

## ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΙΚΗΣ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

---

## ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του φοιτητή του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και  
Τεχνολογίας Υπολογιστών της Πολυτεχνικής Σχολής του  
Πανεπιστημίου Πατρών

STANEV DIMITAR

ΑΡΙΘΜΟΣ ΜΗΤΡΩΟΥ: 7436

### Θέμα:

**«Καταγραφή και Δυναμική Ανάλυση της Ανθρώπινης  
Κίνησης»**

### Επιβλέπων

ΜΟΥΣΤΑΚΑΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

Αριθμός Διπλωματικής Εργασίας:

Πάτρα, Ιούνιος 2014



# ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Πιστοποιείται ότι η Διπλωματική Εργασία με θέμα

**«Καταγραφή και Δυναμική Ανάλυση της Ανθρώπινης Κίνησης»**

Του φοιτητή του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών

STANEV DIMITAR YURIY

Αριθμός Μητρώου: 7436

Παρουσιάστηκε δημόσια και εξετάστηκε στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και  
Τεχνολογίας Υπολογιστών στις  
...../...../.....

Ο Επιβλέπων  
Μουσάκας Κωνσταντίνος

Ο Διευθυντής του Τομέα  
Φακωτάκης Νίκος



## Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι αρχικά η καταγραφή της ανθρώπινης κίνησης με κάποια συσκευή παρακολούθησης και κατόπιν η δημιουργία ενός αντιπροσωπευτικού μοντέλου, ώστε να μπορεί να μελετηθεί η δυναμική του συμπεριφορά. Ως συσκευή καταγραφής χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας Kinect της Microsoft. Το μοντέλο που αναπτύχθηκε αφορά κυρίως τα κάτω άκρα του ανθρώπου και επιπλέον διαθέτει μυοσκελετική δομή με 86 μύες. Στα πλαίσια των αναλύσεων χρησιμοποιήθηκαν διάφορες τεχνικές για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων, όπως είναι η αντίστροφη κινηματική, αντίστροφη δυναμική, υπολογισμός μυϊκών διεγέρσεων και ορθή δυναμική και προτείνουμε μια στρατηγική για την ανάλυση και την εξαγωγή αποτελεσμάτων.

Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια αναφορά στο πώς οι μεθοδολογίες που αναπτύχθηκαν στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πραγματικές εφαρμογές, την σχετική βιβλιογραφία και την συνεισφορά της παρούσας εργασίας. Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μια ανασκόπηση των χαρακτηριστικών του αισθητήρα, της πρόσθασης στα δεδομένα που μας ενδιαφέρουν, των διαφόρων διαθέσιμων εργαλείων, αλλά και τρόπων μείωσης του θορύβου των μετρήσεων, πράγμα απαραίτητο για την εξαγωγή έγκυρων αποτελεσμάτων στα μετέπειτα στάδια επεξεργασίας. Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται μια εισαγωγή στις βασικές έννοιες της ρομποτικής, δίνοντας μαθηματικούς ορισμούς που είναι απαραίτητοι για την κατανόηση και μοντελοποίηση της διάταξης που θα μελετηθεί. Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στη μοντελοποίηση των μυών, εστιάζοντας στα μοντέλα τύπου Hill και εξηγείται η διαδικασία από την στιγμή της παραγωγής νευρικών διεγέρσεων έως τη δημιουργία της κίνησης. Στο πέμπτο κεφάλαιο συνοψίζεται η ροή της ανάλυσης που ακολουθήθηκε και προτείνεται μια στρατηγική για την επίτευξη ορθών αποτελεσμάτων. Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των πειραμάτων.

**Λέξεις κλειδιά:** Καταγραφή της κίνησης, ορθή δυναμική, αντίστροφη δυναμική, υπολογισμός μυϊκών διεγέρσεων, μυοσκελετικά μοντέλα



## **Abstract**

The research developed in this thesis first deals with the problem of capturing the human body motion and then concentrates on the creation of musculoskeletal model to study its dynamical behavior. The Microsoft's Kinect sensor was used to capture the human motion. The model used for the simulations is the part of the human lower limb with 86 attached muscles. For the analysis phase we used some common methods such as inverse kinematics, inverse dynamics, computed muscle control and forward dynamics and we showed a general pipeline strategy for generating correct results.

The first chapter describes how the analysis methodology developed in this thesis can be used in real applications. The second chapter contains information about the motion capture sensor, its characteristics, how to access its data, the alternative tools to program it and a way to deal with noisy measurements. In the third chapter serves as an introduction to some robotics concepts, which are necessary for the development of the model. The fourth chapter provides the Hill-Type muscle model and explains how a muscle can generate force from neural excitation input. The fifth chapter presents the methods used to analyse the captured data. Finally, our experimental evaluation are shown.

**Keywords:** Motion capture, forward dynamics, inverse dynamics, computed muscle control, musculoskeletal models



## **Ευχαριστίες**

Θα ήθελα να ευχαριστήσω πρώτα από όλα τον καθηγητή μου κύριο Κωνσταντίνο Μουστάκα, ως άνθρωπο και ως καθηγητή, για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με τόσο ενδιαφέρον ερευνητικό πεδίο, αλλά και για την άψογη συνεργασία και βοήθεια που μου πρόσφερε στην διάρκεια των σπουδών μου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, και ειδικότερα την μητέρα και τον πατέρα μου για τις θυσίες που έκαναν όλο αυτό το καιρό έτσι ώστε να μπορέσω να σπουδάσω. Την Αναστασία Τσιτσικάλο για την υποστήριξη και την βοήθεια της κατά την συγγραφή της διπλωματικής μου εργασίας. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω των Αριστοτέλη Σπαθή για την βοήθεια της αναδιάρθρωσης και ανασύνταξης της εργασίας και για τον χρόνο που διέθεσε. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω το τμήμα και τους καθηγητές μας για τις γνώσεις που μας δίδαξαν αλλά και στην ενθάρρυνση για βελτίωση της κριτικής μας σκέψης, προκειμένου να είμαστε σε θέση να αντιμετωπίζουμε τα άλιτα προβλήματα της επιστήμης.

*Αφιερωμένο στην μνήμη του παππού μου*

# Περιεχόμενα

<b>1 Εισαγωγή</b>	<b>15</b>
1.1 Εφαρμογές . . . . .	16
1.2 Σχετική Βιβλιογραφία . . . . .	19
1.3 Συνεισφορά . . . . .	20
<b>2 Συσκευή Καταγραφής Κίνησης</b>	<b>23</b>
2.1 Η Συσκευή Kinect . . . . .	23
2.1.1 Χαρακτηριστικά . . . . .	23
2.1.2 Αλγόριθμος Ανίχνευσης Σκελετού . . . . .	25
2.2 Εργαλεία . . . . .	27
2.2.1 Προκαθορισμένο Εργαλείο της Microsoft . . . . .	27
2.2.2 Εναλλακτικό Εργαλείο της OpenNI . . . . .	28
2.3 Σύστημα Μετρήσεων . . . . .	30
2.3.1 Τροχιές των Αρθρώσεων . . . . .	30
2.3.2 Αντιμετώπιση του Θορύβου . . . . .	31
<b>3 Περιγραφή Στερεών Σωμάτων</b>	<b>35</b>
3.1 Μετασχηματισμοί . . . . .	35
3.2 Κινηματική . . . . .	37
3.2.1 Μελέτη της Ταχύτητας . . . . .	37
3.2.2 Μετάδοση της Ταχύτητας . . . . .	38
3.2.3 Αντίστροφη Κινηματική . . . . .	39
3.3 Δυναμική . . . . .	41
3.3.1 Επίλυση με τον Αναδρομικό Αλγόριθμο . . . . .	42
3.3.2 Αντίστροφη Δυναμική . . . . .	43
3.3.3 Ορθή Δυναμική . . . . .	43
<b>4 Μυοσκελετικό Σύστημα</b>	<b>45</b>
4.1 Η Φυσιολογία του Μυ . . . . .	46
4.1.1 Δομή . . . . .	46
4.1.2 Σαρκοπλασματικό Δίκτυο . . . . .	47
4.1.3 Το Νευρικό Σύστημα . . . . .	48
4.1.4 Το Αισθητήριο 'Οργανον Golgi . . . . .	50
4.2 Μοντέλο του Μυ . . . . .	51
4.2.1 Μοντέλο Ενεργοποίησης . . . . .	51
4.2.2 Μοντέλο Συστολής . . . . .	52

4.2.3 Μυοσκελετική Συσχέτιση	55
<b>5 Υλικά και Μέθοδοι</b>	<b>59</b>
5.1 Καταγραφή της Κίνησης	59
5.2 Δημιουργία του Μοντέλου	61
5.2.1 Επεξήγηση του Μοντέλου	62
5.3 Προετοιμασία για την Αντίστροφη Κινηματική	65
5.3.1 Τοποθέτηση Ενδείξεων	65
5.3.2 Κανονικοποίηση του Μοντέλου	66
5.3.3 Διεξαγωγή της Αντίστροφης Κινηματικής	67
5.4 Προσδιορισμός των Ροπών και των Δυνάμεων	67
5.4.1 Εκτίμηση των Μυϊκών Δυνάμεων	69
5.4.2 Προσδιορισμός των Μυϊκών Διεγέρσεων	70
<b>6 Αποτελέσματα</b>	<b>73</b>
6.1 Καταγραφή της Κίνησης	73
6.2 Αντίστροφη Κινηματική	76
6.3 Αντίστροφη Δυναμική	77
6.4 Μυϊκή Συσχέτιση	78
6.5 Εκτέλεση Ορθής Δυναμικής	79
6.6 Συμπεράσματα	81
<b>Βιβλιογραφία</b>	<b>83</b>

# Κατάλογος Σχημάτων

1.1 Πρόβλημα βάδισης με λυγισμένα γόνατα [1]	17
1.2 Αποτελέσματα της παραγόμενης ροπής στο γόνατο [8]	18
2.1 Δυνατότητες του αισθητήρα Kinect <sup>1</sup>	24
2.2 Περιγραφή περιοχών λειτουργίας <sup>2</sup>	25
2.3 Διαδικασία εξαγωγής της θέσης των αρθρώσεων [25]	25
2.4 Συνθέσεις των εικόνων βάθους για την εκπαίδευση του αλγορίθμου [25]	27
2.5 Σκελετικό σύστημα που παρέχει το εργαλείο της Microsoft <sup>3</sup>	28
2.6 Αρχιτεκτονική της βιβλιοθήκης της OpenNI <sup>4</sup>	29
2.7 Σκελετικό σύστημα που προσφέρει το εργαλείο της OpenNI	29
2.8 Το σύστημα αρθρώσεων που χρησιμοποιήθηκε <sup>5</sup>	31
2.9 Πρόβλημα εκτίμησης θέσης λόγω θορύβου <sup>6</sup>	32
2.10 Εξομάλυνση και καθυστέρηση της ακολουθίας μετά το φίλτραρισμα <sup>7</sup>	33
3.1 Σχέση μεταξύ των δύο συστημάτων [3]	36
3.2 Άλυσίδες μετασχηματισμών [3]	36
3.3 Γενική περίπτωση κίνησης ενός σημείου [3]	37
3.4 Μετάδοση της ταχύτητας από άρθρωση σε άρθρωση [3]	39
3.5 Πρόβλημα πολλαπλότητας λύσεων κατά την αντίστροφη κινηματική [3]	40
3.6 Διάγραμμα ελευθέρου σώματος για δύο γειτονικές αρθρώσεις [3]	42
4.1 Στάδια από την διέγερση έως την παραγωγή της κίνησης [7]	45
4.2 Σκελετικός μυς: ανατομική περιγραφή <sup>8</sup>	46
4.3 Δομή και συσταλτικός μηχανισμός του φυσιολογικού σκελετικού μυός <sup>9</sup>	47
4.4 Σαρκοπλασματικό δίκτυο <sup>10</sup>	48
4.5 Κινητικοί νευρώνες του νωτιαίου μυελού <sup>11</sup>	49
4.6 Κινητική μονάδα (μυϊκή άτρακτος)	50
4.7 Μοντέλο του μυ	53
4.8 Καμπύλη δύναμη-μήκους για διαφορετικές τιμές ενεργοποίησης [2]	53
4.9 Καμπύλη δύναμη-ταχύτητας	54
4.10 Συσχέτιση παραγόμενης δύναμης από τον μυ με ροπές στις αρθρώσεις [7]	56
5.1 Επίδειξη του συστήματος που υλοποιήθηκε για καταγραφή της κίνησης	60
5.2 Διάγραμμα κλάσεων για το πρόγραμμα καταγραφής	61
5.3 Γραφική διεπαφή του OpenSim	62
5.4 Μυοσκελετικό μοντέλο με το δάπεδο αντίδρασης	63

5.5 Συνοπτική αναπαράσταση των σφαιρών ελαστικότητας στα πόδια . . . . .	64
5.6 Σύγκριση συστήματος ενδείξεων του Kinect και του Vicon δεξιά . . . . .	65
5.7 Διαδικασία εξαγωγής των δυνάμενων <sup>12</sup> . . . . .	67
5.8 Στάδια κατά την εκτέλεση της ορθής δυναμικής <sup>13</sup> . . . . .	68
5.9 Τυπική ροή υπολογισμού των μυϊκών διεγέρσεων <sup>14</sup> . . . . .	69
5.10 Διάγραμμα της διαδικασίας υπολογισμού μυϊκών διεγέρσεων [28] . . . . .	70
6.1 Μήκη τμημάτων για το πρώτο δείγμα (14 κινήσεις) . . . . .	73
6.2 Μήκη τμημάτων για το δεύτερο δείγμα (5 κινήσεις) . . . . .	74
6.3 Σύγκριση της αποδοτικότητας της κανονικοποίησης . . . . .	77
6.4 Μήκη μυών συναρτήσει της γωνίας της άρθρωσης του γονάτου . . . . .	79
6.5 Μήκη μυών συναρτήσει της γωνίας της άρθρωσης του γονάτου . . . . .	79
6.6 Μυϊκή ενεργοποίηση για τους δυο μύες . . . . .	81

# **Κεφάλαιο 1**

## **Εισαγωγή**

Πολλοί παράγοντες συμβάλλουν στη συντονισμένη κίνηση του σώματος και η γοητεία της έχει οδηγήσει τους επιστήμονες σε αμέτρητα πειράματα και μελέτες ώστε να μπορέσουν να την εξηγήσουν. Ως αποτέλεσμα υπάρχει πλήθος υλικού και αποτελεσμάτων από τις μελέτες των χαρακτηριστικών των μυών, της γεωμετρικής τους συσχέτισης με τα οστά και την κίνηση των αρθρώσεων. Κατά καιρούς έχουν γίνει κλινικές μελέτες σε ασθένειες όπως είναι η εγκεφαλική παράλυση, το εγκεφαλικό επεισόδιο, η οστεοαρθρίτιδα και η Νόσος του Πάρκινσον, ώστε να μελετηθούν οι νευρικές διεγέρσεις που οδηγούν την κίνηση του σώματος τόσο πριν την θεραπεία αλλά και μετά, με σκοπό να εξαχθούν συμπεράσματα για την αντιμετώπιση τους. Δυστυχώς, η σύνθεση των δεδομένων από τις κλινικές μελέτες για την κατανόηση της δυσλειτουργίας που οφείλεται στην ασθένεια και η δημιουργία μιας επιστημονικής βάσης για την αντιμετώπιση της ανώμαλης κίνησης παραμένουν σημαντικές προκλήσεις.

Η χρήση πειραμάτων για την κατανόηση της δυναμικής της κίνησης έχει κάποια μειονεκτήματα. Για παράδειγμα η εκτίμηση των δυνάμεων που παράγονται από τους μύες είναι ακατόρθωτο να μετρηθούν πειραματικά με χρήση εξωτερικών οργάνων, λόγω του ότι είναι μη πρακτικό και χρονοβόρο. Επίσης υπάρχει δυσκολία κατανόησης των φαινομένων δράσης-αντίδρασης σε τόσο πολύπλοκα συστήματα μόνο από πειράματα. Ο προσδιορισμός της συνεισφοράς κάθε μυ στην κίνηση δεν είναι προφανής γιατί πολλές φορές η δράση του δεν συνεπάγεται μόνο την επιτάχυνση της άρθρωσης στην οποία δρα [33], αλλά και άλλων αρθρώσεων.

Απαραίτητη προϋπόθεση για την μελέτη πολύπλοκων διατάξεων είναι η ανάπτυξη θεωρητικών μοντέλων που μπορούν να προσεγγίσουν τις ανθρώπινες δραστηριότητες και ο συνδυασμός αυτών με πειραματικές ενδείξεις. Το σύστημα θα πρέπει να είναι σε θέση να αναδείξει τις εξαρτήσεις μεταξύ του νευρικού, του μυικού, του σκελετικού συστήματος και της κίνησης του σώματος. Είναι φανερό ότι τα αποτελέσματα αυτού του είδους αναλύσεων παρέχουν μεγαλύτερη πληροφορία και δίνουν την δυνατότητα στους ερευνητές να εξάγουν κατάλληλη θεραπεία για την ασθένεια.

Τα τελευταία χρόνια και ιδιαίτερα με την ανάπτυξη των υπολογιστών είμαστε σε θέση να εκτελέσουμε πολύπλοκες προσομοιώσεις σε χρονικό διάστημα της τάξεως μερικών ωρών που πριν μια δεκαετία θα χρειαζόταν και μέρες. Η δραματική μείωση του χρόνου δεν οφείλεται μόνο στην ανάπτυξη των υπολογιστών, αλλά και στην εφεύρεση νέων πιο αποδοτικών μεθόδων. Η δυναμική προσομοίωση, η ανάπτυξη μυοσκελετικών και νευρομυοσκελετικών μοντέλων είναι σε θέση να δώσουν λύση σε πολλά προβλήματα που απασχολούν την ιατρική και είναι ευρέως αποδεκτά και έχουν μελετηθεί σε βάθος [29, 21, 20, 32].

Παρόλα αυτά υπάρχουν πολλά προβλήματα και φαινόμενα που δεν έχουν μοντελοποιηθεί ώστε να δώσουν πρόγνωση. Τα μοντέλα που έχουν δημιουργηθεί δεν είναι τόσο ακριβή και υπάρχει περιθώριο βελτιώσεων. Επίσης κάποιες αναλύσεις εκτελούνται ακόμα σε απαγορευτικούς χρόνους, καθιστώντας τις ακατάλληλες πολλές φορές. Μεγάλη πρόσοδος έχει γίνει στην ανάπτυξη αξιόπιστων μοντέλων για τον μυ, ωστόσο λόγω της μεγάλης διαφοροποίησης που υπάρχει στο ανθρώπινο σώμα η χρήση ενός γενικού μοντέλου είναι δύσκολη. Από την άλλη πλευρά, υπάρχει μεγάλο χάσμα στην σύνδεση του νευρικού συστήματος με το κινητικό σύστημα, ενώ τα μοντέλα που υπάρχουν είναι απλοποιημένα και δεν αναπαριστούν πλήρως τις λειτουργίες τους. Συμπερασματικά, απαιτείται πολύ δουλεία τόσο από τους επιστήμονες που μελετούν την ανθρώπινη φυσιολογία, όσο και από τους μηχανικούς που μοντελοποιούν τα συστήματα προσομοιώσεων.

Είναι αναγκαία η δημιουργία κοινών εργαλείων και μοντέλων που θα χρησιμοποιούνται από την επιστημονική κοινότητα. Πολλά εργαστήρια έχουν αναπτύξει ενδιαφέρουσες τεχνικές, ωστόσο τα αποτελέσματα τους δεν είναι διαθέσιμα για να χρησιμοποιηθούν από τρίτους. Υπάρχουν αρκετά εμπορικά εργαλεία (Anybody, Adams, Visuals 3D) που είναι ιδιόκτητου-κλειστού κάθικα και συνεπώς δεν δίνουν την δυνατότητα επέκτασης και ευελιξίας. Η ανάγκη αυτή έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη του ανοιχτού συστήματος OpenSim που υποστηρίζεται από μια μεγάλη κοινότητα με πολλά μοντέλα και αναλυτικές μεθόδους, έχοντας βοηθήσει σημαντικά τους ερευνητές τα τελευταία χρόνια. Δίνοντας την δυνατότητα στους επιστήμονες να μοιράζονται κοινές μεθόδους ανάλυσης, μοντέλα και αποτελέσματα, βοηθάει στην βελτίωση, στην αναπαραγωγή και στην επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων που έχουν εξαχθεί από τρίτους.

## 1.1 Εφαρμογές

Ως κλασικό παράδειγμα θα αποδείξουμε ότι τα μυοσκελετικά μοντέλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εκτιμηθεί η πορεία θεραπείας ορθοπεδικών εγχειρήσεων. Η βάσιση με λυγισμένα τα γόνατα (crouch gait) είναι μια από τις πιο κοινές ανωμαλίες σε άτομα με εγκεφαλική παράλυση. Χαρακτηριστικό αυτής της βάσισης είναι η ανικανότητα παραγωγής αρκετής δύναμης από τους μύες στο γόνατο ώστε να σηκωθεί η λεκάνη μια κίνηση που απαιτεί πολύ δύναμη και κόπωση από τους μύες. Μια αιτία είναι το μικρό μήκος του ημιτενοντάδους μυ και μερικές φορές η θεραπεία συνίσταται στην επιμήκυνση του. Ωστόσο μπορούν να υπάρχουν και άλλες αιτίες για την υπερβολική κάμψη του γονάτου (π.χ. αδύναμοι καμπτήρες της ποδοκνημικής άρθρωσης), και η επιμήκυνση του

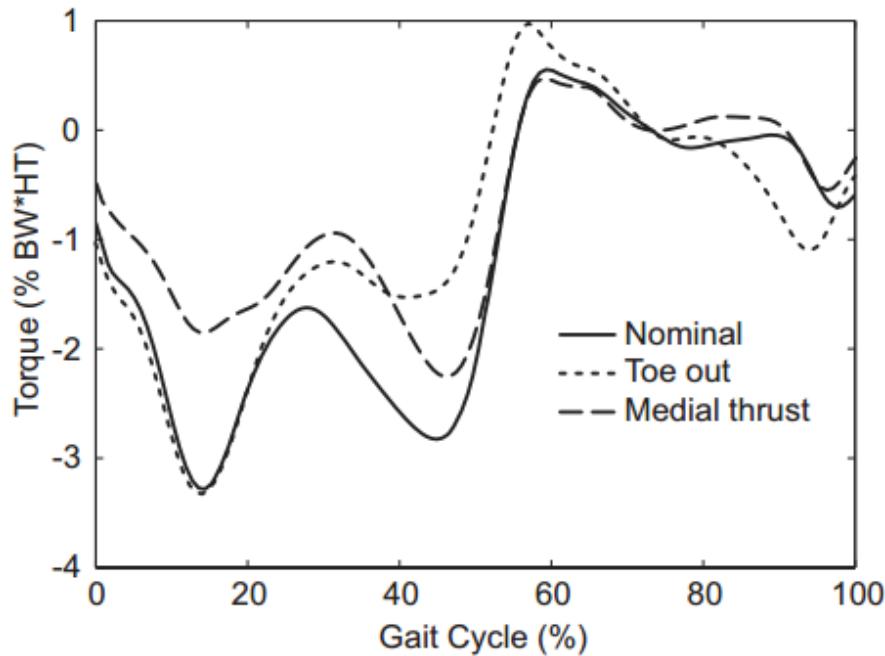
ημιτενοντώδους μπορεί να θέσει σε κίνδυνο την αντοχή των μυών στον αστράγαλο [1].



**Σχήμα 1.1:** Πρόβλημα βάδισης με λυγισμένα γόνατα [1]

Για αυτό το λόγο μπορούν να γίνουν καταγραφές της βάδισης του ασθενή σε ειδικά εργαστήρια και σε συνδυασμό με κατάλληλο μοντέλο των κάτω άκρων, ώστε να μελετηθεί για τον συγκεκριμένο ασθενή αν πρέπει να γίνει η επιμήκυνση του ημιτενοντώδους. Επίσης είναι δυνατή η παραμετροποίηση των μυών για το συγκεκριμένο ασθενή ώστε να μελετηθεί με ορθή δυναμική το αποτέλεσμα της εγχείρισης εικονικά. Τέτοιου είδους αναλύσεις θα ήταν ένα χρήσιμο εργαλείο για τους ιατρούς ώστε να τους δώσουν μια εποπτική κατάσταση του ασθενή, να βελτιώσουν την επιτυχία της εγχείρισης αλλά και την δημιουργία μιας θεραπευτικής αγωγής.

Ως δεύτερο παράδειγμα [8] είναι η μελέτη τρόπου βαδίσματος ώστε να μειωθεί η καταπόνηση του γονάτου. Σε αυτή την μελέτη οι ασθενείς με προβλήματα οστεοαρθρίτιδας καταπονούν το γόνατο κατά την βάδιση, οπότε οι συγγραφείς προτείνουν μια πολύ απλή παραλλαγή της βάδισης ώστε να μειωθεί η δύναμη που ασκείται στο γόνατο, στρέφοντας ελαφρά το πόδι προσταέξω. Κατά το πείραμα οι ασθενείς καταγράφονται από συστήματα παρακολούθησης της κίνησης ενώ μετράται και η αντίδραση εδάφους. Εφαρμόζεται αντίστροφη κινηματική και αντίστροφη δυναμική ώστε σε πραγματικό χρόνο υπάρχει μέτρηση της δύναμης που ασκείται στο γόνατο, αλλά και του προσανατολισμού του ποδιού. Στα πλαίσια του πειράματος έχει αναπτυχθεί μια συσκευή που σηματοδοτεί τον ασθενή όταν δεν ακολουθεί τους κανόνες της βάδισης για την μείωση της καταπόνησης. Ως αποτέλεσμα μετά από τέσσερα σεμινάρια οι ασθενείς είχαν συνηθίσει στο νέο τρόπο βάδισης και μείωσαν την καταπόνηση στο γόνατο.



**Σχήμα 1.2:** Αποτελέσματα της παραγόμενης ροπής στο γόνατο [8]

Σαν τρίτο παράδειγμα, θα ήταν ενδιαφέρον να μπορούσαμε να μελετήσουμε την συμπεριφορά των φαρμάκων στις ασθένειες κατά την δραστηριότητα των ανθρώπων. Ως βασικό προαπαιτούμενο απαιτείται η κατανόηση και η μοντελοποίηση της δράσης του φαρμάκου ώστε να μπορεί να προσομοιωθεί. Επίσης απαιτείται η μοντελοποίηση της ασθένειας και της σύνδεσής της με τις δραστηριότητες του ανθρώπου. Έχουν γίνει μελέτες μοντελοποίησης φαρμάκων όπως είναι η ντοπαμίνη για την θεραπεία της νόσου του Πάρκινσον [9]. Ωστόσο, υπάρχουν δυσκολίες όπως είναι η μοντελοποίηση των βασικών γαγγλίων (basal ganglia). Παρόλα αυτά μπορούν να εξαχθούν ενδιαφέροντα αποτελέσματα και να εξηγηθούν φαινόμενα που ίσως οδηγήσουν στην εύρεση μεθόδων θεραπείας δύσκολων ασθενειών.

Συμπερασματικά, οι προσομοιώσεις μπορούν να βοηθήσουν την επιστήμη της ιατρικής και όχι μόνο στη μελέτη της συμπεριφοράς μιας ασθένειας, αλλά και στην εξαγωγή συμπερασμάτων για τη θεραπεία και τις στρατηγικές αγωγής. Οι μέθοδοι προσομοιώσεων χρησιμοποιούνται σε άλλους τομείς, όπως είναι η βιομηχανία των αυτοκινήτων για την σχεδίαση κινητήρων όπου έχει μειωθεί δραματικά το κόστος κατασκευής τους. Ως εκ τούτου δείχνει ελπιδοφόρα η εφαρμογή τους και στην ιατρική, στην παραγωγή νέων φαρμάκων, την δημιουργία νέων ορθοπεδικών μηχανημάτων όπως είναι οι υποστηρικτές σκελετικού συστήματος [26] και σε πολλούς άλλους κλάδους.

## 1.2 Σχετική Βιβλιογραφία

Οι μυικές δυνάμεις κατά την διεξαγωγή μιας κίνησης είναι αδύνατον να καταγραφούν εύκολα πειραματικά σε κλινικές μελέτες. Η μεγάλη ανακάλυψη τα τελευταία χρόνια είναι η δυνατότητα εκτίμησης της συνεισφοράς κάθε μυ σε συγκεκριμένη κίνηση απευθείας από την καταγεγραμμένη κίνηση, που είναι και ο κλασικός τρόπος εξαγωγής αποτελεσμάτων [10, 15]. Η αντίστροφη δυναμική έχει γίνει ρουτίνα σε κλινικές αναλύσεις της βάσης δεδομένων, υπολογίζοντας τις ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις κατά την δοσμένη κίνηση, ωστόσο απαιτεί γνώση των εξωτερικές δυνάμεων που ασκούνται στο σύστημα. Η μέθοδος της στατικής βελτιστοποίησης (static optimization) σε συνδυασμό με τα αποτελέσματα της αντίστροφης δυναμικής είναι σε θέση να εκτιμήσει την συνεισφορά κάθε μυ [11, 7] και χρησιμοποιείται εδώ και δεκαετίες.

Η δυσκολία απόκτησης πειραματικών δεδομένων, αλλά και το σφάλμα που εισάγει η αντίστροφη δυναμική, οδήγησε την ερευνητική κοινότητα σε εναλλακτικές μεθόδους με χρήση της ορθής δυναμικής [2]. Παρόλο που η ορθή δυναμική απαιτεί ολοκληρώσεις και γενικά είναι υπολογιστικά πιο ακριβή, έχουν αναπτυχθεί ενδιαφέρουσες μεθόδοι ανάλυσης. Δεδομένα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν και να βελτιώσουν το αποτέλεσμα της ορθής δυναμικής είναι οι καταγεγραμμένες διεγέρσεις μυών μέσω EMG, μυικές δυνάμεις οι οποίες μπορούν να μετρηθούν με διάφορα όργανα και οι ροπές στις αρθρώσεις. Σε περίπτωση που δεν γνωρίζουμε τις εξωτερικές δυνάμεις που δρουν στην διάταξη, μπορούν να εισαχθούν πολύ εύκολα στις εξισώσεις ως περιορισμοί και να εκτιμηθούν κατά την διάρκεια των προσομοιώσεων [10, 23]. Πολλές φορές δεν είναι γνωστές οι είσοδοι του συστήματος, οπότε σε τέτοιες περιπτώσεις διεγείρεται το σύστημα ελαφρώς, εκτελείται η ορθή δυναμική ώστε να εκτιμηθεί το αποτέλεσμα και στην συνέχεια γίνεται βελτιστοποίηση των εισόδων μέχρι να παραχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα [20]. Αυτές οι μέθοδοι βασίζονται στην θεωρία του βέλτιστου έλεγχου και η επιλογή κατάλληλων κριτηρίων βελτιστοποίησης εξειδικεύεται ανάλογα με την εφαρμογή. Μια άλλη κατηγορία μεθόδων είναι αυτές της παρακολούθησης (forward dynamics assisted data tracking). Αρχικά τροφοδοτείται κατάλληλα το σύστημα της ορθής δυναμικής ώστε να εκτιμηθεί το αποτέλεσμα και σε συνδυασμό με ένα κλειστό βρόγχο γίνεται προσπάθεια να ελεγχθεί (μειωθεί) το σφάλμα μεταξύ της καταγεγραμμένης κίνησης και της εκτιμώμενης. Μια από τις πιο αποδοτικές μεθόδους που ανήκει σε αυτήν την κατηγορία είναι ο υπολογισμός μυϊκών διεγέρσεων (computed muscle control), που προτάθηκε από [28].

