



ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
«ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΙ ΒΙΟΪΛΙΚΑ ΣΤΗΝ  
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ»

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
**«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΠΕΛΜΑΤΙΑΙΑΣ ΕΚΤΑΣΗΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ  
ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΒΑΔΙΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΧΕΤΙΚΟΥ  
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ»**

Βαδαλούκα Νίκη Μαρία  
Διπλωματούχος Μηχανολόγος Μηχανικός

ΑΘΗΝΑ  
ΑΠΡΙΛΙΟΣ 2024

Copyright © Βαδαλούκα Νίκη Μαρία

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. Όλα τα δικαιώματα κατοχυρωμένα.

Η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό απαγορεύεται. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Βαδαλούκα Νίκη Μαρία

Σημείωμα Συγγραφέα Το δοκίμιο αυτό αποτελεί διπλωματική εργασία που συντάχθηκε για το Μεταπτυχιακό πρόγραμμα «Εφαρμοσμένη Εμβιομηχανική και Βιοϋλικά στην Ορθοπαιδική» της Ιατρικής Σχολής – Α΄ Ορθοπαιδική Κλινική – Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο «Αττικόν» – ΕΚΠΑ. Η συγγραφέας βεβαιώνει ότι το περιεχόμενο του παρόντος έργου είναι αποτέλεσμα προσωπικής εργασίας και ότι έχει γίνει η κατάλληλη αναφορά στην εργασία τρίτων -όπου κάτι τέτοιο ήταν απαραίτητο-, σύμφωνα με τους κανόνες της ακαδημαϊκής δεοντολογίας.

**ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ**

Ονομάζομαι Βαδαλούκα Νίκη Μαρία. Γεννήθηκα στην Αθήνα το 1992 και αποφοίτησα από το ΓΕΛ Ψυχικού με βαθμό 18,6. Στην συνέχεια εισήχθη 9η στο τμήμα Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πατρών από το οποίο και αποφοίτησα με βαθμό 7,83. Τέλος εντάχθηκα στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα σπουδών Εφαρμοσμένη Εμβιομηχανική και Βιοϋλικά της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στο πλαίσιο του οποίου εκπόνησα και την παρούσα εργασία.

Εργασίες μου έχουν παρουσιαστεί σε συνέδρια Ιατρικής και Μηχανικών. Συγκεκριμένα τον Οκτώβρη του 2023 έγινε παρουσίαση της εργασίας «Επίδραση της κλίσης πέλματος στην άρθρωση του γόνατος κατά την βάρδιση» που συντάχθηκε από εμένα και τους Βιολάκη Μάνο και Παναγιώτη Φλώρο και αποτέλεσε προοίμιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, στο 79ο συνέδριο Ελληνικής Εταιρείας Ορθοπαιδικής Χειρουργικής και Τραυματολογίας, στην Αθήνα. Τον Σεπτέμβρη του 2023 παρουσίασα στο 23ο πανελλήνιο συνέδριο Περιοχικής Αναισθησίας, Διαχείρισης Πόνου και Παρηγορικής Φροντίδας, στα Ιωάννινα, την εργασία μου με τίτλο «Καταπόνηση της άρθρωσης του γόνατος ανάλογα με την κλίση πέλματος κατά την βάρδιση», εργασία που βασίστηκε στην παρούσα διπλωματική. Τέλος τον Μάρτιο του 2018, παρουσίασα στο 18ο πανελλήνιο συνέδριο σκυροδέματος στην Αθήνα την εργασία μου με τίτλο «Ποσοτική σύγκριση αντοχών δοκιμίων σκυροδέματος από πυρηνοληψία με την 2η αναθεώρηση του ΚΑΝ.ΕΠΕ».

Έχω εργαστεί ως Μηχανολόγος Μηχανικός στον κατασκευαστικό τομέα τα τελευταία 7 χρόνια και έχω κάνει πρακτική άσκηση ως εμβιομηχανικός σε εταιρεία στην οποία προσδιορίζονταν το επίπεδο φυσικής κατάστασης αθλητών με την χρήση προηγμένων τεχνολογιών και εμβιομηχανικής ανάλυσης αλλά και η πιθανότητα τραυματισμού τους.

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο πλαίσιο των σπουδών για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην «Εφαρμοσμένη Εμβιομηχανική και Βιοϋλικά στην Ορθοπαιδική» που απονέμει η Ιατρική Σχολή του Εθνικού Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών.

Εγκρίθηκε την.....από την εξεταστική επιτροπή:

**ΣΤΑΥΡΟΣ ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΕΜΠ**

(Επιβλέπων)

Υπογραφή

**ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΠΑΠΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ ΕΚΠΑ**

Υπογραφή

**ΟΛΓΑ ΣΑΒΒΙΔΟΥ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ ΕΚΠΑ**

Υπογραφή

**ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ**

Θα ήθελα να εκφράσω τη βαθιά μου ευγνωμοσύνη προς τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Κουρκουλή Σταύρο, καθώς και τον κ. Μαγνήσαλη Ευάγγελο, για την καθοδήγηση και υποστήριξή τους κατά την εκπόνηση αυτής της εργασίας.

Επιπλέον, θέλω να ευχαριστήσω τα υπόλοιπα μέλη της επιτροπής, κ. Παναγιώτη Παπαγγελόπουλο και κα. Όλγα Σαββίδου, καθώς και τους υπόλοιπους διδάσκοντες του μεταπτυχιακού προγράμματος, για τις γνώσεις και την υποστήριξη που παρείχαν σε όλους τους φοιτητές κατά τη διάρκεια των ακαδημαϊκών ετών.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω θερμά την ομάδα του Κέντρου Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ, και συγκεκριμένα τους κ.κ. Πασπαράκη Δημήτρη, Γιώργο Γκρίμα, Μάγδα Τζιομάκη και Γκλεζάκη Ηλία, για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγησή τους κατά την εκτέλεση των δοκιμών.

Τέλος, θα ήθελα να αποδώσω ιδιαίτερη ευχαριστία στον κ. Γιώργο Γκρίμα, Εμβιομηχανικό και υπεύθυνο του προαναφερθέντος κέντρου, για την ανεκτίμητη βοήθειά του στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων των δοκιμών και την απρόσκοπτη υποστήριξή του καθ' όλη την διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας εργασίας.

*Στον άντρα μου και την κόρη μου που στάθηκαν δίπλα μου με στοργή και κατανόηση στον αγώνα μου για γνώση και εξέλιξη.*

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να μελετήσει την επίδραση διαφόρων γωνιών πελματιαίας έκτασης στην άρθρωση του γόνατος κατά την βάδιση και να αναπτύξει σχετικό υπολογιστικό μοντέλο.

Στο πλαίσιο της εργασίας εξετάστηκαν πέντε κλίσεις πέλματος:  $0^\circ$ ,  $2^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $25^\circ$  και  $45^\circ$ . Η πειραματική διαδικασία εκτελέστηκε στο Κέντρο Ανάλυσης Βάδισης & Κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ. Για την καταγραφή και τη μέτρηση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκαν: διάδρομος βάδισης με δυναμοδάπεδα, κάμερες τρισδιάστατης και δισδιάστατης καταγραφής, φορητοί ηλεκτρομυογράφοι και το εμβιομηχανικό μοντέλο Plug In Gait, της εταιρείας VICON. Η ανάπτυξη υπολογιστικού μοντέλου έγινε με το λογισμικό OpenSim.

Βάση των αποτελεσμάτων, σημαντικές αλλαγές παρατηρήθηκαν στις χωροχρονικές παραμέτρους στην περίπτωση των  $45^\circ$  έναντι των υπολοίπων με μειωμένο ρυθμό βηματισμού, μήκος διασκελισμού και φάση στήριξης και ιδιαίτερα διπλής στήριξης, και αυξημένη φάση αιώρησης.

Τα κινηματικά αποτελέσματα, πειραματικά όσο και υπολογιστικά, παρουσίασαν αυξημένη γωνία κάμψης και εύρος κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο στις μικρότερες κλίσεις πέλματος και εμφανώς μειωμένες στις μεγαλύτερες.

Τα κινητικά αποτελέσματα παρουσίασαν ιδιαίτερα αυξημένη καμπτική ροπή στην περίπτωση των ψηλότερων κλίσεων πέλματος και ειδικά στην περίπτωση  $45^\circ$  σταθερά αυξημένη καμπτική ροπή σε όλη την διάρκεια της φάσης στήριξης.

