



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ Μ.Κ. & Α.Ε.
Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου

Διπλωματική Εργασία

ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΥ ΜΕΣΩ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Κωνσταντίνα Τσίντζηρα

Επιβλέπων: Ε. Γ. Παπαδόπουλος, Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, 2024



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ Μ.Κ. & Α.Ε.
Εργαστήριο Αυτομάτου Ελέγχου

ΥΠΕΥΘΥΝΗ ΔΗΛΩΣΗ ΓΙΑ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗ ΚΑΙ ΓΙΑ ΚΛΟΠΗ ΠΝΕΥΜΑΤΙΚΗΣ
ΙΔΙΟΚΤΗΣΙΑΣ

Έχω διαβάσει και κατανοήσει τους κανόνες για τη λογοκλοπή και τον τρόπο σωστής αναφοράς των πηγών που περιέχονται στον οδηγό συγγραφής Διπλωματικών Εργασιών. Δηλώνω ότι, από όσα γνωρίζω, το περιεχόμενο της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι προϊόν δικής μου εργασίας και υπάρχουν αναφορές σε όλες τις πηγές που χρησιμοποίησα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτή τη Διπλωματική εργασία είναι του συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών ή του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Κωνσταντίνα Τσίντζηρα, Αθήνα 2024



Περίληψη

Αυτή η μελέτη παρουσιάζει ένα δισδιάστατο μοντέλο πολλαπλών τμημάτων για τα κάτω άκρα του σώματος, με σκοπό την κινηματική και δυναμική μελέτη του ανθρώπινου βηματισμού κατά τη διάρκεια ενός πλήρους κύκλου βάρδισης, βασισμένο μόνο σε μετρημένα κινηματικά δεδομένα.

Για την συγκεκριμένη εφαρμογή η μέτρηση των κινηματικών δεδομένων πραγματοποιείται με απλά καταγραφικά μέσα και την χρήση ανοικτών λογισμικών για την ανίχνευση του σώματος, χωρίς να περιλαμβάνεται η χρήση αντανάκλαστικών δεικτών κατά την ανίχνευση.

Τα κινηματικά δεδομένα αφού επεξεργαστούν κατάλληλα προς αφαίρεση θορύβου, εισάγονται στο μηχανικό μοντέλο προκειμένου να προσδιοριστούν τα μήκη των επιμέρους τμημάτων του και να υπολογιστεί το εύρος κίνησης των αρθρώσεων του. Η μελέτη της κίνησης των αρθρώσεων του μοντέλου πραγματοποιήθηκε μέσω της αντίστροφης κινηματικής, η οποία εξασφάλισε αξιόπιστα δεδομένα, όπως προέκυψε ύστερα από σύγκριση με αντίστοιχα από το σύστημα VICON.

Η διαδικασία των υπολογισμών αντίστροφης δυναμικής αποκλίνει σημαντικά από τις συνηθισμένες εφαρμογές καθώς δεν περιλαμβάνει την χρήση δυναμοδάπεδων για την μέτρηση των δυνάμεων και ροπών εδάφους. Κατά την φάση μονής στήριξης οι υπολογισμοί αρχέστηκαν στην χρήση των εξισώσεων Newton Euler. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος απροσδιοριστίας κατά τη φάση της διπλής υποστήριξης, εφαρμόστηκε μια υπόθεση γραμμικής μεταβολής των αντιδράσεων του εδάφους, κατά την οποία το σωματικό βάρος μεταβαίνει σταδιακά από το ένα πόδι στο άλλο.

Το μοντέλο προσέφερε λογικές εκτιμήσεις για τις δυνάμεις και τις ροπές στο οβελιαίο επίπεδο. Η αξιοπιστία του μοντέλου επικυρώθηκε ύστερα από εφαρμογή του σε δεδομένα που έχουν ληφθεί από κάμερες VICON. Τα εντοπιζόμενα σφάλματα οφείλονται πιθανότατα σε σφάλματα στα κινηματικά δεδομένα λόγω λανθασμένης ανίχνευσης της κίνησης του σώματος. Αποδείχτηκε ότι κρίσιμο παράγοντα για τους παραπάνω υπολογισμούς αποτελεί η μέθοδος καταγραφής και τα μέσα που θα χρησιμοποιηθούν, όπως επίσης και η επεξεργασία των αρχικών δεδομένων. Σε κάθε περίπτωση έγινε εμφανές ότι η σύγκριση των αποτελεσμάτων της μελέτης με δεδομένα από πλάκες πίεσης είναι ποιοτική, καθώς τα συγκρινόμενα μεγέθη προέρχονται από διαφορετικά άτομα και άρα η μελέτη υπόκειται στην ιδιαιτερότητα της βάρδισης του κάθε εξεταζόμενου.

Η παρούσα εργασία, παρά τις δυνατότητες για βελτίωση, αναδεικνύει με τα επιτεύγματά της τον κρίσιμο ρόλο που μπορεί να διαδραματίσει η ρομποτική στην ανάλυση του ανθρώπινου βηματισμού. Με την θέσπιση νέων θεμελίων, δημιουργεί ένα πλαίσιο για μια πιο απλή και οικονομικά προσιτή διαδικασία ανάλυσης βάρδισης, ανοίγοντας τον δρόμο για πειράματα χωρίς χωρικούς περιορισμούς. Η εμβάθυνση στην ανάλυση της κινηματικής και δυναμικής συμπεριφοράς του ανθρώπου ανοίγει νέες προοπτικές στην κατανόηση του βηματισμού, ενισχύοντας τις έρευνες για τη δημιουργία δίποδων ρομπότ, ικανών να αναπαραστήσουν πλήρως την ανθρώπινη κίνηση. Οι εφαρμογές της εργασίας εκτείνονται από την εξέλιξη των μεθόδων ανάλυσης βάρδισης έως την δημιουργία εξωσκελετικών ρομπότ που θα υποστηρίζουν την ανθρώπινη κίνηση, ακόμα και τη βελτίωση της κίνησης στην εικονική πραγματικότητα.

Abstract

This study introduces a two-dimensional model for the lower extremities of the human body, aiming at the kinematic and dynamic analysis of human gait during a complete walking cycle, based solely on measured kinematic data.

For this specific application, kinematic data is acquired using simple recording devices and open-source software for body motion detection, without the use of reflective markers during tracking.

After appropriately processing the kinematic data to remove noise, it is input into the mechanical model to determine segment lengths and calculate the range of motion for joint angles. The joint motion analysis of the model was conducted using inverse kinematics, ensuring reliable data as validated through comparison with VICON system data.

The process of inverse dynamics calculations significantly deviates from conventional torque tracking applications, as it does not involve force plate data for measuring ground reaction forces and moments. During the single support phase, calculations relied on a set of Newton Euler equations. To address the indeterminacy issue in the double support phase, a linear ground reactions was applied variation assumption for, where body weight gradually transitions from one foot to the other.

The model provided reasonable estimations for forces and moments in the sagittal plane. Model reliability was validated by testing with data captured by VICON cameras. Observed errors were likely due to inaccuracies in kinematic data resulting from incorrect body motion detection. It was evident that the recording method and data processing significantly influenced the outcomes. In each case, the comparison of study results with pressure plate data was qualitative, as the compared metrics originated from different individuals, making the study subject to the specificity of each participant's walking pattern.

Despite the potential for improvement, the present work highlights with its achievements the critical role that robotics can play in human gait analysis. By establishing new foundations, it creates a framework for a simpler and more affordable gait analysis procedure, paving the way for experiments without spatial constraints. Deepening the analysis of human kinematic and dynamic behaviour opens up new perspectives in the understanding of gait, boosting research into the creation of bipedal robots capable of fully reproducing human movement. The applications of the work range from the development of gait analysis methods to the creation of exoskeletal robots that support human movement, and even the improvement of movement in virtual reality.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες προς τον επιβλέποντα καθηγητή, Ευάγγελο Παπαδόπουλο. Του είμαι βαθιά ευγνώμων για την πολύτιμη υποστήριξη και ουσιαστική καθοδήγηση καθ' όλη τη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας και για την ευκαιρία να είμαι μέλος της ομάδας CSL/NTUA για περίπου 1 χρόνο.

Είμαι ολόψυχα ευγνώμων στην υποψήφια διδάκτορα Κατερίνα Σμυρλή, της οποίας η καθοδήγηση και η βοήθειά της ήταν ανεκτίμητη. Η εμπειρία μου υπό την καθοδήγησή της ήταν εξαιρετική και αφήνει μια ανεξίτηλη σφραγίδα στην ακαδημαϊκή μου πορεία.

Επίσης ευχαριστώ όλη την ομάδα του CSL/NTUA και συγκεκριμένα τον υποψήφιο διδάκτορα Θανάση Μαστρογεωργίου για όλη την βοήθεια που μας προσέφερε κατά την διάρκεια της εργασίας.

Θεωρώ τον εαυτό μου πολύ τυχερό που είχα την ευκαιρία να εργαστώ με εσάς και να μοιραστώ αυτήν την αξέχαστη εμπειρία.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και όλους τους κοντινούς μου ανθρώπους που με υποστήριξαν καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου και της συγκεκριμένης διπλωματικής.

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή	1
1.1	Σκοπός Εργασίας	1
1.2	Βιβλιογραφική Ανασκόπηση	1
1.3	Δομή Εργασίας	3
2	Στοιχεία Θεωρίας	5
2.1	Εισαγωγή	5
2.2	Ανάλυση Κύκλου Βάδισης του ανθρώπου	5
2.3	Μοντέλο Διπλού Εκκρεμούς	6
2.3.1	Κινηματική	7
2.3.2	Αντίστροφη Κινηματική	7
2.3.3	Αντίστροφη Δυναμική	8
3	Ανάλυση Εικόνας	13
3.1	Εισαγωγή	13
3.2	OpenPose	13
3.2.1	Δισδιάστατη ανίχνευση σημείων μοντέλου OpenPose	13
3.2.2	Τρισδιάστατη ανίχνευση σημείων μοντέλου OpenPose	14
3.3	Βαθμονόμηση Κάμερας	14
3.4	Μοντέλο Ανθρώπου OpenPose	15
3.5	Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα Openpose	16
3.6	ZED SDK	18
3.7	Ανίχνευση σημείων του σώματος	19
4	VICON system	21
4.1	Εισαγωγή	21
4.2	Μοντέλο Plug-in Gait	21
5	Δυναμικό Μοντέλο	29
5.1	Εισαγωγή	29

5.2	Μηχανικό Μοντέλο	29
5.3	Γενικευμένες Μεταβλητές Μοντέλου	30
5.3.1	Διαμορφώσεις Μοντέλου	32
5.4	Μοντελοποίηση με Ευθεία Κινηματική	33
5.5	Προσαρμογή του μοντέλου στα δεδομένα του ανθρώπου	34
5.5.1	Συσχέτιση με μοντέλο ZED SDK	34
5.5.2	Συσχέτιση με μοντέλο OpenPose	35
5.5.3	Επεξεργασία σημείων ανίχνευσης	36
5.5.4	Θέσεις σημείων του μοντέλου συναρτήσει του χρόνου	38
5.5.5	Γραμμικές Ταχύτητες και Επιταχύνσεις	41
5.5.6	Προσδιορισμός γεωμετρίας και ιδιοτήτων αδράνειας του μοντέλου	46
5.6	Αντίστροφη Κινηματική	47
5.6.1	Διαγράμματα Γενικευμένων Μεταβλητών του Μοντέλου	48
5.6.2	Διαγράμματα Γωνιών Αρθρώσεων του Μοντέλου	49
5.6.3	Σύγκριση με δεδομένα από VICON	52
5.6.4	Γωνιακές Ταχύτητες και Επιταχύνσεις	56
5.7	Εξιιώσεις Κέντρων Βάρους	59
5.8	Επικύρωση του μοντέλου μέσω της ευθείας κινηματικής	63
5.9	Δυναμική ανάλυση Μοντέλου	65
5.9.1	Προσδιορισμός δυνάμεων στις αρθρώσεις	65
5.9.2	Προσδιορισμός κάθετης δύναμης εδάφους	68
5.9.3	Προσδιορισμός ροπών στις αρθρώσεις	70
6	Εφαρμογή μοντέλου σε δεδομένα VICON	79
7	Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία	91
7.1	Συμπεράσματα	91
7.2	Μελλοντική Εργασία	92
	Βιβλιογραφία	95
8	Παράρτημα Α	97
9	Παράρτημα Β	101

Κατάλογος Σχημάτων

2.1	Κύκλος βάρδισης ανθρώπου στη βαθμίδα του χρόνου, Πηγή: Inman VT, Ralston HJ, Todd F: Human walking, Baltimore, 1981, Williams & Wilkins, p. 26.	5
2.2	Διπλό εκκρεμές	6
2.3	Διαμορφώσεις διπλού εκκρεμούς για καθορισμένη θέση ελεύθερου άκρου	8
2.4	Γενικευμένες δυνάμεις στο διπλό εκκρεμές	9
2.5	Διάγραμμα ελεύθερου σώματος στο διπλό εκκρεμές	11
3.1	Ανίχνευση διαστάσεων στάσης πολλαπλών ατόμων μέσω OpenPose	13
3.2	Διαδικασία τριγωνοποίησης	14
3.3	Μοντέλο OpenPose BODY25	15
3.4	Ανίχνευση σημείων του σώματος μέσω OpenPose	16
3.5	Τελικό Στιγμιότυπο αναπαράστασης στάσης του ανθρώπου μέσω OpenPose	16
3.6	Στιγμιότυπο από την ανίχνευση της κίνησης μέσω OpenPose	17
3.7	Στιγμιότυπο από λανθασμένη ανίχνευση κίνησης μέσω OpenPose	17
3.8	Κάμερα ZED-2	19
3.9	Μοντέλο ZED SDK BODY34	19
4.1	Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάρδισης Plug-in (Εμπρόσθια Όψη)	21
4.2	Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάρδισης Plug-in (Πίσω Όψη)	22
4.3	Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάρδισης Plug-in (Πλαϊνή Όψη) [https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait]	22
4.4	Κέντρα αρθρώσεων μοντέλου Plug-in [https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+bones]	23
4.5	Ανατομικά επίπεδα και άξονες αναφοράς	26
4.6	Ορισμός γωνιών Plug In Gait για τα κάτω άκρα του μοντέλου	27
4.7	Ορισμός δυνάμεων μοντέλου Plug In Gait [https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+lower+body+forces+and+moments]	27
4.8	Ορισμός ροπών μοντέλου Plug In Gait [https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+lower+body+forces+and+moments]	28
5.1	Μηχανικό μοντέλο για το ανθρώπινο περπάτημα	29
5.2	Γενικευμένες μεταβλητές μοντέλου	30
5.3	Διαμορφώσεις μοντέλου	32
5.4	Σύγκριση δυναμικού μοντέλου βάρδισης και μοντέλου ZED SDK BODY34	34
5.5	Σύγκριση δυναμικού μοντέλου βάρδισης και μοντέλου OpenPose BODY25	36
5.6	Ανάλυση FFT σε x τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό ZED SDK	37
5.7	Ανάλυση FFT σε z τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό ZED SDK	37
5.8	Ανάλυση FFT σε x τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό OpenPose	38

5.9	Ανάλυση FFT σε z τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό OpenPose	38
5.10	Θέσεις σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση	39
5.11	Θέσεις σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση	40
5.12	Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση	41
5.13	Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση	42
5.14	Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση	42
5.15	Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση	43
5.16	Επιταχύνσεις σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση	44
5.17	Επιταχύνσεις σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση	45
5.18	Γενικευμένες μεταβλητές ισχίου	48
5.19	Γενικευμένες μεταβλητές γόνατος	48
5.20	Γενικευμένες μεταβλητές αστραγάλου	49
5.21	Γενικευμένη μεταβλητή πέλματος	49
5.22	Γωνίες κάμψης/έκτασης αρθρώσεων μοντέλου	51
5.23	Γωνίες μοντέλου Plug-In VICON	52
5.24	Σύγκριση γενικευμένων μεταβλητών μοντέλου με τις γωνίες του VICON	53
5.25	Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON	54
5.26	Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON	55
5.27	Γωνιακές ταχύτητες	56
5.28	Γωνιακές ταχύτητες	57
5.29	Γωνιακές επιταχύνσεις	57
5.30	Γωνιακές επιταχύνσεις	58
5.31	Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση	60
5.32	Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση	60
5.33	Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση	61
5.34	Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση	61
5.35	Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση	62
5.36	Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση	62
5.37	Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική	63
5.38	Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική [2]	64
5.39	Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική [3]	64
5.40	Δυνάμεις εδάφους κατά την φάση διπλής στήριξης	65
5.41	Διάγραμμα Ελευθέρου Σώματος για το τμήμα αστράγαλος-πέλμα του μοντέλου	66
5.42	Κάθετη δύναμη εδάφους για το αριστερό πόδι σε ένα πλήρη κύκλο βάρδισης	69
5.43	Ροπές αρθρώσεων μηχανικού μοντέλου για την διαμόρφωση «Heel»	70
5.44	Ροπές και δυνάμεις για το τμήμα του αστραγάλου του ελεύθερου άκρου	71
5.45	Ροπή εδάφους σε διαμόρφωση «Toe»	72
5.46	Ροπή εδάφους σε διαμόρφωση «Heel»	72
5.47	Ροπές αρθρώσεων μοντέλου, ανηγμένες στο σωματικό βάρος, συγκρινόμενες με αποτελέσματα που προέκυψαν με χρήση δυναμοδάπεδου για ένα αντιπροσωπευτικό άτομο	76
5.48	Ροπή εδάφους, ανηγμένη στο σωματικό βάρος, συγκρινόμενη με αποτελέσματα που προέκυψαν με χρήση δυναμοδάπεδου για ένα μέσο άτομο παρόμοιου σωματικού βάρους	76
6.1	Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON για τα δεδομένα VICON (1)	79

6.2	Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON για τα δεδομένα VICON (2)	80
6.3	Γωνιακές ταχύτητες για τα δεδομένα VICON (1)	81
6.4	Γωνιακές ταχύτητες για τα δεδομένα VICON (2)	82
6.5	Γωνιακές επιταχύνσεις για τα δεδομένα VICON (1)	82
6.6	Γωνιακές επιταχύνσεις για τα δεδομένα VICON (2)	83
6.7	Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON	84
6.8	Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON	84
6.9	Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON	85
6.10	Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON	85
6.11	Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για δεδομένα VICON	86
6.12	Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για δεδομένα VICON	86
6.13	Κάθετη δύναμη εδάφους σε ένα πλήρη κύκλο βάρδισης για δεδομένα VICON	87
6.14	Ροπές αρθρώσεων ανθρώπου στο οβελιαίο επίπεδο για τα δεδομένα VICON	88
6.15	Ροπή εδάφους στο οβελιαίο επίπεδο για τα δεδομένα VICON	89
9.1	Αδρανειακές παράμετροι για τα τμήματα του σώματος που περιλαμβάνονται στο μοντέλο [https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models]	101
9.2	Μοντέλο Gait2354 και οι αδρανειακές παράμετροι του σε περιβάλλον λογισμικού OpenSim	102
9.3	Μοντέλο Gait2354 και τα καθορισμένα συστήματα συντεταγμένων για τα τμήματα σώματος του μοντέλου στο λογισμικό OpenSim	103

Κατάλογος Πινάκων

3.1	Σημεία μοντέλου OpenPose	15
3.2	Σημεία μοντέλου ZED SDK BODY34	20
4.1	Περιγραφή γωνιών μοντέλου Plug-In [https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait]	26
5.1	Αντιστοίχιση των σημείων των μοντέλων BODY34 και δυναμικού μοντέλου βάρδισης	35
5.2	Αντιστοίχιση των σημείων των μοντέλων BODY25 και δυναμικού μοντέλου βάρδισης	36
5.3	Ανθρωπομετρικά δεδομένα από VICON	46
5.4	Ανθρωπομετρικά δεδομένα από Opensim	47
5.5	Γωνίες αρθρώσεων ανά κύκλο βάρδισης	50
5.6	Κάθετη δύναμη εδάφους σε κάθε φάση του κύκλου βάρδισης	69
5.7	Ροπές αρθρώσεων ανά κύκλο βάρδισης	74
5.8	Ροπή εδάφους σε κάθε φάση του κύκλου βάρδισης	75

1. Εισαγωγή

1.1 Σκοπός Εργασίας

Σκοπός της παρούσας εργασίας αποτελεί η δυναμική ανάλυση της βάρδισης του ανθρώπου μέσω της ανάπτυξης και χρήσης ενός μηχανικού μοντέλου. Πιο συγκεκριμένα, η εργασία περιλαμβάνει την ανάπτυξη ενός απλουστευμένου μηχανικού μοντέλου για τον υπολογισμό της αντίστροφης κινηματικής, καθώς και των δυνάμεων και ροπών των αρθρώσεων του ανθρώπου κατά το περπάτημα, μέσω αντίστροφης δυναμικής, με είσοδο κινηματικά δεδομένα και ανθρωπομετρικές παραμέτρους.

Μέσω της μελέτης του κύκλου βάρδισης του ανθρώπου γίνονται εμφανείς οι απαιτήσεις του προβλήματος και συνεπώς εντοπίζονται τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να έχει το μηχανικό μοντέλο που θα επιλεγεί.

Αρχική έμπνευση για την συγκεκριμένη εργασία αποτέλεσαν τα προβλήματα και οι δυσκολίες που περιλαμβάνει η διαδικασία της ανάλυσης βάρδισης, η οποία εφαρμόζεται κατά κύριο λόγο σε κάποιον ασθενή για την διάγνωση κάποιας πιθανής διαταραχής στην βάρδιση. Ως επί το πλείστον οι περισσότερες μέθοδοι περιλαμβάνουν την καταγραφή της κίνησης του ασθενή σε ειδικά διαμορφωμένα εργαστήρια, τα οποία περιλαμβάνουν πλάκες καταγραφής πίεσης (δυναμοδάπεδα) για την μέτρηση των δυνάμεων του εδάφους. Για την καταγραφή της κίνησης χρησιμοποιούνται συστήματα καταγραφής της κίνησης ειδικών αντανακλαστικών δεικτών οι οποίοι τοποθετούνται πάνω στο ανθρώπινο σώμα σε αυστηρά καθορισμένες θέσεις. Η διαδικασία μπορεί να είναι ιδιαίτερα χρονοβόρα και επίπονη, αφού απαιτεί από τον ασθενή ελάχιστο ρουχισμό, πολύωρη ορθοστασία ή ακόμα και ακινησία. Εκτός από αυτό, η ύπαρξη δυναμοδάπεδου θέτει συχνά έναν επιπλέον παράγοντα λάθους στην πειραματική διαδικασία αφού ο ασθενής αδυνατεί να διατηρήσει τον αυθόρμητο τρόπο περπατήματος του.

Η παρούσα εργασία θα προσπαθήσει να παρακάμψει τις παραπάνω δυσκολίες, αποφεύγοντας τόσο την χρήση αντανακλαστικών δεικτών όσο και των πλακών δύναμης, στοχεύοντας στην παροχή όσο το δυνατόν πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Τα αποτελέσματα της έρευνας, από ερευνητική άποψη, δύναται να συμβάλουν σημαντικά στην επιστήμη ανάλυσης της βάρδισης. Εκτός από αυτό, η γνώση των ανατομικών χαρακτηριστικών και των ανθρωπομετρικών ιδιοτήτων θεωρείται μείζονος σημασίας και μπορεί να αξιοποιηθεί ακόμα και για την ανάπτυξη και βελτίωση εξωσκελετικών ρομπότ που θα προσεγγίζουν όσο το δυνατόν καλύτερα την κίνηση του ανθρώπου.

1.2 Βιβλιογραφική Ανασκόπηση

Η ανάλυση βάρδισης έχει αποκτήσει μεγάλη δημοτικότητα λόγω των εφαρμογών της στην κλινική διάγνωση, στις μεθόδους αποκατάστασης, στον αθλητισμό, στη εμβιομηχανική αλλά και στη ρομποτική. Η κατανόηση του κύκλου βάρδισης του ανθρώπου και η ανάπτυξη μεθόδων με τις οποίες μπορεί να μελετηθεί και κατ' επέκταση να ανιχνευθούν τυχόν διαταραχές, αποτέλεσε αντικείμενο μελέτης πολλών ερευνητών. Η προσοχή των ερευνητών έχει εστιαστεί εξίσου στην επιλογή κατάλληλης μεθόδου για την καταγραφή της κίνησης του ανθρώπου, στην ανάπτυξη ενός επαρκούς μοντέλου για την κινηματική και δυναμική ανάλυση αλλά και στον ακριβή υπολογισμό των δυνάμεων εδάφους. Τον τελευταίο καιρό οι μελέτες επεκτείνονται ακόμα και στον σχεδιασμό και έλεγχο εξωσκελετικών ρομπότ, εφαρ-

μογή η οποία θα ήταν ιδιαίτερα σημαντική για τον τομέα της εμβιομηχανικής αλλά και της ρομποτικής.

Μια γενικότερη εισαγωγή στην μεθοδολογία της ανάλυσης βάρδισης και τα στάδια που αυτή περιλαμβάνει, δόθηκε από τον Carrozzo [3], ο οποίος μεταξύ άλλων αναφέρθηκε στην τοποθέτηση αντανάκλαστικών δεικτών, τον προσδιορισμό των αδρανειακών ιδιοτήτων του μοντέλου και τον προσδιορισμό κατάλληλων συστημάτων συντεταγμένων ως προς τα οποία θα οριστούν οι γωνίες και οι ροπές.

Αναφορικά με την επιλογή κατάλληλου μηχανικού μοντέλου, έχουν γίνει πολλές έρευνες που στοχεύουν στον προσδιορισμό των βαθμών ελευθερίας που θα εξασφαλίσουν πιο αξιόπιστα αποτελέσματα κατά την ανάλυση.

Οι Wahrenberg et al. [16] πρότειναν αρχικά ένα από τα πιο απλοϊκά μοντέλα για την περιγραφή των κάτω άκρων καθώς χρησιμοποίησαν την απλή διαμόρφωση του διπλού εκκρεμούς για την μοντελοποίηση του κάθε ποδιού, αγνοώντας την κίνηση του αστραγάλου.

Πλέον έχουν αναπτυχθεί πολύ πιο πολύπλοκα μοντέλα, για ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα, τα οποία επιτρέπουν περιστροφική κίνηση σε όλες τις αρθρώσεις του, όπως είναι το μοντέλο που χρησιμοποίησαν οι Ren et al. [10]. Οι Arcarian et al [1], μεταξύ πολλών άλλων, εστίασαν στην μοντελοποίηση μόνο των κάτω άκρων. Πιο συγκεκριμένα, επέλεξαν ένα μοντέλο με δώδεκα βαθμούς ελευθερίας, περιγράφοντας την πλήρη περιστροφική κίνηση των αρθρώσεων των ισχίων, γονάτων και αστραγάλων. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στον προσδιορισμό της γωνίας της μέσης ως προς το σταθερό σύστημα συντεταγμένων και της σχετικής γωνίας μεταξύ ισχίου και λεκάνης. Η μέθοδος αυτή φαίνεται να υπερσχύει έναντι των αναλύσεων των Carrozzo et al. [2] και Stanic et al.[13], οι οποίοι περιέγραψαν τις περιστροφές του ισχίου στο οβελιαίο επίπεδο σε σχέση με τον κατακόρυφο άξονα του εργαστηρίου.

Το μεγαλύτερο τμήμα της βιβλιογραφίας υπολογίζει τις γωνίες των αρθρώσεων μέσω του συστήματος VICON, το οποίο χρησιμοποιεί αντανάκλαστικούς δείκτες που τοποθετούνται στο σώμα του ατόμου. Ωστόσο, η χρήση αυτών των δεικτών και ο προσδιορισμός των συστημάτων αναφοράς με βάση αυτούς, έχει συνδεθεί με σφάλματα στα αποτελέσματα της ανάλυσης βάρδισης. Έτσι, πολλοί ερευνητές όπως είναι οι Leardini et al. [7] προσπάθησαν να ελαχιστοποιήσουν τον απαραίτητο αριθμό δεικτών κατά την ανάλυση και πρότειναν την περιγραφή των κινήσεων των αρθρώσεων με βάση τα συστήματα συντεταγμένων που προκύπτουν από τα ανατομικά ορόσημα του εκάστοτε τμήματος. Για την επιλογή του κατάλληλου συστήματος συντεταγμένων πραγματοποίησαν μελέτες και άλλες ομάδες επιστημόνων όπως είναι οι Carrozzo et al.[4], Della Croce et al [5] και Schache et al. [11].

Πρόσφατες έρευνες έχουν εστιάσει το ενδιαφέρον τους στην εύρεση μιας εναλλακτικής μεθόδου, η οποία δεν θα περιλαμβάνει την τοποθέτηση δεικτών, θα είναι πιο οικονομικά προσιτή, δεν θα απαιτεί εξειδικευμένο προσωπικό ή εξοπλισμό και κυρίως θα είναι πιο σύντομη και λιγότερο επεμβατική για τα άτομα που εξετάζονται. Τέτοιες μέθοδοι βασίζονται στην αξιοποίηση διαθέσιμων λογισμικών τα οποία είναι εκπαιδευμένα να εντοπίζουν συγκεκριμένα σημεία πάνω στο ανθρώπινο σώμα χρησιμοποιώντας εικόνες που προέρχονται από ένα απλό βίντεο.

Οι Stenum et al. [14] εφάρμοσαν την ανάλυση βάρδισης χρησιμοποιώντας το ανοικτό λογισμικό OpenPose και παρουσίασαν τα αποτελέσματά τους συγκριτικά με αντίστοιχα δεδομένα που προέκυψαν από άλλα τρισδιάστατα συστήματα καταγραφής κίνησης. Ακόμα, οι Washabaugh et al. [17] προχώρησαν στην σύγκριση της ακρίβειας με την οποία τα διαθέσιμα λογισμικά εκτίμησης της ανθρώπινης στάσης μπορούν να υπολογίσουν τα κινηματικά μεγέθη κατά την ανάλυση βάρδισης. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το OpenPose υπερτερεί σημαντικά έναντι άλλων υφιστάμενων πλατφορμών και θα μπορούσε να χρησιμεύσει ως εναλλακτική

λύση για τα συμβατικά συστήματα καταγραφής κίνησης.

Η αξιοποίηση δεδομένων που προκύπτουν από καταγραφικά μέσα έθεσε την άμεση ανάγκη για επεξεργασία των δεδομένων προτού χρησιμοποιηθούν για κινηματική ανάλυση. Οι Rácz et al. [9] ασχολήθηκαν με την τεχνική της επεξεργασίας των δεδομένων για μείωση του θορύβου και πρότειναν μια σχετική μεθοδολογία για την συγκεκριμένη εφαρμογή.

Η δυναμική ανάλυση του μηχανικού μοντέλου και ο υπολογισμός των εσωτερικών δυνάμεων και ροπών αποτελεί πολύ σημαντικό μέρος για την ανάλυση κίνησης. Στο βιβλίο του ο Winter [18] περιέγραψε έναν συμβατικό τρόπο υπολογισμού των ροπών που εφαρμόζονται στις αρθρώσεις χρησιμοποιώντας σαν δεδομένο τις τιμές των δυνάμεων εδάφους, οι οποίες εκτιμώνται συνήθως από δυναμοδάπεδα. Εκτός από αυτό, ο Winter ασχολήθηκε επίσης με τον προσδιορισμό των ανθρωπομετρικών δεδομένων του μοντέλου.

Η χρήση των πλακών πίεσης που προτάθηκε προηγουμένως, θέτει συχνά επιπλέον περιορισμούς στην διεξαγωγή της διαδικασίας και για αυτό έχουν γίνει σχετικές έρευνες για την αποφυγή τους. Οι Ren et al. [10] απέφυγαν την χρήση δυναμοδάπεδου και εφάρμοσαν τις εξισώσεις κίνησης σε ένα τρισδιάστατο μοντέλο για ολόκληρο το σώμα. Επιχείρησαν να επιλύσουν το πρόβλημα που προκύπτει στον υπολογισμό των δυνάμεων εδάφους κατά την φάση διπλής στήριξης υποθέτοντας μια ομαλή μετάβαση του βάρους από το ένα πόδι στο άλλο.

Οι Xiang et al. [19] παρουσίασαν μια νέα μεθοδολογία κατά την οποία οι εξισώσεις Lagrange χρησιμοποιούνται μόνο για τον προσδιορισμό της κινηματικής και δυναμικής του μοντέλου, οι εσωτερικές δυνάμεις και ροπές υπολογίζονται μέσω των εξισώσεων κίνησης και το πρόβλημα τελικά βελτιστοποιείται μέσω μιας αντικειμενικής συνάρτησης ελαχιστοποίησης ενέργειας για την επίτευξη ισορροπίας του μοντέλου στη διπλή στήριξη. Μετέπειτα, οι Dijkstra et al. [6] εφάρμοσαν την μέθοδο του σημείου μηδενικής ροπής («Zero Moment Point (ZMP)») που είχε προταθεί αρχικά από τους Xiang et al. Επιπλέον, ο επιμερισμός του φορτίου κατά την διπλή στήριξη προσεγγίστηκε με μια σταθμισμένη γραμμική σχέση μεταξύ δύο σημείων επαφής και του ZMP.

Η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της δυναμικής ανάλυσης βάδισης πραγματοποιείται συνήθως μέσω της σύγκρισης με αποτελέσματα πρότερων ερευνών. Πρόκειται για μία τακτική που σε γενικές γραμμές αποδίδει αναδεικνύοντας τόσο τα στοιχεία της μελέτης που χρήζουν βελτίωσης όσο και νέες πρακτικές, ενώ από κλινικής άποψης, βοηθούν στην ανάδειξη τυχόν διαταραχών και ιδιαιτεροτήτων κατά τη βάδιση. Το γεγονός ότι οι μετρήσεις σε κάθε μελέτη παραμένουν εξατομικευμένες και υπόκεινται σε πολλές υποκειμενικές συνθήκες διεξαγωγής των πειραμάτων, ώθησε τους Schreiber et al. [12], van der Zee et al. [15] και Mentiplay et al. [8] να ερευνήσουν την επίδραση που μπορεί να έχει η ηλικία, το φύλο αλλά πολύ περισσότερο η ταχύτητα βάδισης και το μήκος βήματος που επιλέγεται από κάθε άτομο.

Η βιβλιογραφική έρευνα που πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια της συγκεκριμένης εργασίας συνέβαλε στην επιλογή των μεθόδων που θα χρησιμοποιηθούν και στην σωστή προσέγγιση της διαδικασίας ανάλυσης βάδισης. Όπως παρουσιάστηκε, οι περισσότερες μελέτες εξαρτώνται άμεσα από την χρήση ειδικού εξοπλισμού, όπως είναι οι κάμερες VICON και οι πλατφόρμες πίεσης, ενώ τα μοντέλα που παρουσίαζαν ήταν συχνά ιδιαίτερα πολύπλοκα.

1.3 Δομή Εργασίας

Η παρούσα εργασία χωρίζεται σε 6 βασικά κεφάλαια.

Το Κεφάλαιο 2 εισάγει αρχικά τον αναγνώστη στην έννοια του κύκλου βάδισης του ανθρώπου, περιγράφοντας τις φάσεις από τις οποίες αποτελείται και τα γεγονότα που σηματοδοτούν

κάθε φάση του. Επιπλέον, παρουσιάζονται τα κεφάλαια της μηχανικής και ρομποτικής εφαρμοσμένα για το παράδειγμα του διπλού εκκρεμούς, με σκοπό να αναλυθούν τα βασικά στοιχεία θεωρίας και οι μέθοδοι που θα χρησιμοποιηθούν στην παρούσα εργασία.

Στο Κεφάλαιο 3 γίνεται αναφορά στα ανοικτά λογισμικά OpenPose και ZED SDK, τα οποία παρέχουν τα απαραίτητα δεδομένα για το μοντέλο που μελετάται. Στις υποενότητες που περιέχονται στο κεφάλαιο, παρουσιάζονται οι βασικές τους λειτουργίες, ο τρόπος που παράγουν τα αποτελέσματά τους αξιοποιώντας καταγραφικά μέσα, το μοντέλο που χρησιμοποιούν, και τέλος γίνεται μια συνοπτική περιγραφή όλης της πειραματικής διαδικασίας που απαιτείται για την διεξαγωγή αποτελεσμάτων.

Το Κεφάλαιο 4 εστιάζει στο λογισμικό VICON, παραθέτοντας αρκετές πληροφορίες για τα δεδομένα που επεξεργάζεται, τον τρόπο με τον οποίο αυτά συλλέγονται, καθώς και για τα κινηματικά και δυναμικά αποτελέσματα που παρέχει στους χρήστες.

Στο Κεφάλαιο 5 παρουσιάζεται αναλυτικά η μέθοδος ανάπτυξης του μηχανικού μοντέλου για το ανθρώπινο περπάτημα. Πιο συγκεκριμένα, παρατίθεται η μορφή του μοντέλου, με τις απαραίτητες εξισώσεις για την μοντελοποίησή του και τον προσδιορισμό των μεταβλητών του. Παράλληλα, καθορίζονται και οι αδρανειακές παράμετροι του μοντέλου. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στην μελέτη της κινηματικής και δυναμικής συμπεριφοράς του μοντέλου. Σκοπός του κεφαλαίου αποτελεί η διεξαγωγή όσο το δυνατόν πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων.

Το Κεφάλαιο 6 χρησιμοποιεί τα δεδομένα που συλλέχθηκαν από το σύστημα VICON με σκοπό να επικυρώσει την αξιοπιστία του μοντέλου μέσω της σύγκρισης των αποτελεσμάτων του με ευρέως αποδεκτές καμπύλες.

Τέλος, το Κεφάλαιο 7 συνοψίζει τα αποτελέσματα της μελέτης και εντοπίζει τα στοιχεία που μπορούν να βελτιωθούν, παρέχοντας προτάσεις για μελλοντική εργασία.

2. Στοιχεία Θεωρίας

2.1 Εισαγωγή

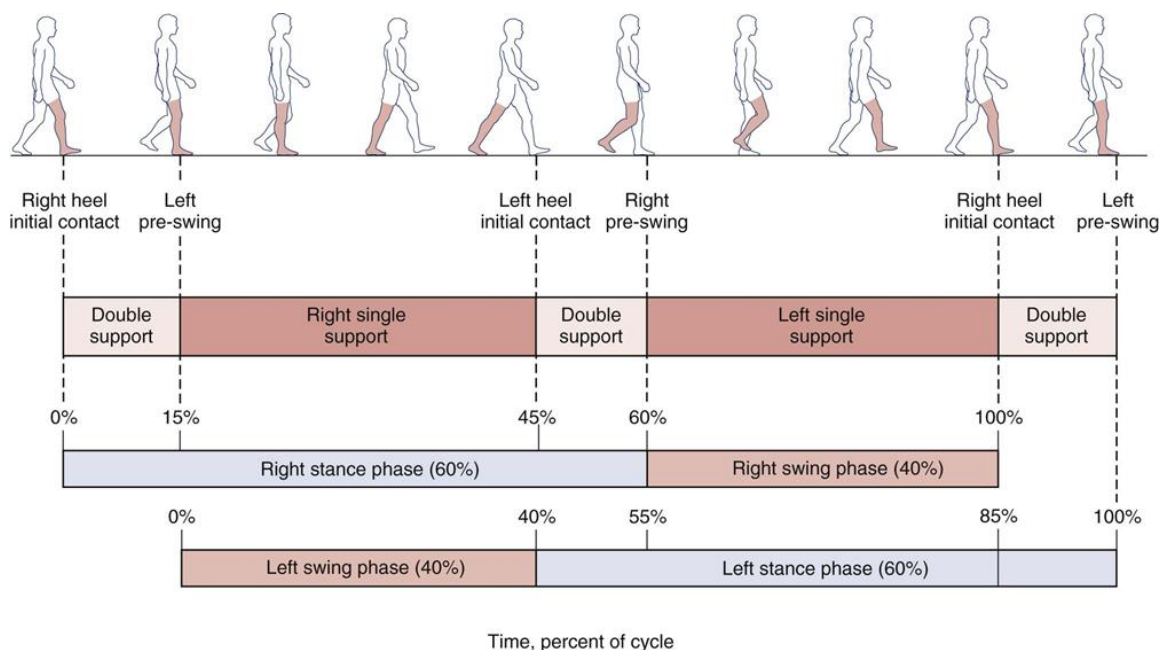
Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται συνοπτικά τα στοιχεία θεωρίας στα οποία στηρίχτηκε η εργασία. Αρχικά θα γίνει μια εισαγωγή σε απαραίτητους όρους του τομέα της βιοϊατρικής ενώ στην συνέχεια θα παρουσιαστούν σημαντικά κεφάλαια από την μηχανική και τον αυτόματο έλεγχο. Η οργάνωση του κεφαλαίου βασίζεται σε δύο μεγάλες Ενότητες.

Στην Ενότητα 2.2 αναλύεται ο Κύκλος Βάδισης του ανθρώπου και γίνεται επεξήγηση των επιμέρους φάσεων του και των γεγονότων που λαμβάνουν χώρα σε κάθε φάση.

Στην Ενότητα 2.3 παρουσιάζεται το μοντέλο του διπλού εκκρεμούς, ως ένα πιο απλό παράδειγμα του δυναμικού μας συστήματος, προκειμένου να παρουσιαστούν κάποια κεφάλαια από το πεδίο του αυτομάτου ελέγχου σχετικά με την μοντελοποίηση, την ευθεία και αντίστροφη κινηματική καθώς και την ευθεία και αντίστροφη δυναμική.

2.2 Ανάλυση Κύκλου Βάδισης του ανθρώπου

Η δυναμική του μηχανικού μοντέλου θα μελετηθεί κατά τη διάρκεια ενός πλήρους κύκλου βάδισης του ανθρώπου. Ένας κύκλος βάδισης ξεκινάει από τη στιγμή που ένα πόδι έρθει σε επαφή με το έδαφος και διαρκεί μέχρι το ίδιο πόδι να ακουμπήσει ξανά το έδαφος. Αποτελείται από δύο φάσεις, την στήριξη και την αιώρηση. Η φάση της στήριξης αρχίζει με την επαφή της φτέρνας του ποδιού με το έδαφος, «Heel Strike»(HS), και λήγει με τον πλήρη αποχωρισμό του ποδιού από το έδαφος, «Toe off»(TO). Η φάση της αιώρησης περιλαμβάνει τα γεγονότα της βάδισης μεταξύ του «Toe off» και του επόμενου «Heel Strike» και περιγράφει την περίοδο κατά την οποία το πόδι είναι ελεύθερο και προωθείται προς τα μπροστά.



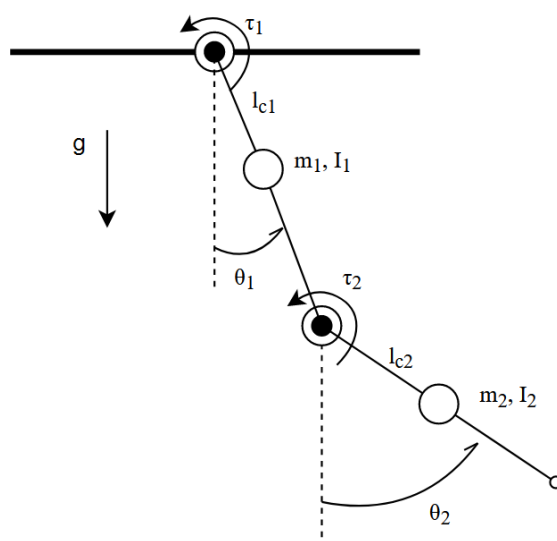
Σχήμα 2.1: Κύκλος βάδισης ανθρώπου στη βαθμίδα του χρόνου, Πηγή: Inman VT, Ralston HJ, Todd F: *Human walking*, Baltimore, 1981, Williams & Wilkins, p. 26.

Η φάση στήριξης («Stance Phase») διακρίνεται σε τρεις μικρότερες φάσεις, δύο φάσεις διπλής στήριξης («double support phase») και μια φάση μονής στήριξης («Single Support Phase»). Η «Double Support Phase» αναφέρεται στην περίοδο του κύκλου βάρδισης κατά την οποία και τα δύο πόδια βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος και γίνεται σταδιακή μεταφορά του βάρους του σώματος από το ένα πόδι στο άλλο. Αντίστοιχα, η «Single Support Phase» αναφέρεται στην περίοδο όπου μόνο ένα πόδι ακουμπάει στο έδαφος και δέχεται όλο το βάρος, ενώ το άλλο πόδι βρίσκεται σε «Swing Phase». Το Swing Phase είναι επίσης μια φάση μονής στήριξης.

2.3 Μοντέλο Διπλού Εκκρεμούς

Για την καλύτερη και πιο εύκολη κατανόηση του μηχανικού μοντέλου που επιλέχθηκε και αναλύθηκε για το ανθρώπινο περπάτημα, θα προηγηθεί η περιγραφή της ευθείας και αντίστροφης κινηματικής και δυναμικής ενός διπλού εκκρεμούς, το οποίο προσομοιάζει επαρκώς σε μορφή και συμπεριφορά τα κάτω άκρα του ανθρώπου. Πιο συγκεκριμένα, στο Σχήμα 2.2 θεωρείται ότι το πρώτο σκέλος είναι ο μηρός, το δεύτερο μέλος είναι η κνήμη ενώ αντίστοιχα οι αρθρώσεις 1 και 2 είναι οι αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος. Για την προσομοίωση, οι δύο ράβδοι θεωρήθηκαν αβαρείς, με δεδομένη ροπή αδράνειας, ενώ οι αντίστοιχες μάζες βρίσκονται συγκεντρωμένες σε ορισμένη απόσταση από την αρχή κάθε ράβδου. Το εκκρεμές βρίσκεται σε κατακόρυφο πεδίο βαρύτητας με επιτάχυνση g .

Αντίστοιχα με την περίπτωση του ανθρώπινου μοντέλου όπως θα παρουσιαστεί σε επόμενο κεφάλαιο, θεωρείται ότι κατά την κίνηση του εκκρεμούς είναι γνωστές μόνο οι θέσεις των δύο αρθρώσεων και του ελεύθερου άκρου, σε καρτεσιανές συντεταγμένες, ενώ οι αντίστοιχες σχετικές γωνίες q_1 και q_2 που σχηματίζει το πρώτο σκέλος με την κατακόρυφο και το δεύτερο με το πρώτο σκέλος αντίστοιχα, μπορούν να υπολογιστούν εφαρμόζοντας αντίστροφη κινηματική. Στην συνέχεια, μέσω των εξισώσεων της αντίστροφης δυναμικής γίνεται προσπάθεια υπολογισμού των απαιτούμενων ροπών που έχουν ως αποτέλεσμα την συγκεκριμένη κίνηση. Τέλος, υπολογίζονται οι «δυνάμεις εδάφους», οι οποίες στην συγκεκριμένη περίπτωση αναφέρονται στην δύναμη που ασκεί το διπλό εκκρεμές στον τοίχο στον οποίο είναι στερεωμένο.



Σχήμα 2.2: Διπλό εκκρεμές

2.3.1 Κινηματική

Οι καρτεσιανές συντεταγμένες των μαζών του εκκρεμούς συνδέονται με τις γωνίες που σχηματίζουν τα σκέλη του με τον κατακόρυφο άξονα μέσω των εξισώσεων της κινηματικής.

$$x_1 = l_{c1} \cdot \sin(\theta_1) \quad (2.1)$$

$$z_1 = -l_{c1} \cdot \cos(\theta_1) \quad (2.2)$$

$$x_2 = l_1 \cdot \sin(\theta_1) + l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) \quad (2.3)$$

$$z_2 = -l_1 \cdot \cos(\theta_1) - l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) \quad (2.4)$$

Οι εξισώσεις (2.1 - 2.4) συσχετίζουν τις μεταβλητές κατάστασης q_1 , q_2 με τις απόλυτες γωνίες θ_1 και θ_2 , δηλαδή τις γωνίες που σχηματίζουν τα δύο σκέλη του εκκρεμούς με την κατακόρυφη.

$$\theta_1 = q_1 \quad (2.5)$$

$$\theta_2 = q_1 + q_2 \quad (2.6)$$

2.3.2 Αντίστροφη Κινηματική

Η Αντίστροφη Κινηματική είναι μια μαθηματική μέθοδος που χρησιμοποιείται στην ρομποτική προκειμένου να υπολογιστούν οι μεταβλητές άρθρωσης ενός βραχίονα, δεδομένης μιας θέσης και ενός προσανατολισμού στο χώρο. Η θέση και ο προσανατολισμός ενός σημείου στο χώρο προσδιορίζονται μέσω ενός σωματόδετου συστήματος συντεταγμένων και την χρήση των τριγωνομετρικών αριθμών του ημιτόνου και του συνημιτόνου. Οι εξισώσεις (2.1 - 2.4) προσδιορίζουν τις απόλυτες γωνίες θ_1 και θ_2 , και κατά συνέπεια τις μεταβλητές q_1 και q_2 .

$$\sin(\theta_1) = \frac{x_1}{l_{c1}} \quad (2.7)$$

$$\cos(\theta_1) = -\frac{z_1}{l_{c1}} \quad (2.8)$$

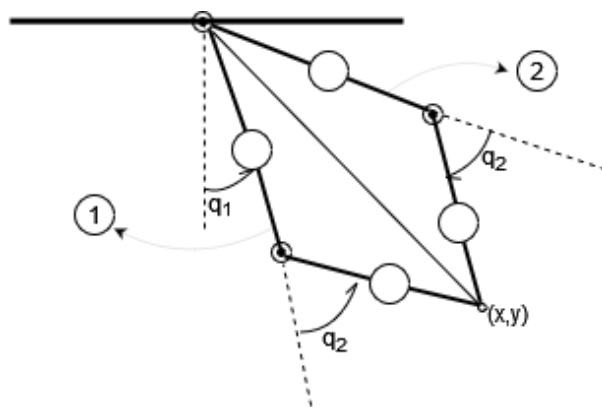
$$\sin(\theta_2) = \frac{x_2 - l_1 \cdot \sin(\theta_1)}{l_{c2}} \quad (2.9)$$

$$\cos(\theta_2) = -\frac{z_2 + l_1 \cdot \cos(\theta_1)}{l_{c2}} \quad (2.10)$$

Ωστόσο, η επιλογή μόνο ενός από τους δύο τριγωνομετρικούς αριθμούς για την εύρεση των γωνιών μπορεί να οδηγήσει σε παραπάνω από μία λύσεις, οι οποίες θα περιγράφουν δύο δυνατές διαμορφώσεις του βραχίονα που αντιστοιχούν στην ίδια θέση στο χώρο, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.3. Επομένως, προκειμένου να υπολογιστεί μια και μοναδική τιμή για κάθε γωνία χρειάζεται να γίνει χρήση των παρακάτω σχέσεων της αντίστροφης κινηματικής:

$$\theta_1 = \text{atan2}(\sin(\theta_1), \cos(\theta_1)) \quad (2.11)$$

$$\theta_2 = \text{atan2}(\sin(\theta_2), \cos(\theta_2)) \quad (2.12)$$



Σχήμα 2.3: Διαμορφώσεις διπλού εκκρεμούς για καθορισμένη θέση ελεύθερου άκρου

2.3.3 Αντίστροφη Δυναμική

Επόμενο βήμα μετά τον προσδιορισμό της ευθείας και αντίστροφης κινηματικής ενός μοντέλου είναι η παρουσίαση της μεθοδολογίας που χρησιμοποιήθηκε για την μοντελοποίηση του συστήματος και την ανάλυση της δυναμικής του συμπεριφοράς, ώστε να καθοριστούν εν τέλει οι δυνάμεις και οι ροπές που ασκούνται στο σύστημα. Η διαδικασία υπολογισμού των εφαρμοζόμενων δυνάμεων και των ροπών με βάση την κινηματική ενός σώματος και τις αδρανειακές του ιδιότητες (μάζα, αδράνεια) ονομάζεται Αντίστροφη Δυναμική. Για το σκοπό αυτό μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο ο 2ος νόμος του Νεύτωνα όσο και ενεργειακές μέθοδοι όπως είναι η Μέθοδος Lagrange. Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο, θα αναλυθούν και οι δύο μέθοδοι αναφορικά με τον υπολογισμό των εσωτερικών και εξωτερικών ροπών, ενώ ο υπολογισμός των εφαρμοζόμενων δυνάμεων θα επιτευχθεί μέσω της εφαρμογής του 2ου νόμου του Νεύτωνα.

Μέθοδος Lagrange

Η μέθοδος Lagrange βασίζεται στην αρχή διατήρησης της ενέργειας ενός συστήματος. Για την εφαρμογή της μεθόδου σε ένα σύστημα είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός των γενικευμένων μεταβλητών του συστήματος, δηλαδή των μεταβλητών που καθορίζουν τις θέσεις των συνδέσμων του και αποτελούν τους βαθμούς ελευθερίας.

Η εξίσωση Lagrange περιλαμβάνει το ενεργειακό μέγεθος L που ορίζεται ως η διαφορά της ολικής κινητικής και της ολικής δυναμικής ενέργειας του συστήματος, εκφρασμένες ως προς τις γενικευμένες μεταβλητές q_i και τις παραγώγους τους.

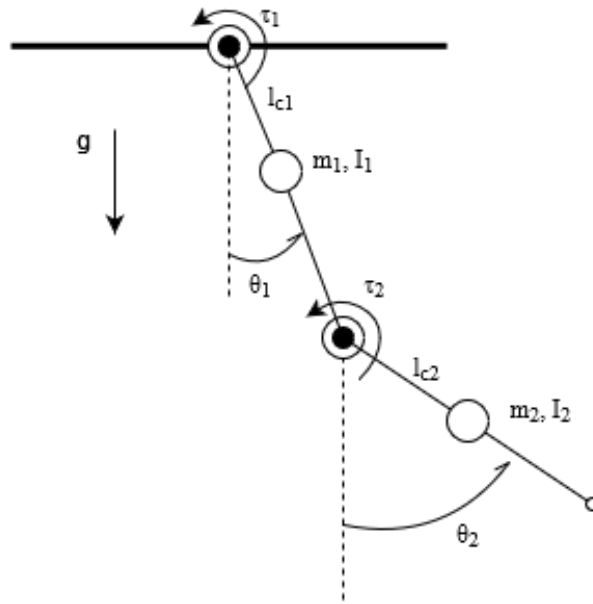
$$L = T - V \quad (2.13)$$

Η εξίσωση (2.14) παρουσιάζει την εξίσωση Lagrange για κάθε απόλυτη γωνία θ_i του συστήματος.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = f_i \quad (2.14)$$

Όπου f_i είναι η γενικευμένη δύναμη που αντιστοιχεί στην γενικευμένη μεταβλητή θ_i . Για το συγκεκριμένο παράδειγμα, η μέθοδος Lagrange αναπτύσσεται ως προς τις απόλυτες γωνίες θ_i και όχι ως προς τις γενικευμένες μεταβλητές q_i

Στην περίπτωση του διπλού εκκρεμούς που παρουσιάζεται στην συγκεκριμένη ενότητα ως παράδειγμα ενός απλού δυναμικού συστήματος, οι γενικευμένες μεταβλητές είναι οι μεταβλητές q_1 και q_2 που παρουσιάστηκαν προηγουμένως, με θ_1 και θ_2 τις απόλυτες γωνίες αυτών, ενώ οι αντίστοιχες γενικευμένες δυνάμεις είναι οι ροπές τ_i που ασκούνται στις αρθρώσεις των συνδέσμων.