Απαραίτητη προϋπόθεση ώστε να γίνει η ανάλυση και η εκτίμηση των μυϊκών δυνάμεων είναι η ύπαρξη μυοσκελετικών μοντέλων που συσχετίζουν την σκελετική δομή με την παραγόμενη δύναμη από τους μύες. Απαραίτητο στοιχείο αυτής της δομής είναι η σωστή μοντελοποίηση της δυναμικής του μυ. Τα μοντέλα μυών που χρησιμοποιούνται συνήθως στις προσομοιώσεις είναι τύπου Hill και προτάθηκαν αρχικά από [34], στην συνέχεια με μικρές τροποποιήσεις από [27] και η πιο πρόσφατη εργασία [16]. Η τελευταία επιβεβαίωσε πειραματικά τα αποτελέσματα των μοντέλων και πρότεινε εναλλακτικό μοντέλο, το οποίο βελτιώνει κατά πολύ τον χρόνο εκτίμησης των δυνάμεων και συνεπώς τον χρόνο που απαιτεί η όλη διαδικασία, χωρίς να μειωθεί η ακρίβεια των υπολογισμών. Από την άλλη πλευρά είναι αναγκαία η διασύνδεση των μυϊκών δυνάμεων με τις δυναμικές εξισώσεις

κίνησης και γι' αυτό απαιτείται η εισαγωγή της μυϊκής ροπής αδράνειας (muscle moment arm) [5], η οποία συνδέει την ροπή της άρθρωσης με τους μύες που δρουν σε αυτήν. Τέλος, αφού υπάρχουν τα μαθηματικά εργαλεία το επόμενο βήμα είναι η γεωμετρική τοποθέτηση των μυών πάνω στο σκελετικό σύστημα με βάση την φυσιολογία του ανθρώπου.

Η καταγραφή της κίνησης είναι ένα δύσκολο πρόβλημα και υπάρχει πληθώρα λύσεων ανάλογα με την εφαρμογή. Ενδιαφέρον παρουσιάζει η εκτίμηση της θέσης των αρθρώσεων στο τρισδιάστατο χώρο, καθώς η παρακολούθηση της κίνησης περιγράφεται αποτελεσματικά από την παρακολούθηση των επιμέρους αρθρώσεων [22]. Οι αλγόριθμοι εκτίμησης της θέσης των αρθρώσεων συνήθως χρησιμοποιούν χάρτες βάθους που παρέχονται από συσκευές στερεοσκοπικής όρασης. Ένας από τους πιο αποτελεσματικούς αλγορίθμους εκτίμησης της θέσης των αρθρώσεων [25], όσον αφορά την ταχύτητα παροχής αποτελεσμάτων εφαρμογή πραγματικού χρόνου και μορφολογική διαφοροποίηση ανθρώπινων χαρακτηριστικών είναι υλοποιημένος εσωτερικά στη συσκευή Kinect. Το Kinect είναι μια φθηνή συσκευή στερεοσκοπικής όρασης που είναι σε θέση να καταγράψει τις ανθρώπινες δραστηριότητες.

Η επιστημονική κοινότητα έχει αναπτύξει ενδιαφέρουσες μεθόδους ανάλυσης της δυναμικής συμπεριφοράς του ανθρώπου κατά την διεξαγωγή κινήσεων, ωστόσο πολλές φορές τα αποτελέσματα των ερευνών δεν είναι διαθέσιμα σε τρίτους. Επίσης υπάρχουν πολλές εμπορικές εφαρμογές που παρέχουν την τεχνογνωσία, ωστόσο είναι ακριβές και δεν διαθέτουν δυνατότητα προσαρμογής στις απαιτήσεις του χρήστη. Για τον λόγο αυτό αναπύχθηκε τα τελευταία χρόνια μια βιβλιοθήκη-εφαρμογή με το όνομα OpenSim για την διεξαγωγή των αναλύσεων, συγκεντρώνοντας τις πιο πρόσφατες ανακαλύψεις μεθόδων [4].

### 1.3 Συνεισφορά

Η συνεισφορά της παρούσας διπλωματικής εργασίας αφορά στη διαδικασία καταγραφής της ανθρώπινης κίνησης με σχετικά φθηνό και αποτελεσματικό τρόπο, χρησιμοποιώντας τη συσκευή Kinect. Λόγω του θορύβου της καταγεγραμμένης κίνησης μελετώνται κάποιες μέθοδοι ώστε να βελτιωθούν οι μετρήσεις με την απαλοιφή του θορύβου, βήμα απαραίτητο για την εξαγωγή ορθών αποτελεσμάτων στα μετέπειτα στάδια. Στη συνέχεια γίνεται μια μοντελοποίηση των κάτω άκρων του ανθρώπινου σώματος. Αρχικά αναπτύχθηκε ένα σκελετικό μοντέλο που περιγράφει τους βαθμούς ελευθερίας της διάταξης και είναι σε θέση να απαντήσει στα ερωτήματα που αφορούν την κατανομή δυνάμεων κατά την κίνηση. Ακολούθως εισάγονται τα μυοσκελετικά μοντέλα που βοηθούν στην εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την συνεισφορά των μυών στην συντονισμένη κίνηση. Το μοντέλο του μυ που χρησιμοποιήθηκε είναι τύπου Hill και βασίζεται στην πρόσφατη εργασία [16], ενώ η διάταξη αποτελείται από 86 μύες συνολικά.

Με την παρουσία ενός μοντέλου σε συνδυασμό με την καταγεγραμμένη κίνηση είμαστε σε θέση να προχωρήσουμε στο κομμάτι της ανάλυσης και εξαγωγής αποτελεσμάτων. Απαραίτητη μέθοδος για την μεταφορά από την καταγεγραμμένη κίνηση σε κίνηση του μοντέλου

είναι η αντίστροφη δυναμική. Προτού διεξαχθεί η μέθοδος πρέπει να εκτελεστούν κάποια απαραίτητα βήματα προετοιμασίας. Το πρώτο είναι η αντιστοίχιση των σημείων του μοντέλου και της πειραματικής κίνησης, τοποθετώντας κάποιες ενδείξεις. Δεύτερο βήμα, το οποίο βελτιώνει σημαντικά τα σφάλματα της αντίστροφης κινηματικής, είναι η κανονικοποίηση του γενικού μοντέλου που αναπτύχθηκε στα χαρακτηριστικά του συγκεκριμένου δείγματος (π.χ. το γενικό μοντέλο μπορεί να αφορά άνθρωπο ύψους δυο μέτρων, ενώ το υποκείμενο να είναι 1.6m). Τέλος, εκτελείται η αντίστροφη κινηματική από την οποία λαμβάνονται οι συντεταγμένες του μοντέλου για την παραγωγή της καταγεγραμμένης κίνησης.

Μετά την αντίστροφη κινηματική είναι διαθέσιμα πλέον τα απαιτούμενα δεδομένα για τη δυναμική ανάλυση. Υπάρχουν δυο είδη τεχνικών που εξετάζονται στην συνέχεια, οι τεχνικές της αντίστροφης δυναμικής και οι τεχνικές της ορθής δυναμικής. Οι πρώτες είναι πιο γρήγορες και πιο εύκολες στην χρήση, ωστόσο εισάγουν σφάλματα. Οι δεύτερες είναι πιο αργές, αλλά δίνουν σημαντικό περιθώριο για την εφαρμογή κάποιων ενδιαφέροντων μεθόδων, οι οποίες δίνουν ορθά αποτελέσματα. Ως αποτέλεσμα της δυναμικής ανάλυσης είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε τις ροπές και τις δυνάμεις που ασκούνται στις αρθρώσεις. Στην συνέχεια μπορούμε να συνεχίσουμε ένα βήμα πιο πέρα και να εξάγουμε συμπεράσματα για την μουσική συνεισφορά στην κίνηση. Οι μέθοδοι που εκτιμούν τις μυϊκές δυνάμεις και διεγέρσεις, λόγω της αδυναμίας εύρεσης μοναδικής λύσης, λαμβάνουν κάποια κριτήρια βελτιστοποίησης. Ως συνεισφορά της παρούσας εργασίας μελετούνται οι διάφορες τεχνικές που υπάρχουν και επιβεβαιώνονται με βάση την σχετική βιβλιογραφία για το παραγόμενο αποτέλεσμα και προτείνεται μια σειρά από στάδια ώστε να φτάσουμε σε αξιόπιστα αποτελέσματα.



## **Κεφάλαιο 2**

# **Συσκευή Καταγραφής Κίνησης**

Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει μια σύντομη ανασκόπηση των χαρακτηριστικών του αισθητήρα. Θα εξηγήσουμε πως δουλεύει ο αλγόριθμος ανίχνευσης του σκελετού που είναι υλοποιημένος εσωτερικά στο Kinect και πως μπορούμε να έχουμε πρόσθαση στις τροχιές των αρθρώσεων, που είναι απαραίτητες για να γίνει η καταγραφή της κίνησης. Θα αναφέρουμε εναλλακτικά εργαλεία που μπορεί να χρησιμοποιήσει κανείς και θα κάνουμε μια σύγκριση μεταξύ τους. Τέλος, θα περάσουμε στο κομμάτι των μετρήσεων και των τρόπων βελτίωσης της ποιότητάς τους με την απαλοιφή του θορύβου, που είναι ένα μεγάλο πρόβλημα.

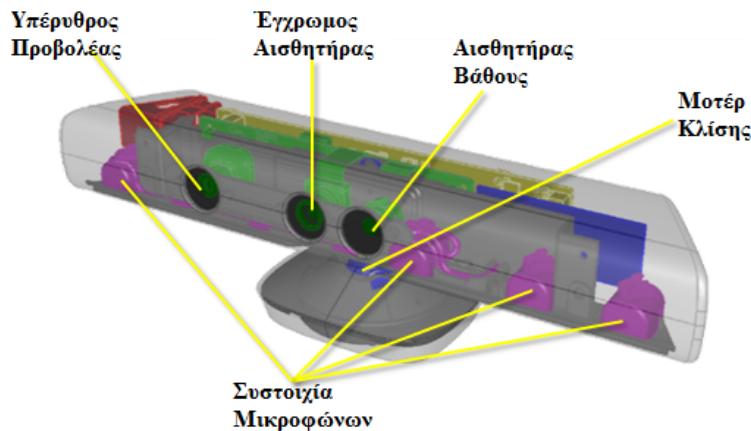
### **2.1 Η Συσκευή Kinect**

Ο αισθητήρας της Microsoft που πρωτοεμφανίστηκε το 2009 ήταν μια καινοτομία που αρχικά προοριζόταν για την βιομηχανία των παιχνιδιών, αλλά λόγω των πολύ μεγάλων δυνατοτήτων και σχετικά χαμηλής τιμής σύντομα μπήκε στο στόχαστρο της ανοιχτής κοινότητας, η οποία κατάφερε να 'χακάρει' και να διαθέσει το πρώτο API για πρόσθαση στην συσκευή. Αυτό μετά από λίγο καιρό οδήγησε τη Microsoft να διαθέσει το δικό της αντίστοιχο API. Το γεγονός που οδήγησε την στροφή των ερευνητών στην χρήση της συσκευής ήταν κυρίως το χαμηλό κόστος, αλλά και οι εκπληκτικές δυνατότητες που παρέχει, καθιστώντας το εύκολο στην χρήση και βολικό για πολλές εφαρμογές.

#### **2.1.1 Χαρακτηριστικά**

Το Kinect βασίζεται σε τεχνολογία λογισμικού, η οποία αναπτύχθηκε από την εταιρεία Rare, θυγατρική της Microsoft. Η τεχνολογία της κάμερας ανήκει στην ισραηλινή εταιρεία PrimeSense, η οποία ανέπτυξε ένα σύστημα που μπορεί να ερμηνεύσει συγκεκριμένες χειρονομίες, καθιστώντας δυνατό τον έλεγχο ηλεκτρονικών συσκευών χωρίς κάποια άλλη

συσκευή εισόδου, παρά μόνο με χειρονομίες σώματος. Για να καταστεί αυτό δυνατό χρησιμοποιείται μια υπέρυθρη κάμερα, ένας προβολέας υπερύθρων και ένα ειδικό μικροτούπι για την παρακολούθηση της κίνησης των αντικειμένων και των ατόμων σε τρεις διαστάσεις. Αυτό το σύστημα 3D scanner που ονομάζεται light coding, χρησιμοποιεί μια παραλλαγή εικόνας χάρτης βάθους, η οποία μπορεί να αναπαρασταθεί σε τρισδιάστατο χώρο. Η συσκευή διαθέτει μία RGB (τρία κανάλια των 8bits) κάμερα, αισθητήρα βάθους (2048 διακριτές στάθμες - 11bits) και multi-array μικρόφωνο, όπως φαίνεται στην εικόνα 2.1, είναι ικανό να παρέχει πλήρη σωματική απεικόνιση 3D, καταγραφή κίνησης, αναγνώριση προσώπου και δυνατότητες αναγνώρισης φωνής.

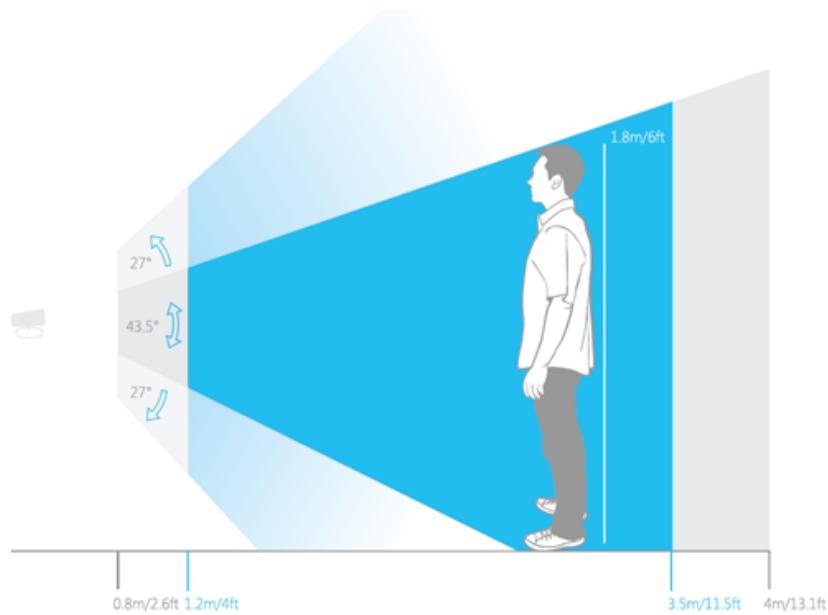


**Σχήμα 2.1:** Δυνατότητες του αισθητήρα Kinect<sup>1</sup>

Ο αισθητήρας βάθους αποτελείται από ένα υπέρυθρο προβολέα λέιζερ σε συνδυασμό με ένα μονόχρωμο αισθητήρα CMOS, ο οποίος καταγράφει δεδομένα βίντεο σε 3D κάτω από σχεδόν οποιεσδήποτε συνθήκες φωτισμού. Σύμφωνα με τις πληροφορίες που παρέχονται στους εμπόρους λιανικής πώλησης, το Kinect είναι σε θέση να εντοπίζει ταυτόχρονα έως έξι άτομα. Ο χάρτης βάθους που δημιουργείται από τον αισθητήρα βάθους είναι στην ουσία μία εικόνα, η οποία χρησιμοποιεί διαφορετικές αποχρώσεις χρώματος ανάλογα με την απόσταση των αντικειμένων από την πηγή. Αν αναλογιστεί κανείς το μικρό σχετικά κόστος σε σχέση με τις δυνατότητες και την πληροφορία που παρέχει το Kinect, είναι φανερό ότι προσφέρεται για την ανάπτυξη πολύ ενδιαφέροντων εφαρμογών [14]. Στον πίνακα 2.1 συνοψίζονται τα βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά λειτουργίας.

Χαρακτηριστικά	
Ανάλυση	1280 × 960, 1024 × 768, 640 × 480, 320 × 240
Υπέρυθρη αόρατη δέσμη	0.4m έως 3.5m
Χάρτης βάθους, RGB ροή δεδομένων	μέχρι 30 FPS
Ρύθμιση κάθετης κλίσης	±27°
Κάθετο πεδίο ορατότητας	43.5°
Οριζόντιο πεδίο ορατότητας	57°

<sup>1</sup> Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx>

**Πίνακας 2.1:** Χαρακτηριστικά του αισθητήρα Kinect**Σχήμα 2.2:** Περιγραφή περιοχών λειτουργίας<sup>2</sup>

### 2.1.2 Αλγόριθμος Ανίχνευσης Σκελετού

Η υλοποίηση ενός αλγορίθμου ανίχνευσης του σκελετού είναι δύσκολη και σχετίζεται με τον κλάδο της υπολογιστικής όρασης [18], αλλά και άλλους κλάδους. Η ανίχνευση του σκελετού έχει μελετηθεί σε βάθος [17, 22] στο παρελθόν. Με την δυνατότητα στερεοοπτικής όρασης, αλλά και τον στόχο να αλληλεπιδρά με τον άνθρωπο η ομάδα έρευνας της Microsoft υλοποιείσαι εσωτερικά έναν αλγόριθμο εκτίμησης της στάσης του ανθρώπου και της θέσης των αρθρώσεων [25] με κριτήρια τόσο την ακρίβεια των αποτελεσμάτων, όσο και την ταχύτητα για εφαρμογές πραγματικού χρόνου.

**Σχήμα 2.3:** Διαδικασία εξαγωγής της θέσης των αρθρώσεων [25]

<sup>2</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973071.aspx>

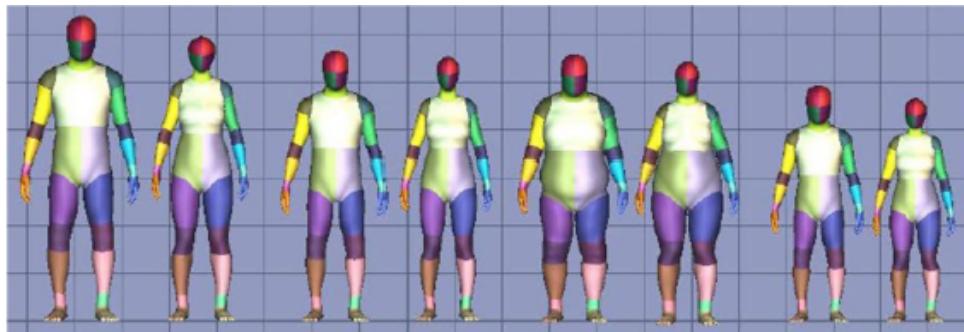
Υπάρχουν δύο υλοποιημένοι αλγόριθμοι ο body part classification και ο offset joint regression. Θα δώσουμε έμφαση στον πρώτο αλγόριθμο. Αρχικά χρησιμοποιώντας τον χάρτη βάθους για κάθε εικονοστοιχείο υπολογίζεται η συνάρτηση απόστασης 2.1, δίνοντας διαφορετικές τιμές στην  $\phi$  ώστε να σαρώνεται ο χώρος γύρω από το εικονοστοιχείο που εξετάζεται. Η συνάρτηση απόστασης μπορεί να υπολογιστεί εύκολα και παράλληλα για κάθε εικονοστοιχείο.

$$f(u|\phi) = z\left(u + \frac{\delta_1}{z(u)}\right) - z\left(u + \frac{\delta_2}{z(u)}\right) \quad (2.1)$$

Όπου το  $\phi = (\delta_1, \delta_2)$  είναι το χαρακτηριστικό που περιγράφει τις 2D μετατοπίσεις από το εικονοστοιχείο  $u$ , η  $z(u)$  δίνει την τιμή βάθους του εικονοστοιχείου. Στην συνέχεια χρησιμοποιώντας τυχαιοποιημένα δέντρα απόφασης (randomized decision forest), γίνεται μια ταξινόμηση για τις συγκεκριμένες παραμέτρους  $\phi$  και εκτιμάται μια πυκνότητα πιθανότητας, που υποδηλώνει σε ποιο τμήμα του σώματος ανήκει το εικονοστοιχείο. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλα τα δέντρα που ανήκουν στο σύνολο και για κάθε εικονοστοιχείο. Τέλος, υπολογίζεται ο μέσος όρος για το συγκεκριμένο εικονοστοιχείο από όλες τις πυκνότητες πιθανότητες που υπολογίστηκαν από κάθε δέντρο απόφασης του συνόλου και ταξινομείται σε ένα τμήμα του σώματος.

$$p(c|u) = \frac{1}{T} \cdot \sum_{l \in L(u)} p_l(c) \quad (2.2)$$

Ως τελικό βήμα με βάση την ταξινόμηση των εικονοστοιχείων του χάρτη βάθους υπολογίζεται η τρισδιάστατη θέση των αρθρώσεων για κάθε τμήμα του σώματος και γίνεται παλινδρόμηση ενός γενικού μοντέλου (σκελετός). Κάτι που δεν αναφέρθηκε είναι ο τρόπος με τον οποίον επιλέγονται οι τιμές  $\phi$ , που ουσιαστικά είναι μια δειγματοληψία στην γειτονία του εικονοστοιχείου. Επίσης είναι φανερό ότι πρέπει να γίνει μια διαδικασία εκπαίδευσης του αλγορίθμου. Για να επιτευχθεί αυτό αρχικά συλλέχθηκαν εικόνες βάθους για τις οποίες ήταν ήδη γνωστή η θέση των αρθρώσεων οπότε τα εικονοστοιχεία ήταν είδη ταξινομημένα στα αντίστοιχα τμήματα του σώματος. Στη συνέχεια συνθέθηκαν κατάλληλα επιπλέον εικόνες βάθους 2.4 από τις υπάρχουσες με διαφορετικά ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά και διαφορετικούς προσανατολισμούς της κάμερας ώστε να κάνουν τον αλγόριθμο πιο αξιόπιστο και γενικό.



**Σχήμα 2.4:** Συνθέσεις των εικόνων βάθους για την εκπαίδευση του αλγορίθμου [25]

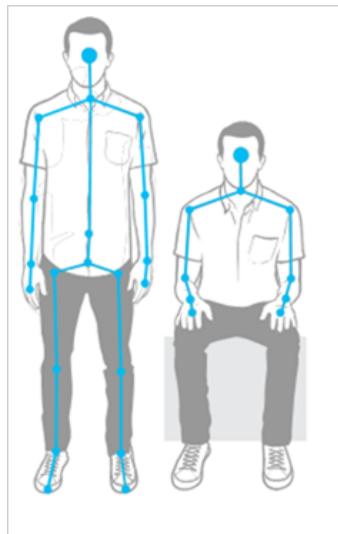
Το πρόβλημα είναι πολύ δύσκολο και εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως είναι το φως, η διαφοροποίηση των ανθρώπων, οι ποικίλες στάσεις, το χρώμα, το δίσημο και από την παρεμπόδιση τιμημάτων του σώματος που δεν είναι ορατά στον αισθητήρα (occlusion). Ο αλγόριθμος επιτυγχάνει πολύ υψηλά ποσοστά ανίχνευσης με μεγάλη ακρίβεια. Είναι ταχύτατος, γιατί από την φύση του μπορεί να εκτελεστεί παράλληλα, με αποτέλεσμα η υλοποίηση του να γίνει στο υλικό εσωτερικά και όχι από λογισμικό.

## 2.2 Εργαλεία

Υπάρχουν πολλές εναλλακτικές λύσεις όσον αφορά το εργαλείο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για πρόσθαση στα δεδομένα που παρέχει το Kinect. Παρακάτω αναφέρονται δύο εργαλεία: το προκαθορισμένο SDK της Microsoft και το εναλλακτικό της OpenNI. Και τα δύο είναι εξίσου καλά και χρησιμοποιούνται από πολλούς χρήστες. Τα εργαλεία παρέχουν επιπλέον δυνατότητες για πιο προχωρημένες εφαρμογές όπως είναι η αναγνώριση ομιλίας, αναγνώριση έκφρασης προσώπου, τρισδιάστατη ανακατασκευή και πολλά άλλα. Παρακάτω αναφέρονται κάποια βασικά χαρακτηριστικά και γίνεται μια σύγκριση.

### 2.2.1 Προκαθορισμένο Εργαλείο της Microsoft

Το εργαλείο της Microsoft είναι δωρεάν και παρέχει πλούσιο ρεπερτόριο από συναρτήσεις για πρόσθαση στην συσκευή. Είναι αποκλειστικά για Windows και δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί από αλλά λειτουργικά. Οι γλώσσες προγραμματισμού που χρησιμοποιούνται είναι η C++ και η C#. Υπάρχει δυνατότητα συνεργασία με άλλες βιβλιοθήκες, όπως είναι η XNA και το DirectX.



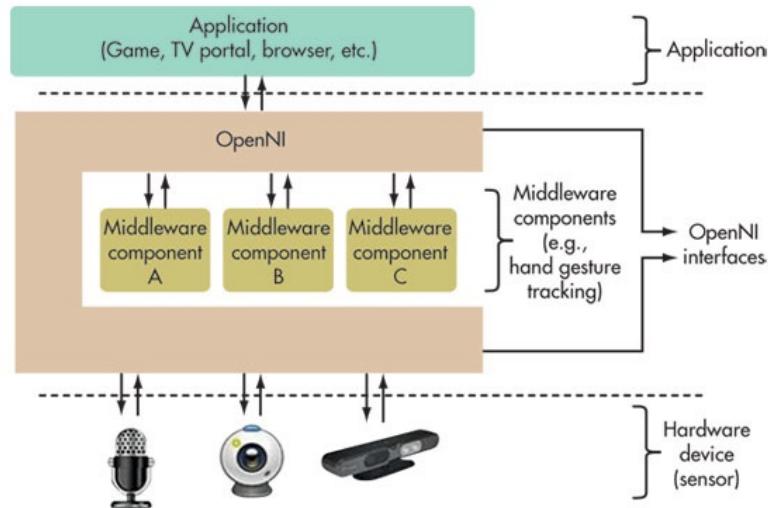
**Σχήμα 2.5:** Σκελετικό σύστημα που παρέχει το εργαλείο της Microsoft<sup>3</sup>

Όσον αφορά την απόκτηση σκελετικής πληροφορίας υπάρχει μια μεγάλη διαφορά στο ότι το SDK της Microsoft παρέχει πληροφορία 20 αρθρώσεων. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα σε σχέση με άλλα εργαλεία είναι ότι δεν απαιτείται βαθμονόμηση του αισθητήρα. Επίσης μπορεί κανείς να ανιχνεύει μέχρι έξι σκελετούς στην ίδια εφαρμογή. Τέλος, παρέχει έτοιμες δομές φίλτρων για την βελτίωση του αποτελέσματος της ακολουθίας των θέσεων, που είναι μια απαραίτητη διαδικασία, αφού υπάρχει πάντα θόρυβος και προβλήματα εκτίμησης της θέσης. Στην εικόνα 2.5 φαίνεται ενδεικτικά η δομή του σκελετού που προσφέρεται από το συγκεκριμένο εργαλείο.

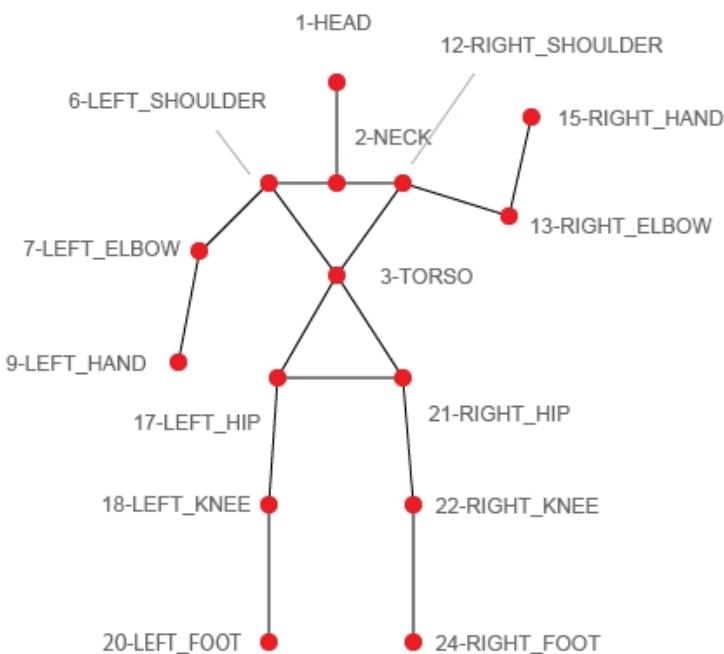
### 2.2.2 Εναλλακτικό Εργαλείο της OpenNI

Το εναλλακτικό εργαλείο είναι το OpenNI, το οποίο εκτός του Kinect δίνει τη δυνατότητα πρόσθασης και σε άλλους αντίστοιχους αισθητήρες με τον ίδιο τρόπο, ενώ έχει μια ξεκάθαρη αρχιτεκτονική που διευκολύνει τον προγραμματισμό (Εικόνα 2.6). Όμοια με το SDK της Microsoft η OpenNI παρέχει πλούσιο ρεπερτόριο από αλγορίθμους και εφαρμογές. Είναι ανοιχτού κώδικα, υπάρχει υλοποίηση τόσο στα Windows όσο και στο Linux cross platform. Οι κύριες γλώσσες προγραμματισμού που υποστηρίζονται από το OpenNI είναι η C++, η Java και η Python.

<sup>3</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973077.aspx>



**Σχήμα 2.6:** Αρχιτεκτονική της βιβλιοθήκης της OpenNI<sup>4</sup>



**Σχήμα 2.7:** Σκελετικό σύστημα που προσφέρει το εργαλείο της OpenNI

Όσον αφορά την εξαγωγή του σκελετού, μειονεκτεί σε σύγκριση με το αντίστοιχο εργαλείο της Microsoft. Αυτό γιατί παρέχει 16 αρθρώσεις όπως φαίνεται στην εικόνα 2.7, που

<sup>4</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://electronicdesign.com/embedded/how-microsoft-s-primesense-based-kinect-really-works>

ίσως δεν είναι αρκετές για την εφαρμογή, ειδάλλως δεν είναι τόσο κρίσιμη διαφορά. Ένα βασικό μειονέκτημα είναι η απαίτηση βαθμονόμησης της συσκευής. Επίσης σημαντικό είναι το κομμάτι που αφορά την βελτίωση των μετρήσεων, καθώς το OpenNI δεν παρέχει έτοιμες δομές, κάτι που χρειάζεται χρόνο για να υλοποιηθεί. Για τους παραπάνω λόγους προτιμήθηκε το εργαλείο της Microsoft. Ενδεικτικά στον πίνακα 2.2 φαίνονται κάποιες βασικές διαφορές.

Χαρακτηριστικά	OpenNI	Microsoft SDK
Πρόσθαση στα δεδομένα βάθους και RGB	Ναι	Ναι
Ανίχνευση αρθρώσεων	Ναι	Ναι
Υποστήριξη αναγνώρισης χειρονομιών	Ναι	'Οχι
Συναρτήσεις άμεσης αποθήκευσης δεδομένων στο δίσκο	Ναι	'Οχι
Βαθμονόμηση	Ναι	'Οχι
Υποστήριξη επεξεργασίας ήχου και αναγνώριση ομιλίας	'Οχι	Ναι
Ευκολία εγκατάστασης	'Οχι	Ναι
Διαθέσιμος αριθμός αρθρώσεων	16	20
Ποιότητα εγχειριδίων τεκμηρίωσης	Καλή	Μέτρια

**Πίνακας 2.2:** Σύγκριση βασικών χαρακτηριστικών μεταξύ των δύο εργαλείων

## 2.3 Σύστημα Μετρήσεων

Η συλλογή ορθών μετρήσεων είναι ένα σημαντικό βήμα για την εξαγωγή σωστών αποτελεσμάτων στα μετέπειτα στάδια. Η καταγραφή της βάδισης του ανθρώπου είναι η βάση για πολλές αναλύσεις από τις οποίες μπορούν να εξαχθούν χρήσιμα αποτελέσματα. Ενδεικτικά θα ήταν χρήσιμη η μελέτη της δυναμικής συμπεριφοράς του σώματος κατά την διεξαγωγή μιας κίνησης, ώστε να μπορεί να μελετηθεί η συμπεριφορά του μυοσκελετικού συστήματος. Πρέπει να δοθεί μεγάλη βαρύτητα στην απόκτηση έγκυρων μετρήσεων και για το λόγο αυτό απαιτείται η δημιουργία αλγορίθμων που θα ελαχιστοποιούν τα σφάλματα και θα διώχνουν τον θόρυβο. Στην συνέχεια εξηγούμενες κάποια ενδεικτικά προβλήματα κατά την διαδικασία της καταγραφής και την αντιμετώπιση τους.