Η σύγκριση μεταξύ  $0^\circ$  και  $45^\circ$  από τα EMG έδειξε ότι στην δεύτερη περίπτωση υπήρχε αυξημένη και παρατεταμένη σύσπαση του ορθού μηριαίου και γαστροκνήμιου συγκριτικά με την πρώτη. Για του ανταγωνιστές μύες (οπίσθιους μηριαίους και πρόσθιο κνημιαίο) δεν υπήρχε αναλογική μείωση σε ένταση και διάρκεια σύσπαση ανάμεσα στις δύο αυτές κλίσεις.

Το υπολογιστικό μοντέλο που αναπτύχθηκε μέσω του λογισμικού OpenSim, παρακολουθεί ποιοτικά τα πειραματικά αποτελέσματα.

Λέξεις κλειδιά: Ανάλυση βάδισης, άρθρωση γόνατος, κλίση πέλματος, OpenSim, κινητική, κινηματική.

**ABSTRACT**

The purpose of this study is to investigate the effect of various plantar flexion angles on knee joint during gait and to develop a relevant computational model. Within the scope of this work, five plantar inclinations were examined: 0°, 2°, 10°, 25°, and 45°. The experimental procedure was conducted at the Center for Gait and Motion Analysis of ELEPAP. For data recording and measurement, a treadmill with force plates, three-dimensional and two-dimensional cameras, portable electromyography devices, and the Plug In Gait biomechanical model from VICON were utilized. The computational model was developed using OpenSim.

Based on the results, significant changes were observed in spatiotemporal parameters in the case of 45° inclination compared to the others, including reduced step length, stance phase, and particularly double support, as well as increased swing phase. Kinematic data, both experimental and computational, showed increased flexion angle and range of motion in the sagittal plane for smaller plantar inclinations, and significantly reduced values for larger inclinations. Kinetic data revealed particularly increased flexion moment in the case of higher plantar inclinations, especially at 45°, with consistently elevated flexion moment throughout the stance phase.

Comparison between 0° and 45° using EMG data indicated prolonged and increased activation of the rectus femoris and gastrocnemius muscles in the latter case compared to the former. However, for antagonist muscles (hamstrings and tibialis anterior), there was no proportional reduction in intensity and duration between these two inclinations.

The computational model developed through the OpenSim software demonstrates qualitative consistency to experimental results.



Keywords: Gait analysis, knee joint, plantar inclination, OpenSim, kinematics, kinetics.

**ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ**

<b>ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ.....</b>	<b>2</b>
<b>ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ .....</b>	<b>4</b>
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....</b>	<b>5</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>7</b>
<b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....</b>	<b>9</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....</b>	<b>11</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....</b>	<b>12</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ.....</b>	<b>14</b>
<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....</b>	<b>17</b>
<b>1. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ .....</b>	<b>19</b>
1.1 ΓΕΝΙΚΑ.....	19
1.2 ΚΥΚΛΟΣ ΒΑΔΙΣΗΣ.....	20
1.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ .....	22
1.4 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.....	24
1.5 ΝΕΩΤΕΡΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ.....	26
<b>2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ....</b>	<b>29</b>
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	29
2.2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ.....	31
2.3 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....	40
2.3.1 ΧΩΡΟΧΡΟΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ.....	41
2.3.2 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....	43
2.3.3 ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	49
2.3.4 ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΙ - EMG .....	58

<b>3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΧΕΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ</b>	
<b>- OPENSIM.....</b>	<b>64</b>
<b>3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ OPENSIM .....</b>	<b>64</b>
<b>3.2 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ – ΣΤΗΣΙΜΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ .....</b>	<b>66</b>
<b>3.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....</b>	<b>67</b>
<b>3.3.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ .....</b>	<b>67</b>
<b>3.3.2 ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>70</b>
<b>3.3.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΜΥΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ .....</b>	<b>72</b>
<b>ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....</b>	<b>77</b>
<b>ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ.....</b>	<b>79</b>
<b>A. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....</b>	<b>80</b>
<b>ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....</b>	<b>80</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>86</b>

**ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ**

Πίνακας 1.1: Χωροχρονικές παράμετροι ανάλυσης βάδισης.....	23
Πίνακας 1.2: Φυσιολογικό εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος στα δύο επίπεδα.	25
Πίνακας 2.1: Παρουσίαση εξεταζόμενων.....	29
Πίνακας 2.2: Συσχέτιση τύπου υποδήματος με κλίσεις πέλματος.....	37
Πίνακας 2.3: Ποσοστό μεταβολής χωροχρονικών παραμέτρων σε σχέση με την περίπτωση 0° κλίσης πέλματος. ....	42
Πίνακας 2.4: Εύρος κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο .....	45
Πίνακας 2.5: Εύρος κίνησης στο μετωπιαίο επίπεδο.....	47
Πίνακας 2.6: Εύρος κίνησης στο εγκάρσιο επίπεδο .....	48
Πίνακας 2.7: Εύρος ροπής στο οβελιαίο επίπεδο .....	52
Πίνακας 2.8: Εύρος ροπής στο μετωπιαίο επίπεδο.....	54
Πίνακας 2.9: Εύρος ροπής στο εγκάρσιο επίπεδο .....	56
Πίνακας 3.1: Εύρος κίνησης γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο - OpenSim.....	70
Πίνακας 3.2: Εύρος ροπής στο οβελιαίο επίπεδο - OpenSim.....	71
Πίνακας A.1 Σύγκριση γωνίας κάμψης – έκτασης.....	80
Πίνακας A.2: Σύγκριση μέγιστης γωνίας κάμψης.....	81
Πίνακας A.3: Σύγκριση εύρους κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο .....	82
Πίνακας A.4: Σύγκριση ροπής κάμψης - έκτασης.....	83
Πίνακας A.5: Σύγκριση μέγιστης ροπής κάμψης .....	84
Πίνακας A.6: Σύγκριση εύρους τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας στο οβελιαίο επίπεδο..	85

**ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ**

Εικόνα 1.1 : Οι φάσεις του κύκλου βάδισης.....	22
Εικόνα 1.2 Γωνιακές μετατοπίσεις και ροπές του γόνατος φυσιολογικών εξεταζόμενων. (a) κάμψη – έκταση, (b) προσαγωγή απαγωγή, (c) έσω – έξω στροφή, (d) Ροπή κάμψης έκτασης, (e) ροπή προσαγωγής – απαγωγής, (f) ροπή στροφής.....	24
Εικόνα 1.3: Ανατομία γόνατος. ....	25
Εικόνα 2.1: Κέντρο Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης, ΕΛΕΠΑΠ.....	31
Εικόνα 2.2: (α & β) Μετρήσεις γόνατος και αστραγάλων .....	32
Εικόνα 2.3: Μετρήσεις εύρους κίνησης κάτω άκρων.....	33
Εικόνα 2.4: (α): Θέσεις τοποθέτησης των δεικτών, πρόσθια όψη, (β): Θέσεις τοποθέτησης των δεικτών, οπίσθια όψη.....	34
Εικόνα 2.5: Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη. ....	34
Εικόνα 2.6: Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη. ....	35
Εικόνα 2.7: (α & β) Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη. ....	35
Εικόνα 2.8: Τοποθέτηση ηλεκτρομυογράφων σε εξεταζόμενη.....	36
Εικόνα 2.9: Βάδιση με πέντε τύπους υποδημάτων, (a) Ξυπόλυτη, (b) επίπεδα υποδήματα, (c) υποδήματα τρεξίματος, (d) τακούνια, (e) ψηλά τακούνια. ....	39
Εικόνα 2.10: Μέτρηση κλίσης με ψηφιακό γωνιόμετρο. ....	40
Εικόνα 2.11: Διευθύνσεις αξόνων. ....	41
Εικόνα 2.12: (α) Ορθός Μηριαίος, (β) γαστροκνήμιος, (γ) οπίσθιοι μηριαίοι, (δ) πρόσθιος κνημιαίος.....	58
Εικόνα 2.13: EMG Ορθός Μηριαίος .....	59
Εικόνα 2.14: EMG Γαστροκνήμιος .....	60
Εικόνα 2.15: EMG Οπίσθιοι Μηριαίοι.....	61
Εικόνα 2.16: EMG Πρόσθιος Κνημιαίος.....	62