Σχήμα 2.4: Γενικευμένες δυνάμεις στο διπλό εκκρεμές

Για το σύστημα του διπλού εκκρεμούς η κινητική και δυναμική ενέργεια ορίζονται μέσω των εξισώσεων (2.15 - 2.16)

$$T = \frac{1}{2} \cdot m_1 \cdot u_1^2 + \frac{1}{2} \cdot m_2 \cdot u_2^2 + \frac{1}{2} \cdot I_1 \cdot \omega_1^2 + \frac{1}{2} \cdot I_2 \cdot \omega_2^2 \quad (2.15)$$

$$V = m_1 \cdot g \cdot z_1 + m_2 \cdot g \cdot z_2 \quad (2.16)$$

όπου

$$u_1^2 = \dot{x}_1^2 + \dot{z}_1^2 \Rightarrow u_1^2 = l_{c1}^2 \cdot \dot{\theta}_1^2 \quad (2.17)$$

$$u_2^2 = \dot{x}_2^2 + \dot{z}_2^2 = l_1^2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_{c2}^2 \cdot \dot{\theta}_2^2 + 2 \cdot l_1 \cdot l_{c2} \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \quad (2.18)$$

$$\omega_1 = \dot{\theta}_1 = \dot{q}_1 \quad (2.19)$$

$$\omega_2 = \dot{\theta}_2 = \dot{q}_1 + \dot{q}_2 \quad (2.20)$$

Συνεπώς, η συνάρτηση L παρουσιάζεται στην εξίσωση (2.21)

$$\begin{aligned}
 L = & \frac{1}{2} \cdot m_1 \cdot l_{c_1}^2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot m_2 \cdot \left(l_1^2 \cdot \dot{\theta}_1^2 + l_{c_2}^2 \cdot \dot{\theta}_2^2 + 2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \dot{\theta}_1 \cdot \dot{\theta}_2 \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) \right) \\
 & + \frac{1}{2} \cdot I_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} \cdot I_2 \cdot \dot{\theta}_2^2 + m_1 \cdot g \cdot l_{c_1} \cdot \cos(\theta_1) + m_2 \cdot g \cdot (l_1 \cdot \cos(\theta_1) + l_{c_2} \cdot \cos(\theta_2))
 \end{aligned} \tag{2.21}$$

Εφαρμόζοντας την εξίσωση Lagrange για το πρώτο σκέλος του εκκρεμούς με μάζα m_1 και αδράνεια I_1 υπολογίζεται η ροπή τ_1 . (Εξ. 2.22)

$$\begin{aligned}
 \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = \tau_1 \Rightarrow \\
 \Rightarrow I_1 \cdot \ddot{\theta}_1 + m_1 \cdot l_{c_1}^2 \cdot \ddot{\theta}_1 + m_2 \cdot l_1^2 \cdot \ddot{\theta}_1 + m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) \\
 + m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2) + m_1 \cdot l_{c_1} \cdot g \cdot \sin(\theta_1) + m_2 \cdot l_1 \cdot g \cdot \sin(\theta_1) = \tau_1
 \end{aligned} \tag{2.22}$$

Αντίστοιχα, η ροπή τ_2 για το δεύτερο σκέλος του εκκρεμούς.

$$\begin{aligned}
 \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = \tau_2 \Rightarrow \\
 \Rightarrow I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 + m_2 \cdot l_{c_2}^2 \cdot \ddot{\theta}_2 + m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) - m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 + m_2 \cdot l_{c_2} \cdot g \cdot \sin(\theta_2) = \tau_2
 \end{aligned} \tag{2.23}$$

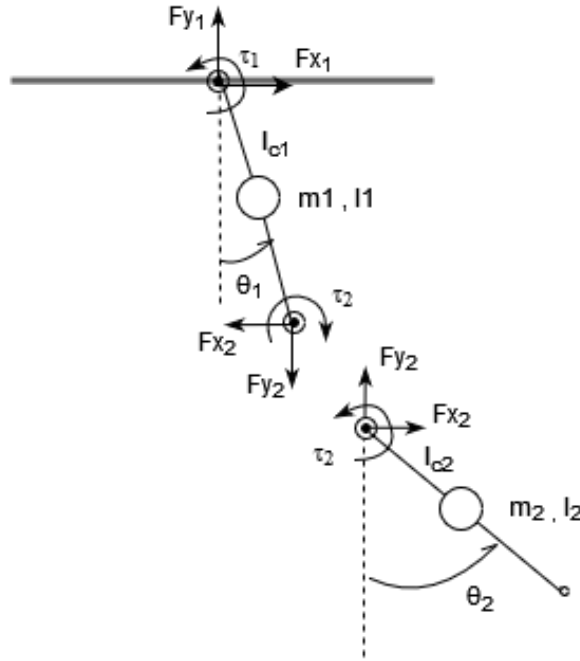
Το σύστημα των δυναμικών εξισώσεων κίνησης μπορεί να γραφεί και σε μητρική μορφή (Εξ. 2.24)

$$\begin{aligned}
 \begin{bmatrix} m_1 \cdot l_{c_1}^2 + m_2 \cdot l_1^2 + I_1 & m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) \\ m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) & m_2 \cdot l_{c_2}^2 + I_2 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \\
 \begin{bmatrix} 0 & m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \dot{\theta}_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \\ -m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c_2} \cdot \dot{\theta}_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \\
 \begin{bmatrix} m_1 \cdot l_{c_1} \cdot g \cdot \sin(\theta_1) + m_2 \cdot l_1 \cdot g \cdot \sin(\theta_1) \\ m_2 \cdot l_{c_2} \cdot g \cdot \sin(\theta_2) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.24}$$

Με αυτόν τον τρόπο μπορούν να υπολογιστούν οι ροπές που ασκούνται σε ένα δυναμικό σύστημα, το οποίο χαρακτηρίζεται από κάποια σκέλη συγκεκριμένης μάζας και μήκους, και εξαρτάται τόσο από τα αδρανειακά του χαρακτηριστικά όσο και από την κινηματική συμπεριφορά (γενικευμένες μεταβλητές, ταχύτητες και επιταχύνσεις) των μαζών του (Αντίστροφη Δυναμική). Η εξίσωση 2.24 μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τον αντίστροφο σκοπό, δηλαδή την εύρεση των κινηματικών μεγεθών ενός συστήματος εφόσον είναι γνωστές οι δυνάμεις και ροπές που του ασκούνται (Ευθεία Δυναμική ή Προσομοίωση).

Newton Euler

Οι νόμοι Newton-Euler περιγράφουν τον τρόπο με τον οποίο οι δυνάμεις που ασκούνται σε ένα σώμα ελέγχουν την μεταφορική του κίνηση, αλλά και τον τρόπο με τον οποίο οι εφαρμοζόμενες ροπές και τα ζεύγη δυνάμεων επιδρούν στην αλλαγή της στροφορμής του. Με εφαρμογή του νόμου δύναται να υπολογιστούν οι δυνάμεις που ασκούνται τόσο μεταξύ των σκελών του εκκρεμούς όσο και μεταξύ του εκκρεμούς και του «εδάφους».



Σχήμα 2.5: Διάγραμμα ελευθέρου σώματος στο διπλό εκκρεμές

$$\Sigma F_x = m_2 \cdot \ddot{x}_2 \Rightarrow F_{x_2} = m_2 \cdot \ddot{x}_2 \quad (2.25)$$

$$\Sigma F_z = m_2 \cdot \ddot{z}_2 \Rightarrow F_{z_2} = m_2 \cdot (\ddot{z}_2 + g) \quad (2.26)$$

$$\Sigma F_x = m_1 \cdot \ddot{x}_1 \Rightarrow F_{x_1} = F_{x_2} + m_1 \cdot \ddot{x}_1 \quad (2.27)$$

$$\Sigma F_z = m_1 \cdot \ddot{z}_1 \Rightarrow F_{z_1} = F_{z_2} + m_1 \cdot (\ddot{z}_1 + g) \quad (2.28)$$

Εφαρμόζοντας τις εξισώσεις ροπών για το παραπάνω σύστημα ως προς τις θέσεις των μαζών δύναται να υπολογιστούν και οι ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις 1 και 2 (Εξ. 2.29 - 2.31)

$$\begin{aligned} \Sigma M_1 = I_1 \cdot \ddot{\theta}_1 \Rightarrow \tau_1 = \tau_2 + F_{x_1} \cdot l_{c1} \cdot \cos(\theta_1) + F_{z_1} \cdot l_{c1} \cdot \sin(\theta_1) \\ - F_{x_2} \cdot (l_1 - l_{c1}) \cdot \cos(\theta_1) - F_{z_2} \cdot (l_1 - l_{c1}) \cdot \sin(\theta_1) \end{aligned} \quad (2.29)$$

$$\Sigma M_2 = I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \Rightarrow \tau_2 = F_{x_2} \cdot l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) + F_{z_2} \cdot l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) + I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \quad (2.30)$$

Σύγκριση Μεθόδου Lagrange με Newton Euler

Αντικαθιστώντας τις συνιστώσες της δύναμης F_{x2} και F_{z2} στην εξίσωση (2.31), οδηγούμαστε στην παρακάτω έκφραση:

$$\tau_2 = m_2 \cdot \ddot{x}_2 \cdot l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) + m_2 \cdot (\ddot{z}_2 + g) \cdot l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) + I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \quad (2.31)$$

Παραγωγίζοντας τις εξισώσεις που ορίζουν τις συντεταγμένες της άρθρωσης 2, λαμβάνουμε τις εκφράσεις για τις γραμμικές επιταχύνσεις του σημείου στις δύο κατευθύνσεις.

$$\ddot{x}_2 = l_1 \cdot \cos(\theta_1) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) \cdot \ddot{\theta}_2 - l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin(\theta_1) - l_{c2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin(\theta_2) \quad (2.32)$$

$$\ddot{z}_2 = l_1 \cdot \sin(\theta_1) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) \cdot \ddot{\theta}_2 + l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos(\theta_1) + l_{c2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \cos(\theta_2) \quad (2.33)$$

Με αντικατάσταση των μεγεθών \ddot{x}_2 και \ddot{z}_2 με τις αναλυτικές εκφράσεις των εξισώσεων (2.32) και (2.33), η εξίσωση (2.31) μετασχηματίζεται ως εξής:

$$\begin{aligned} \tau_2 &= m_2 \cdot l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) \cdot (l_1 \cdot \cos(\theta_1) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_{c2} \cdot \cos(\theta_2) \cdot \ddot{\theta}_2 - l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin(\theta_1) - l_{c2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin(\theta_2)) \\ &+ m_2 \cdot l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) \cdot (l_1 \cdot \sin(\theta_1) \cdot \ddot{\theta}_1 + l_{c2} \cdot \sin(\theta_2) \cdot \ddot{\theta}_2 + l_1 \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \cos(\theta_1) + l_{c2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \cos(\theta_2) + g) \\ &+ I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 \end{aligned} \quad (2.34)$$

Τελικά καταλήγουμε στην παρακάτω έκφραση, η οποία επαληθεύεται με την έκφραση της εξίσωσης (2.23)

$$\begin{aligned} \tau_2 &= I_2 \cdot \ddot{\theta}_2 + m_2 \cdot l_{c2}^2 \cdot \ddot{\theta}_2 + m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c2} \cdot \ddot{\theta}_1 \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) - m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c2} \cdot \dot{\theta}_1^2 \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2) \\ &+ m_2 \cdot l_{c2} \cdot g \cdot \sin(\theta_2) \end{aligned} \quad (2.35)$$

Με αντίστοιχες αντικαταστάσεις, καταλήγουμε στην αναλυτική εξίσωση που περιγράφει την ροπή τ_1 .

$$\begin{aligned} \tau_1 &= \tau_2 + F_{x1} \cdot l_{c1} \cdot \cos(\theta_1) + F_{z1} \cdot l_{c1} \cdot \sin(\theta_1) - F_{x2} \cdot (l_1 - l_{c1}) \cdot \cos(\theta_1) - F_{z2} \cdot (l_1 - l_{c1}) \cdot \sin(\theta_1) \\ &\Rightarrow \tau_1 = \tau_2 + (I_1 + m_1 \cdot l_{c1}^2 + m_2 \cdot l_1^2) \cdot \ddot{\theta}_1 + m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c2} \cdot \ddot{\theta}_2 \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2) \\ &+ m_2 \cdot l_1 \cdot l_{c2} \cdot \dot{\theta}_2^2 \cdot \sin(\theta_1 - \theta_2) + m_1 \cdot l_{c1} \cdot g \cdot \sin(\theta_1) + m_2 \cdot l_1 \cdot g \cdot \sin(\theta_1) \end{aligned} \quad (2.36)$$

Αν συγκρίνουμε την σχέση (2.36) με την εξίσωση (2.22) θα παρατηρήσουμε ότι οι δύο εκφράσεις ταυτίζονται στην περίπτωση που ο όρος τ_2 είναι μηδενικός. Στην πραγματικότητα, η σύγκριση είναι άστοχη, καθώς οι δύο εξισώσεις αναφέρονται σε διαφορετικά μεγέθη. Πιο συγκεκριμένα, όταν οι εξισώσεις Lagrange διατυπώνονται για τις απόλυτες γωνίες ενός συστήματος, τότε υπολογίζεται η συνολική ροπή που ασκείται σε κάθε σώμα και προκαλεί την κίνηση του σώματος κατά γωνία θ_i .

Στην περίπτωση του πρώτου σκέλους, η συνολική ροπή που υπολογίζεται κατά το Lagrange είναι η αντίδραση ($\tau_1 - \tau_2$). Επομένως, αν στην εξίσωση (2.22) προσθέσουμε την αντίδραση που ασκεί το δεύτερο σκέλος στο πρώτο, που ισούται με τ_2 , θα καταλήξουμε στην έκφραση της εξίσωσης (2.36).

Για το πιο σύνθετο μοντέλο του δίποδου, που θα αναλυθεί στην συνέχεια, θα χρησιμοποιηθεί η μέθοδος Newton Euler.

3. Ανάλυση Εικόνας

3.1 Εισαγωγή

Το μοντέλο που θα παρουσιαστεί θα χρησιμοποιεί πραγματικά δεδομένα που θα «συλλέγονται» σε πραγματικό χρόνο από το περπάτημα των ανθρώπων στους οποίους θα πραγματοποιηθεί η δυναμική ανάλυση βάδισης. Κάθε φορά που εφαρμόζεται η ανάλυση βάδισης, το περπάτημα του ανθρώπου καταγράφεται με κάμερα για τουλάχιστον ένα πλήρη κύκλο βάδισης. Στην συνέχεια, η μαγνητοσκόπηση χρησιμοποιείται για ανάλυση εικόνας ώστε να προκύψουν τα απαραίτητα δεδομένα για την εφαρμογή του μηχανικού μοντέλου για το ανθρώπινο περπάτημα. Αυτή η διαδικασία περιλαμβάνει την χρήση κατάλληλων λογισμικών που ανιχνεύουν την κίνηση στο χώρο μέσω τεχνητής νοημοσύνης. Τα λογισμικά που διερευνήθηκαν κατά τη διάρκεια της παρούσας εργασίας είναι το ανοιχτό λογισμικό OpenPose, και το λογισμικό ZED SDK που συνοδεύει τις κάμερες ZED 2. Στις ακόλουθες υποενότητες θα παρουσιαστούν συνοπτικά τα βασικά στοιχεία τους και η διαδικασία που ακολουθείται κάθε φορά, αναδεικνύοντας τα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της χρήσης τους για την συγκεκριμένη εφαρμογή.

3.2 OpenPose

Το OpenPose είναι ένα σύστημα εκτίμησης της ανθρώπινης στάσης σε πραγματικό χρόνο που αναπτύχθηκε από το Πανεπιστήμιο Carnegie Mellon. Πρόκειται για ένα εργαλείο υπολογιστικής όρασης που είναι σε θέση να ανιχνεύει και να παρακολουθεί το ανθρώπινο σώμα σε πραγματικό χρόνο και μπορεί να εκτιμήσει με ακρίβεια τη στάση του σώματος στον χώρο. Οι βασικές του λειτουργίες συνοψίζονται στην δισδιάστατη και τρισδιάστατη ανίχνευση της κίνησης του ανθρώπου, την τρισδιάστατη τριγωνοποίηση και την βαθμονόμηση των καμερών που χρησιμοποιούνται.

3.2.1 Δισδιάστατη ανίχνευση σημείων μοντέλου OpenPose



Σχήμα 3.1: Ανίχνευση δισδιάστατης στάσης πολλαπλών ατόμων μέσω OpenPose

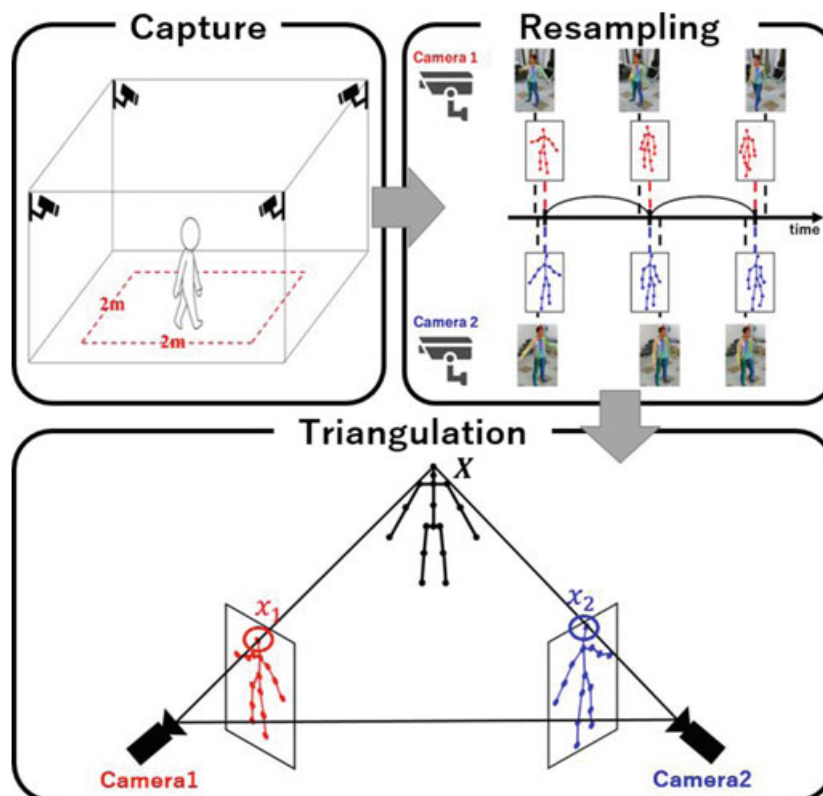
Η βασική λειτουργία του λογισμικού OpenPose έγκειται στον δισδιάστατο εντοπισμό βασικών σημείων του ανθρώπινου σώματος, όπως των χεριών, του προσώπου και των

3.3. Βαθμονόμηση Κάμερας

ποδιών, σε μεμονωμένες εικόνες. Η διαδικασία αυτή γίνεται σε πραγματικό χρόνο και μπορεί να εφαρμοστεί με ικανοποιητική ακρίβεια ακόμα και αν στις εικόνες εντοπίζονται παραπάνω από ένας άνθρωποι.

3.2.2 Τρισδιάστατη ανίχνευση σημείων μοντέλου OpenPose

Για την παρούσα μελέτη, η πιο σημαντική λειτουργία του OpenPose είναι η τρισδιάστατη ανίχνευση της στάσης ενός ανθρώπου σε πραγματικό χρόνο κατά τη διάρκεια της βάρδιας του. Η παροχή τρισδιάστατων δεδομένων θεωρήθηκε απαραίτητη προκειμένου να εκτιμηθεί με ακρίβεια τόσο η θέση του ανθρώπου στο χώρο όσο και οι πραγματικές του διαστάσεις. Για το σκοπό αυτό, το OpenPose χρειάζεται να λάβει σαν «είσοδο» πολλές μεμονωμένες εικόνες που περιγράφουν διαφορετικές όψεις του ίδιου ανθρώπου για κάθε χρονική στιγμή. Στην συνέχεια, συγχρονίζει τις εικόνες ώστε να αναφέρονται στην ίδια χρονική στιγμή κάθε φορά και εφαρμόζει μια μέθοδο που λέγεται τρισδιάστατη «Τριγωνοποίηση». Μέσω της τρισδιάστατης τριγωνοποίησης συνδυάζει την πληροφορία κάθε εικόνας προκειμένου να εντοπίσει την ακριβή τρισδιάστατη θέση τους στο χώρο.



Σχήμα 3.2: Διαδικασία τριγωνοποίησης

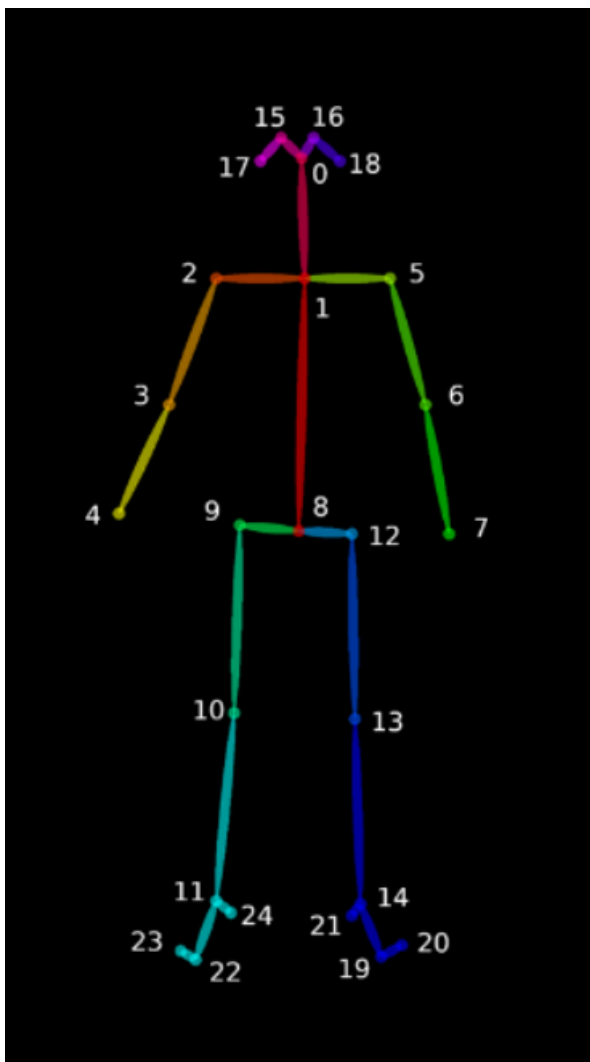
3.3 Βαθμονόμηση Κάμερας

Για την σωστή εκτίμηση της στάσης του ανθρώπου στον τρισδιάστατο χώρο είναι απαραίτητη η βαθμονόμηση των καμερών που θα χρησιμοποιηθούν. Με αυτόν τον τρόπο δύναται να μετρηθούν τυχόν παραμορφώσεις που οφείλονται στην μορφή του φακού και άλλα εσωτερικά («intrinsic») και εξωτερικά («extrinsic») χαρακτηριστικά των καμερών που μπορεί, αν δεν ληφθούν υπόψιν, να οδηγήσουν σε λανθασμένα αποτελέσματα στην τρισδιάστατη ανίχνευση

της ανθρώπινης στάσης. Η εκτίμηση της παραμόρφωσης και των intrinsic και extrinsic χαρακτηριστικών πραγματοποιείται από το λογισμικό του OpenPose και την χρήση κώδικα σε λογισμικό MATLAB και είναι μια διαδικασία που προηγείται οποιασδήποτε καταγραφής. Η βαθμονόμηση των καμερών βασίζεται στην μέτρηση των παραμορφώσεων που εισάγει η κάμερα όταν καταγράφει την θέση μια σκακιέρας στο χώρο. Ο πίνακας-σκακιέρα («checker board») του Σχήματος 3.4 χρησιμοποιείται ευρέως για τέτοιες εφαρμογές, καθώς έχει καθορισμένη γεωμετρία και γνωστές διαστάσεις.

3.4 Μοντέλο Ανθρώπου OpenPose

Το μοντέλο του λογισμικό OpenPose που χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας για την αναπαράσταση του ανθρώπινου σώματος ονομάζεται «Body25» και περιλαμβάνει 25 βασικά σημεία του σώματος, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.3.



Σχήμα 3.3: Μοντέλο OpenPose BODY25

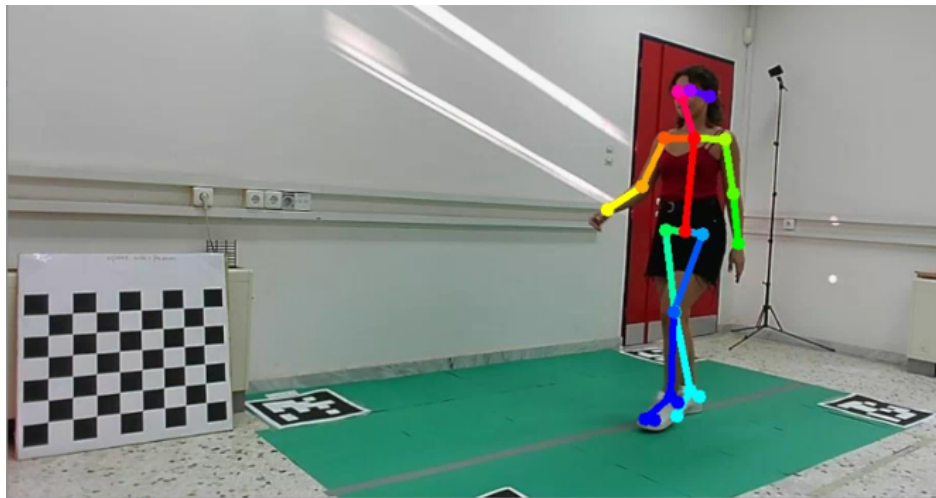
Σημεία OpenPose	
Δείκτης	Σημεία
0	Nose
1	Neck
2	Right Shoulder
3	Right Elbow
4	Right wrist
5	Left shoulder
6	Left elbow
7	Left wrist
8	Mid hip
9	Right hip
10	Right knee
11	Right ankle
12	Left hip
13	Left knee
14	Left ankle
15	Right eye
16	Left eye
17	Right ear
18	Left ear
19	Left big toe
20	Left small toe
21	Left heel
22	Right big toe
23	Right small toe
24	Right heel

Πίνακας 3.1: Σημεία μοντέλου OpenPose

3.5 Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα Openpose

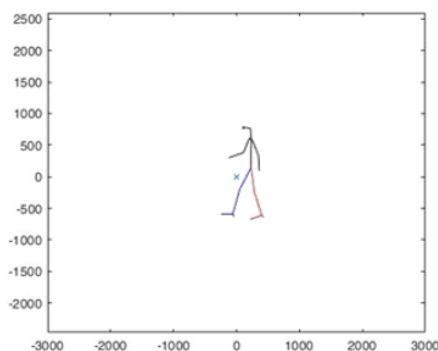
Για να δοκιμάσουμε το μοντέλο που θα περιγραφεί και να ακολουθήσουμε την προτεινόμενη δυναμική ανάλυση θεωρήθηκε απαραίτητη η συλλογή δικών μας πειραματικών δεδομένων για την βάδιση. Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε στο χώρο του εργαστηρίου αυτομάτου ελέγχου, χρησιμοποιώντας τρεις ή τέσσερις κάμερες κάθε φορά, (Creative Live Cam Sync 1080p v2 Web Camera), οι οποίες είναι χαμηλού κόστους και ανάλυσης 1080p σε συχνότητα δειγματοληψίας 30Hz. Οι κάμερες τοποθετούνται κατάλληλα στο χώρο ώστε τα σημεία του σώματος να είναι ορατά κάθε χρονική στιγμή από τουλάχιστον μία κάμερα.

Η ακόλουθη εικόνα παρουσιάζει το μοντέλο BODY25 του OpenPose όπως προέκυψε για το περπάτημα μας. Όπως φαίνεται, το OpenPose εντοπίζει και τοποθετεί τα σημεία του μοντέλου (Πίνακας 3.1) με επαρκή ακρίβεια στο σώμα.



Σχήμα 3.4: Ανίχνευση σημείων του σώματος μέσω OpenPose

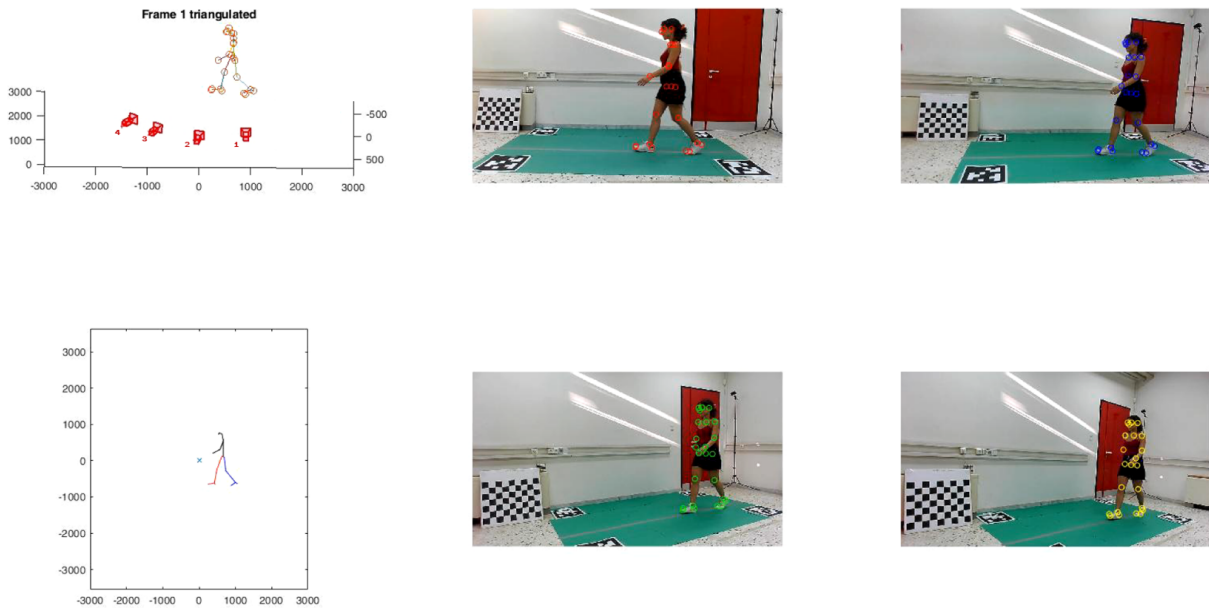
Το αποτέλεσμα της όλης διαδικασίας με την χρήση του OpenPose είναι οι συντεταγμένες αυτών των σημείων στο χώρο. Στο Σχήμα 3.5 παρουσιάζεται ένα στιγμιότυπο από το μοντέλο του ανθρώπου που φτιάχνει το OpenPose μέσω της ανίχνευσης των μελών του ανθρώπου που περπατάει, στο δισδιάστατο επίπεδο.



Σχήμα 3.5: Τελικό Στιγμιότυπο αναπαράστασης στάσης του ανθρώπου μέσω OpenPose

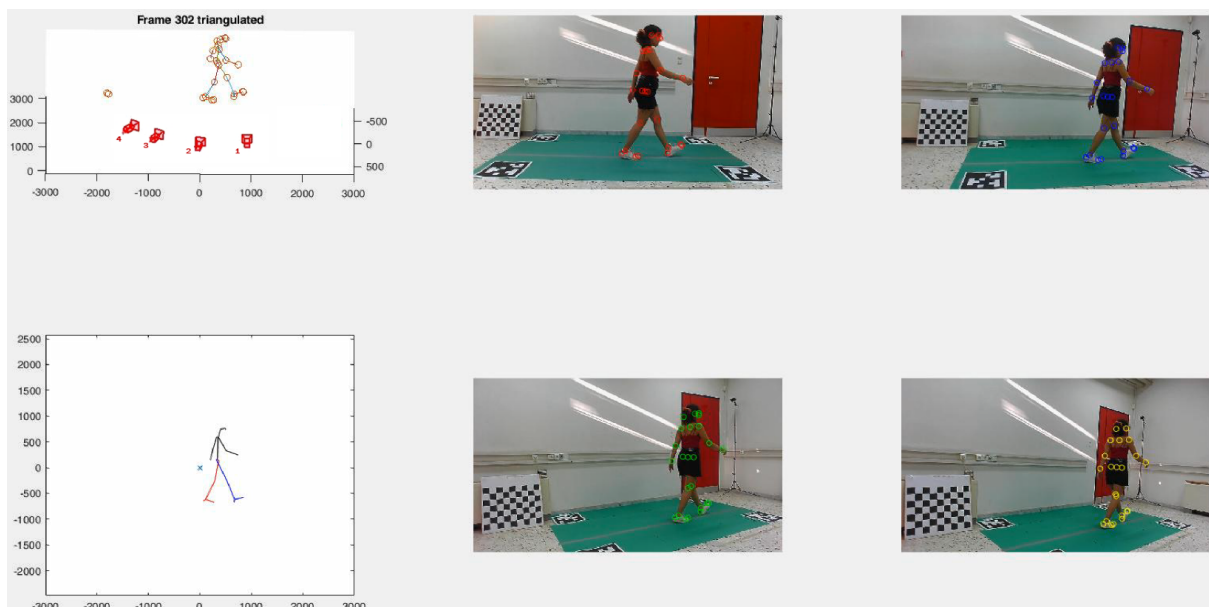
Για να δημιουργηθεί αυτό το στιγμιότυπο, το OpenPose λαμβάνει υπόψιν τις εικόνες και από τις τέσσερις κάμερες που χρησιμοποιούνται σε κάθε χρονική στιγμή, όπως φαίνεται αναλυτικά στην Εικόνα 3.6.

3.5. Πειραματική διαδικασία και αποτελέσματα Openpose



Σχήμα 3.6: Στιγμιότυπο από την ανίχνευση της κίνησης μέσω OpenPose

Όπως προκύπτει από την προοπτική της κάθε κάμερας, τα σημεία των αρθρώσεων του σώματος εντοπίζονται με ικανοποιητική ακρίβεια. Ωστόσο, εξετάζοντας τα τελικά δεδομένα που προκύπτουν για όλη την διάρκεια της μαγνητοσκόπησης ενός περπατήματος παρατηρήθηκε ότι μερικές φορές ενώ η ανίχνευση στις επιμέρους εικόνες ήταν σωστή, η συνολική στάση του ανθρώπου που προέκυπτε από την τριγωνοποίηση περιείχε τουλάχιστον ένα λανθασμένο σημείο, όπως φαίνεται στο άνω αριστερό τμήμα της Εικόνας 3.7



Σχήμα 3.7: Στιγμιότυπο από λανθασμένη ανίχνευση κίνησης μέσω OpenPose

Έτσι οδηγηθήκαμε στο συμπέρασμα ότι η διαδικασία της τριγωνοποίησης δεν μπορούσε να εξασφαλίσει πάντα αξιόπιστα αποτελέσματα για την τρισδιάστατη θέση των σημείων στο χώρο. Οι λόγοι στους οποίους οφείλεται το συγκεκριμένο σφάλμα σχετίζονται πιθανώς με

τον χρονικό συγχρονισμό της δειγματοληψίας των καμερών κατά την καταγραφή όπως επίσης και με την ακρίβεια της βαθμονόμησης των καμερών που έχει προηγηθεί της διαδικασίας.

Το γεγονός ότι η ανίχνευση των σημείων του σώματος σε κάθε κάμερα ξεχωριστά πραγματοποιούταν με αρκετή ακρίβεια, μας ώθησε να δοκιμάσουμε την χρήση μίας μόνο κάμερας για την συλλογή δεδομένων. Η κάμερα που θα χρησιμοποιηθεί χρειάζεται να βρίσκεται σε κεντρικό σημείο επί του διαδρόμου βάδισης ώστε να υπάρχει η καλύτερη δυνατή εμπορεία των αρθρώσεων προς ανίχνευση. Εκτός αυτού, όταν η κίνηση πραγματοποιείται στο μέσο της κάμερας, το επίπεδο κίνησης είναι σχεδόν παράλληλο με τον φακό και συνεπώς οι εικόνες που προκύπτουν από την καταγραφή δεν φέρουν μεγάλη παραμόρφωση. Με αυτόν τον τρόπο, τα σημεία που ανιχνεύονται προβάλλονται σχεδόν κάθετα στο επίπεδο της εικόνας, γεγονός που μας δίνει την δυνατότητα να χρησιμοποιήσουμε μια αναλογία των μηκών για να υπολογίσουμε τις πραγματικές συντεταγμένες των σημείων.

Τα σημεία που προκύπτουν πλέον μέσω OpenPose θα αντιστοιχούν σε διαστάσεις κάμερας και όχι τρισδιάστατου χώρου όπως πριν. Προκειμένου να αποκτήσουμε μια αντίληψη των μεγεθών στον πραγματικό χώρο και συνεπώς να είναι δυνατή η χρήση των δεδομένων για περαιτέρω υπολογισμούς, κρίθηκε απαραίτητη η χρήση μιας κλίμακας που να μετατρέπει τα δεδομένα από σημεία κάμερας (pixels) σε σημεία τρισδιάστατου χώρου (μονάδες μέτρησης σε μέτρα [m]).

Έτσι, χρησιμοποιήθηκε αρχικά το ύψος του ανθρώπου ώστε να εκτιμηθεί η απόσταση σε [m] μεταξύ των ματιών και του πέλματος του ποδιού όταν ο άνθρωπος βρίσκεται σε όρθια στάση. Η απόσταση αυτή εκτιμάται περίπου ίση με το ύψος του ανθρώπου πλην δέκα εκατοστά. Γνωρίζοντας την πραγματική απόσταση αυτών των σημείων (μάτια - φτέρνας) μπορεί να γίνει σύγκριση με την απόσταση όπως προκύπτει από το Openpose σε διαστάσεις κάμερας και να εκτιμηθεί η κλίμακα μετασχηματισμού των δεδομένων. Η εξίσωση (3.1) παρουσιάζει συνοπτικά την παραπάνω ανάλυση.

$$\text{Κλίμακα} = \frac{\text{Απόσταση(Μάτια - Φτέρνα) σε μέτρα [m]}}{\text{Απόσταση(Μάτια - Φτέρνα) από σημεία OpenPose}} \quad (3.1)$$

Συνεπώς, δύναται να χρησιμοποιηθεί μόνο μια κάμερα για την καταγραφή του ανθρώπινου περπατήματος, αρκεί να μετασχηματιστούν τα σημεία μέσω κατάλληλης κλίμακας για να ανταποκρίνονται στον δισδιάστατο χώρο.

Η χρήση μιας μόνο κάμερας δεν επηρέασε σημαντικά την ποιότητα των αποτελεσμάτων, τα οποία σε γενικές γραμμές παρέμειναν ίδια. Αυτό επιβεβαίωσε και την αρχική μας υπόθεση ότι όταν η κίνηση πραγματοποιείται στο μέσο της κάμερας, δεν υπάρχουν παραμορφώσεις από το φακό κι άρα οι μετρήσεις δεν διαστρεβλώνονται. Επιπλέον, η συγκεκριμένη μέθοδος συμβάλει στην αποφυγή λαθών που μπορεί να προκύψουν από την τριγωνοποίηση. Κατά την διάρκεια της συγκεκριμένης εργασίας, στο βαθμό που εξετάστηκαν τα αποτελέσματα με χρήση του λογισμικού OpenPose, η καταγραφή έγινε με μια μόνο κάμερα.

3.6 ZED SDK

Η συγκεκριμένη ενότητα αφορά στην χρήση μιας κάμερας ZED 2 για την απεικόνιση της βάδισης και του συνοδευτικού λογισμικού ZED SDK για την μετέπειτα ανάλυση εικόνας. Η ZED κάμερα είναι σχεδιασμένη να αναπαράγει τον τρόπο που λειτουργεί η ανθρώπινη όραση, καθώς κάθε κάμερα διαθέτει στην πραγματικότητα δύο κάμερες μαζί, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα (Σχήμα 3.8). Στα πλεονεκτήματα χρήσης της συγκεκριμένης κάμερας

περιλαμβάνεται η υψηλή της ανάλυση και η μεγάλη συχνότητα δειγματοληψίας. Για την εφαρμογή της ανάλυσης βάρδισης θεωρήθηκε ότι ένας συμβιβασμός μεταξύ ανάλυσης και συχνότητας δειγματοληψίας μπορεί να επιφέρει τα βέλτιστα αποτελέσματα και για αυτό η καταγραφή έγινε στα 60Hz με ανάλυση 1080p.

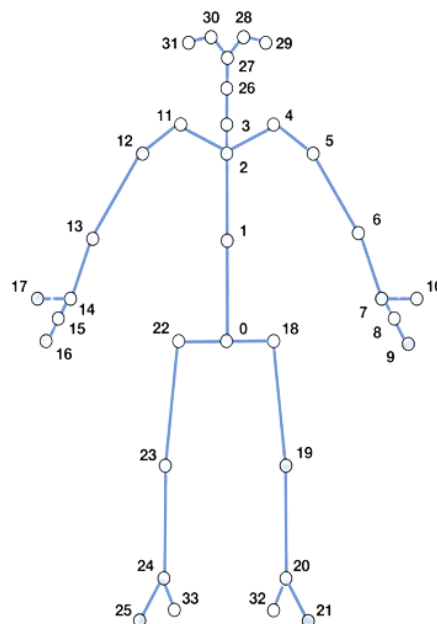


Σχήμα 3.8: Κάμερα ZED-2

Μέσω της χρήσης της κάμερας ZED και του υποστηρικτικού λογισμικού ZED SDK καθίσταται δυνατή η δισδιάστατη και τρισδιάστατη ανίχνευση του ανθρώπινου σώματος επιτυγχάνοντας αρκετά αξιόπιστες απεικονίσεις. Το λογισμικό ZED SDK χρησιμοποιεί τεχνητή νοημοσύνη και νευρωνικά δίκτυα για να εντοπίσει τα αντικείμενα που είναι ορατά στις εικόνες που προέρχονται από την δεξιά και αριστερά κάμερα. Η δυνατότητα που έχει να υπολογίζει το βάθος σε μια εικόνα, το καθιστά δυνατό να υπολογίζει την τρισδιάστατη θέση κάθε αντικειμένου, ακόμα και αν αυτά κινούνται, μαζί με κάποιες επιπλέον πληροφορίες όπως είναι η τρισδιάστατη ταχύτητα τους και το πλαίσιο οριοθέτησης κάθε αντικειμένου.

3.7 Ανίχνευση σημείων του σώματος

Η διαδικασία εντοπισμού του ανθρώπινου σώματος επικεντρώνεται στην ανίχνευση και τον εντοπισμό των οστών ενός ατόμου. Ένα οστό που ανιχνεύεται, αναπαρίσταται από τα δύο ακραία σημεία του που ονομάζονται σημεία-κλειδιά. Η κάμερα ZED μπορεί να παρέχει δισδιάστατες και τρισδιάστατες πληροφορίες για κάθε σημείο κλειδί που ανιχνεύεται. Ανάλογα το μοντέλο που επιλέγεται, ανιχνεύεται διαφορετικός αριθμός σημείων-κλειδιών στο σώμα. Στην συγκεκριμένη περίπτωση επιλέγεται το μοντέλο BODY34 του σχήματος (3.9)



Σχήμα 3.9: Μοντέλο ZED SDK BODY34

Τα σημεία του παραπάνω μοντέλου περιγράφονται στον Πίνακα 3.2

Σημεία μοντέλου ZED SDK

Δείκτης	Σημεία	Δείκτης	Σημεία
0	Pelvis	17	Right Thumb
1	Naval Spine	18	Left Hip
2	Chest Spine	19	Left Knee
3	Neck	20	Left Ankle
4	Left Clavicle	21	Left Foot
5	Left Shoulder	22	Right Hip
6	Left Elbow	23	Right Knee
7	Left Wrist	24	Right Ankle
8	Left Hand	25	Right Foot
9	Left Handtip	26	Head
10	Left Thumb	27	Nose
11	Right Clavicle	28	Left Eye
12	Right Shoulder	29	Left Ear
13	Right Elbow	30	Right Eye
14	Right Wrist	31	Right Ear
15	Right Hand	32	Left Heel
16	Right Handtip	33	Right Heel

Πίνακας 3.2: Σημεία μοντέλου ZED SDK BODY34

Τα σημεία που ανιχνεύονται κατά την διάρκεια της βάρδισης τροφοδοτούν στην συνέχεια το μοντέλο ώστε να εφαρμοστεί η ανάλυση που θα παρουσιαστεί στα επόμενα κεφάλαια.

Τα αποτελέσματα που θα παρουσιαστούν κατά την μετέπειτα ανάλυση έχουν προκύψει με βάση τα δεδομένα από τις κάμερες ZED. Οι κάμερες ZED 2, επιλέχθηκαν για την ευκολία που παρέχει το λογισμικό ZED SDK, το οποίο με μόνο μια κάμερα, εφαρμόζει όλη την διαδικασία της ανίχνευσης και της τριγωνοποίησης. Ακόμα, οι συγκεκριμένες κάμερες υπερिशύουν για τα υψηλής ποιότητας χαρακτηριστικά τους, αναφορικά με την συχνότητα δειγματοληψίας και την ανάλυση τους, τα οποία κατ' επέκταση εξασφαλίζουν καλύτερη ποιότητα αποτελεσμάτων στην εφαρμογή μας.

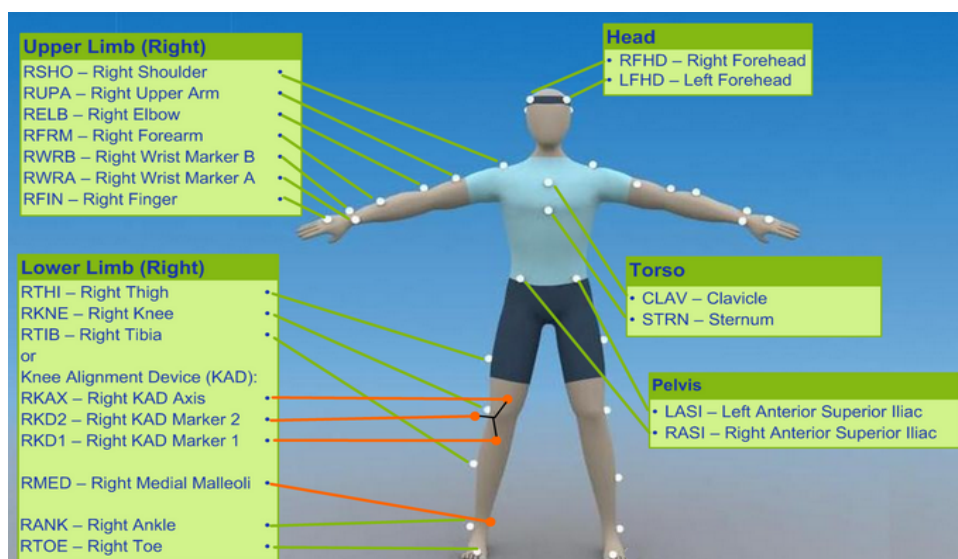
4. VICON system

4.1 Εισαγωγή

Εκτός από τα λογισμικά OpenPose και ZED SDK που όπως παρουσιάστηκε ανιχνεύουν και αντιστοιχούν συγκεκριμένο πλήθος σημείων στο ανθρώπινο σώμα, υπάρχουν πολύ πιο ακριβή συστήματα ανίχνευσης και καταγραφής κίνησης, που βασίζονται στην χρήση ανακλαστικών δεικτών («Markers»). Ένα τέτοιο σύστημα είναι το VICON. Το σύστημα Vicon ανάμεσα σε άλλες εφαρμογές του, χρησιμοποιείται ευρέως για βιομηχανικούς σκοπούς στην ανάλυση βάρδισης.

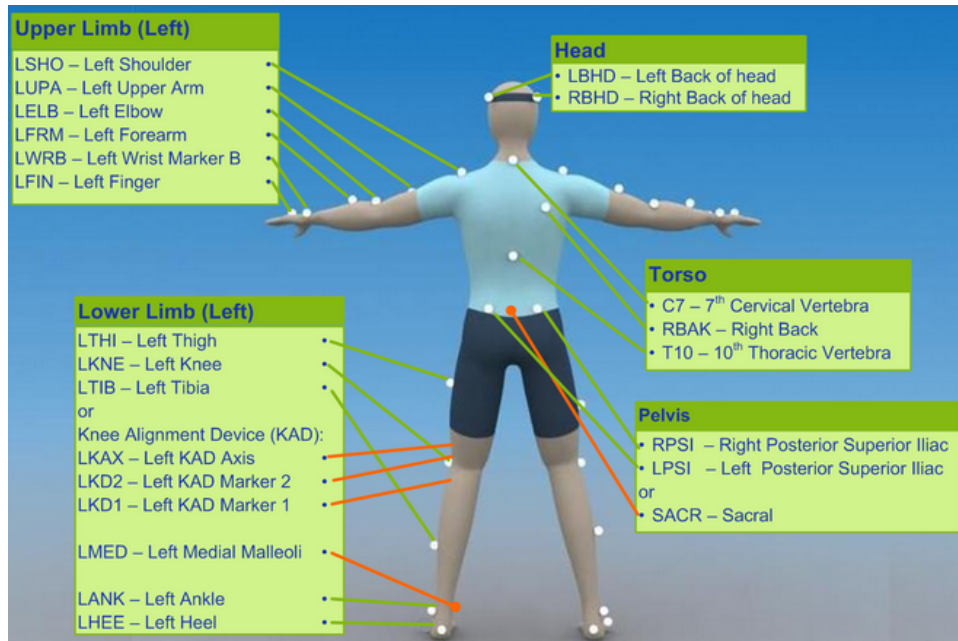
4.2 Μοντέλο Plug-in Gait

Η Vicon έχει αναπτύξει ένα μοντέλο βάρδισης, το "Plug-in Gait", το οποίο παρέχει ευρέως χρησιμοποιούμενη και αξιόπιστη κινηματική και δυναμική μοντελοποίηση ολόκληρου του σώματος, χωρίς την ανάγκη για οποιαδήποτε χειροκίνητη προσαρμογή. Για την ανάλυση βάρδισης μέσω του μοντέλου VICON εισάγονται στο μοντέλο τα ανθρωπομετρικά δεδομένα του ανθρώπου που μελετάται, όπως είναι το βάρος και το ύψος του, καθώς και οι τροχιές κάποιων αντανακλαστικών δεικτών, που είναι προσαρτημένοι στο σώμα του σε συγκεκριμένες θέσεις (Σχήμα 4.1 - 4.3). Για την καταγραφή της κίνησης του σώματος και πιο συγκεκριμένα των αντανακλαστικών δεικτών, χρησιμοποιούνται οι αντίστοιχες κάμερες Vicon, πολύ υψηλής ακρίβειας, οι οποίες μπορούν και ανιχνεύουν σε κάθε χρονική στιγμή την ακριβή θέση κάθε ενός από τους αισθητήρες. Για το σκοπό αυτό είναι απαραίτητο να υπάρχουν αρκετές κάμερες περιφερειακά του διαδρόμου που θα περπατήσει ο ασθενής, ώστε να μην υπάρχουν κρυφά σημεία πάνω στο σώμα του. Εκτός από αυτό, προκειμένου να επιτευχθούν αξιόπιστα κλινικά αποτελέσματα είναι ιδιαίτερα σημαντική η προσεκτική και ακριβής τοποθέτηση των δεικτών, διαδικασία η οποία απαιτεί εμπειρία από τον τεχνικό, και που μπορεί να είναι επίπονη για τον άνθρωπο που εξετάζεται.

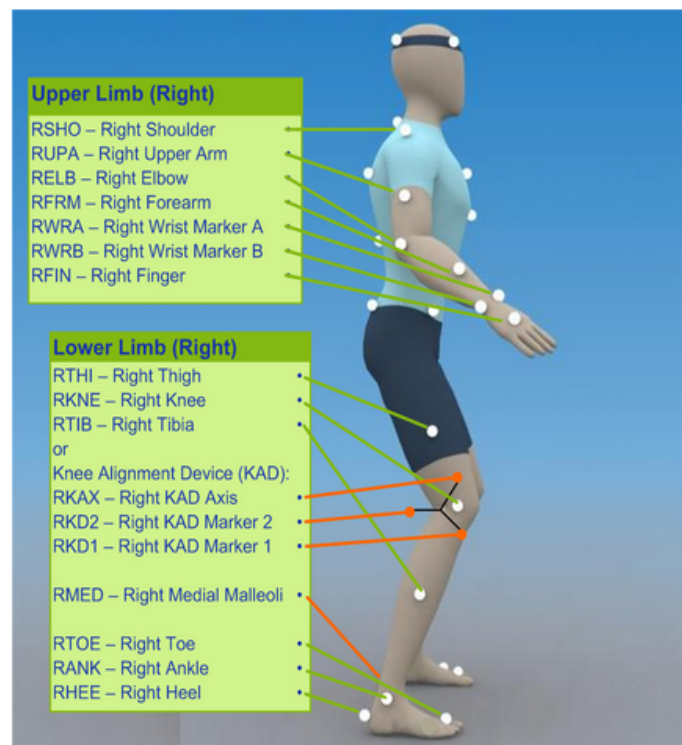


Σχήμα 4.1: Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάρδισης Plug-in (Εμπρόσθια Όψη)

4.2. Μοντέλο Plug-in Gait



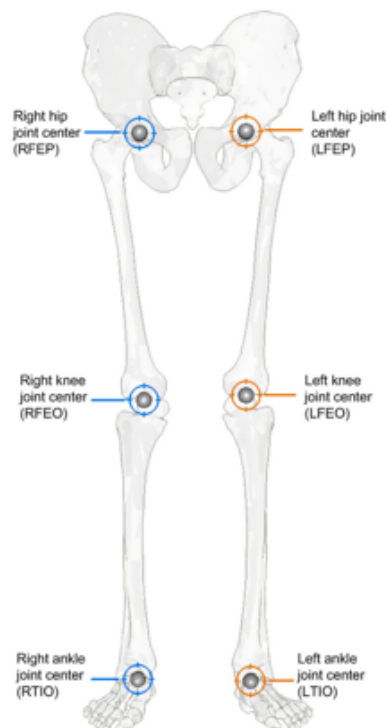
Σχήμα 4.2: Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάδισης Plug-in (Πίσω Όψη)



Σχήμα 4.3: Τοποθέτηση αισθητήρων για το μοντέλο βάδισης Plug-in (Πλαινή Όψη) [<https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>]

Όπως φαίνεται στις παραπάνω Εικόνες για το Plug-In Gait, για την συγκεκριμένη εφαρμογή χρησιμοποιείται πλήθος σημείων για κάθε τμήμα του ανθρώπινου σώματος, πολύ μεγαλύτερο από το πλήθος σημείων των μοντέλων του Κεφαλαίου 3 αλλά και του κινηματικού μοντέλου που θα παρουσιαστεί στο επόμενο κεφάλαιο.