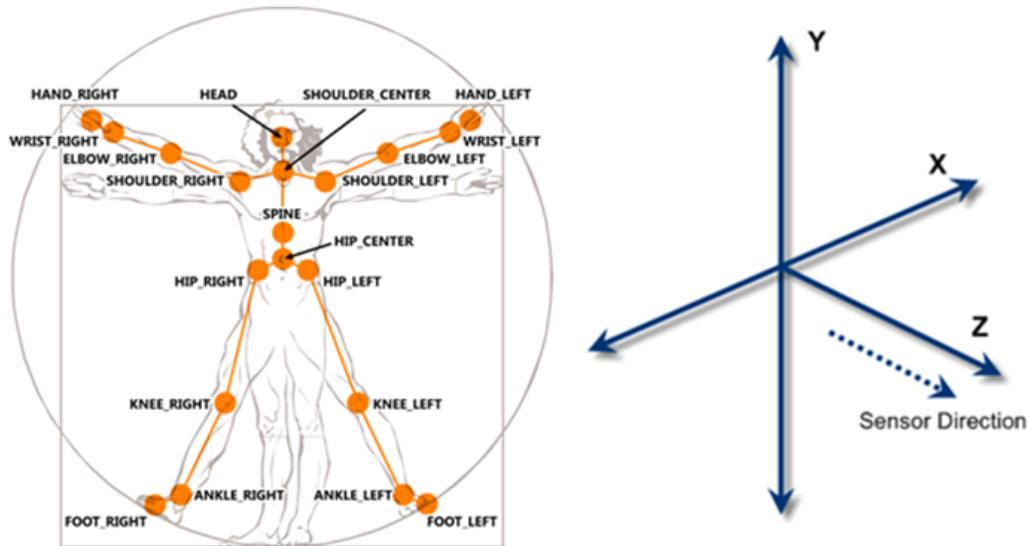
### 2.3.1 Τροχιές των Αρθρώσεων

Ο προγραμματιστής μπορεί να έχει πρόσθαση στα δεδομένα της συσκευής που αφορούν τις συντεταγμένες των αρθρώσεων. Δεδομένου ότι έχει ενεργοποιηθεί εσωτερικά (από τον προγραμματιστή) η ανίχνευση του σκελετού και στο πεδίο ορατότητας της συσκευής έχει ανιχνευθεί αντικείμενο ανθρώπινης μορφής, τότε η συσκευή στέλνει πακέτα με την πληροφορία των θέσεων των αρθρώσεων πίσω στον χρήστη. Το πακέτο περιέχει επιπλέον πληροφορίες για τις αρθρώσεις, όπως είναι ο προσανατολισμός (προϋποθέτει ιεραρχική δομή σκελετού), σκορ εμπιστοσύνης για την μέτρηση (που κυμαίνεται από 0 έως 1) και

κάποιες ενδείξεις αν έχει εξαχθεί συμπέρασμα για την θέση της άρθρωσης. Στην ανάλυση το ενδιαφέρον εστιάζεται στη θέση με την πάροδο του χρόνου. Έστω ότι έχουμε  $N$  αριθμό αρθρώσεων που αποθηκεύονται σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές.

$$p_j^t = \{x_j^t, y_j^t, z_j^t\}, \quad t \in (0, t), \quad j \in (0, N) \quad (2.3)$$

Όπου  $p$  είναι η Καρτεσιανή θέση την χρονική στιγμή  $t$  για την άρθρωση  $j$ . Η αρχή των αξόνων είναι η θέση του Kinect και ο άξονας  $Z$  είναι το βάθος όπως φαίνεται στην εικόνα 2.8.



**Σχήμα 2.8:** Το σύστημα αρθρώσεων που χρησιμοποιήθηκε<sup>5</sup>

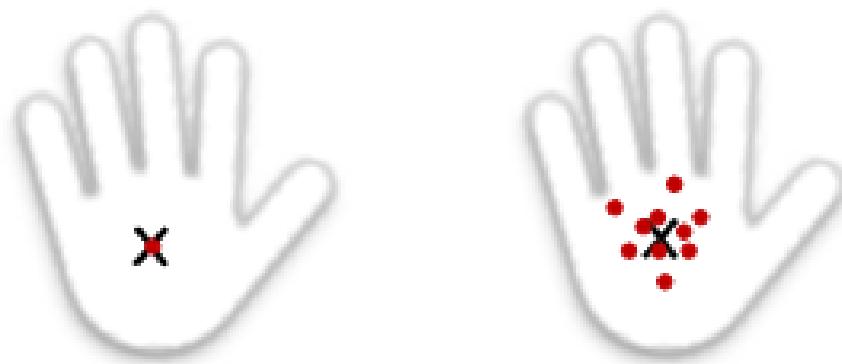
Πρέπει να διευκρινιστεί ότι τα δεδομένα δεν έρχονται περιοδικά σε ντετερμινιστικές χρονικές στιγμές, αλλά έχουν μια απόκλιση που οφείλεται κυρίως στο software και στις εσωτερικές καθυστερήσεις, αλλά και σε επίπεδο υλικού. Για το λόγο αυτό είναι χρήσιμο να γίνει η μέτρηση της χρονικής στιγμής που έρχονται και αποθηκεύονται τα δεδομένα ώστε να χρησιμοποιηθεί στα μετέπειτα στάδια της ανάλυσης. Μια άλλη παρατήρηση είναι ότι τα δεδομένα βρίσκονται στο σύστημα συντεταγμένων με αρχή των αξόνων το Kinect και ανάλογα το εργαλείο που θα χρησιμοποιηθεί στα μετέπειτα στάδια της επεξεργασίας θα πρέπει να γίνει η κατάλληλη μετατροπή συστήματος συντεταγμένων.

### 2.3.2 Αντιμετώπιση του Θορύβου

Υπάρχουν πολλά ενοχλητικά προβλήματα που εμφανίζονται στην πράξη και καθιστούν τις μετρήσεις 'μην κατάλληλες' για επεξεργασία. Ο θόρυβος επηρεάζεται από πολλούς

<sup>5</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131025.aspx>

παράγοντες, όπως είναι ο φωτισμός στον χώρο που διεξάγεται το πείραμα, η σάση του σώματος, η τοποθεσία της συσκευής και πολλά άλλα. Ένα πολύ εμφανές παράδειγμα θορύβου εμφανίζεται κατά την εκτίμηση της θέσης της άρθρωσης, λόγω της μικρής απόκλισης της τιμής από την προηγούμενη μέτρηση, με αποτέλεσμα να δίνει την αίσθηση ότι το δείγμα τρέμει ενώ στην πραγματικότητα είναι στάσιμο όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.9<sup>6</sup>.



(α') Βέλτιστη εκτίμηση της θέσης του χεριού  
(β') Εκτίμηση της θέσης του χεριού λόγω θορύβου

**Σχήμα 2.9:** Πρόβλημα εκτίμησης θέσης λόγω θορύβου<sup>6</sup>

Για την αντιμετώπιση του προβλήματος μπορούν να υλοποιηθούν απλές τεχνικές φιλτράρισματος και να ελαχιστοποιηθεί ο θόρυβος. Πρέπει κανείς να ξεχωρίσει κάποια κριτήρια που είναι το ποσοστό της εξομάλυνσης των πολύ απότομων κινήσεων, την καθυστέρηση που εισάγεται από την αλλαγή που προκαλεί η φάση του φίλτρου και το αν η εφαρμογή είναι πραγματικού χρόνου (online) ή μη (offline).

Αν επιλεχθεί να αποκοπούν οι ψηλές συχνότητες (απότομες κινήσεις), τότε θα αντιμετωπιστεί το πρόβλημα που αναφέρεται πιο πάνω και το αποτέλεσμα θα είναι αυτό της εικόνας 2.9a'. Ο θόρυβος αυτής της μορφής στην ξένη βιτριογραφία αναφέρεται σαν 'jitter'. Πρέπει ωστόσο να δοθεί προσοχή διότι το σύστημα θα αγνοεί πέραν του θορύβου και τις απότομες κινήσεις του δείγματος, κάτι που ίσως είναι ανεπιθύμητο. Η σωστή επιλογή αυτών των παραμέτρων είναι κρίσιμη και εξαρτάται από την εφαρμογή που μας ενδιαφέρει και κυρίως από την ταχύτητα του δείγματος.

Όπως φαίνεται στην εικόνα 2.10 με κόκκινο είναι η τροχιά, όπου βλέπουμε τις ανεπιθύμητες μεταβολές λόγω θορύβου. Με μπλε χρώμα απεικονίζεται η τροχιά μετά το φίλτράρισμα, όπου παρατηρούμε ότι έχει εξομαλυνθεί ο θόρυβος, αλλά έχει δημιουργηθεί καθυστέρηση των δειγμάτων. Κάτι που αξίζει να σημειωθεί είναι ότι αν η εφαρμογή δεν απαιτείται να είναι πραγματικού χρόνου, τότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν μην αιτιατά φίλτρα, που λαμβάνουν υπόψη στους υπολογισμούς τις μελλοντικές τιμές, με αποτέλεσμα να γίνει καλύτερη εκτίμηση της τροχιάς.

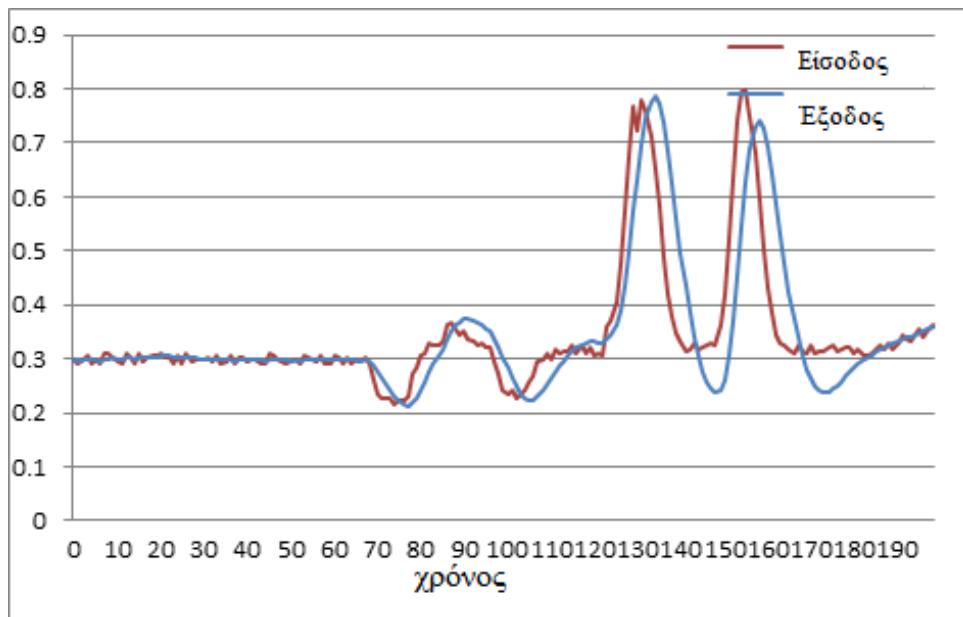
<sup>6</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131429.aspx>

Για παράδειγμα μια απλή τεχνική για την αφαίρεση του θορύβου λόγω jitter βασίζεται στην απλή σχέση αναδρομής 2.4.

$$\hat{p}_n = \begin{cases} p_n, & \text{Αν } \|p_n - \hat{p}_{n-1}\| < \text{κατώφλι} \\ a \cdot p_n + (1 - a) \cdot \hat{p}_{n-1}, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (2.4)$$

Μια κατηγορία από φίλτρα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν είναι τα παρακάτω:

- Κινούμενος μέσος όρος (χαμηλοπερατό)
- Savitzky–Golay (ελαχιστοποιεί το τετραγωνικό σφάλμα)
- Exponential Smoothing Filter (εκθετικό βάρος στις μετρήσεις)
- Adaptive Double Exponential Smoothing Filter (πρόβλεψη και μεταβολή των συντελεστών)
- Taylor Series (δεν έχει μεγάλο παράθυρο πρόβλεψης)
- Median Filter (απαλοιφή θόρυβος)



**Σχήμα 2.10:** Εξομάλυνση και καθυστέρηση της ακολουθίας μετά το φιλτράρισμα<sup>7</sup>

Από τα παραπάνω φίλτρα ο κινούμενος μέσος όρος ουσιαστικά εξομαλύνει το αποτέλεσμα αλλά δεν έχει μεγάλες δυνατότητες πρόβλεψης. Σε αντίθεση τα φίλτρα Savitzky–Golay εκτελούν παλινδρόμηση με χρήση πολυωνύμων, ελαχιστοποιώντας το τετραγωνικό σφάλμα

<sup>7</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131429.aspx>

και κατόπιν κάνουν πρόβλεψη για την επόμενη χρονική στιγμή με βάση το πολυώνυμο που έχει εκτιμηθεί. Τα Exponential Smoothing Filter εξομαλύνουν το αποτέλεσμα λαμβάνοντας υπόψιν τις  $K$  χρονικές στιγμές, με βάρη που φθίνουν εκθετικά, δίνοντας λιγότερη βαρύτητα σε παλαιότερες μετρήσεις. Τα Adaptive Double Exponential Smoothing φίλτρα κάνουν ένα είδος πρόβλεψης με χρήση της ταχύτητας και παράλληλα χρησιμοποιούν συντελεστές βαρύτητας οι οποίοι μεταβάλλονται κατάλληλα 2.5. Οι σειρές Taylor προσεγγίζουν ένα πολυώνυμο με χρήση των παραγώγων και έπειτα προβλέπουν την επόμενη χρονική θέση με βάση αυτό. Οι σειρές Taylor δεν έχουν μεγάλο παράθυρο πρόβλεψης. Τέλος, υπάρχουν απλές υλοποιήσεις φίλτρων για την απαλοιφή του θορύβου όπως είναι το Median φίλτρο. Στον πίνακα 2.3 αναφέρονται οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν, ανάλογα με την εφαρμογή, ενώ για το επιθυμητό αποτέλεσμα του φιλτραρίσματος μπορούν να επιλεχθούν κατάλληλες τιμές ως παράμετροι των φίλτρων. Οι τιμές αυτές εκτιμήθηκαν πειραματικά με κριτήριο την ταχύτητα απόκρισης αλλά και την καθαρότητα της καταγεγραμμένης κίνησης.

$$\begin{aligned} b_n &= \gamma \cdot (\hat{p}_n - \hat{p}_{n-1}) + (1 - \gamma) \cdot b_{n-1} \\ \hat{p}_n &= \alpha \cdot p_n + (1 - \alpha) \cdot (\hat{p}_{n-1} + b_{n-1}) \end{aligned} \tag{2.5}$$

Παράμετροι	Κανονικό <sup>a</sup>	Μέτριο <sup>b</sup>	Δυνατό <sup>c</sup>
Εξομάλυνση	0.5	0.5	0.7
Διόρθωση	0.5	0.1	0.3
Πρόβλεψη	0.5	0.5	1.0
Ακτίνα θορύβου	0.05	0.1	1.0
Μέγιστη απόκλιση	0.04	0.1	1.0

<sup>a</sup> Φιλτράρει ελαφρώς το jitter. Καλό για εφαρμογές αναγνώρισης σε παιχνίδια, όπου υπάρχουν απότομες κινήσεις.

<sup>b</sup> Μειώνει αρκετά το jitter. Είναι καλό για εφαρμογές όπου απαιτείται ομαλή κίνηση.

<sup>c</sup> Μειώνει πολύ το jitter. Αφορά εφαρμογές που δεν ενδιαφερόμαστε για την καθυστέρηση της κίνησης.

**Πίνακας 2.3:** Ενδεικτικές παράμετροι του φίλτρου

# Κεφάλαιο 3

## Περιγραφή Στερεών Σωμάτων

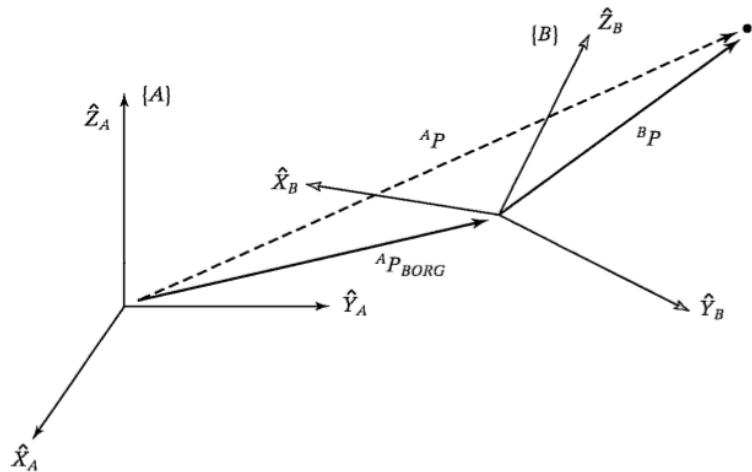
Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται μια σύντομη περιγραφή της μαθηματικής διατύπωσης του προβλήματος της κινηματικής και της δυναμικής των στερεών σωμάτων. Αρχικά μελετούνται οι σχετικοί μετασχηματισμοί, που είναι το βασικό εργαλείο περιγραφής της θέσης και του προσανατολισμού των αντικειμένων. Έπειτα γίνεται μια σύντομη περιγραφή της κίνησης των σωμάτων από την σκοπιά των σχετικών μετασχηματισμών και περιγράφεται η διαδικασία της αντίστροφης κινηματικής. Επίσης διατυπώνεται το πρόβλημα της αντίστροφης κινηματικής, εξηγώντας στο πως επιλύεται και τα προβλήματα που υπάρχουν. Τέλος, επεκτείνεται η ανάλυση στα προβλήματα της αντίστροφης και ορθής δυναμικής και προτείνονται τρόποι επίλυσης τους, αλλά και τα προβλήματα που συναντώνται<sup>1</sup>.

### 3.1 Μετασχηματισμοί

Η θέση και ο προσανατολισμός ενός στερεού σώματος στο χώρο αναφορικά με ένα αδρανειακό καρτεσιανό πλαίσιο συντεταγμένων  $\{B\}$  γίνεται με την περιγραφή της θέσης και του προσανατολισμού ενός καρτεσιανού πλαισίου  $\{A\}$ , το οποίο στερεώνουμε σε ένα αυθαίρετο σημείο του σώματος, π.χ. στο κέντρο μάζας. Το διάνυσμα θέσης του πλαισίου  $\{B\}$  εκφρασμένο στο αδρανειακό πλαίσιο  $\{A\}$  με  ${}^A P_{BORG}$  και περιγράφει την θέση του στερεού σώματος ενώ ο πίνακας  ${}^A R_B$  περιγράφει τον προσανατολισμό του σε σχέση με το αδρανειακό σύστημα. Το ζεύγος  $\{{}^A P_{BORG}, {}^A R_B\}$  περιγράφει πλήρως την διάταξη του στερεού σε σχέση με το αδρανειακό 3.1. Έτσι μπορεί κανείς να εκφράσει την σχετική θέση ενός σημείου στο πλαίσιο  $\{B\}$  ως προς το πλαίσιο  $\{A\}$  ως εξής:

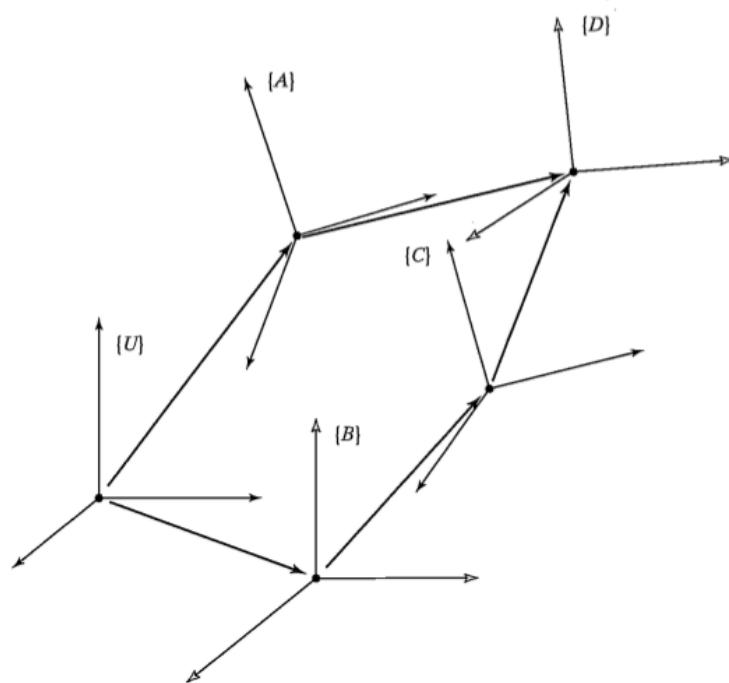
$${}^A P = {}^A T_B \cdot {}^B P, \quad {}^A T_B = \begin{bmatrix} {}^A R_B & {}^A P_{BORG} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

<sup>1</sup>Για περισσότερες πληροφορίες σχετικά με την μοντελοποίηση και την τυποποίηση των εξισώσεων ο αναγνώστης μπορεί να καταφύγει στα [3, 19].



**Σχήμα 3.1:** Σχέση μεταξύ των δύο συστημάτων [3]

Στις περιπτώσεις όπου έχουμε αλυσίδες από πλαίσια που ενώνονται με τους αντίστοιχους σχετικούς μετασχηματισμούς μπορούμε να εκφράσουμε την σχετική θέση ενός πλαισίου, πολλαπλασιάζοντας τους αντίστοιχους μετασχηματισμούς. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.2 μπορεί να υπάρχουν εναλλακτικές διαδρομές που περιγράφουν την θέση ενός πλαισίου και οι μετασχηματισμοί που ισχύουν μπορούν να περιγραφούν από τις εξισώσεις 3.2. Σε περίπτωση που υπάρχει κάποιος άγνωστος μετασχηματισμός μπορεί κανείς να λύσει ως προς τον άγνωστο δοσμένου ότι γνωρίζει τους υπόλοιπους.



**Σχήμα 3.2:** Αλυσίδες μετασχηματισμών [3]

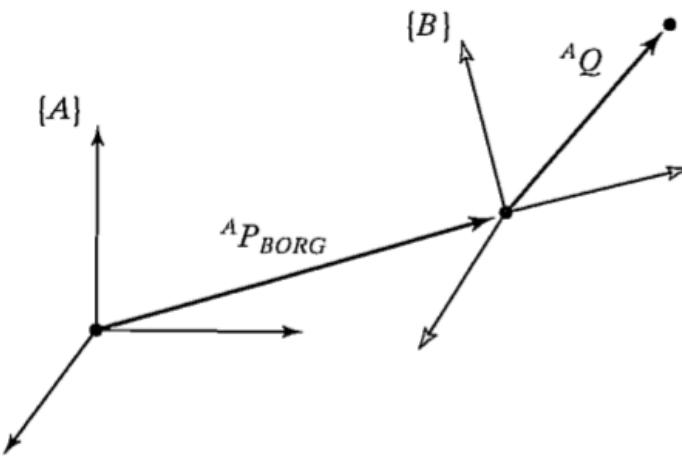
$$\begin{aligned}
 {}^U T_D &= {}^U T_A \cdot {}^A T_D \\
 {}^U T_D &= {}^U T_B \cdot {}^B T_C \cdot {}^C T_D \\
 {}^U T_A \cdot {}^A T_D &= {}^U T_B \cdot {}^B T_C \cdot {}^C T_D
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

## 3.2 Κινηματική

Για να κατανοήσουμε το πρόβλημα της κινηματικής, αλλά και της δυναμικής πρέπει να ξεκαθαριστεί η αλληλεπίδραση των ταχυτήτων σε ένα σύστημα στερεών σωμάτων. Για το λόγο αυτό πριν προχωρήσουμε στην ανάλυση απαιτείται μια μικρή εισαγωγή στον τρόπο που απορρέουν οι εξισώσεις που περιγράφουν την ταχύτητα ενός στερεού με χρήση των σχετικών μετασχηματισμών. Στην συνέχεια θα γενικεύσουμε σε συστήματα σωμάτων.

### 3.2.1 Μελέτη της Ταχύτητας

Έστω ότι θέλουμε να μελετήσουμε την κίνηση ενός σημείου  ${}^B Q$  που ανήκει σε ένα στέρεο σώμα. Στην γενική περίπτωση το σημείο  ${}^B Q$  θα έχει μια γραμμική ταχύτητα ως προς κάποιο πλαίσιο  $\{B\}$ . Το πλαίσιο  $\{B\}$  θα έχει και αυτό γραμμική και περιστροφική ταχύτητα ως προς κάποιο πλαίσιο παρατήρησης  $\{A\}$ . Θα θέλαμε να εκφράσουμε την ταχύτητα που έχει το σημείο  ${}^B Q$  ως προς το πλαίσιο παρατήρησης όπως φαίνεται στην εικόνα 3.3.



**Σχήμα 3.3:** Γενική περίπτωση κίνησης ενός σημείου [3]

Έστω ότι η γραμμική ταχύτητα του πλαισίου  $\{B\}$  σε σχέση με το  $\{A\}$  είναι  ${}^A V_{BORG}$  και η γωνιακή ταχύτητα είναι  ${}^A \Omega_{BORG}$ . Η γωνιακή ταχύτητα είναι ένα διάνυσμα, στο οποίο

η διεύθυνση εκφράζει τον áξονα περιστροφής, ενώ το μέτρο του την γωνία. Επίσης το σημείο  $Q$  κινείται με ταχύτητα  ${}^B V_Q$ . Η γενική εξίσωση που περιγράφει την κίνηση του σημείου  $Q$  δίνεται από την εξίσωση 3.3.

$${}^A V_Q = {}^A V_{BORG} + {}^A R_B \cdot {}^B V_Q + {}^A \Omega_B \times {}^A R_B \cdot {}^B Q \quad (3.3)$$

Έστω ότι το σημείο  $Q$  είναι αδρανειακό ως προς το πλαίσιο  $\{B\}$ . Αν υποθέσουμε ότι το πλαίσιο παρατήρησης  $\{A\}$  συμπίπτει με το πλαίσιο  $\{B\}$ , τότε η θέση του σημείου  $Q$  ως προς το  $\{A\}$  δίνεται από την εξίσωση 3.4.

$${}^A Q = {}^A R_B \cdot {}^B Q \quad (3.4)$$

Αν παραγωγίσουμε την σχέση 3.4 θα πάρουμε την ταχύτητα του σημείου ως προς το  $\{A\}$ .

$$\begin{aligned} {}^A \dot{Q} &= {}^A \dot{R}_B \cdot {}^B Q \\ {}^A V_Q &= {}^A \dot{R}_B \cdot {}^A R_B^{-1} \cdot {}^A Q \\ {}^A V_Q &= {}^A S_B \cdot {}^A Q \end{aligned} \quad (3.5)$$

Όπου  ${}^A S_B$  είναι ο αντισυμμετρικός πίνακας και εκφράζεται ως εξής:

$${}^A S_B = \begin{bmatrix} 0 & -\Omega_z & \Omega_y \\ \Omega_z & 0 & -\Omega_x \\ -\Omega_y & \Omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

### 3.2.2 Μετάδοση της Ταχύτητας

Ας δούμε το πρόβλημα της μετάδοσης της ταχύτητας από άρθρωση σε άρθρωση όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4. Θα μελετήσουμε αρχικά την επιφροή της γωνιακής ταχύτητας για την άρθρωση  $i+1$  και έπειτα της γραμμικής ταχύτητας. Θα επικεντρωθούμε μόνο σε αρθρώσεις που περιστρέφονται γύρω από τυχαίο áξονα  $Z$ . Η γωνιακή ταχύτητα δίνεται από την σχέση 3.7.

$${}^i \omega_{i+1} = {}^i \omega_i + {}^i R_{i+1} \cdot \dot{q}_{i+1} \cdot {}^{i+1} \hat{Z}_{i+1} \quad (3.7)$$

Αν πολλαπλασιάσουμε την εξίσωση 3.7 από τα δύο μέρη με  ${}^{i+1} R_i$  μπορούμε να εκφράσου-

με το αποτέλεσμα στο πλαίσιο  $\{i+1\}$ , θα εξάγουμε την εξίσωση 3.8.

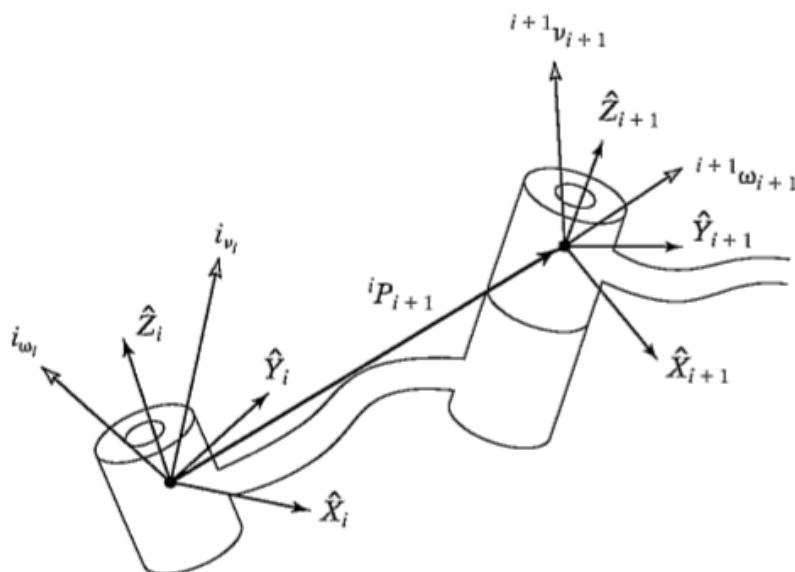
$${}^{i+1}\omega_{i+1} = {}^{i+1}R_i \cdot {}^i\omega_i + \dot{q}_{i+1} \cdot {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1} \quad (3.8)$$

Όσον αφορά την γραμμική ταχύτητα η σχέση δίνεται από την εξίσωση 3.9.

$${}^i u_{i+1} = {}^i u_i + {}^i\omega_i \times {}^i P_{i+1} \quad (3.9)$$

Αν πολλαπλασιάσουμε ξανά την εξίσωση 3.9 με  ${}^{i+1}R_i$  θα έχουμε την σχέση 3.10.

$${}^{i+1}u_{i+1} = {}^{i+1}R_i \cdot ({}^i u_i + {}^i\omega_i \times {}^i P_{i+1}) \quad (3.10)$$



**Σχήμα 3.4:** Μετάδοση της ταχύτητας από άρθρωση σε άρθρωση [3]

### 3.2.3 Αντίστροφη Κινηματική

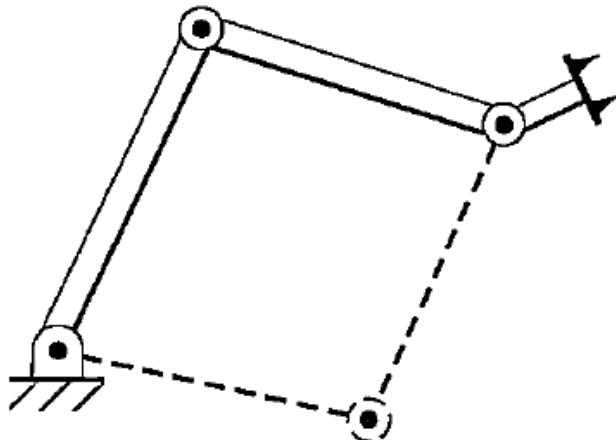
Η αντίστροφη κινηματική είναι ένα σημαντικό εργαλείο για τη διεξαγωγή του πειράματος. Εν ολίγοις είναι η διαδικασία που μετατρέπει τις θέσεις των αρθρώσεων από το καρτεσιανό τρισδιάστατο χώρο σε γενικευμένες συντεταγμένες του μοντέλου (γωνίες), έτσι ώστε κάθε χρονική στιγμή το μοντέλο να είναι στην ίδια διάταξη με τις μετρήσιμες θέσεις των αντίστοιχων αρθρώσεων. Παρακάτω θα δοθεί η μαθηματική διατύπωση για την λύση του προβλήματος και θα επισημανθούν κάποια λεπτά σημεία που ίσως οδηγήσουν σε λάθος αποτελέσματα.