Εικόνα 3.1: Βαθμονομημένα μοντέλα ..... 67

**ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ**

Διάγραμμα 2.1: Γωνία Κάμψης – Έκτασης άρθρωσης γόνατος.....	44
Διάγραμμα 2.2: Μέγιστη γωνία κάμψης.....	44
Διάγραμμα 2.3: Γωνία προσαγωγής - απαγωγής άρθρωσης γόνατος.....	46
Διάγραμμα 2.4: Μέγιστη γωνία προσαγωγής.....	46
Διάγραμμα 2.5: Γωνία έσω - έξω στροφής άρθρωσης γόνατος.....	48
Διάγραμμα 2.6: Μέγιστη γωνία έξω στροφής.....	48
Διάγραμμα 2.7: Δύναμη στο γόνατο στον xx' άξονα.....	49
Διάγραμμα 2.8: Δύναμη στο γόνατο στον yy' άξονα.....	50
Διάγραμμα 2.9: Δύναμη στο γόνατο στον zz' άξονα.....	50
Διάγραμμα 2.10: Ροπή κάμψης - έκτασης στο γόνατο.....	51
Διάγραμμα 2.11: Μέγιστη ροπή κάμψης.....	52
Διάγραμμα 2.12: Ροπή προσαγωγής - απαγωγής στο γόνατο.....	53
Διάγραμμα 2.13: Μέγιστη ροπή προσαγωγής.....	54
Διάγραμμα 2.14: Ροπή έσω - έξω στροφής.....	55
Διάγραμμα 2.15: Μέγιστη ροπή έσω στροφής.....	55
Διάγραμμα 2.16: Ισχύς άρθρωσης γόνατος.....	57
Διάγραμμα 3.1: Γωνία κάμψης - έκτασης 45° αριστερού και δεξιού ποδιού.....	68
Διάγραμμα 3.2: Γωνία κάμψης - έκτασης, OpenSim.....	69
Διάγραμμα 3.3: Μέγιστη γωνία κάμψης – OpenSim.....	69
Διάγραμμα 3.4: Ροπή κάμψης - έκτασης, OpenSim.....	70
Διάγραμμα 3.5: Μέγιστη ροπή κάμψης – OpenSim.....	71
Διάγραμμα 3.6: Ορθός Μηριαίος (α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο.....	73
Διάγραμμα 3.7: Γαστροκνήμιος (α) δεξιού, (β) αριστερού ποδιού.....	74
Διάγραμμα 3.8: Οπίσθιοι Μηριαίοι (α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο.....	75

Διάγραμμα 3.9: Πρόσθιος Κνημιαίος(α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο. .... 76





## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η βάδιση, μία από τις πιο βασικές και καθημερινές δραστηριότητες του ανθρώπου, αποτελεί μία μορφή άσκησης που εκτελείται από σχεδόν όλους τους ανθρώπους, είτε ως μέσο μετακίνησης για την κάλυψη των καθημερινών τους αναγκών, είτε ως μορφή εκγύμνασης για την διατήρηση της φυσικής τους κατάστασης. Η ανάγκη για προστασία, υγεία και ασφάλεια κατά την διάρκεια της βάδισης, οδήγησε τον άνθρωπο στην δημιουργία υποδημάτων, με σκοπό την προστασία του γυμνού πέλματος από τις αντιξοότητες του περιβάλλοντος.

Με την πάροδο του χρόνου και την ανάπτυξη του πολιτισμού, η μόδα έφερε μαζί της μία πληθώρα ειδών υποδημάτων, που κυμαίνονται από επίπεδες παντόφλες, μέχρι πολύ ψηλά τακούνια ακόμα και πουέντ, τα οποία είναι υποδήματα μπαλέτου που επιτρέπουν την κίνηση και βάδιση σε πελματιαία κλίση  $90^\circ$ . Παρά το γεγονός ότι η προώθηση διαφόρων τύπων υποδημάτων αποτελεί ολόκληρη βιομηχανία σε παγκόσμιο επίπεδο, και δίνονται αρκετά χρήματα ετησίως για την σχεδίαση υποδημάτων ανατομικών, ορθοπεδικών, βελτιωμένων αποδόσεων ή και σχεδιαστικά αρεστών, εντούτοις δεν υπάρχει αντίστοιχο ερευνητικό υπόβαθρο που να εξετάζει την επίδραση των διάφορων τύπων υποδημάτων κατά την βάδιση στο ανθρώπινο σώμα.

Στο πλαίσιο αυτό, η παρούσα εργασία εξετάζει την επίδραση της κλίσης πέλματος που προκύπτει από τα διαφορετικά ύψη τακουνιών διαφορετικών υποδημάτων, στην άρθρωση του γόνατος. Με τον όρο πελματιαία έκταση αναφερόμαστε στην γωνία που σχηματίζεται ανάμεσα στην οριζόντια ευθεία του εδάφους και την νοητή ευθεία που ενώνει το μετατάρσιο με την φτέρνα, στην όρθια θέση του σώματος.

Η εργασία αυτή αποτελεί ένα βήμα προς την κατανόηση της επίδρασης των υποδημάτων στην ανθρώπινη βάρδιση και την αναζήτηση λύσεων που θα συμβάλλουν στην βελτίωση της ποιότητας ζωής των ανθρώπων.

## 1. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1. ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΒΑΔΙΣΗ

### 1.1 ΓΕΝΙΚΑ

Ο όρος βάδιση αναφέρεται στον τρόπο της κίνησης των άκρων του σώματος κατά την μετακίνησή του σώματος. Η ανθρώπινη βάδιση χαρακτηρίζεται ως διποδική, προς τα εμπρός πρόωση του κέντρου μάζας του ανθρώπινου σώματος, το οποίο διαγράφει ημιτονοειδή τροχιά κατά την διαδικασία αυτή, καταναλώνοντας πολύ μικρά ποσά ενέργειας.

Μια μεταβλητή στη βάδιση είναι η επαφή ποδός και εδάφους (foot strike)· πώς το πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, συγκεκριμένα ποιο μέρος του ποδιού έρχεται σε επαφή πρώτο με το έδαφος. Αυτή η μεταβλητή ποικίλλει σημαντικά μεταξύ περπατήματος, τρεξίματος, μεταξύ κίνησης με παπούτσια ή χωρίς αλλά και μεταξύ των διάφορων υψών τακουνιού κάθε υποδήματος.[1]

Το ανθρώπινο βάδισμα εξαρτάται από μια σύνθετη αλληλεπίδραση βασικών τμημάτων του νευρικού, του μυοσκελετικού και του καρδιοαναπνευστικού συστήματος. Το μοτίβο βάδισης ενός ατόμου επηρεάζεται από την ηλικία, την προσωπικότητα, τη διάθεση και τους κοινωνικοπολιτιστικούς παράγοντες.

Οι διαταραχές βάδισης μπορεί να οδηγήσουν σε απώλεια της προσωπικής ελευθερίας, πτώσεις, τραυματισμούς κ.α. και να οδηγήσουν σε σημαντική μείωση της ποιότητας ζωής. Επομένως, είναι πολύτιμο να μπορούμε να αναλύουμε την ανθρώπινη βάδιση. [2]

Η ανθρώπινη βάδιση έχει αποτελέσει αντικείμενο εκτενούς έρευνας λόγω των εκτεταμένων επιπτώσεών της σε πολλούς τομείς. Αυτοί οι τομείς περιλαμβάνουν, αλλά δεν

περιορίζονται στην ορθοπεδική, την επιστήμη του αθλητισμού, τη φυσικοθεραπεία, τη ρομποτική κ.α..

Η πλειοψηφία των ανθρώπων βαδίζει καθημερινά χρησιμοποιώντας διάφορα είδη υποδημάτων, από το να είναι ξυπόλυτοι μέχρι το να φορούν παπούτσια με ψηλά τακούνια. Ωστόσο, δεν υπάρχει επαρκής επιστημονική έρευνα που να εξετάζει πώς οι διάφορες κλίσεις του πέλματος, που προκαλούνται από τα διάφορα υποδήματα, επηρεάζουν τις αρθρώσεις των κάτω άκρων. Αυτό το θέμα αποτελεί το κεντρικό αντικείμενο της παρούσας εργασίας. Στην εργασία αυτή, θα διερευνηθεί η επίδραση των διάφορων κλίσεων του πέλματος (που προκύπτουν από τα διάφορα ύψη των τακουνιών) στην άρθρωση του γόνατος κατά την διαδικασία της βόδισης. Επιπλέον, θα αναπτυχθεί σχετικό υπολογιστικό μοντέλο σε μια προσπάθεια δημιουργίας εργαλείου προσομοίωσης.

## 1.2 ΚΥΚΛΟΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

Ο κύκλος βόδισης, μια θεμελιώδης έννοια στη μελέτη της ανθρώπινης κίνησης, αναφέρεται στην ακολουθία των κινήσεων που γίνονται από τα κάτω άκρα κατά τη βόδιση. Αρχίζει όταν το ένα πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος και τελειώνει όταν το ίδιο πόδι έρθει ξανά σε επαφή με το έδαφος. Ο κύκλος βόδισης μπορεί να χωριστεί σε δύο κύριες φάσεις: τη φάση στάσης και τη φάση αιώρησης.