Το μοντέλο "Plug-In Gait" χρησιμοποιώντας τους παραπάνω δείκτες, δημιουργεί εικονικά σημεία που αντιπροσωπεύουν τους άξονες των συστημάτων συντεταγμένων καθενός τμήματος. Παράλληλα, θέτει τα κέντρα των αρθρώσεων για κάθε τμήμα στην αρχή των αξόνων. Τα μήκη και οι προσανατολισμοί των μοντελοποιημένων τμημάτων υπολογίζονται άμεσα από τις θέσεις των δεικτών. Στο Σχήμα 4.4 παρουσιάζονται ενδεικτικά τα κέντρα των αρθρώσεων για τα κάτω άκρα του σώματος.



Σχήμα 4.4: Κέντρα αρθρώσεων μοντέλου Plug-in [<https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+bones>]

Το μοντέλο της Vicon χρησιμοποιώντας όλα τα δεδομένα που του παρέχονται, έχει την δυνατότητα να υπολογίζει με ακρίβεια τις δυνάμεις και τις ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις του σώματος μεταξύ των διάφορων μοντελοποιημένων τμημάτων, όπως επίσης και τα κινηματικά μεγέθη του μοντέλου, δηλαδή τις γωνίες των αρθρώσεων γύρω από κάθε άξονα XYZ. Ανατρέχοντας στην επίσημη σελίδα του λογισμικού VICON NEXUS υπάρχει εκτενής τεκμηρίωση για το μοντέλο "Plug-In" και τον τρόπο υπολογισμού των σχετικών μεγεθών.

Για την καλύτερη κατανόηση του μοντέλου της Vicon, το οποίο αποτέλεσε σε αρκετά σημεία μοντέλο-αναφορά για την δημιουργία του δικού μας μοντέλου, παρατίθεται ο Πίνακας 4.1 ο οποίος παρουσιάζει τον τρόπο με τον οποίο ορίζονται και υπολογίζονται οι γωνίες του μοντέλου βάρδισης "Plug-In" στο οβελιαίο επίπεδο ("sagittal plane"). Για κάθε περιστροφή γωνίας, εκτός από την περιγραφή της, αναφέρεται και αν είναι απόλυτη ή σχετική, δηλαδή αν ορίζεται ως προς τους άξονες του εργαστηρίου XYZ, ή ως προς άξονα ενός συγκεκριμένου μέλους.

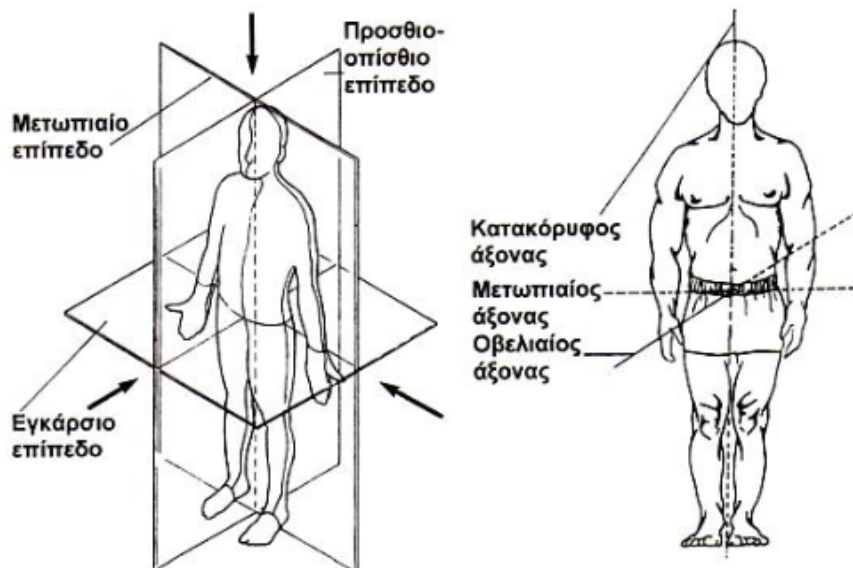
Περιστροφή Γωνίας	Γωνιομετρική	Περιγραφή
Ανάκλιση λεκάνης	Απόλυτη	<p>Η κλίση της πυέλου υπολογίζεται συνήθως γύρω από τον εγκάρσιο άξονα του εργαστηρίου. Εάν, ωστόσο, η κατεύθυνση της προόδου του εξεταζόμενου προς τα εμπρός είναι πιο κοντά στον οβελιαίο άξονα του εργαστηρίου, τότε η κλίση της λεκάνης μετράται γύρω από αυτόν τον άξονα. Ο προσθοπίσθιος πυελικός άξονας, ο οποίος βρίσκεται στο εγκάρσιο επίπεδο της λεκάνης, συνήθως προβάλλεται στο οβελιαίο επίπεδο του εργαστηρίου. Η κλίση της πυέλου μετράται ως η γωνία στο επίπεδο αυτό μεταξύ του προβαλλόμενου προσθοπίσθιου άξονα της πυέλου και του οβελιαίου άξονα του εργαστηρίου. Μια θετική τιμή (προς τα πάνω) αντιστοιχεί στη φυσιολογική κατάσταση κατά την οποία το PSIS είναι ψηλότερα από το ASIS.</p>
Κάμψη/Έκταση Ισχίου	Σχετική	<p>Η κάμψη του ισχίου υπολογίζεται γύρω από έναν άξονα παράλληλο προς τον εγκάρσιο άξονα της λεκάνης, ο οποίος διέρχεται από το κέντρο της άρθρωσης του ισχίου. Ο προσθοπίσθιος άξονας του μηρού προβάλλεται στο επίπεδο που είναι κάθετο στον άξονα κάμψης του ισχίου. Η κάμψη του ισχίου είναι τότε η γωνία μεταξύ του προβαλλόμενου προσθοπίσθιου άξονα του μηρού και του προσθοπίσθιου άξονα της λεκάνης. Μια θετική τιμή γωνίας (Flexion) αντιστοιχεί στην κατάσταση κατά την οποία το γόνατο βρίσκεται μπροστά από το σώμα.</p>
Κάμψη/Έκταση Γονάτου	Σχετική	<p>Ο προσθοπίσθιος άξονας του τμήματος προβάλλεται στο επίπεδο που είναι κάθετο στον άξονα κάμψης του γόνατος. Η κάμψη του γόνατος είναι η γωνία σε αυτό το επίπεδο μεταξύ αυτής της προβολής και του προσθοπίσθιου άξονα του μηρού. Το πρόσημο είναι τέτοιο ώστε μια θετική γωνία να αντιστοιχεί σε λυγισμένο γόνατο.</p>

Περιστροφή Γωνίας	Γωνιομετρική	Περιγραφή
Ποδοκνημική κάμψη αστραγάλου	Σχετική	<p>Το διάνυσμα του ποδιού προβάλλεται στο οβελιαίο επίπεδο του ποδιού. Η γωνία μεταξύ του διανύσματος του πέλματος και του προσθοπίσθιου (οβελιαίου) άξονα της ποδοκνημικής είναι η οπίσθια/πλαστική κάμψη του πέλματος. Ένας θετικός αριθμός αντιστοιχεί σε ραχιαία κάμψη.</p>
Κάμψη θώρακος	Απόλυτη	<p>Η κλίση του θώρακα υπολογίζεται συνήθως γύρω από τον εγκάρσιο άξονα του εργαστηρίου. Εάν, ωστόσο, η κατεύθυνση της προόδου του εξεταζόμενου προς τα εμπρός είναι πλησιέστερη στον οβελιαίο άξονα του εργαστηρίου, τότε η κλίση του θώρακα μετράται γύρω από αυτόν τον άξονα. Ο οβελιαίος άξονας του θώρακα προβάλλεται κανονικά στο εργαστηριακό οβελιαίο επίπεδο. Η κλίση του θώρακα μετράται ως η γωνία σε αυτό το επίπεδο μεταξύ του προβαλλόμενου οβελιαίου άξονα του θώρακα και του οβελιαίου άξονα του εργαστηρίου. Μια θετική τιμή (προς τα πάνω) αντιστοιχεί σε κλίση του θώρακα προς τα εμπρός.</p>
Κάμψη Λαιμού	Σχετική	<p>Ο σαγματικός άξονας της κεφαλής προβάλλεται στο επίπεδο που είναι κάθετο στον προσθοπίσθιο άξονα του θώρακα. Η κάμψη του αυχένα είναι τότε η γωνία μεταξύ του προβαλλόμενου προσθοπίσθιου άξονα της κεφαλής και του προσθοπίσθιου άξονα του θώρακα γύρω από τον σταθερό εγκάρσιο άξονα του θώρακα. Μια θετική τιμή γωνίας (κάμψης) αντιστοιχεί στην κατάσταση κατά την οποία το κεφάλι είναι κεκλιμένο προς τα εμπρός.</p>
Κάμψη/Έκταση ώμων	Σχετική	<p>Η κάμψη του ώμου υπολογίζεται γύρω από έναν άξονα παράλληλο προς τον εγκάρσιο άξονα του θώρακα. Η κάμψη του ώμου είναι η γωνία μεταξύ του προβαλλόμενου άξονα sagittal-humerus και του άξονα sagittal-thorax γύρω από τον σταθερό εγκάρσιο άξονα του θώρακα. Μια θετική τιμή γωνίας (κάμψης) αντιστοιχεί στην κατάσταση κατά την οποία ο βραχίονας βρίσκεται μπροστά από το σώμα.</p>

Περιστροφή Γωνίας	Γωνιομετρική Περιγραφή	Περιγραφή
Κάμψη/Έκταση Αγκώνα	Σχετική	Η κάμψη του αγκώνα υπολογίζεται μεταξύ του προσθοπίσθιου άξονα της κερκίδας και του οβελιαίου άξονα του βραχιονίου γύρω από τον σταθερό εγκάρσιο άξονα του βραχιονίου. Ένας θετικός αριθμός υποδηλώνει γωνία κάμψης.
Κάμψη/ Έκταση Καρπού	Σχετική	Η κάμψη του καρπού είναι η γωνία μεταξύ του οβελιαίου άξονα του χεριού και του οβελιαίου άξονα της κερκίδας γύρω από τον σταθερό εγκάρσιο άξονα της κερκίδας. Μια θετική τιμή γωνίας αντιστοιχεί στην κατάσταση κατά την οποία ο καρπός λυγίζει προς την παλάμη.

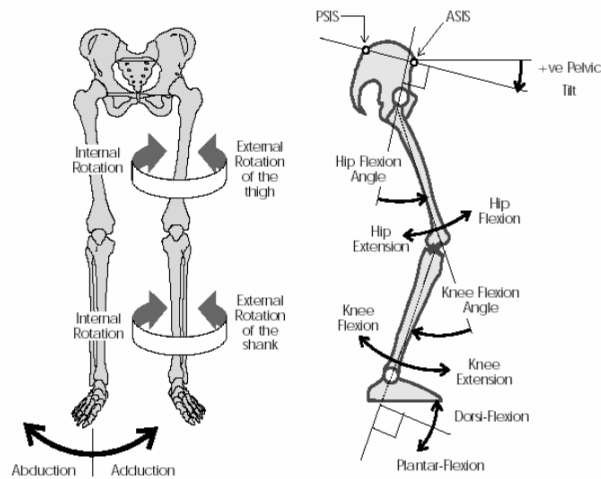
Πίνακας 4.1: Περιγραφή γωνιών μοντέλου Plug-In [<https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait>]

Ο πλήρης Πίνακας για την περιγραφή των γωνιών του μοντέλου Plug-In θα περιλάμβανε τις γωνίες και στα υπόλοιπα επίπεδα, το εγκάρσιο («Transverse Plane») και μετωπιαίο («Frontal Plane»), τα οποία αντιστοιχούν σε προσαγωγή και απαγωγή των γωνιών και εσωτερική ή εξωτερική περιστροφή τους αντίστοιχα. Οι άξονες και τα ανατομικά επίπεδα που χρησιμοποιούνται για τον ορισμό των γωνιών του Πίνακα 4.1 ορίζονται στο Σχήμα 4.5.



Σχήμα 4.5: Ανατομικά επίπεδα και άξονες αναφοράς

Ενδεικτικά στα έγγραφα της VICON για το μοντέλο Plug In Gait περιλαμβάνεται η ακόλουθη εικόνα ορισμού των γωνιών για τα κάτω άκρα (Σχήμα 4.6):



Σχήμα 4.6: Ορισμός γωνιών Plug In Gait για τα κάτω άκρα του μοντέλου

Αντίστοιχη τεκμηρίωση παρέχεται και για την προσήμανση των εφαρμοζόμενων ροπών και δυνάμεων. Στα Σχήματα 4.7 και 4.8 φαίνονται οι πίνακες ορισμού των δυνάμεων και ροπών που έχουν υπολογιστεί για το συγκεκριμένο μοντέλο. Έτσι, σύμφωνα με αυτή τη σύμβαση, μια θετική ροπή γύρω τον X άξονα αντιστοιχεί σε κάμψη, ενώ το αρνητικό μέγεθος προκαλεί έκταση της άρθρωσης.

Description	Segment axes	Force or moment component	+ve descriptor	-ve descriptor
Ankle Force X	Foot	Compression/ Tension	Tension	Compression
RAnkle Force Y	Right Foot	Medial/Lateral	Medial	Lateral
Ankle Force Z	Foot	Anterior/ Posterior	Anterior	Posterior
Knee Force X	Tibia	Anterior/ Posterior	Anterior	Posterior
RKnee Force Y	Right Tibia	Medial/Lateral	Medial	Lateral
LKnee Force Y	Left Tibia	Medial/Lateral	Lateral	Medial
Knee Force Z	Tibia	Tension/ Compression	Tension	Compression
Hip Force X	Thigh	Anterior/ Posterior	Anterior	Posterior
RHip Force Y	Right Thigh	Medial/Lateral	Medial	Lateral
LHip Force Y	Left Thigh	Medial/Lateral	Lateral	Medial
Hip Force Z	Thigh	Tension/ Compression	Tension	Compression

Σχήμα 4.7: Ορισμός δυνάμεων μοντέλου Plug In Gait [<https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+lower+body+forces+and+moments>]

4.2. Μοντέλο Plug-in Gait

Description	Segment axes	Force or moment component	+ve descriptor	-ve descriptor
Ankle Moment X	Foot	Dorsi/Plantar flexion	Dorsiflexion	Plantar flexion
Ankle Moment Y	Foot	Abduction/Adduction	Adduction	Abduction
Ankle Moment Z	Foot	Rotation	Internal	External
Knee Moment X	Tibia	Flexion/Extension	Flexion	Extension
Knee Moment Y	Tibia	Varus/Valgus	Varus	Valgus
Knee Moment Z	Tibia	Rotation	Internal	External
Hip Moment X	Thigh	Flexion/Extension	Flexion	Extension
Hip Moment Y	Thigh	Abduction/Adduction	Adduction	Abduction
Hip Moment Z	Thigh	Rotation	Internal	External

Σχήμα 4.8: Ορισμός ροπών μοντέλου Plug In Gait [<https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Plug-in+Gait+lower+body+forces+and+moments>]

Από τους συγκεκριμένους πίνακες γίνεται εμφανής και η κατεύθυνση των τριών αξόνων, με τον X άξονα να είναι ο άξονας στην διεύθυνση κίνησης του ατόμου, ο Y άξονας να είναι ο άξονας που διαπερνά το σώμα από την μια πλευρά στην άλλη και τέλος ο Z είναι ο κατακόρυφος άξονας με φορά από τα πόδια στο κεφάλι. Η ίδια σύμβαση θα χρησιμοποιηθεί και για το σύνολο δεδομένων που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία στα επόμενα κεφάλαια.

Ο λόγος που γίνεται αναφορά στο σύστημα VICON είναι η αξιοπιστία των αποτελεσμάτων του. Όπως θα περιγραφεί και σε επόμενο κεφάλαιο, η σύγκριση των αποτελεσμάτων μας με αυτά του λογισμικού VICON παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον καθώς αποτελεί ένα μέσο επικύρωσης της αξιοπιστίας της μεθόδου που αναλύεται στην παρούσα εργασία.

5. Δυναμικό Μοντέλο

5.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται το δυναμικό μοντέλο που αναπτύχθηκε και χρησιμοποιήθηκε για την περιγραφή της βάρδισης του ανθρώπου.

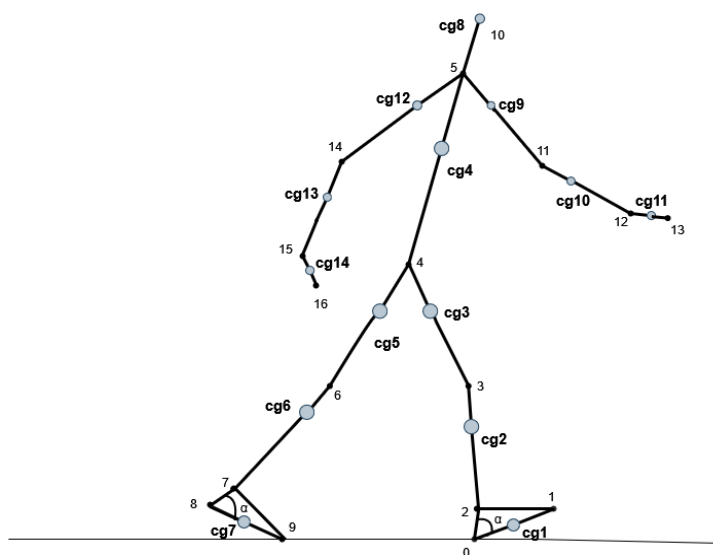
Στην Ενότητα 5.2 περιγράφεται συνοπτικά το μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί ενώ οι γενικευμένες μεταβλητές του μοντέλου παρουσιάζονται στην ενότητα 5.3. Η Ενότητα 5.4 αφορά στην μοντελοποίηση του ανθρώπινου σώματος μέσω της ευθείας κινηματικής. Στην Ενότητα 5.5 γίνεται τροφοδότηση του μοντέλου με τα πειραματικά δεδομένα που προήλθαν από την ανίχνευση, παρουσιάζονται τα σχετικά διαγράμματα, και προσδιορίζεται πλήρως η γεωμετρία και οι ιδιότητες αδράνειας του μοντέλου.

Στην Ενότητα 5.6 υπολογίζονται οι μεταβλητές κατάστασης με αντίστροφη κινηματική και στην συνέχεια γίνεται σύγκριση με τα μεγέθη από το σύστημα VICON. Οι εξισώσεις που περιγράφουν την συμπεριφορά των κέντρων βάρους παρουσιάζονται στην Ενότητα 5.7.

Η Ενότητα 5.8 εφαρμόζει ευθεία κινηματική και συγκρίνει τα αποτελέσματα με τις δοσμένες τροχιές των σημείων του σώματος, στοχεύοντας στην επικύρωση του μοντέλου. Τέλος, η Ενότητα 5.9 αφορά στην δυναμική ανάλυση, δηλαδή τον υπολογισμό των εφαρμοζόμενων ροπών και των δυνάμεων.

5.2 Μηχανικό Μοντέλο

Σκοπός της παρούσας μελέτης αποτέλεσε η κατασκευή ενός μηχανικού μοντέλου, το οποίο να προσομοιάζει επαρκώς τον ανθρώπινο σκελετό και να διαθέτει τους απαραίτητους βαθμούς ελευθερίας ώστε τα αποτελέσματα της κινηματικής και δυναμικής ανάλυσης να προσεγγίζουν τα αποτελέσματα συστημάτων που βασίζονται στην ανίχνευση κίνησης με αισθητήρες και στον υπολογισμό των ροπών και δυνάμεων εδάφους με χρήση δυναμοδάπεδου. Το μοντέλο που επιλέχθηκε τελικά παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.1.

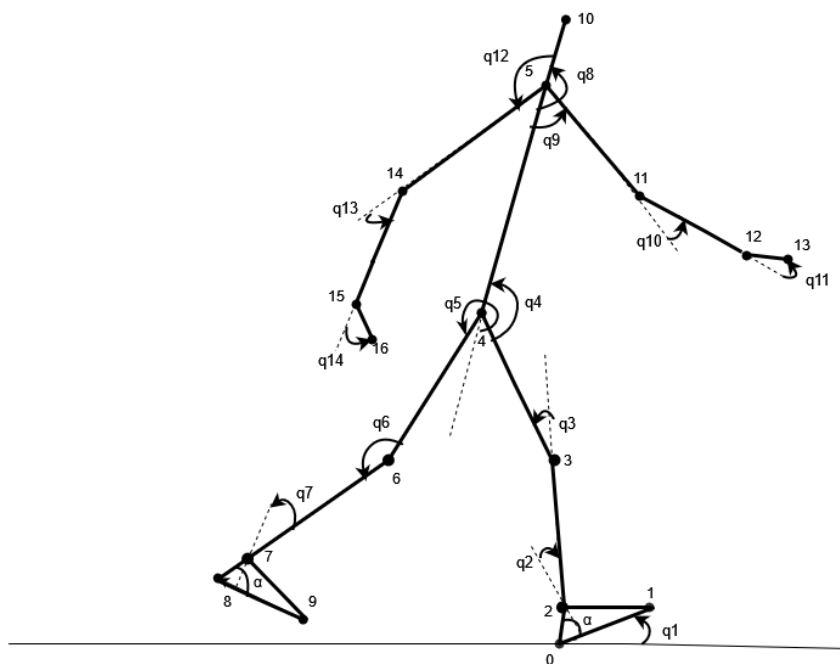


Σχήμα 5.1: Μηχανικό μοντέλο για το ανθρώπινο περπάτημα

Το μοντέλο που προτείνεται αποτελείται συνολικά από δεκαέξι σκέλη. Όπως φαίνεται, ο λαιμός με το κεφάλι θεωρούνται ένα σκέλος, ομοίως και η λεκάνη με τον κορμό. Τα τελευταία συνήθως μοντελοποιούνται ξεχωριστά ως δύο σκέλη, επιτρέποντας την σχετική τους κίνηση, όμως στην συγκεκριμένη εφαρμογή ενοποιήθηκαν για λόγους απλοποίησης. Τα σκέλη οριοθετούνται από 17 σημεία (άρθρωσεις) τα οποία φαίνονται στο σχήμα με μαύρες κουκίδες. Πρόκειται για τα σημεία τα οποία παίρνουν τις τιμές τους από τα αντίστοιχα σημεία του μοντέλου ανίχνευσης, OpenPose ή ZED SDK, όπως αναλύθηκε σε προηγούμενο Κεφάλαιο. Επομένως, το μηχανικό μοντέλο δέχεται σαν είσοδο τις πραγματικές συντεταγμένες βασικών σημείων του ανθρώπινου σώματος και μπορεί μέσω αυτών να αναπαραστήσει την ανθρώπινη στάση κάθε χρονική στιγμή. Επιπλέον, έχει συνολικά προσαρτημένη μάζα M , η οποία είναι διαμοιρασμένη στους συνδέσμους του μοντέλου και αντιστοιχεί στο συνολικό βάρος του ανθρώπου. Συνεπώς, κάθε σκέλος διαθέτει μια συγκεντρωμένη μάζα, που είναι ανάλογη της μάζας του ανθρώπου στο συγκεκριμένο μέρος του σώματος και βρίσκεται σε καθορισμένη απόσταση από τις αρθρώσεις του. Η ακριβής θέση των κέντρων βάρους θα παρουσιαστεί στην Ενότητα 5.5.5

5.3 Γενικευμένες Μεταβλητές Μοντέλου

Τα μοντέλα για την ανάλυση βάρδισης μπορεί να είναι πολύ περίπλοκα ή πιο απλά ανάλογα με το πλήθος των γενικευμένων μεταβλητών που το περιγράφουν. Οι γενικευμένες μεταβλητές στην περίπτωση μας αναφέρονται στην ελευθερία που έχει το μοντέλο να κινήσει τα σκέλη του γύρω από μία άρθρωση. Ο άνθρωπος έχει συνήθως δύο ή τρεις βαθμούς ελευθερίας σε κάθε άρθρωση καθώς μπορεί να περιστρέψει τα μέλη του γύρω από τους τρεις άξονες XYZ . Ωστόσο έχει παρατηρηθεί ότι μεγαλύτερη συνεισφορά στην βάρδιση έχουν οι περιστροφές των αρθρώσεων μας γύρω από άξονα κάθετο στη διεύθυνση βάρδισης του ανθρώπου, δηλαδή στο οβελιαίο επίπεδο κίνησης (Σχήμα 4.5). Οι γωνίες σε αυτό το επίπεδο περιγράφουν συνήθως την έκταση και την κάμψη των μελών του ανθρώπινου σώματος. Το Σχήμα 5.2, παρουσιάζει συνοπτικά τις γενικευμένες μεταβλητές που περιγράφουν το συγκεκριμένο μοντέλο.



Σχήμα 5.2: Γενικευμένες μεταβλητές μοντέλου

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.2, η γωνία σε κάθε άρθρωση του μοντέλου είναι η σχετική γωνία μεταξύ των επιμέρους διαδοχικών τμημάτων του μοντέλου. Εξαιρέση αποτελούν οι περιπτώσεις των γωνιών του αστραγάλου q_2 και q_7 για τις οποίες οι γωνίες υπολογίζονται από την σύγκριση του προσανατολισμού της κνήμης και της ευθείας που είναι κάθετης στο τμήμα του πέλματος (Προσανατολισμός πέλματος $+90^\circ$). Κατά σύμβαση θεωρείται ότι οι αριστερόστροφες γωνίες λαμβάνουν θετικές τιμές. Οι παραδοχές αυτές προέκυψαν με βάση το μοντέλο του συστήματος VICON.

Για την καλύτερη κατανόηση του μοντέλου είναι σημαντικό να τονιστεί ότι οι γενικευμένες μεταβλητές του μοντέλου έχουν οριστεί με αυστηρά συγκεκριμένο τρόπο. Πιο συγκεκριμένα, οι μεταβλητές, δηλαδή οι γωνίες των αρθρώσεων του μοντέλου, δεν αντιστοιχούν σε δεξί ή αριστερό πόδι, αλλά διακρίνονται ανάλογα με το αν πρόκειται για το πόδι που βρίσκεται σε φάση στήριξης ή για το πόδι που βρίσκεται στη φάση της αιώρησης. Έτσι, η γωνία q_1 θα αντιπροσωπεύει πάντα την γωνία μεταξύ πέλματος και εδάφους για το πόδι που βρίσκεται σε φάση στήριξης. Ομοίως και οι γωνίες q_2 , q_3 , q_4 . Αντίθετα, οι μεταβλητές q_5 , q_6 , q_7 αντιστοιχούν στους βαθμούς ελευθερίας του ποδιού που βρίσκεται στην φάση της αιώρησης. Συνεπώς, οι γενικευμένες μεταβλητές του μοντέλου δεν ταυτίζονται με τις γωνίες που χρησιμοποιούνται στον τομέα της βιοϊατρικής για την περιγραφή της κίνησης των αρθρώσεων του ανθρώπου.

Κατά συνέπεια η παρουσίαση των γενικευμένων μεταβλητών του μοντέλου κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης, δεν έχει κάποια φυσική σημασία για την ανάλυση κίνησης, αφού οι μεταβλητές αναφέρονται σε μια μόνο φάση (Στήριξης ή Αιώρησης). Ωστόσο, είναι πολύ βοηθητικό για την κατανόηση του προτεινόμενου μοντέλου και των μεταβλητών που χρησιμοποιεί. Τα σχετικά διαγράμματα, όπως προκύπτουν από τα πειραματικά δεδομένα, παρουσιάζονται αναλυτικά στην Ενότητα 5.6.1.

Η χρήση όμως των γενικευμένων μεταβλητών για την δημιουργία διαγραμμάτων αναφορικά με τις γωνίες των αρθρώσεων του ανθρώπου κατά τη διάρκεια ενός πλήρους κύκλου βάρδισης αποτελεί σημαντικό μέρος της ανάλυσης, καθώς συχνά αποκαλύπτει ένα μη φυσιολογικό πρότυπο περπατήματος που οφείλεται σε παθοφυσιολογικούς παράγοντες.

Προκειμένου να υπολογιστούν οι γωνίες των αρθρώσεων ενός μέλους κατά τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης του ανθρώπου, λόγου χάριν του δεξιού γόνατος, είναι απαραίτητο να χρησιμοποιηθούν οι γενικευμένες μεταβλητές και από τα δύο πόδια του μοντέλου (q_3 και q_6), ώστε να συμπεριληφθούν οι τιμές της γωνίας τόσο κατά την φάση της αιώρησης όσο και κατά την φάση της στήριξης και να προκύψει ο πλήρης κύκλος. Φυσικά, επειδή οι γωνίες του μοντέλου δεν έχουν οριστεί με τον ίδιο τρόπο στα δύο πόδια, αντίστοιχα και στα χέρια (βλέπε Σχήμα 5.2), προτού χρησιμοποιηθούν οι τιμές των γωνιών από το δεύτερο μέλος πρέπει να γίνουν κάποιοι μετασχηματισμοί.

Οι εξισώσεις (5.1 - 5.6) παρουσιάζουν τους απαραίτητους μετασχηματισμούς μεταξύ των γενικευμένων μεταβλητών που αναφέρονται σε ίδια μέλη του σώματος αλλά σε διαφορετική φάση ώστε να δημιουργηθούν νέες μεταβλητές που να ορίζονται ανάλογα για το δεξί ή αριστερό πόδι και χέρι του μοντέλου.

$$q_2 = -q_7 \quad (5.1)$$

$$q_3 = 180^\circ - q_6 \quad (5.2)$$

$$q_4 = 180^\circ - q_5 \quad (5.3)$$

$$q_9 = 180^\circ - q_{12} \quad (5.4)$$

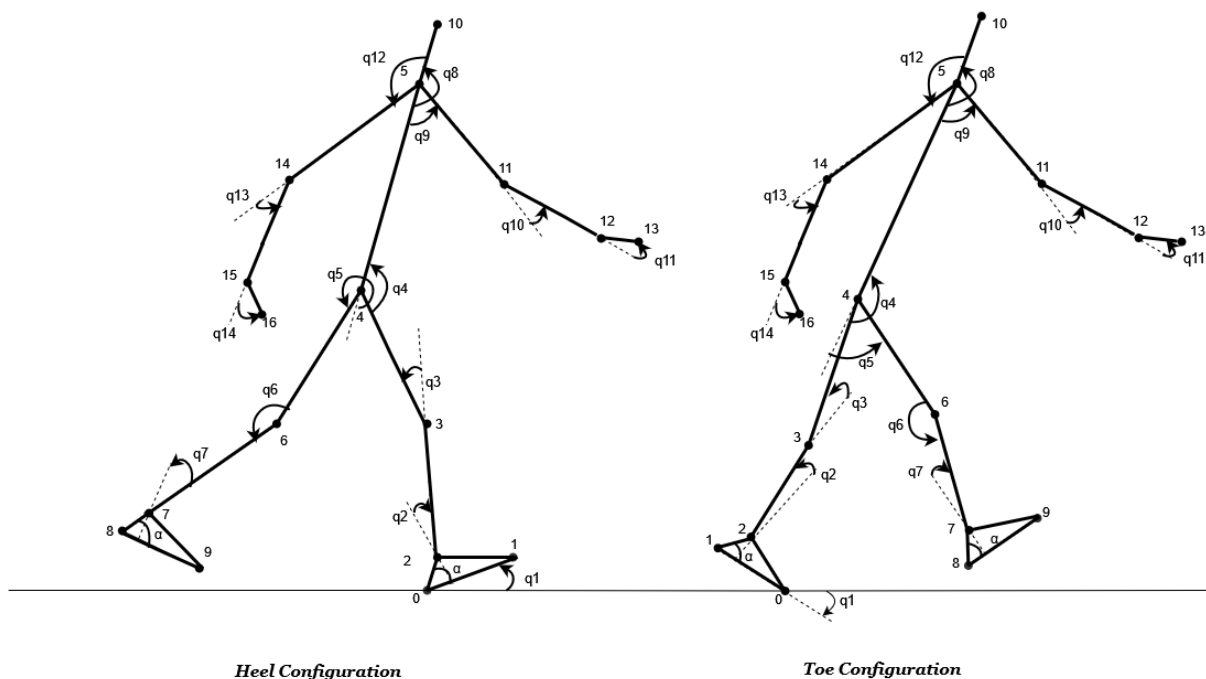
$$q_{10} = q_{13} \quad (5.5)$$

$$q_{11} = q_{14} \quad (5.6)$$

Η γωνία που σχηματίζει το κεφάλι με τον κορμό ταυτίζεται με την γενικευμένη μεταβλητή q_8 καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου και δεν χρειάζεται κάποιο μετασχηματισμό. Αναφορικά με τις γωνίες των πελμάτων σε σχέση με το έδαφος, επειδή για το πόδι που είναι σε αιώρηση δεν υπάρχει γενικευμένη μεταβλητή αντίστοιχη της q_1 , θα χρησιμοποιηθεί μια βοηθητική μεταβλητή που προκύπτει από την αντίστροφη κινηματική αλλά δεν αποτελεί νέο βαθμό ελευθερίας για το μοντέλο. Αυτή η διαδικασία, μαζί με τα διαγράμματα των σχετικών γωνιών, θα παρουσιαστούν εκτενώς στην υποενότητα 5.6.

5.3.1 Διαμορφώσεις Μοντέλου

Όπως έχει οριστεί το μοντέλο, θεωρείται ότι το σημείο επαφής του πέλματος με το έδαφος είναι η φτέρνα, δηλαδή το σημείο "0" («Heel Configuration»). Έτσι, η αντίστοιχη γενικευμένη μεταβλητή q_1 είναι η γωνία μεταξύ του εδάφους και του πέλματος, η οποία λαμβάνει την μέγιστη θετική τιμή της στο «Heel Strike», ενώ μηδενίζεται όταν όλο το πέλμα βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Ωστόσο, υπάρχει και μια κατάσταση κατά την οποία το πόδι βρίσκεται στο τέλος της φάσης στήριξης, λίγο πριν αρχίσει να αιωρείται και πλέον το μόνο σημείο του πέλματος που ακουμπάει στο έδαφος είναι τα δάκτυλα («Toe Configuration»). Για αυτήν την περίπτωση αναπτύχθηκε και ένα δεύτερο ελαφρώς τροποποιημένο μοντέλο, το οποίο διαφοροποιείται από το πρώτο ως προς σημείο επαφής με το έδαφος. Συνεπώς, στην συγκεκριμένη περίπτωση διαφοροποιείται ανάλογα και ο ορισμός της αντίστοιχης γενικευμένης μεταβλητής q_1 , όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.3. Τα δύο μοντέλα χρησιμοποιούνται για τους σχετικούς υπολογισμούς ανάλογα με την θέση του πέλματος και την φάση στήριξης του κύκλου βάρδισης.



Σχήμα 5.3: Διαμορφώσεις μοντέλου

5.4 Μοντελοποίηση με Ευθεία Κινηματική

Οι γενικευμένες μεταβλητές συνδέονται με τα σημεία του μοντέλου μέσω των εξισώσεων της ευθείας κινηματικής. Για την ακρίβεια, η συντεταγμένη κάθε σημείου στις δύο κατευθύνσεις συνδέεται με το προηγούμενο σημείο μέσω των τριγωνομετρικών αριθμών των αντίστοιχων απόλυτων γωνιών. Οι απόλυτες γωνίες του μοντέλου είναι οι γωνίες των μελών του μοντέλου σε σχέση με το έδαφος και ορίζονται από τις παρακάτω σχέσεις.

$$\theta_1 = q_1 \quad (5.7)$$

$$\theta_2 = \theta_1 + q_2 \quad (5.8)$$

$$\theta_3 = \theta_2 + q_3 \quad (5.9)$$

$$\theta_4 = \theta_3 + q_4 + 180^\circ \quad (5.10)$$

$$\theta_5 = \theta_4 + q_5 + 180^\circ \quad (5.11)$$

$$\theta_6 = \theta_5 + q_6 + 180^\circ \quad (5.12)$$

$$\theta_7 = \theta_6 + q_7 + 180^\circ \quad (5.13)$$

$$\theta_8 = \theta_4 + q_8 + 180^\circ \quad (5.14)$$

$$\theta_9 = \theta_4 + q_9 + 180^\circ \quad (5.15)$$

$$\theta_{10} = \theta_9 + q_{10} \quad (5.16)$$

$$\theta_{11} = \theta_{10} + q_{11} \quad (5.17)$$

$$\theta_{12} = \theta_4 + q_{12} \quad (5.18)$$

$$\theta_{13} = \theta_{12} + q_{13} \quad (5.19)$$

$$\theta_{14} = \theta_{13} + q_{14} \quad (5.20)$$

Η κινηματική του μοντέλου δίνεται από τις εξισώσεις (5.21 - 5.22), σύμφωνα με τις οποίες η κίνηση του τελικού σημείου κάθε τμήματος l_k καθορίζεται από το αρχικό σημείο του τμήματος και τον τριγωνομετρικό αριθμό της απόλυτης γωνίας θ_i . Το αρχικό και τελικό σημείο ενός τμήματος καθορίζονται από την φορά της γενικευμένης μεταβλητής q_i .

$$x_{\text{τελος}} = x_{\text{αρχη}} + l_k \cdot \cos(\theta_i) \quad (5.21)$$

$$z_{\text{τελος}} = z_{\text{αρχη}} + l_k \cdot \sin(\theta_i) \quad (5.22)$$

Συνεπώς, εφαρμόζοντας λόγου χάριν τις εξισώσεις για το τμήμα του δεξιού μηρού (πόδι σε αιώρηση), που ορίζεται από τα σημεία 4 και 6, οι συντεταγμένες του τελικού σημείου 6 προκύπτουν ως εξής:

$$x_6 = x_4 + l_6 \cdot \cos(\theta_5) \quad (5.23)$$

$$z_6 = z_4 + l_6 \cdot \sin(\theta_5) \quad (5.24)$$

Λαμβάνοντας υπόψιν τις δύο διαφορετικές διαμορφώσεις του μοντέλου που περιγράφηκαν στην Ενότητα 5.3.1 (Σχήμα 5.3), οι εξισώσεις που διέπουν την κινηματική του πέλματος διαφέρουν κατά περίπτωση.

Η κινηματική ολόκληρου του μοντέλου παρατίθεται αναλυτικά στο παράρτημα.

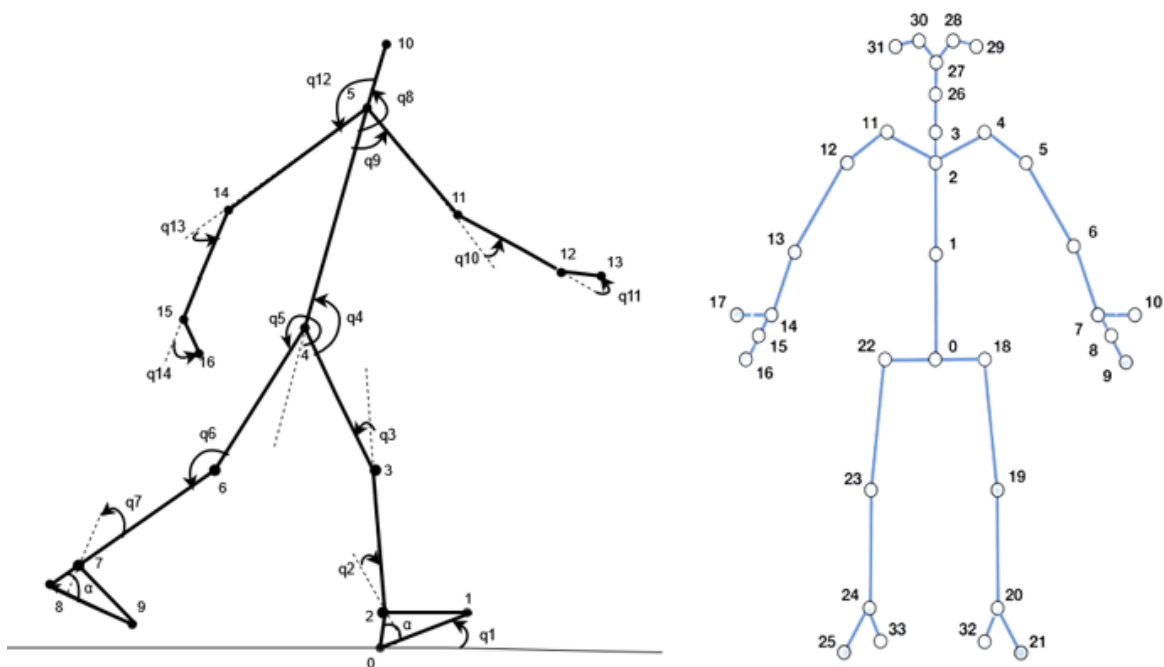
5.5 Προσαρμογή του μοντέλου στα δεδομένα του ανθρώπου

Στις προηγούμενες ενότητες περιγράφηκε και αναλύθηκε το μοντέλο στην γενική του μορφή. Για την μελέτη του ανθρώπινου περπατήματος και την εξαγωγή εξατομικευμένων αποτελεσμάτων, είναι απαραίτητο να εισάγουμε στο μοντέλο τα πειραματικά δεδομένα από την βάρδιση του κάθε ανθρώπου. Εκτός από αυτό, χρειάζεται να γίνει προσαρμογή του μοντέλου στα ανθρωπομετρικά δεδομένα του κάθε ανθρώπου, δηλαδή να καθοριστούν η γεωμετρία του και οι ιδιότητες αδράνειάς του.

5.5.1 Συσχέτιση με μοντέλο ZED SDK

Στο Κεφάλαιο 3 παρουσιάστηκε συνοπτικά η διαδικασία ανίχνευσης της κίνησης του ανθρώπου σε ένα κύκλο βάρδισης με την βοήθεια του λογισμικού ZED SKD που συνοδεύει τις κάμερες ZED-2. Αποτέλεσμα της διαδικασίας ήταν η εξαγωγή των συντεταγμένων κάποιων βασικών σημείων του ανθρώπινου σκελετού για κάθε χρονική στιγμή. Τα δεδομένα αυτά είναι απαραίτητο να εισαχθούν στο μηχανικό μοντέλο που παρουσιάζεται στο παρόν κεφάλαιο, ως τιμές εισόδου στα σημεία - αρθρώσεις του μοντέλου, προκειμένου να χρησιμοποιηθούν στην συνέχεια για την εύρεση των γενικευμένων μεταβλητών στις αντίστοιχες χρονικές στιγμές και εν τέλει στην δυναμική ανάλυση για τον υπολογισμό των εφαρμοζόμενων ροπών και δυνάμεων.

Ωστόσο, το μοντέλο BODY34 που χρησιμοποιήθηκε από το ZED SDK για την αναπαράσταση του ανθρώπινου σώματος διαφέρει ελαφρώς από το μηχανικό μοντέλο (δείτε Σχήμα 5.4). Η αντιστοίχιση μεταξύ των σημείων των δύο μοντέλων αποτελεί απαραίτητη ενέργεια ώστε να καθίσταται δυνατή η χρήση των δεδομένων του ZED SDK.



Σχήμα 5.4: Σύγκριση δυναμικού μοντέλου βάρδισης και μοντέλου ZED SDK BODY34

Η αντιστοίχιση των σημείων μεταξύ των δύο χρησιμοποιούμενων μοντέλων παρουσιάζεται στον Πίνακα 5.1.

Αρθρώσεις Σώματος	Σημεία ZED SDK	Σημεία Μηχανικού Μοντέλου
Λαιμός	3	5
Δεξιός Αγκώνας	13	11
Δεξιός Καρπός	14	12
Δεξί Χέρι	16	13
Αριστερός Αγκώνας	6	14
Αριστερός Καρπός	7	15
Αριστερό Χέρι	9	16
Μέσο Ισχίων	0	4
Δεξί Γόνατο	23	6
Δεξιός Αστράγαλος	24	7
Αριστερό Γόνατο	19	3
Αριστερός Αστράγαλος	20	2
Κορυφή Κεφαλιού	28,30	10
Αριστερό πρώτο Μετατάρσιο	21	1
Αριστερή Φτέρνα	32	0
Δεξί πρώτο μετατάρσιο	25	9
Δεξιά φτέρνα	33	8

Πίνακας 5.1: Αντιστοίχιση των σημείων των μοντέλων BODY34 και δυναμικού μοντέλου βάδισης

Για την αντιστοίχιση του Πίνακα 5.1 θεωρήθηκε ότι το πόδι που βρίσκεται αρχικά σε φάση στήριξης είναι το αριστερό (Σημεία-κλειδιά 32,21 ,20 για το μοντέλο BODY34). Τη χρονική στιγμή που το αριστερό πόδι φτάνει στη φάση αιώρησης, η αντιστοίχιση αλλάζει και έτσι το σημείο "0" του μοντέλου μας θα λαμβάνει πλέον τιμές από το σημείο "33" του ZED SDK, το οποίο θα αντιστοιχεί στο δεξί πόδι που εισέρχεται σε φάση Στήριξης. Αντίστοιχα, το σημείο "8" του μοντέλου βάδισης θα λαμβάνει τιμές από το σημείο "32" του ZED SDK.

5.5.2 Συσχέτιση με μοντέλο OpenPose

Στην περίπτωση που η ανάλυση πραγματοποιηθεί με δεδομένα που έχουν προκύψει από την ανίχνευση με χρήση του λογισμικού OpenPose, χρειάζεται να γίνει αντιστοίχιση των σημείων του μοντέλου μας με τα σημεία του μοντέλου BODY25 του OpenPose. Το μοντέλο BODY25, που έχει παρουσιαστεί ήδη στο κεφάλαιο 3, φαίνεται στο Σχήμα 5.5 μαζί με το μηχανικό μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί για την ανάλυση, ώστε να πραγματοποιηθεί η αντιστοίχιση των σημείων.

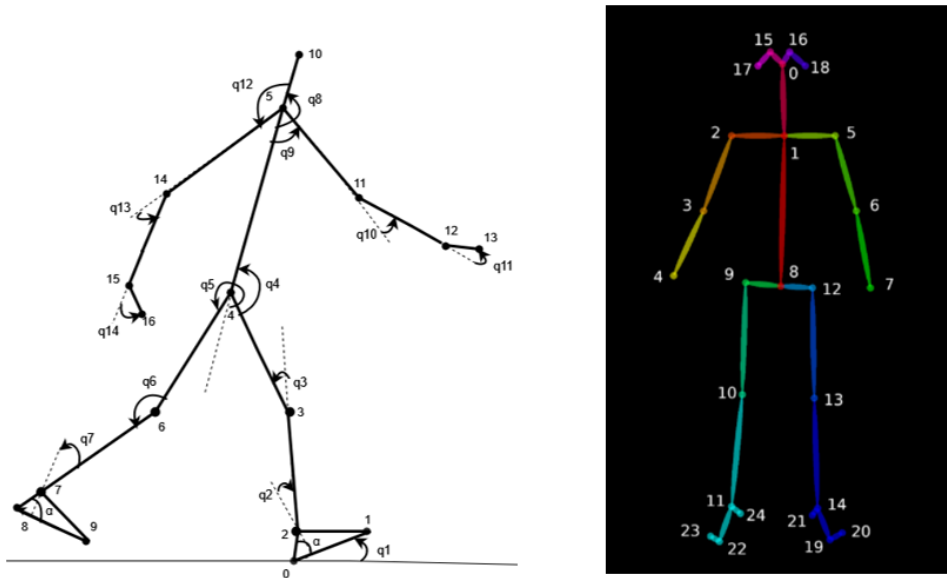
Το μοντέλο BODY25 ανιχνεύει λιγότερα σημεία από το BODY34 του λογισμικού ZED SDK, όπως φαίνεται και από τα σχήματα 5.4 και 5.5. Ωστόσο, θεωρούμε ότι για το μηχανικό μοντέλο που έχουμε επιλέξει, το OpenPose μας παρέχει επαρκή αριθμό δεδομένων και αποτελεί μια καλή εναλλακτική για την ανάλυση εικόνας.

Η αντιστοίχιση των σημείων μεταξύ των δύο χρησιμοποιούμενων μοντέλων στην συγκεκριμένη περίπτωση παρουσιάζεται στον Πίνακα 5.2.

Για τα σημεία που δεν περιλαμβάνονται στο μοντέλο BODY25, λαμβάνονται κάποιες παραδοχές. Πιο συγκεκριμένα, θεωρούμε ότι τα δάκτυλα των χεριών κινούνται πάντα στην ίδια ευθεία με τον αντιβραχίονα και συνεπώς η αντίστοιχη μεταβλητή κατάστασης έχει σταθερή τιμή 0°, ενώ έχει αποδοθεί ένα τυπικό μήκος δέκα εκατοστών για το συγκεκριμένο τμήμα.

5.5. Προσαρμογή του μοντέλου στα δεδομένα του ανθρώπου

Η συγκεκριμένη θεώρηση θεωρείται αποδεκτή, καθώς τα δάχτυλα έχουν πολύ μικρή μάζα και άρα η κίνησή τους έχει μικρή συνεισφορά στην δυναμική. Συνεπώς, τα αποτελέσματα της μελέτης δεν επηρεάζονται.



Σχήμα 5.5: Σύγκριση δυναμικού μοντέλου βάδισης και μοντέλου OpenPose BODY25

Αρθρώσεις Σώματος	Σημεία Openpose	Σημεία Μηχανικού Μοντέλου
Λαιμός	1	5
Δεξιός Αγκώνας	3	11
Δεξιός Καρπός	4	12
Αριστερός Αγκώνας	6	14
Αριστερός Καρπός	7	15
Μέσο Ισχίων	8	4
Δεξί Γόνατο	10	6
Δεξιός Αστράγαλος	11	7
Αριστερό Γόνατο	13	3
Αριστερός Αστράγαλος	14	2
Κορυφή Κεφαλιού	15,16	10
Αριστερό πρώτο Μετατάρσιο	19	1
Αριστερή Φτέρνα	21	0
Δεξί πρώτο μετατάρσιο	22	8
Δεξιά φτέρνα	24	9

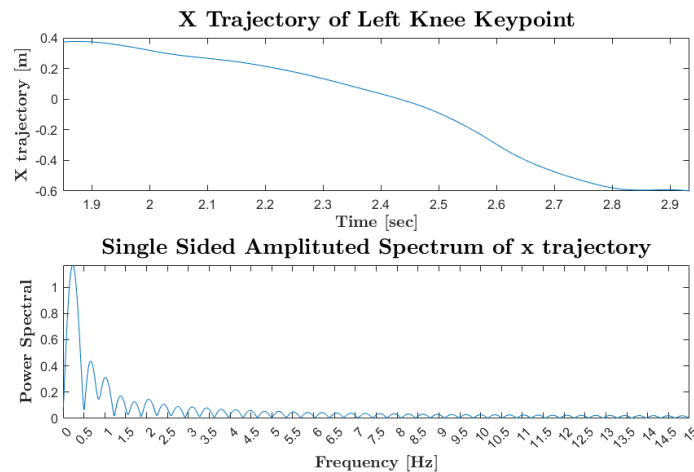
Πίνακας 5.2: Αντιστοίχιση των σημείων των μοντέλων BODY25 και δυναμικού μοντέλου βάδισης

5.5.3 Επεξεργασία σημείων ανίχνευσης

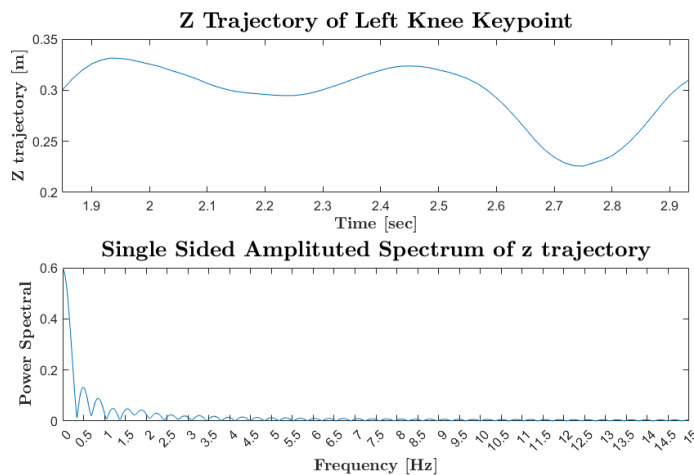
Δεδομένου ότι τα σημεία που εισάγονται στο μοντέλο έχουν προκύψει μέσω καταγραφής της κίνησης με κάμερες είναι απαραίτητο να γίνει μια προεπεξεργασία ώστε να αφαιρεθεί τυχόν θόρυβος από τις τροχιές των σημείων, προτού χρησιμοποιηθούν για την ανάλυση. Για το

σκοπό αυτό, εφαρμόζουμε πρώτα τον μετασχηματισμό Fourier («Fast Fourier Transformation»). Με βάση αυτόν, δύναται να αναλυθεί ένα σήμα στις βασικές του συχνότητες με σκοπό να εντοπιστούν οι πιο σημαντικές συχνότητες και να επιλεγεί μια συχνότητα αποκοπής για να αφαιρεθεί η επίδραση των υπολοίπων. Η συγκεκριμένη διαδικασία πραγματοποιείται μέσω MATLAB κάνοντας χρήση της εντολής «fft».

Εφαρμόζοντας την ανάλυση FFT στα δεδομένα που πήραμε από το μοντέλο του λογισμικού ZED SDK καταλήγουμε στα διάγραμμα του Σχήματος 5.6 και 5.7.



Σχήμα 5.6: Ανάλυση FFT σε x τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό ZED SDK



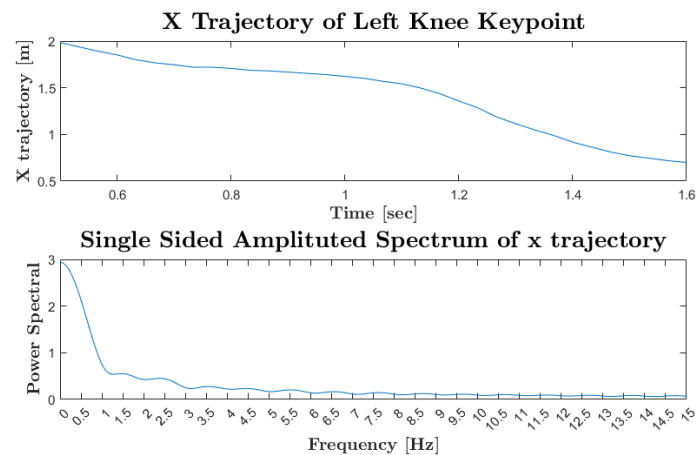
Σχήμα 5.7: Ανάλυση FFT σε z τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό ZED SDK

Τα παραπάνω διαγράμματα αφορούν στο σημείο του αριστερού γόνατος και παρουσιάζουν τις βασικές συχνότητες του σήματος καθ' όλη την διάρκεια της βάρδισης, για τις δύο κατευθύνσεις x και z. Από την ανάλυση συχνοτήτων προκύπτει ότι οι συχνότητες που επηρεάζουν περισσότερο το σήμα βρίσκονται στο εύρος [0-1.5 Hz] για την x κατεύθυνση, ενώ στην κατακόρυφη κατεύθυνση το συγκεκριμένο εύρος προκύπτει ακόμα μικρότερο.