Δοθέντος ενός συστήματος σωμάτων με  $N$  βαθμών ελευθερίας με γενικευμένη συντεταγμένη  $q_j^t$  και δοσμένη χρονική ακολουθία θέσεων για κάθε άρθρωση του μοντέλου  $p_j^t$  με  $j \in (1, N)$ . Το πρόβλημα της εύρεσης των γενικευμένων συντεταγμένων για κάθε άρθρωση, ώστε να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα της απόστασης μεταξύ της παρατήρησης και της στάσης του μοντέλου, μπορεί να μοντελοποιηθεί σαν πρόβλημα βελτιστοποίησης [24]. Στόχος είναι η ελαχιστοποίηση του σφάλματος, όπου το σφάλμα είναι η αθροιστική συνάρτηση απόστασης μεταξύ του μοντέλου και των θέσεων. Σαν συνάρτηση απόστασης μπορεί να επιλεχθεί η Ευκλείδεια νόρμα 2ης τάξης. Επίσης κατά την επίλυση θα πρέπει να ληφθούν υπόψη και οι φυσικοί περιορισμοί της διάταξης για κάθε άρθρωση.

$$\begin{aligned} \underset{q}{\text{minimize}} \quad & \sum_{j=1}^N w_j \cdot \|p_j - p(q_j)\|^2 \\ \text{s.t.} \quad & c_j(q_j) \leq b_j, \quad i = 1, \dots, N. \end{aligned} \quad (3.11)$$

Όπως φαίνεται στις εξισώσεις 3.11, οι  $c_j(q_j) \leq b_j$  είναι οι περιορισμοί των αρθρώσεων. Που σημαίνει ότι η λύση των  $q$ 's θα πρέπει να την ικανοποιούν. Το  $w_j$  είναι ο συντελεστής βαρύτητας για την συγκεκριμένη άρθρωση και καθορίζει πόσο σημαντική είναι στον υπολογισμό του σφάλματος.

Προβλήματα που μπορούν να εμφανιστούν κατά την διαδικασία είναι η πολλαπλή λύση όπως φαίνεται στην εικόνα 3.5. Αυτό οφείλεται στο αριθμό των βαθμών ελευθερίας, των οποίων το πλήθος είναι ανάλογο της ευελιξίας της διάταξης. Τεχνικές που μπορούν να βελτιώσουν το αποτέλεσμα είναι η ελαχιστοποίηση των βαθμών ελευθερίας της διάταξης ή εισαγωγή κατάλληλων περιορισμών. Για παράδειγμα, σε αρθρώσεις που έχουν τρεις βαθμούς ελευθερίας, όπως είναι ο γοφός υπάρχει μεγάλη ευελιξία με αποτέλεσμα να δοθούν πολλαπλές λύσεις και να μην προσανατολιστεί σωστά το τμήμα του μηρού.



**Σχήμα 3.5:** Πρόβλημα πολλαπλότητας λύσεων κατά την αντίστροφη κινηματική [3]

Ένα σημαντικό πρόβλημα που έχει να κάνει με τις δυνατότητες του συγκεκριμένου συστήματος καταγραφής, είναι ότι η πληροφορία που παρέχει μπορεί να μην αρκεί για να περιγράψει σωστά την διάταξη. Δηλαδή, αν υποθέσουμε ότι έχουμε ένα τμήμα με έξι βαθμούς ελευθερίας (τρεις περιστροφές και τρεις μετατοπίσεις), τότε για να επιλυθεί το σύστημα απαιτούνται τουλάχιστον τρία μη συγγραμμικά σημεία πάνω στο τμήμα. Για το λόγο αυτό, τα καλά συστήματα όπως είναι το Vicon, καταγράφουν πολλαπλές θέσεις σε κάθε τμήμα του σώματος.

### 3.3 Δυναμική

Αφού έχει γίνει η ανάλυση της κινηματικής, το επόμενο βήμα συνίσταται στην εξαγωγή σημαντικών συμπερασμάτων για το μοντέλο, όπως είναι οι δυνάμεις και οι ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις για την παραγωγή της δοσμένης κίνησης. Η δυναμική είναι η μελέτη του υπολογισμού των δυνάμεων και των ροπών για δεδομένες τροχιές, ταχύτητες και επιταχύνσεις με βάση τον δεύτερο νόμο του Νεύτωνα.

Υπάρχουν διάφοροι μέθοδοι για τον υπολογισμό των δυνάμεων και των ροπών. Μια κατηγορία είναι η αναλυτική μέθοδος, η οποία δίνει όλη την πληροφορία της διάταξης. Οι πράξεις που απαιτούνται για τον υπολογισμό μιας χρονικής στιγμής όσον αφορά της προσθέσεις και τους πολλαπλασιασμούς είναι της τάξεως  $O(n^4)$ , όπου  $n$  είναι οι βαθμοί ελευθερίας της διάταξης. Στον αντίποδα υπάρχουν αναδρομικές μέθοδοι, όπως είναι η Iterative Newton-Euler, που είναι πιο αποδοτικές και επιτυγχάνουν πολυπλοκότητα της τάξεως  $O(n)$ .

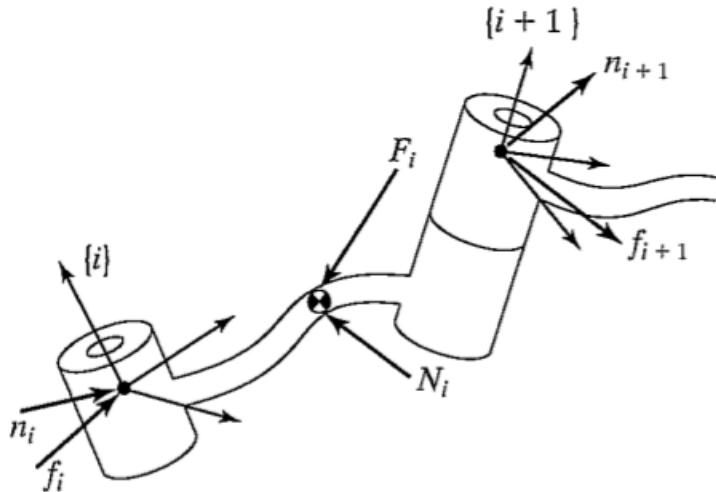
Σκοπός όλων των μεθόδων είναι η επίλυση της γενικευμένης δυναμικής εξίσωσης 3.12 που περιγράφει την διάταξη.

$$M(q) \cdot \ddot{q} + V(q, \dot{q}) + G(q) + F(q, \dot{q}) = \tau \quad (3.12)$$

Όπου  $q$  είναι η γενικευμένη συντεταγμένη των αρθρώσεων και είναι ένα διάνυσμα στήλης μεγέθους  $n \times 1$ , όσοι είναι οι βαθμοί ελευθερίας του συστήματος. Ο  $M(q)$  είναι ο πίνακας αδράνειας του συστήματος διαστάσεων  $n \times n$  και εξαρτάται από το  $q$  (την γενικευμένη θέση). Το διάνυσμα στήλης  $V(q, \dot{q})$  μεγέθους  $n \times 1$  συμβολίζει τις φυγόκεντρες δυνάμεις και τις δυνάμεις Coriolis, που εξαρτώνται από το τετράγωνο της ταχύτητας και του γινομένου των συζευγμένων ταχυτήτων αντίστοιχα. Το διάνυσμα στήλης  $G(q)$  μεγέθους  $n \times 1$  είναι η βαρύτητα που δρα πάνω στα διάφορα τμήματα της διάταξης. Το διάνυσμα  $F(q, \dot{q})$  μεγέθους  $n \times 1$  έχει να κάνει με τις εξωτερικές δυνάμεις, όπως είναι οι τριβές για παράδειγμα. Τέλος, στο άλλο μέλος της εξίσωσης έχουμε τις γενικευμένες δυνάμεις και ροπές που πρέπει να ασκηθούν στις αρθρώσεις για να παραχθεί η κίνηση και έχει διαστάσεις  $n \times 1$ .

### 3.3.1 Επίλυση με τον Αναδρομικό Αλγόριθμο

Η περιγραφή των εξισώσεων του αλγορίθμου Iterative Newton-Euler προϋποθέτουν την γνώση των θέσεων, των ταχυτήτων και των επιταχύνσεων ( $q, \dot{q}, \ddot{q}$ ) για όλες τις αρθρώσεις. Επίσης είναι απαραίτητη η γνώση της κατανομής της μάζας των τμημάτων του μοντέλου που υπολογίζονται ως προς το κέντρο μάζας. Ο αλγόριθμος αποτελείται από δύο βήματα. Το πρώτο βήμα, ξεκινώντας από την βάση μέχρι την άκρη (τελευταία άρθρωση στην αλυσίδα) του μοντέλου υπολογίζει τις ταχύτητες και τις επιταχύνσεις που διαδίδονται, αλλά και τις δυνάμεις και τις ροπές του κέντρου μάζας με βάση των εξισώσεων 3.13. Το δεύτερο βήμα, ξεκινώντας ανάποδα από την άκρη μέχρι την βάση υπολογίζει τις δυνάμεις και τις ροπές στις αρθρώσεις με βάση τις εξισώσεις 3.14.



**Σχήμα 3.6:** Διάγραμμα ελευθέρου σώματος για δύο γειτονικές αρθρώσεις [3]

Η πρώτη αναδρομή περιγράφεται από τις εξής σχέσεις για  $i : 0 \rightarrow n - 1$ :

$$\begin{aligned}
 {}^{i+1}\omega_{i+1} &= {}^{i+1}R_i \cdot {}^i\omega_i + \dot{q}_{i+1} \times {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1} \\
 {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} &= {}^{i+1}R_i \cdot {}^i\dot{\omega}_i + {}^{i+1}R_i \cdot {}^i\omega_i \times \dot{q}_{i+1} \cdot {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1} + \ddot{q}_{i+1} \cdot {}^{i+1}\hat{Z}_{i+1} \\
 {}^{i+1}\dot{u}_{i+1} &= {}^{i+1}R_i \cdot ({}^i\dot{\omega}_i \times {}^iP_{i+1} + {}^i\omega_i \times ({}^i\omega_i \times {}^iP_{i+1}) + {}^i\dot{u}_i) \\
 {}^{i+1}\dot{u}_{C_{i+1}} &= {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}} + {}^{i+1}\omega_{i+1} \times ({}^{i+1}\omega_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}}) + {}^{i+1}\dot{u}_{i+1} \\
 {}^{i+1}F_{i+1} &= m_{i+1} \cdot {}^{i+1}\dot{u}_{C_{i+1}} \\
 {}^{i+1}N_{i+1} &= {}^{C_{i+1}}I_{i+1} \cdot {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} + {}^{i+1}\omega_{i+1} \times {}^{C_{i+1}}I_{i+1} \cdot {}^{i+1}\omega_{i+1}
 \end{aligned} \tag{3.13}$$

Η δεύτερη αναδρομή περιγράφεται από τις εξής σχέσεις για  $i : n \rightarrow 1$ :

$$\begin{aligned} {}^i f_i &= {}^i R_{i+1} \cdot {}^{i+1} f_{i+1} + {}^i F_i \\ {}^i n_i &= {}^i N_i + {}^i R_{i+1} \cdot {}^{i+1} n_{i+1} + {}^i P_{C_i} \times {}^i F_i + {}^i P_{i+1} \times {}^i R_{i+1} \cdot {}^{i+1} f_{i+1} \\ \tau_i &= {}^i n_i^T \cdot {}^i \hat{Z}_i \end{aligned} \quad (3.14)$$

### 3.3.2 Αντίστροφη Δυναμική

Το πρόβλημα της αντίστροφης δυναμικής ορίζεται ως ο προσδιορισμός των γενικευμένων ροπών ή δυνάμεων που πρέπει να ασκηθούν στις αρθρώσεις, ώστε το σύστημα να παράξει την συγκεκριμένη κίνηση. Κοιτάζοντας την εξίσωση 3.12 ουσιαστικά ο άγνωστος είναι το  $\tau$  σε κάθε χρονική στιγμή της εξέλιξης της κίνησης. Είναι φανερό ότι απαιτείται η γνώση των υπόλοιπων παραμέτρων που βρίσκονται αριστερά της εξίσωσης. Συνήθως η διαδικασία της αντίστροφης δυναμικής βασίζεται στα αποτελέσματα της αντίστροφης κινηματικής που προσδιορίζει μια ακολουθία από  $q$ 's. Είναι απαραίτητο να εξαχθούν και οι άλλες δύο παραγώγοι ( $\dot{q}$ ,  $\ddot{q}$ ) με την βοήθεια αριθμητικών παραγώγων.

Πρέπει να επισημάνουμε την σημασία των εξωτερικών δυνάμεων στον υπολογισμό του  $\tau$  στην εξίσωση. Επίσης οι προσεγγίσεις που κάνουμε στην μοντελοποίηση σε συνδυασμό με τα σφάλματα που εισάγονται από τις προσεγγίσεις των παραγώγων, λαμβάνουν μεγάλο ρόλο στην ακρίβεια των λύσεων. Τέλος, η προσέγγιση της αδράνειας του συστήματος είναι σημαντικός παράγοντας στην ανάλυση και ταυτόχρονα είναι πολύ δύσκολο να εκτιμηθεί.

### 3.3.3 Ορθή Δυναμική

Γενικά η διαδικασία της ορθής κινηματικής είναι ευαίσθητη σε σφάλματα και μπαίνει πολύ εύκολα σε αστάθεια. Δεδομένων των γενικευμένων δυνάμεων και ροπών που ασκούνται στο σύστημα σκοπός είναι να βρεθούν οι γενικευμένες συντεταγμένες  $q$ 's και να παραχθεί κίνηση. Λύνοντας την 3.12 ως προς τις επιταχύνεις καταλήγουμε στην εξίσωση 3.15.

$$\ddot{q} = M(q)^{-1} \cdot \{\tau - V(q, \dot{q}) - G(q) - F(q, \dot{q})\} \quad (3.15)$$

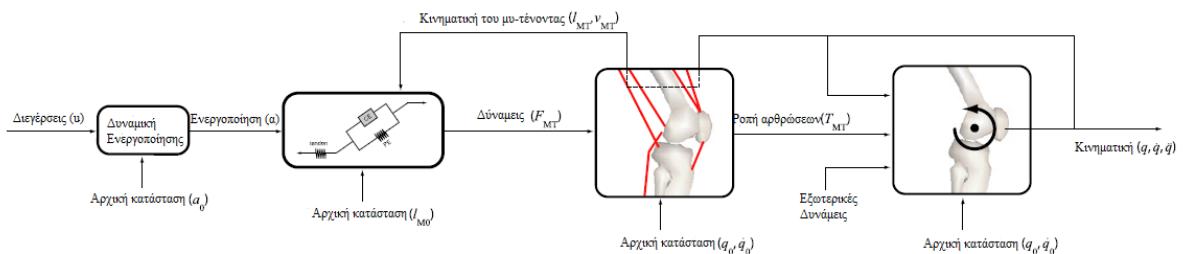
Αν ολοκληρώσουμε την επιτάχυνση δύο φορές με κάποια αριθμητική μέθοδο ολοκλήρωσης, λαμβάνουμε τις γενικευμένες συντεταγμένες  $q$ 's. Παρόλο που το πρόβλημα φαίνεται απλό, στην πραγματικότητα αν τροφοδοτήσουμε το μοντέλο με τις υπολογισμένες τιμές των  $q$ 's, δεν θα παραχθεί σωστή κίνηση και πολύ πιθανό να μπει στην αστάθεια. Αυτό συμβαίνει επειδή παραβιάζεται ο 2ος νόμος του Νεύτωνα  $F \neq m \cdot a$ , κυρίως λόγω σφαλμάτων που συσσωρεύονται κατά την διαδικασία.

Για να καταλάβουμε το πρόβλημα ας θυμηθούμε τι θέλαμε να κάνουμε. Αρχικά έγινε η καταγραφή μιας κίνησης και το αποτέλεσμα μαζί με ένα μοντέλο χρησιμοποιείται στην αντίστροφη κινηματική, για να παραχθούν οι γενικευμένες συντεταγμένες του μοντέλου. Παράλληλα έχουν καταγραφεί οι εξωτερικές δυνάμεις και έχει γίνει μια εκτίμηση των παραμέτρων αδράνειας. Με βάση το αποτέλεσμα της αντίστροφης κινηματικής παραγωγής έχουμε δύο φορές την αικολουθία και τροφοδοτούμε τη διαδικασία της αντίστροφης δυναμικής έτσι ώστε να μας υπολογίσει τις γενικευμένες ροπές. Τέλος, χρησιμοποιούμε τις γενικευμένες ροπές και εκτελούμε ορθή δυναμική. Συμπερασματικά, α) έχουμε εισάγει θόρυβο από τις μετρήσεις των τροχιών και των εξωτερικών δυνάμεων, β) φτιάξαμε ένα μοντέλο που προσεγγίζει το υποκείμενο, γ) προσεγγίσαμε τις δύο παραγώγους από τις μετρήσεις με αριθμητικές μεθόδους εισάγοντας σφάλμα, δ) κατά την εκτέλεση της αντίστροφης κινηματικής συσσωρεύτηκαν σφάλματα λόγω περιορισμένης ακριβείας ε) κάναμε υποθέσεις για την κατανομή της μάζας του δείγματος, προσεγγίσαμε την αδράνεια και στ) εισήχθησαν σφάλματα κατά την εκτέλεση της ορθής δυναμικής. Όλα αυτά συνεισφέρουν στην συσώρευση σφαλμάτων και λανθασμένη εκτίμηση της κίνησης. Ωστόσο υπάρχουν τεχνικές μείωσης του σφάλματος και εξαγωγής βιολογικά ορθών αποτελεσμάτων όπως θα δούμε και στην συνέχεια.

## Κεφάλαιο 4

### Μυοσκελετικό Σύστημα

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται η διαδικασία της δυναμικής σε μυοσκελετικά μοντέλα. Στόχος είναι να εκτιμηθούν οι δυνάμεις που παράγονται από τους μύες, που ισοδυναμούν με ροπές, οι οποίες με την σειρά τους μετατρέπονται σε κίνηση που προέρχεται αρχικά από την νευρική διέγερση των μυών. Η παραπάνω διαδικασία μπορεί να χωριστεί σε τέσσερα βήματα, την μυϊκή ενεργοποίηση (muscle activation dynamics), την μυϊκή συστολή (muscle contraction dynamics), την μυοσκελετική γεωμετρία και τέλος την εξίσωση της κίνησης, η οποία επιτρέπει την μετατροπή της ροπής των αρθρώσεων σε κίνηση. Η διαδικασία περιγράφεται συνοπτικά στην εικόνα 4.1.



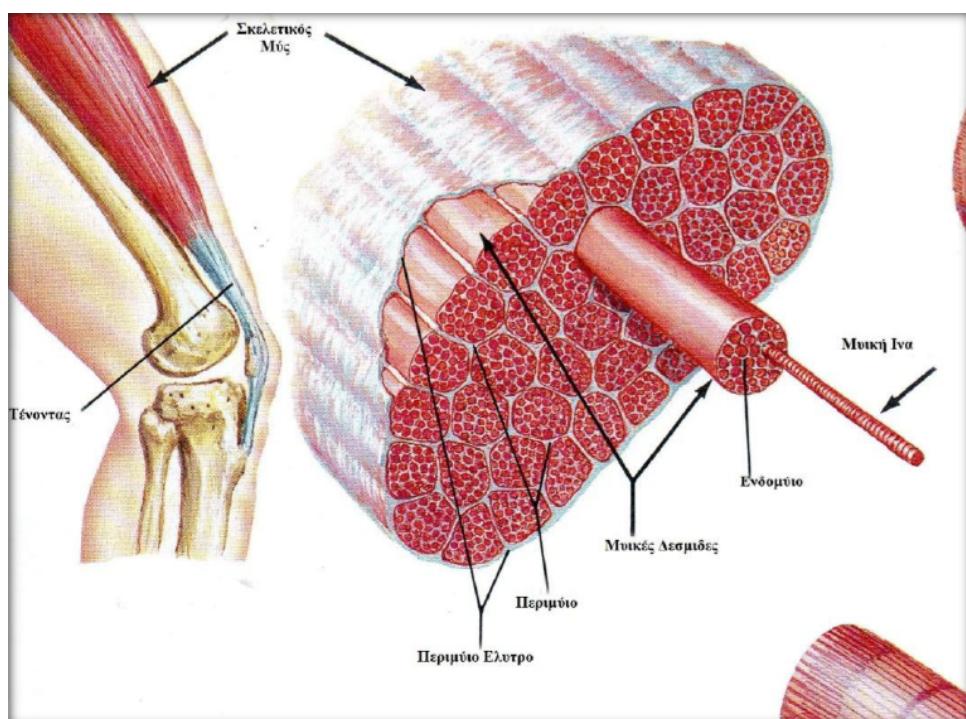
**Σχήμα 4.1:** Στάδια από την διέγερση έως την παραγωγή της κίνησης [7]

Στο παρόν κεφάλαιο θα ξεκινήσουμε με μια εισαγωγή στην φυσιολογία του μυ. Στην συνέχεια θα γίνει ανάλυση της δυναμικής συμπεριφοράς της ενεργοποίησης και θα δοθεί μια μαθηματική διατύπωση. Έπειτα θα γίνει αναφορά στο μοντέλο του μυ και συγκεκριμένα στα Hill τύπου μοντέλα και την μυϊκή συστολή. Τέλος, θα εξηγηθεί η σχέση της τοποθεσίας του μυ στην σκελετική διάταξη με τη δυναμική του συμπεριφορά, καθώς και η μοντελοποίηση αυτής, συνδέοντας τις δυναμικές εξισώσεις με τις δυνάμεις των μυών.

## 4.1 Η Φυσιολογία του Μυ

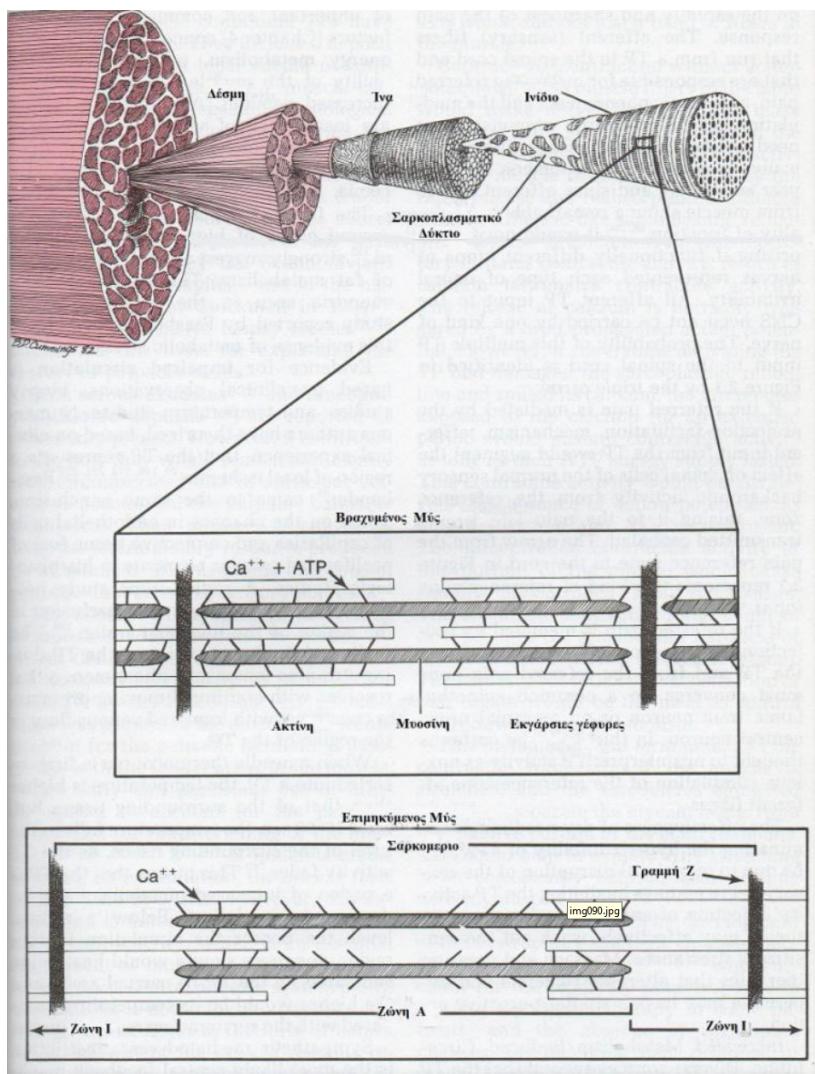
### 4.1.1 Δομή

Ο σκελετικός μυς είναι μια συλλογή από μυϊκά κύτταρα (μυϊκές ίνες) [36]. Ο αριθμός των μυϊκών ινών εξαρτάται από το μέγεθος του μυός και ποικίλει από μερικές εκατοντάδες έως αρκετές χιλιάδες ίνες. Ολόκληρος ο μυς καλύπτεται και προστατεύεται από ένα συνδετικό περιτοναϊκό ιστό, ο οποίος περιβάλλει κάθε μυϊκή ίνα, τένοντα, οστό, νεύρο και αγγείο. Ο μυς διαιρείται περεταίρω σε αρκετές μυϊκές δεσμίδες. Κάθε δέσμη περιέχει περίπου εκατό μυϊκές ίνες. Κάθε ίνα έχει διάμετρο 50μμ με 100μμ (χιλιοστά του χιλιοστόμετρου), μήκος 2 με 6 εκατοστά και περιέχει περισσότερα από 1000μμ με 2000μμ μυϊκά ινίδια, τα οποία με την σειρά τους περιέχουν μια αλυσίδα από σαρκομέριο. Κάθε μυϊκό ινίδιο αποτελείται από αρκετούς τύπους πρωτεΐνών.



**Σχήμα 4.2:** Σκελετικός μυς: ανατομική περιγραφή<sup>1</sup>

Το σαρκομέριο είναι η συσταλτή μονάδα του μυϊκού ινιδίου και αποτελείται από επικαλυπτόμενες εγκάρσιες γέφυρες ακτίνης και μυοσίνης. Το σαρκομέριο δίνει την δυνατότητα στον μυς να συσπάται και να χαλαρώνει. Όταν ο μυς συσπάται, τα λεπτά νημάτια ακτίνης και μυοσίνης ολισθαίνουν μεταξύ τους και ο μυς βραχύνεται. Όταν ο μυς χαλαρώνει, οι εγκάρσιες γέφυρες ολισθαίνουν ήπια και ξεχωριστά, και ο μυς επιστρέφει στο μήκος ηρεμίας.

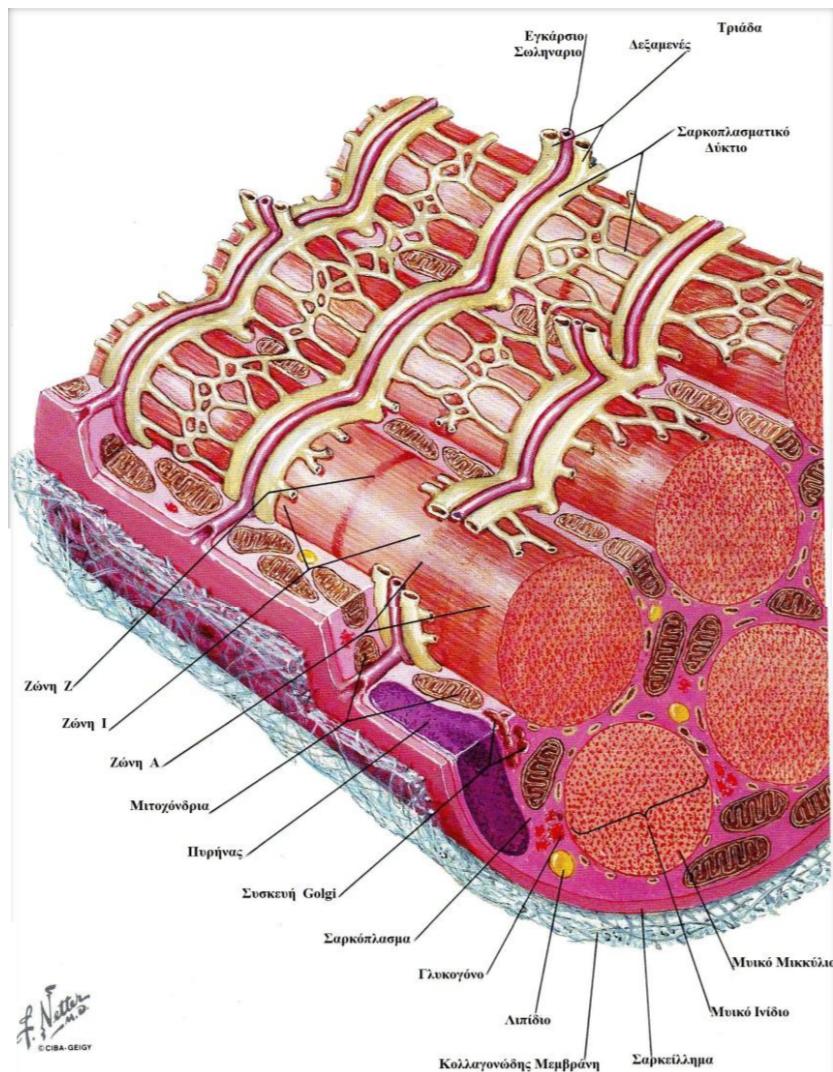


**Σχήμα 4.3:** Δομή και συσταλτικός μηχανισμός του φυσιολογικού σκελετικού μυός<sup>2</sup>

#### 4.1.2 Σαρκοπλασματικό Δίκτυο

Το σαρκοπλασματικό δίκτυο είναι ένα δίκτυο σωληνοειδούς μορφής το οποίο εκτείνεται σε ολόκληρο τον μυ. Τα επιμήκη σαρκοπλασματικά σωληνάρια καταδύονται σε μια σχετικά μεγάλη τελική δεξαμενή σε οποιαδήποτε άκρη του σαρκομερίου. Δυο τελικές δεξαμενές σε συνδυασμό με ένα εγκάρσιο σωληνάριο (T-tubule) σχηματίζουν μια τριάδα. Η τριάδα είναι τοποθετημένη σε καίρια θέση δίπλα από το τμήμα της μυϊκής ίνας, το οποίο παράγει τις απαραίτητες δυνάμεις για την συστολή. Το εγκάρσιο σωληνάριο παίζει ένα σημαντικό ρόλο στη διέλευση του δυναμικού ενέργειας βαθιά μέσα στον μυ. Ο ρόλος του σαρκοπλασματικού δικτύου είναι να αποθηκεύει  $Ca^{2+}$ , το οποίο είναι απαραίτητο για την συστολή του μυός.