- **Φάση στάσης**

Η φάση της στάσης ξεκινά με την αρχική επαφή της φτέρνας (heel strike) και τελειώνει με την αφαίρεση του δακτύλου του ποδιού (toe-off). Αντιπροσωπεύει περίπου το 60% του κύκλου βόδισης και μπορεί να υποδιαιρεθεί περαιτέρω σε πέντε στάδια:

1. Αρχική επαφή: Είναι η στιγμή που η φτέρνα του ποδιού αγγίζει το έδαφος.

2. Απόκριση φόρτωσης: Ξεκινά αμέσως μετά την αρχική επαφή και συνεχίζεται μέχρι το άλλο πόδι να φύγει από το έδαφος.

3. Μέση στήριξη: Αυτή ξεκινάει όταν το άλλο πόδι φεύγει από το έδαφος και τελειώνει όταν το βάρος του σώματος είναι ακριβώς πάνω από το πόδι της στήριξης.

4. Τερματική στήριξη: Αρχίζει όταν το κέντρο βάρους του σώματος κινείται μπροστά από το πόδι στήριξης και τελειώνει όταν η φτέρνα του ποδιού στήριξης φεύγει από το έδαφος.

5. **\*\*Προ-αιώρηση\*\***: Ξεκινάει όταν η φτέρνα φεύγει από το έδαφος και τελειώνει όταν τα δάχτυλα φύγουν από το έδαφος (toe-off).

- **Φάση αιώρησης**

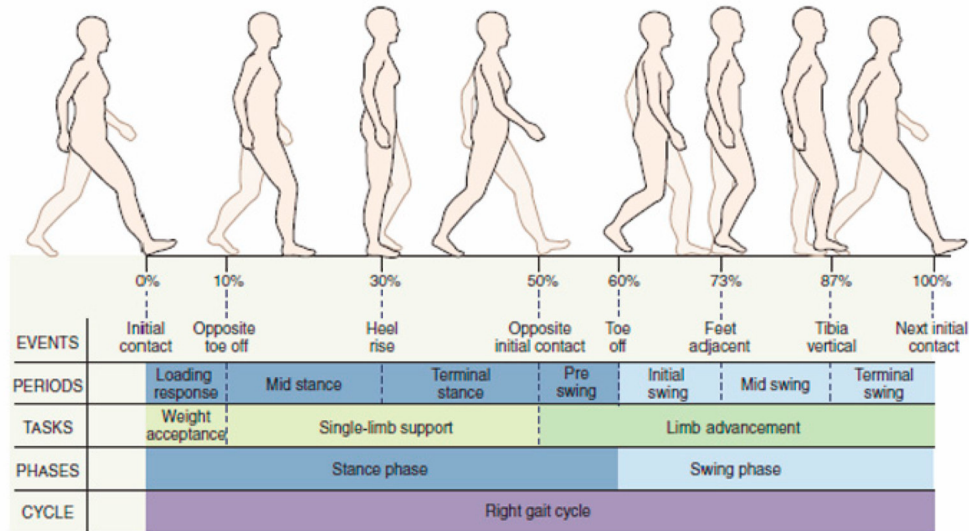
Η φάση της αιώρησης ξεκινά με το toe-off και τελειώνει με την εκ νέου πρόσκρουση της φτέρνας με το έδαφος του ίδιου ποδιού. Αντιπροσωπεύει περίπου το 40% του κύκλου βάρδισης και μπορεί να υποδιαιρεθεί περαιτέρω σε τρία στάδια:

1. Αρχική αιώρηση: Αρχίζει με την αφαίρεση των δακτύλων και τελειώνει όταν το αιωρούμενο πόδι βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο με το πόδι στάσης.

2. Μέση αιώρηση: Ξεκινά όταν το αιωρούμενο πόδι βρίσκεται στο ίδιο επίπεδο με το πόδι στάσης και τελειώνει όταν το αιωρούμενο πόδι βρίσκεται ακριβώς μπροστά από το σώμα.

3. Τελική Αιώρηση: Αρχίζει όταν το αιωρούμενο πόδι βρίσκεται ακριβώς μπροστά από το σώμα και τελειώνει με την αρχική επαφή.

Τα ποσοστά και οι περιγραφές που παρέχονται είναι τυπικά για έναν μέσο, υγιή ενήλικα και μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με παράγοντες όπως η ταχύτητα, η ηλικία και η ατομική εμβιομηχανική. [3],[4]



Εικόνα 1.1 : Οι φάσεις του κύκλου βάδισης.

### 1.3 ΑΝΑΛΥΣΗ ΒΑΔΙΣΗΣ

Η ανάλυση βάδισης είναι μία συστηματική μελέτη της μετακίνησης του ανθρωπίνου σώματος. Περιλαμβάνει την οπτική παρατήρηση των μελετητών με ταυτόχρονη χρήση ενόργανου εξοπλισμού μέτρησης των κινήσεων και της μηχανικής του σώματος καθώς και την ενεργοποίηση των μυών[5].

Η ανάλυση βάδισης χρησιμοποιείται σε ένα ευρύ φάσμα πεδίων.

Κλινικά χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της σοβαρότητας και ενδεχομένως και τη θεραπεία ατόμων με παθήσεις τέτοιες που επηρεάζεται η ικανότητά τους στην βάδιση όπως η οστεοαρθρίτιδα, η νόσος του Πάρκινσον, η νόσος του Αλτσχάιμερ, η εγκεφαλική παράλυση, η άνοια, η σκλήρυνση κατά πλάκας, η μυϊκή δυστροφία και η γενική έκπτωση στους ηλικιωμένους. Χρησιμοποιείται επίσης για την παρακολούθηση της προόδου μετά από χειρουργική επέμβαση ή άλλες θεραπείες[6], [7], [8].

Στην αθλητική ιατρική, χρησιμοποιείται για να βοηθήσει τους αθλητές να βελτιώσουν τις επιδόσεις στο τρέξιμο τους αλλά και για την αξιολόγηση της απόδοσής τους και μέσω των παραμέτρων τρεξίματος καθώς και για τον εντοπισμό προβλημάτων που σχετίζονται με τη στάση ή την κίνηση ατόμων με τραυματισμούς[3].

Ακόμα χρησιμοποιείται για έρευνες μεγάλης κλίμακας και άλλες μελέτες στην εμβιομηχανική[6].

Οι ποδολόγοι την χρησιμοποιούν για να μελετήσουν πώς κινείται το σώμα και τις επιπτώσεις της στα πόδια, τους γοφούς, τη μέση και τα άκρα. Χρησιμοποιείται επίσης στην ορθοπεδική για την ανίχνευση τυχόν ανωμαλιών στην κίνηση κ.α.[9].

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η χρήση της ανάλυσης βάδισης δεν περιορίζεται σε αυτές τις εφαρμογές και είναι ένα αναπτυσσόμενο πεδίο έρευνας.

Τα δεδομένα που λαμβάνονται από την διαδικασία ανάλυσης βάδισης είναι:

Χωροχρονικά: παρουσιάζονται αναλυτικά στον πίνακα 1.1

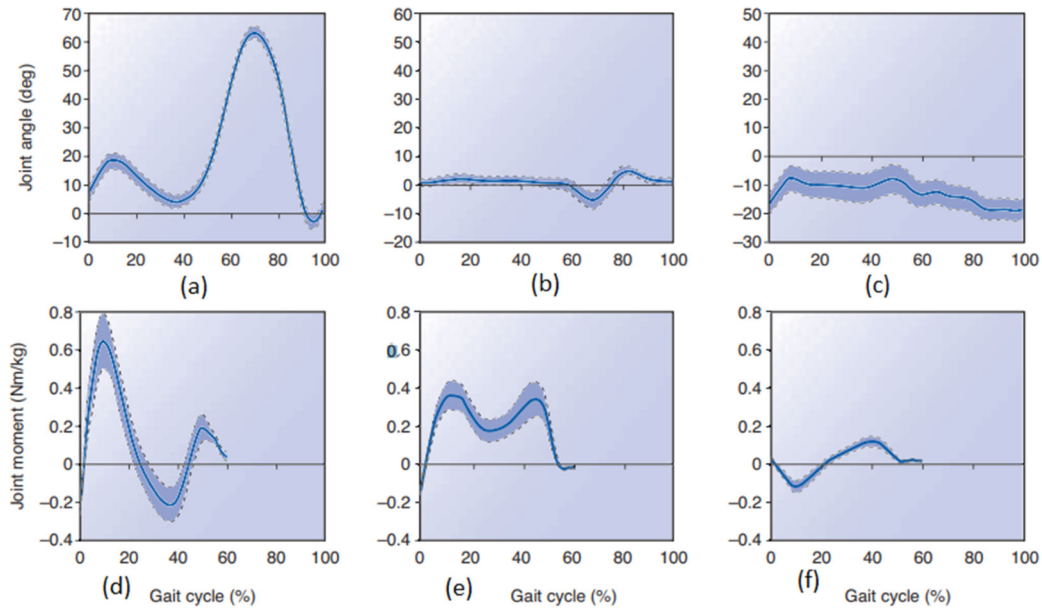
Κινηματικά: γωνίες σε μοίρες των αρθρώσεων των κάτω άκρων (Εικόνα 1.2 {a, b, c}) [10]