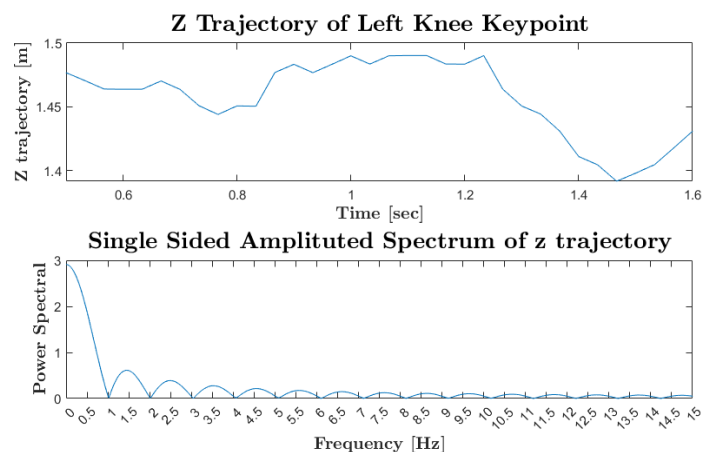
Σε μια προσπάθεια να διατηρήσουμε την μορφή του σήματος, χωρίς να του αφαιρέσουμε βασική πληροφορία επιλέγουμε ως συχνότητα αποκοπής 3Hz (Περίπου διπλάσια της βασικής συχνότητας). Παρόμοια συμπεριφορά εντοπίζεται και για όλα τα υπόλοιπα σημεία του σώματος και συνεπώς θεωρείται συχνότητα αποκοπής του συνολικού δείγματος 3Hz.

5.5. Προσαρμογή του μοντέλου στα δεδομένα του ανθρώπου

Αν εφαρμόσουμε την ίδια ανάλυση και για την περίπτωση του OpenPose, με τα σημεία που προκύπτουν από την καταγραφή με τις πιο απλές κάμερες, παρατηρούμε ότι τα δεδομένα φέρουν περισσότερο θόρυβο από τα δεδομένα των ZED. Στην συγκεκριμένη περίπτωση, με



Σχήμα 5.8: Ανάλυση FFT σε x τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό OpenPose



Σχήμα 5.9: Ανάλυση FFT σε z τροχιά σημείου του σώματος που έχει προκύψει από το λογισμικό OpenPose

βάση το διάγραμμα FFT, στο οποίο φαίνεται ότι η κύρια συχνότητα βρίσκεται πριν το 1Hz, ορίζεται ως συχνότητα αποκοπής τα 2.5Hz.

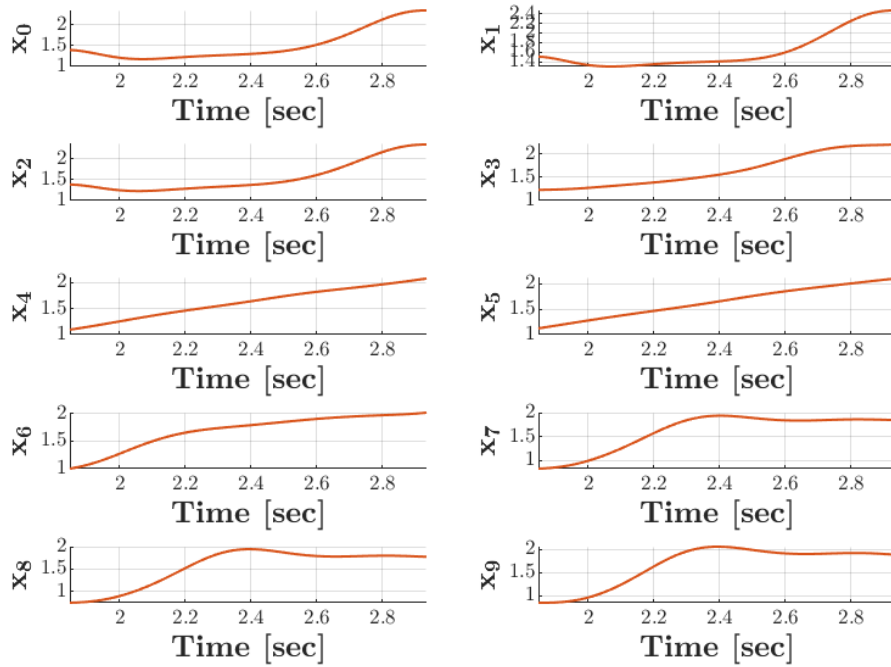
Έχοντας προσδιορίσει την συχνότητα αποκοπής σε κάθε περίπτωση, εφαρμόζουμε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο, όπως είναι το zero-lag Butterworth 4ης τάξης, με την επιλεγμένη συχνότητα αποκοπής, ώστε να αφαιρέσουμε τον σχετικό θόρυβο από τα δεδομένα που θα χρησιμοποιηθούν στην ανάλυση.

5.5.4 Θέσεις σημείων του μοντέλου συναρτήσει του χρόνου

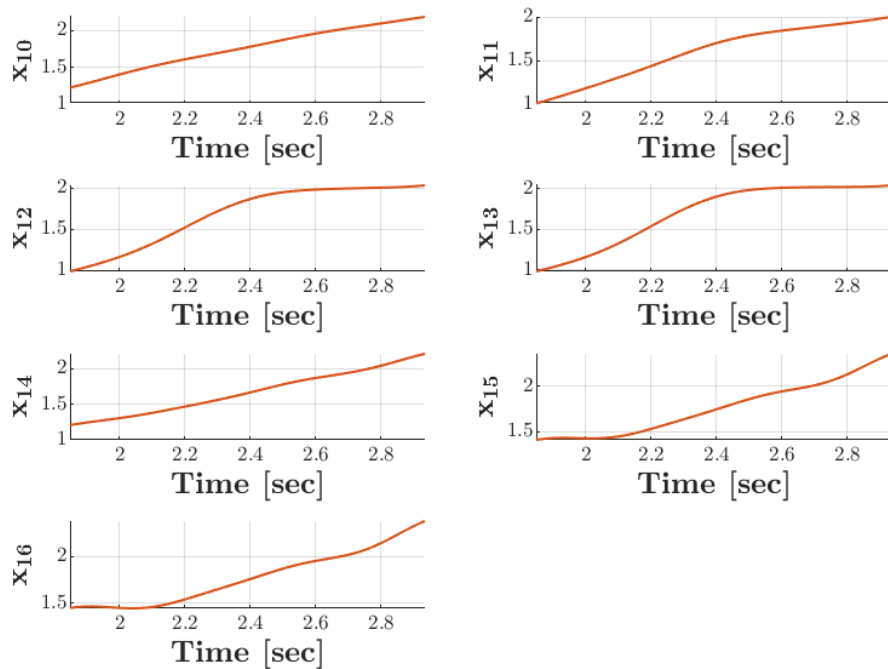
Δεδομένου ότι το μοντέλο που επιλέχθηκε είναι διδιάστατο, θα χρησιμοποιηθούν οι συντεταγμένες των σημείων μόνο στο οβελιαίο επίπεδο κίνησης XZ (βλέπε Σχήμα 4.5). Τα ανατομικά επίπεδα αναφοράς και οι άξονες κίνησης έχουν παρουσιαστεί στο Κεφάλαιο 4.

Στα επόμενα διαγράμματα (Σχήμα 5.31 - 5.32) παρουσιάζονται οι τροχιές των σημείων του μοντέλου κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης του ανθρώπου, όπως προέκυψαν από το ZED SDK για τις δύο κατευθύνσεις.

Keypoints Trajectories

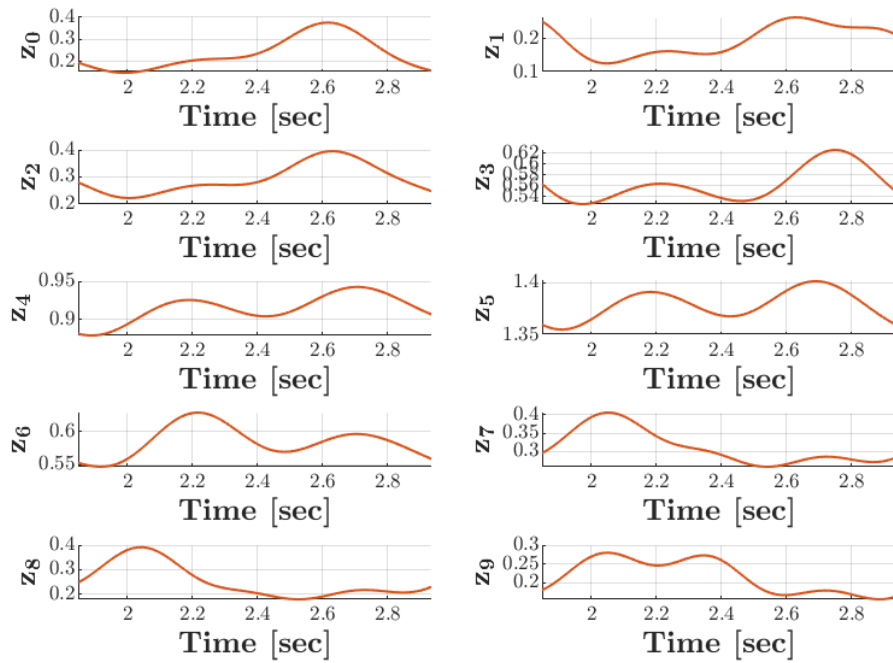


Keypoints Trajectories

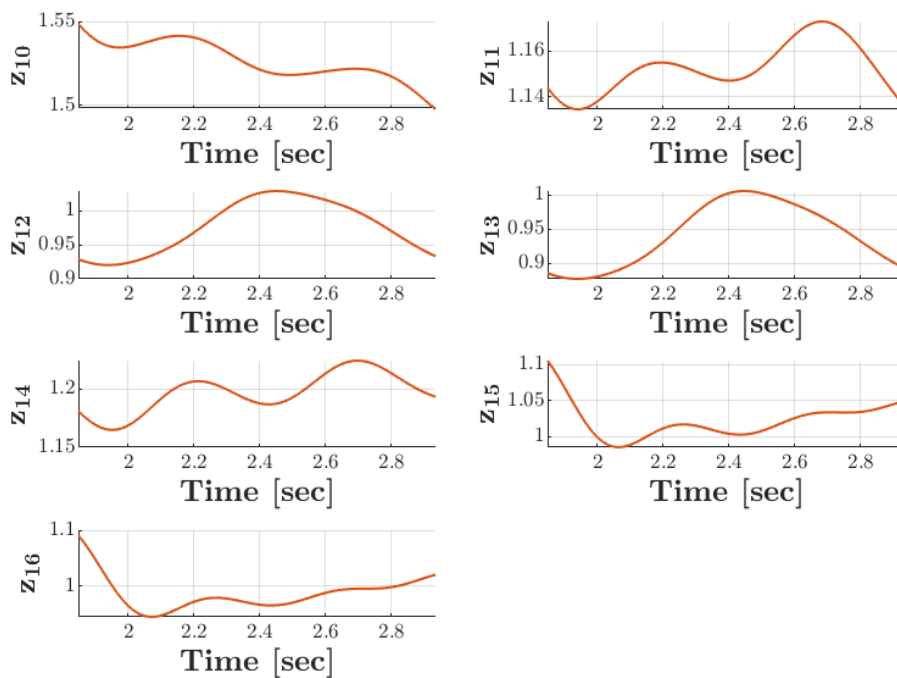


Σχήμα 5.10: Θέσεις σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση

Keypoints Trajectories



Keypoints Trajectories



Σχήμα 5.11: Θέσεις σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση

5.5.5 Γραμμικές Ταχύτητες και Επιταχύνσεις

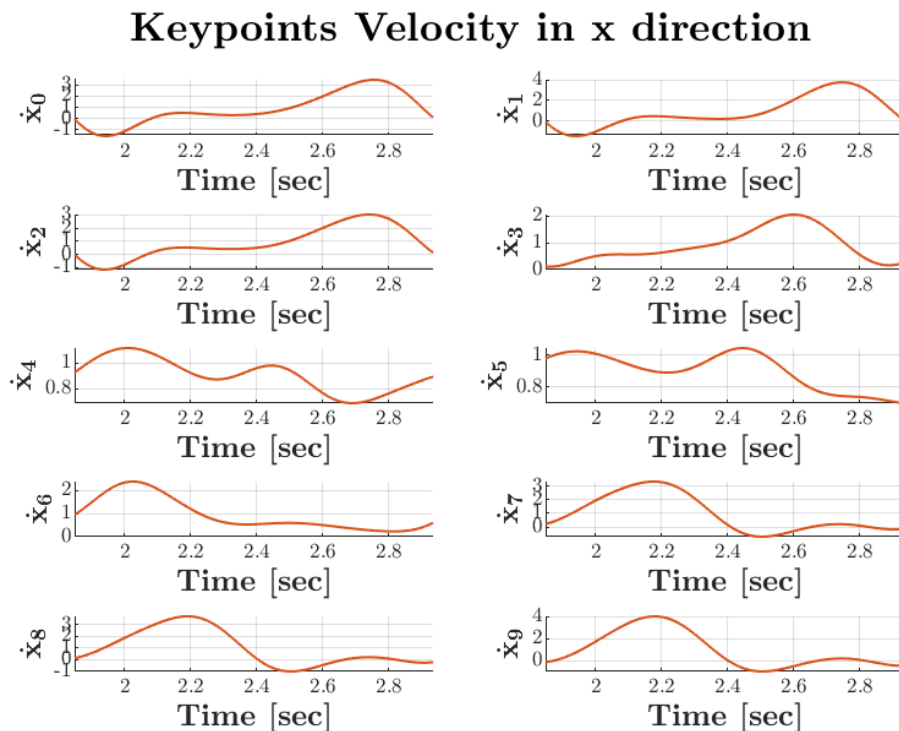
Με γνωστές τις θέσεις των σημείων σε κάθε χρονική στιγμή είναι δυνατός ο υπολογισμός των ταχυτήτων των σημείων στις δύο κατευθύνσεις x και z . Για το σκοπό αυτό, χρησιμοποιείται η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών 1ης τάξης και πιο συγκεκριμένα το σχήμα των κεντρικών διαφορών.

Οι εξισώσεις (5.25 - 5.26) παρουσιάζουν το σχήμα κεντρικών διαφορών για ένα σημείο j , με το οποίο υπολογίζονται οι ταχύτητες στις δύο κατευθύνσεις για την χρονική στιγμή i . Η ποσότητα dt αναφέρεται στο χρονικό διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών χρονικών στιγμών, το οποίο αντιστοιχεί στην συχνότητα δειγματοληψίας. Το συγκεκριμένο σχήμα επιλέχθηκε για την υψηλή του ακρίβεια αφού για τον υπολογισμό της παραγώγου σε ένα σημείο μία συγκεκριμένη χρονική στιγμή, χρησιμοποιεί τις τιμές του σημείου έως και δύο χρονικές στιγμές πριν και μετά από αυτή.

$$\dot{x}_{ij} = \frac{x_j(t_{i-2}) - 8 \cdot x_j(t_{i-1}) + 8 \cdot x_j(t_{i+1}) - x_j(t_{i+2})}{12 \cdot dt} \quad (5.25)$$

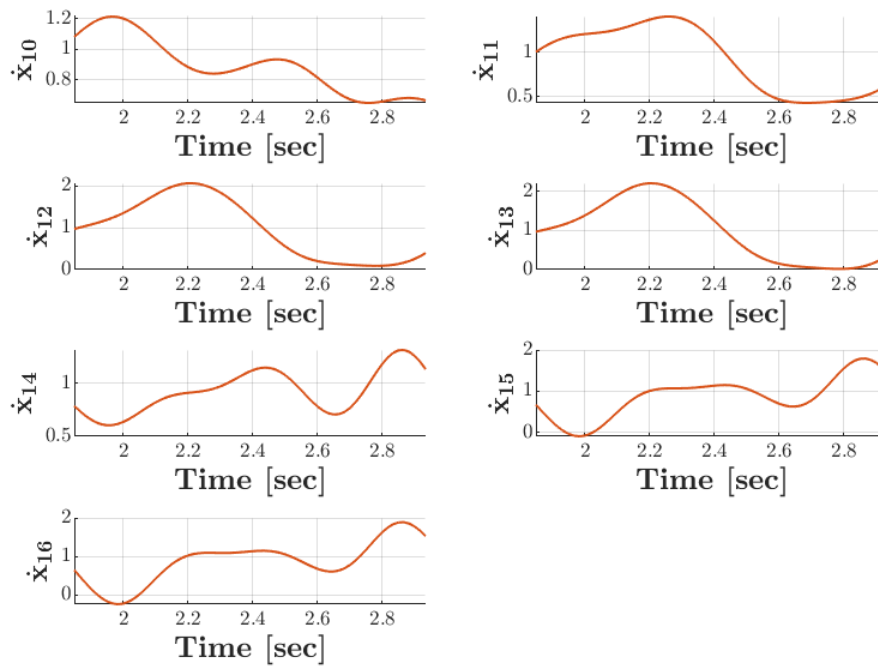
$$\dot{z}_{ij} = \frac{z_j(t_{i-2}) - 8 \cdot z_j(t_{i-1}) + 8 \cdot z_j(t_{i+1}) - z_j(t_{i+2})}{12 \cdot dt} \quad (5.26)$$

Έτσι προκύπτουν τα διαγράμματα των αντίστοιχων ταχυτήτων (δείτε Σχήμα 5.12 - 5.15))



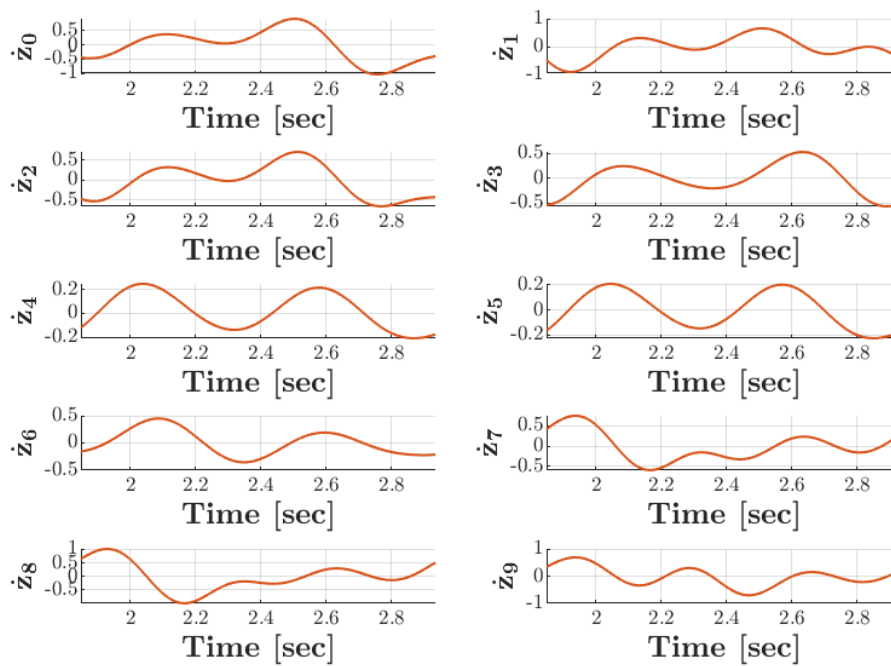
Σχήμα 5.12: Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση

Keypoints Velocity in x direction

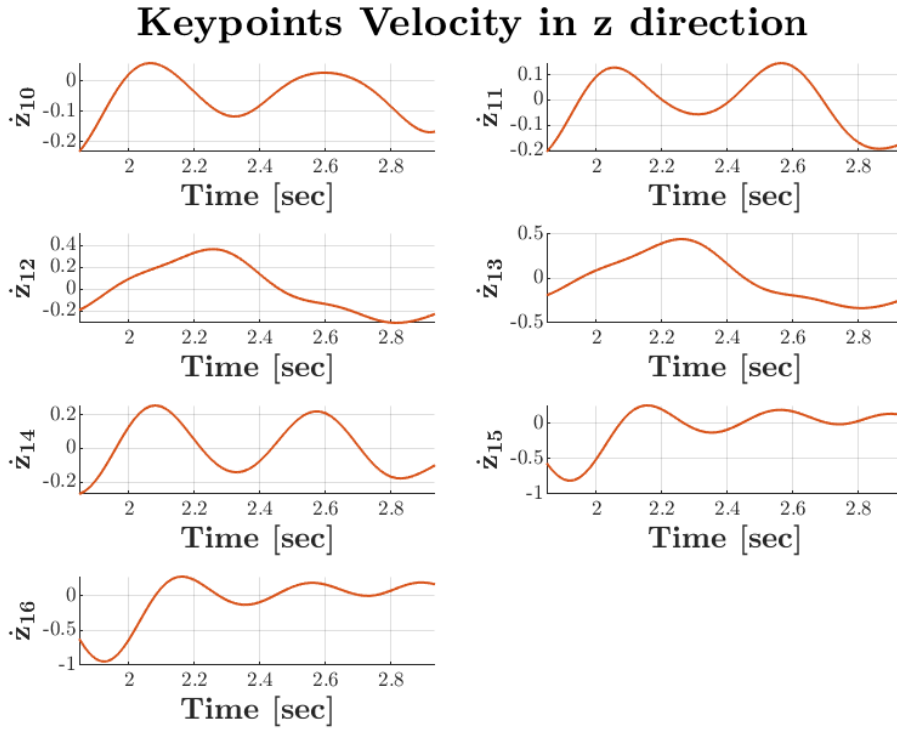


Σχήμα 5.13: Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση

Keypoints Velocity in z direction



Σχήμα 5.14: Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση



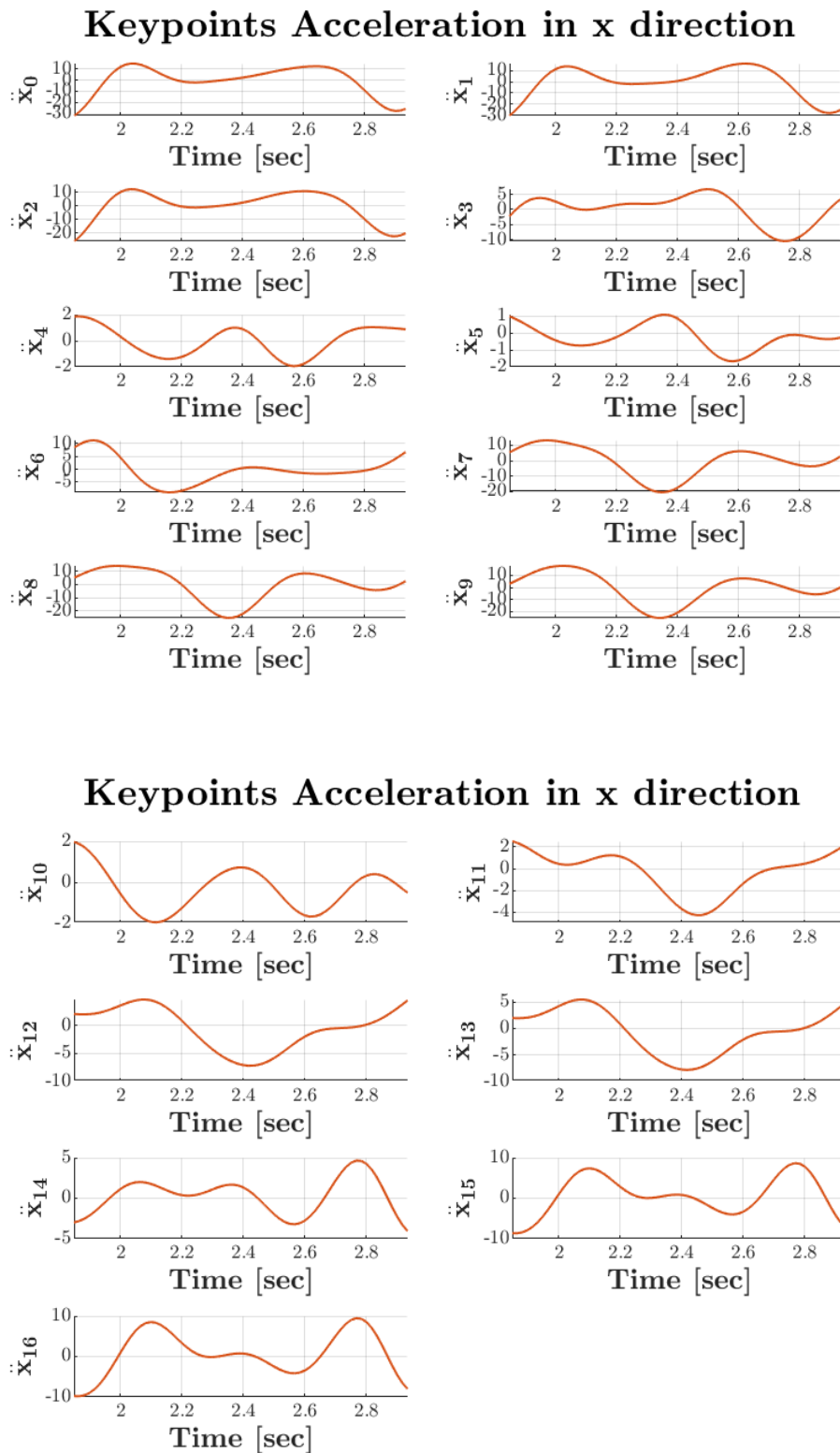
Σχήμα 5.15: Ταχύτητες σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση

Με ανάλογο τρόπο μπορούν να υπολογιστούν και οι επιταχύνσεις των σημείων. Στην συγκεκριμένη περίπτωση χρησιμοποιούνται πεπερασμένες διαφορές 2ης τάξης, για να εξασφαλιστεί υψηλή ακρίβεια κατά τους υπολογισμούς (Εξισώσεις 5.27 - 5.28).

$$\ddot{x}_{ij} = \frac{x_j(t_{i+1}) - 2 \cdot x_j(t_i) + x_j(t_{i-1}))}{dt^2} \quad (5.27)$$

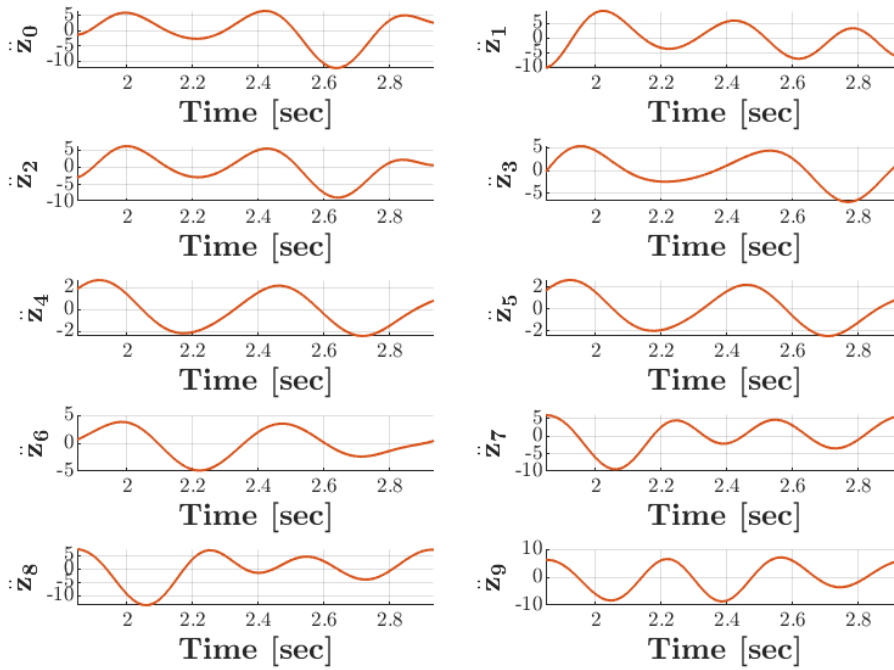
$$\ddot{z}_{ij} = \frac{z_j(t_{i+1}) - 2 \cdot z_j(t_i) + z_j(t_{i-1}))}{dt^2} \quad (5.28)$$

Οι τιμές των επιταχύνσεων των σημείων σε συνάρτηση με το χρόνο παρουσιάζονται στα Σχήματα 5.16 - 5.17.

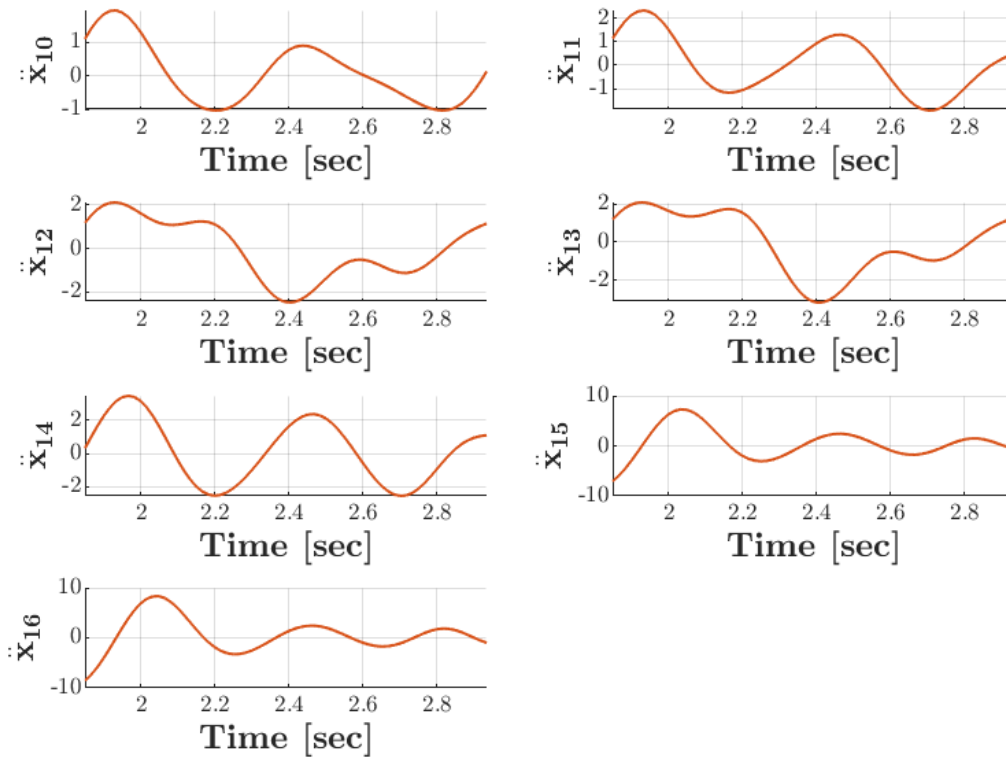


Σχήμα 5.16: Επιταχύνσεις σημείων μοντέλου στην x κατεύθυνση

Keypoints Acceleration in z direction



Keypoints Acceleration in z direction



Σχήμα 5.17: Επιταχύνσεις σημείων μοντέλου στην z κατεύθυνση

5.5.6 Προσδιορισμός γεωμετρίας και ιδιοτήτων αδράνειας του μοντέλου

Για την σωστή κινηματική και δυναμική ανάλυση της βάρδισης ενός ανθρώπου είναι σημαντικό το μοντέλο να έχει παρόμοια γεωμετρία με τον άνθρωπο που μοντελοποιεί. Για το σκοπό αυτό, πριν από κάθε ανάλυση πραγματοποιείται διαστασιολόγηση του μοντέλου, με βάση τις συντεταγμένες των σημείων του σώματος που έχουν ανιχνευτεί από το OpenPose. Ο καθορισμός των σκελών έχει γίνει ήδη μέσω του προσδιορισμού του μοντέλου στην αρχή του κεφαλαίου. Συνεπώς, βάσει του μοντέλου γνωρίζουμε ότι ο δεξιός μηρός ορίζεται από το σημείο στο μέσο των ισχίων και το σημείο του δεξιού γόνατος. Αντίστοιχα, το πέλμα ορίζεται από το σημείο της φτέρνας και των δακτύλων.

Επομένως, λαμβάνοντας για παράδειγμα τον δεξιό μηρό, για να βρούμε το μήκος του θα χρησιμοποιήσουμε τις συντεταγμένες των σημείων 4 και 6 του μηχανικού μοντέλου, όπως ορίζονται από τον Πίνακα 5.2. Η σχέση υπολογισμού του μήκους, το οποίο θα αναφέρεται ως l_4 δίνεται από την εξίσωση (5.29).

$$l_4 = \sqrt{(x_6 - x_4)^2 + (z_6 - z_4)^2} \quad (5.29)$$

Με αντίστοιχο τρόπο υπολογίζονται όλα τα μήκη των σκελών του μοντέλου. Φυσικά, επειδή κάθε χρονική στιγμή οι τιμές των συντεταγμένων αλλάζουν, για τον υπολογισμό των μηκών λαμβάνεται μια μέση τιμή από όλες τις χρονικές στιγμές.

Επόμενο βήμα για την πλήρη προσαρμογή των ιδιοτήτων του μοντέλου στον άνθρωπο αποτελεί η ανάθεση μαζών και ακτίνων περιστροφής σε κάθε σκέλος του μοντέλου. Οι μάζες ορίζονται ως αναλογία του συνολικού βάρους του ανθρώπου, ενώ οι ακτίνες περιστροφής ορίζονται κατά αναλογία με το μήκος των σκελών.

Επιπλέον, απαιτείται εκτίμηση της θέσης του κέντρου μάζας σε κάθε τμήμα. Αυτό ορίζεται ως ένα σημείο σε δεδομένη αναλογία κατά μήκος της γραμμής που ορίζουν οι αρθρώσεις ενός μέλους.

Οι συγκεκριμένες παράμετροι είναι απαραίτητες για την μετέπειτα δυναμική ανάλυση. Κατά τη διάρκεια της παρούσας εργασίας, για την δυναμική ανάλυση επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί ένα δυναμικό μοντέλο που αποτελείται μόνο από τα κάτω άκρα του σώματος και τον κορμό. Ο Πίνακας 5.3 παρουσιάζει τις σχέσεις αναλογίας που προτείνονται από το VICON, όπως χρησιμοποιούνται στο μοντέλο Plug-in Gait για την μοντελοποίηση ολόκληρου του σώματος.

Τμήμα	Βάρος τμήματος/ Συνολικό Βάρος Σώματος	Κέντρο Βάρους/ Μήκος Τμήματος (από κάτω άκρο)	Ακτίνα Περιστροφής/ Μήκος Τμήματος (ως προς ΚΒ)
Πέλμα	0.0145	0.5	0.475
Κνήμη	0.0465	0.567	0.302
Μηρός	0.1	0.567	0.323
Λεκάνη	0.142	0.895	0.31
Κορμός	0.355	0.63	0.31
Λαιμός - Κεφάλι	0.081	0	0.495
Βραχίονας	0.028	0.564	0.322
Αντιβραχίονας	0.016	0.57	0.303
Χέρι	0.006	0.6205	0.223

Πίνακας 5.3: Ανθρωπομετρικά δεδομένα από VICON

Οι τιμές για τον άνω κορμό δίνονται για λόγους πληρότητας της παρουσίασης του συγκεκριμένου μοντέλου.

Δοκιμάζοντας τις προτεινόμενες τιμές των παραμέτρων στο δυναμικό μοντέλο που μελετάται και ύστερα από βιβλιογραφική έρευνα καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι τα ανθρωπομετρικά δεδομένα που συλλέξαμε από τα μοντέλα του λογισμικού Opensim, «Gait2392» και «Gait2354», ταιριάζουν καλύτερα στις ανάγκες του μοντέλου μας και οδηγούν σε καλύτερα αποτελέσματα. Ο Πίνακας 5.4 συγκεντρώνει τα ανθρωπομετρικά δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση.

Τμήμα	Βάρος τμήματος/ Συνολικό Βάρος Σώματος	Κέντρο Βάρους/ Μήκος Τμήματος (από κάτω άκρο)	Ακτίνα Περιστροφής/ Μήκος Τμήματος (ως προς ΚΒ)
Πέλμα	0.02084	0.4858	0.2782
Κνήμη	0.0493	0.5659	0.2723
Μηρός	0.1237	0.5708	0.302
Λεκάνη - Κορμός	(0.15668 + 0.4554)*	0.6591*	0.48*

Πίνακας 5.4: Ανθρωπομετρικά δεδομένα από Opensim

Οι τιμές του Πίνακα 5.4 προέκυψαν από τα πειραματικά ανθρωπομετρικά δεδομένα των μοντέλων «Gait2392» και «Gait2354», τα οποία αδιαστατοποιήθηκαν για να μπορούν να χρησιμοποιηθούν ευρέως και για άλλους ανθρώπους. Επειδή τα δύο μοντέλα θεωρούσαν τα τμήματα λεκάνη και κορμός ξεχωριστά, τα μεγέθη για το ενιαίο τμήμα του μοντέλου μας (μεγέθη με αστερίσκο) προκύπτουν ύστερα από κατάλληλους υπολογισμούς. Όπως αναφέρθηκε, το άνω τμήμα του σώματος αμελείται για την δυναμική ανάλυση και για αυτό όλες οι μάζες των επιμέρους τμημάτων έχουν προστεθεί στην μάζα του κορμού.

5.6 Αντίστροφη Κινηματική

Έχοντας προσδιορίσει πλήρως την γεωμετρία του μοντέλου, και δεδομένου ότι είναι γνωστές οι τιμές των θέσεων των σημείων του μοντέλου, επόμενο βήμα αποτελεί ο προσδιορισμός των τιμών των γενικευμένων μεταβλητών του μοντέλου σε κάθε χρονική στιγμή. Για το σκοπό αυτό, θα χρησιμοποιηθούν οι εξισώσεις της αντίστροφης κινηματικής, η οποία παρουσιάστηκε εκτενώς στο Κεφάλαιο 2 για την απλουστευτική περίπτωση του διπλού εκκρεμούς. Ενδεικτικά, στην συνέχεια εφαρμόζεται η αντίστροφη κινηματική για την περίπτωση του γόνατος του ποδιού που βρίσκεται σε φάση στήριξης (Γενικευμένη Μεταβλητή q_3).

Αρχικά υπολογίζονται οι τριγωνομετρικοί αριθμοί της απόλυτης γωνίας που σχετίζεται με την γενικευμένη μεταβλητή q_3 , με βάση τις συντεταγμένες και το μήκος του τμήματος του μηρού.

$$\cos(\theta_3) = \frac{x_4 - x_3}{l_4} \quad (5.30)$$

$$\sin(\theta_3) = \frac{z_4 - z_3}{l_4} \quad (5.31)$$

Η απόλυτη γωνία θ_3 υπολογίζεται μονοσήμαντα ως εξής:

$$\theta_3 = \text{atan2}(\sin(\theta_3), \cos(\theta_3)) \quad (5.32)$$

5.6. Αντίστροφη Κινηματική

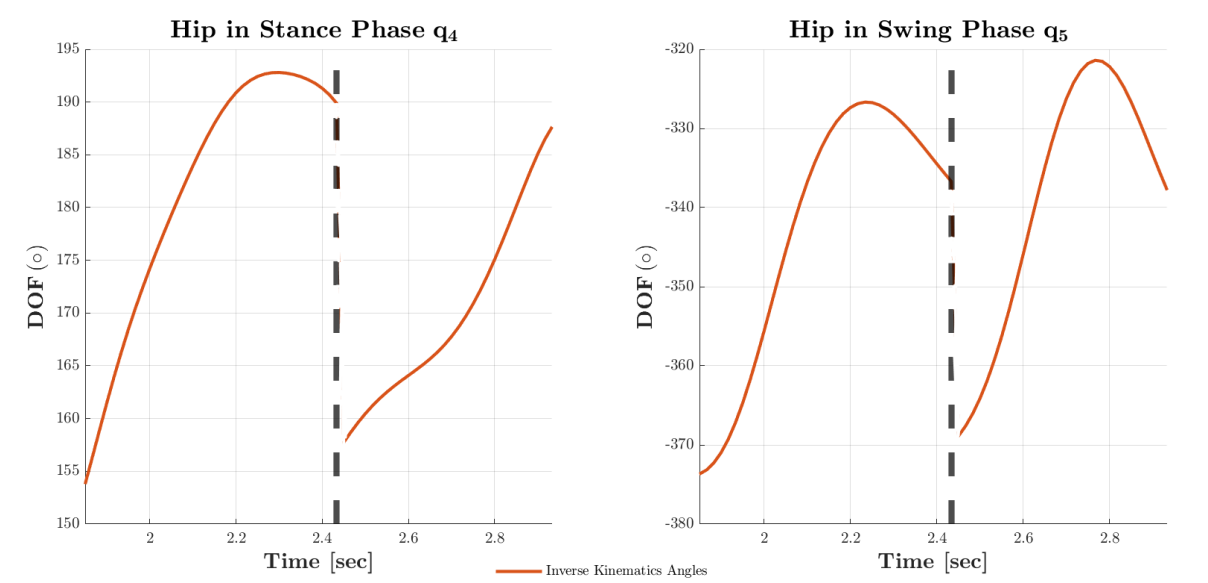
Επομένως, η σχετική γωνία q_3 μεταξύ των τμημάτων κνήμης και μηρού δίνεται από την ακόλουθη σχέση (Εξ. 5.33). Η απόλυτη γωνία θ_2 που εμπεριέχεται σε αυτή, ορίζεται για το τμήμα της κνήμης με αντίστοιχο τρόπο όπως υποδεικνύουν οι Εξισώσεις (5.30 - 5.32).

$$q_3 = \theta_3 - \theta_2 \quad (5.33)$$

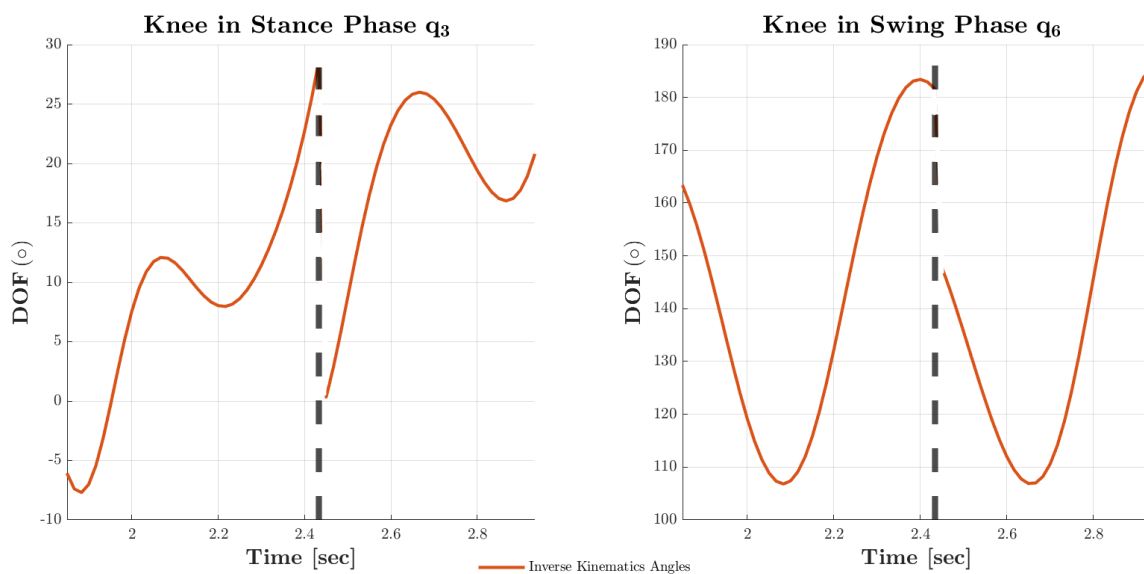
Η αντίστροφη κινηματική ολόκληρου του μοντέλου περιγράφεται αναλυτικά στο Παράρτημα.

5.6.1 Διαγράμματα Γενικευμένων Μεταβλητών του Μοντέλου

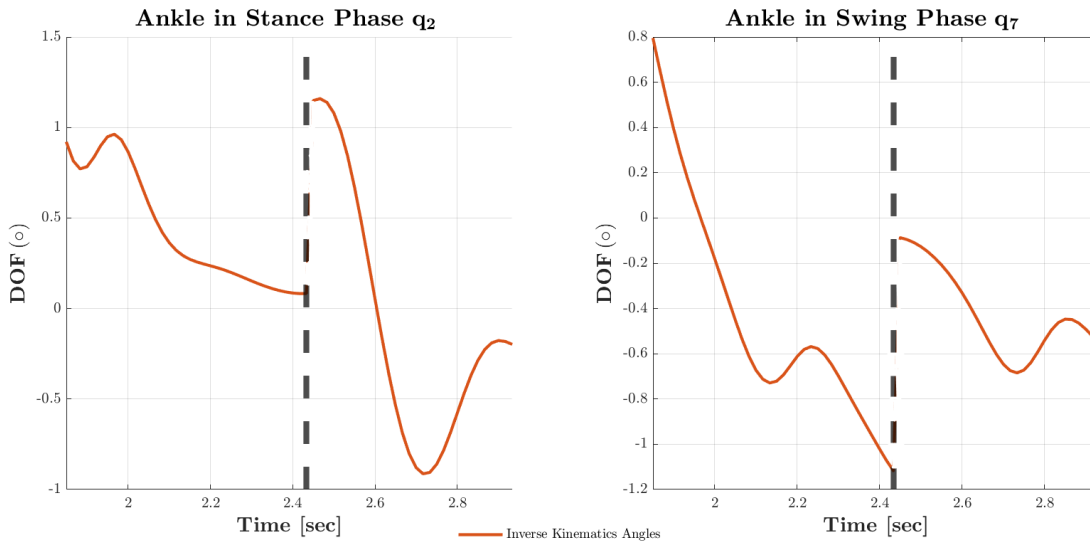
Τα διαγράμματα αυτής της υποενότητας παρουσιάζουν τις γενικευμένες μεταβλητές όπως προκύπτουν από τις εξισώσεις της αντίστροφης κινηματικής για όλη την διάρκεια της βάρδισης.



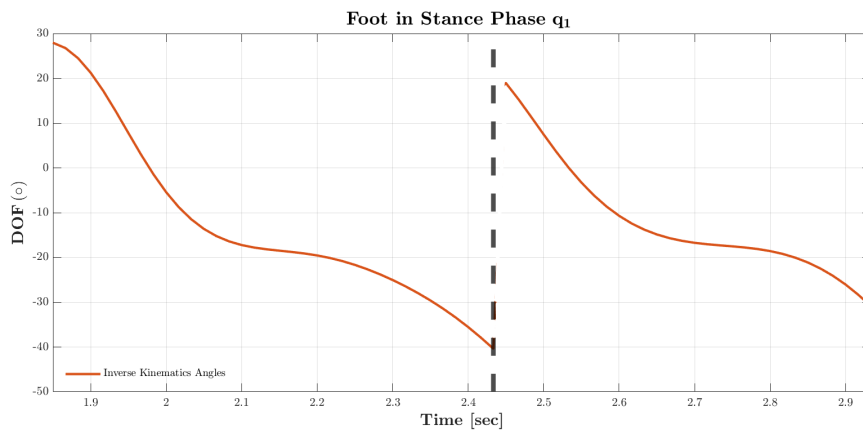
Σχήμα 5.18: Γενικευμένες μεταβλητές ισχίου



Σχήμα 5.19: Γενικευμένες μεταβλητές γόνατος



Σχήμα 5.20: Γενικευμένες μεταβλητές αστραγάλου



Σχήμα 5.21: Γενικευμένη μεταβλητή πέλματος

Η περιοδικότητα που εντοπίζεται στα διαγράμματα οφείλεται στο γεγονός ότι κάθε γενικευμένη μεταβλητή αναφέρεται σε μια μόνο φάση του κύκλου, περιγράφοντας αρχικά το ένα πόδι και στην συνέχεια το δεύτερο. Η μαύρη διακεκομμένη γραμμή σηματοδοτεί την εναλλαγή από το ένα πόδι στο άλλο. Πιο συγκεκριμένα, τη στιγμή που το πρώτο πόδι ολοκληρώσει την περιγραφόμενη φάση, γίνεται εναλλαγή και αρχίζει ξανά η απεικόνιση της ίδιας φάσης αλλά για το δεύτερο πόδι. Επειδή τα δύο πόδια δεν εκτελούν ακριβώς την ίδια κίνηση, οι επιμέρους καμπύλες μοιάζουν σε μορφή αλλά δεν είναι ίδιες.

5.6.2 Διαγράμματα Γωνιών Αρθρώσεων του Μοντέλου

Προκειμένου να προκύψουν οι γωνίες των αρθρώσεων του ανθρώπου σε ένα κύκλο βάρδισης χρειάζεται να χρησιμοποιηθούν οι γενικευμένες μεταβλητές και από τις δύο φάσεις του κύκλου (Στήριξης και αιώρησης), όπως φαίνεται στις εξισώσεις (5.1 - 5.6).

Για την γωνία μεταξύ πέλματος και εδάφους πρέπει να δημιουργηθεί μια νέα μεταβλητή που θα περιγράφει την γωνία πέλματος όταν το πόδι είναι σε φάση αιώρησης, η οποία ωστόσο δεν αποτελεί πρόσθετο βαθμό ελευθερίας. Αυτό επιτυγχάνεται εφαρμόζοντας τις σχέσεις της αντίστροφης κινηματικής στα σημεία "8" και "9" του πέλματος (Εξ.5.34 - 5.36).

$$\cos(\theta_{15}) = \frac{x_9 - x_8}{l_9} \quad (5.34)$$

$$\sin(\theta_{15}) = \frac{z_9 - z_8}{l_9} \quad (5.35)$$

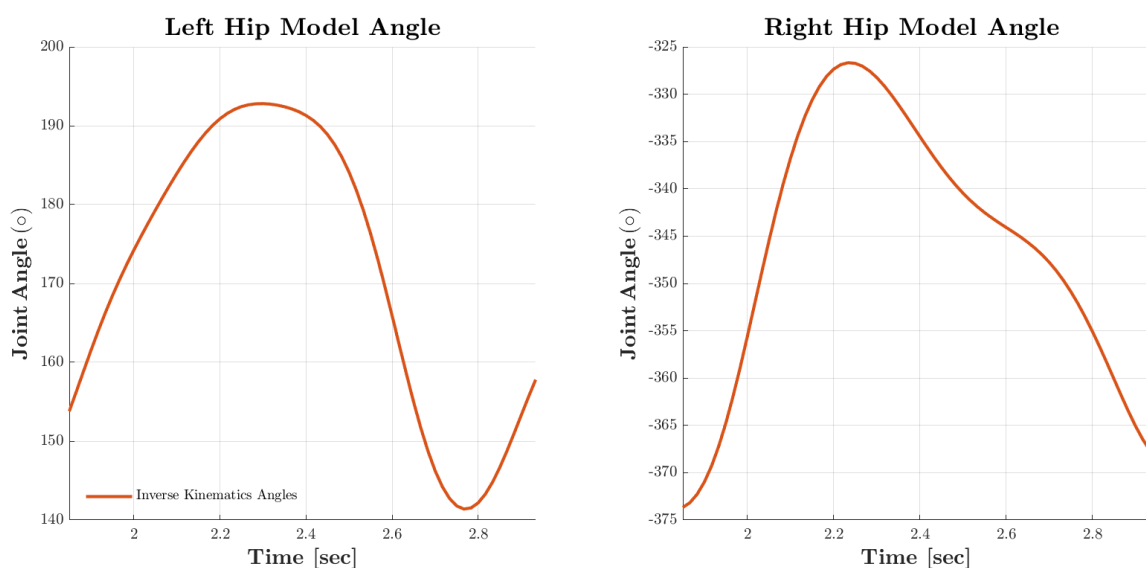
$$q_{15} = \text{atan2}(\sin(\theta_{15}), \cos(\theta_{15})) \quad (5.36)$$

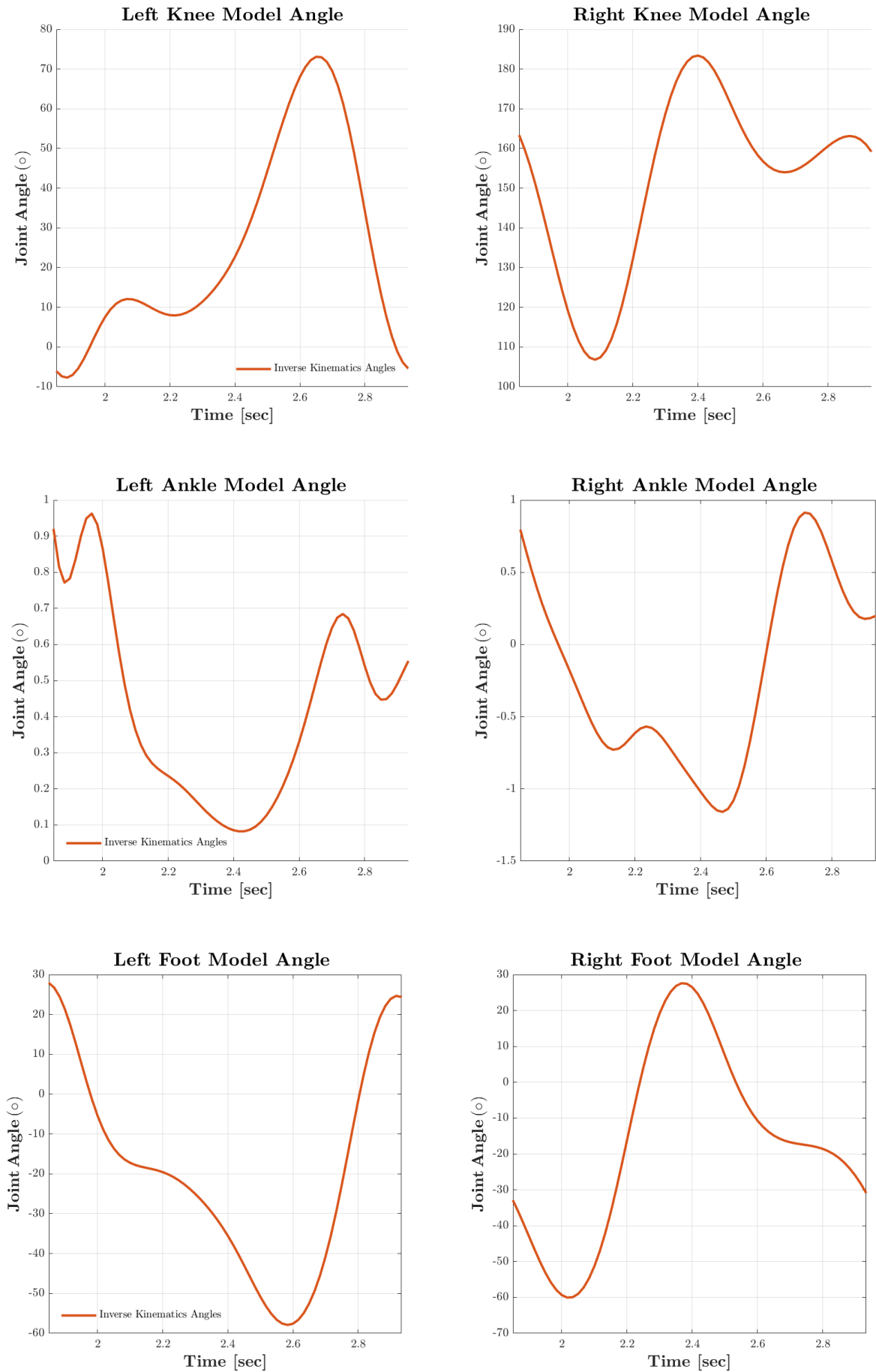
Λαμβάνοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω, οι ζητούμενες γωνίες ανά κύκλο βάρδισης του ανθρώπου ορίζονται στον Πίνακα 5.5. Τα μεγέθη του πίνακα έχουν οριστεί θεωρώντας ότι στην αρχή του κύκλου το πόδι που βρίσκειται σε φάση στήριξης είναι το αριστερό.