<sup>2</sup>Εικόνα από το βιβλίο Travell & Simons, 1999

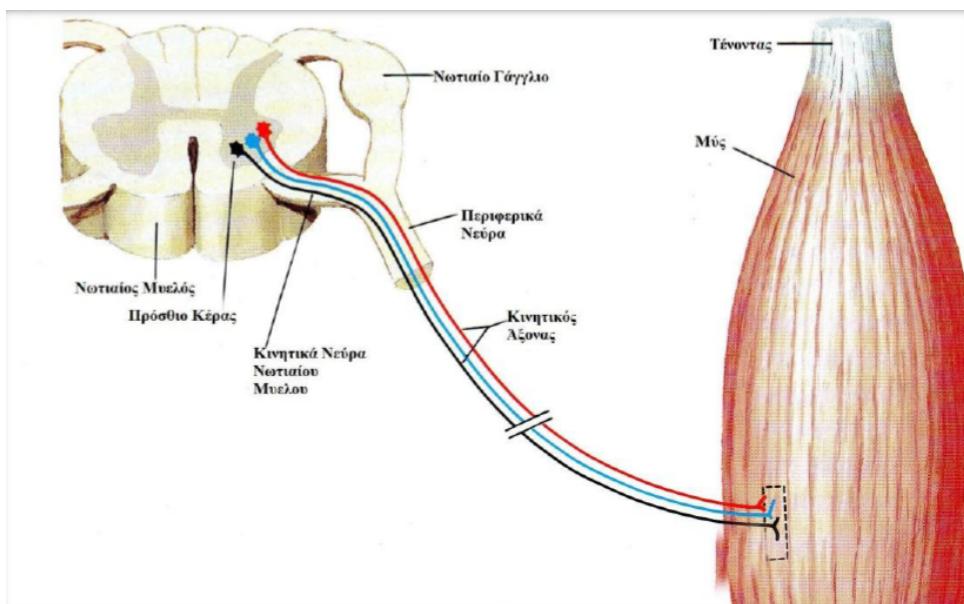


**Σχήμα 4.4:** Σαρκοπλασματικό δίκτυο<sup>3</sup>

### 4.1.3 Το Νευρικό Σύστημα

Η κύρια εργασία του κινητικού νευρικού συστήματος είναι να ελέγχει και να συντονίζει τη λειτουργία των συσταλτών στοιχείων σε όλους τους μύες ταυτόχρονα, έτσι ώστε να εφαρμόζεται η κατάλληλη τάση στον σκελετό για να παραχθεί η επιθυμητή κίνηση.

<sup>3</sup>Εικόνα από το βιβλίο Netter, 1987

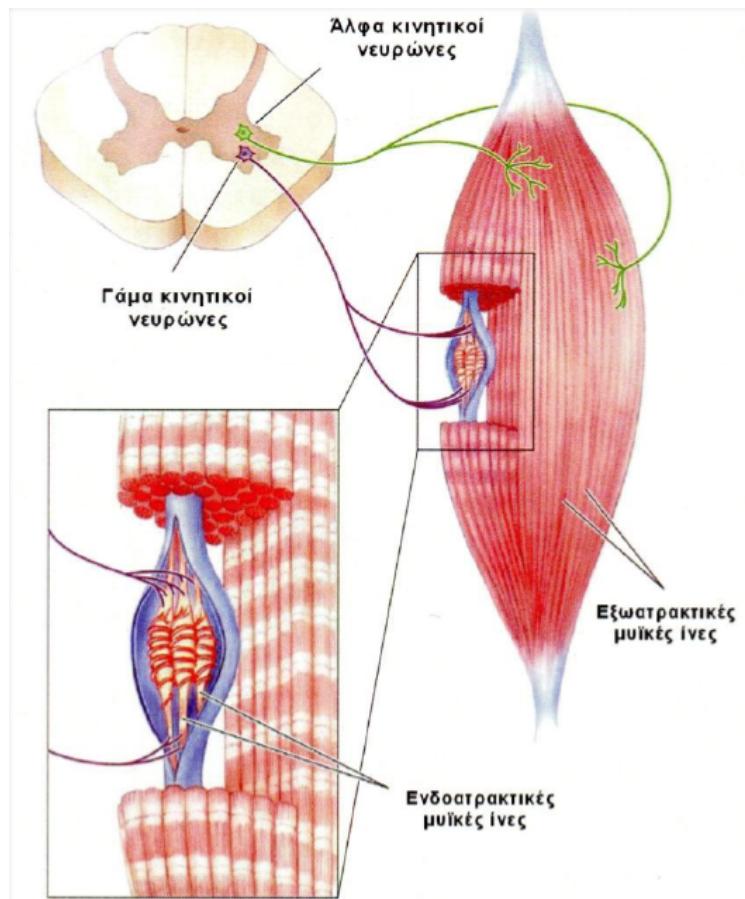


**Σχήμα 4.5:** Κινητικοί νευρώνες του νωτιαίου μυελού<sup>4</sup>

Ο κινητικός νευρώνας θεωρείται ως η λειτουργική μονάδα του κινητικού νευρικού συστήματος. Τα κυτταρικά σώματα των κινητικών νευρώνων είναι στοιβαγμένα σε έναν κινητικό πυρήνα μέσα στο κοιλιακό τμήμα της σπονδυλικής στήλης. Ο άξονας κάθε κινητικού νευρώνα εκφύεται από την σπονδυλική στήλη διαμέσου μιας κοιλιακής ρίζας (ή ενός κρανιακού νεύρου από το εγκεφαλικό στέλεχος) και διαιρείται σε μικρότερους κλάδους περιφερικών νεύρων μέχρι να εισέλθει στον μυ που ελέγχεται από αυτό το νεύρο. Οι άξονες των κινητικών νευρώνων είναι εμμύελοι. Δύνανται έτσι να μεταδίδουν δυναμικά ενέργειας με υψηλή ταχύτητα, επιτρέποντας ώσεις από το κεντρικό νευρικό σύστημα να μεταφέρονται στις μυοσκελετικές ίνες με ελάχιστη καθυστέρηση. Με την άφιξη του στο μυ, ο άξονας του κινητικού νευρώνα διακλαδίζεται πολλαπλά, με κάθε διακλάδωση να σχηματίζει μια απλή σύναψη με μια μυϊκή ίνα.

Το απόλυτο μυϊκό μήκος και οι αλλαγές του μυϊκού μήκους ανιχνεύονται από διατατικούς αισθητήρες που είναι στρωμένοι μέσα στο μυ. Οι αισθητήρες αυτοί αποτελούνται από απολήξεις προσαγωγών νευρικών ινών που είναι τυλιγμένες γύρω από τροποποιημένες μυϊκές ίνες, αυτή η δομή ονομάζεται μυϊκή άτρακτος. Είναι απαραίτητες για την γνώση της θέσης και της κίνησης των μελών, αλλά επίσης συντελεί στο λεπτό κινητικό έλεγχο.

<sup>4</sup>Εικόνα από το βιβλίο Netter, 1987



**Σχήμα 4.6:** Κινητική μονάδα (μυϊκή άτρακτος)

Οι τροποποιημένες μυϊκές ίνες που υπάρχουν μέσα στην άτρακτο είναι γνωστές ως ενδοατρακτικές ίνες, ενώ οι μυοσκελετικές ίνες, οι οποίες αποτελούν την πλειονότητα των ινών ενός μυός και παράγουν δύναμη και κίνηση, ονομάζονται εξωατρακτικές ίνες. Μέσα στην μυϊκή άτρακτο υπάρχουν δύο διατατικοί αισθητήρες. Το ένα είδος ανταποκρίνεται άριστα στο πόσο ο μυς έχει διαταθεί και το άλλο στο μέγεθος και στην ταχύτητα διάτασης. Πρωταγωγείς (τύπου Ia) και δευτεραγωγείς (τύπου II) κεντρομόλες ίνες ανέρχονται από τις μυϊκές ατράκτους, συνάπτονται με άλφα ή γάμμα κινητικούς νευρώνες αντίστοιχα και διευκολύνουν τη σύσπαση των εξωατρακτικών και ενδοατρακτικών ινών.

#### 4.1.4 Το Αισθητήριο 'Οργανο Golgi

Το όργανο του Golgi βρίσκεται κοντά στην μυοτενόντια σύναψη, τυλίγεται γύρω από τα άκρα των εξωατρακτικών ινών του μυός και είναι ευαίσθητο στην τάση που προκαλείται στον μυ από παθητική διάταση ή από ενεργητική σύσπαση του. Το όργανο του Golgi είναι ένας προστατευτικός μηχανισμός που αναστέλλει την σύσπαση του μυός στον όποιο βρίσκεται. Η ουδός πυροδότησης είναι πολύ χαμηλή (ενεργοποιείται εύκολα), μετά από ενεργητική μυϊκή σύσπαση και πολύ υψηλή, μετά από μια παθητική διάταση. 'Όταν

αναπτύσσεται υπερβολική τάση στον μυ, το όργανο του Golgi πυροδοτεί, αναστέλλει τη δραστηριότητα του άλφα κινητικού νευρώνα και μειώνει την τάση του μυός. Κατά την διάρκεια των διαδικασιών της διάτασης, η τάση στον τένοντα καθορίζει αν το κάθε σαρκομέριο του μυός είναι επιμηκυμένο.

Κατά την διάρκεια όμως της ισοτονικής και της ισομετρικής συστολής του μυός η κατάσταση διαφοροποιείται. Ενώ σταματά να διατείνεται η μυϊκή άτρακτος, το τενόντιο όργανο συνεχίζει να βρίσκεται σε διάταση και στην πραγματικότητα ο ρυθμός της πυροδότησης του αυξάνεται σε όλη τη διάρκεια της συστολής. Ο δυναμικός κώδικας του ενάντιου οργάνου σηματοδοτεί το ρυθμό αύξησης της έντασης κατά την διάρκεια της συστολής και το ρυθμό της μείωσης της διέγερσης κατά την διάρκεια της χαλάρωσης. Το πρότυπο διέγερσης των τενόντιων οργάνων κατά την διάρκεια της συστολής δείχνει, ότι ο κύριος ρόλος τους είναι να ελέγχουν το ρυθμό της αλλαγής της έντασης σε έναν συστελλόμενο μυ καθώς σηματοδοτούν το ποσοστό της έντασης που υπάρχει σε έναν ισομετρικά συστελλόμενο μυ.

## 4.2 Μοντέλο του Mu

Ένα μοντέλο του μυ περιγράφει την διαδικασία παραγωγής της δύναμης κάτω από μια νευρική διέγερση και μπορούν να καταταχθούν σε μικροσκοπικά και μακροσκοπικά μοντέλα. Τα μικροσκοπικά μοντέλα ανήκουν στην κατηγορία Huxley προς τιμή του Huxley 1957, ενώ το πιο διάσημο μακροσκοπικό μοντέλο είναι το Hill προς τιμή του Hill 1938. Τα δύο αυτά μοντέλα χρησιμοποιούνται ευρέως στην επιστημονική κοινότητα. Όσον αφορά τα μοντέλα τύπου Hill είναι καταλληλότερα σε εφαρμογές προσδομοίωσης, γιατί είναι πιο απλά και έχουν λιγότερες παραμέτρους που πρέπει να προσδιορισθούν. Για αυτό το λόγο η ανάλυση που θα γίνει στην συνέχεια αφορά την δεύτερη κατηγορία μοντέλων.

### 4.2.1 Μοντέλο Ενεργοποίησης

Η αλληλεπίδραση μεταξύ ινιδίων μυοσίνης και ακτίνης ενεργοποιείται, όταν το μυϊκό κύτταρο δεχτεί ένα κατάλληλο σήμα από το νευρικό σύστημα. Το σήμα πυροδοτεί ένα δυναμικό ενέργειας στην κυτταρική μεμβράνη του κυττάρου. Αυτή η ηλεκτρική διέγερση διαδίδεται κατά μήκος μιας σειράς μεμβρανικών σωλήνων, τα εγκάρσια σωληνάρια, και το σήμα μεταφέρεται στο σαρκοπλασματικό δίκτυο, το οποίο περιέχει υψηλή συγκέντρωση ασθεστίου. Σαν αντίδραση στην εισερχόμενη ηλεκτρική διέγερση, μεγάλο ποσό  $Ca^{2+}$  απελευθερώνεται στο κυτταροδιάλυμα μέσω ιοντικών διαύλων της μεμβράνης του σαρκοπλασματικού δικτύου που ανοίγουν εξαιτίας της ηλεκτρικής διέγερσης.

Το ιόν του ασθεστίου αλληλεπιδρά με εξειδικευμένες πρωτεΐνες που συνδέονται ισχυρά με τα ινίδια ακτίνης. Μια από αυτές τις πρωτεΐνες είναι η τροπομυοσίνη, ένα άκαμπτο ραβδόμορφο πρωτεΐνικό μόριο που προσδένεται στο αυλάκι της έλικας της ακτίνης και δεν την αφήνει να αντιδράσει με τις κεφαλές μυοσίνης. Η άλλη είναι η τροπονίνη, ένα πρωτεΐνικό σύμπλοκο που περιλαμβάνει μια πρωτεΐνη ευαίσθητη στο ασθέστιο, την τροπο-

νίνη C. Όταν αυξηθεί η συγκέντρωση του ασθεστίου στο κυτταροδιάλυμα, το ιόν ασθεστίου προσδένεται στη τροπονίνη και προκαλεί μια αλλαγή στο σχήμα της και έτσι οι κεφαλές μυοσίνης μπορούν να προσδεθούν στο ινίδιο ακτίνης και να αρχίσει η συστολή.

Η αύξηση του  $Ca^{2+}$  στο κυτταροδιάλυμα σταματά αμέσως μετά τη διακοπή του νευρικού σήματος, επειδή το ιόν του ασθεστίου αντλείται γρήγορα πίσω στο σαρκοπλασματικό δίκτυο. Μόλις η συγκέντρωση ασθεστίου επανέλθει σε επίπεδα ηρεμίας, η τροπονίνη και η τροπομυοσίνη επιστρέφουν στις αρχικές τους θέσεις και σταματούν τη συστολή.

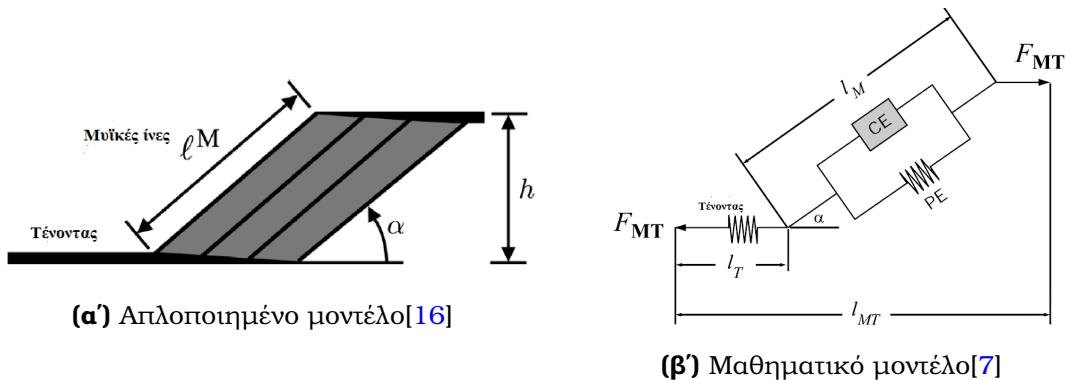
Ένας μυς δεν μπορεί να παράξει δύναμη ή να χαλαρώσει ακαριαία. Πειραματικά έχει αποδειχτεί ότι η καθυστέρηση από την στιγμή της διέγερσης μέχρι την ανάπτυξη της δύναμης ξεκινά από 5ms για την παραγωγή της δύναμης από τους γρήγορους μύες του οφθαλμού, και από 40ms έως 50ms από μύες με πιο μεγάλα ποσοστά βραδείας σύσπιασης [34]. Η διαδικασία της χαλάρωσης είναι πιο αργή με αποτέλεσμα να χρειαστεί περισσότερο χρόνο. Η ενεργοποίηση των μυών μπορεί να μοντελοποιηθεί με μια διαφορική εξίσωση πρώτης τάξεως η οποία μοντελοποιεί την καθυστέρηση που παρουσιάζεται λόγω ενώσεων.

$$\begin{aligned}\hat{a} &= \frac{a - a_{min}}{1 - a_{min}} \\ \frac{da}{dt} &= \frac{u - \hat{a}}{\tau(\hat{a}, u)} \\ \tau(\hat{a}, u) &= \begin{cases} t_{act} \cdot (0.5 + 1.5 \cdot \hat{a}), & u > \hat{a} \\ t_{deact}/(0.5 + 1.5 \cdot \hat{a}), & u \leq \hat{a} \end{cases}\end{aligned}\quad (4.1)$$

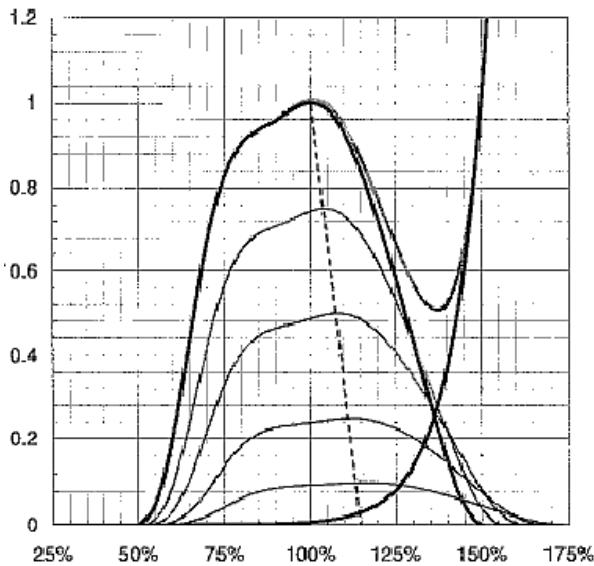
Όπου  $u$  η διέγερση και  $a$  η ενεργοποίηση. Το παραπάνω μοντέλο παρουσιάστηκε από [16] και ακολουθεί με μικρές αλλαγές τα μοντέλα [27, 31], όπου η χρονική μεταβολή  $\frac{da}{dt}$  ισούται με την διαφορά  $u - a$  δια μια συνάρτηση. Η διαφορά του μοντέλου από τα προηγούμενα είναι ο παράγοντας  $\hat{a}$  που κάνει την εξίσωση 4.1 κατάλληλη για προσομοιώσεις, κρατώντας το αποτέλεσμα στα όρια  $(0.01, 1)$ ,  $a_{min} = 0.01$ .

## 4.2.2 Μοντέλο Συστολής

Αφότου έχει εκτιμηθεί η ενεργοποίηση  $a$  του μυ, το επόμενο βήμα είναι ο προσδιορισμός της δύναμης που θα παράξει ο μυς. Όπως αναφέραμε τα μοντέλα τύπου Huxley περιγράφονται από πολύπλοκες εξισώσεις με πολλές παραμέτρους που πρέπει στην πορεία της προσομοίωσης να ολοκληρωθούν, με αποτέλεσμα να έχουν μεγάλο υπολογιστικό κόστος.

Σχήμα 4.7: Μοντέλο του  $mu$ 

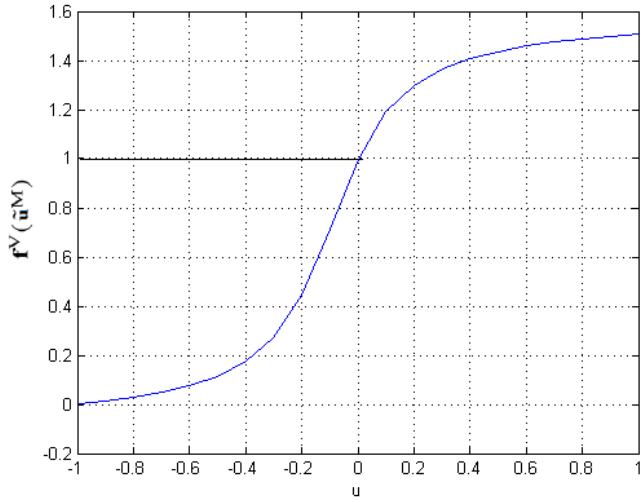
Όπως φαίνεται στην εικόνα 4.7a' οι μυικές ίνες συνδέονται με τον τένοντα υπό μια γωνιά  $\alpha$  (pennation angle). Η μοντελοποίηση της συστολής αποτελείται από τρία μέρη: το παθητικό (passive element) που είναι μια δύναμη που ασκείται όταν ο μυς τεντωθεί πάνω από ένα συγκεκριμένο όριο, ο συστολικός μηχανισμός (contractile element) που αφορά την παραγωγή της κύριας μυικής δύναμης και το σειριακό μέρος που έχει να κάνει με τις δυνάμεις που ασκούνται από το τένοντα.



Σχήμα 4.8: Καμπύλη δύναμη-μήκους για διαφορετικές τιμές ενεργοποίησης [2]

Πριν περιγράψουμε τις συναρτήσεις μπορούμε να δούμε την καμπύλη κανονικοποιημένης δύναμης σε σχέση με το μήκος του μυ  $4.8$ . Στον άξονα  $x$  έχουμε το κανονικοποιημένο μήκος με βάση το βέλτιστο μήκος του μυ  $l_o^M$  (optimal fiber length), ενώ στο άξονα  $y$  έχουμε την κανονικοποιημένη δύναμη με βάση την μέγιστη ισομετρική δύναμη  $f_o^M$  (maximum isometric force). Οι κωδωνοειδείς γραφικές παραστάσεις απεικονίζουν τη δύναμη που παράγει ο μυς και διαφοροποιούνται για διαφορετικές τιμές ενεργοποίησης  $a$  που κυμαίνονται από  $a_{min}$  μέχρι 1. Όταν το μήκος του μυ βρίσκεται σε μικρότερη ή

μεγαλύτερη τιμή από την  $l_o^M$  δεν μπορεί να παράξει την μέγιστη δύναμη, εξαιτίας της μειωμένης επικάλυψης μεταξύ της ακτίνης και της μυοσίνης. Πρέπει να προσέξουμε ότι το μέγιστο δεν βρίσκεται για  $l = 100\%$  όσο μειώνεται η τιμή του  $a$ . Επίσης, βλέπουμε ότι όταν ξεπεράσουμε ένα όριο επιμήκυνσης εμφανίζεται μια εκθετική δύναμη που συμβολίζει την παθητική λειτουργία του μυ. Τέλος, η σύνθεση των δύο δυνάμεων παράγουν την καμπύλη δύναμη-μήκους για δεδομένη διέγερση.



**Σχήμα 4.9:** Καμπύλη δύναμη-ταχύτητας

Πέραν της σχέσης δύναμης-μήκους έχουμε και έναν άλλο παράγοντα που συνεισφέρει και σχετίζεται με την καμπύλη δύναμης-ταχύτητας 4.9. Αυτή η δύναμη μοντελοποιεί την μη γραμμικότητα του ρυθμού επιμήκυνσης ή συστολής. Η δύναμη που παράγεται από τον μυ δίνεται από την εξίσωση της δύναμης.

$$f^M = f_o^M \cdot (a \cdot f^L(\tilde{l}^M) \cdot f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)) \quad (4.2)$$

Όπου οι παράμετροι  $\tilde{l}^M, \tilde{v}^M$  συμβολίζουν τις κανονικοποιημένες ποσότητες, η  $f^L$  συμβολίζει την δύναμη-μήκους μυ, η  $f^V$  την δύναμη-ταχύτητας και η  $f^{PE}$  την παθητική δύναμη. Δεν πρέπει να ξεχνάμε την επίδραση του τένοντα στην μοντελοποίηση, έχοντας ελαστικά χαρακτηριστικά και λαμβάνοντας ρόλο της αντίδρασης στην δύναμη που ασκεί ο μυς. Αν θεωρήσουμε την μάζα του μυ αμελητέα χωρίς να εισάγουμε μεγάλο σφάλμα και γνωρίζοντας από την διάταξη 4.7a' ότι ο μυς βρίσκεται υπό γωνιά  $a$  σε σχέση με τον τένοντα, τότε έχουμε την εξίσωση ισορροπίας με  $f^T$  η δύναμη που ασκεί ο τένοντας.

$$f^M \cdot \cos a - f_o^M \cdot f^T(\tilde{l}^T) = 0 \quad (4.3)$$

Κατά την διαδικασία της δυναμικής ανάλυσης η παραγωγή δύναμης από τον μυ εξαρτάται από  $f^M(a, l^m, v^M)$ , οι οποίες πρέπει να προσδιοριστούν. Επίσης, η εξίσωση 4.3 θα δώσει

πολλαπλές λύσεις, για αυτό το λόγο η μοναδική λύση μπορεί να εξασφαλιστεί λύνοντας ως προς  $\tilde{v}^M$ .

$$\tilde{v}^M = f_{inv}^V \left( \frac{f^T(\tilde{l}^T) / \cos a - f^{PE}(\tilde{l}^M)}{a \cdot f^L(\tilde{l}^M)} \right) \quad (4.4)$$

Η παραπάνω εξίσωση, λαμβάνει απροσδιοριστία τιμή στις εξής τέσσερις περιπτώσεις:  $a \rightarrow 90^\circ$ ,  $a \rightarrow 0^\circ$ ,  $f^L(\tilde{l}^M) \rightarrow 0$  και  $\frac{\partial f^V(\tilde{v}^M)}{\partial \tilde{v}^M} \rightarrow 0$ . Επειδή αυτές οι απροσδιοριστίες επηρεάζουν την προσομοίωση, λαμβάνονται κατάλληλες συνθήκες έτσι ώστε να αποφευχθούν. Αν δεν τροποποιηθεί το μοντέλο κατάλληλα, ο μυς είναι σε θέση να φθάσει σε αφύσικα μικρά μήκη και δεν μπορεί να προσομοιωθεί. Για να αποφευχθεί το παραπάνω πρόβλημα μπορεί να τροποποιηθεί με μια υποψήφια τιμή  $\tilde{v}^{M*}$ .

$$\tilde{v}^M = \begin{cases} 0, & \text{Av } \tilde{l}^M \leq \tilde{l}_{min}^M \text{ και } \tilde{v}^{M*} < 0 \\ \tilde{v}^{M*}, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (4.5)$$

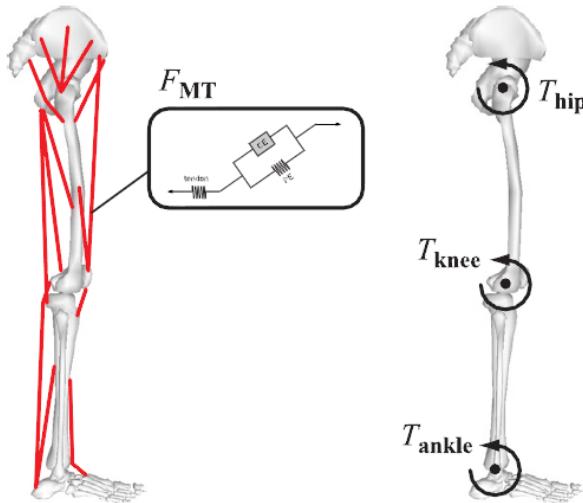
Παρακάτω δίνονται ενδεικτικά οι συναρτήσεις που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό των δυνάμεων:  $f^L$ ,  $f^V$ ,  $f^{PE}$ ,  $f^T$ . Υπάρχουν πολλές μορφές καμπυλών που πληρούν τις ίδιες ιδιότητες και είναι δυνατών να χρησιμοποιηθούν [35]. Στην βιβλιογραφία πολλές φορές γίνεται εκτίμηση των παραμέτρων των συναρτήσεων με παλινδρόμηση απευθείας από τις πειραματικές μετρήσεις.

$$\begin{aligned} f^L(\tilde{l}^M) &= \exp \left[ - \left( \frac{\tilde{l}^M - 1}{\epsilon} \right)^2 \right] \\ f^V(\tilde{v}^M) &= 0.54 \cdot \arctan(5.69 \cdot \tilde{v}^M + 0.51) + 0.745 \\ f^{PE}(\tilde{l}^M) &= \frac{e^{10 \cdot (\tilde{l}^M - 1)}}{e^5} \\ f^T(\tilde{l}^T) &= \begin{cases} 0, & \epsilon \leq 0 \\ 1480.3 \cdot \epsilon^2, & 0 < \epsilon < 0.0127, \quad \epsilon = \frac{l^T - l_S^T}{l_S^T} \\ 37.5 \cdot \epsilon - 0.2375, & \epsilon \geq 0.0127 \end{cases} \end{aligned} \quad (4.6)$$

### 4.2.3 Μυοσκελετική Συσχέτιση

Για να γίνει κατανοητή η συνεισφορά των μυών στην κίνηση θα περιγράψουμε πως μετατρέπονται οι δυνάμεις που παράγονται από τους μύες σε ροπές στις αρθρώσεις. Κοιτώντας την εξίσωση 3.15 ο όρος  $\tau$  συμβολίζει τις ροπές στις αρθρώσεις. Αν αντικαταστήσουμε το όρο  $\tau = R(q) \cdot f^M$ , ουσιαστικά έχουμε εισάγει έναν μετασχηματισμό μεταξύ δυνάμεων

μυών και ροπές στις αρθρώσεις, όπου ο πίνακας  $R(q)$  ονομάζεται μυϊκή ροπή αδράνειας (muscle moment arm). Ο πίνακας αυτός έχει αριθμό γραμμών ίσο με τον αριθμό των βαθμών ελευθερίας του συστήματος, ενώ σαν αριθμό στηλών έχει τον συνολικό αριθμό μυών του συστήματος. Κάθε στοιχείο του πίνακα εκφράζει την μεταβολή του αρχικού μήκους του μυ σε σχέση με την διάταξη της συγκεκριμένης αρθρώσης, δηλαδή την γωνία (συνήθως γωνία για περιστροφικές αρθρώσεις) την συγκεκριμένη χρονική στιγμή του υπολογισμού. Πρέπει να σημειωθεί ότι η εύρεση της ροπής της αρθρώσης από την συνολική δύναμη που ασκούν όλοι οι μύες σε αυτήν είναι μια εύκολη διαδικασία. Το αντίθετο πρόβλημα όμως δεν είναι μονοσήμαντο και υπάρχουν πολλές λύσεις και για να βρεθεί απαιτούνται κάποιες δόκιμες υποθέσεις και την εφαρμογή κριτηρίων βελτιστοποίησης.



**Σχήμα 4.10:** Συσχέτιση παραγόμενης δύναμης από τον μυ με ροπές στις αρθρώσεις [7]

$$R_{ij} = -\frac{\partial L_j(q)}{\partial q_i} \quad (4.7)$$

Είναι φανερό, ότι για τον υπολογισμό της δύναμης που ασκεί ο μυς είναι απαραίτητη η γνώση της διάταξης την συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Κάτι που πρέπει να τονίσουμε είναι ότι κάθε μυς έχει μια συγκεκριμένη γεωμετρία και τυλίγεται με διαφορετικό τρόπο πάνω στον σκελετό. Δεν μπορούμε να θεωρήσουμε ότι ένας μυς απλά ξεκινάει σε ένα σημείο A και καταλήγει σε ένα άλλο σημείο B. Είναι απαραίτητη η περιγραφή της διαδρομής που ακολουθεί από μια ακολουθία σημείων, αλλά και τον τρόπο με τον οποίο τυλίγεται στην διάταξη [5]. Για να βρεθεί το μήκος του μυ αθροίζονται τα επιμέρους ευθύγραμμα τμήματα που τον δημιουργούν.

Άρα πριν χρησιμοποιηθεί ο μυς πρέπει να περιγράψουμε την γεωμετρία του και το σημείο δράσης, δηλαδή την άρθρωση ή τις αρθρώσεις όπου είναι άμεσα συνδεδεμένος. Μια προσέγγιση που γίνεται είναι να θεωρούμε τον μυ σαν ένα ευθύγραμμο τμήμα που συνδέει κάποια σημεία. Στην πραγματικότητα ο μυς έχει κάποιο όγκο και δεν αποτελείται απλά από ένα ευθύγραμμο τμήμα και επίσης τυλίγεται γύρω από τα οστά με διαφορετικό

τρόπο από άνθρωπο σε άνθρωπο. Το τελευταίο είναι ένα σημαντικό σημείο προσέγγισης που κάνουμε στην υλοποίηση, εισάγοντας σφάλματα στα αποτελέσματα. Στην δική μας υλοποίηση οι μύες περιγράφονται από ευθύγραμμα τμήματα τα οποία δεν αλληλεπιδρούν μεταξύ τους, ενώ στην πραγματικότητα υπάρχει επαφή και τριβή. Ως εκ τούτου έχουμε σχεδιάσει την γεωμετρία τους με μια συγκεκριμένη στάσιμη διάταξη που μπορεί να μην αντιπροσωπεύει το συγκεκριμένο άνθρωπο που μελετάμε. Η καταγραφή και η αναπαράσταση των μυών για κάθε άνθρωπο ξεχωριστά και η δημιουργία ταυτόσημων μυοσκελετικών μοντέλων είναι ένα καυτό ερευνητικό πεδίο, που χρησιμοποιώντας κάποιες τεχνικές όπως για παράδειγμα τη μαγνητική τομογραφία κατασκευάζει ένα αντιπροσωπευτικό μυϊκό σύστημα.