Κινητικά: δυνάμεις ροπές στις αρθρώσεις (Εικόνα 1.2 {d, e, f}) [10]

**Πίνακας 1.1:** Χωροχρονικές παράμετροι ανάλυσης βάδισης

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ	ΜΟΝΑΔΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ
Ρυθμός Βηματισμού	steps/min
Μήκος διασκελισμού	m
Φάση αιώρησης	%
Φάση στήριξης	%
Μονοποδική Στήριξη	s
Διποδική στήριξη	s
Ταχύτητα βάδισης	m/s





**Εικόνα 1.2** Γωνιακές μετατοπίσεις και ροπές του γόνατος φυσιολογικών εξεταζόμενων. (a) κάμψη – έκταση, (b) προσαγωγή – απαγωγή, (c) έσω – έξω στροφή, (d) Ροπή κάμψης – έκτασης, (e) ροπή προσαγωγής – απαγωγής, (f) ροπή στροφής.

#### 1.4 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η άρθρωση του γόνατος είναι μία γίγγλυμη άρθρωση, που περιλαμβάνει την μηροκνημιαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση και παίζει καθοριστικό ρόλο στην κίνηση και τη μετάδοση της δύναμης, με τη σύνθετη δομή και λειτουργία της επιτρέποντας καθημερινές δραστηριότητες όπως βάδισμα, τρέξιμο, άλματα, καθίσματα και σταθερότητα. Η συμπεριφορά της άρθρωσης είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης μεταξύ της σταθεροποίησης σε στατική φάση (γεωμετρία και ανατομία των επιφανειών της άρθρωσης), της σταθεροποίησης στην κίνηση (μυϊκή σύσπαση) και της παθητικής σταθεροποίησης (σύνδεσμοι, μηνίσκοι).

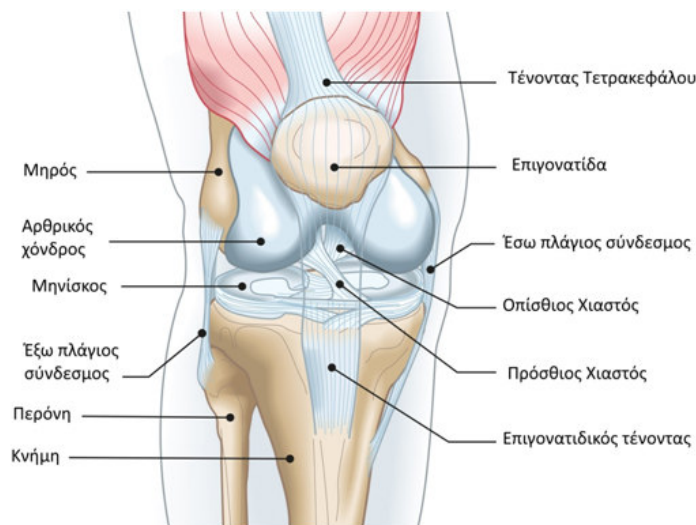
Η άρθρωση του γόνατος, που λειτουργεί κυρίως ως άρθρωση στο οβελιαίο επίπεδο, επιτρέπει σύνθετη τρισδιάστατη κίνηση με έξι βαθμούς ελευθερίας και η σταθερότητά της σε πλήρη έκταση βελτιστοποιεί την υποστήριξη του βάρους και την ενεργειακή απόδοση.

Δέχεται φορτία από εξωτερικές δυνάμεις και μυϊκές δυνάμεις, με τις δυνάμεις των συνδέσμων να παρέχουν εναλλακτικές οδούς για τη μετάδοση του φορτίου. Η πολυπλοκότητα της άρθρωσης του γόνατος απαιτεί τη χρήση πειραματικών δεδομένων και μοντελοποίησης για την εκτίμηση αυτών των δυνάμεων.[11], [12]

Το φυσιολογικό εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος παρουσιάζεται στον πίνακα 1.2 σε μοίρες για τα δύο επίπεδα. Δεν υπάρχουν βιβλιογραφικές αναφορές για το φυσιολογικό εύρος κίνησης στο μετωπιαίο επίπεδο.

**Πίνακας 1.2:** Φυσιολογικό εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος στα δύο επίπεδα.

ΕΠΙΠΕΔΟ	ΚΙΝΗΣΗ	ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΕΥΡΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ (°)
Οβελιαίο	Έκταση - Κάμψη	-3 έως +155
Εγκάρσιο	Έξω – Έσω Στροφή	-18 έως +25



**Εικόνα 1.3:** Ανατομία γόνατος.

## 1.5 ΝΕΩΤΕΡΕΣ ΕΡΓΑΣΙΕΣ

Η έρευνα του M.M.Wiedemeijer, "Effects of high heeled shoes on gait. A review", εξετάζει πώς τα ψηλά τακούνια επηρεάζουν το βάδισμα. Τα ψηλά τακούνια αυξάνουν την πελματιαία κάμψη, η οποία οδηγεί σε αυξημένη κάμψη του γόνατος και λόρδωση της πλάτης. Στο οβελιαίο επίπεδο, η κάμψη του γόνατος και η ροπή εκτάσεως αυξάνονται με την αύξηση του ύψους της φτέρνας. Αυτό ελέγχεται από την αυξημένη ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου. Φορώντας ψηλά τακούνια αλλάζει ολόκληρο το μοτίβο βάδισης, μειώνοντας την απόδοση και την ισορροπία. Οι πιο σημαντικές αλλαγές συμβαίνουν γύρω από τις αρθρώσεις της ποδοκνημικής και του γόνατος[13].

Η μελέτη της Smallwood, Lorraine, 2018, "The Influence of High Heel Shoes and Toe Walking on Gait Kinematics and Kinetics", συνέκρινε το βάδισμα και τη στάση του σώματος σε τέσσερις καταστάσεις: ανυπόδητος, ψηλά τακούνια, ψηλά τακούνια με ένθετα Insolia και τέλος περπάτημα στα δάχτυλα των ποδιών. Δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές στην επιβράδυνση και την πρόωση μεταξύ ξυπόλητων και ψηλοτάκουνων. Η μυϊκή ενεργοποίηση ήταν υψηλότερη στο περπάτημα στα δάχτυλα των ποδιών, ειδικά στον γαστροκνήμιο μυ. Η γωνία πρόσφυσης του έσω γαστροκνήμιου ήταν μικρότερη στην ξυπόλητη κατάσταση. Τα ένθετα Insolia δεν άλλαξαν σημαντικά τις μεταβλητές βάδισης. Το περπάτημα στα δάχτυλα προκάλεσε περισσότερες αλλαγές στο βάδισμα από τα ψηλά τακούνια, υποδηλώνοντας ότι μπορεί να είναι πιο επιβαρυντικό για το σώμα. Τέλος η κάμψη του γόνατος στην αρχική επαφή καθώς και στην μέση στήριξη ήταν αρκετά μειωμένη στην ξυπόλητη περίπτωση συγκριτικά με την αντίστοιχη των ψηλών τακουνιών (με ή χωρίς ειδική σόλα)[14].