Γωνία άρθρωσης	Φάση Στήριξης	Φάση Αιώρησης
Αριστερό Πέλημα	q_1	q_{15}
Αριστερός Αστράγαλος	q_2	$-q_7$
Αριστερό Γόνατο	q_3	$180^\circ - q_6$
Αριστερό Ισχίο	q_4	$180^\circ - q_5$
Δεξί Ισχίο	q_5	$180^\circ - q_4$
Δεξί Γόνατο	q_6	$180^\circ - q_3$
Δεξιός Αστράγαλος	q_7	$-q_2$
Δεξί πέλημα	q_{15}	q_1
Λαιμός -Κεφάλι	q_9	q_9
Αριστερός Ώμος	q_{13}	$180^\circ - q_{10}$
Αριστερός Αγκώνα	q_{14}	q_{11}
Αριστερός Καρπός	q_{15}	q_{12}
Δεξιός Ώμος	q_{10}	$180^\circ - q_{13}$
Δεξιός Αγκώνας	q_{11}	q_{14}
Δεξιός Καρπός	q_{12}	q_{15}

Πίνακας 5.5: Γωνίες αρθρώσεων ανά κύκλο βάρδισης

Τα ακόλουθα διαγράμματα απεικονίζουν τις γωνίες των αρθρώσεων του μοντέλου για το δεξί και αριστερό πόδι.





Σχήμα 5.22: Γωνίες κάμψης/έκτασης αρθρώσεων μοντέλου

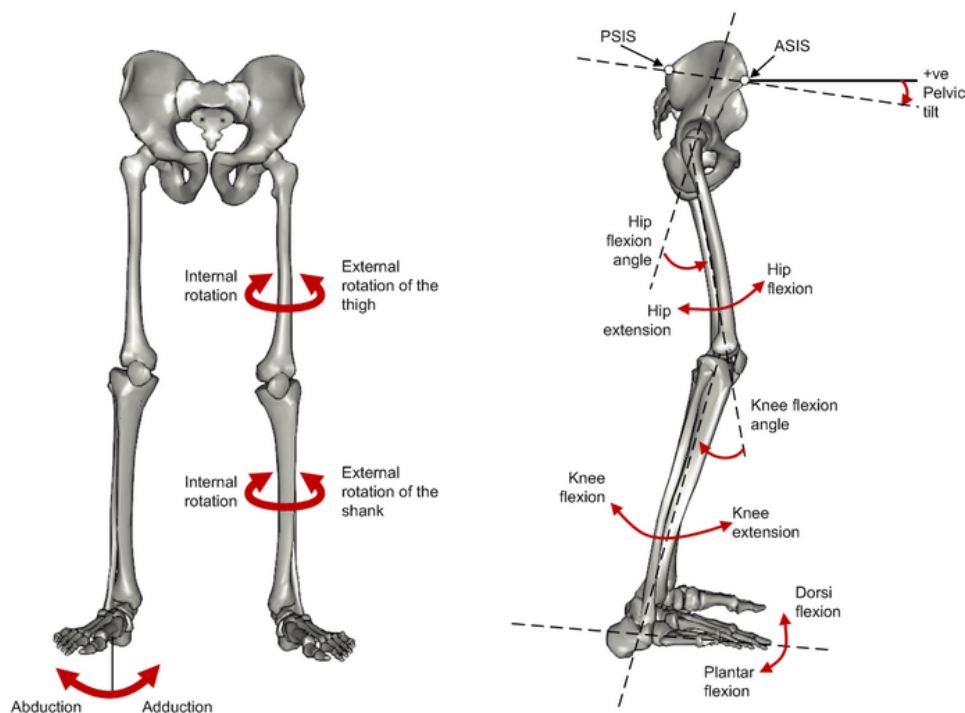
5.6. Αντίστροφη Κινηματική

Οι παραπάνω καμπύλες αντιπροσωπεύουν τις γωνίες του μοντέλου για κάθε πόδι όπως παρουσιάστηκαν στο Σχήμα 5.2. Επομένως, ήδη από τον ορισμό της γωνίας του μηρού, μέσω των μεταβλητών q_4 και q_5 , αναμένεται η καμπύλη του ποδιού που ξεκινάει την βάρδιση, στην συγκεκριμένη περίπτωση το αριστερό, να λαμβάνει τιμές εύρους $145^\circ - 195^\circ$. Στην αρχή του κύκλου, που το πόδι βρίσκεται μπροστά από το σώμα, η τιμή της γωνίας είναι μικρή, ενώ όσο προχωράει και ωθείται προς τα πίσω η γωνία αυξάνεται. Στο μέσο της καμπύλης, το πόδι επαναπροωθείται σταδιακά μπροστά και για αυτό η καμπύλη μειώνεται ξανά μέχρι που λαμβάνει την ελάχιστη τιμή, λίγο πριν το τέλος του κύκλου. Αντίστοιχα, αναλύοντας την καμπύλη του αριστερού πέλματος, όπως αναμένεται στην αρχή του κύκλου που το πόδι βρίσκεται σε Heel Strike, η γωνία λαμβάνει την μέγιστη θετική της τιμή. Στην συνέχεια, υπάρχει πλήρη επαφή του πέλματος με το έδαφος και η γωνία μηδενίζεται. Οι αρνητικές τιμές που ακολουθούν περιγράφουν την σταδιακή αποκόλληση του πέλματος από το έδαφος και την ελεύθερη κίνηση του κατά την αιώρηση, μέχρι την στιγμή που επανέρχεται μπροστά για ένα επόμενο κύκλο βάρδισης.

5.6.3 Σύγκριση με δεδομένα από VICON

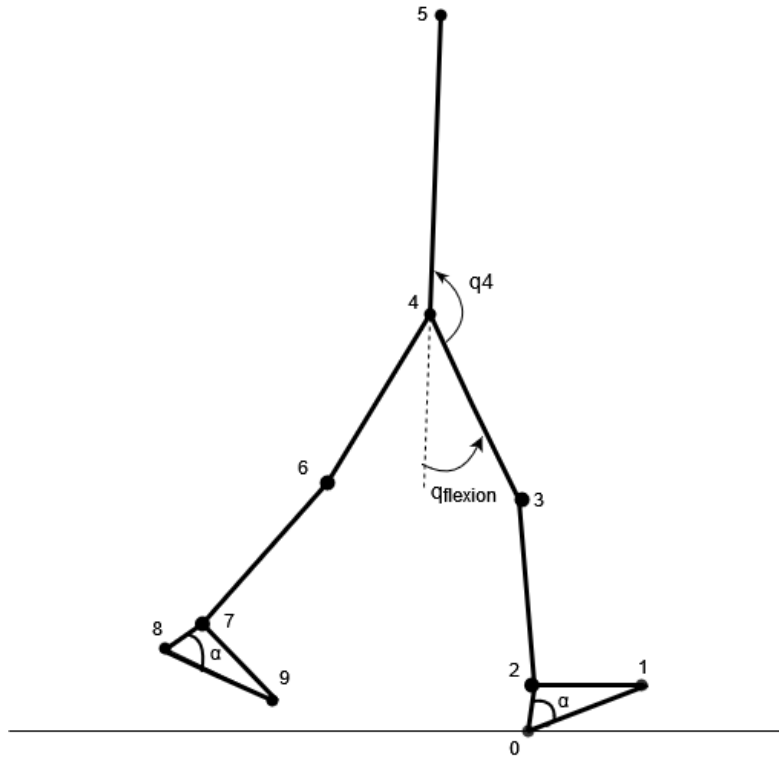
Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η σύγκριση των γωνιών του μοντέλου που προέκυψαν από την αντίστροφη κινηματική με αντίστοιχες γωνίες που προκύπτουν από ακριβή συστήματα καταγραφής κίνησης με χρήση αισθητήρων ("markers"), όπως είναι το VICON που παρουσιάστηκε συνοπτικά στο Κεφάλαιο 4. Με αυτόν τον τρόπο, καθίσταται δυνατή η επαλήθευση και επικύρωση της αξιοπιστίας των κινηματικών μεγεθών του μοντέλου. Αντίστοιχα με τις προηγούμενες υποενότητες, θα δοθεί έμφαση μόνο στα κάτω άκρα του μοντέλου, αναζητώντας τις διαφορές των δύο μοντέλων ως προς αυτά.

Οι γωνίες VICON ολόκληρου του μοντέλου Plug-In έχουν περιγραφεί αναλυτικά στο Κεφάλαιο 4 (Πίνακας 4.1), αλλά για λόγους ευκολίας οι γωνίες του μοντέλου Plug-In για τα κάτω άκρα παρουσιάζονται συνοπτικά στο Σχήμα 5.23 που ακολουθεί.



Σχήμα 5.23: Γωνίες μοντέλου Plug-In VICON

Από τα στοιχεία που προκύπτουν από την βιβλιογραφία και την μέχρι στιγμής ανάλυση για το δυναμικό μοντέλο, γίνεται εμφανές ότι οι γενικευμένες μεταβλητές του μοντέλου μας δεν πρέπει να συγχέονται με τις γωνίες έκτασης και κάμψης των αρθρώσεων που μελετώνται κατά την ανάλυση βάρδισης και υπολογίζονται από λογισμικά όπως αυτό του VICON. Τα δύο μεγέθη σχετίζονται μεταξύ τους αλλά δεν ορίζονται με τον ίδιο τρόπο, αφού μια θετική τιμή των μεταβλητών κατάστασης δεν αντιστοιχεί απαραίτητα σε θετική γωνία κάμψης ("Flexion angle"). Για παράδειγμα, αύξηση της μεταβλητής κατάστασης q_4 οδηγεί σε μείωση της γωνίας κάμψης του μηρού (flexion), αφού το πόδι ωθείται σταδιακά προς το πίσω μέρος του σώματος (Σχήμα 5.24).



Σχήμα 5.24: Σύγκριση γενικευμένων μεταβλητών μοντέλου με τις γωνίες του VICON

Η αντιστοίχιση των γενικευμένων μεταβλητών με τις γωνίες VICON, οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως στην ανάλυση βάρδισης, παρουσιάζεται εκτενώς στις ακόλουθες εξισώσεις (5.37 - 5.43).

$$q'_1 = q_1 \quad (5.37)$$

$$q'_2 = -q_2 \quad (5.38)$$

$$q'_3 = q_3 \quad (5.39)$$

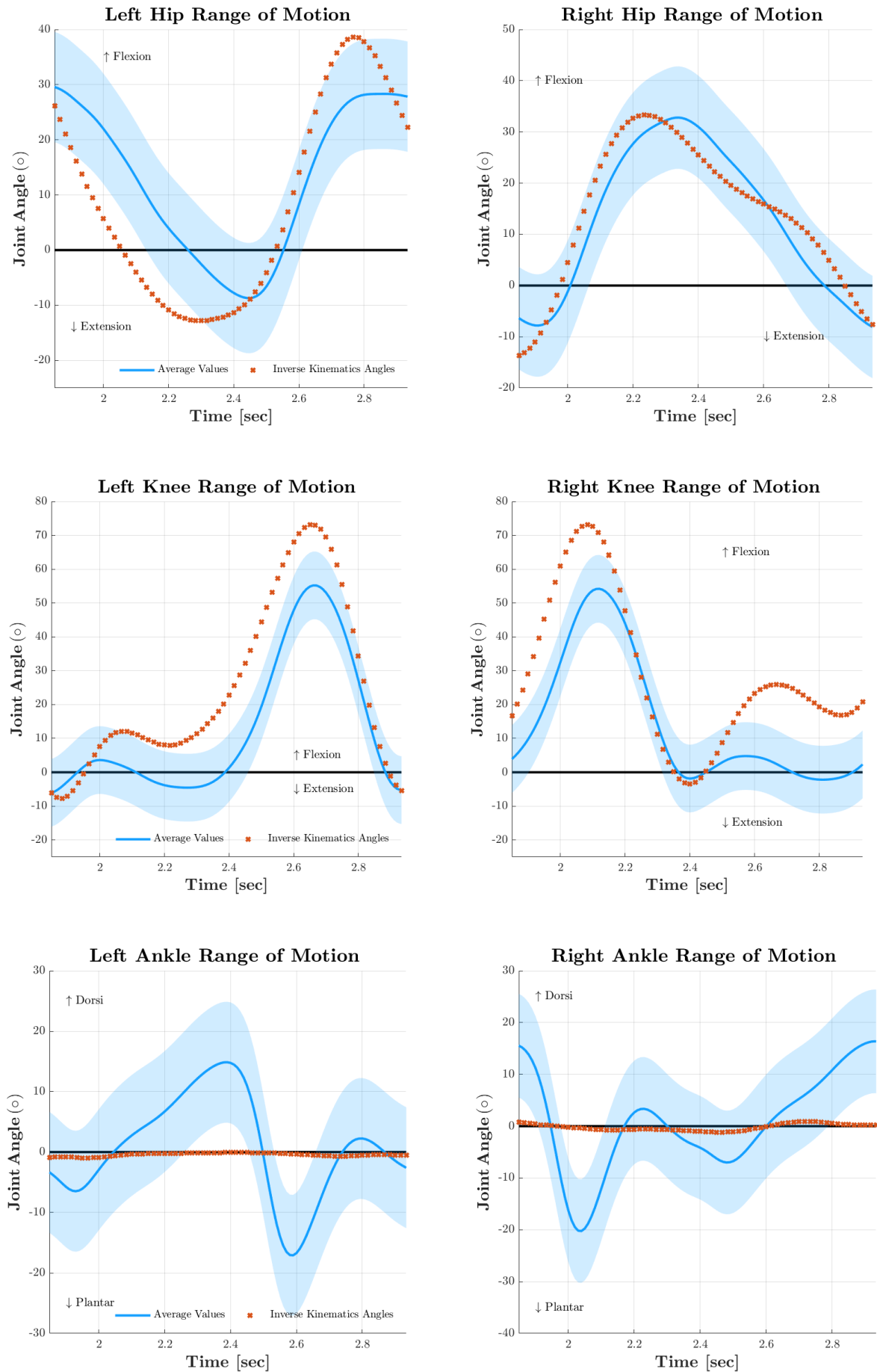
$$q'_4 = 180^\circ - q_4 \quad (5.40)$$

$$q'_5 = 360^\circ + q_5 \quad (5.41)$$

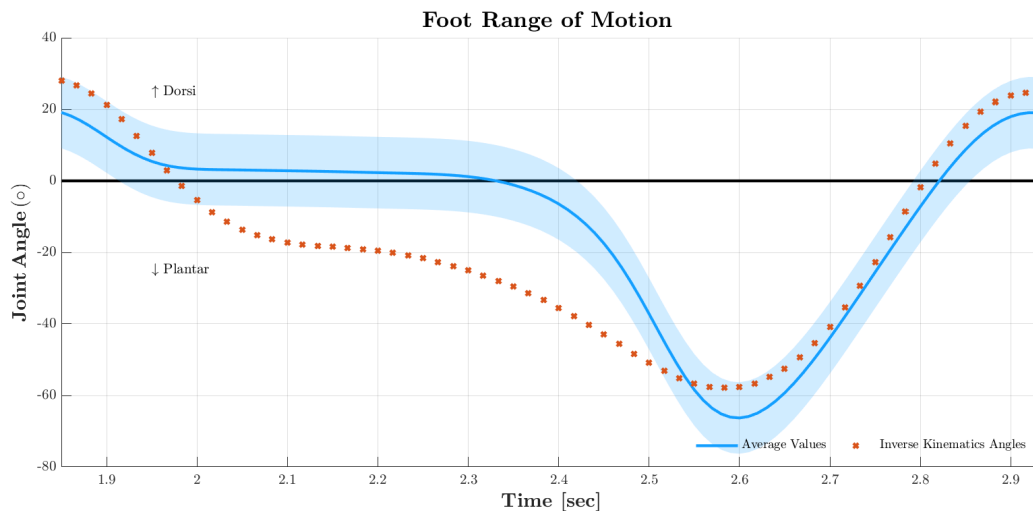
$$q'_6 = 180^\circ - q_6 \quad (5.42)$$

$$q'_7 = q_7 \quad (5.43)$$

Τα τονούμενα μεγέθη αναφέρονται στις μετασχηματισμένες γωνίες του μοντέλου μας ώστε να μοιάζουν με τις γωνίες έκτασης/κάμψης του VICON. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης παρουσιάζονται εκτενώς στα παρακάτω διαγράμματα (Σχήμα 5.25, 5.26):



Σχήμα 5.25: Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON



Σχήμα 5.26: Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON

Σε κάθε διάγραμμα διακρίνονται δύο καμπύλες. Από αυτές, η κόκκινη αντιστοιχεί στις μετασχηματισμένες γωνίες του δυναμικού μοντέλου ενώ η μπλε αφορά σε γωνίες που προέκυψαν από το σύστημα VICON για ένα μέσο άνθρωπο χωρίς κάποια παθολογία. Γύρω από την μπλε καμπύλη υπάρχει μια γαλάζια περιοχή, η οποία χρησιμοποιείται για να αποδώσει ένα τυπικό εύρος στο οποίο οι γωνίες θεωρούνται αποδεκτές. Το εύρος αυτό σχεδιάστηκε με σκοπό να τονίσει ότι η σύγκριση δεν είναι απόλυτη, και δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως κριτήριο χαρακτηρισμού ενός ατόμου ως φυσιολογικού ή μη κατά την βόδιση του. Η σύγκριση που ακολουθεί στοχεύει στην εξακρίβωση του προτεινόμενου μοντέλου ή αντίστοιχα στην απόρριψη του μέσω ανάδειξης κατ' εξοχήν μη αποδεκτών αποκλίσεων.

Συγκρίνοντας τις δύο καμπύλες, τα δύο μεγέθη φαίνεται να έχουν την ίδια συμπεριφορά, ακόμα και στις περιπτώσεις που το εύρος των τιμών των γωνιών είναι εκτός του «αποδεκτού» ορίου που έχει οριστεί προσεγγιστικά. Οι αποκλίσεις που εντοπίζονται ανάμεσα στις δύο καμπύλες σχετίζονται με το γεγονός ότι τα δύο μεγέθη δεν έχουν προκύψει από τον κύκλο βόδισης του ίδιου ατόμου, και άρα αναμένεται ο τρόπος βόδισης και συνεπώς οι γωνίες των αρθρώσεων του να διαφέρουν. Υπάρχουν ωστόσο και φάσεις του κύκλου στις οποίες τα μοντέλα έχουν πολύ κοντινές τιμές, όπως φαίνεται σε περιοχές των διαγραμμάτων του ισχίου, του γόνατος αλλά και του πέλματος.

Αναφορικά με τις γωνίες των ισχίων, αναμένεται να εντοπιστεί μια απόκλιση μεταξύ των δύο μοντέλων, η οποία οφείλεται στην διαφορά τους ως προς τον ορισμό της γωνίας μέσης - ισχίου. Αν και έχουν σχεδόν την ίδια μορφή, η ύπαρξη ή όχι του τμήματος της μέσης αποτελεί μια βασική διαφοροποίηση για τα μοντέλα, που δεν εξαλείφεται πλήρως από τον μετασχηματισμό των γωνιών μέσω των εξισώσεων (5.37 - 5.43). Παρόλα αυτά, θεωρείται ότι οι προκύπτουσες γωνίες είναι αποδεκτές και ο,τι η συγκεκριμένη θεώρηση δεν επηρεάζει σημαντικά την ανάλυσή μας.

Οι μικρές τιμές που σημειώνονται από το μοντέλο μας για τη γωνία κίνησης του δεξιού αστραγάλου οφείλονται κυρίως στην ιδιαιτερότητα του περπατήματος του ανθρώπου που μελετάται, ενώ μπορούν να αποδοθούν και σε λάθος καταγραφή του σημείου της άρθρωσης.

Κλείνοντας, αξίζει να σχολιαστεί ότι όλες οι γωνίες είναι εκφρασμένες σε σχέση με την μηδενική γωνία και μετά τον μετασχηματισμό τους αναφέρονται είτε σε κάμψη είτε σε έκταση του αντίστοιχου μέλους. Έτσι, μια θετική τιμή της γωνίας του πέλματος αντιστοιχεί σε κάμψη του ποδιού προς την κνήμη, λόγω χάρη τη χρονική στιγμή του «Heel Strike», ενώ μια αρνητική αναφέρεται στην κατάσταση κατά την οποία το πέλμα λυγίζει προς τα

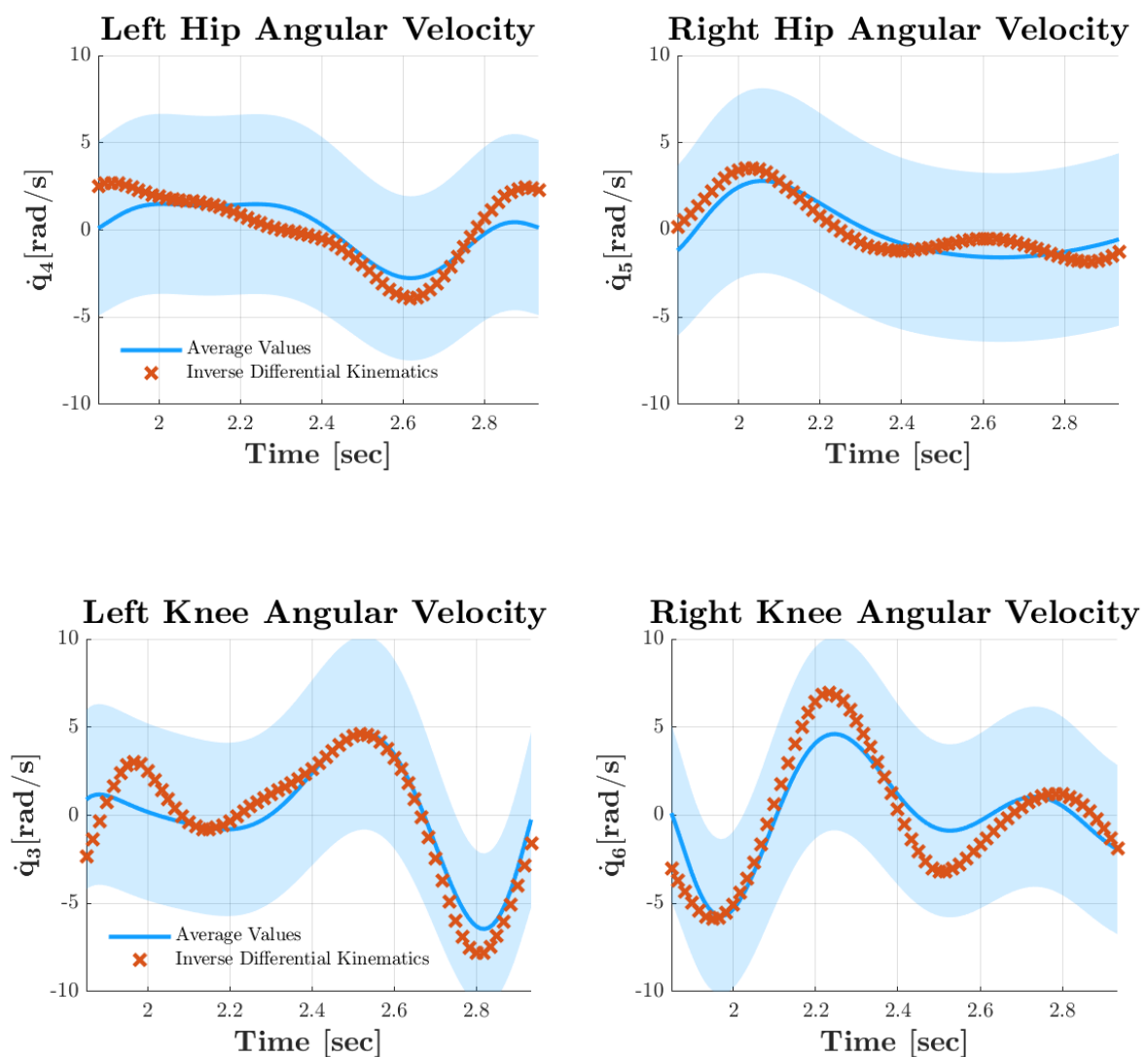
κάτω.

5.6.4 Γωνιακές Ταχύτητες και Επιταχύνσεις

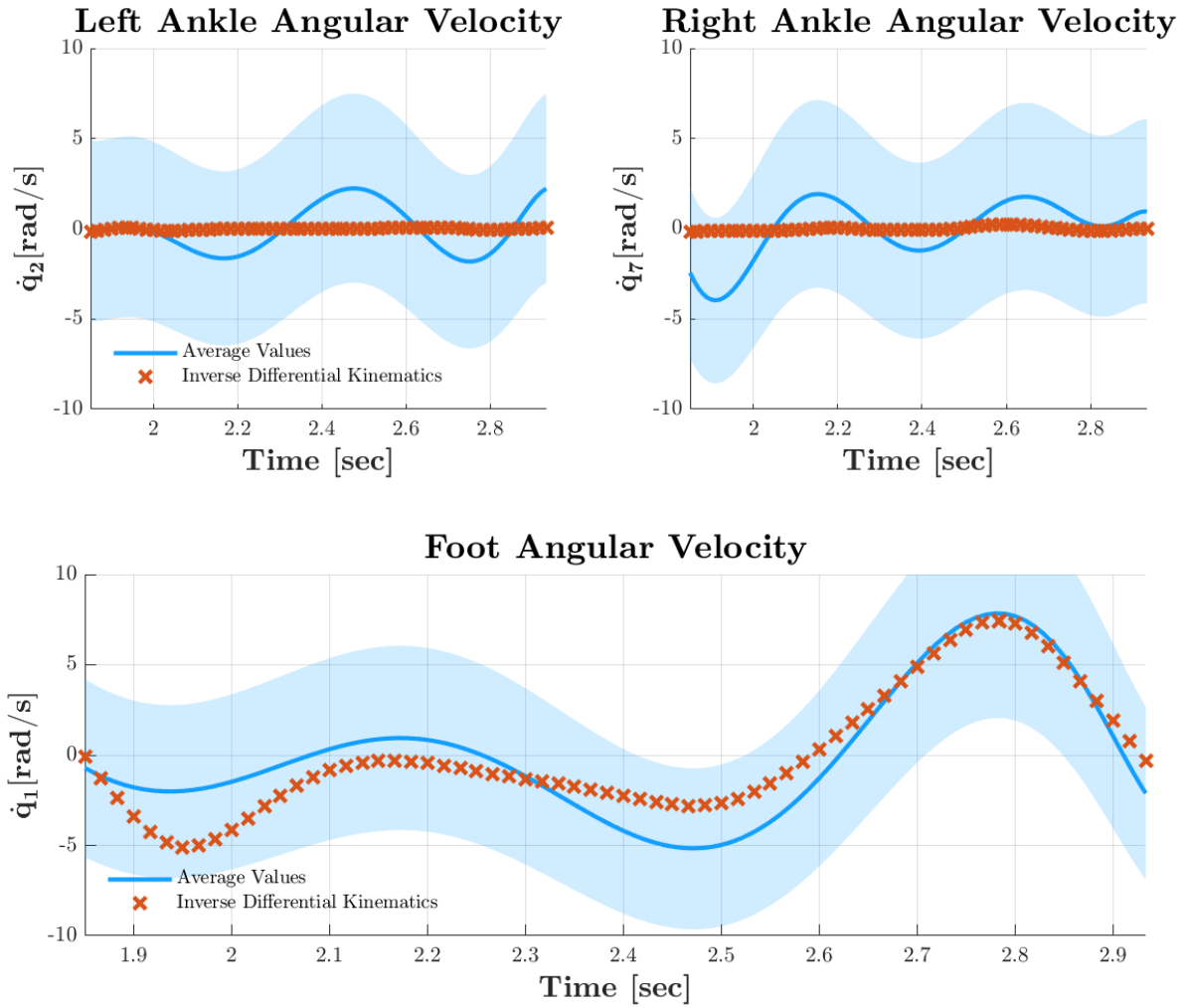
Γνωρίζοντας τις τιμές των γενικευμένων μεταβλητών του μοντέλου σε κάθε χρονική στιγμή είναι δυνατός ο υπολογισμός των γωνιακών ταχυτήτων και επιταχύνσεων χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων διαφορών. Πιο συγκεκριμένα, υπολογίζονται με κεντρικές διαφορές, 1ης τάξης για την ταχύτητα και 2ης για την επιτάχυνση (Βλ. παράγραφο 5.5.3).

Αρχικά θα παρουσιαστούν τα διαγράμματα για τις γωνιακές ταχύτητες (Σχήμα 5.27 - 5.28) και έπειτα για τις γωνιακές επιταχύνσεις (Σχήμα 5.29 - 5.30).

- Γωνιακές Ταχύτητες

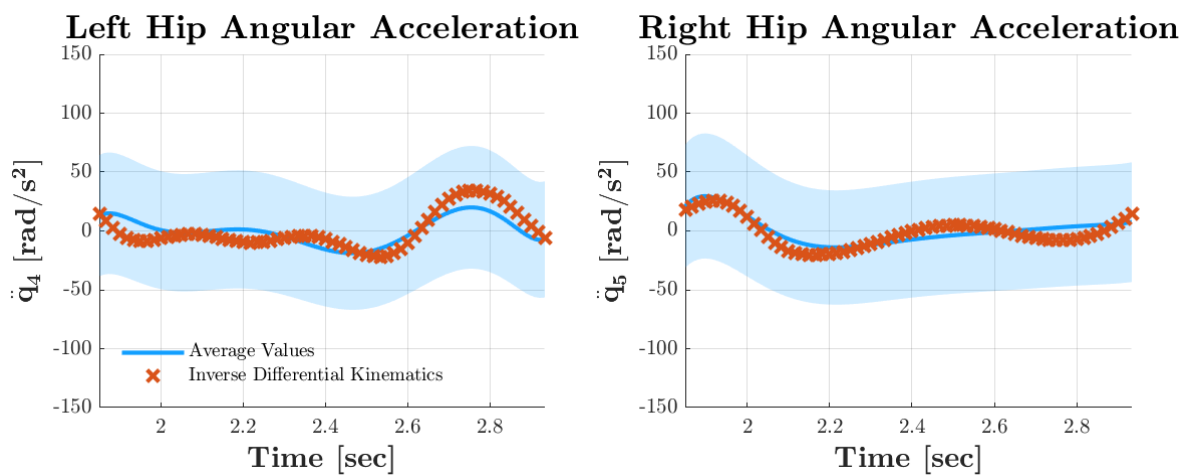


Σχήμα 5.27: Γωνιακές ταχύτητες

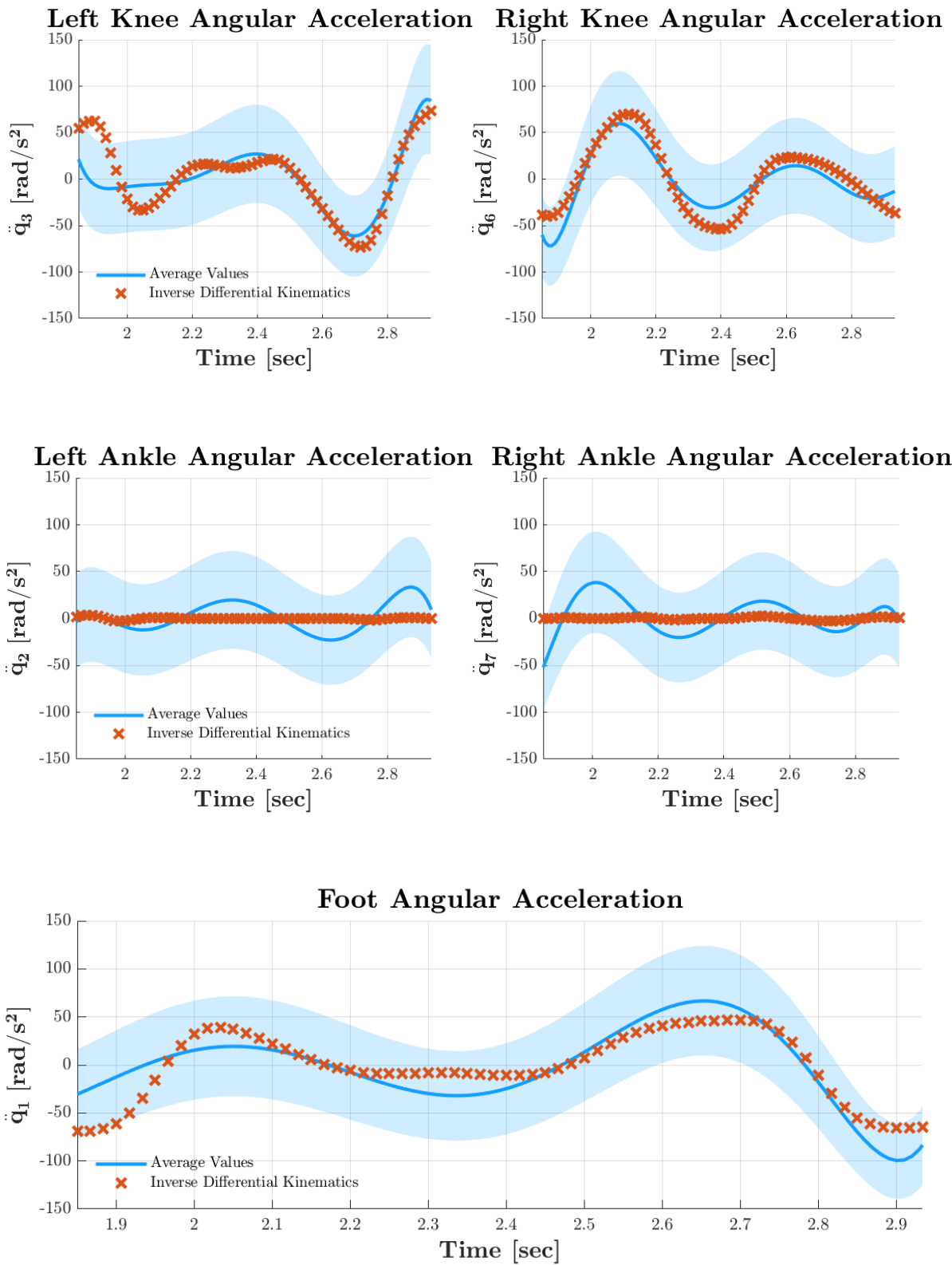


Σχήμα 5.28: Γωνιακές ταχύτητες

- Γωνιακές Επιταχύνσεις



Σχήμα 5.29: Γωνιακές επιταχύνσεις



Σχήμα 5.30: Γωνιακές επιταχύνσεις

Στα παραπάνω σχήματα παρουσιάζονται οι γωνιακές ταχύτητες και επιταχύνσεις του μοντέλου που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας σε συνδυασμό με τα αντίστοιχα μεγέθη που έχουν προκύψει από την παραγωγή των γωνιών του μοντέλου Plug-In. Η μπλε σκιασμένη περιοχή έχει βασιστεί στην καμπύλη του VICON και αντιπροσωπεύει μια μέση περιοχή στην οποία αναμένονται οι αποδεκτές τιμές. Από την παρατήρηση των διαγραμμάτων προκύπτει ότι οι ταχύτητες και επιταχύνσεις του μοντέλου μας ακολουθούν συνήθως την επιθυμητή μορφή, ενώ οι σχετικές αποκλίσεις βρίσκονται εντός των αποδεκτών ορίων. Ειδική περίπτωση αποτελεί ο αστράγαλος, ο οποίος λόγω της ιδιαιτερότητας της κίνησης του αναπτύσσει μικρές τιμές ταχυτήτων και επιταχύνσεων.

5.7 Εξισώσεις Κέντρων Βάρους

Η δυναμική του μοντέλου βασίζεται στην συμπεριφορά των κέντρων βάρους του μοντέλου που περιγράφεται. Οι ακριβείς τους θέσεις επί των τμημάτων/μερών του σώματος ως ποσοστό του συνολικού μήκους δίνονται στον Πίνακα 5.4. Με βάση αυτά, και αξιοποιώντας τις σχέσεις της ευθείας κινηματικής του μοντέλου ανάλυσης βάρδισης (βλέπε Ενότητα 5.4 και Παράρτημα) κατασκευάζονται οι εξισώσεις που διέπουν την κίνηση των κέντρων βάρους του Σχήματος 5.1.

$$x_{1cg} = x_0 + 0.4858 \cdot l_1 \cdot \cos(\theta_1) \quad (5.44)$$

$$z_{1cg} = z_0 + 0.4858 \cdot l_1 \cdot \sin(\theta_1) \quad (5.45)$$

$$x_{2cg} = x_2 + 0.5659 \cdot l_3 \cdot \cos(\theta_2) \quad (5.46)$$

$$z_{2cg} = z_2 + 0.5659 \cdot l_3 \cdot \sin(\theta_2) \quad (5.47)$$

$$x_{3cg} = x_3 + 0.5708 \cdot l_4 \cdot \cos(\theta_3) \quad (5.48)$$

$$z_{3cg} = z_3 + 0.5708 \cdot l_4 \cdot \sin(\theta_3) \quad (5.49)$$

$$x_{4cg} = x_4 + 0.6591 \cdot l_5 \cdot \cos(\theta_4) \quad (5.50)$$

$$z_{4cg} = z_4 + 0.6591 \cdot l_5 \cdot \sin(\theta_4) \quad (5.51)$$

$$x_{5cg} = x_5 + 0.4292 \cdot l_6 \cdot \cos(\theta_5) \quad (5.52)$$

$$z_{5cg} = z_5 + 0.4292 \cdot l_6 \cdot \sin(\theta_5) \quad (5.53)$$

$$x_{6cg} = x_6 + 0.4341 \cdot l_7 \cdot \cos(\theta_6) \quad (5.54)$$

$$z_{6cg} = z_6 + 0.4341 \cdot l_7 \cdot \sin(\theta_6) \quad (5.55)$$

$$x_{7cg} = x_8 + 0.4858 \cdot l_9 \cdot \cos(\theta_7) \quad (5.56)$$

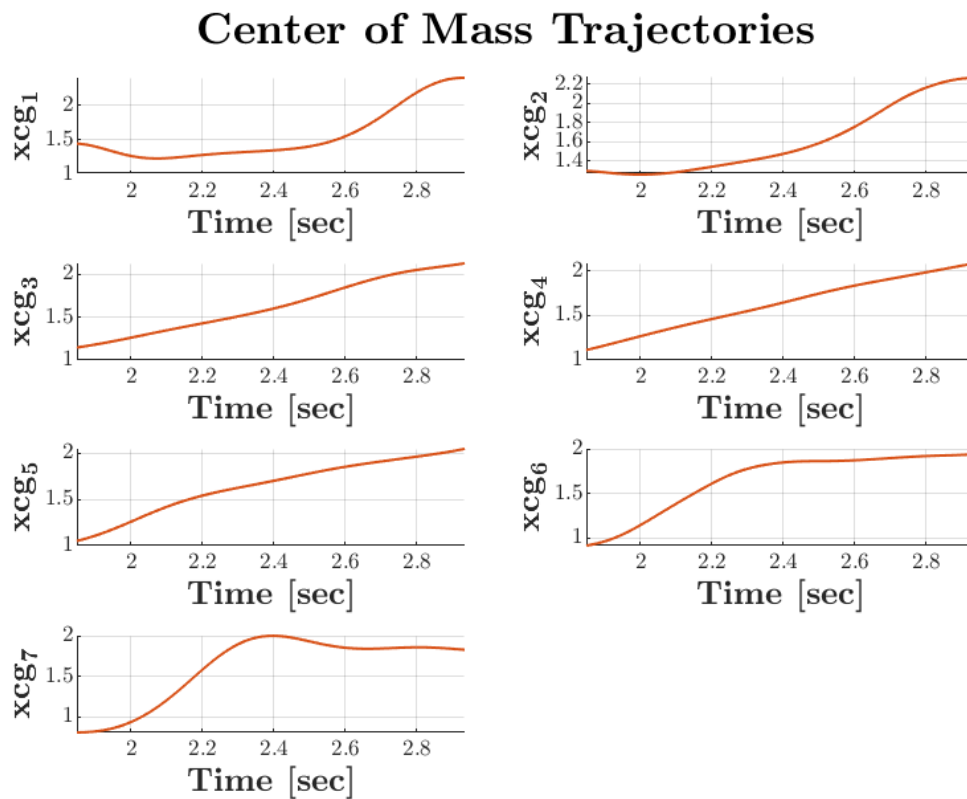
$$z_{7cg} = z_8 + 0.4858 \cdot l_9 \cdot \sin(\theta_7) \quad (5.57)$$

Οι αναλογίες που παρουσιάζει ο Πίνακας 5.4 έχουν προκύψει ως προς το κατώτερο σημείο κάθε σκέλους. Ωστόσο, τα σημεία του μοντέλου είναι ορισμένα ξεκινώντας σταδιακά από το κάτω μέρος του ποδιού που ξεκινάει τον κύκλο βάρδισης και στην συνέχεια στο δεύτερο πόδι, με φορά από πάνω προς τα κάτω. Συνεπώς, προκειμένου να προσδιοριστούν σωστά τα κέντρα βάρους επί των σκελών, οι συντελεστές των εξισώσεων για το πόδι που αιωρείται μετασχηματίστηκαν κατάλληλα. (Βλέπε εξισώσεις 5.52 - 5.57).

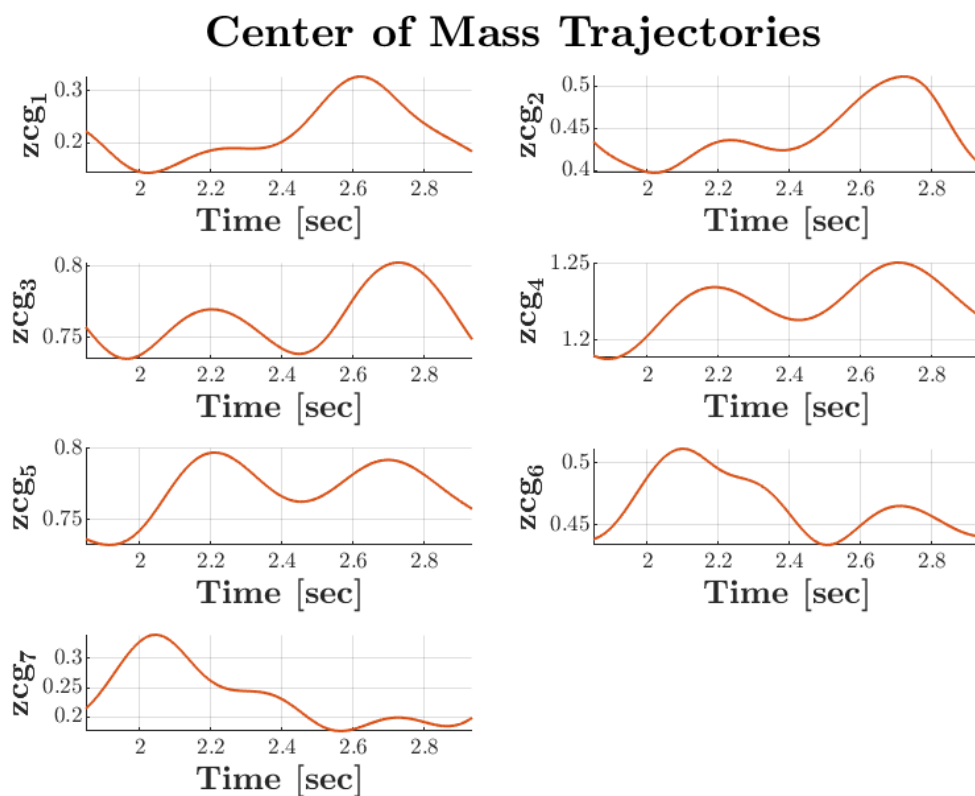
Τα παρακάτω διαγράμματα (Σχήμα 5.31 - 5.32) παρέχουν μια καλύτερη εποπτεία της συμπεριφοράς των κέντρων βάρους. Με βάση τις θέσεις των κέντρων βάρους συναρτήσει του χρόνου υπολογίζονται στην συνέχεια και οι αντίστοιχες γραμμικές ταχύτητες και επιταχύνσεις (Σχήμα 5.33 - 5.36)

5.7. Εξισώσεις Κέντρων Βάρους

- Θέσεις κέντρων βάρους σε συνάρτηση με το χρόνο



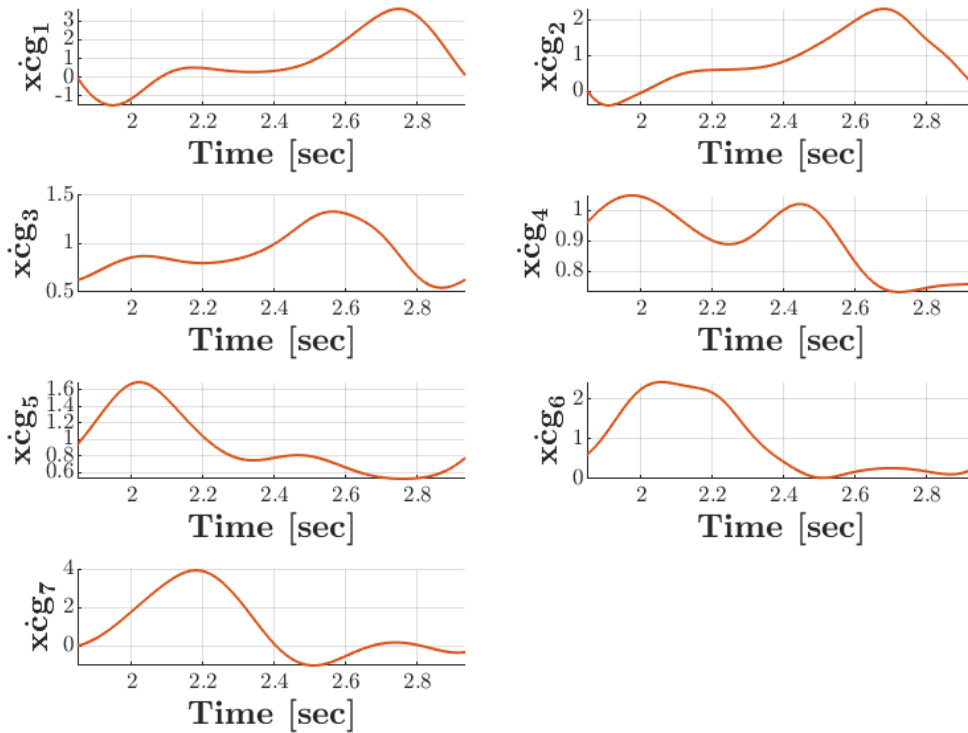
Σχήμα 5.31: Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση



Σχήμα 5.32: Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση

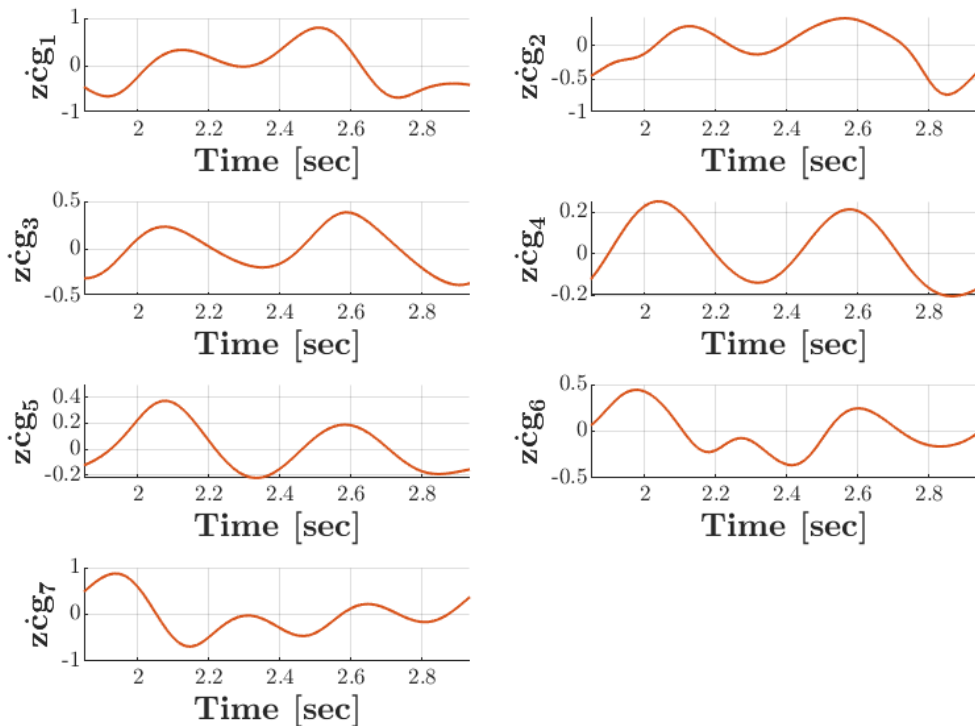
- Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους σε συνάρτηση με το χρόνο

Center of Mass Velocity



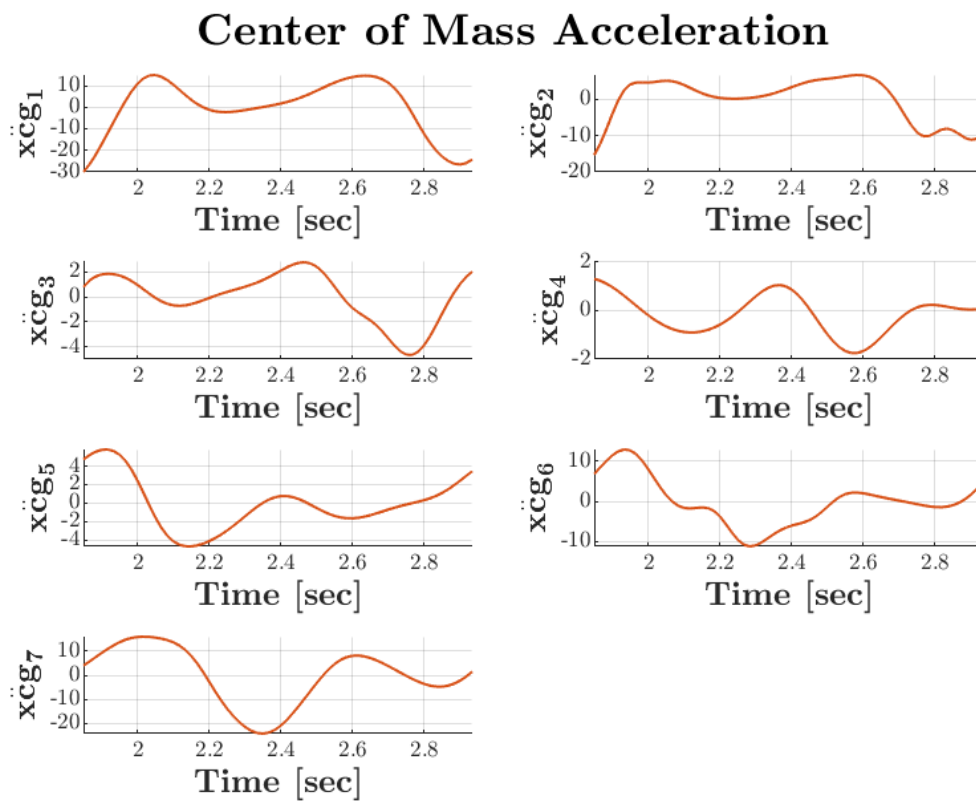
Σχήμα 5.33: Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση

Center of Mass Velocity

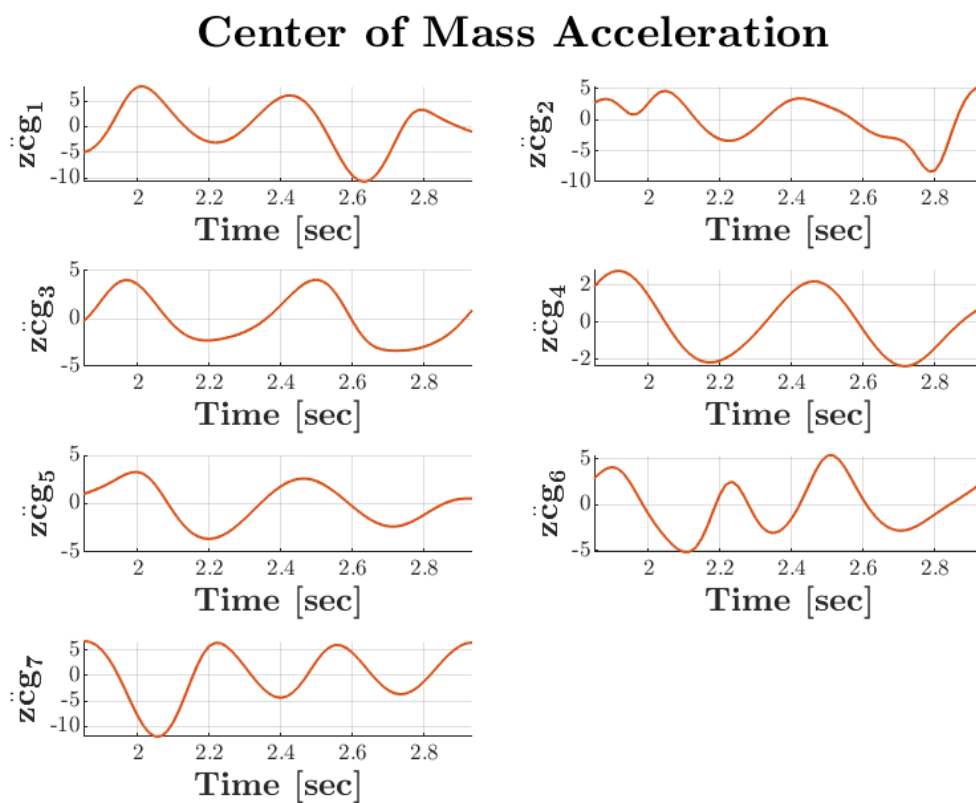


Σχήμα 5.34: Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση

- Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους σε συνάρτηση με το χρόνο



Σχήμα 5.35: Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση



Σχήμα 5.36: Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση

5.8 Επικύρωση του μοντέλου μέσω της ευθείας κινηματικής

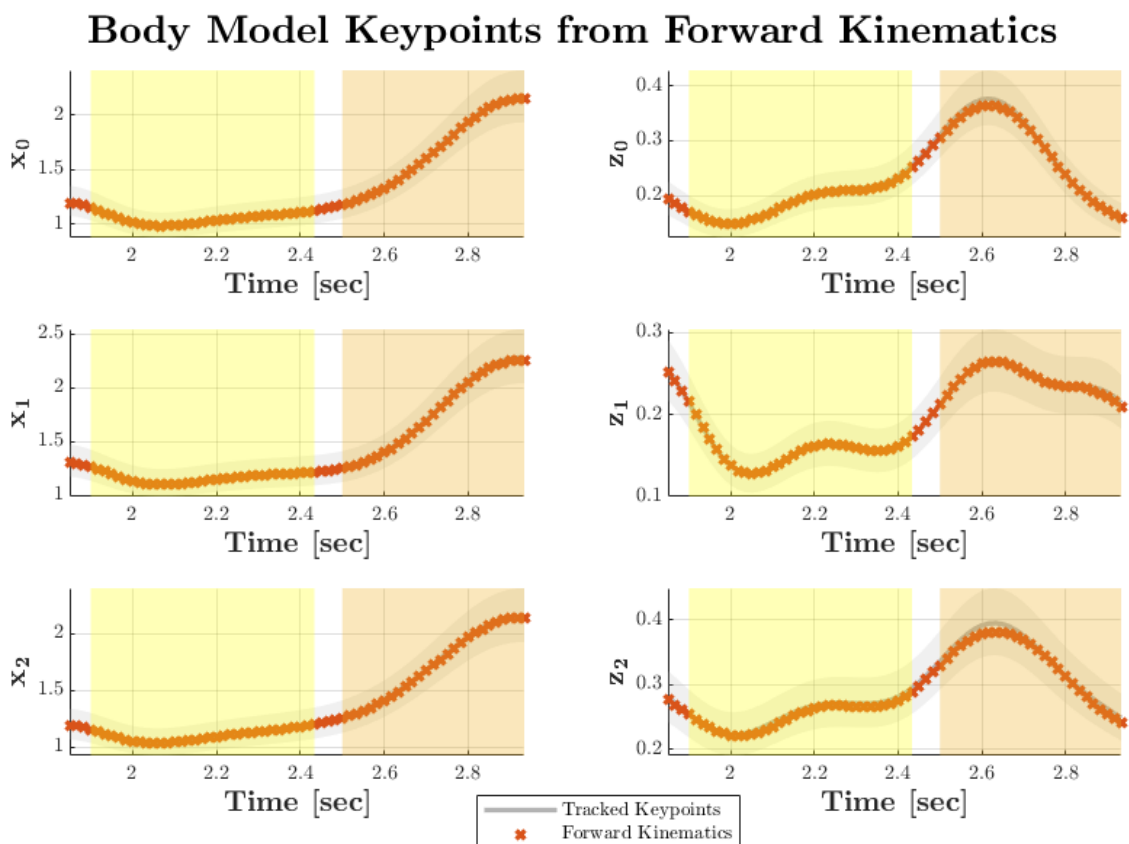
Στην συγκεκριμένη ενότητα ανακατασκευάζονται οι τροχιές των σημείων του μοντέλου μέσω των εξισώσεων της ευθείας κινηματικής.