Από την στιγμή που υπάρχει η κατάλληλη γεωμετρία και το μοντέλο παραγωγής δύναμης του μυ είναι πολύ εύκολο να γίνει η σύνδεσή του απευθείας στις δυναμικές εξισώσεις κίνησης. Κάτι πολύ χρήσιμο είναι η αναζήτηση των νευρικών διεγέρσεων για την συγκεκριμένη κίνηση, που πλέον είναι δυνατόν με χρήση του αντίστροφου μοντέλου του μυ, η οποία είναι και μια διαδικασία αντιστρέψιμη όπως περιγράψαμε. Με αυτόν το τρόπο μπορούμε να συνδέσουμε και το νευρικό σύστημα, δηλαδή τις νευρικές διεγέρσεις από τον εγκέφαλο, που στηΦ συνέχεια οδηγούν στην παραγωγή της κίνησης από τους μύες και να επεκτείνουμε την λειτουργικότητα του συστήματος.



# **Κεφάλαιο 5**

## **Υλικά και Μέθοδοι**

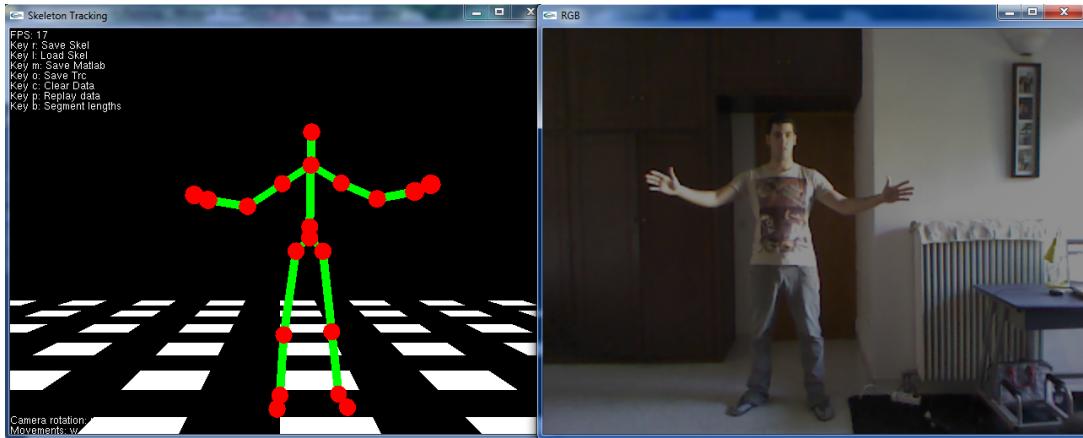
Σε αυτή την ενότητα θα περιγράψουμε τις διαδικασίες μέσω των οποίων παρήχθησαν τα επιθυμητά αποτελέσματα. Αρχικά θα περιγράψουμε το σύστημα καταγραφής της κίνησης που υλοποιήθηκε. Στην συνέχεια θα εξηγήσουμε το πώς κατασκευάσαμε το μοντέλο των κάτω άκρων και τις δυνατότητές του. Έπειτα θα περάσουμε στο κομμάτι της ανάλυσης, ξεκινώντας με το πρόβλημα της αντίστροφης κινηματικής και θα περιγράψουμε δυο απαραίτητες διαδικασίες ώστε να επιτευχθεί ορθό αποτέλεσμα με βάση την καταγεγραμμένη κίνηση. Στην συνέχεια χρησιμοποιώντας το αποτέλεσμα της αντίστροφης κινηματικής είμαστε σε θέση να επιλέξουμε ανάμεσα σε δυο διαφορετικές τεχνικές εύρεσης των ροπών και δυνάμεων στο μοντέλο. Πρώτα θα περιγράψουμε την μέθοδο της αντίστροφης δυναμικής και στην συνέχεια της ορθής δυναμικής και θα εξηγήσουμε τη χρήση τους στις αναλύσεις μας, δίνοντας παράδειγμα για τις μεθόδους που επιλέχθηκαν. Θα αναφερθεί η μέθοδος εύρεσης των μυϊκών διεγέρσεων είτε μέσω της αντίστροφης δυναμικής σε συνδυασμό με την στατική βελτιστοποίηση, είτε με χρήση της ορθής δυναμικής και χρήση της στατικής βελτιστοποίησης σε κλειστό βρόγχο.

### **5.1 Καταγραφή της Κίνησης**

Όπως αναφέραμε χρησιμοποιούμε το Kinect για την συλλογή των τροχιών των αρθρώσεων σε μια δοσμένη κίνηση. Για την ανίχνευση του σκελετού εκμεταλλευόμαστε τον αλγόριθμο που είναι υλοποιημένος εσωτερικά στην συσκευή και έχουμε στην διάθεση μας στις τρισδιάστατες συντεταγμένες των αρθρώσεων. Το λογισμικό που χρησιμοποιείται για την καταγραφή της κίνησης έχει υλοποιηθεί σε C++ και βασίζεται στην βιβλιοθήκη της Microsoft για το Kinect (Microsoft Kinect SDK). Επιπλέον γίνεται χρήση φίλτρων για την εξομάλυνση της κίνησης και την απαλοιφή του θορύβου λόγω jitter. Τα αποτελέσματα μπορούν να καταγραφούν σε διαφορετικούς τύπους αρχείων, ώστε να χρησιμοποιηθούν στα μετέπειτα στάδια της ανάλυσης.

Το πρόγραμμα καταγραφής που υλοποιήθηκε έχει σαν στόχο την καταγραφή της χρονικής

μεταβολής των θέσεων των αρθρώσεων και τη βελτίωση των μετρήσεων. Για να ελαχιστοποιηθούν οι καθυστερήσεις και να μην ελαττωθεί ο ρυθμός επεξεργασίας των πακέτων που εισέρχονται από το Kinect, έχουν ενεργοποιηθεί μόνο οι δυνατότητες παρακολούθησης του σκελετού και της πρόσληψης έγχρωμου βίντεο, για να μπορούμε να αντιληφθούμε το ορατό πεδίο του αισθητήρα όπως φαίνεται στην εικόνα 5.1.



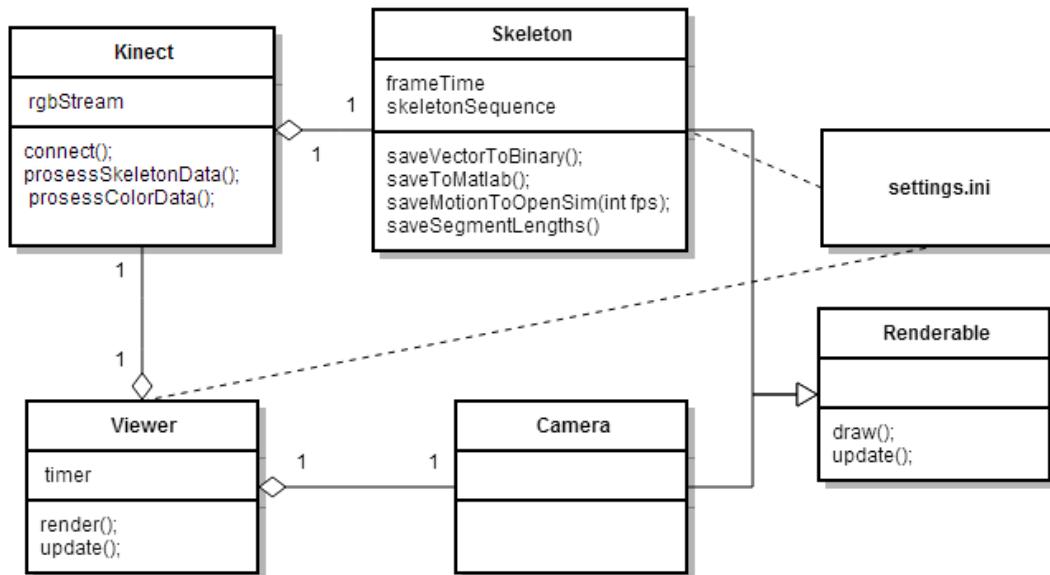
**Σχήμα 5.1:** Επίδειξη του συστήματος που υλοποιήθηκε για καταγραφή της κίνησης

Πρέπει να σημειωθεί ότι η υλοποίηση έγινε με χρήση της βιβλιοθήκη OpenGL. Υπάρχουν δύο παράθυρα, όπου στο ένα αναπαρίσταται η τελευταία ακολουθία θέσεων του σκελετού, ενώ στο άλλο γίνεται αποτύπωση της έγχρωμης εικόνας που λαμβάνεται ανά τακτά χρονικά διαστήματα σαν εικόνα υφής, με αποτέλεσμα να έχουμε μια ανανέωση του περιεχομένου (δηλαδή βίντεο). Η περιήγηση στο τρισδιάστατο χώρο του αριστερού παραθύρου μπορεί να γίνει με την βοήθεια του ποντικιού και του πληκτρολογίου, δίνοντας την δυνατότητα αναπαράστασης του μοντέλου από διαφορετικές οπτικές γωνίες.

Εσωτερικά αποθηκεύονται οι παρελθοντικές τιμές των θέσεων σε ειδικές δομές μαζί με όλη την πληροφορία που διαθέτει το Kinect. Παρέχεται η δυνατότητα αποθήκευσης των δεδομένων σε δυαδική μορφή η οποία είναι εύκολη στην ανάγνωση και δεν απαιτεί υλοποίηση πολύπλοκων συναρτήσεων ανάγνωσης. Επίσης υπάρχουν επιλογές για αποθήκευση των τροχιών σε μορφή '.dat' της Matlab και σε μορφή '.trc', που είναι συμβατή με το εργαλείο OpenSim.

Όπως φαίνεται και στο διάγραμμα κλάσεων 5.2, η κλάση Kinect υλοποιεί την διασύνδεση με τον αισθητήρα και αναλαμβάνει να επεξεργάζεται τα δεδομένα που εισέρχονται από το Kinect. Όταν έρθουν πακέτα από την έγχρωμη κάμερα απλά γεμίζει τον πίνακα rgbsStream με τις τιμές των αντίστοιχων χρωμάτων, που στη συνέχεια αποτυπώνονται από την μηχανή αναπαράστασης. Όταν έρθουν δεδομένα που αφορούν τον σκελετό, αρχικά φιλτράρονται με το προεπιλεγμένο φίλτρο και έπειτα τα δεδομένα συγκρατούνται από την κλάση Skeleton μαζί με την χρονική στιγμή της άφιξης τους. Η κλάση Skeleton συγκρατεί την χρονική ακολουθία των δεδομένων του σκελετού. Επίσης είναι σε θέση να τον αναπαραστήσει σε συνδυασμό με την μηχανή αναπαράστασης, αλλά υπάρχει και η δυνατότητα αποθήκευσης των αποτελεσμάτων της κίνησης σε διάφορες μορφές, ώστε να

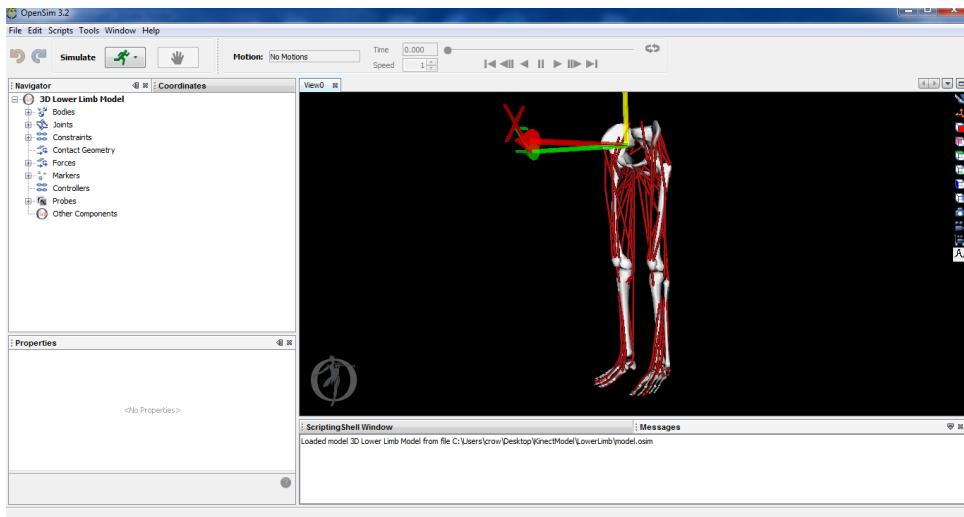
χρησιμοποιηθούν για ανάλυση. Η κλάση Viewer είναι η μηχανή αναπαράστασης που αναλαμβάνει να σχεδιάσει τον σκελετό και την έγχρωμη εικόνα, δίνοντας την δυνατότητα περιήγησης στο τρισδιάστατο χώρο, αλλά και αλληλεπίδρασης με το χρήστη, έχοντας κάποιες προεπιλεγμένες εντολές που αναγράφονται στο παράθυρο. Τέλος, υπάρχει η δυνατότητα αλλαγής κάποιων παραμέτρων μέσω του αρχείου settings.ini, όπως είναι ο τρόπος φιλτραρίσματος, οι ονομασίες των ενδείξεων (markers), η τοποθεσία και το όνομα των αρχείων που αποθηκεύονται και η δυνατότητα ρύθμισης timer, ώστε να συλλεχθούν τα δεδομένα αυτόματα μετά από μια χρονική στιγμή.



**Σχήμα 5.2:** Διάγραμμα κλάσεων για το πρόγραμμα καταγραφής

## 5.2 Δημιουργία του Μοντέλου

Πριν περιγράψουμε την διαδικασία της δημιουργίας του μοντέλου θα γίνει μια αναφορά στα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν. Για την μοντελοποίηση αλλά και την διεξαγωγή των αναλύσεων χρησιμοποιήθηκε το ανοιχτό εργαλείο-βιβλιοθήκη OpenSim. Το OpenSim είναι μια πλατφόρμα που βασίζεται στην μηχανή SimTK Simbody για τη μοντελοποίηση, προσομοίωση και ανάλυση νευρομυοσκελετικών συστημάτων [4]. Το εργαλείο διαθέτει γραφική διεπαφή, αλλά και διεπαφή για τον προγραμματισμό σε γλώσσα C++. Είναι δυνατή η επέκταση του λογισμικού με την βοήθεια plugins. Το OpenSim χρησιμοποιείται ευρέως από την επιστημονική κοινότητα κυρίως σε βιοϊατρικές εφαρμογές. Η κοινότητα διαθέτει μεγάλο αριθμό από έτοιμα μοντέλα, πειραματικά δεδομένα και επιπρόσθετα εργαλεία για την διεξαγωγή των αναλύσεων.



**Σχήμα 5.3:** Γραφική διεπαφή του OpenSim

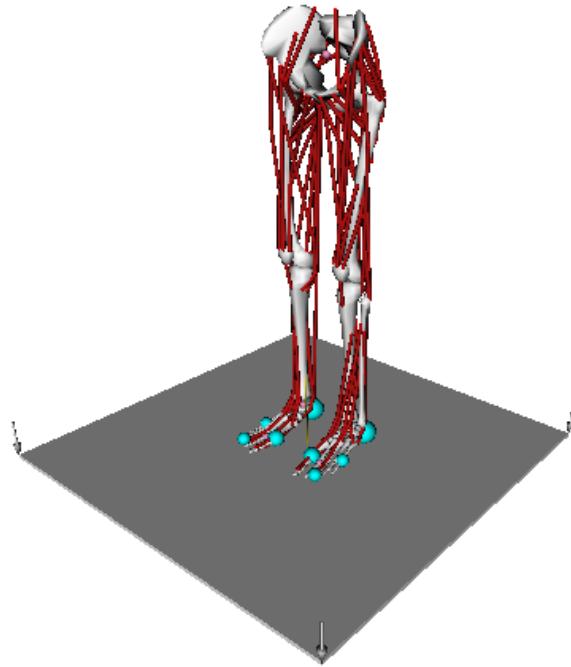
Δεν θα μπορούσε να παραλειφθεί βέβαια και το Simbody, το οποίο είναι η καρδιά της πλατφόρμας. Σαν μηχανή φυσικής, δίνει την δυνατότητα περιγραφής πολύπλοκων διατάξεων με έναν μεγάλο αριθμό από έτοιμα στοιχεία όπως είναι η μοντελοποίηση δυνάμενων, εισαγωγή περιορισμών στην κίνηση, περιγραφή της διάταξης, ποικιλία τύπων βαθμών ελευθερίας και πολλά άλλα. Έχει σχεδιαστεί κατάλληλα ώστε να ωθεί την αποδοτικότητα και παράλληλα να μην περιορίζει την ευελιξία. Είναι ένα εργαλείο που δίνει την δυνατότητα περιγραφής και προσομοίωσης των φαινομένων που μελετώνται.

### 5.2.1 Επεξήγηση του Μοντέλου

Για τη διεξαγωγή των προσομοιώσεων είναι αναγκαία η σχεδίαση ενός μοντέλου όσο το δυνατόν πιο αντιπροσωπευτικού της πραγματικότητας. Η διαδικασία είναι πολύπλοκη και απαιτεί γνώσεις όχι μόνο της φυσιολογίας του ανθρώπου, αλλά και της περιγραφής της λειτουργίας του μοντέλου. Στην παρούσα εργασία έχει μοντελοποιηθεί το τμήμα των κάτω άκρων του ανθρώπου, ώστε να μελετηθεί κατά την διεξαγωγή κινήσεων βαδίσματος.

Το μοντέλο αποτελείται από 20 βαθμούς ελευθερίας, από τους οποίους οι 6 αφορούν τον προσανατολισμό και την περιστροφή της λεκάνης, που είναι και η ρίζα της ιεραρχίας. Οι υπόλοιποι 14 βαθμοί ελευθερίας κατανέμονται σε 7 για κάθε πόδι. Επίσης το μοντέλο διαθέτει 43 μύες τύπου Hill για κάθε πόδι, που βασίζονται στο πρόσφατο μοντέλο millard13, οι οποίοι είναι τοποθετημένοι με βάση την πραγματική τους γεωμετρία γύρω από τα οστά. Οι μύες είναι σε θέση να παράξουν έργο στις αντίστοιχες αρθρώσεις, ώστε να δημιουργηθεί η επιθυμητή κίνηση. Επίσης, λόγω της έλλειψης δεδομένων που αφορούν τις εξωτερικές δυνάμεις αντίδρασης από το δάπεδο κατά την κίνηση, έχει γίνει η κατάλληλη μοντελοποίηση τους με χρήση δυνάμεων επαφής. Το μοντέλο έχει δημιουργηθεί στα πλαίσια μελέτης για την μετεγχειρητική αλλαγή στις παραμέτρους των μυών και κατά συνέπεια το αποτέλεσμα της βάδισης με βάση το [6] και τροποποιήθηκε κατάλληλα στην

παρούσα εργασία.



**Σχήμα 5.4:** Μυοσκελετικό μοντέλο με το δάπεδο αντίδρασης

Άρθρωση	Κάτω όριο	Πάνω όριο
pelvis_tilt (z)	$-90^\circ$	$+90^\circ$
pelvis_list (x)	$-90^\circ$	$+90^\circ$
pelvis_rotation (y)	$-90^\circ$	$+90^\circ$
pelvis_tx	-5	+5
pelvis_ty	-1	+2
pelvis_tz	-3	+3
hip_flexion	$-95^\circ$	$+95^\circ$
hip_adduction	$-50^\circ$	$+15^\circ$
hip_rotation	$-20^\circ$	$+20^\circ$
knee_angle	$-120^\circ$	$+0^\circ$
ankle_angle	$-30^\circ$	$+30^\circ$
subtalar_angle	$-20^\circ$	$+20^\circ$
mtp_angle	$-30^\circ$	$+30^\circ$

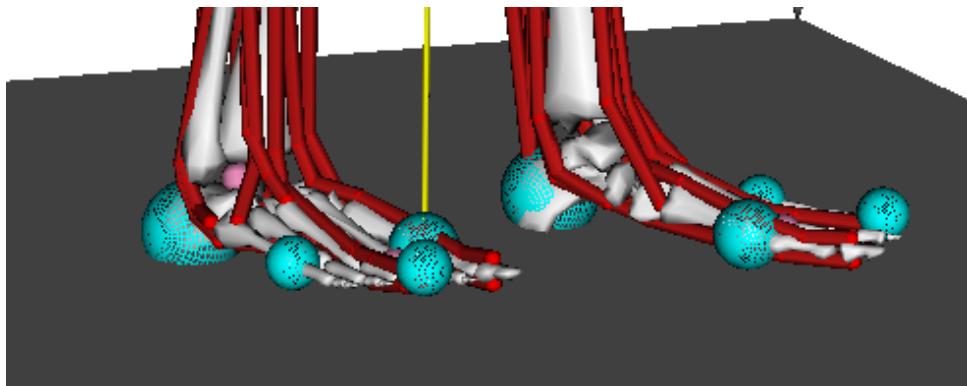
**Πίνακας 5.1:** Βαθμοί ελευθερίας με τους αντίστοιχους περιορισμούς

Όπως φαίνεται και στον πίνακα 5.1, όπου παρουσιάζονται οι βαθμοί ελευθερίας του μοντέλου μαζί με τους περιορισμούς στην επιτρεπτή κίνηση. Ο γοφός έχει τρεις περιστροφικούς βαθμούς, το γόνατο έναν, ο αιστράγαλος δύο και τα δάχτυλα των ποδιών έναν. Η λεκάνη φροντίζει να προσανατολίσει και να τοποθετήσει κατάλληλα το μοντέλο στο χώρο και στην πραγματικότητα δεν συνδέεται με κάποια βιολογική λειτουργία. Αυτός ο πλεονασμός της λεκάνη είναι μια από τις τροποποιήσεις του αρχικού μοντέλου ώστε να μπορεί

να βρεθεί το μοντέλο σε διαφορετικές διατάξεις στον χώρο.

Η έλλειψη εξωτερικών δυνάμεων αντίδρασης από το δάπεδο είναι ένα σοβαρό μειονέκτημα που οδηγεί σε προσεγγίσεις της πραγματικότητας. Στις αναλύσεις χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα τα οποία πάρθηκαν από τρίτους και περιείχαν την μέτρηση της αντίδρασης εδάφους. Ωστόσο έγινε μια προσπάθεια ενσωμάτωσης και εκτίμησης των δυνάμεων επαφής με το δάπεδο [23]. Το OpenSim χρησιμοποιεί δύο τύπους δυνάμεων επαφής που έχουν υλοποιηθεί από το Simbody. Η πρώτη είναι η Hunt Crossley Force που βασίζεται στην θεωρία επαφής του Hertz [13]. Αυτή η μέθοδος υπολογίζει την ελαστική παραμόρφωση αναλυτικά και το Simbody υποστηρίζει κάποια βασικά γεωμετρικά σχήματα. Στην μοντελοποίηση που κάναμε έχει χρησιμοποιηθεί μια επιφάνεια για το δάπεδο και έχουν τοποθετηθεί σφαίρες στα πέλματα. Η εναλλακτική λύση είναι η αναπαράσταση της γεωμετρίας με πλέγματα (mesh), τα οποία αποτελούνται από ελατήρια για την μοντελοποίηση της ελαστικότητας [12].

Παρόλη τη μεγάλη προσπάθεια τα αποτελέσματα με χρήση μοντέλων εκτίμησης της αντίδρασης εδάφους δεν έδωσαν βιολογικά ορθά αποτελέσματα κατά την βάδιση, γιατί παράλληλα απαιτούν βαθμονόμηση για να μπορούν να λειτουργούν και να δώσουν ικανοποιητική λύση. Η αιτία εντοπίζεται σε προβλήματα εκτίμησης της διάταξης του ποδιού από τον αισθητήρα που εκτιμούσε λανθασμένα τον προσανατολισμό. Αποτέλεσμα αυτού είναι το πόδι να μην έχει σωστή επαφή με το έδαφος και να μην εκτιμούνται σωστά οι δυνάμεις αντίδρασης, καθιστώντας την ανάλυση ασταθή. Αυτό είναι δύσκολο κατά την εκτέλεση της βάδισης, ωστόσο για απλές εκτιμήσεις όπως είναι η ρίψη του μοντέλου από κάποιο ύψος και η εξέταση ποιες δυνάμεις θα ασκηθούν κατά την σύγκρουση με το έδαφος τα αποτελέσματα είναι ορθά.



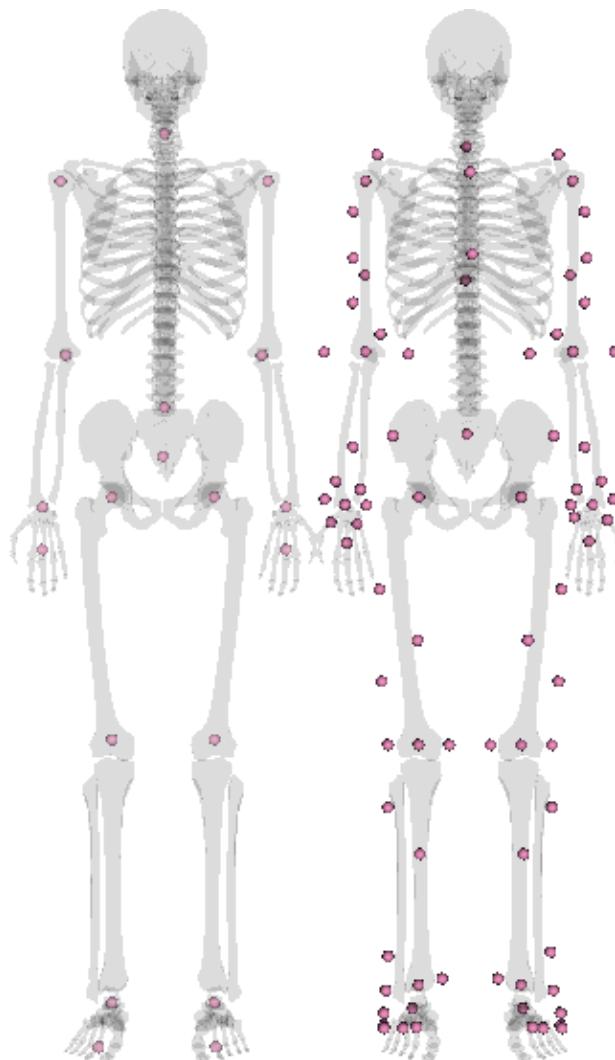
**Σχήμα 5.5:** Συνοπτική αναπαράσταση των σφαιρών ελαστικότητας στα πόδια

Όσον αφορά τους μύες, έχουν τροποποιηθεί ώστε να χρησιμοποιούν το έτοιμο μοντέλο μυ Millard2013EquilibriumMuscle που είναι υλοποιημένο στην βιβλιοθήκη του OpenSim. Οι παράμετροι των μυών (μέγιστη παραγόμενη δύναμη, βέλτιστο μήκος μυ, μήκος του τένοντα σε χαλάρωση, σχετική γωνία μεταξύ μυ και τένοντα, γεωμετρία) έχουν προσδιοριστεί από το αρχικό μοντέλο και είναι συμβατά με το νέο μοντέλο μυ.

## 5.3 Προετοιμασία για την Αντίστροφη Κινηματική

Αφού έχει καταγραφεί μια κίνηση και υπάρχει το αντίστοιχο μοντέλο μπορεί να λυθεί το πρόβλημα της αντίστροφης κινηματικής ώστε να προσδιορισθούν οι γενικευμένες συντεταγμένες (συνήθως γωνίες) για την δοσμένη κίνηση. Προτού όμως εκτελέσουμε την αντίστροφη κινηματική πρέπει να γίνουν κάποια επιπλέον βήματα.

### 5.3.1 Τοποθέτηση Ενδείξεων



**Σχήμα 5.6:** Σύγκριση συστήματος ενδείξεων του Kinect και του Vicon δεξιά

Αρχικά πρέπει να προσδιοριστούν οι αντιστοιχίες μεταξύ της καταγεγραμμένης κίνησης και του μοντέλου. Ωστόσο μην ξεχνάμε ότι το πρόβλημα της αντίστροφης κινηματικής προσπαθεί να βρει τις γωνίες που πρέπει να τροφοδοτήσει το μοντέλο ώστε να ταιριάζει με

την δοσμένη διάταξη της κίνησης. Αφού τα πειράματα έγιναν με την βοήθεια του Kinect, έχουμε στην διάθεση μας τις θέσεις των αρθρώσεων. Συνεπώς, πρέπει να τοποθετηθούν οι αντίστοιχες ενδείξεις στις αρθρώσεις του μοντέλου.

Στην εικόνα 5.6 με ροζ χρώμα συμβολίζονται οι ενδείξεις (marker). Αριστερά βλέπουμε τις ενδείξεις που απαιτούνται για να συνδεθεί η καταγεγραμμένη κίνηση από το Kinect, ενώ δεξιά βλέπουμε τους ενδείξεις που απαιτούνται για να γίνει μια καταγραφή από ένα επαγγελματικό σύστημα της εταιρίας Vicon. Οι ενδείξεις προσδιορίζονται με βάση την εφαρμογή, ωστόσο ο προσδιορισμός του προσανατολισμού και της θέσης στο χώρο ενός τμήματος του σώματος (όπως είναι κάθε οστό) απαιτεί για την εύρεση μοναδικής λύσης τουλάχιστον τρία μη συνευθειακά σημεία για κάθε τμήμα. Λόγω αυτού ο δεξιός σκελετός έχει πιο πολλές ενδείξεις. Αυτό είναι και ένα βασικό μειονέκτημα του συστήματος μας σε σχέση με επαγγελματικά συστήματα, δηλαδή για κάποιες κινήσεις μπορεί να μην βρεθεί ο σωστός προσανατολισμός. Ωστόσο για απλές κινήσεις και με υψηλό ρυθμό δειγματοληψίας της κίνησης η αντίστροφη κινηματική πειραματικά δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα.

### 5.3.2 Κανονικοποίηση του Μοντέλου

Το τελευταίο που πρέπει να γίνει είναι η κανονικοποίηση του γενικού μοντέλου που έχουμε στην διάθεση μας, ώστε να αρμόζει σε διαφορετικούς σωματότυπους. Το OpenSim διαθέτει δυνατότητα μετατροπής του μοντέλου, αλλά και της θέσης των ενδείξεων από το γενικό στο ειδικό. Η διαδικασία είναι σχετικά απλή και βελτιώνει σημαντικά το τετραγωνικό σφάλμα της αντίστροφης κινηματικής. Με βάση τις ενδείξεις που έχουν τοποθετηθεί στο γενικό μοντέλο γίνεται μια ομαδοποίηση ζευγαριών που αντιπροσωπεύουν κάποιο τμήμα του σώματος (π.χ. η ένδειξη του γοφού και του γονάτου αντιστοιχεί στο μηριαίο οστό) και υπολογίζεται ο συντελεστής παραμόρφωσης με βάση το αντίστοιχο ζευγάρι από την πειραματική κίνηση. Στην συνέχεια παραμορφώνεται το μοντέλο ώστε να ταιριάζει όσον το δυνατόν καλύτερα στις πειραματικές μετρήσεις.

Έχει γίνει κατάλληλη επιλογή των τμημάτων και των ζευγαριών ενδείξεων ώστε να μεταβληθούν κατάλληλα όλα τα τμήματα του σώματος. Επίσης δίνεται η δυνατότητα να διατηρηθεί η μάζα του γενικού μοντέλου. Το γενικό μοντέλο αντιπροσωπεύει άντρα ύψους 1.80cm και βάρος 75kg. Το κάτω τμήμα που έχει παρθεί ζυγίζει 41kg. Η μάζα και η αδράνεια κάθε οστού έχει προσδιοριστεί για το γενικό μοντέλο και τροποποιείται ανάλογα με βάση τις μετρήσεις.