Η μελέτη των Sadiq J. Hamandi and Duaa M. Ruken 2020 " Biomechanical study with kinematic and kinetic descriptions of the effect of high-heeled shoes in healthy adult

females based on gait analysis", διερεύνησε την επίδραση των ψηλών τακουνιών και των επίπεδων παπουτσιών στο βάδισμα χρησιμοποιώντας πέντε υγιείς νεαρές εθελόντριες. Η έρευνα διαπίστωσε ότι καθώς αυξανόταν το ύψος της φτέρνας, το μήκος του διασκελισμού και το μήκος του βήματος μειώθηκαν, οδηγώντας σε πιο αργή ταχύτητα βάδισης. Αυτό υποδηλώνει ένα πιο προσεκτικό μοτίβο βαδίσματος για να αντισταθμίσει τις αλλαγές στην εμβιομηχανική των ποδιών και στο κέντρο βάρους που προκαλούνται από τα ψηλότερα τακούνια. Η μελέτη αποκάλυψε επίσης ότι τα ψηλά τακούνια αυξάνουν τη μέγιστη ροπή του εκτεινόμενου γόνατος, η οποία μαζί με την αυξημένη διέγερση του τετρακέφαλου μυός όπως προέκυψε από τους ηλεκτρομυογράφους (EMG), μπορεί να συμβάλει στον πόνο στο γόνατο και στις εκφυλιστικές αλλαγές στις αρθρώσεις[15].

Η μετα-ανάλυση των Linh Y. Nguyen, Kelsey D.Harris, Kimberly M.Morelli, Liang-Ching Tsai, "Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: A systematic review and meta-analysis", διερεύνησε τις επιπτώσεις των ψηλοτάκουνων παπουτσιών στη μηχανική του γόνατος κατά τη διάρκεια της βάδισης. Διαπίστωσε ότι τα ψηλά τακούνια αύξησαν την κάμψη του γόνατος και τις ροπές στο μετωπιαίο επίπεδο, ιδιαίτερα σε άτομα με μεγαλύτερο ύψος ή μάζα σώματος. Αποκάλυψε επίσης ότι τα ψηλά τακούνια οδήγησαν σε αυξημένο μοχλοβραχίονα κάμψης του γόνατος, συμβάλλοντας στην αύξηση της ροπής κάμψης του γόνατος. Ωστόσο, η μελέτη αναγνώρισε αρκετούς περιορισμούς, συμπεριλαμβανομένου ενός μικρού αριθμού ειδικευμένων μελετών, της υψηλής μεταβλητότητας μεταξύ των μελετών και πολλών υποθέσεων που έγιναν κατά την εξαγωγή δεδομένων[16].

Η μελέτη των H.V. Kurup FRCS (Orth), C.I.M. Clark FRCS (Orth), R.K. Dega FRCS (Orth), "Footwear and orthopaedics", αναφέρει ότι εμπορική αγορά ορθοπεδικών υποδημάτων είναι άφθονη σε επιλογές, πολλές από τις οποίες ισχυρίζονται ότι μιμούνται το ξυπόλητο περπάτημα και δημιουργούν ένα σταθερό βάδισμα.

Ωστόσο, συχνά λείπουν τα επιστημονικά και κλινικά στοιχεία που υποστηρίζουν τις ιδιότητες που αναφέρουν. Ορισμένοι τύποι παπουτσιών, όπως αυτά που μειώνουν τη φόρτιση της φτέρνας, μπορεί να είναι ευεργετικά για συγκεκριμένες παθολογίες του ποδιού. Αντίθετα, υποδήματα όπως οι σαγιονάρες, που προσφέρουν περιορισμένη προστασία, θα πρέπει να αποφεύγονται από άτομα με παθήσεις όπως ο διαβήτης. Είναι σημαντικό για τους ασθενείς να αναζητούν τις κατάλληλες κλινικές συμβουλές πριν επιλέξουν υποδήματα, καθώς η ακατάλληλη χρήση θα μπορούσε να επιδεινώσει τα συμπτώματά τους. Αυτό υπογραμμίζει την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα και ευαισθητοποίηση στον τομέα των υποδημάτων[17].

## 2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

### 2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας, όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, πραγματοποιήθηκε μια εκτενής εξέταση της επίδρασης της κλίσης πέλματος σε πέντε διαφορετικές περιπτώσεις υποδημάτων. Η εξέταση αυτή πραγματοποιήθηκε μέσω μιας πειραματικής διαδικασίας ανάλυσης βάδισης, ενώ στη συνέχεια αναπτύχθηκε ένα σχετικό υπολογιστικό μοντέλο.

**Πίνακας 2.1:** Παρουσίαση εξεταζόμενων

A/A	Ύψος [cm]	Μήκος πέλματος [mm]	Ηλικία
Εξεταζόμενη 1	169	266	30
Εξεταζόμενη 2	171	265	31
Εξεταζόμενη 3	173	267	35

Η ανάλυση βάδισης διεξήχθη σε τρεις λευκές γυναίκες, με ύψος από 1,69 έως 1,73 m και ηλικίας 30 έως 35 ετών. Όλες οι συμμετέχουσες φορούσαν υποδήματα του ίδιου νούμερου, με μήκος πέλματος από 26,5 έως 26,7 cm. Πριν την έναρξη της διαδικασίας, λήφθηκε το ιατρικό ιστορικό και οι συμμετέχουσες υποβλήθηκαν σε έλεγχο από φυσιοθεραπευτή, προκειμένου να επιβεβαιωθεί ότι δεν πάσχουν από κάποια πάθηση που θα μπορούσε να επηρεάσει τη βάδισή τους. Η επιλογή των συμμετεχουσών έγινε με βάση κριτήρια που στόχευαν στον περιορισμό των εξωτερικών παραγόντων που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τα τελικά αποτελέσματα.

Η διαδικασία ανάλυσης βάδισης πραγματοποιήθηκε στο Κέντρο Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ, υπό την καθοδήγηση του εξειδικευμένου προσωπικού του Κέντρου, με υπεύθυνο τον εμβιομηχανικό κ. Γιώργο Γκρίμα.



## 2.2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας, πραγματοποιήθηκε ανάλυση βάδισης, χρησιμοποιώντας τις εγκαταστάσεις του Κέντρου Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ. Η διαδικασία παρακολούθηθηκε και καθοδηγήθηκε από την ειδικά εκπαιδευμένη ομάδα του εργαστηρίου.

Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε για την εκτέλεση των δοκιμών περιλάμβανε έναν διάδρομο βάδισης με δύο διαδοχικά δυναμοδάπεδα καταγραφής δύναμης (AMTI), δέκα κάμερες τρισδιάστατης καταγραφής (3D Vicon Cameras), δύο ψηφιακές κάμερες δισδιάστατης καταγραφής (Pentax & Panasonic digital Cameras), οχτώ φορητούς Ηλεκτρομυογράφους (Noraxon 8 channel), έναν φορητό μετρητή μυϊκής ισχύος (Hoogan), ένα προσαρμοζόμενο κρεβάτι κλινικής εξέτασης, πέντε ηλεκτρονικούς υπολογιστές, και το Εμβιομηχανικό μοντέλο PLUG IN GAIT της VICON με 16 δείκτες κάτω άκρου και επτά λογισμικά προγράμματα για την ανάλυση των συλλεχθέντων δεδομένων.



Εικόνα 2.1: Κέντρο Ανάλυσης Βάδισης και Κίνησης, ΕΛΕΠΑΠ.



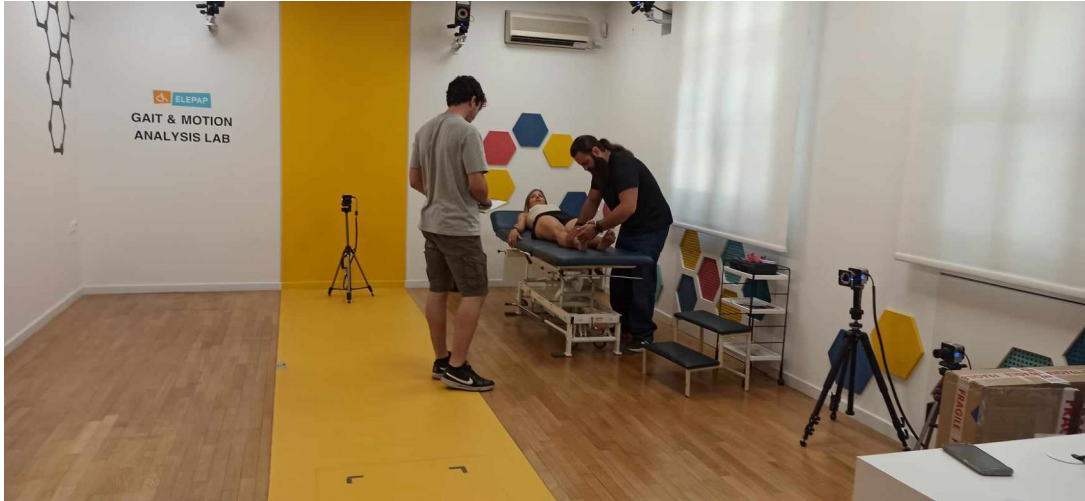
Αρχικά λήφθηκε το ιατρικό ιστορικό των εξεταζόμενων και στην συνέχεια έγινε και αξιολόγηση από φυσικοθεραπευτή του εργαστηρίου, ώστε να διαπιστωθεί ότι δεν υπάρχουν ανωμαλίες στην βάρδιση των εξεταζόμενων καθώς και για να ληφθούν κατάλληλες μετρήσεις. Οι μετρήσεις αυτές περιλαμβάνουν διαστάσεις γόνατων, διαστάσεις ποδοκνημικής, μήκος κάτω άκρων, καθώς και εύρος κίνησης των αρθρώσεων των κάτω άκρων (Εικόνα 2.2 και 2.3).