Στα παρακάτω διαγράμματα (Σχήματα 5.37 - 5.39), τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την ευθεία κινηματική (κόκκινα σημεία) συγκρίνονται με τις τροχιές των σημείων του μοντέλου που προέκυψαν από το λογισμικό ZED SDK (γκρι καμπύλη). Η γκρι σκιαγραφημένη περιοχή έχει προστεθεί επιπλέον ώστε να περιγράψει ένα τυπικό εύρος αποδεκτών αποκλίσεων. Εκτός αυτού, διακρίνονται δύο χρωματιστές περιοχές οι οποίες αντιπροσωπεύουν την φάση στήριξης του αριστερού ποδιού που ξεκινάει τον κύκλο βάρδισης (κίτρινο) και την φάση αιώρησης του (πορτοκαλί). Οι ενδιάμεσες λευκές περιοχές αφορούν την διπλή στήριξη.

Η σύγκριση που ακολουθεί παρέχει μια αρχική εκτίμηση της συνέπειας των αποτελεσμάτων του μοντέλου από κινηματική άποψη και στοχεύει στην επαλήθευση και επικύρωση της μοντελοποίησης που πραγματοποιήθηκε μέσω της ευθείας κινηματικής.

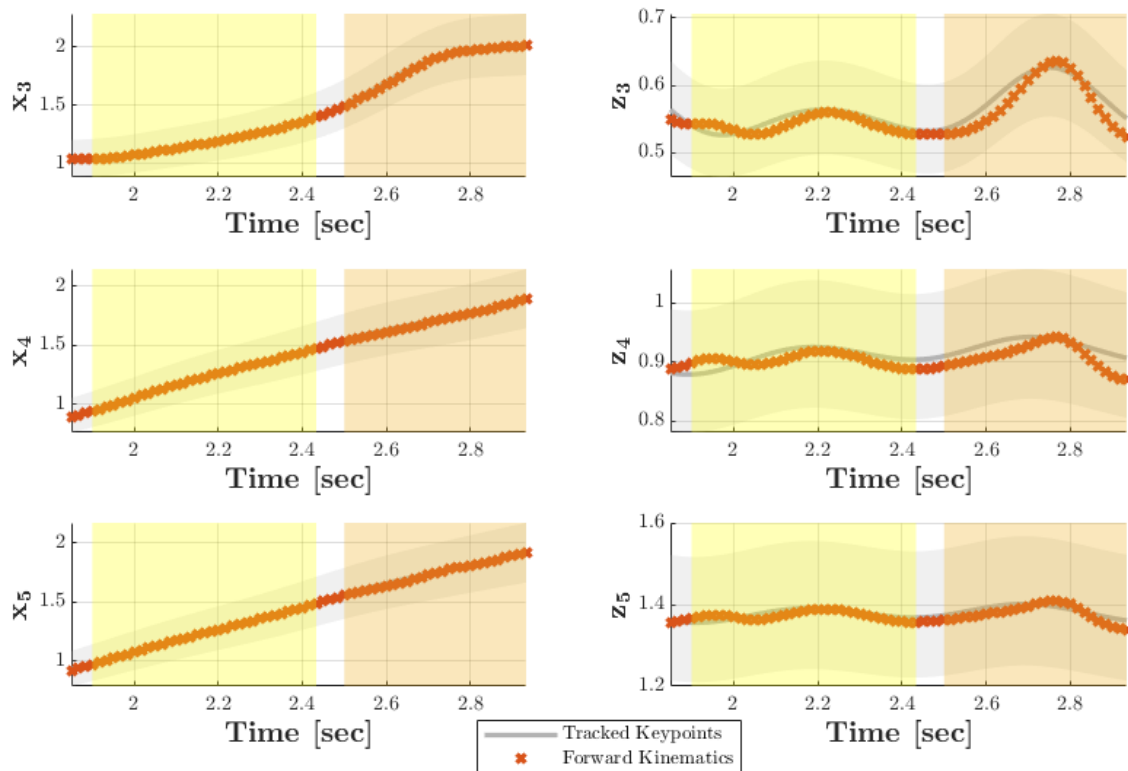
Από την σύγκριση των διαγραμμάτων προκύπτει ότι οι δύο καμπύλες είναι παραπλήσιες. Συγκεκριμένα, η συνισταμένη στην x κατεύθυνση για τα σημεία της ευθείας κινηματικής σχεδόν ταυτίζεται με τις τροχιές για τα αρχικά σημεία.

Αναφορικά με την συνισταμένη στην κάθετη κατεύθυνση, σε ορισμένες περιπτώσεις σημείων (0,1,2) ταυτίζεται πλήρως με την καμπύλη του ZED SDK, ενώ σε άλλες εμφανίζει μικρές αποκλίσεις που είναι ωστόσο εντός του αποδεκτού εύρους και θεωρούνται αμελητέας σημασίας.



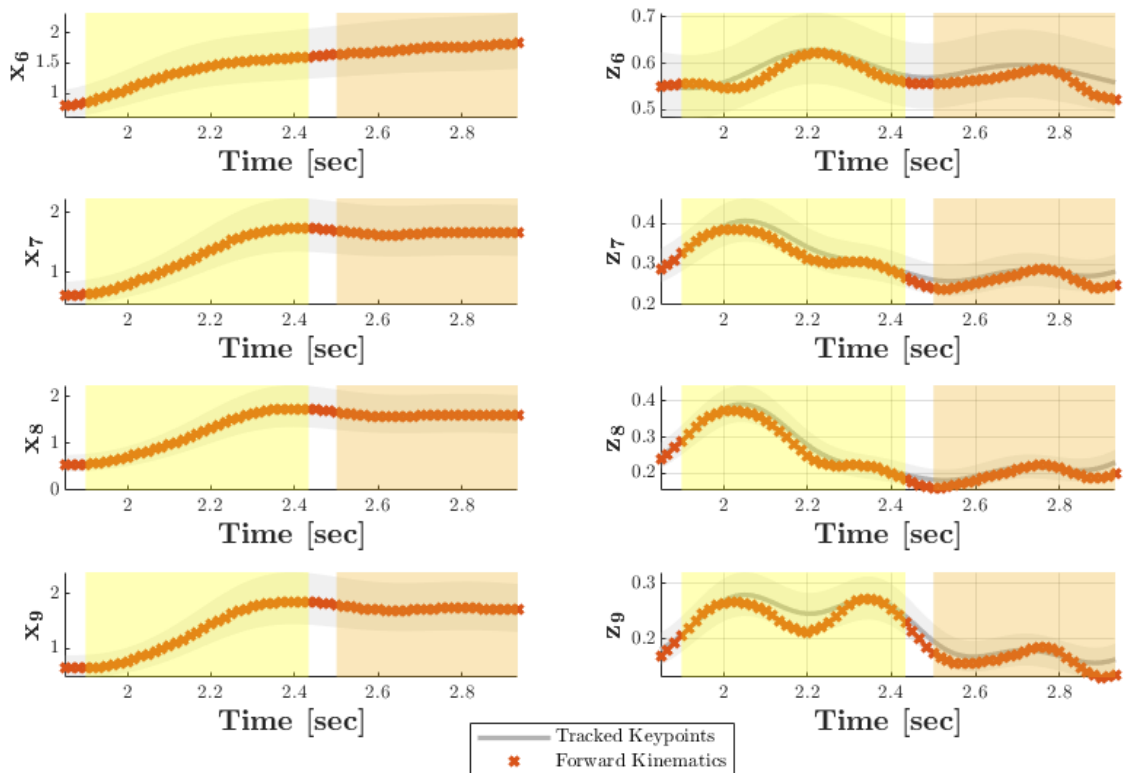
Σχήμα 5.37: Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική

Body Model Keypoints from Forward Kinematics



Σχήμα 5.38: Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική [2]

Body Model Keypoints from Forward Kinematics



Σχήμα 5.39: Θέσεις σημείων μοντέλου από ευθεία κινηματική [3]

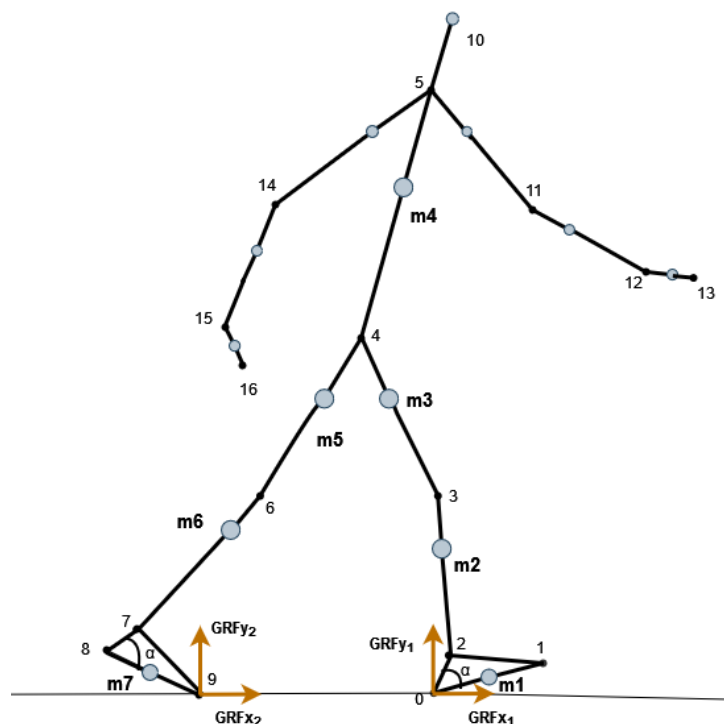
5.9 Δυναμική ανάλυση Μοντέλου

Η δυναμική ανάλυση αφορά στον προσδιορισμό των ροπών και δυνάμεων που είναι αναγκαίες για να προκαλέσουν την κίνηση των μελών του μοντέλου, η οποία περιγράφεται από τις μετατοπίσεις, τις ταχύτητες και τις επιταχύνσεις των αρθρώσεων που παρουσιάστηκαν στις προηγούμενες ενότητες. Η δυναμική ανάλυση είναι το τελευταίο αλλά και το πιο σημαντικό στάδιο της παρούσας εργασίας. Μέσω αυτής, δύναται να υπολογιστούν οι ροπές και δυνάμεις εδάφους χωρίς να χρησιμοποιηθεί κάποιος αισθητήρας πίεσης, όπως είναι δυναμοδάπεδο, το οποίο αποτελεί προϋπόθεση και παράλληλα περιορισμό για τις κλασσικές μεθόδους ανάλυσης βάρδισης. Εκτός από τη βιοϊατρική, ο υπολογισμός των ροπών των αρθρώσεων ενός μοντέλου όπως θα περιγραφεί στην συνέχεια, χρησιμοποιείται ευρέως σε εφαρμογές της ρομποτικής, λόγω χάριν για την πρόβλεψη της κίνησης ενός ρομπότ με απώτερο σκοπό τον έλεγχο του ώστε να προσομοιάζει επαρκώς το ανθρώπινο περπάτημα.

Η μέθοδος που θα χρησιμοποιηθεί για την δυναμική ανάλυση βασίζεται στην εφαρμογή της εξίσωσης των ροπών στα επιμέρους τμήματα του σώματος και απαιτεί αρχικά τον προσδιορισμό των ασκούμενων δυνάμεων.

5.9.1 Προσδιορισμός δυνάμεων στις αρθρώσεις

Ο προσδιορισμός των δυνάμεων που ασκούνται στις αρθρώσεις του μοντέλου γίνεται μέσω των εξισώσεων Newton Euler. Οι εξισώσεις έχουν παρουσιαστεί ήδη στο Κεφάλαιο 2 για το απλοϊκό μοντέλο. Στην περίπτωση του ανθρώπου το σύστημα μπορεί να γίνει αρκετά περίπλοκο, ειδικά όταν βρίσκεται σε φάση διπλής στήριξης (Σχήμα 5.40).



Σχήμα 5.40: Δυνάμεις εδάφους κατά την φάση διπλής στήριξης

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.40, θεωρείται ότι οι δυνάμεις εδάφους εφαρμόζονται σημειακά, είτε στην φτέρνα είτε στα ακροδάκτυλα του ποδιού ανάλογα με την φάση στήριξης και την διαμόρφωση του μοντέλου.

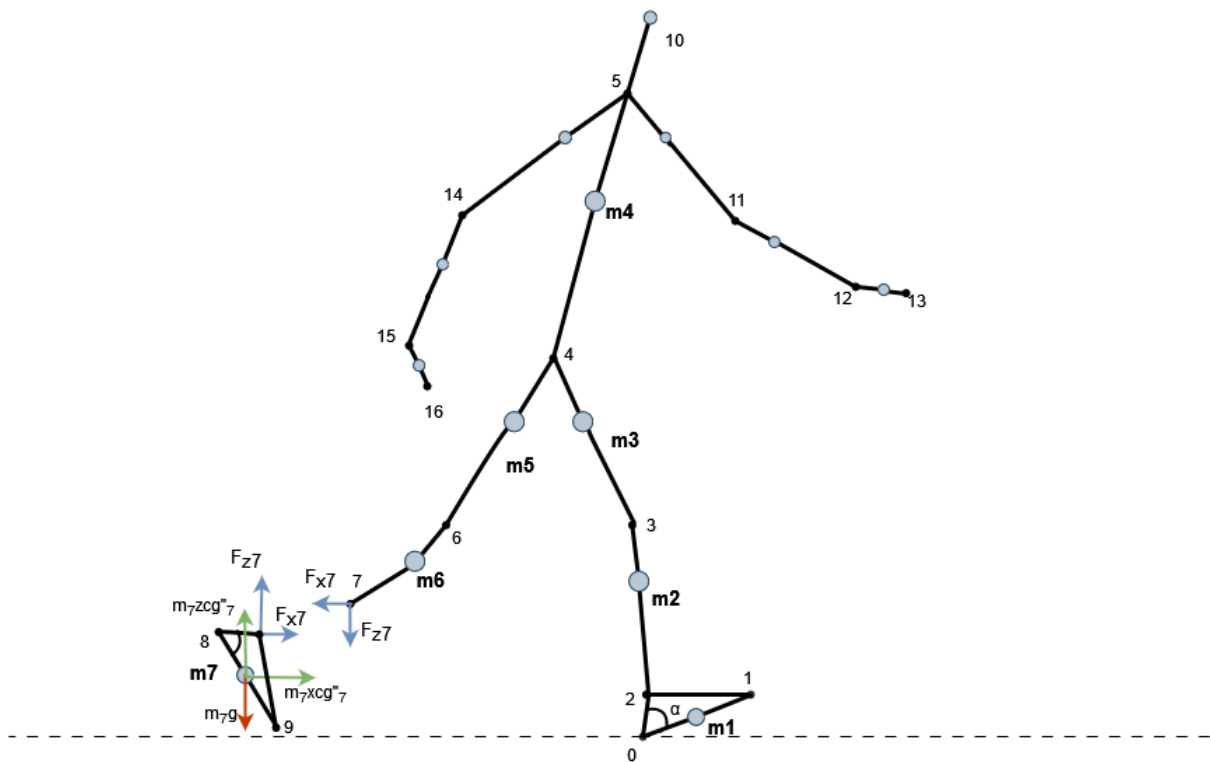
5.9. Δυναμική ανάλυση Μοντέλου

Αρχικά υπολογίζονται οι δυνάμεις κατά τις φάσεις μονής στήριξης, ώστε να ασκείται μια μόνο δύναμη εδάφους στο σώμα. Η διατύπωση των εξισώσεων Newton Euler γίνεται και για τις δύο κατευθύνσεις, ξεκινώντας από το πόδι που δεν έχει επαφή με το έδαφος (Φάση Αιώρησης). Οι εξισώσεις (5.58 - 5.59) υπολογίζουν τις εσωτερικές δυνάμεις που δέχεται η άρθρωση του αστραγάλου, οι οποίες είναι συνάρτηση της βαρύτητας και της αδρανειακής δύναμης. (βλέπε Σχήμα 5.41)

$$\sum Fx_7 = m_7 \cdot \ddot{x}_7 \Rightarrow Fx_7 = m_7 \cdot \ddot{x}_7 - GRFx_2 \quad (5.58)$$

$$\sum Fz_7 = m_7 \cdot \ddot{z}_7 \Rightarrow Fz_7 = m_7 \cdot \ddot{z}_7 + m_7 \cdot g - GRFz_2 \quad (5.59)$$

Στις εξισώσεις συμπεριλαμβάνονται και οι συνιστώσες της δύναμης από το έδαφος για το δεύτερο πόδι GRF_2 , που στην συγκεκριμένη φάση ωστόσο είναι μηδενικές.



Σχήμα 5.41: Διάγραμμα Ελευθέρου Σώματος για το τμήμα αστράγαλος-πέλμα του μοντέλου

Ακολουθώντας την ίδια μεθοδολογία σταδιακά για όλα τα τμήματα που έχουν μάζα, οδηγούμαστε στον υπολογισμό της δύναμης εδάφους για το πόδι που βρίσκεται σε μονή στήριξη. Οι σχετικές εξισώσεις φαίνονται παρακάτω (Εξ. 5.60 - 5.71)

$$\sum Fx_6 = m_6 \cdot \ddot{x}_6 \Rightarrow Fx_6 = Fx_7 + m_6 \cdot \ddot{x}_6 \quad (5.60)$$

$$\sum Fz_6 = m_6 \cdot \ddot{z}_6 \Rightarrow Fz_6 = Fz_7 + m_6 \cdot \ddot{z}_6 + m_6 \cdot g \quad (5.61)$$

$$\sum Fx_5 = m_5 \cdot \ddot{x}_5 \Rightarrow Fx_5 = Fx_6 + m_5 \cdot \ddot{x}_5 \quad (5.62)$$

$$\sum Fz_5 = m_5 \cdot \ddot{z}_5 \Rightarrow Fz_5 = Fz_6 + m_5 \cdot \ddot{z}_5 + m_5 \cdot g \quad (5.63)$$

$$\sum Fx_4 = m_4 \cdot \ddot{x}_4 \Rightarrow Fx_4 = Fx_5 + m_4 \cdot \ddot{x}_4 \quad (5.64)$$

$$\sum Fz_4 = m_4 \cdot \ddot{z}_4 \Rightarrow Fz_4 = Fz_5 + m_4 \cdot \ddot{z}_4 + m_4 \cdot g \quad (5.65)$$

$$\sum Fx_3 = m_3 \cdot \ddot{x}_3 \Rightarrow Fx_3 = Fx_4 + m_3 \cdot \ddot{x}_3 \quad (5.66)$$

$$\sum Fz_3 = m_3 \cdot \ddot{z}_3 \Rightarrow Fz_3 = Fz_4 + m_3 \cdot \ddot{z}_3 + m_3 \cdot g \quad (5.67)$$

$$\sum Fx_2 = m_2 \cdot \ddot{x}_2 \Rightarrow Fx_2 = Fx_3 + m_2 \cdot \ddot{x}_2 \quad (5.68)$$

$$\sum Fz_2 = m_2 \cdot \ddot{z}_2 \Rightarrow Fz_2 = Fz_3 + m_2 \cdot \ddot{z}_2 + m_2 \cdot g \quad (5.69)$$

$$\sum Fx_1 = m_1 \cdot \ddot{x}_1 \Rightarrow Fx_1 = Fx_2 + m_1 \cdot \ddot{x}_1 \quad (5.70)$$

$$\sum Fz_1 = m_1 \cdot \ddot{z}_1 \Rightarrow Fz_1 = Fz_2 + m_1 \cdot \ddot{z}_1 + m_1 \cdot g \quad (5.71)$$

Όπως προκύπτει από τις εξισώσεις (5.64 - 5.65), το ενιαίο τμήμα μέσης - κορμού του μοντέλου δέχεται δυνάμεις μόνο από τα δύο κάτω άκρα (F_4 και F_5). Το πάνω τμήμα του σώματος θεωρείται ότι έχει αμελητέα μάζα και για αυτό δεν επιδρά στην δυναμική ανάλυση. Κατά συνέπεια, το άνω σημείο του τμήματος μέση- κορμός δεν δέχεται καμία αντίδραση.

Για τον υπολογισμό των δυνάμεων εδάφους κατά την διάρκεια της φάσης διπλής στήριξης υιοθετείται η υπόθεση της γραμμικής μεταβολής του βάρους, κατά την οποία γίνεται η παραδοχή ότι το φορτίο μεταβαίνει σταδιακά από το πίσω πόδι στο μπροστά. Παράλληλα, η δύναμη εδάφους σε κάθε πόδι υπολογίζεται ως μια αναλογία της συνολικής δύναμης που ασκείται στο σώμα κάθε χρονική στιγμή.

Η συνολική εξωτερική δύναμη που δέχεται το σώμα μπορεί να υπολογιστεί μέσω των εξισώσεων Newton Euler, όπως φαίνεται στην Εξίσωση (5.72), ενώ η γραμμική παρεμβολή που χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό των επιμέρους δυνάμεων εδάφους στα δύο διαστήματα διπλής στήριξης δίνεται στις εξισώσεις (Εξ 5.73 - 5.76)

$$F_{Ext} = GRF_1 + GRF_2 = \sum_{k=1}^{n=7} (m_i \cdot (\ddot{r}_{cg} + g)) \quad (5.72)$$

- 1η Φάση Διπλής Στήριξης («Left Heel Strike» έως «Right Toe Off»)

$$GRF_1(t) = F_{Ext}(t) \cdot \frac{t - t_{LHS}}{t_{RTO} - t_{LHS}} \quad (5.73)$$

$$GRF_2(t) = F_{Ext}(t) \cdot \frac{t_{RTO} - t}{t_{RTO} - t_{LHS}} \quad (5.74)$$

- 2η Φάση Διπλής Στήριξης («Right Heel Strike» έως «Left Toe Off»)

$$GRF_1(t) = F_{Ext}(t) \cdot \frac{t - t_{RHS}}{t_{LTO} - t_{RHS}} \quad (5.75)$$

$$GRF_2(t) = F_{Ext}(t) \cdot \frac{t_{LTO} - t}{t_{LTO} - t_{RHS}} \quad (5.76)$$

Όπως προκύπτει από την εξίσωση (5.72), η συνολική εξωτερική δύναμη που δέχεται το σώμα είναι συνάρτηση της βαρύτητας και των αδρανειακών δυνάμεων που ασκούνται σε κάθε κέντρο μάζας.

Αναφορικά με τις επιμέρους δυνάμεις, η δύναμη GRF_1 αντιπροσωπεύει την δύναμη που δέχεται το μπροστά πόδι, το οποίο εισέρχεται σταδιακά σε φάση στήριξης, ενώ η GRF_2 είναι η δύναμη του πίσω ποδιού.

Σύμφωνα με την θεωρία γραμμικής μεταβολής, τη στιγμή που το ένα πέλμα κάνει «Heel Strike (HS)» η δύναμη που δέχεται είναι μηδενική. Παράλληλα, το άλλο πόδι βρίσκεται στο τέλος της φάσης μονής στήριξης και λαμβάνει το 100 % της συνολικής δύναμης για τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Στην συνέχεια, η δύναμη GRF_2 μειώνεται γραμμικά έως ότου το αντίστοιχο πέλμα αποκολληθεί πλήρως από το έδαφος και η δύναμη μηδενιστεί («Toe Off (TO)»). Την στιγμή που μηδενίζεται, ασκείται στο πόδι στήριξης η GRF_1 , η οποία πλέον λαμβάνει την συνολική δύναμη εδάφους F_{ext} .

Εφόσον έχουν υπολογιστεί οι δυνάμεις εδάφους για κάθε πόδι χωριστά (Σχήμα 5.40), οι εσωτερικές δυνάμεις των αρθρώσεων υπολογίζονται εκ νέου με τις εξισώσεις (5.58 - 5.71), ώστε να συμπεριληφθεί η επίδραση του μεγέθους GRF_2 κατά την διπλή στήριξη.

5.9.2 Προσδιορισμός κάθετης δύναμης εδάφους

Η μελέτη της δύναμης εδάφους που δέχεται κάθε πόδι ξεχωριστά σε ένα κύκλο βάρδισης αποτελεί αναπόσπαστο μέρος της ανάλυσης βάρδισης καθώς παρέχει πολύ σημαντικές πληροφορίες για τον άνθρωπο που εξετάζεται. Πιο συγκεκριμένα, πολλές παθήσεις ορθοπαιδικής αλλά και νευρικής ή νευρομυϊκής μορφής αντανακλώνονται στο βήμα και μπορούν να εντοπιστούν μέσω του διαγράμματος της κάθετης δύναμης εδάφους. Σε εφαρμογές μίμησης του ανθρώπινου περπατήματος η κάθετη δύναμη μπορεί να συνεισφέρει στον έλεγχο της κίνησης του. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται συνήθως για την καταγραφή της δύναμης περιλαμβάνουν δυναμοδάπεδα ή άλλα συστήματα αισθητήρων πίεσης, τα οποία όπως αναλύθηκε στην Εισαγωγή δεν είναι πάντα εύχρηστα. Σκοπός αυτού του κεφαλαίου είναι ο όσο το δυνατόν πιο ακριβής και αξιόπιστος υπολογισμός της κάθετης δύναμης εδάφους μέσω της εφαρμογής των εξισώσεων Newton Euler στο μοντέλου που αναπτύχθηκε.

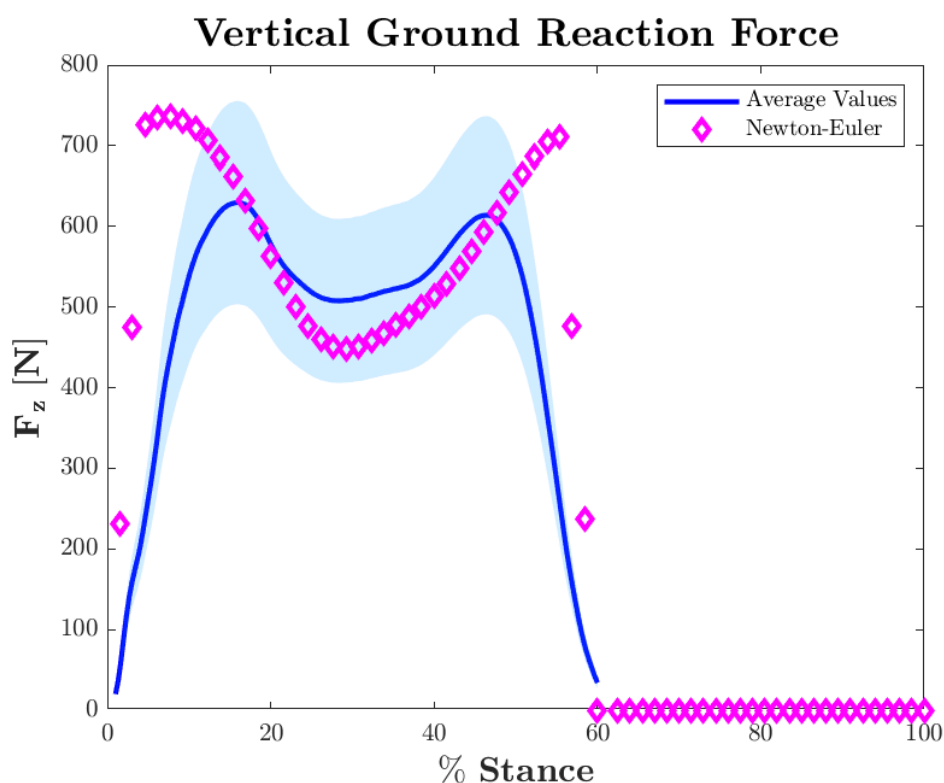
Σε αυτό το σημείο είναι σημαντικό να τονιστεί ότι οι δυνάμεις F_{z_1} (ομοίως GRF_{z_1}), και GRF_{z_2} που περιγράφηκαν προηγουμένως δεν αντιστοιχούν σε κάποιο πόδι (δεξί ή αριστερό), αλλά αναφέρονται σε συγκεκριμένες φάσεις του κύκλου, όπως περιγράφηκε και με τις μεταβλητές κατάστασης q . Έτσι η δύναμη F_{z_1} αναφέρεται στην φάση μονής στήριξης ενώ οι δυνάμεις GRF_{z_1} και GRF_{z_2} είναι οι δυνάμεις εδάφους για το πόδι που φορτίζεται και αποφορτίζεται σταδιακά με το συνολικό βάρος του σώματος. Επομένως, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν αυτούσιες για την κατασκευή ενός διαγράμματος κάθετης δύναμης εδάφους για όλη τη διάρκεια του κύκλου και φυσικά ούτε για την διεξαγωγή συμπερασμάτων σχετικών με το περπάτημα. Για το σκοπό αυτό χρειάζεται να δημιουργηθεί μια μεταβλητή που να αντιπροσωπεύει κάθε πόδι ξεχωριστά καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης.

Ο Πίνακας 5.6 περιγράφει την κάθετη δύναμη του εδάφους, λόγω χάριν για το αριστερό πόδι, σε κάθε φάση του κύκλου.

Φάση Κύκλου Βάδισης	Δύναμη εδάφους
Διπλή Στήριξη	GRF_{z_1}
Μονή στήριξη αριστερού ποδιού	F_{z_1}
Διπλή Στήριξη	GRF_{z_2}
Μονή στήριξη δεξιού ποδιού	0

Πίνακας 5.6: Κάθετη δύναμη εδάφους σε κάθε φάση του κύκλου βάδισης

Το αντίστοιχο διάγραμμα για την κάθετη δύναμη εδάφους παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.42.



Σχήμα 5.42: Κάθετη δύναμη εδάφους για το αριστερό πόδι σε ένα πλήρη κύκλο βάδισης

Η μπλε καμπύλη του διαγράμματος αντιστοιχεί στην κατακόρυφη δύναμη εδάφους όπως καταγράφηκε από δυναμοδάπεδο για έναν άνθρωπο με παρόμοιο σωματικό βάρος με αυτό του ανθρώπου που παρουσιάζεται στην παρούσα εργασία. Η σκιαγραφημένη περιοχή γύρω από την καμπύλη αναφέρεται σε ένα τυπικά αποδεκτό εύρος τιμών. Αυτό το εύρος χρησιμοποιείται για να δικαιολογήσει μικρές αποκλίσεις στα μεγέθη ή στη μορφή που οφείλονται στο γεγονός ότι τα δεδομένα που συγκρίνονται δεν προέρχονται από το ίδιο άτομο.

Συγκρίνοντας τα δεδομένα από το δυναμοδάπεδο με τα πειραματικά δεδομένα όπως προέκυψαν από την μέθοδο Newton-Euler, παρατηρούμε την ίδια συμπεριφορά κατά την διάρκεια του κύκλου. Πιο συγκεκριμένα, η δύναμη εδάφους ξεκινάει και στις δύο περιπτώσεις από το μηδέν στην αρχή του κύκλου (HS) και λαμβάνει τη μέγιστη τιμή της περίπου στο 10-15 % του κύκλου που πλέον όλο το βάρος ασκείται στο ένα πόδι. Στην συνέχεια μειώνεται μέχρι ένα τοπικό ελάχιστο (~ 30%), όσο το κέντρο πίεσης μεταφέρεται από την

φτέρνα στα μπροστά δάκτυλα του ποδιού και μετέπειτα οδηγείται ξανά σε ένα τοπικό μέγιστο, περίπου στο 50-55%, το οποίο είναι και το τέλος της φάσης μονής στήριξης του συγκεκριμένου ποδιού. Τέλος, ακολουθεί μείωση της τιμής έως ότου μηδενιστεί (~ 60%) επειδή το πέλμα αρχίζει να αιωρείται.

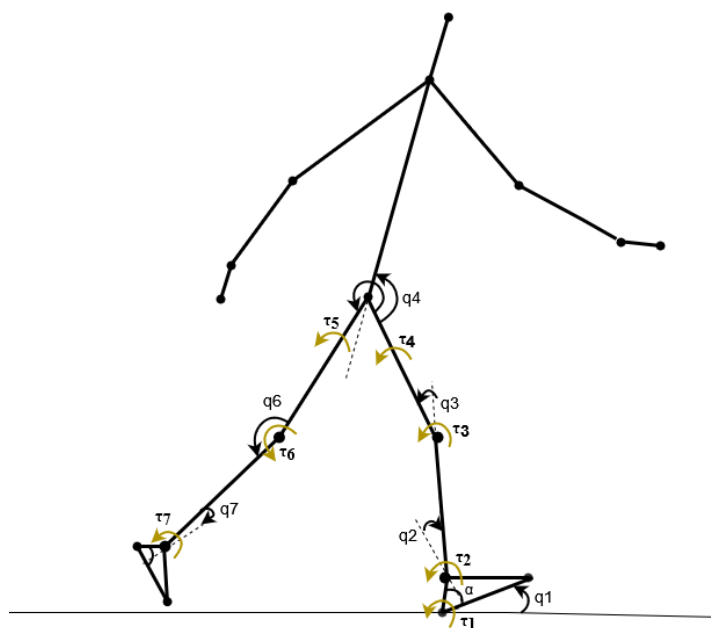
Η διαφορά των δύο καμπυλών εστιάζεται κυρίως στις δύο φάσεις διπλής στήριξης, καθώς ο κύκλος βάρδισης που μελετάται στην παρούσα εργασία εμφανίζει μικρότερη φάση διπλής στήριξης και άρα η φόρτιση και αποφόρτιση του κάθε ποδιού αντίστοιχα γίνεται πιο γρήγορα από ότι στην μπλε καμπύλη.

Οι αποκλίσεις των δύο καμπυλών οφείλονται κυρίως στο γεγονός ότι η σύγκριση αφορά κύκλους βάρδισης δύο διαφορετικών ανθρώπων. Για την καλύτερη διεξαγωγή συμπερασμάτων χρειάζεται να συγκρίνουμε δεδομένα για το ίδιο άτομο και για τον ίδιο κύκλο βάρδισης. Εκτός από αυτό, κάποιες αποκλίσεις ενδέχεται να οφείλονται σε λάθος κατά την καταγραφή και ανίχνευση των σημείων από το λογισμικό, γεγονός που έχει άμεση επίδραση στον υπολογισμό των θέσεων των κέντρων βάρους και των επιταχύνσεων τους. Σε αυτήν την περίπτωση επηρεάζεται άμεσα και ο υπολογισμός των αδρανειακών δυνάμεων που επιδρούν στο σώμα και συνεπώς η υπολογιζόμενη δύναμη εδάφους.

Από την εξίσωση (5.72) για την συνολική δύναμη εδάφους αναμένεται η μεγαλύτερη συνεισφορά στην κάθετη δύναμη να προέρχεται από την συνιστώσα της βαρύτητας. Επομένως, η μέγιστη τιμή της δύναμης πρέπει να είναι λίγο μεγαλύτερη από την συνολική βαρυτική δύναμη που ασκείται στο σώμα, δηλαδή από τον όρο $M_{total} \cdot g$. Για τους υπολογισμούς της παρούσας εργασίας μελετήσαμε έναν άνθρωπο περίπου 60 κιλών. Συνεπώς θεωρείται ότι μια αποδεκτή μέγιστη τιμή θα ήταν περίπου 600 ± 100 N, όπως σημειώνεται και στο διάγραμμα.

5.9.3 Προσδιορισμός ροπών στις αρθρώσεις

Εκτός από τον προσδιορισμό των δυνάμεων, η δυναμική ανάλυση στοχεύει επίσης στην εκτίμηση των ροπών που εφαρμόζονται μεταξύ των αρθρώσεων των μελών του μηχανικού μοντέλου. Κατά σύμβαση θεωρήθηκε ότι οι αναπτυσσόμενες ροπές είναι θετικές όταν έχουν αριστερόστροφη φορά, όπως φαίνεται στο Σχήμα 5.43.



Σχήμα 5.43: Ροπές αρθρώσεων μηχανικού μοντέλου για την διαμόρφωση «Heel»

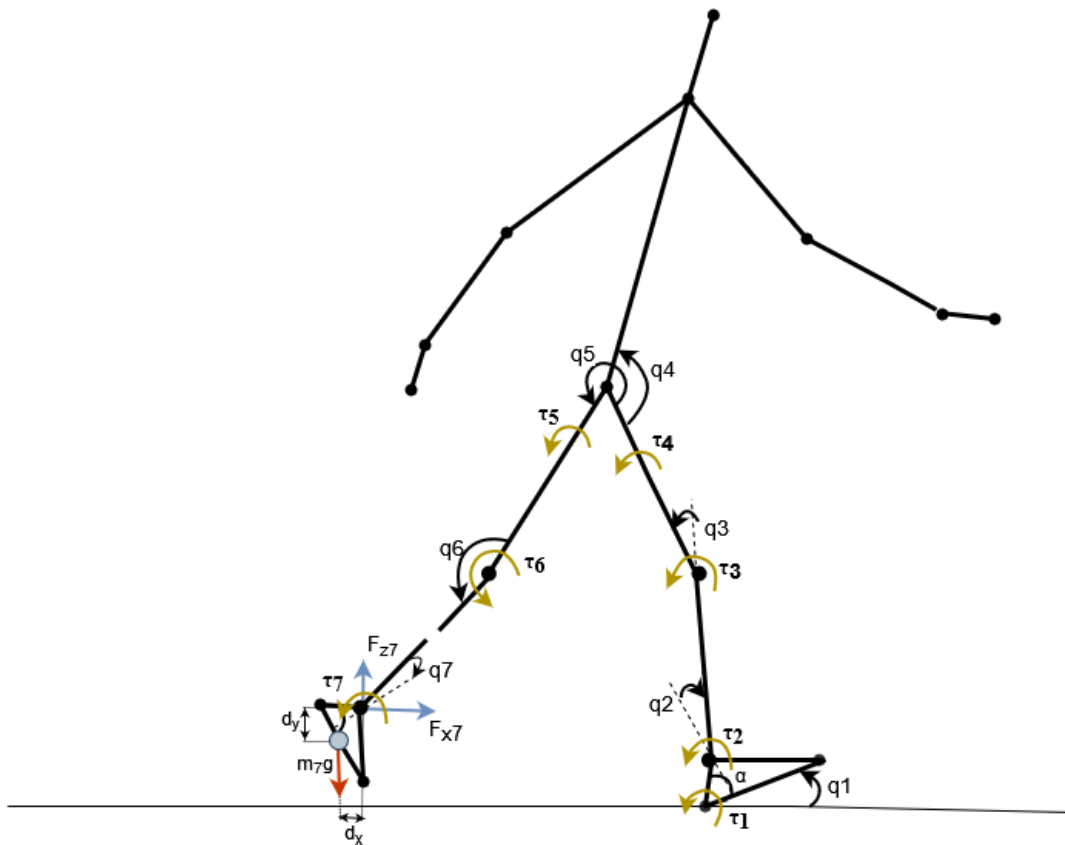
Οι ροπές τ_4 και τ_5 στην πραγματικότητα ασκούνται στην άρθρωση που ενώνει τους δύο μηρούς με τον κορμό, απλά για σχεδιαστικούς λόγους τοποθετήθηκαν πάνω σε κάθε τμήμα.

Σε αντιστοιχία με όλη την προηγούμενη ανάλυση για την ανάπτυξη του μοντέλου, η ροπή εδάφους εφαρμόζεται σε διαφορετικό σημείο στο πέλμα ανάλογα με την διαμόρφωση του μοντέλου και πιο συγκεκριμένα ανάλογα με την φάση του κύκλου στην οποία βρίσκεται. Στο Σχήμα 5.43 απεικονίζεται η διαμόρφωση φτέρνας, «Heel Configuration». Κατά την διαμόρφωση «Toe Configuration», η ροπή τ_1 θα εφαρμόζεται στο σημείο των δακτύλων του μοντέλου.

Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάστηκαν δύο τρόποι υπολογισμού των εφαρμοζόμενων ροπών, η ενεργειακή μέθοδος Lagrange και οι εξισώσεις Newton Euler. Στην συγκεκριμένη περίπτωση, επιλέχθηκε η μέθοδος Newton Euler. Ο κύριος λόγος αυτής της επιλογής είναι ότι κατά την φάση διπλής στήριξης το πρόβλημα είναι υπερρορισμένο καθώς διαθέτει δύο περιορισμούς από το έδαφος και η εφαρμογή μόνο της μεθόδου Lagrange δεν επαρκεί για την επίλυση του συστήματος.

Η μεθοδολογία που ακολουθείται, είναι παρόμοια με αυτή της προηγούμενης ενότητας για τις δυνάμεις των αρθρώσεων, οι τιμές των οποίων πρέπει να είναι γνωστές για τους παρακάτω υπολογισμούς (Εξ. 5.78). Οι ροπές εκτιμώνται αρχικά για τις φάσεις μονής στήριξης, όπου το ένα πέλμα αιωρείται και άρα ασκείται μόνο μια εξωτερική ροπή στο σύστημα. Οι εξισώσεις Newton Euler εφαρμόζονται σταδιακά σε κάθε τμήμα ως προς το κέντρο βάρους του, ξεκινώντας από το ελεύθερο άκρο του συστήματος.

Ενδεικτικά, στο Σχήμα 5.44 απεικονίζονται οι δυνάμεις και οι ροπές που ασκούνται στο τμήμα του αστραγάλου για το ελεύθερο άκρο όταν το μοντέλο βρίσκεται σε φάση μονής στήριξης.



Σχήμα 5.44: Ροπές και δυνάμεις για το τμήμα του αστραγάλου του ελεύθερου άκρου

5.9. Δυναμική ανάλυση Μοντέλου

Για το τμήμα του αστραγάλου του Σχήματος 5.44, η εξίσωση των ροπών παρουσιάζεται στην παρακάτω σχέση:

$$\sum M_{cg7} = I_7 \cdot \ddot{\theta}_7 \Rightarrow \tau_7 = I_7 \cdot \ddot{\theta}_7 + F_{x7} \cdot d_y - F_{z7} \cdot d_x + GRF_{x2} \cdot l'_{cg7} \cdot \sin(\theta_{heel2}) + GRF_{z2} \cdot l'_{cg7} \cdot \cos(\theta_{heel2}) - GRM_2 \quad (5.77)$$

όπου θ_{heel2} είναι η απόλυτη γωνία για το πίσω πόδι και l'_{cg7} είναι η απόσταση του σημείου των δακτύλων από το κέντρο βάρους του αντίστοιχου πέλματος.

Στην εξίσωση συμπεριλαμβάνονται και οι συνιστώσες της δύναμης εδάφους (GRF_2), οι οποίες έχουν υπολογιστεί ήδη για ολόκληρο τον κύκλο βάρδισης καθώς και η αντίστοιχη ροπή εδάφους GRM_2 , η οποία κατά την φάση μονής στήριξης είναι μηδενική.

Οι ροπές για τα υπόλοιπα τμήματα του μοντέλου (κάτω άκρα και κορμός) υπολογίζονται αντίστοιχα ακολουθώντας την Εξίσωση (5.78):

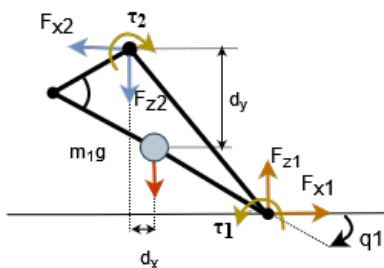
$$I_i \cdot \ddot{\theta}_i = \sum_{k=1}^{n_{ei}} \vec{M}_{ex}^{(i)} + \sum_{k=1}^{n_{ei}} (\vec{r}_{ex}^{(i)} \times \vec{F}_{ex}^{(i)}) + \sum_{k=1}^{n_{ji}} \vec{M}_{jk}^{(i)} + \sum_{k=1}^{n_{ji}} (\vec{r}_{jk}^{(i)} \times \vec{F}_{jk}^{(i)}) \quad (5.78)$$

όπου για κάθε τμήμα i , με αδράνεια I_i και γωνιακή επιτάχυνση $\ddot{\theta}_i$,

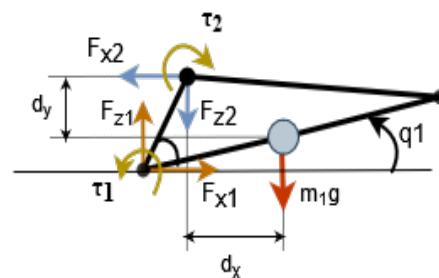
- $\sum_{k=1}^{n_{ei}} \vec{M}_{ex}^{(i)}$ είναι το άθροισμα των εξωτερικών ροπών που ασκούνται στο σώμα από το 1ο έως το i -μέρος του μοντέλου,
- $\sum_{k=1}^{n_{ei}} (\vec{r}_{ex}^{(i)} \times \vec{F}_{ex}^{(i)})$ είναι το άθροισμα των ροπών των εξωτερικών δυνάμεων, δηλαδή στην περίπτωση μας των δυνάμεων εδάφους,
- $\sum_{k=1}^{n_{ji}} \vec{M}_{jk}^{(i)}$ είναι οι εσωτερικές ροπές των αρθρώσεων 1 : i , και τέλος
- $\sum_{k=1}^{n_{ji}} (\vec{r}_{jk}^{(i)} \times \vec{F}_{jk}^{(i)})$ είναι το άθροισμα των ροπών που προκαλούνται από τις εσωτερικές δυνάμεις των αρθρώσεων.

Οι όροι \vec{r}_{jk} και \vec{r}_{ex} αναφέρονται στην απόσταση των ασκούμενων εσωτερικών και εξωτερικών δυνάμεων αντίστοιχα από το κέντρο μάζας του τμήματος.

Με τον ίδιο τρόπο υπολογίζεται και η δύναμη εδάφους που εφαρμόζεται στο πόδι στήριξης. Ανάλογα με την διαμόρφωση του μοντέλου (Σχήμα 5.45, 5.46), η εξίσωση των ροπών λαμβάνει τις εξής μορφές:



Σχήμα 5.45: Ροπή εδάφους σε διαμόρφωση «Toe»



Σχήμα 5.46: Ροπή εδάφους σε διαμόρφωση «Heel»

- "Heel": $\tau_1 = \tau_2 + I_1 \cdot \ddot{\theta}_1 - Fx_1 \cdot l_{cg1} \cdot \sin(\theta_1) + Fz_1 \cdot l_{cg1} \cdot \cos(\theta_1) - Fx_2 \cdot dy - Fz_2 \cdot dx$
- "Toe": $\tau_1 = \tau_2 + I_1 \cdot \ddot{\theta}_1 + Fx_1 \cdot l'_{cg1} \cdot \sin(\theta_1) - Fz_1 \cdot l'_{cg1} \cdot \cos(\theta_1) - Fx_2 \cdot dy - Fz_2 \cdot dx$

όπου l_{cg1} και l'_{cg1} είναι η απόσταση του κέντρου βάρους από την φτέρνα και τα δάχτυλα αντίστοιχα. Ακόμα, τα μεγέθη dx , dy ορίζονται ανάλογα με την γεωμετρία της κάθε διαμόρφωσης.

Αφού ολοκληρωθεί ο υπολογισμός όλων των μεγεθών για τις φάσεις μόνης στήριξης, ακολουθεί η εκτίμηση των τιμών τους κατά τις φάσεις διπλής στήριξης. Για την επίτευξη αυτού του σκοπού υιοθετείται ξανά η υπόθεση γραμμικής μεταβολής του βάρους από το ένα πόδι στήριξης στο άλλο ενώ οι επιμέρους ροπές εδάφους υπολογίζονται ως αναλογία της συνολικής εφαρμοζόμενης ροπής.

Η συνολική ροπή εδάφους μπορεί να υπολογιστεί συνδυάζοντας τις εξισώσεις Newton Euler για κάθε τμήμα του δυναμικού μοντέλου. Τελικά, η σχέση υπολογισμού της δίνεται από την εξίσωση (5.79)

$$\vec{M}_{Ext} = GRM_1 + GRM_2 = I_i \cdot \ddot{\theta}_i - \sum_{k=1}^{n_{ei}} (\vec{r}_{ex}^{(i)} \times \vec{F}_{ex}^{(i)}) - \sum_{k=1}^{n_{ji}} (\vec{r}_{jk}^{(i)} \times \vec{F}_{jk}^{(i)}) \quad (5.79)$$

Έτσι, διαμορφώνονται αντίστοιχα οι ζητούμενες σχέσεις για τις επιμέρους ροπές εδάφους (Εξ. 5.80 - 5.83)

- 1η Φάση Διπλής Στήριξης («Left Heel Strike» έως «Right Toe Off»)

$$GRM_1(t) = M_{Ext}(t) \cdot \frac{t - t_{LHS}}{t_{RTO} - t_{LHS}} \quad (5.80)$$

$$GRM_2(t) = M_{Ext}(t) \cdot \frac{t_{RTO} - t}{t_{RTO} - t_{LHS}} \quad (5.81)$$

- 2η Φάση Διπλής Στήριξης («Right Heel Strike» έως «Left Toe Off»)

$$GRM_1(t) = M_{Ext}(t) \cdot \frac{t - t_{RHS}}{t_{LTO} - t_{RHS}} \quad (5.82)$$

$$GRM_2(t) = M_{Ext}(t) \cdot \frac{t_{LTO} - t}{t_{LTO} - t_{RHS}} \quad (5.83)$$

$$(5.84)$$

Στις παραπάνω εξισώσεις, η ροπή GRM_1 συμβολίζει την ροπή που εφαρμόζεται στο πόδι που φορτίζεται σταδιακά κατά τη φάση διπλής στήριξης, ενώ η GRM_2 σχετίζεται με το πόδι που σταδιακά αποφορτίζεται έως αιωρηθεί πλήρως. Πιο συγκεκριμένα, η ροπή GRM_2 ασκείται στο πέλμα του πίσω ποδιού, το οποίο όπως παρουσιάστηκε δέχεται και την ροπή τ_7 από το τμήμα του αστραγάλου. Συνεπώς, αφού υπολογιστούν οι ροπές εδάφους για την φάση διπλής στήριξης, η εξίσωση ροπών (Εξ 5.78) εφαρμόζεται εκ νέου, προκειμένου να διορθωθούν οι τιμές των εσωτερικών αρθρώσεων του μοντέλου για την συγκεκριμένη φάση.

Σύμφωνα με τον τρόπο που έχει οριστεί το μοντέλο και οι μεταβλητές κατάστασης του, προκύπτει το συμπέρασμα ότι κάθε ροπή που υπολογίζεται, αναφέρεται σε μια συγκεκριμένη φάση του κύκλου και σε δεδομένη άρθρωση του μοντέλου. Συνεπώς, τα μεγέθη $\tau_1, \tau_2, \tau_3, \tau_4$ σχετίζονται με το πόδι στήριξης, ενώ οι τ_5, τ_6, τ_7 και κατά περίπτωση GRM_2 , αναφέρονται στο πόδι αιώρησης και αντιστοιχούν στις αρθρώσεις ισχίου, γόνατος, αστραγάλου και στο σημείο επαφής με το έδαφος αντίστοιχα.

Στην ανάλυση βάρδισης, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η μελέτη της ροπής που εφαρμόζεται σε μια συγκεκριμένη άρθρωση για ένα συγκεκριμένο πόδι καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης. Συνεπώς, απαιτείται η εκτίμηση νέων μεγεθών που χαρακτηρίζουν τις ροπές των αρθρώσεων του ανθρώπου κατά τη διάρκεια του κύκλου για κάθε πόδι ξεχωριστά. Οι νέες συνολικές ροπές προκύπτουν ύστερα από μετασχηματισμούς μεταξύ των ροπών του μοντέλου που υπολογίστηκαν μέσω των εξισώσεων Newton Euler. Ο Πίνακας 5.7 εισάγει τις νέες έννοιες για τις ροπές των αρθρώσεων και περιγράφει τις σχέσεις υπολογισμού τους.

Για την αντιστοίχιση των μεγεθών θεωρήθηκε ότι το αριστερό πόδι είναι αρχικά σε φάση στήριξης και το δεξί σε φάση αιώρησης. Ακόμα, κάθε φάση θεωρείται ότι περιλαμβάνει στην αρχή της μια φάση διπλής στήριξης στην οποία προπορεύεται το αντίστοιχο πόδι.