Τμήμα του σώματος	1η ένδειξη	2η ένδειξη
pelvis	HIP_RIGHT	HIP_LEFT
femru	HIP	KNEE
tibia	KNEE	ANKLE
calcen	ANKLE	FOOT

**Πίνακας 5.2:** Τμήματα του σώματος και τα ζευγάρια των ενδείξεων για τα κάτω άκρα

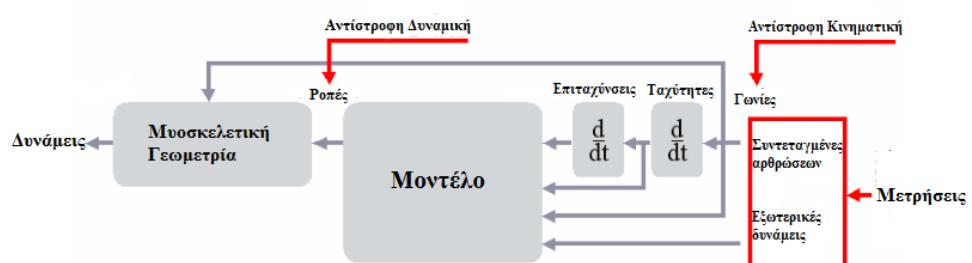
### **5.3.3 Διεξαγωγή της Αντίστροφης Κινηματικής**

Αφού έχουν γίνει τα παραπάνω πλέον μπορεί να εκτελεστεί η αντίστροφη κινηματική και να εξαχθούν οι γωνίες που απαιτούνται για την παραγωγή της δοσμένης κίνησης από το μοντέλο. Το αποτέλεσμα της αντίστροφης κινηματικής είναι ζωτικής σημασίας για τα μετέπειτα στάδια της ανάλυσης. Οι υπολογισμένες γωνίες αν αναπαρασταθούν δεν θα πρέπει να έχουν απότομες μεταβολές από μια στιγμή σε άλλη, ώστε να μην παράγουν μη φυσιολογικές επιπταχύνσεις και ως εκ τούτου δυνάμεις. Κατά την εύρεση λύσεων υπάρχουν γωνίες για τις οποίες η διάταξη βρίσκεται σε απροσδιόριστη μορφή. Το τελευταίο μπορεί να αποφευχθεί αν εισαχθούν οι κατάλληλοι περιορισμοί στις κινήσεις της διάταξης αφότου έχει μελετηθεί εκ των προτέρων.

Κατά την διεξαγωγή της αντίστροφης κινηματικής μαζί με το κανονικοποιημένο μοντέλο τροφοδοτούμε και τις συντεταγμένες που έχουμε καταγράψει από το Kinect, οι οποίες βρίσκονται σε κατάλληλη μορφή (\*.trc) που υποστηρίζεται από το OpenSim και έχουν φιλτραριστεί κατάλληλα ώστε η κίνηση να είναι ομαλή.

#### **5.4 Προσδιορισμός των Ροπών και των Δυνάμεων**

Αφού έχουμε στην διάθεση μας τα αποτελέσματα της αντίστροφης κινηματικής, το επόμενο βήμα είναι ο προσδιορισμός των γενικευμένων ροπών στις αρθρώσεις του μοντέλου, αλλά και η εκτίμηση των δυνάμεων που συνεισφέρει ο κάθε μυς. Ας υπενθυμίσουμε την σχέση που περιγράψαμε [3.12](#), η οποία αποτελεί την λύση του προβλήματος του προσδιορισμού των ροπών στις αρθρώσεις. Η διαδικασία ονομάζεται αντίστροφη δυναμική (*inverse dynamics*) και είναι ρουτίνα στις κλινικές μελέτες του προσδιορισμού των δυνάμεων και των ροπών. Τα απαραίτητα στοιχεία είναι οι εξωτερικές δυνάμεις, το αποτέλεσμα από την αντίστροφη κινηματική, οι ταχύτητες και οι επιταχύνσεις που υπολογίζονται με αριθμητικές μεθόδους και η περιγραφή της κατανομής της μάζας τους σώματος.



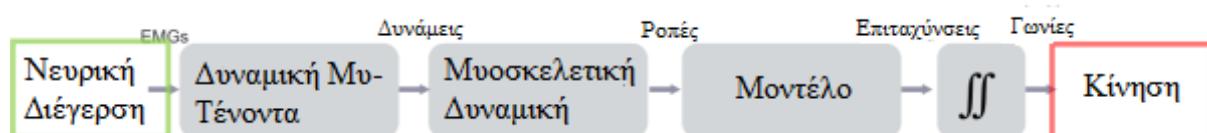
**Σχήμα 5.7:** Διαδικασία εξαγωγής των δυνάμεων<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Ευκόνα από την ιστοσελίδα <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Overview+of+the+OpenSim+Workflow>

Να τονίσουμε κάποια βασικά μειονεκτήματα της μεθόδου. Απαιτείται ο προσδιορισμός των εξωτερικών δυνάμεων που ασκούνται στην διάταξη, κάτι που δεν είναι πάντα διαθέσιμο. Επίσης η εκτίμηση της κατανομής της μάζας του ασθενή είναι ένα δύσκολο πρόβλημα και γίνονται προσεγγίσεις. Στην βιβλιογραφία υπάρχουν μέθοδοι όπου μετρώντας τα μήκη μερών του σώματος μπορεί να εκτιμηθεί η μάζα τους, ωστόσο κατά την μοντελοποίηση της ροπής αδράνειας για λόγους απλότητας προσεγγίζονται τα τμήματα του σώματος με χρήση γνωστών γεωμετρικών σχημάτων. Όλες αυτές οι προσεγγίσεις οδηγούν σε συσσώρευση σφαλμάτων και στη λάθος εκτίμηση των παραμέτρων κατά την κίνηση. Αν όμως αναζητούμε μια μέθοδο που παράγει γρήγορα αποτέλεσματα και με ελάχιστο κόπο, η αντίστροφη δυναμική είναι μια από αυτές.

Αν θέλουμε να υπολογίσουμε τις δυνάμεις των μυών πρέπει να συνδυάσουμε διαφορετικές τεχνικές που βασίζονται στην θεωρία της βελτιστοποίησης, αφού για μια δοσμένη κίνηση υπάρχουν πολλές λύσεις (δυνάμεις μυών) που μπορούν να παράξουν την κίνηση. Για το λόγο αυτό στην ανάλυση μπαίνουν κάποια κριτήρια που θα περιορίσουν τις επιτρεπτές λύσεις και θα παράξουν μια βέλτιστη με βάση αυτά. Στην βιβλιογραφία μια από αυτές τις τεχνικές είναι η στατική βελτιστοποίηση (static optimization).

Ενώ η αντίστροφη δυναμική ξεκινά από το αποτέλεσμα της κίνησης και καταλήγει στο αίτιο που είναι οι ροπές στις αρθρώσεις, η ορθή δυναμική ξεκινά από το αίτιο που είναι η διέγερση του συστήματος και καταλήγει στην παραγωγή της κίνησης. Το αίτιο ανάλογα με το βάθος της ανάλυσης που επιθυμούμε θα μπορούσε να είναι και μια νευρική διέγερση από τον εγκέφαλο που καταλήγει σε παραγόμενη δύναμη από τους μύες που μετατρέπεται σε ροπή στις αρθρώσεις και συνεπώς σε κίνηση. Οι μέθοδοι που βασίζονται στην ορθή δυναμική είναι πιο ευέλικτες γιατί δεν απαιτείται άμεσα η γνώση των εξωτερικών δυνάμεων ούτε των ροπών που ασκούνται στο σύστημα. Αυτές οι ποσότητες θα μπορούσαν να εκτιμηθούν με κάποιο κριτήριο. Για παράδειγμα η εκτίμηση της αντίδρασης του εδάφους θα μπορούσε να εκτιμηθεί αν μοντελοποιηθεί κατάλληλα και όταν πλησιάζει το πόδι στο έδαφος να ασκείται μια δύναμη ανάλογη με την απόσταση. Ωστόσο οι προσεγγίσεις αυτές οδηγούνται σε σφάλματα και δεν είναι πάντα βιολογικά σωστές. Από την άλλη πλευρά, οι ροπές στις αρθρώσεις θα μπορούσαν να υπολογίζονται με κάποιο κριτήριο βελτιστοποίησης.

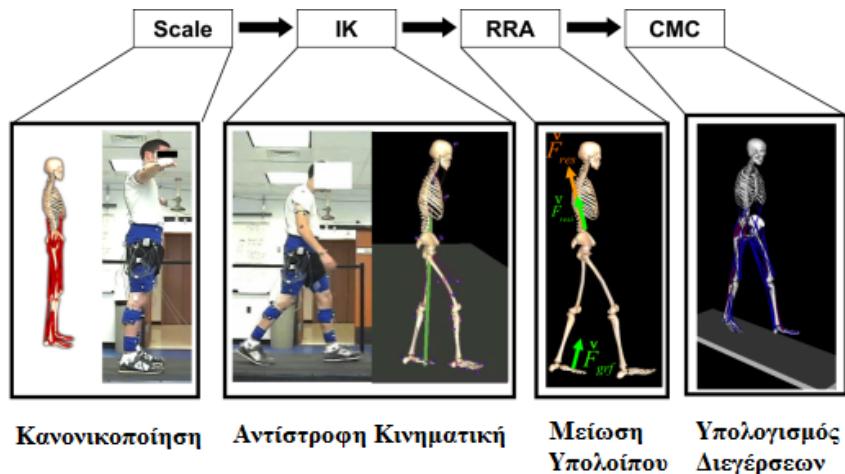


**Σχήμα 5.8:** Στάδια κατά την εκτέλεση της ορθής δυναμικής<sup>2</sup>

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.8 η διαδικασία ξεκινά με τις νευρικές διεγέρσεις. Στην συνέχεια με βάση κάποιου μοντέλου ενός μυ υπολογίζεται η δύναμη που παράγεται. Κατόπιν οι μυϊκές δυνάμεις μετατρέπονται σε ροπές με βάση την γεωμετρία, την τοποθεσία

<sup>2</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Overview+of+the+OpenSim+Workflow>

και την διάταξη στην οποία βρίσκεται το μοντέλο, αφού η παραγωγή δύναμης από τον μυ εξαρτάται από αρκετούς παράγοντες. Τέλος, με βάση την δομή του μοντέλου και την εξίσωση 3.15 υπολογίζονται οι επιταχύνσεις που στην συνέχεια ολοκληρώνονται και παράγουν τις γενικευμένες γωνίες, που με την σειρά τους δημιουργούν την κίνηση.



**Σχήμα 5.9:** Τυπική ροή υπολογισμού των μυϊκών διεγέρσεων<sup>3</sup>

Μια τυπική ροή ώστε να φτάσουμε σε νευρικό επίπεδο διεγέρσεων περιγράφεται από την εικόνα 5.9. Η διεργασία πριν τον υπολογισμό των μυϊκών διεγέρσεων ονομάζεται αλγόριθμος περιορισμού των υπολοίπων (residual reduction algorithm) και μπορεί να παραλειφθεί, αλλά στη γενική περίπτωση βελτιώνει το αποτέλεσμα.

#### 5.4.1 Εκτίμηση των Μυϊκών Δυνάμεων

Όπως αναφέραμε η διαδικασία προσδιορισμού των μυϊκών δυνάμεων βασίζεται στην βελτιστοποίηση. Ξέρουμε για κάθε άρθρωση την χρονική ακολουθία των ροπών από την αντίστροφη δυναμική. Επίσης ξέρουμε από την γεωμετρία του μοντέλου την τοποθεσία κάθε μυ σε ποια άρθρωση συνεισφέρει έργο. Σε μια άρθρωση μπορούν να συνεισφέρουν έργο παραπάνω από ένας μυς. Ένα κριτήριο βελτιστοποίησης μπορεί να είναι η ελαχιστοποίηση της ενέργειας για την παραγωγή της δοσμένης κίνησης. Το κριτήριο αυτό, ανάλογα και την εφαρμογή, είναι λογικό αφού για κάθε κίνηση προσπαθούμε να καταβάλουμε όσον το δυνατόν λιγότερη προσπάθεια στην πράξη, όταν βέβαια δεν υπάρχει κάποια σοβαρή ασθένεια. Συμπερασματικά, το πρόβλημα μπορεί να διατυπωθεί μαθηματικά ως εξής.

<sup>3</sup>Εικόνα από την ιστοσελίδα <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/Overview+of+the+OpenSim+Workflow>

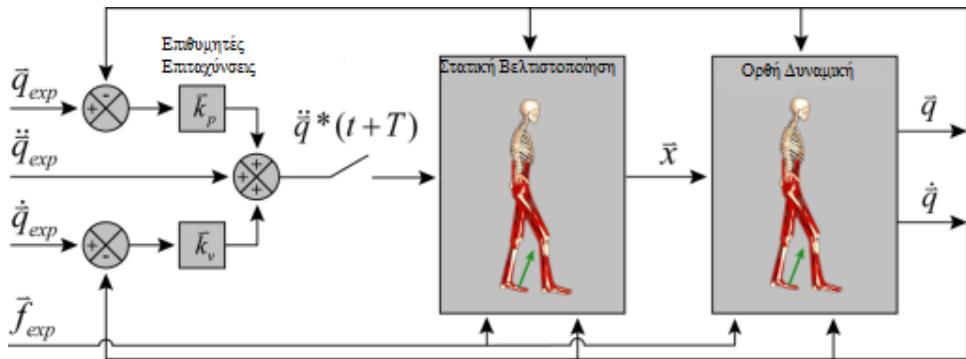
$$\begin{aligned}
 & \underset{a}{\text{minimize}} \sum_{i=1}^N a_i^p \\
 \text{s.t. } & \sum_{i=1}^N (a_i \cdot f(f_i^o, l_i, v_i)) \cdot R_{ij} = \tau_j, \quad \forall j
 \end{aligned} \tag{5.1}$$

Όπου  $a_i$  είναι το επίπεδο ενεργοποίησης του μυ  $i$ , η συνάρτηση  $f(f_i^o, l_i, v_i)$  είναι η δύναμη που παράγει ο μυς χωρίς να λάβουμε υπόψη τον τένοντα με  $f_i^o, l_i, v_i$  να είναι η μέγιστη ισομετρική δύναμη, το μήκος και η ταχύτητα του μυ αντίστοιχα. Το  $R_{ij}$  είναι η μυϊκή ροπή αδράνειας και το  $\tau_j$  είναι η ροπή στην άρθρωση  $j$ .

### 5.4.2 Προσδιορισμός των Μυϊκών Διεγέρσεων

Η διαδικασία προσδιορισμού των διεγέρσεων είναι σχετικά πολύπλοκη και συνδυάζει πολλές μεθόδους μαζί και για διευκόλυνση θα περιγράψουμε την διαδικασία ιεραρχικά. Η μέθοδος αυτή παίρνει σαν ορίσματα τις πειραματικές τροχιές των αρθρώσεων, μαζί με τις δύο πρώτες παραγόμενες και τις εξωτερικές δυνάμεις. Το αποτέλεσμα είναι οι διεγέρσεις για κάθε μυ σε κάθε χρονική στιγμή.

Όπως περιγράφεται και στην εικόνα 5.10, παρατηρούμε ότι όλη η διαδικασία είναι κλειστού βρόγχου, που σημαίνει ότι κάθε χρονική στιγμή το σύστημα τροφοδοτείται κατάλληλα, ώστε η παραγόμενη κίνηση να είναι όσο το δυνατόν ταυτόσημη με την πειραματική. Χρησιμοποιείται PD ελεγκτής, όπου οι σταθερές επιλέγονται για την επίτευξη κρίσιμης απόσθεσης ( $\vec{k}_v = 2 \cdot \sqrt{\vec{k}_p}$ ). Επίσης παρατηρούμε ότι η επιθυμητή επιπτάχυνση  $\ddot{\vec{q}}^*$  υπολογίζεται για μελλοντική τιμή  $t + \tau$ . Αυτό συμβαίνει επειδή οι μύες έχουν μια καθυστέρηση, οπότε η διέγερση θα πρέπει να προηγείται κατά μια μικρή χρονική στιγμή (συνήθως  $\tau = 0.01$ ). Έπειτα εκτελείται στατική βελτιστοποίηση για να υπολογιστούν οι απαιτούμενες διεγέρσεις που στην συνέχεια τροφοδοτούνται στο σύστημα με την βοήθεια της ορθής δυναμικής, η οποία θα παράξει την κίνηση βάσει αυτών.



**Σχήμα 5.10:** Διάγραμμα της διαδικασίας υπολογισμού μυϊκών διεγέρσεων [28]

Η διαδικασία είναι σύνθετη και στην πράξη έχει μεγάλες καθυστερήσεις, που ανάλογα από τον υπολογιστή μπορεί να κυμαίνονται από 15 λεπτά για έναν σύγχρονο υπολογιστή έως και πάνω από μισή ώρα για τους πιο παλιούς, ώστε να παραχθεί ένα αποτέλεσμα διάρκειας μισού λεπτού. Επίσης η διαδικασία μπορεί να διακοπεί αν δεν πληρούνται τα επιτρεπτά όρια ανοχής σε σφάλματα. Συχνά για την βελτίωση της διαδικασίας εισάγονται επιπλέον εφεδρικοί κινητήρες στις αρθρώσεις για να παρέχουν την απαραίτητη ροπή, ώστε να παραχθεί η κίνηση, καθώς οι μύες μπορεί να μην είναι σε θέση να οδηγήσουν το σύστημα στην επιθυμητή κατάσταση. Το τελευταίο οφείλεται συνήθως σε απλοποιήσεις στο μοντέλο, καθώς μειώνοντας τους μύες δεν επαρκεί η κινητική τους δύναμη. Επειδή συνήθως δεν μπορούν να αποφευχθούν οι εφεδρικοί κινητήρες, αν η προσομοίωση είναι επιτυχής, είμαστε σε θέση να ελαττώσουμε την επιρροή τους και να βασιστούμε στους μύες του μοντέλου.

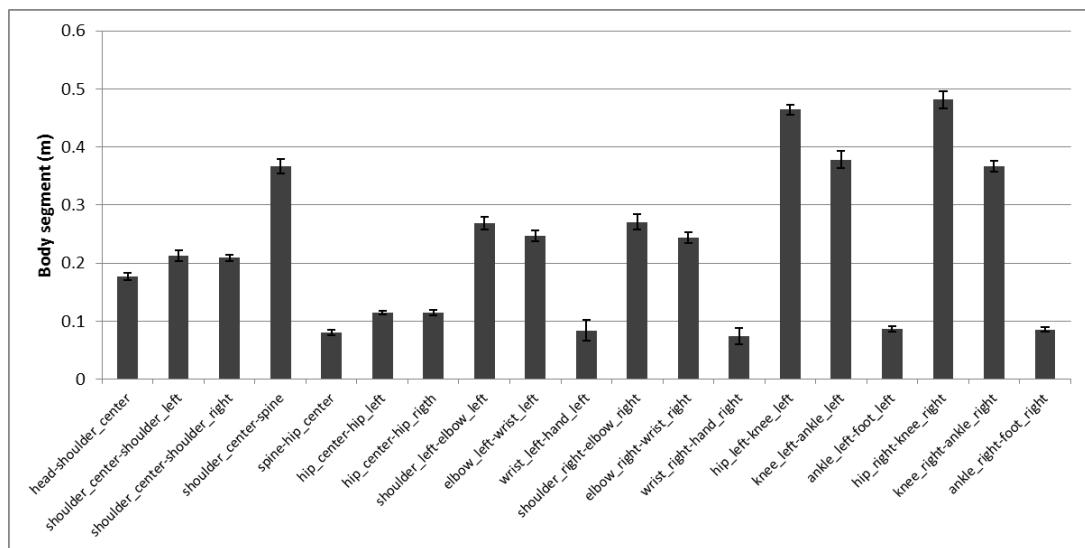


# Κεφάλαιο 6

## Αποτελέσματα

### 6.1 Καταγραφή της Κίνησης

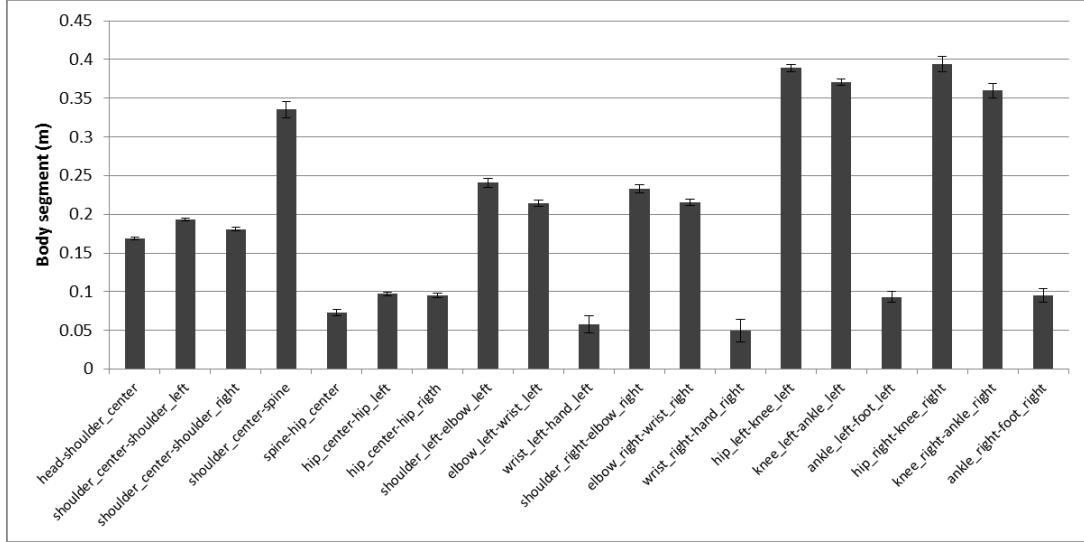
Ως αποτελέσματα της καταγραφής της κίνησης επιλέχθηκε αρχικά να παρουσιαστεί η ικανότητα καταγραφής του μήκους των τμημάτων του ανθρώπινου σώματος. Στο πείραμα συμμετείχαν δύο δείγματα τα οποία εκτέλεσαν διαφορετικές κινήσεις, όπου για κάθε κίνηση υπολογίστηκε το μέσο μήκος των τμημάτων του σώματος. Αφού συγκεντρώθηκαν τα αποτελέσματα, κατασκευάστηκαν τα αντίστοιχα διαγράμματα που δείχνουν το μέσο μήκος από όλες τις καταγεγραμμένες κινήσεις για κάθε τμήμα μαζί με τις αντίστοιχες τυπικές αποκλίσεις.



**Σχήμα 6.1:** Μήκη τμημάτων για το πρώτο δείγμα (14 κινήσεις)

Παρατηρούμε ότι οι τυπικές αποκλίσεις είναι μικρές με ελάχιστη για το πρώτο δείγμα στα  $std_{min} = 0.0030m$  και με μέγιστη τιμή στα  $std_{max} = 0.0182m$  6.1. Όσον αφορά το δεύτερο

δείγμα οι αντίστοιχες τυπικές αποκλίσεις είναι  $std_{min} = 0.00019m$ ,  $std_{max} = 0.0146m$  αντίστοιχα [6.2](#).

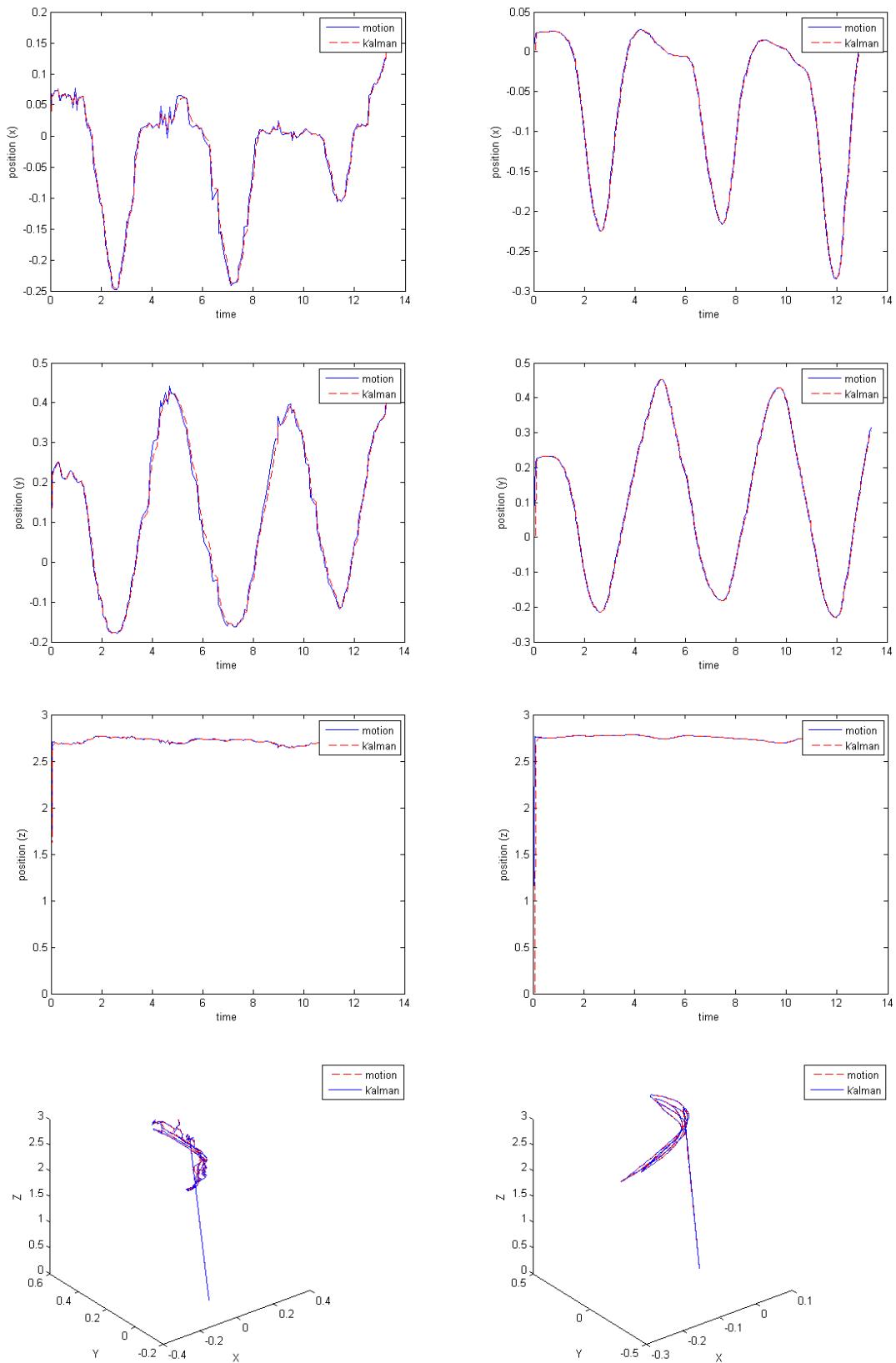


**Σχήμα 6.2:** Μήκη τμημάτων για το δεύτερο δείγμα (5 κινήσεις)

Ως δεύτερη σύγκριση του συστήματος, καταγράφηκε μια κίνηση χωρίς την χρήση κάποιου φίλτρου και στην συνέχεια καταγράφηκε όμοια κίνηση με χρήση φίλτρου και ως παράμετροι επιλέχθηκαν οι τιμές για δυνατό φίλτραρισμα από τον πίνακα [2.3](#). Επίσης έγινε μια απλή υλοποίηση ενός φίλτρου Kalman με βάση την αναδρομική σχέση [6.1](#) και επιλέχθηκαν τιμές για τα  $R = 0.05$ ,  $Q = 0.05$ . Στον πίνακα [6.1](#) στην αριστερή στήλη βρίσκονται οι συντεταγμένες του δεξιού χεριού χωρίς την χρήση κάποιου φίλτρου, ενώ στην δεξιά στήλη με χρήση του δυνατού φίλτρου. Με διακεκομένες γραμμές φαίνεται η απόκριση του φίλτρου Kalman. Στην περίπτωση που επιλέξουμε να χρησιμοποιήσουμε δυνατό φίλτρο δεν διακρίνεται βελτιώση αν χρησιμοποιήσουμε το φίλτρου Kalman, όπως έχει υλοποιηθεί. Φαίνεται όμως η ανάγκη για εξομάλυνση, οπότε απλά φίλτρα που φίλτραρουν τις απότομες μεταβολές βελτιώνουν πολύ το αποτέλεσμα.

Πρόβλεψη

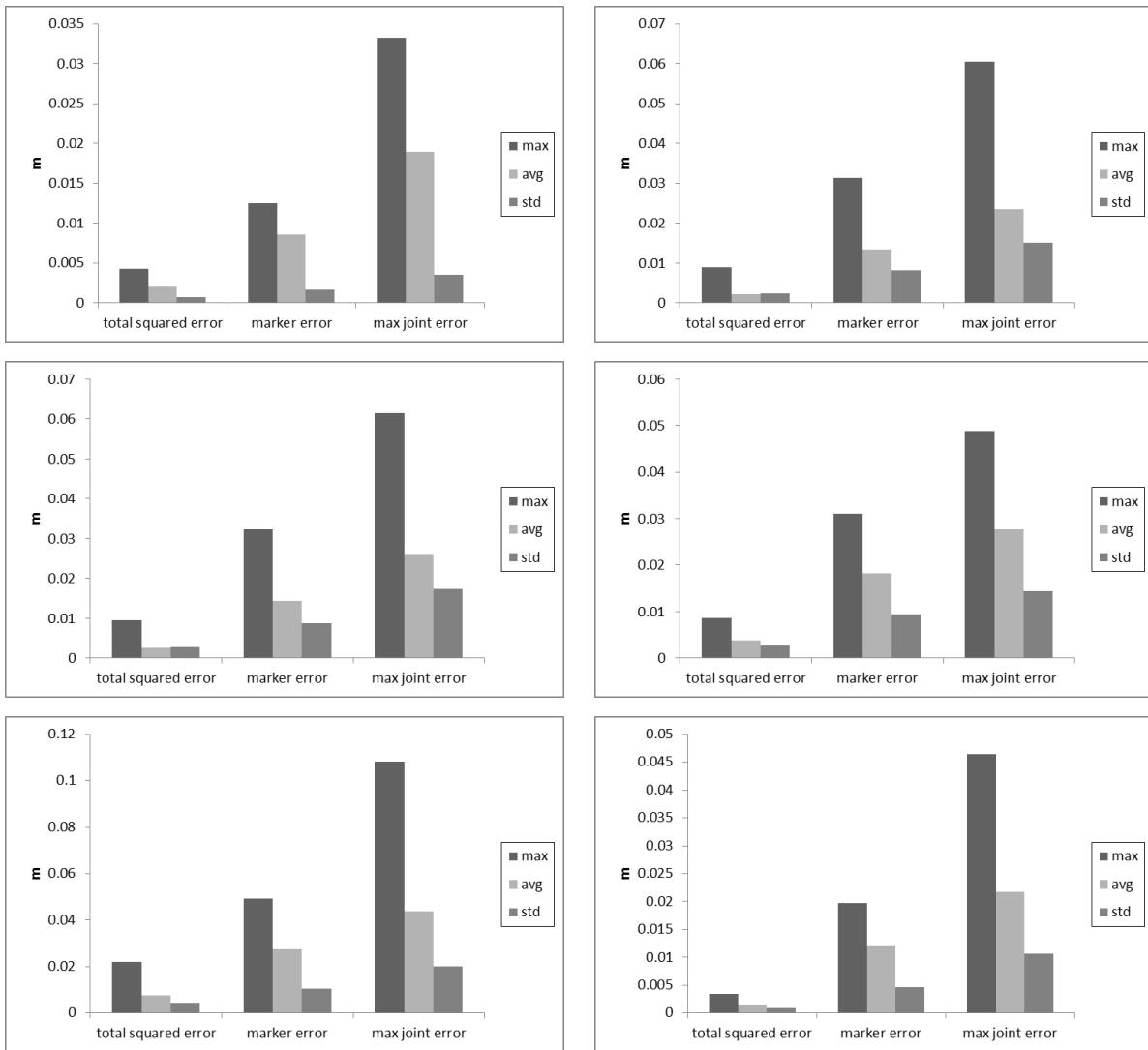
$$\begin{aligned}
 \hat{p}_t &= p_{t-1} + u_t, \quad u_t = \frac{p_{t-1} - p_{t-2}}{t_{t-1} - t_{t-2}} \\
 \hat{P} &= P_{t-1} + Q \\
 \Delta \text{όρθωση} & \quad (6.1) \\
 K &= \frac{\hat{P}}{\hat{P} + R} \\
 p_t &= \hat{p}_t + K \cdot (p_t - \hat{p}_t) \\
 P_t &= (1 - K) \cdot \hat{P}
 \end{aligned}$$



**Πίνακας 6.1:** Συντεταγμένες του δεξιού χεριού χωρίς φιλτράρισμα αριστερά και με φιλτράρισμα δεξιά

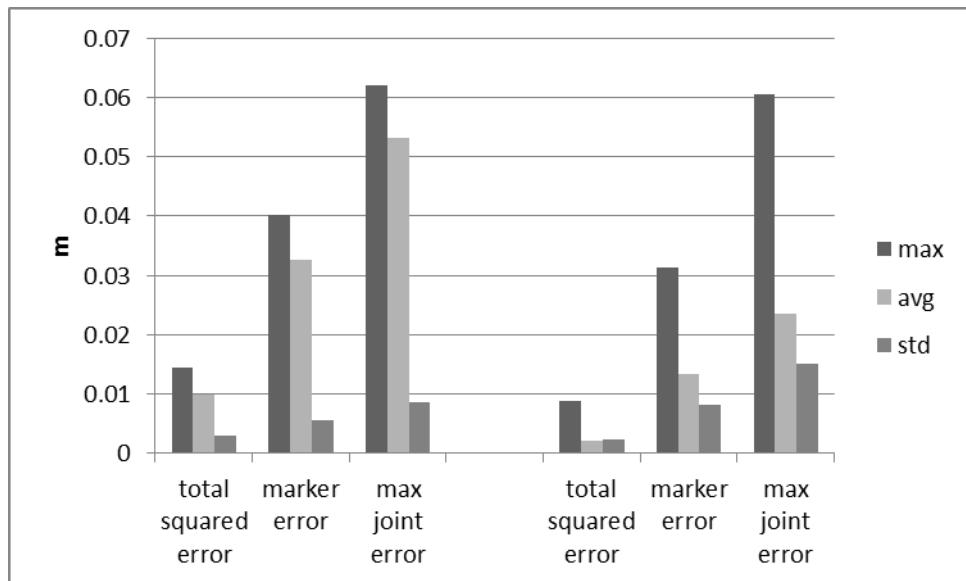
## 6.2 Αντίστροφη Κινηματική

Για να υπάρχουν σωστά αποτελέσματα κατά την αντίστροφη κινηματική είναι αναγκαία η διαδικασία της κανονικοποίησης, ώστε το γενικό μοντέλο να πάρει τις διαστάσεις του δείγματος, οπότε η διαδικασία της κανονικοποίησης θεωρείται δεδομένη κάθε φορά. Αυτό που μπορούμε να εκθέσουμε ως αποτέλεσμα της διαδικασίας είναι το σφάλμα της αντίστροφης κινηματικής. Για το πείραμα εκτελέστηκε η αντίστροφη κινηματική για 6 διαφορετικές κινήσεις του ίδιου δείγματος και καταγράφηκε το συνολικό τετραγωνικό σφάλμα (total square error), το σφάλμα λόγω ενδείξεων (marker error) και το μέγιστο σφάλμα από όλες τις αρθρώσεις (max joint error). Τα τρία αυτά σφάλματα ήταν διαθέσιμα για κάθε χρονική στιγμή που υπολογίζονταν η αντίστροφη κινηματική. Ως εκ τούτο για κάθε ένα από αυτά τα σφάλματα υπολογίστηκε η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και η μέγιστη τιμή από όλες τις χρονικές στιγμές για κάθε κίνηση ξεχωριστά.