(α)

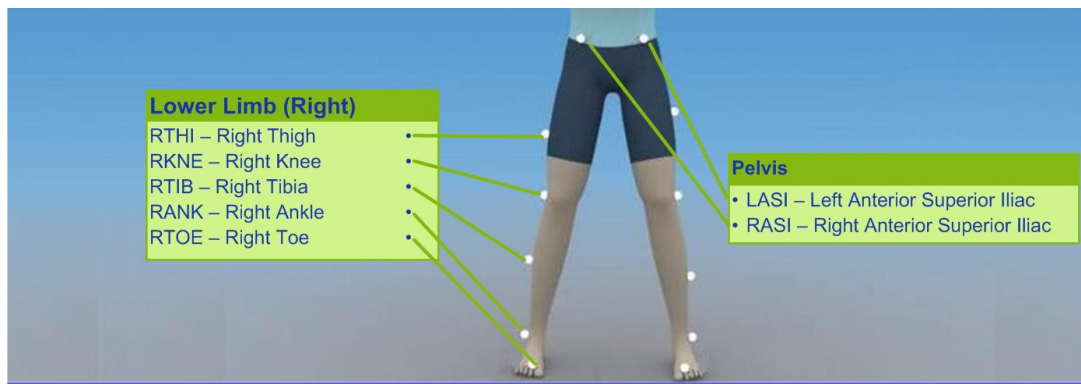
(β)

**Εικόνα 2.2:** (α & β) Μετρήσεις γόνατος και αστραγάλων

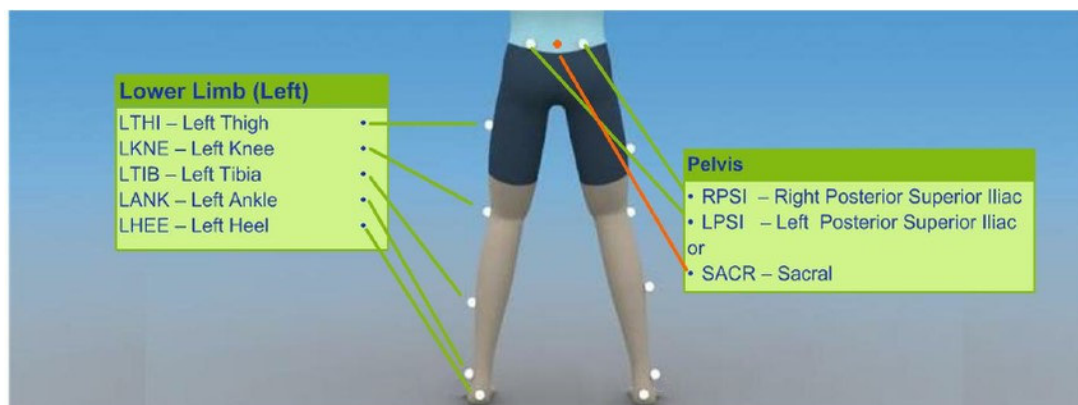


**Εικόνα 2.3:** Μετρήσεις εύρους κίνησης κάτω άκρων.

Στην συνέχεια, τοποθετήθηκαν στις εξεταζόμενες οι δεκαέξι ειδικοί δείκτες του εμβιομηχανικού μοντέλου PLUG IN GAIT της VICON. Οι “δείκτες” (markers) είναι μικρές διακριτές σφαίρες που τοποθετούνται σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος για να καταγράψουν την θέση τους στον χώρο και τα δεδομένα που καταγράφουν, στη συνέχεια χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία ενός υπολογιστικού μοντέλου της κίνησης του ατόμου. Οι δείκτες τοποθετούνται σε καθορισμένα σημεία του σώματος όπως υποδεικνύονται από την εταιρεία παραγωγής τους. Συγκεκριμένα, όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.4, τοποθετούνται σε αριστερό και δεξί κάτω άκρο, σε πρόσθιο και οπίσθιο άνω λαγόνιο, στον μηρό, στο γόνατο, στην κνήμη, στον αστράγαλο, στην φτέρνα και στο μετατόρσιο του κάθε ποδιού.[18]

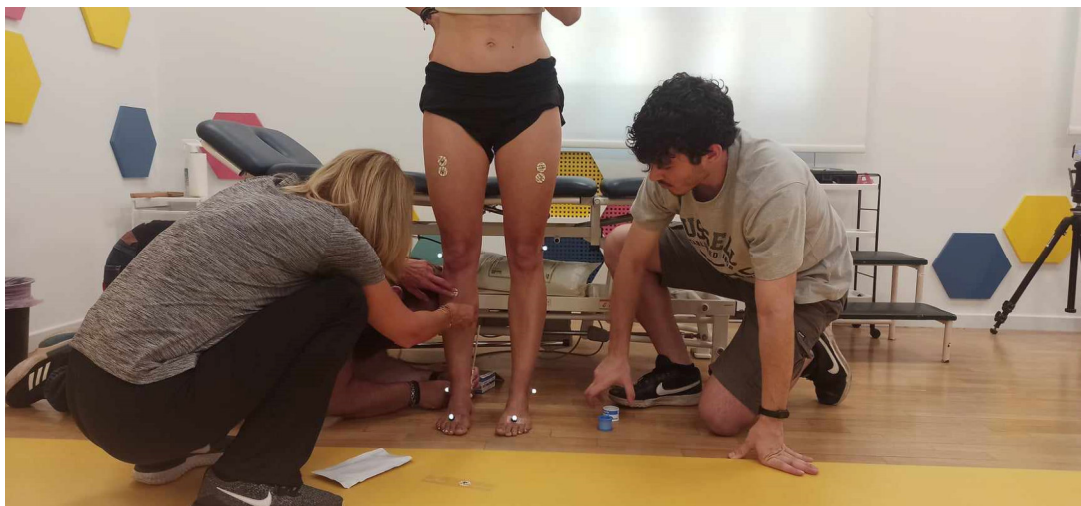


(α)

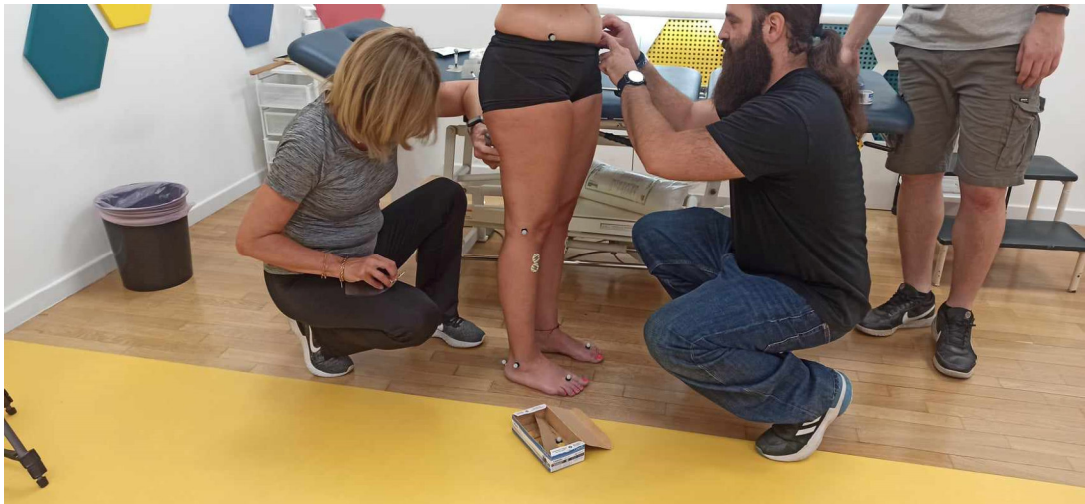


(β)

**Εικόνα 2.4:** (α): Θέσεις τοποθέτησης των δεικτών, πρόσθια όψη, (β): Θέσεις τοποθέτησης των δεικτών, οπίσθια όψη.



**Εικόνα 2.5:** Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη.



**Εικόνα 2.6:** Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη.



(α)

(β)

**Εικόνα 2.7:** (α & β) Τοποθέτηση δεικτών σε εξεταζόμενη.

Ταυτόχρονα με τους δείκτες, έγινε και η τοποθέτηση των αυτοκόλλητων ηλεκτροδίων των ηλεκτρομυογράφων για να καταγραφεί η μυϊκή δραστηριότητα των υπό εξέταση μυών κατά την διαδικασία βάρδισης για όλους τους τύπους υποδημάτων. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν από την ομάδα του εργαστηρίου σε κατάλληλες θέσεις έτσι ώστε να καταγράψουν τις συσπάσεις των ορθών μηριαίων, οπίσθιων μηριαίων, πρόσθιων κνημιαίων και γαστροκνήμιων μυών (Εικόνα 2.8).