Ροπή άρθρωσης	Φάση Στήριξης	Φάση Αιώρησης
Αριστερός Αστράγαλος	τ_2	$-\tau_7$
Αριστερό Γόνατο	$-\tau_3$	τ_6
Αριστερό Ισχίο	τ_4	$-\tau_5$
Δεξί Ισχίο	$-\tau_5$	τ_4
Δεξί Γόνατο	τ_6	$-\tau_3$
Δεξιός Αστράγαλος	$-\tau_7$	τ_2

Πίνακας 5.7: Ροπές αρθρώσεων ανά κύκλο βάρδισης

Τα μεγέθη του Πίνακα 5.7 έχουν μετασχηματιστεί κατάλληλα, ώστε η φορά με την οποία έχουν οριστεί οι ροπές στο μηχανικό μοντέλο να ταυτίζεται με την θετική φορά των ροπών που μελετώνται στην ανάλυση βάρδισης. Σύμφωνα με την μελέτη των Ren et al.[10], η ροπή μιας άρθρωσης είναι αρνητική όταν σηματοδοτεί την κάμψη του αντίστοιχου τμήματος, ενώ θεωρείται θετική όταν το τμήμα του σώματος εκτείνεται. Αυτό δεν ισχύει για την περίπτωση του αστραγάλου, όπου η κάμψη προς τα κάτω αντιστοιχεί σε θετική ροπή, ενώ η κάμψη προς τα πάνω (ραχιαία κάμψη) σε αρνητική.

Όσον αφορά στο μηχανικό μοντέλο, όλες οι ροπές έχουν οριστεί ώστε να επιταχύνουν την γωνία της αντίστοιχης άρθρωσης (αριστερόστροφα θετικές), ανεξάρτητα από το αν προκαλούν κάμψη ή έκταση του αντίστοιχου τμήματος. Παρατηρώντας την επίδραση της κάθε ροπής στην κίνηση του μοντέλου, προκύπτει ότι η ροπή τ_2 είναι θετική όταν προκαλεί πελματιαία κάμψη, ενώ η αριστερόστροφη ροπή τ_7 έχει ως αποτέλεσμα ραχιαία κάμψη. Συνεχίζοντας, οι ροπές τ_3 και τ_5 οδηγούν σε κάμψη του γόνατος και του ισχίου αντίστοιχα, ενώ οι ροπές τ_4 και τ_6 προκαλούν έκταση των συγκεκριμένων τμημάτων. Συνεπώς, προκύπτει ότι οι ροπές τ_3, τ_5 και τ_7 είναι αντίθετες από αυτό που ορίζει η βιβλιογραφία και για αυτό κατά την αντιστοίχιση είναι προσημανσμένες αρνητικά.

Σε αυτό το σημείο αξίζει να σημειωθεί ότι η σύγκριση δεν αφορά τα αντίστοιχα μεγέθη από το λογισμικό VICON, τα οποία κατά περίπτωση ακολουθούν δική τους μέθοδο προσήμανσης.

Έχοντας προσδιορίσει πλήρως τις ροπές των αρθρώσεων του μοντέλου, είναι εξίσου σημαντικό να οριστεί και η ροπή εδάφους που δέχεται το αριστερό πόδι σε ένα κύκλο βάρδισης.

Οι τιμές που λαμβάνει κατά την διάρκεια ενός πλήρους κύκλου βάρδισης αντλούνται από τις μεταβλητές που παρουσιάζονται στον Πίνακα 5.8 για κάθε φάση της βάρδισης.

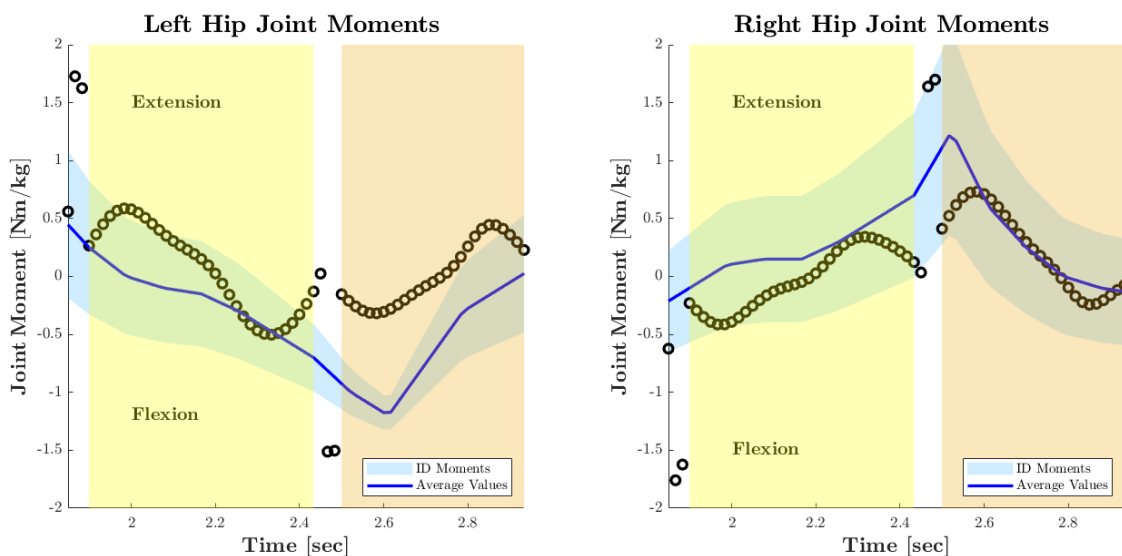
Φάση Κύκλου Βάρδισης	Ροπή εδάφους αριστερού ποδιού
1η Διπλή Στήριξη	GRM_1
Μονή στήριξη αριστερού ποδιού	τ_1
2η Διπλή Στήριξη	GRM_2
Φάση αιώρησης αριστερού ποδιού	0

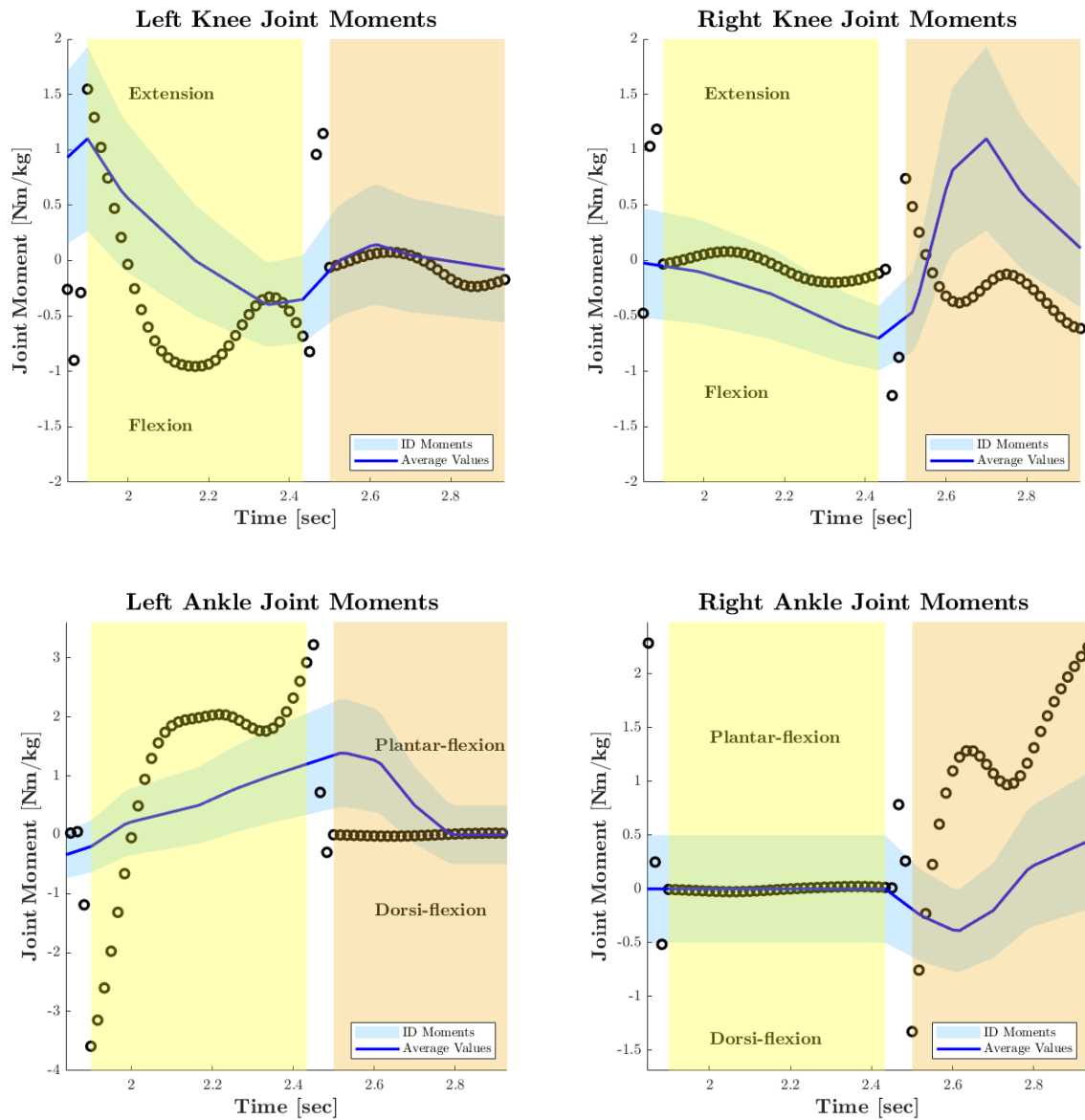
Πίνακας 5.8: Ροπή εδάφους σε κάθε φάση του κύκλου βάρδισης

Όπως προκύπτει από τον Πίνακα 5.8, η ροπή του αριστερού πέλματος, το οποίο αποτελεί αρχικά και το πόδι στήριξης, ισούται με την μεταβλητή GRM_1 για την πρώτη διπλή στήριξη κατά την οποία το αριστερό πόδι παραλαμβάνει σταδιακά το βάρος του σώματος. Στην συνέχεια, η ροπή υπολογίζεται απευθείας από την μεταβλητή τ_1 του μοντέλου για το πόδι στήριξης. Κατά την διάρκεια της φάσης μονής στήριξης το αριστερό πόδι αρχίζει να προωθείται προς το πίσω μέρος, ενώ το δεξί αιωρείται μπροστά. Στην δεύτερη φάση διπλής στήριξης, το βάρος μεταφέρεται από το αριστερό στο δεξί πόδι. Όλη αυτή η διαδικασία περιγράφεται επαρκώς από την εξίσωση (5.83) για την μεταβλητή GRM_2 . Στο τέλος της διπλής στήριξης συμβαίνει αποκόλληση του αριστερού ποδιού από το έδαφος και για αυτό η τιμή της ροπής εδάφους στο συγκεκριμένο πόδι είναι μηδενική.

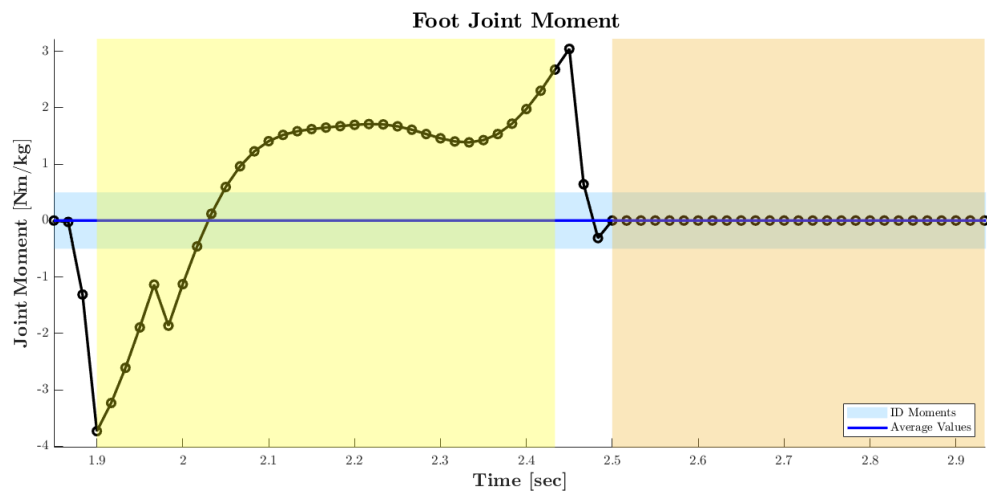
Αναφορικά με την φορά της ροπής εδάφους, σύμφωνα με τον τρόπο με τον οποίο έχει οριστεί στο μοντέλο, μια θετική τιμή της τ_1 αντιστοιχεί σε ραχιαία κάμψη, ενώ μια αρνητική ροπή συνεπάγεται κάμψη του πέλματος προς τα κάτω.

Οι ροπές του μοντέλου στο οβελιαίο επίπεδο κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης απεικονίζονται στα διαγράμματα των σχημάτων 5.47 και 5.48





Σχήμα 5.47: Ροπές αρθρώσεων μοντέλου, ανηγμένες στο σωματικό βάρος, συγκρινόμενες με αποτελέσματα που προέκυψαν με χρήση δυναμοδάπεδου για ένα αντιπροσωπευτικό άτομο



Σχήμα 5.48: Ροπή εδάφους, ανηγμένη στο σωματικό βάρος, συγκρινόμενη με αποτελέσματα που προέκυψαν με χρήση δυναμοδάπεδου για ένα μέσο άτομο παρόμοιου σωματικού βάρους

Σε κάθε διάγραμμα σημειώνεται με κίτρινο χρώμα η περιοχή της φάσης μονής στήριξης για το αριστερό πόδι και με πορτοκαλί η φάση αιώρησης για το ίδιο πόδι (Φάση μονής στήριξης για το δεξί πόδι). Οι ενδιάμεσες λευκές περιοχές αναφέρονται στις φάσεις διπλής στήριξης. Οι ροπές των αρθρώσεων παρουσιάζονται στα παραπάνω διαγράμματα ανηγμένες ως προς το συνολικό βάρος του ανθρώπου που μελετάται και σύμφωνα με όσα περιγράφηκαν προηγουμένως αντιστοιχούν είτε σε κάμψη είτε σε έκταση του αντίστοιχου τμήματος, όπως σημειώνεται και στα διαγράμματα.

Οι ροπές των αρθρώσεων που προέκυψαν από την αντίστροφη δυναμική απεικονίζονται με μαύρα σημεία στο διάγραμμα. Η μπλε καμπύλη αναφέρεται σε μια μέση καμπύλη που έχει προκύψει από ανάλυση με σύστημα Vicon και χρήση πλακών πίεσης και έχει προσαρμοστεί όσο γίνεται στα δεδομένα της μελέτης μας. Η σκιαγραφημένη περιοχή που την περιβάλλει αποδίδει ένα τυπικό εύρος αποδεκτών αποκλίσεων. Δεδομένου ότι γίνεται σύγκριση δεδομένων από διαφορετικά άτομα, είναι σημαντικό να τονιστεί ότι η σύγκριση είναι περισσότερο ποιοτική και στοχεύει στην αναγνώριση συγκεκριμένων μοτίβων στα διαγράμματα. Εκτός από αυτό, όπως αποδείχτηκε, η ιδιαιτερότητα του κάθε ανθρώπου ως προς το περπάτημα αποτελεί κυρίαρχη αιτία για τις αποκλίσεις που σημειώνονται στα διαγράμματα. Για την ροπή εδάφους δεν έχει συμπεριληφθεί κάποια καμπύλη προς σύγκριση.

Αρχικά, εστιάζοντας στις γραφικές παραστάσεις των ροπών όπως προέκυψαν από την δυναμική ανάλυση, γίνεται εμφανής η ομοιότητα που παρουσιάζουν τα διαγράμματα για την ροπή του αστραγάλου με αυτό της ροπής εδάφους για το πόδι στήριξης. Όπως προκύπτει, η επίδραση της ροπής εδάφους στον υπολογισμό της ροπής του αστραγάλου είναι πολύ σημαντική, καθιστώντας την επίδραση των υπόλοιπων όρων της εξίσωσης (5.78) αμελητέα. Στον αντίποδα, οι καμπύλες που αναφέρονται στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος διαφοροποιούνται σημαντικά της ροπής εδάφους, γεγονός που επιδεικνύει ότι η συμπεριφορά των συγκεκριμένων μεγεθών φαίνεται να διέπεται από τις υπόλοιπες συνιστώσες της εξίσωσης 5.78, συμπεριλαμβανομένων και των αδρανειακών δυνάμεων.

Συγκρίνοντας τις καμπύλες της αντίστροφης δυναμικής με την μέση καμπύλη για την κάθε ροπή παρατηρείται ότι κατά την φάση αιώρησης οι δύο καμπύλες είναι αρκετά όμοιες. Οι σχέσεις υπολογισμού των ροπών για τα τμήματα του σώματος που βρίσκονται σε φάση αιώρησης δεν περιλαμβάνουν τις συνιστώσες των δυνάμεων εδάφους, οι οποίες κατά περίπτωση κάνουν τους υπολογισμούς πιο περίπλοκους και εισάγουν αριθμητικά σφάλματα. Αντίθετα, στις φάσεις μονής στήριξης, η πειραματική καμπύλη αν και προσπαθεί να ακολουθήσει την τάση της επιθυμητής καμπύλης, παρουσιάζει αρκετές αποκλίσεις.

Κατά τις φάσεις διπλής στήριξης, όπου έχει υιοθετηθεί η υπόθεση της γραμμικής μεταβολής του βάρους, παρατηρείται μια τάση κατά την οποία τα πειραματικά δεδομένα ακολουθούν την κλίση της μέσης αντιπροσωπευτικής καμπύλης αλλά βρίσκονται εκτός της αποδεκτής περιοχής. Η συγκεκριμένη συμπεριφορά είναι σχεδόν αναμενόμενη, αφού πρόκειται για ένα περίπλοκο φαινόμενο που είναι ιδιαίτερα δύσκολο να μοντελοποιηθεί. Φυσικά ενδέχεται η συγκεκριμένη συμπεριφορά κατά την διπλή στήριξη, να οφείλεται στην ιδιαιτερότητα της βάρδισης του συγκεκριμένου ατόμου

Γενικά οι διαφορές μεταξύ των δύο καμπυλών μπορεί να οφείλονται τόσο στη συσσωρευτική επίδραση των αριθμητικών σφαλμάτων που έχουν προκύψει κατά τις αριθμητικές παραγωγίσεις όσο και στις τιμές των επιλεγμένων αδρανειακών παραμέτρων. Πιο συγκεκριμένα, όπως προκύπτει από την εξίσωση Newton Euler για τις ροπές (5.78), οι θέσεις των κέντρων βάρους εμπλέκονται ενεργά στον υπολογισμό των ροπών και μπορούν να επηρεάσουν σημαντικά την τιμή των ροπών εδάφους. Αντίστοιχα, αναφορικά με τις δυνάμεις εδάφους, η μάζα του κάθε τμήματος έχει σημαντικό ρόλο στον υπολογισμό των δυνάμεων των αντίστοιχων τμημάτων, αφού εντοπίζεται στους αδρανειακούς αλλά και στους

βαρυτικούς όρους της εξίσωσης.

Ένας ακόμη σημαντικός παράγοντας που μπορεί να επηρεάζει τα τελικά αποτελέσματα είναι η ποιότητα των αρχικών δεδομένων που προκύπτουν από την ανάλυση εικόνας. Η ανεπαρκής ή υπερβολική αφαίρεση θορύβου από τα δεδομένα που προκύπτουν από την ανίχνευση μέσω ειδικού λογισμικού μπορεί να αλλοιώσει την συμπεριφορά των τροχιών των σημείων των αρθρώσεων και κατ' επέκταση την συμπεριφορά των κέντρων βάρους, με άμεσο αποτέλεσμα την λανθασμένη εκτίμηση των δυναμικών μεγεθών. Φυσικά, το ίδιο προκαλείται και από την επιλογή μη αξιόπιστων καταγραφικών μέσων, όπως είναι οι κάμερες πολύ χαμηλής ανάλυσης. Η χαμηλή ποιότητα της κάμερας, όπως επίσης και η χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας ενδέχεται να επιδράσουν στην ανίχνευση των σημείων του σώματος επηρεάζοντας εν τέλει στην συνολική ανάλυση.

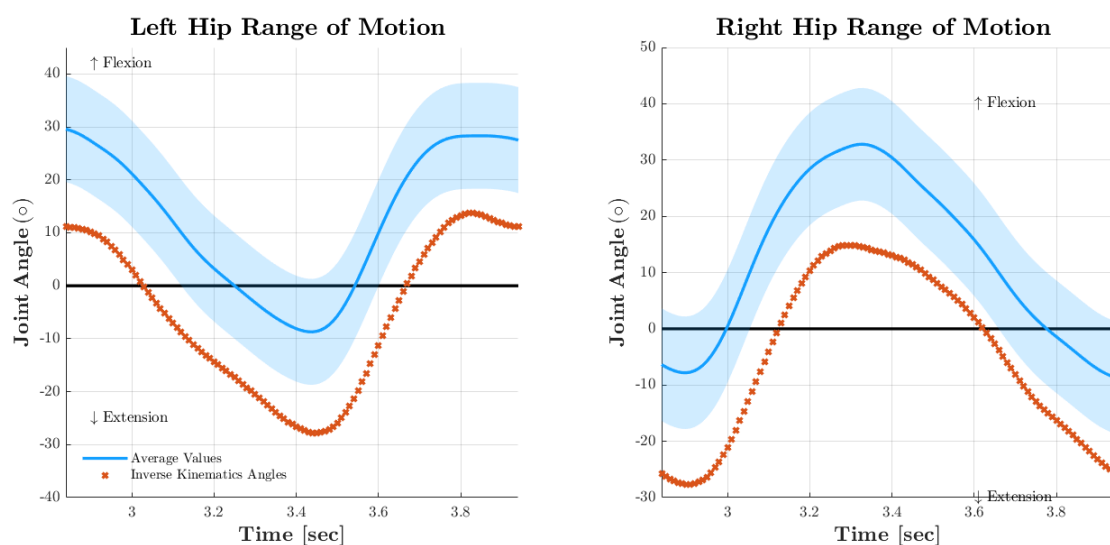
Τέλος, ο πιο σημαντικός παράγοντας απόκλισης είναι η ιδιαιτερότητα του περπατήματος του κάθε ανθρώπου. Καθώς οι δύο καμπύλες που συγκρίνονται είναι για διαφορετικά άτομα, η σύγκριση θα πρέπει να διατηρεί ποιοτικό χαρακτήρα. Για πιο ακριβείς συγκρίσεις είναι απαραίτητη η χρήση κοινών πειραματικών δεδομένων και η παράλληλη επεξεργασία τους με το σύστημα Vison και με την μεθοδολογία που αναπτύσσεται στην παρούσα εργασία. Αυτό θα πραγματοποιηθεί στο επόμενο κεφάλαιο.

6. Εφαρμογή μοντέλου σε δεδομένα VICON

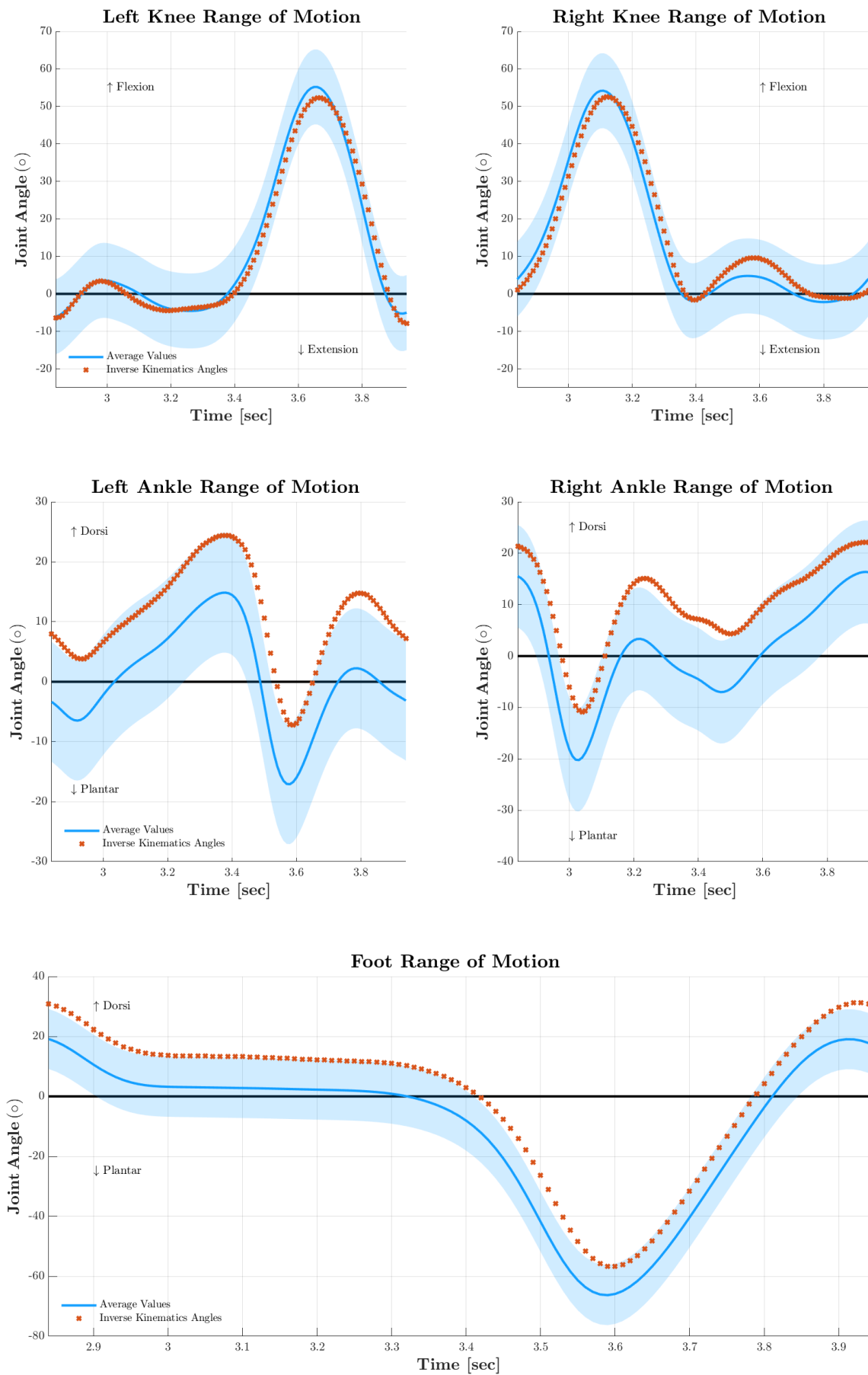
Στόχος αυτού του κεφαλαίου αποτελεί η επικύρωση της αξιοπιστίας του μοντέλου. Πιο συγκεκριμένα, γίνεται μια προσπάθεια να αποσυνδεθεί το μοντέλο από σφάλματα που μπορεί να οφείλονται στην μέθοδο καταγραφής της κίνησης και συλλογής των τροχιών των σημείων του σώματος. Για το σκοπό αυτό, αυτή τη φορά το μοντέλο χρησιμοποιείται με δεδομένα που έχουν ληφθεί με το σύστημα VICON, όπως παρουσιάζεται στο Κεφάλαιο 4. Για την δυναμική ανάλυση του συγκεκριμένου συνόλου δεδομένων, το μηχανικό μοντέλο χρησιμοποιείται αυτούσιο, χωρίς παραλλαγές και στην συνέχεια γίνεται αξιολόγηση των αποτελεσμάτων με βάση κάποιες μέσες αποδεκτές καμπύλες από τη βιβλιογραφία.

Τα αποτελέσματα που θα παρουσιαστούν παρακάτω αφορούν στα βασικά κινηματικά και δυναμικά μεγέθη που θεωρούνται ιδιαίτερης σημασίας για την δυναμική ανάλυση βάρδισης. Έτσι, επιλέχθηκαν να παρουσιαστούν συνοπτικά οι γωνίες κάμψης και έκτασης του ανθρώπου (Σχήμα 6.1 και 6.2), μαζί με τις σχετικές γωνιακές ταχύτητες και επιταχύνσεις (Σχήμα 6.3, 6.4, 6.5 και 6.6), οι τροχιές των θέσεων κέντρων βάρους του μοντέλου καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης (Σχήμα 6.7 και 6.8) με τις αντίστοιχες γραμμικές ταχύτητες και επιταχύνσεις (Σχήμα 6.9, 6.10, 6.11 και 6.12). Από άποψη δυναμικής, παρουσιάζονται τα διαγράμματα της δύναμης και ροπής εδάφους (Σχήμα 6.13 και 6.15), όπως επίσης και τα διαγράμματα των ροπών των αρθρώσεων του μοντέλου (Σχήμα 6.14).

Αρχικά παρουσιάζονται οι γωνίες έκτασης και κάμψης των αρθρώσεων του μοντέλου. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 6.1, οι γωνίες που προκύπτουν από τα δεδομένα VICON ακολουθούν πιστά την μορφή μιας μέσης καμπύλης έκτασης - κάμψης του ισχίου και κατά συνέπεια μπορούν να προβλέψουν ικανοποιητικά την κίνηση των μηρών. Η σταθερή απόκλιση των 25° που εμφανίζεται στο διάγραμμα αποδίδεται κυρίως στο γεγονός ότι οι αντανακλαστικοί δείκτες του VICON για τη μέση και το θώρακα, όταν χρησιμοποιούνται μεμονωμένα, δεν αντιπροσωπεύουν πλήρως τα σημεία του σώματος που μοντελοποιεί το μηχανικό μοντέλο της παρούσας εργασίας.



Σχήμα 6.1: Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON για τα δεδομένα VICON (1)

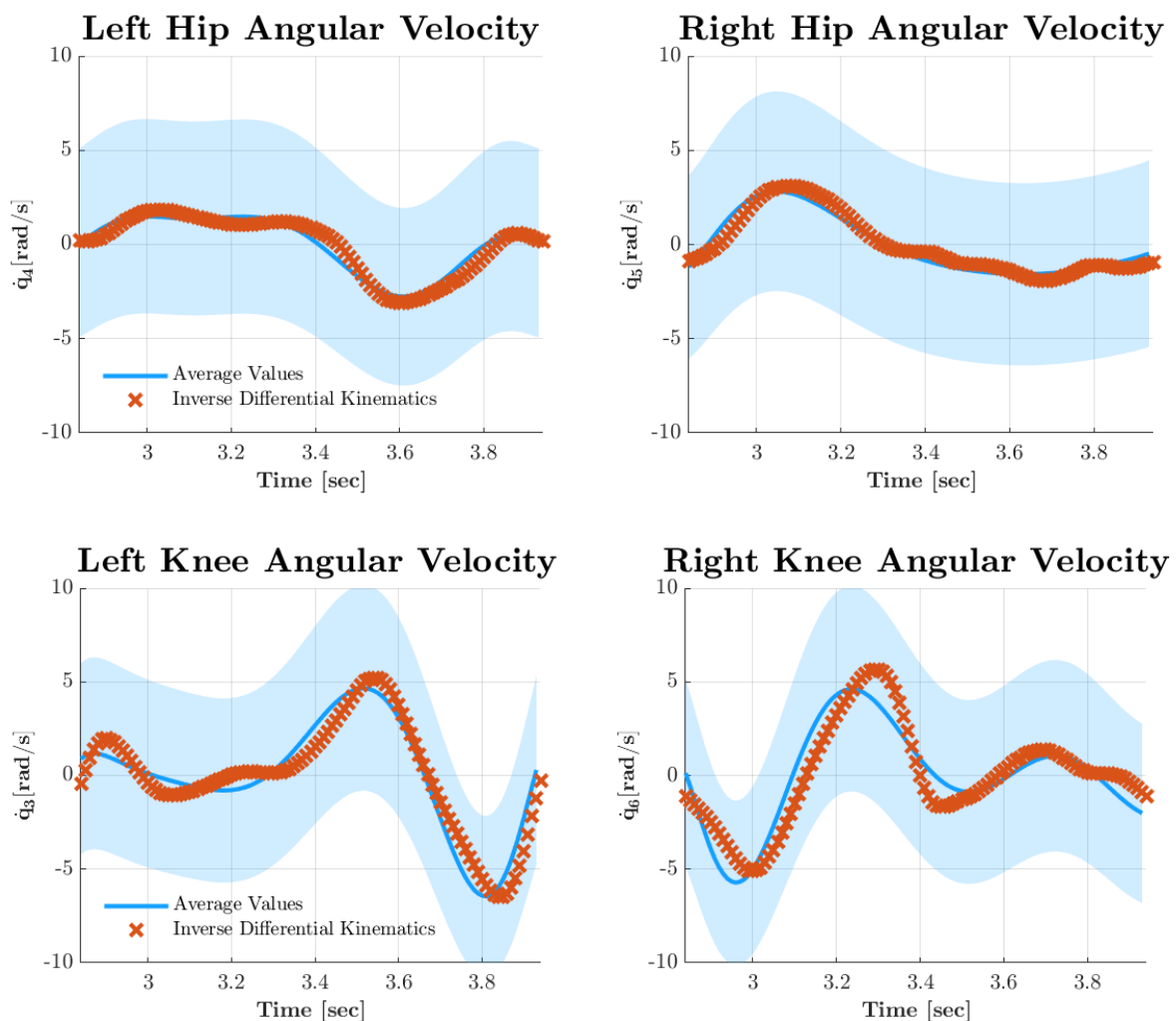


Σχήμα 6.2: Γωνίες κάμψης/έκτασης εκφρασμένες σύμφωνα με τις γωνίες VICON για τα δεδομένα VICON (2)

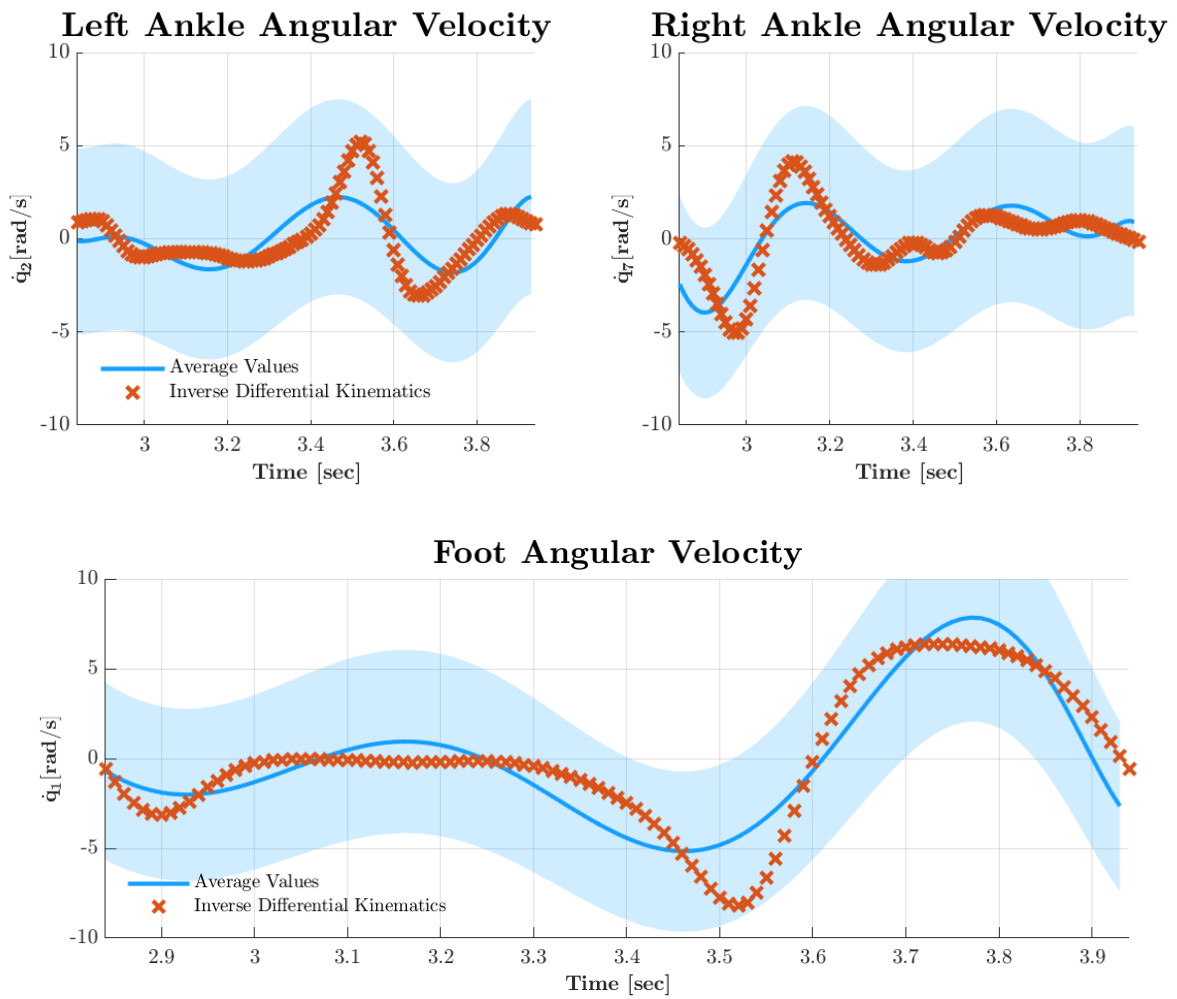
Ομοίως, και οι υπόλοιπες γωνίες έκτασης και κάμψης ακολουθούν πλήρως την μορφή μιας αποδεκτής καμπύλης καθ' όλη τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης. Στην περίπτωση του γόνατος, φαίνεται η πειραματική καμπύλη σχεδόν να ταυτίζεται με την καμπύλη στόχο. Σε αντιστοιχία με την περίπτωση του ισχίου, και οι γωνίες πέλματος και αστραγάλου παρουσιάζουν μια σταθερή απόκλιση από την μέση αποδεκτή καμπύλη. Αυτό οφείλεται πιθανόν στις θέσεις που έχουν τοποθετηθεί οι αντανακλαστικοί δείκτες που χρησιμοποιούνται ως είσοδος στο μηχανικό μοντέλο οι οποίοι όταν δεν χρησιμοποιούνται σαν σύνολο σημείων οδηγούν σε ελαφρώς διαφορετικές τιμές γωνιών.

Οι διαφορές αποκλίσεις που υπάρχουν μεταξύ των πειραματικών δεδομένων και των αποδεκτών τιμών για τις γωνίες, γίνονται εμφανείς στα παρακάτω διαγράμματα γωνιακών ταχυτήτων και επιταχύνσεων. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, η καμπύλη για την ταχύτητα των γωνιών των ισχίων σχεδόν ταυτίζεται με την επιθυμητή. Ομοίως και η καμπύλη του γόνατος προσεγγίζει σε ικανοποιητικό βαθμό την αποδεκτή καμπύλη. Τα διαγράμματα των γωνιών πέλματος και αστραγάλου εμφανίζουν αποκλίσεις, οι οποίες θεωρείται ωστόσο ότι είναι εντός των αποδεκτών ορίων.

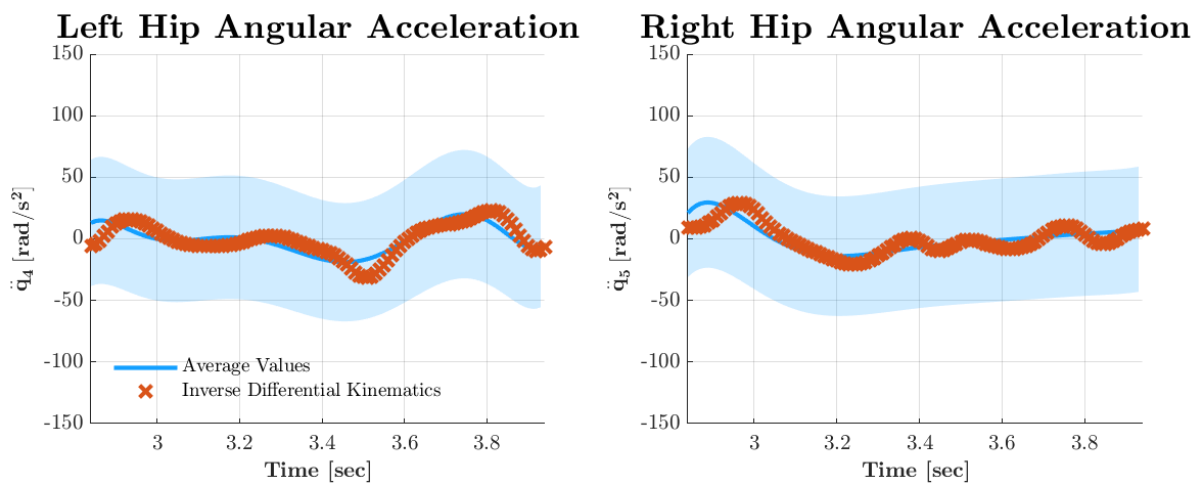
Αντίστοιχη συμπεριφορά παρατηρείται και στα διαγράμματα των επιταχύνσεων.



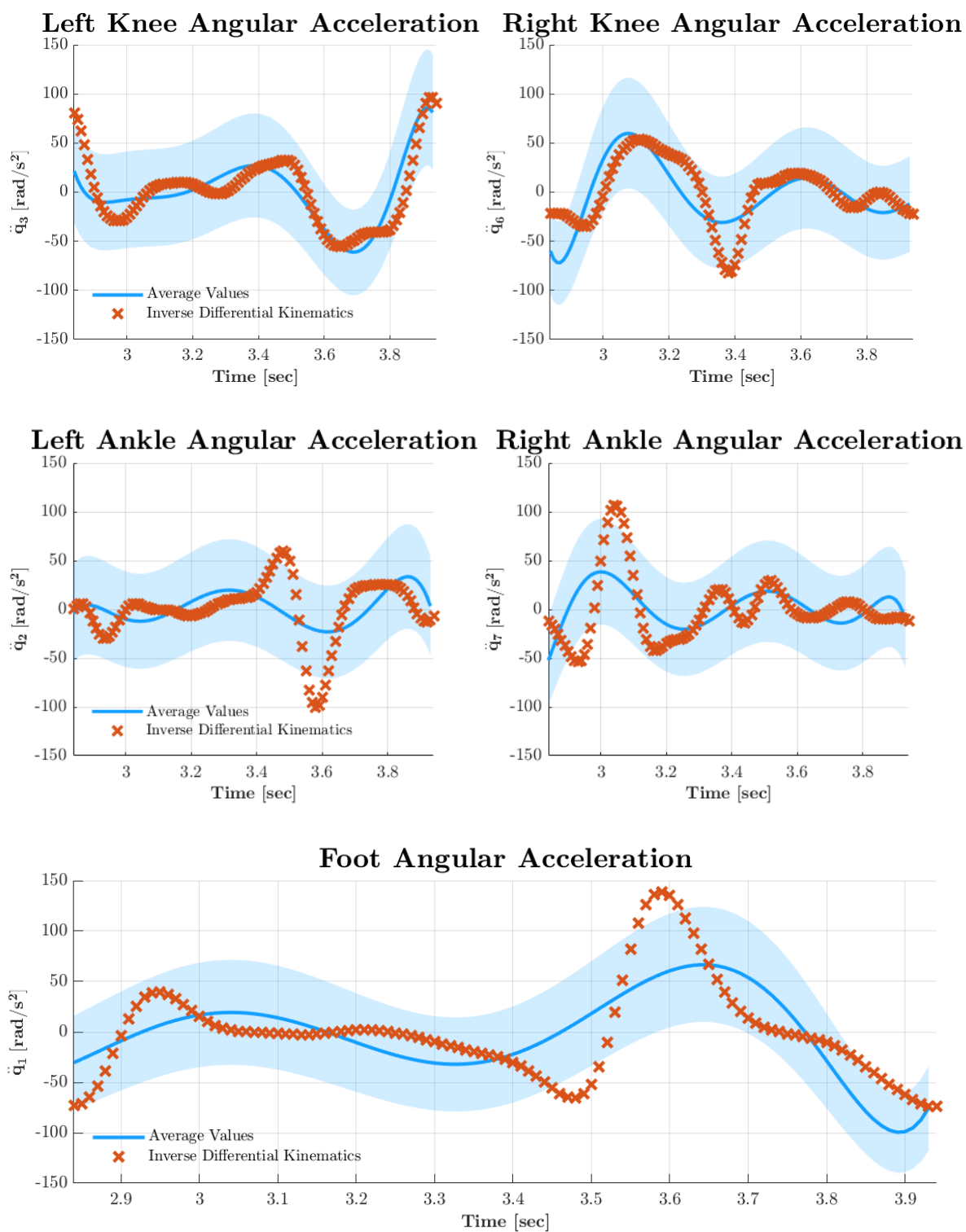
Σχήμα 6.3: Γωνιακές ταχύτητες για τα δεδομένα VICON (1)



Σχήμα 6.4: Γωνιακές ταχύτητες για τα δεδομένα VICON (2)

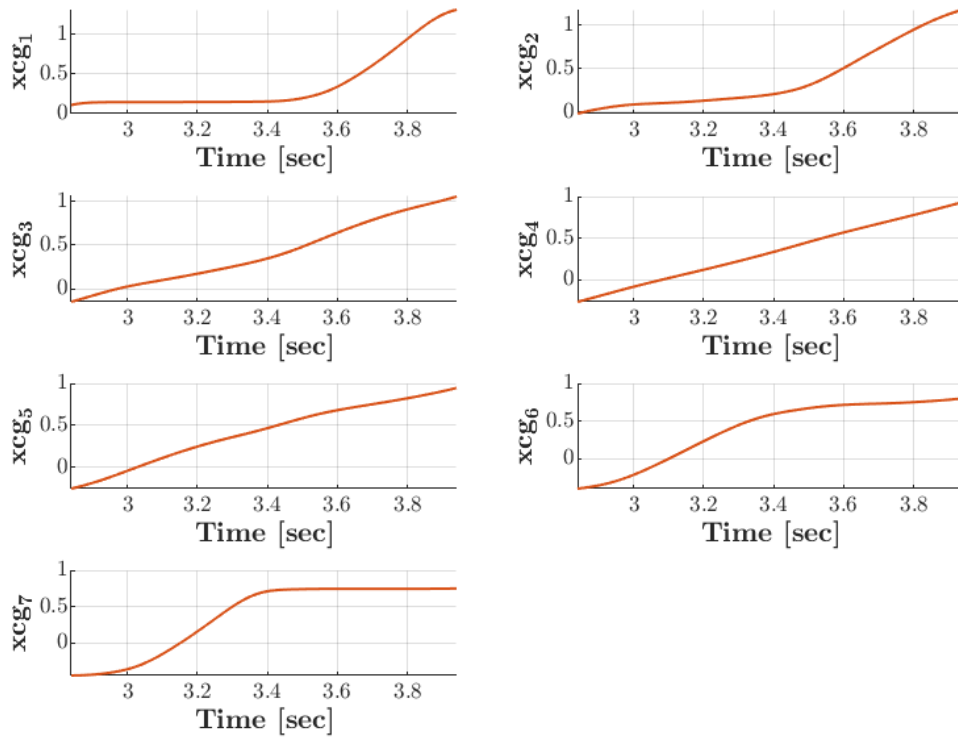


Σχήμα 6.5: Γωνιακές επιταχύνσεις για τα δεδομένα VICON (1)



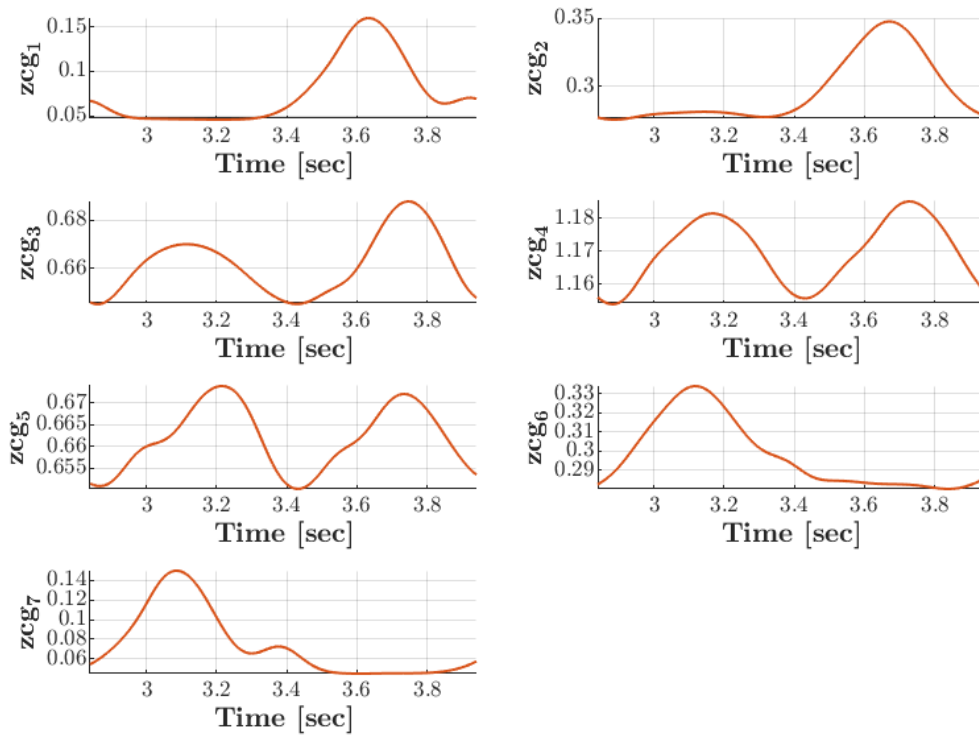
Σχήμα 6.6: Γωνιακές επιταχύνσεις για τα δεδομένα VICON (2)

Center of Mass Trajectories



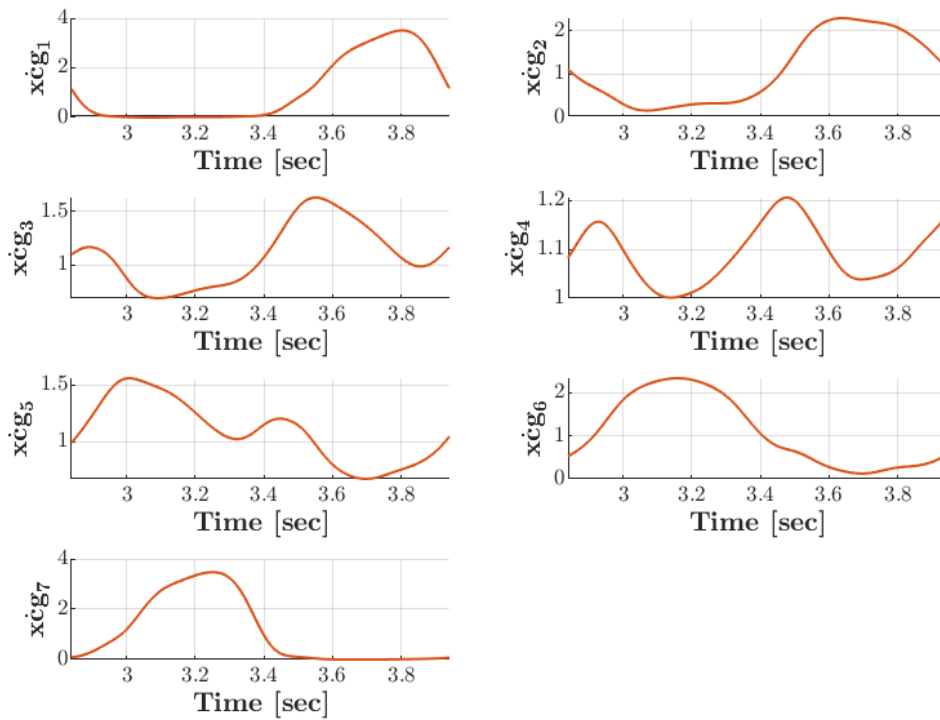
Σχήμα 6.7: Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON

Center of Mass Trajectories



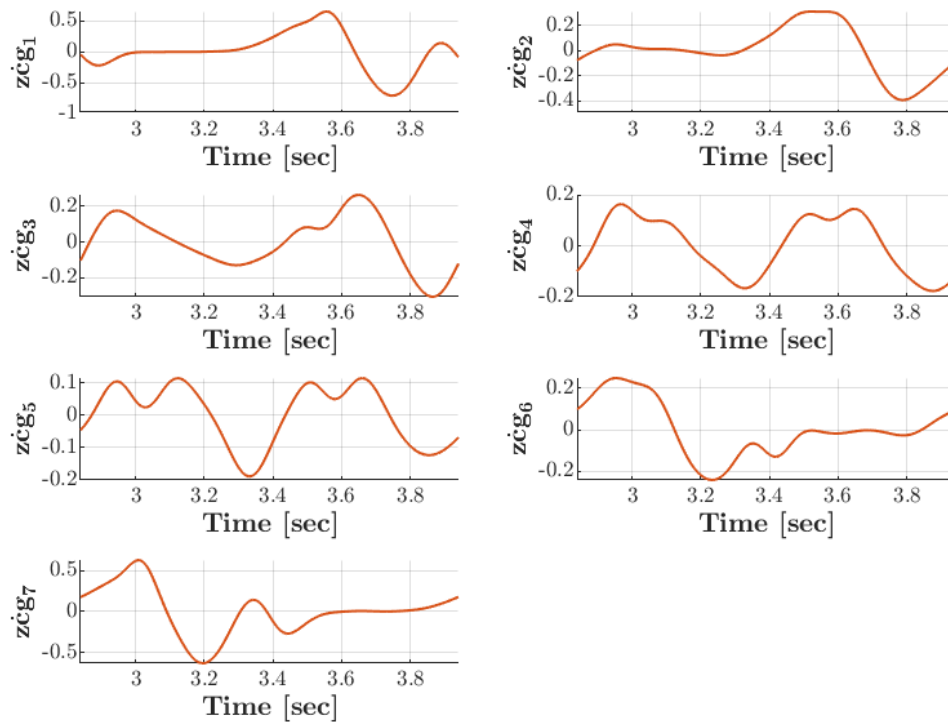
Σχήμα 6.8: Θέσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON

Center of Mass Velocity



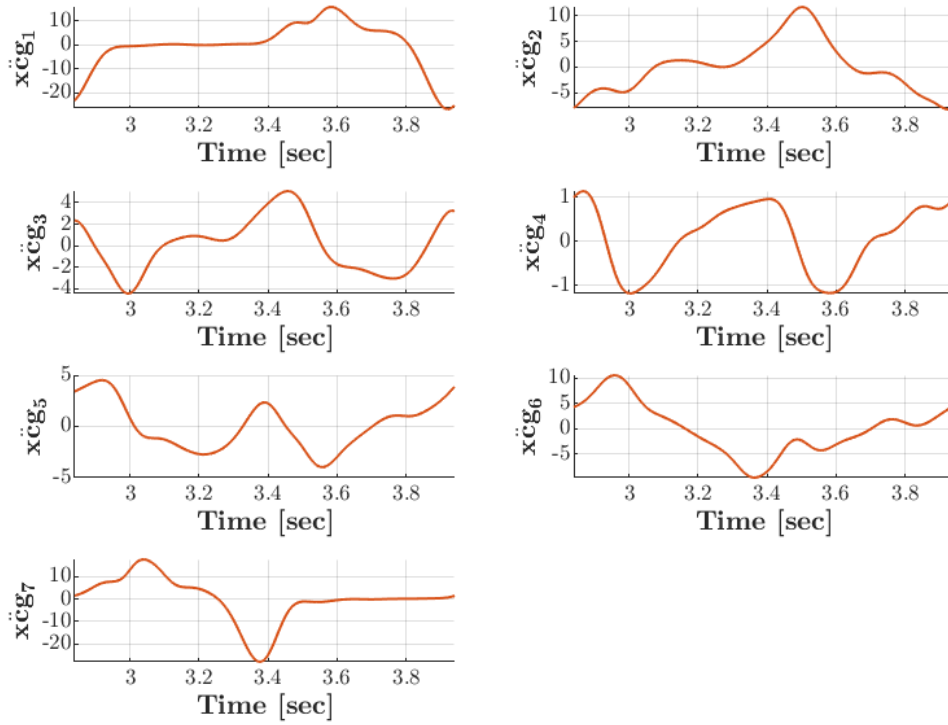
Σχήμα 6.9: Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON

Center of Mass Velocity



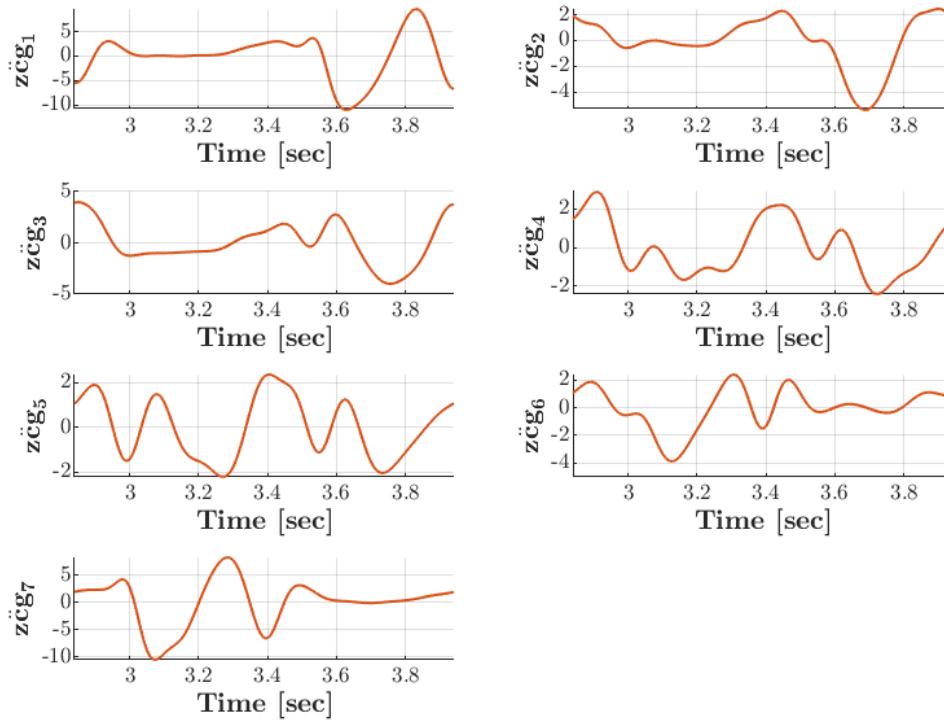
Σχήμα 6.10: Γραμμικές ταχύτητες κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για τα δεδομένα VICON

Center of Mass Acceleration



Σχήμα 6.11: Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην x κατεύθυνση για δεδομένα VICON

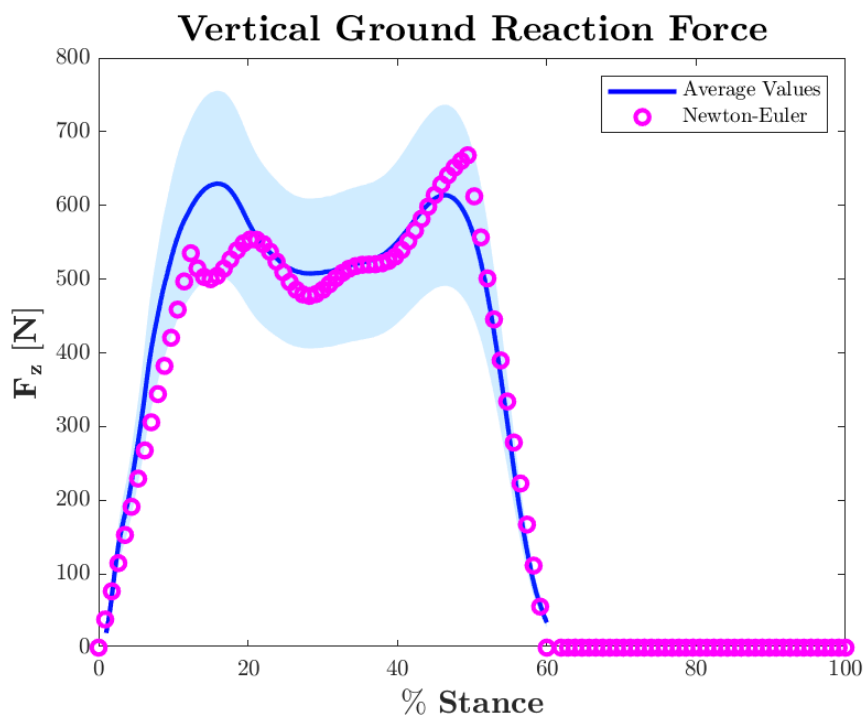
Center of Mass Acceleration



Σχήμα 6.12: Γραμμικές επιταχύνσεις κέντρων βάρους μοντέλου στην z κατεύθυνση για δεδομένα VICON

Τα σχήματα που προηγήθηκαν αφορούσαν την κίνηση των κέντρων βάρους των επιμέρους τμημάτων του μοντέλου και τις γραμμικές ταχύτητες και επιταχύνσεις που αναπτύσσονται τα τελευταία κατά την βάρδιση. Τα συγκεκριμένα μεγέθη δεν αποτελούν μέρος της σύγκρισης, αλλά επισυνάπτονται με σκοπό να δώσουν μια ευρύτερη εικόνα για την κινηματική συμπεριφορά του ανθρώπου που μελετάται.