**Πίνακας 6.2:** Τα σφάλματα της αντίστροφης κινηματικής ανά κίνηση

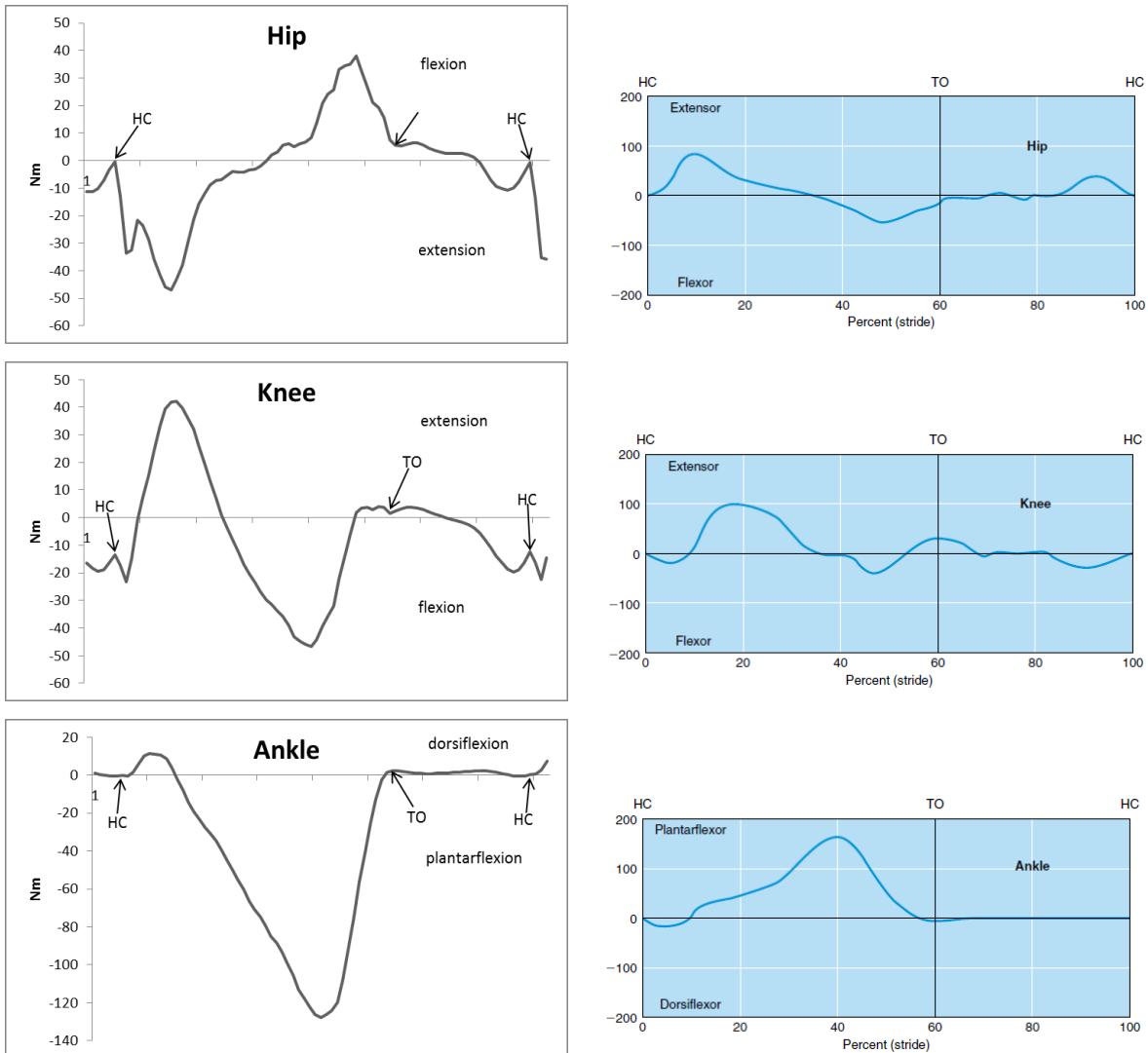
Στην εικόνα 6.3 έγινε σύγκριση της αποτελεσματικότητας της διαδικασία κανονικοποίησης στο αποτέλεσμα της αντίστροφης κινηματικής. Η πρώτη τριάδα των μετρήσεων αφορά τα σφάλματα της αντίστροφης κινηματικής χωρίς την διεξαγωγή κανονικοποίησης, ενώ η δεύτερη τριάδα με διεξαγωγή της κανονικοποίησης. Παρατηρείται μεγάλη βελτίωση των σφαλμάτων και ιδιαίτερα στα σφάλματα μέσης τιμής. Ωστόσο δεν παρατηρείται σημαντική βελτίωση στα σφάλματα της μέγιστης τιμής σφάλματος της άρθρωσης. Δηλαδή υπάρχουν κάποιες αρθρώσεις που δίνουν μεγάλο σφάλμα, αλλά γενικά έχουμε βελτίωση ως προς το μέσο όρο των αρθρώσεων.



**Σχήμα 6.3:** Σύγκριση της αποδοτικότητας της κανονικοποίησης

## 6.3 Αντίστροφη Δυναμική

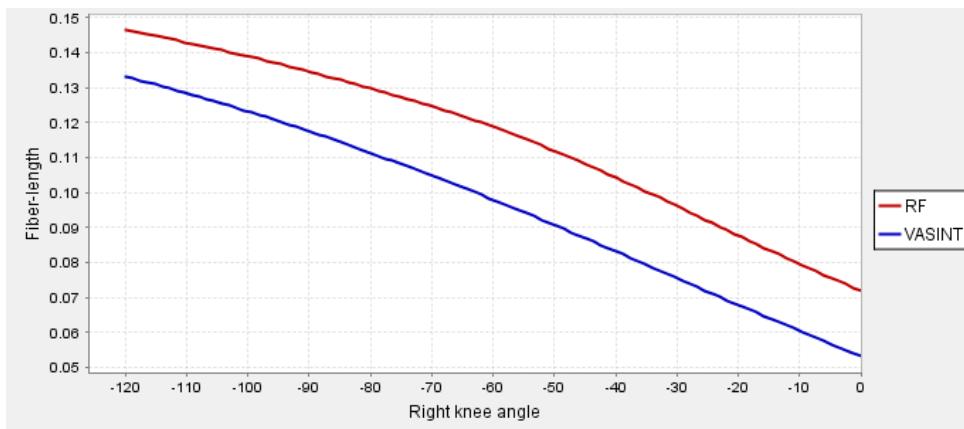
Με την αντίστροφη δυναμική έχουμε στην διάθεση μας τις ροπές που ασκούνται στις αρθρώσεις κάθε χρονική στιγμή. Λόγω της δυσκολίας υπολογισμού των εξωτερικών δυνάμεων, χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα βάδισης και καταγεγραμμένη αντίδραση εδάφους που βρέθηκε στο διαδίκτυο, ώστε να επιβεβαιωθεί η ισχύς της ανάλυσης. Στην μελέτη των δυνάμεων, παρουσιάζονται οι ροπές του γοφού, του γονάτου και του αστράγαλου σε ένα κύκλο βάδισης και συγκρίνονται με την βιβλιογραφία [30]. Στον πίνακα 6.3 αριστερά βρίσκονται οι πειραματικές ροπές για έναν κύκλο βάδισης και δεξιά τα αντίστοιχα με βάση τη βιβλιογραφία. Τα δικά μας διαγράμματα είναι ανάποδα γιατί έχουμε θεωρήσει διαφορετικές φορές στους βαθμούς ελευθερίας, ωστόσο τα αποτελέσματα μας συμβαδίζουν με εκείνα της βιβλιογραφίας αν λάθουμε υπόψιν τις ενδείξεις πάνω στα διαγράμματα.



**Πίνακας 6.3:** Σύγκριση ροπών για ένα κύκλο βάδισης

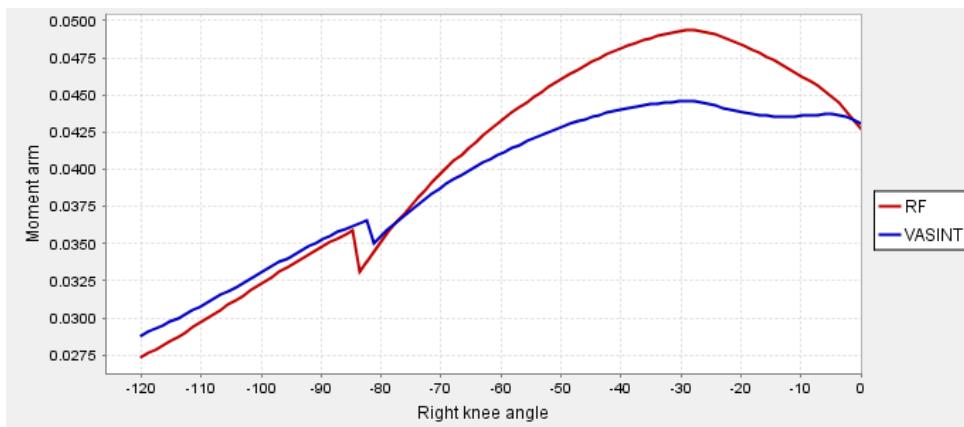
## 6.4 Μυϊκή Συσχέτιση

Στο παρακάτω σχήμα 6.4 φαίνεται ο τρόπος εκτίμησης του μήκους των μυών μέσα από την γεωμετρική τους τοποθέτηση και η μεταβολή αυτής με την αλλαγή της γωνίας της άρθρωσης δράσεως. Οι δύο μύες ο rectus femoris και vastus intermedius δρουν στο γόνατο ως καμπτήρες. Ο rectus femoris είναι ένας μυς που ξεκινά από την λεκάνη και καταλήγει στην επιγονατίδα, ενώ ο vastus intermedius ξεκινά από την μέση του μηρού και καταλήγει πάλι στην επιγονατίδα. Είναι προφανές ότι όταν το πόδι είναι τεντωμένο τα μήκη των δύο μυών είναι ελάχιστα, ενώ όταν το γόνατο λυγίζει τότε μεγαλώνει το μήκος τους.



**Σχήμα 6.4:** Μήκη μυών συναρτήσει της γωνίας της άρθρωσης του γονάτου

Στο δεύτερο διάγραμμα 6.5 γίνεται μια γεωμετρική ερμηνεία που σχετίζεται με την τοποθέτηση των μυών. Η παράμετρος είναι η ποσότητα που μετατρέπει την δύναμη που παράγει ο μυς σε ροπή στην άρθρωση, η λεγόμενη ροπή αδράνειας του μυ (muscle moment arm). Το σημείο ασυνέχειας (-85 μοίρες) που παρατηρείται, οφείλεται στο γεγονός ότι για την συγκεκριμένη γωνία οι μύες ξεκινούν να τυλίγονται γύρω από την επιγονατίδα και το μήκος τους διαμερίζεται κατάλληλα με αποτέλεσμα να υπάρχουν ασυνέχειες στους υπολογισμούς.

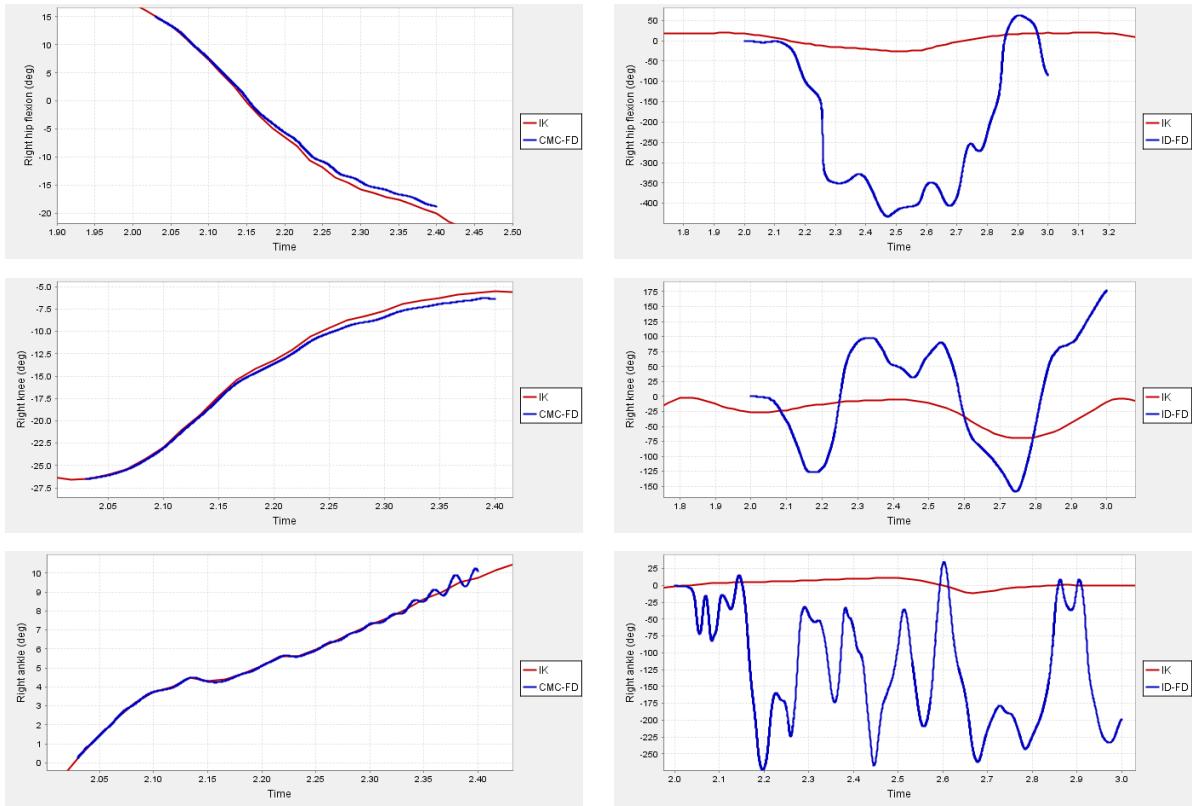


**Σχήμα 6.5:** Μήκη μυών συναρτήσει της γωνίας της άρθρωσης του γονάτου

## 6.5 Εκτέλεση Ορθής Δυναμικής

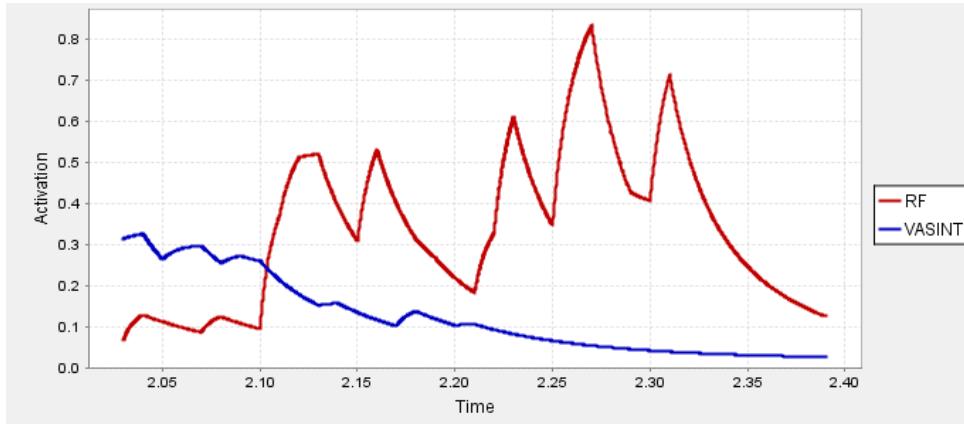
Σε αυτή την παράγραφο θα δείξουμε την βελτίωση όσον αφορά την ευστάθεια που επιτυγχάνεται ανάλογα με την κατηγορία μεθόδων που χρησιμοποιούνται. Η ευστάθεια ανταποκρίνεται στη συσσώρευση σφαλμάτων στα στάδια μέχρι τον υπολογισμό των διεγέρσεων, που μπορεί να είναι ροπές, είτε νευρικές διεγέρσεις. Στο πρώτο πείραμα μετά την αντίστροφη κινηματική εκτελούμε αντίστροφη δυναμική και τροφοδοτούμε στη

συνέχεια τις υπολογισμένες ροπές στην διαδικασία της ορθής δυναμικής ώστε να γίνει σύγκριση. Στο δεύτερο πείραμα μετά την αντίστροφη κινηματική εκτελούμε την διαδικασία του υπολογισμού των μυϊκών διεγέρσεων, όπου υπολογίζουμε τις διεγέρσεις των μυών που απαιτούνται για την παραγωγή της καταγεγραμμένης κίνησης και κατόπιν εκτελούμε ορθή δυναμική για να συγκρίνουμε το αποτέλεσμα της μεθόδου με αυτό της αντίστροφης δυναμικής. Στον πίνακα 6.4 στην αριστερή στήλη βρίσκεται το ευσταθές αποτέλεσμα της μεθόδου του υπολογισμού των μυϊκών διεγέρσεων και στην δεξιά στήλη το ασταθές αποτέλεσμα της αντίστροφης δυναμικής. Εξετάζονται οι γενικευμένες συντεταγμένες για τον γοφό, το γόνατο και τον αστράγαλο αντίστοιχα. Με κόκκινο είναι η επιθυμητή τροχιά που θέλουμε να πετύχουμε με βάση το αποτέλεσμα της αντίστροφης κινηματικής ενώ με μπλε το αποτέλεσμα των αναλύσεων. Παρατηρούμε τη μεγάλη σύγκλιση που επιτυγχάνεται με χρήση της μεθόδου υπολογισμού των μυϊκών διεγέρσεων σε σχέση με την αντίστροφη δυναμική, ωστόσο μετά από κάποια χρονική στιγμή η προτεινόμενη μέθοδος μπαίνει και αυτή στην αστάθεια, γεγονός επίσης αναμενόμενο.



**Πίνακας 6.4:** Σύγκριση της ευστάθειας της ορθής δυναμικής

Στο σχήμα 6.6 αναφέρεται το αποτέλεσμα των νευρικών διεγέρσεων για τους δυο μύες rectus femoris και vastus intermedius. Η επιβεβαίωση μπορεί να γίνει ποιοτικά με μετρήσεις από τα EMG, ωστόσο δεν έχουμε στην διάθεση μας τέτοιες μετρήσεις, απλώς αναδεικνύεται ότι μπορούμε να έχουμε αποτελέσματα ακόμη και σε νευρικό επίπεδο.



**Σχήμα 6.6:** Μυϊκή ενεργοποίηση για τους δύο μύες

## 6.6 Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία δείξαμε τη δυνατότητα καταγραφής της ανθρώπινης κίνησης με μια φθηνή συσκευή (συγκριτικά με άλλα συστήματα καταγραφής) όπως είναι το Kinect για την επίτευξη αξιόλογων αποτελεσμάτων με ελάχιστο κόπο από την πλευρά του προγραμματιστή. Επιπλέον δείξαμε πώς με απλές μεθόδους φιλτραρίσματος μπορεί να βελτιωθεί κατά πολύ το αποτέλεσμα της καταγεγραμμένης κίνησης, ώστε να είναι κατάλληλο για επεξεργασία στα μετέπειτα στάδια. Επίσης κατέστη σαφής η δυνατότητα του Kinect να προσδιορίζει τα μορφομετρικά χαρακτηριστικά του ανθρώπου με μεγάλη ακρίβεια. Ωστόσο δεν καταφέραμε να ξεπεράσουμε το πρόβλημα της παρεμπόδισης (occlusion) ως ένα βαθμό, που όμως λύνεται αν χρησιμοποιηθούν στην καταγραφή της κίνησης παραπάνω από μια συσκευές με διαφορετική οπτική γωνία ως προς το δείγμα.

Στην συνέχεια αποδείξαμε ότι μαζί με την καταγεγραμμένη κίνηση και ένα αξιόπιστο μοντέλο μπορούν να γίνουν πολλές και διάφορες αναλύσεις, που είναι σε θέση να βοηθήσουν τους αναλυτές να εξάγουν συμπεράσματα για το δείγμα. Ως εκ τούτου, απαραίτητο στάδιο της ανάλυσης είναι η αντίστροφη κινηματική, ενώ η μείωση των σφαλμάτων είναι κομβικό σημείο στην ανάλυση. Τονίσαμε την σημασία της αντίστροφης δυναμικής ως εργαλείο ανάλυσης και παρουσιάσαμε τα αποτελέσματα της βάδισης τα οποία συμφωνούν με τη βιβλιογραφία. Παρουσιάσαμε τα αποτέλεσμα της μεθοδολογίας παραγωγής μεγαλύτερης διάρκειας ευσταθούς βάδισης που συμβάδιζαν με μικρή απόκλιση από την επιθυμητή κίνηση. Στα πλαίσια των αναλύσεων μπορούν να εξαχθούν και άλλα αποτελέσματα, όπως είναι οι νευρικές διεγέρσεις, οι δυνάμεις που ασκούν οι μύες, τα μήκη τους κατά την βάδιση και δυνάμεις αντίδρασης μεταξύ των οστών, ωστόσο η πειραματική τους επιβεβαίωση είναι δύσκολη στην πράξη.

Κατά την πειραγραφή των μεθόδων ανάλυσης έγιναν συγκρίσεις και αναφέρθηκαν τα μειονεκτήματα και τα πλεονεκτήματα τους. Κατά την σχεδίαση του μοντέλου έγιναν κάποιες παραδοχές που αφορούσαν στην κινητικότητα του, την γεωμετρία των μυών και την κατανομή της μάζας. Όλα αυτά οδηγούν σε σφάλματα στις εκτιμώμενες ποσότητες και ανάλογα

με τις ανοχές που έχουμε θέσει με βάση το πρόβλημα ίσως απαιτείται εναλλακτική προσέγγιση. Ωστόσο οι προσεγγίσεις που υιοθετήσαμε οδηγούν σε ορθά αποτελέσματα με μικρές αποκλίσεις από την πραγματικότητα.

Υπάρχει μεγάλο περιθώριο βελτίωσης για την εφεύρεση νέων, πιο γρήγορων, πιο ακριβών μεθόδων. Ειδικά το θέμα του χρόνου που απαιτούν κάποιες αναλύσεις είναι απαγορευτικό πολλές φορές, αλλά και αναπόφευκτο για ένα τόσο δύσκολο πρόβλημα. Η πρόοδος των μεθόδων προσομοίωσης σε συνδυασμό με συστήματα καταγραφής και μεθόδους ανάλυσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην ιατρική και σε άλλους κλάδους και να γίνουν δεδομένα εργαλεία στην καθημερινότητα, βελτιώνοντας την ποιότητα των υπηρεσιών.

## **Βιβλιογραφία**

- [1] ARNOLDA ALLISON, LIUA MAY, SCHWARTZ MICHAEL, OUNPUUD SYLVIA, DELP SCOTT. "The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait". *Gait & Posture* 23, 273-281 (2006).
- [2] BUCHANAN S. THOMAS, LLOYD G. DAVID, MANAL KURT, BESIER F. THOR. "Neuro-musculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command". *Apply Biomechanics* 20(4), 367-395 (2004).
- [3] CRAIG J. JOHN. "*Introduction to Robotics Mechanics and Control*". Prentics Hall, 1995.
- [4] DELP L. SCOTT, ANDERSON C. FRANK, ARNOLD S. ALLISON, LOAN PETER, HABIB AYMAN, CHAND T. JOHN, GUENDELMAN ERAN, THELEN G. DARRYL. "OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 54, 11 (2007).
- [5] DELP L. SCOTT, LOAN J. PETER. "A Graphics-Based Software System to Develop and Analyze Models of Musculoskeletal Structures". *Computers in Biology and Medicine* 25, 21-34 (1995).
- [6] DELP L. SCOTT, LOAN PETER, HOY G. MELISSA, ZAJAC E. FELIX, TOPP L. ERIC, ROSEN M. JOSEPH. "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37, 757-767 (1990).
- [7] ERDEMIR AHMET, LEAN SCOTT, HERZOG WALTER, BOGERT J. ANTONIE. "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements". *Clinical Biomechanics* 22, 131-154 (2007).
- [8] FREGLY B.J., CROSSLEY K., HINMAN R.S., SCHACHE A. "Evaluation of a medial thrust gait pattern to reduce the peak knee adduction torque". In *Proceedings of the XXI Congress of the International Society of Biomechanics* (2007).
- [9] HAERI MOHAMMAD, SARBAZ YASHAR, GHARIBZADEH SHAHRIAR. "Modeling the Parkin-

- son's tremor and its treatments". *Journal of Theoretical Biology* 236, 311-322 (2005).
- [10] HAMNER SAMUEL, SETH AJAY, DELP SCOTT. "Muscle contributions to propulsion and support during running". *Journal of Biomechanics* 43, 2709-2716 (2010).
- [11] HEINTZ SOFIA. "Muscular Forces from Static Optimization". Technical Reports from Royal Institute of Technology, 2006.
- [12] HERTZ H. "On the contact of elastic solids". *Reine Angew. Math.* 92, 156-171 (1882).
- [13] HUNT H. K., CROSSLEY F. R. E. "Coefficient of restitution interpreted as damping in vibroimpact". *ASME Journal of Applied Mechanics* 42, 440-445 (1975).
- [14] JEAN ST. JARED. "Kinect Hacks". O'Reilly, 2013.
- [15] MCLEAN G., SU A., VAN DEN BOGERT A. J. "Development and Validation of a 3-D Model to Predict Knee Joint Loading During Dynamic Movement". *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 864-874 (2003).
- [16] MILLARD MATTHEW, UCHIDA THOMAS, SETH AJAY, DELP L. SCOTT. "Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics". *Journal of Biomechanical Engineering* 135, 021004-1 (2013).
- [17] MOESLUND B. THOMAS, GRANUM ERIK. "A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture". *Computer Vision and Image Understanding* 81, 231-268 (2001).
- [18] MUBARAK SHAH. "Fundamentals of Computer Vision". University of Central Florida, 1997.
- [19] MURRAY M. RICHARD, LI ZEXIANG, SASTRY S. SHANKAR. "A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation". CRC Press, 1994.
- [20] PANDY G. M. "Computer modeling and simulation of human movement". *Annual Review of Biomedical Engineering* 3, 245-273 (2001).
- [21] PIAZZA J. S. "Muscle-driven forward dynamic simulations for the study of normal and pathological gait". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 3, 5-5 (2006).
- [22] POPPE RONALD. "Vision-based human motion analysis: An overview". *Computer Vision and Image Understanding* 108, 4-18 (2007).
- [23] SETHA AJAY, SHERMANA MICHAEL, REINBOLTB A. JEFFREY, DELPA L. SCOTT. "OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations

- and exchange". *Procedia IUTAM* 2, 212–232 (2011).
- [24] SHERMAN MICHAEL. "SimTK Simbody Theory Manual". Simbody, 2013.
- [25] SHOTTON JAMIE, GIRSHICK ROSS, FITZGIBBON ANDREW, SHARP TOBY, COOK MAT, FINOCCHIO MARK, MOORE RICHARD, KOHLI PUSHMEET, CRIMINISI ANTONIO, KIPMAN ALEX, BLAKE ANDREW. "Efficient Human Pose Estimation from Single Depth Images". *CVPR*, special (2011).
- [26] STOPFORTH RIAAN. "Customizable Rehabilitation Lower Limb Exoskeleton System". *International Journal of Advanced Robotic Systems* (2012).
- [27] THELEN G. D. "Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults". *Journal of Biomechanical Engineering* 125, 70-77 (2003).
- [28] THELEN G. D., ANDERSON C. F. "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data". *Journal of Biomechanics* 39(6), 1107-1115 (2006).
- [29] THELEN G. D., CHUMANOV S. E., SHERRY A. M., HEIDERSCHEIT C. B. "Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains". *Exercise Sports Science* 34, 135–141 (2006).
- [30] WHITTLESEY SAUNDERS, ROBERTSON GORDON. "Two-Dimention Inverse Dynamics".
- [31] WINTERS J.M. "An improved muscle-reflex actuator for use in large-scale neuromusculoskeletal models". *Annals of Biomedical Engineering* 23(4), 359–374 (1995).
- [32] ZAJAC E. F. "Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations". *Journal of Biomechanics* 35, 1011–1018 (2002).
- [33] ZAJAC E. F., GORDON E. M. "Determining muscle's force and action in multi-articular movement". *Exercise Sports Science* 17, 187-230 (1989).
- [34] ZAJAC F. E. "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control". *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17(4), 359–411 (1989).
- [35] ZHANG DINGGUO, ANG TECH WEI. "Musculoskeletal Models of Tremor". 2013.
- [36] ZIRINOGLOU. "The Muscle Physiology".