- **Κάθετη δύναμη εδάφους**

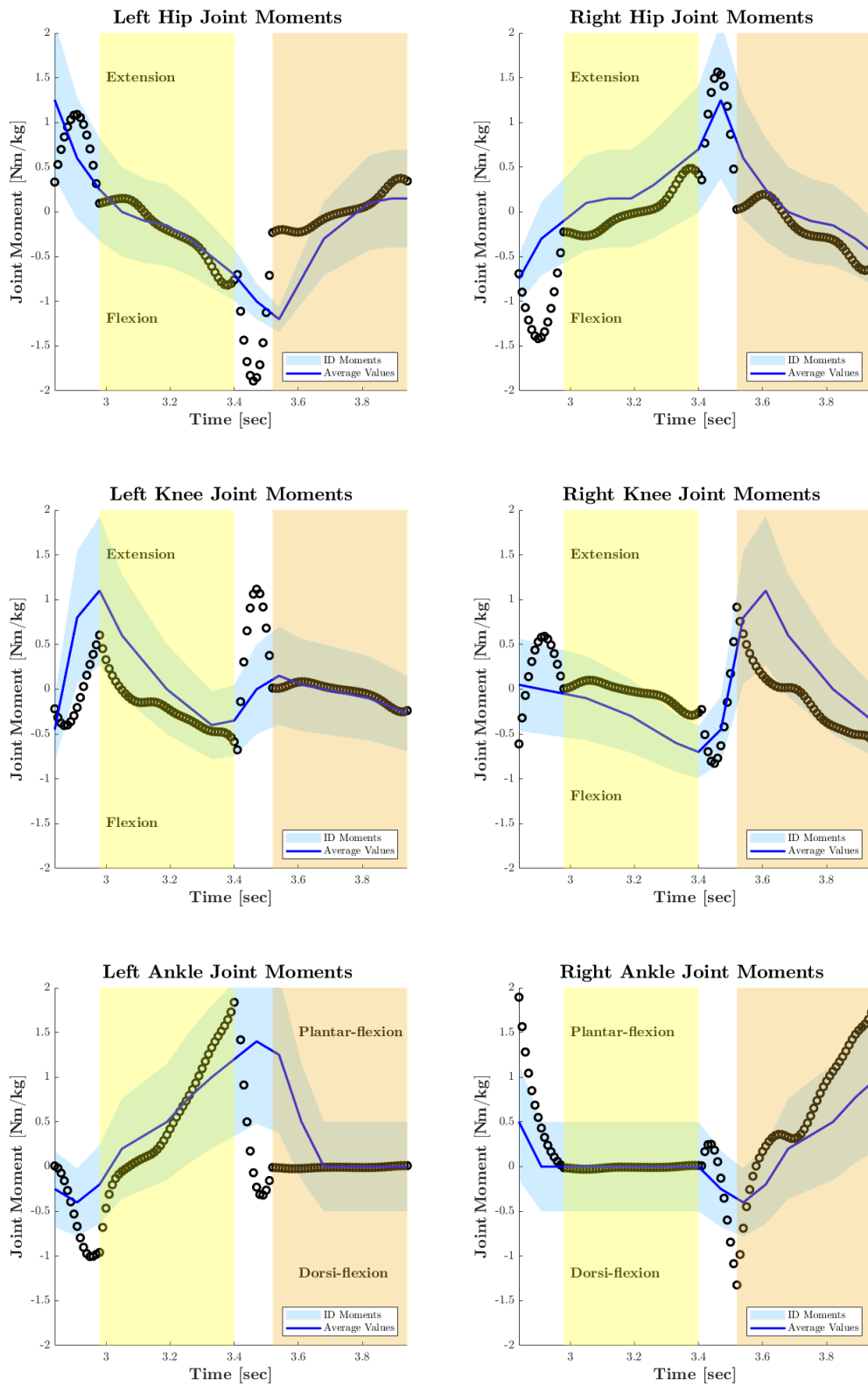


Σχήμα 6.13: Κάθετη δύναμη εδάφους σε ένα πλήρη κύκλο βάρδισης για δεδομένα VICON

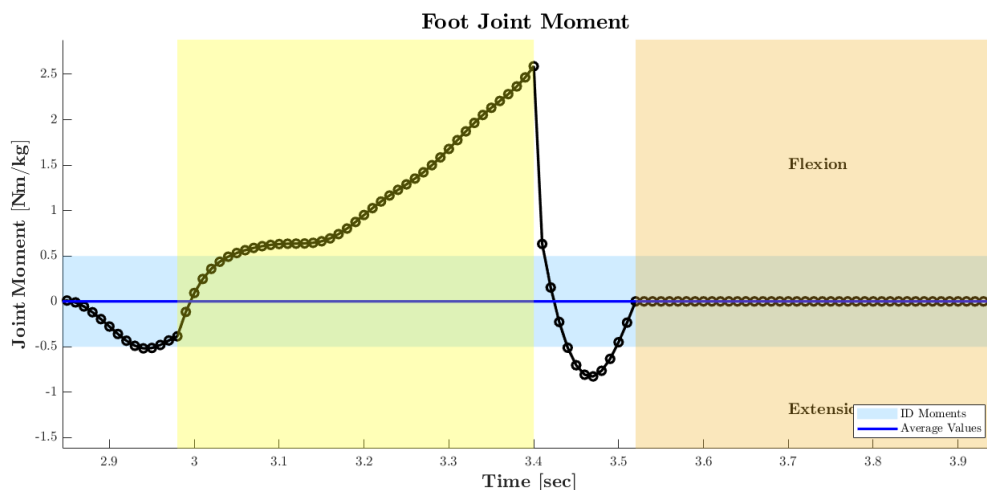
Σύμφωνα με το Σχήμα 6.13, η δύναμη εδάφους που προκύπτει με βάση το μηχανικό μοντέλο για το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων ταυτίζεται σχεδόν με την μέση αποδεκτή καμπύλη κατά το μεγαλύτερο μέρος του κύκλου βάρδισης. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει η καμπύλη κατά την φάση της φόρτισης του ποδιού στήριξης (~ 15%), κατά την οποία παρουσιάζεται απόκλιση από την επιθυμητή τιμή και μορφή της καμπύλης. Ωστόσο, παρατηρώντας το Σχήμα 5.42, το οποίο αναφέρεται στη δύναμη εδάφους που δέχεται ο άνθρωπος που μελετήθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι η συγκεκριμένη απόκλιση δεν εντοπίζεται σε κάθε ανάλυση βάρδισης και άρα δεν αποδίδεται στο μοντέλο και στη μεθοδολογία που ακολουθήθηκε. Πρόκειται πιθανώς για κάποια ιδιαιτερότητα στην βάρδιση του ανθρώπου που καταγράφηκε μέσω των καμερών VICON.

- **Ροπές αρθρώσεων μοντέλου**

Στην επόμενη σελίδα παρουσιάζονται τα διαγράμματα με τις ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις του μοντέλου κατά το οβελιαίο επίπεδο. Παρατηρώντας τις καμπύλες στα παρακάτω διαγράμματα, προκύπτει το συμπέρασμα ότι το μοντέλο μπορεί να προβλέψει αρκετά καλά τις εφαρμοζόμενες ροπές κατά τις φάσεις μονής στήριξης επιτυγχάνοντας την επιθυμητή μορφή και παραπλήσιες τιμές. Στις δύο φάσεις διπλής στήριξης, η συμπεριφορά των διαγραμμάτων ξεφεύγει της επιθυμητής, γεγονός που φανερώνει την ελλιπή προσέγγιση του μοντέλου για την συγκεκριμένη φάση.



Σχήμα 6.14: Ροπές αρθρώσεων ανθρώπου στο οβελιαίο επίπεδο για τα δεδομένα VICON



Σχήμα 6.15: Ροπή εδάφους στο οβελιαίο επίπεδο για τα δεδομένα VICON

Σε γενικές γραμμές, τα συμπεράσματα για τα διαγράμματα των ροπών της ενότητας 5.9.3 φαίνεται να επιβεβαιώνονται και για το συγκεκριμένο σύνολο δεδομένων. Η μορφή της πειραματικής καμπύλης πλησιάζει αρκετά την επιθυμητή κατά την φάση αιώρησης, ενώ στην φάση στήριξης εντοπίζονται μεγαλύτερες αποκλίσεις, οι οποίες είναι ωστόσο πολύ μικρότερες από τις αντίστοιχες στην ενότητα 5.9.3. Ακόμα, επιβεβαιώνεται και η επίδραση της ροπής εδάφους στην ροπή του αστραγάλου, όπως φαίνεται από την μεγάλη ομοιότητα των αντίστοιχων διαγραμμάτων.

Δεδομένου ότι οι αδρανειακές παράμετροι του μοντέλου παρέμειναν ίδιες, η βελτιωμένη μορφή των πειραματικών καμπυλών για τις ροπές αποδίδεται εν μέρη στην ποιότητα των αρχικών δεδομένων που χρησιμοποιούνται για την μετέπειτα επεξεργασία και ανάλυση. Στην συγκεκριμένη περίπτωση, τα δεδομένα προκύπτουν από τις κάμερες VICON, οι οποίες αποτελούν ένα πολύ αξιόπιστο και ακριβές μέσο καταγραφής αλλά συνοδεύονται παράλληλα με μεγάλο κόστος.

Παρ' όλα αυτά, τα διαγράμματα της παρούσας ενότητας δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές με αυτά της προηγούμενης, οδηγώντας στο συμπέρασμα ότι τα δεδομένα που αποκτήθηκαν μέσω ανάλυσης εικόνας είναι εξίσου αξιόπιστα. Έτσι, το τελικό συμπέρασμα είναι ότι οι ιδιαιτερότητες στην κίνηση του ανθρώπου είναι κατά κύριο λόγο υπεύθυνες για τις αποκλίσεις που παρατηρούνται.

7. Συμπεράσματα και Μελλοντική Εργασία

Στην παρούσα εργασία έγινε μοντελοποίηση και μελέτη του ανθρώπινου βηματισμού μέσω ενός μηχανικού μοντέλου. Τα δεδομένα για την βάδιση του ανθρώπου λήφθηκαν ύστερα από καταγραφή με ανάλυση εικόνας. Στο συγκεκριμένο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν συνοπτικά τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την μελέτη και ορισμένες προτάσεις για μελλοντική εργασία, αναφορικά με κάποιες πτυχές της μελέτης που αξίζει να ερευνηθούν παραπάνω ή ενέργειες που μπορούν να συνεισφέρουν στην βελτίωση του μοντέλου και της συνολικής εφαρμογής.

7.1 Συμπεράσματα

Η προτεινόμενη μέθοδος χρησιμοποιεί κάμερες χαμηλού κόστους ή τουλάχιστον οικονομικά προσιτές, καθιστώντας την προσιτή και ευρέως εφαρμόσιμη. Επικεντρώνεται στην ανάλυση της βάδισης, αναπτύσσοντας μια σχετικά αξιόπιστη μέθοδο που επιτρέπει τη γρήγορη εκτίμηση της δυναμικής και κινηματικής συμπεριφοράς ενός ανθρώπου, χωρίς την ανάγκη για ακριβούς αισθητήρες ή πλάκες πίεσης.

Οι λογισμικοί αλγόριθμοι, όπως το Openpose και το ZED SDK, που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση σημείων του σώματος, οδηγούν σε ικανοποιητικά αποτελέσματα. Η ανίχνευση αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την ακρίβεια της έρευνας, με τη μέθοδο να αξιοποιεί αυτά τα σημεία για την αναπαράσταση της ανθρώπινης κίνησης στο μηχανικό μοντέλο. Στην περίπτωση του λογισμικού ZED SDK, που συνοδεύει τις κάμερες ZED 2, η καταγραφή πραγματοποιείται με συχνότητα δειγματοληψίας 60Hz η οποία φάνηκε να αποδίδει καλύτερα αποτελέσματα από αντίστοιχες κάμερες χαμηλότερων χαρακτηριστικών. Εκτός από αυτές, η ανάλυση δοκιμάστηκε και με 3-4 πιο απλές κάμερες, αποδίδοντας εξίσου καλά κινηματικά αποτελέσματα. Στη δυναμική ανάλυση, τα αποτελέσματα της μελέτης είχαν επαρκή ακρίβεια αλλά δεν υπερέιχαν αυτών της ανάλυσης με κάμερες ZED 2. Ακολουθώντας τον στόχο για μια όσο το δυνατόν πιο εύκολη διαδικασία δοκιμάστηκε και η χρήση μιας μόνο απλής κάμερας, η οποία δεν διαφέρει σημαντικά από την χρήση περισσότερων καμερών για την καταγραφή και την μετέπειτα ανίχνευση με OpenPose. Το διεξαγόμενο συμπέρασμα από την ανάλυση εικόνας με διαφορετικό αριθμό και είδη καμερών συσχετίζει την επιλογή της κάμερας με τις ανάγκες της εφαρμογής και την επιθυμητή ακρίβεια.

Η μελέτη του κύκλου βάδισης και των γεγονότων που λαμβάνουν χώρα σε αυτόν, φανέρωσε τις ιδιαιτερότητες του περπατήματος και κατά συνέπεια τις προϋποθέσεις που πρέπει να πληρεί το μοντέλο που θα χρησιμοποιηθεί. Το μοντέλο που επιλέχθηκε για την μοντελοποίηση του ανθρώπινου περπατήματος, μπορεί να περιγράψει πλήρως την κίνηση του ανθρώπινου σώματος και των επιλεγμένων αρθρώσεων του, κάνοντας χρήση της αντίστροφης κινηματικής. Η κινηματική ανάλυση υπολόγισε το εύρος κίνησης κάθε άρθρωσης, με τα αποτελέσματα να συγκρίνονται με αποτελέσματα άλλων μοντέλων και μεθόδων, όπως αυτό του συστήματος VICON. Η σύγκριση επιβεβαίωσε την ικανότητα αναπαραγωγής έγκυρων διαγραμμάτων για το εύρος των γωνιών κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης, ενισχύοντας παράλληλα την αξιοπιστία του μοντέλου και των σχετικών αποτελεσμάτων της έρευνας.

Για την επαφή του πέλματος με το έδαφος χρησιμοποιήθηκαν δύο διαμορφώσεις, ώστε να μοντελοποιηθεί η επαφή του μοντέλου με το έδαφος με σημεία επαφής αντίστοιχα είτε την φτέρνα είτε τα ακροδάχτυλα του ποδιού.

Η βιβλιογραφική έρευνα και οι δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν σχετικά με τις αδρανειακές παραμέτρους έδωσαν ικανοποιητικά αποτελέσματα, τα οποία συνδυαστικά με την εφαρμογή της ευθείας κινηματικής εξασφάλισαν την εποπτεία της συμπεριφοράς των κέντρων βάρους και των σχετικών γραμμικών ταχυτήτων και επιταχύνσεων που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια της βάρδισης. Η μελέτη ανέδειξε μια φυσιολογική συμπεριφορά, που περιγράφεται από ανάλογες καμπύλες.

Η μελέτη ανέδειξε την περιπλοκότητα του φαινομένου της βάρδισης κατά τη διάρκεια του κύκλου βάρδισης από δυναμικής άποψης, καθώς καλούνται να υπολογιστούν οι εσωτερικές και εξωτερικές ροπές και δυνάμεις σε κάθε φάση του κύκλου και για κάθε διαμόρφωση του μοντέλου.

Όπως αναλύθηκε, η μέθοδος Newton Euler μπορεί να περιγράψει με επαρκή ακρίβεια την δυναμική συμπεριφορά κατά τις φάσεις μονής στήριξης, υπολογίζοντας τόσο τις δυνάμεις όσο και τις εφαρμοζόμενες ροπές.

Η φάση διπλής στήριξης επισήμανε την ανάγκη για την απλοποίηση του φαινομένου στην συγκεκριμένη φάση και για αυτό οι αντιδράσεις εδάφους υπολογίστηκαν εξαρχής μέσω παραδοχών γραμμικής μετάβασης του βάρους από το ένα σκέλος στο άλλο.

Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το μοντέλο μπορεί να ανταποκριθεί στις ανάγκες της εφαρμογής με επαρκή ακρίβεια. Η δύναμη εδάφους υπολογίστηκε με αρκετή επιτυχία, περιγραφόμενη από μια καμπύλη που ακολουθεί πλήρως σε μορφή τα γεγονότα της βάρδισης. Η μορφή της φανέρωσε την μεγάλη επίδραση της βαρυτικής δύναμης κατά τους υπολογισμούς, καθώς αντικατοπτρίζουν την μεταφορά του βάρους μεταξύ των ποδιών. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν για την κάθετη δύναμη παρουσίαζαν ελάχιστες αποκλίσεις, καθιστώντας τα ευρέως αποδεκτά και αξιόπιστα. Έτσι δίνεται η δυνατότητα δυναμικής ανάλυσης χωρίς την χρήση αισθητήρων πίεσης.

Ο υπολογισμός των ροπών, αν και ήταν αρκετά περίπλοκος, οδήγησε σε καμπύλες που ακολουθούν το μέγεθος και την τάση των επιθυμητών μεγεθών. Στις φάσεις αιώρησης εντοπίστηκε μεγαλύτερη ακρίβεια, με τις υπόλοιπες φάσεις να παρουσιάζουν μικρές μεταβολές.

Οι αποκλίσεις των δυναμικών μεγεθών από την επιθυμητή συμπεριφορά γέννησε την ανάγκη επιβεβαίωσης και επικύρωσης του μοντέλου.

Με εφαρμογή του μοντέλου σε δεδομένα από έναν αξιόπιστο και ευρέως αποδεκτό τρόπο καταγραφής της κίνησης στην ανάλυση βάρδισης, όπως οι κάμερες VICON, προέκυψαν εμφανώς πιο βελτιωμένα αποτελέσματα, επικυρώνοντας την αξιοπιστία του μοντέλου στις φάσεις μονής στήριξης. Η συγκεκριμένη προσομοίωση στόχευε στην αποσύνδεση του μοντέλου από εξωτερικούς παράγοντες σφάλματος όπως είναι η ιδιαιτερότητα του περπατήματος, η μέθοδος ανίχνευσης, η συχνότητα δειγματοληψίας και οι συνθήκες φωτισμού ή η επιλογή κατάλληλου φίλτρου για αφαίρεση θορύβου των αρχικών δεδομένων.

Συνοψίζοντας, η προτεινόμενη μέθοδος ανάλυσης του ανθρώπινου βηματισμού διαφαίνεται ως μια προσιτή και εφαρμόσιμη λύση, χρησιμοποιώντας οικονομικές κάμερες και προηγμένους αλγόριθμους. Με ευελιξία στην ανίχνευση και μοντελοποίηση, η μέθοδος ανοίγει νέες προοπτικές για τη ρομποτική. Καθώς εξελίσσεται η τεχνολογία, αναμένουμε σημαντικές προόδους που θα διαμορφώσουν το μέλλον της ανάλυσης κίνησης.

7.2 Μελλοντική Εργασία

Οι μελλοντικές επεκτάσεις της συγκεκριμένης εργασίας σχετίζονται τόσο με την ανάλυση εικόνας και την αρχική επεξεργασία όσο και με την μοντελοποίηση και την δυναμική ανάλυση που ακολουθεί.

Η ανάλυση που βασίστηκε στα δεδομένα από το σύστημα καταγραφής VICON, κατέδειξε την επίδραση της ποιότητας καταγραφής και της αρχικής επεξεργασίας των δεδομένων στα τελικά αποτελέσματα της μελέτης. Η υψηλή ανάλυση της κάμερας σε συνδυασμό με την μεγαλύτερη συχνότητα δειγματοληψίας φαίνεται να εξασφαλίζει την καταγραφή των σημείων του σώματος με μεγαλύτερη ακρίβεια, απαλείφοντας τις αποκλίσεις που οφείλονται σε λάθος αντίχρευση. Επομένως, θα παρουσίαζε ιδιαίτερο ενδιαφέρον η περαιτέρω μελέτη και έρευνα για την επιλογή καταγραφικών μέσων με καλύτερα χαρακτηριστικά και η παρουσίαση της μείωσης που μπορεί να επιφέρει στα σχετικά σφάλματα, ώστε να διερευνηθούν στο έπακρο οι δυνατότητες της συγκεκριμένης εφαρμογής.

Εκτός αυτού, αξίζει να διερευνηθεί και ο τρόπος με τον οποίο αφαιρείται ο θόρυβος από τα αρχικά δεδομένα. Η επιλογή λανθασμένης συχνότητας αποκοπής μπορεί να οδηγήσει είτε σε εισαγωγή εικονικών ταλαντώσεων στις τροχιές των σημείων είτε σε υπερβολική αλλοίωση.

Σε θεωρητικό επίπεδο, από την άποψη της δυναμικής ανάλυσης ενδιαφέρον παρουσιάζει και η ανάλυση ευαισθησίας του μοντέλου που επιλέχθηκε αναφορικά με τις αδρανειακές του παραμέτρους. Οι τιμές του μοντέλου για τα στοιχεία της αδράνειας επιλέχθηκαν με βάση πρότερη βιβλιογραφική έρευνα, η οποία εξασφάλιζε ικανοποιητική ακρίβεια. Παρόλα αυτά, η δυναμική ανάλυση κατέδειξε την σημασία των συγκεκριμένων όρων στην μελέτη θέτοντας ερωτήματα για την θετική επίδραση που μπορεί να έχει η βελτιστοποίηση των επιλεγμένων τιμών στα εντοπισμένα σφάλματα.

Εκτός αυτού, μέσω της δυναμικής ανάλυσης αναδείχτηκε και η αδυναμία του μοντέλου να περιγράψει επαρκώς την δυναμική της βάρδισης του ανθρώπου κατά τις φάσης διπλής στήριξης. Η υπόθεση της γραμμικής παρεμβολής, αν και εξυπηρετεί τις βασικές ανάγκες για τους υπολογισμούς, δεν ανταποκρίνεται πλήρως στις απαιτήσεις του προβλήματος. Η συνδυαστική χρήση αυτής της υπόθεσης με κάποιο αλγόριθμο βελτιστοποίησης της προκύπτουσας τιμής αν και θα έκανε την ανάλυση πιο περίπλοκη, ενδέχεται να είχε θετικές επιπτώσεις και θεωρείται ένα αντικείμενο άξιο επιστημονικής μελέτης.

Τέλος, αξίζει να διερευνηθούν περαιτέρω οι παραδοχές που λήφθηκαν κατά την διάρκεια της ανάλυσης. Πιο συγκεκριμένα, θα είχε ιδιαίτερο ενδιαφέρον να παρουσιαστούν τα αποτελέσματα της ανάλυσης βάρδισης για ένα μοντέλο που αναφέρεται σε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα, χωρίς να γίνεται απλοποίηση του άνω σώματος και εναπόθεση της σχετικής μάζας στο τμήμα του κορμού. Φυσικά, αξίζει να μελετηθεί και η επίδραση της σχετικής κίνησης μέσης και θώρακα, τα οποία για λόγους απλοποίησης θεωρήθηκαν ένα ενιαίο τμήμα.

Βιβλιογραφία

- [1] Apkarian, J., “A Three- dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb,” *I. Biomechanics* Vol. 22, No. 2, pp. 143 - 155, 1989.
- [2] Cappozzo, A., Leo, T. and Pedotti, A., “A general computing method for the analysis of human locomotion,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 8, September 1975, pp. 307-320 , DOI:/10.1016/0021-9290(75)90083-4
- [3] Cappozzo, A., “Gait analysis methodology,” *Human Movement Science* 3, 1984, pp. 27 - 50.
- [4] Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U. and Leardini, A., “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, No. 4, 1995, pp. 171- 178 , DOI:/10.1016/0268-0033(95)00046-1
- [5] Della Croce, U., Camomilla, V., Leardini, A. and Cappozzo, A., “Femoral anatomical frame: assessment of various definitions,” *ELSEVIER : Medical Engineering & Physics*, Vol. 25, January 2003, pp 425 – 431, DOI:10.1016/S1350-4533(03)00032-8
- [6] Dijkstra, J.E. and Gutierrez-Farewik, E.M., “ Computation of ground reaction force using Zero Moment Point,” *ELSEVIER : Journal of Biomechanics*, Vol. 48, August 2015, pp 3776 – 3781, DOI:/10.1016/j.jbiomech.2015.08.027
- [7] Leardini, A. , Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R. and Benedetti, M.G., “A new anatomically based protocol for gait analysis in children,” *Gait & Posture*, Vol. 26, October 2007, pp 560 – 571, DOI:/10.1016/j.gaitpost.2006.12.018.
- [8] Mentiplay, B.F., Bankya M., Clarkd, R.A., Kahna M.B. and Williams G., “Lower limb angular velocity during walking at various speeds,” *Gait & Posture*, Vol 65, September 2018, pp 190 - 196, DOI:/10.1016/j.gaitpost.2018.06.162
- [9] Rácz, K. and Kiss, R.M., “Marker displacement data filtering in gait analysis: A technical note,” *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol 70, September 2021, DOI:/10.1016/j.bspc.2021.102974.
- [10] Ren, L., Jones, R.K and Howard, D., “Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics,” *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, Issue 12, August 2008, pp 2750 - 2759, DOI:10.1016/j.jbiomech.2008.06.001.
- [11] Schache, A.G. and Baker, R., “On the expression of joint moments during gait,” *Gait & Posture*, Issue 3, Vol. 25, March 2007, pp 440 - 452, DOI:/10.1016/j.gaitpost.2006.05.018.
- [12] Schreiber, C. and Moissenet,F., “A multimodal dataset of human gait at diferent walking speeds established on injury-free adult participants”, *Scientific Data*, July 2019, DOI:/10.1038/s41597-019-0124-4

- [13] Stanic U., Valencic, V., Kljajic, M. and Acimovic, R., “ Standardization of kinematic gait measurement and automatic pathological gait pattern diagnostics,” *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 9, January 1977, pp 95-105
- [14] Stenum, J., Rossi, C. and Roemmich, R.T., “Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation,” *PLoS Computational Biology*, April 2021, DOI:/10.1371/journal.pcbi.1008935
- [15] van der Zee, T.J, Mundinger, E.M. and Kuo, A.D., “ A biomechanics dataset of healthy human walking at various speeds, step lengths and step widths,” *Scientific Data*, April 2021, DOI:/10.1038/s41597-022-01817-1
- [16] Wahrenberg H., Lindbeck, L. and Eckholm, J. (1978) “Dynamic loading in the human knee joint during voluntary active impact to the lower leg.”. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 10, pp 93-98
- [17] Washabaugh, E.P., Shanmugam, T.A, Ranganathan, R. and Krishnan, C., “ Comparing the accuracy of open-source pose estimation methods for measuring gait kinematics,” *Gait & Posture*, Vol. 97, September 2022, pp 188-195 DOI:/10.1016/j.gaitpost.2022.08.008
- [18] Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th ed. Wiley, Hoboken, New Jersey
- [19] Xiang, Y., Arora, J.S., Rahmatalla, S. and Abdel-Malek, K., “Optimization-based dynamic human walking prediction: One step formulation,” *International journal for numerical methods in engineering*, Vol. 79, August 2009, pp 667-695 DOI: 10.1002/nme.2575
- [20] “Gait 2392 and 2354 Models.” Gait 2392 and 2354 Models - OpenSim Documentation - Global Site, simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models. Accessed 1 Feb. 2024.
- [21] “Assessment of Gait.” Musculoskeletal Key, 7 June 2016, musculoskeletalkey.com/assessment-of-gait/.

8. Παράρτημα Α

Ευθεία Κινηματική

Η ανάπτυξη του μηχανικού μοντέλου βασίστηκε στην ευθεία κινηματική. Οι εξισώσεις για την μοντελοποίηση του πλήρους μοντέλου που παρουσιάστηκε, για ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα, παρατίθενται στην συνέχεια. Αρχικά ορίζονται οι απόλυτες γωνίες του μοντέλου και στην συνέχεια υπολογίζονται οι συντεταγμένες για κάθε σημείου του, λαμβάνοντας υπόψιν και τις δύο πιθανές διαμορφώσεις του, «Heel» και «Toe».

$$\begin{aligned}\theta_1 &= q_1 \\ \theta_2 &= \theta_1 + q_2 \\ \theta_{heel} &= \theta_1 + \alpha \\ \theta_3 &= \theta_2 + q_3 \\ \theta_4 &= \theta_3 + q_4 + 180^\circ \\ \theta_5 &= \theta_4 + q_5 + 180^\circ \\ \theta_6 &= \theta_5 + q_6 + 180^\circ \\ \theta_7 &= \theta_6 + q_7 + 180^\circ \\ \theta_{heel2} &= \theta_7 + 270^\circ \\ \theta_8 &= \theta_4 + q_8 + 180^\circ \\ \theta_9 &= \theta_4 + q_9 + 180^\circ \\ \theta_{10} &= \theta_9 + q_{10} \\ \theta_{11} &= \theta_{10} + q_{11} \\ \theta_{12} &= \theta_4 + q_{12} \\ \theta_{13} &= \theta_{12} + q_{13} \\ \theta_{14} &= \theta_{13} + q_{14}\end{aligned}$$

Heel Configuration

$$\begin{aligned}x_0 &= x_0 \\ y_0 &= y_0 \\ x_1 &= x_0 + l_1 \cdot \cos(\theta_1) \\ y_1 &= y_0 + l_1 \cdot \sin(\theta_1)\end{aligned}$$

Toe Configuration

$$\begin{aligned}x_1 &= x_0 \\ y_1 &= y_0 \\ x_0 &= x_1 - l_1 \cdot \cos(\theta_1) \\ y_0 &= y_1 - l_1 \cdot \sin(\theta_1)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
x_2 &= x_0 + l_2 \cdot \cos(\theta_{heel}) \\
y_2 &= y_0 + l_2 \cdot \sin(\theta_{heel}) \\
x_3 &= x_2 + l_3 \cdot \cos(\theta_2) \\
y_3 &= y_2 + l_3 \cdot \sin(\theta_2) \\
x_4 &= x_3 + l_4 \cdot \cos(\theta_3) \\
y_4 &= y_3 + l_4 \cdot \sin(\theta_3) \\
x_5 &= x_4 + l_5 \cdot \cos(\theta_4) \\
y_5 &= y_4 + l_5 \cdot \sin(\theta_4) \\
x_6 &= x_4 + l_6 \cdot \cos(\theta_5) \\
y_6 &= y_4 + l_6 \cdot \sin(\theta_5) \\
x_7 &= x_6 + l_7 \cdot \cos(\theta_6) \\
y_7 &= y_6 + l_7 \cdot \sin(\theta_6) \\
x_8 &= x_7 + l_8 \cdot \cos(\theta_7 + \pi/2 + a) \\
y_8 &= y_7 + l_8 \cdot \sin(\theta_7 + \pi/2 + a) \\
x_9 &= x_8 + l_9 \cdot \cos(\theta_{heel2}) \\
y_9 &= y_8 + l_9 \cdot \sin(\theta_{heel2}) \\
x_{10} &= x_5 + l_{10} \cdot \cos(\theta_8) \\
y_{10} &= y_5 + l_{10} \cdot \sin(\theta_8) \\
x_{11} &= x_5 + l_{11} \cdot \cos(\theta_9) \\
y_{11} &= y_5 + l_{11} \cdot \sin(\theta_9) \\
x_{12} &= x_{11} + l_{12} \cdot \cos(\theta_{10}) \\
y_{12} &= y_{11} + l_{12} \cdot \sin(\theta_{10}) \\
x_{13} &= x_{12} + l_{13} \cdot \cos(\theta_{11}) \\
y_{13} &= y_{12} + l_{13} \cdot \sin(\theta_{11}) \\
x_{14} &= x_5 + l_{14} \cdot \cos(\theta_{12}) \\
y_{14} &= y_5 + l_{14} \cdot \sin(\theta_{12}) \\
x_{15} &= x_{14} + l_{15} \cdot \cos(\theta_{13}) \\
y_{15} &= y_{14} + l_{15} \cdot \sin(\theta_{13}) \\
x_{16} &= x_{15} + l_{16} \cdot \cos(\theta_{14}) \\
y_{16} &= y_{15} + l_{16} \cdot \sin(\theta_{14})
\end{aligned}$$

Η γωνία θ_{heel} αναφέρεται στην απόλυτη γωνία που ορίζεται για το τμήμα του αστραγάλου, για αυτό και εμπεριέχει την κατασκευαστική γωνία α του Σχήματος 5.1. Η γωνία θ_{heel2} αναφέρεται στην αριστερόστροφη γωνία μεταξύ του οριζόντιου εδάφους και του πέλματος σε αιώρηση.

Η διαφορά τους με τις γωνίες θ_2 και θ_7 αντίστοιχα, έγκειται στο γεγονός ότι οι τελευταίες αναφέρονται στις απόλυτες γωνίες των αντίστοιχων μεταβλητών κατάστασης q_2 και q_7 , που ορίζονται αναφορικά με την κάθετη ευθεία του κάθε πέλματος .

Αντίστροφη Κινηματική

Στην συγκεκριμένη ενότητα περιγράφονται αναλυτικά οι εξισώσεις της αντίστροφης κινηματικής, οι οποίες χρησιμοποιούν τις συντεταγμένες των σημείων - αρθρώσεων του μοντέλου για τον υπολογισμό των γωνιών του.

$$\begin{aligned} \cos 1 &= (x_1 - x_0)/l_1 \\ \sin 1 &= (y_1 - y_0)/l_1 \\ \theta_1 &= \text{atan2}(\sin 1, \cos 1) \\ q_1 &= \theta_1 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 2 &= (x_3 - x_2)/l_3 \\ \sin 2 &= (y_3 - y_2)/l_3 \\ \theta_2 &= \text{atan2}(\sin 2, \cos 2) \\ q_2 &= \theta_2 - \theta_1 - \pi/2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 3 &= (x_4 - x_3)/l_4 \\ \sin 3 &= (y_4 - y_3)/l_4 \\ \theta_3 &= \text{atan2}(\sin 3, \cos 3) \\ q_3 &= \theta_3 - \theta_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 4 &= (x_5 - x_4)/l_5 \\ \sin 4 &= (y_5 - y_4)/l_5 \\ \theta_4 &= \text{atan2}(\sin 4, \cos 4) \\ q_4 &= \theta_4 - \theta_3 - \pi \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 5 &= (x_6 - x_4)/l_6 \\ \sin 5 &= (y_6 - y_4)/l_6 \\ \theta_5 &= \text{atan2}(\sin 5, \cos 5) \\ q_5 &= \theta_5 - \theta_4 - \pi \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 6 &= (x_7 - x_6)/l_7 \\ \sin 6 &= (y_7 - y_6)/l_7 \\ \theta_6 &= \text{atan2}(\sin 6, \cos 6) \\ q_6 &= \theta_6 - \theta_5 - \pi \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \cos 7b &= (x_9 - x_8)/l_9 \\ \sin 7b &= (y_9 - y_8)/l_9 \\ \theta_{7h} &= \text{wrapTo2Pi}(\text{atan2}(\sin 7b, \cos 7b)) + \pi/2 \\ q_7 &= (\theta_{7h} - \theta_6 - \pi) \end{aligned}$$

$$q_{15} = \text{atan2}(\sin 7b, \cos 7b)$$

$$\cos 8 = (x_{10} - x_5)/l_{10}$$

$$\sin 8 = (y_{10} - y_5)/l_{10}$$

$$\theta_8 = \text{atan2}(\sin 8, \cos 8)$$

$$q_8 = \theta_8 - \theta_4 - \pi$$

$$\cos 9 = (x_{11} - x_5)/l_{11}$$

$$\sin 9 = (y_{11} - y_5)/l_{11}$$

$$\theta_9 = \text{atan2}(\sin 9, \cos 9)$$

$$q_9 = \theta_9 - \theta_4 - \pi$$

$$\cos 10 = (x_{12} - x_{11})/l_{12}$$

$$\sin 10 = (y_{12} - y_{11})/l_{12}$$

$$\theta_{10} = (\text{atan2}(\sin 10, \cos 10))$$

$$q_{10} = \theta_{10} - \theta_9$$

$$\cos 11 = (x_{13} - x_{12})/l_{13}$$

$$\sin 11 = (y_{13} - y_{12})/l_{13}$$

$$\theta_{11} = \text{wrapTo2Pi}(\text{atan2}(\sin 11, \cos 11))$$

$$q_{11} = \theta_{11} - \theta_{10}$$

$$\cos 12 = (x_{14} - x_5)/l_{14}$$

$$\sin 12 = (y_{14} - y_5)/l_{14}$$

$$\theta_{12} = (\text{atan2}(\sin 12, \cos 12))$$

$$q_{12} = \theta_{12} - \theta_4$$

$$\cos 13 = (x_{15} - x_{14})/l_{15}$$

$$\sin 13 = (y_{15} - y_{14})/l_{15}$$

$$\theta_{13} = \text{atan2}(\sin 13, \cos 13)$$

$$q_{13} = \theta_{13} - \theta_{12}$$

$$\cos 14 = (x_{16} - x_{15})/l_{16}$$

$$\sin 14 = (y_{16} - y_{15})/l_{16}$$

$$\theta_{14} = \text{atan2}(\sin 14, \cos 14)$$

$$q_{14} = \theta_{14} - \theta_{13}$$

Η μεταβλητή q_{15} είναι μια βοηθητική μεταβλητή που περιγράφει την γωνία του πέλματος σε αιώρηση, και για αυτό υπολογίζεται από τα σημεία του ελεύθερου πέλματος $(x_8, y_8), (x_9, y_9)$.

9. Παράρτημα Β

Μοντέλα OpenSim

Η ανάπτυξη ενός μοντέλου για την ανθρώπινη βάρδιση απαιτούσε τον καθορισμό των αδρανειακών του παραμέτρων, οι οποίες θα υπολογίζονται κάθε φορά με βάση τα ανθρωπομετρικά δεδομένα του ανθρώπου που εξετάζεται, δηλαδή το ύψος, βάρος κτλ. Για το σκοπό αυτό ερευνήθηκαν πολλά ήδη υπάρχοντα μοντέλα, όπως είναι αυτά του λογισμικού OpenSim με βάση τα οποία καθορίστηκαν τελικά τα ζητούμενα μεγέθη.

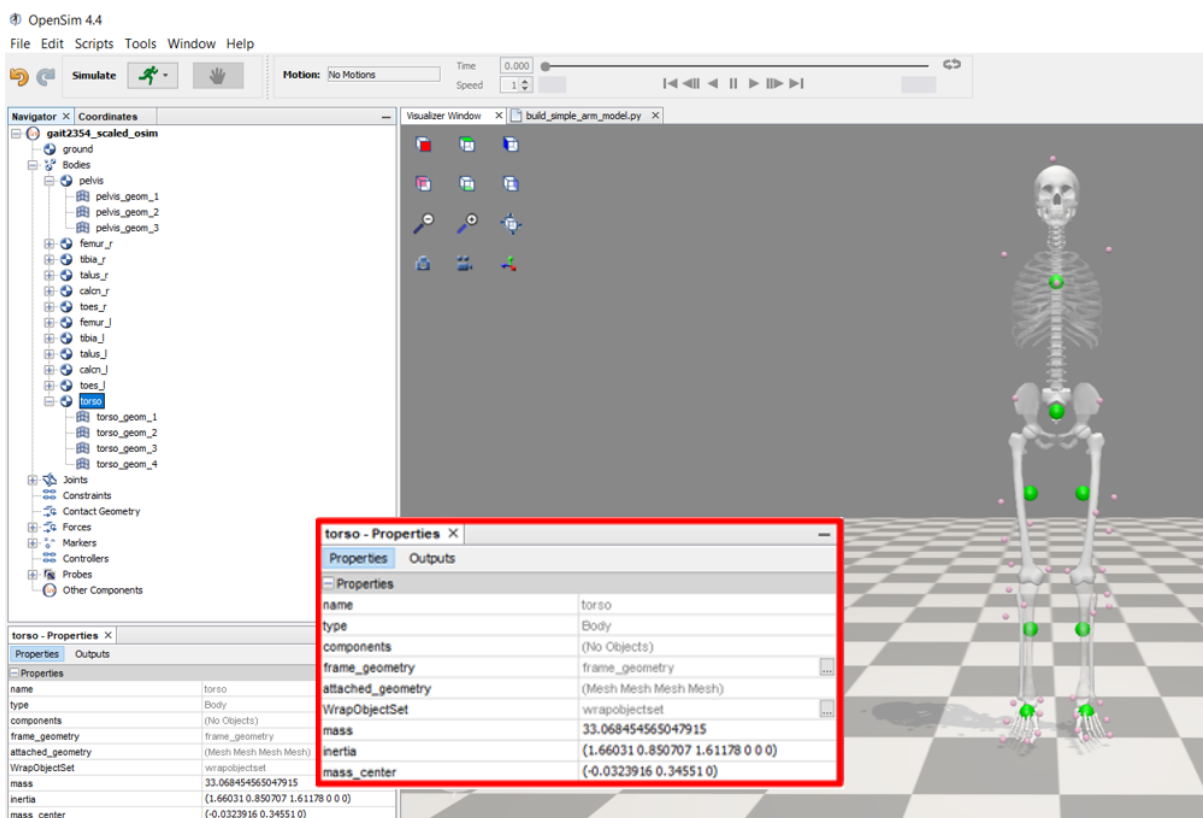
Τα μοντέλα «Gait2392» και «Gait2354» του λογισμικού OpenSim διαθέτουν τα αδρανειακά χαρακτηριστικά που παρουσιάζονται στον πίνακα του σχήματος 9.1.

Body segment	Mass (kg)	Moments of inertia		
		xx	yy	zz
Torso	34.2366	1.4745	0.7555	1.4314
Pelvis	11.777	0.1028	0.0871	0.0579
Right femur	9.3014	0.1339	0.0351	0.1412
Right tibia	3.7075	0.0504	0.0051	0.0511
Right patella	0.0862	0.00000287	0.00001311	0.00001311
Right talus	0.1000	0.0010	0.0010	0.0010
Right calcaneus	1.250	0.0014	0.0039	0.0041
Right toe	0.2166	0.0001	0.0002	0.0010
Left femur	9.3014	0.1339	0.0351	0.1412
Left tibia	3.7075	0.0504	0.0051	0.0511
Left patella	0.0862	0.00000287	0.00001311	0.00001311
Left talus	0.1000	0.0010	0.0010	0.0010
Left calcaneus	1.250	0.0014	0.0039	0.0041
Left toe	0.2166	0.0001	0.0002	0.0010

Σχήμα 9.1: Αδρανειακές παράμετροι για τα τμήματα του σώματος που περιλαμβάνονται στο μοντέλο [<https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Gait+2392+and+2354+Models>]

Τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά αναφέρονται σε έναν άνθρωπο ύψους περίπου 1.80m και βάρους 75.16 kg. Προκειμένου να χρησιμοποιηθούν για αντίστοιχους υπολογισμούς στο δικό μας μοντέλο, οι μάζες των τμημάτων αδιαστατοποιούνται με το συνολικό βάρος, ενώ από τις δοσμένες αδράνειες υπολογίζονται οι ακτίνες αδράνειας για κάθε τμήμα. Στην συνέχεια, οι ακτίνες αδιαστατοποιούνται με βάση τα αντίστοιχα μήκη των τμημάτων, τα οποία προκύπτουν από την σχετική θέση των αντανακλαστικών δεικτών.

Τα μοντέλα «Gait2392» και «Gait2354» παρουσιάζονται στις παρακάτω εικόνες, στις οποίες διακρίνονται επιπλέον απαραίτητες πληροφορίες για αυτά, όπως είναι η θέση του κέντρου βάρους, η μάζα κάθε τμήματος, και η σχετική θέση κάθε αντανακλαστικού δείκτη. Πιο συγκεκριμένα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 9.2, που απεικονίζει το περιβάλλον του προγράμματος OpenSim, επιλέγοντας το τμήμα του σώματος που μας ενδιαφέρει μπορούμε να πληροφορηθούμε για το επιμέρους βάρος του, την αδράνεια του γύρω από τους τρεις άξονες XYZ, και τη θέση του κέντρου βάρους του, το οποίο είναι ορισμένο ως προς το σύστημα συντεταγμένων του κάθε τμήματος.

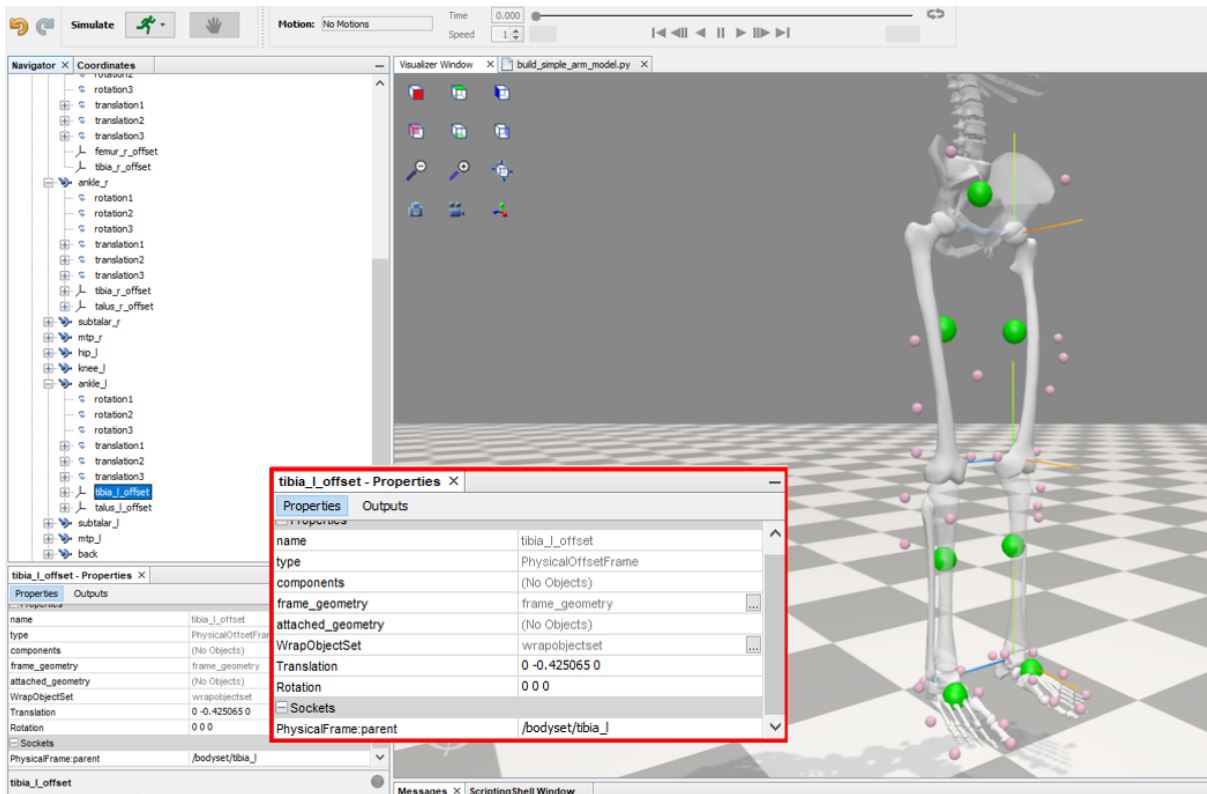


Σχήμα 9.2: Μοντέλο Gait2354 και οι αδρανειακές παράμετροι του σε περιβάλλον λογισμικού OpenSim

Το κεντρικό σύστημα συντεταγμένων έχει οριστεί σε συγκεκριμένο σημείο στο τμήμα της μέσης του μοντέλου, και όλα τα υπόλοιπα συστήματα συντεταγμένων των μελών του έχουν οριστεί με βάση αυτό. Όπως φαίνεται και στην εικόνα του σχήματος 9.3 της επόμενης σελίδας, το σύστημα συντεταγμένων κάθε τμήματος ορίζεται σε μια δεδομένη απόσταση από το προηγούμενο σύστημα συντεταγμένων. Μέσω αυτών των δοσμένων μετατοπίσεων, και των χρησιμοποιούμενων αντανακλαστικών δεικτών του μοντέλου καθίσταται δυνατός ο υπολογισμός των μηκών των μελών του. Αυτή η πληροφορία, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, είναι πολύ σημαντική για την αδιαστατοποίηση των τιμών των ακτίνων αδράνειας.

Από την σύγκριση του πίνακα του σχήματος 9.1 και των πληροφοριών που παρέχει το

σχήμα 9.2, προκύπτει μια αναντιστοιχία μεταξύ των ποσοτήτων που αντιστοιχούν στην μάζα του κορμού του μοντέλου. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι τιμές των παραμέτρων του μοντέλου, προτού χρησιμοποιηθούν για την δυναμική ανάλυση, προσαρμόζονται εκ νέου μέσω κατάλληλης κλίμακας.



Σχήμα 9.3: Μοντέλο Gait2354 και τα καθορισμένα συστήματα συντεταγμένων για τα τμήματα σώματος του μοντέλου στο λογισμικό OpenSim