**Εικόνα 2.8:** Τοποθέτηση ηλεκτρομυογράφων σε εξεταζόμενη.

Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε βαθμονόμηση των καμερών με σκοπό να διασφαλιστεί ότι οι δείκτες είναι ορατοί από τις κάμερες του εξοπλισμού σε όλο τον διάδρομο βάρδισης για να προκύψει η μέγιστη δυνατή ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

Μετά την ολοκλήρωση των παραπάνω προπαρασκευαστικών διαδικασιών, πραγματοποιήθηκαν οι δοκιμές βάδισης. Οι εξεταζόμενες υποβλήθηκαν σε μια σειρά αναλύσεων βάδισης για πέντε διαφορετικούς τύπους υποδημάτων (Εικόνα 2.9). Πιο συγκεκριμένα, αρχικά, βάδισαν ξυπόλυτες στον διάδρομο, δηλαδή με κλίση πέλματος μηδέν μοίρες. Στη συνέχεια, βάδισαν με επίπεδο παπούτσι με κλίση πέλματος δύο μοίρες. Η τρίτη περίπτωση αφορούσε το αθλητικό υπόδημα (τρεξίματος) με πελματιαία κλίση δέκα μοίρες. Η τέταρτη περίπτωση αφορούσε το τακούνι, με πελματιαία κλίση εικοσιπέντε μοίρες. Τέλος, η πέμπτη και τελευταία περίπτωση αφορούσε το ψηλό τακούνι με πελματιαία κλίση σαράντα μοίρες

Πίνακας 2.2: Συσχέτιση τύπου υποδήματος με κλίσεις πέλματος.

A/A	ΤΥΠΟΣ ΥΠΟΔΗΜΑΤΟΣ	ΚΛΙΣΗ ΠΕΛΜΑΤΟΣ
1	Ξυπόλητοι	0°
2	Επίπεδα	2°
3	Τρεξίματος	10°
4	Τακούνι	25°
5	Ψηλό τακούνι	45°

Η διαδικασία μέτρησης της κλίσης των υποδημάτων, που οδήγησε στην αντίστοιχη κλίση του πέλματος, πραγματοποιήθηκε με τρεις διαφορετικούς τρόπους, με σκοπό την ελαχιστοποίηση του σφάλματος της μέτρησης, ως εξής:

Αρχικά, η μέτρηση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση μέτρου και τριγωνομετρίας, μετρώντας την οριζόντια απόσταση από το μετατάρσιο ως την προβολή της θέσης της φτέρνας στο οριζόντιο επίπεδο και, στη συνέχεια, το ύψος του τακουινιού από το επίπεδο επαφής του πέλματος με το υπόδημα ως το σημείο επαφής της φτέρνας. Στη συνέχεια, με τη χρήση της εφαπτομένης, υπολογίστηκε η γωνία.

Δεύτερον, χρησιμοποιήθηκε ψηφιακό γωνιόμετρο (βλ. Εικόνα 2.10), το οποίο παρέχεται ως εφαρμογή στα έξυπνα κινητά τηλέφωνα. Με τη βοήθεια μιας επίπεδης επιφάνειας, ορίστηκε η ευθεία που ενώνει το σημείο που πατάει το πέλμα και αλλάζει κλίση (μετατάρσιο) μέχρι το σημείο που πατάει η φτέρνα και, τοποθετώντας το κινητό στην επιφάνεια αυτή, καταγράφηκαν οι μοίρες.

Τρίτον, ο τελευταίος τρόπος ήταν ίδιος με τον δεύτερο, αλλά με τη χρήση ενός αναλογικού γωνιόμετρου. Τα αποτελέσματα από τους τρεις τρόπους συνέπιπταν, με αποκλίσεις μικρότερες της μοίρας.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

**Εικόνα 2.9:** Βάδιση με πέντε τύπους υποδημάτων, (a) Ξυπόλυτη, (b) επίπεδα υποδήματα, (c) υποδήματα τρεξίματος, (d) τακούνια, (e) ψηλά τακούνια.



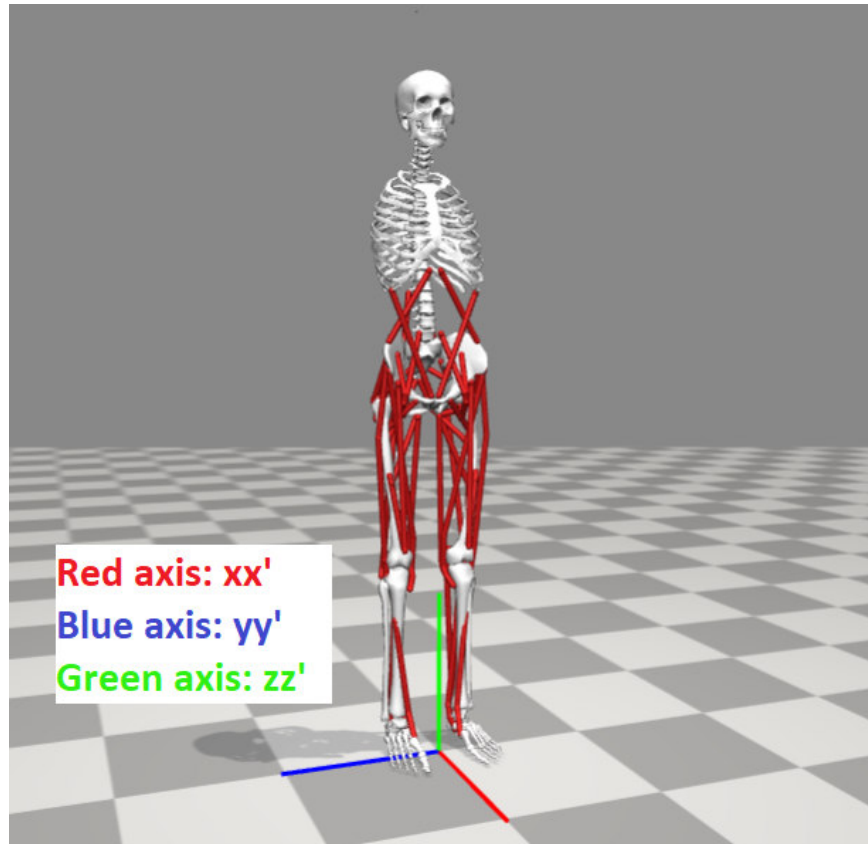


**Εικόνα 2.10:** Μέτρηση κλίσης με ψηφιακό γωνιόμετρο.

### 2.3 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Τα δεδομένα που κατεγράφησαν κατά τις δοκιμές οδήγησαν στην εξαγωγή των αποτελεσμάτων όπως παράγονται από το λογισμικό της εταιρείας VICON για το plug in gait εμβιομηχανικό μοντέλο. Για την εξαγωγή αξιόπιστων αποτελεσμάτων, για κάθε τύπο υποδήματος εκτελέστηκαν τουλάχιστον δεκαπέντε επαναλήψεις βάρδισης. Από αυτές, το λογισμικό εντοπίζει τις πέντε πιο όμοιες και εξάγει δεδομένα με βάση αυτές για κάθε εξεταζόμενη και κάθε πόδι (δεξί και αριστερό). Κατόπιν, μέσω του λογισμικού Excel, έγινε επεξεργασία των αποτελεσμάτων ώστε να προκύψει μία καμπύλη για κάθε τύπο υποδήματος που περιλαμβάνει και τα δύο πόδια καθώς και όλες τις εξεταζόμενες. Έτσι προέκυψαν τα ακόλουθα διαγράμματα στις τρεις διευθύνσεις του χώρου όπως φαίνονται

και στην Εικόνα 2.11. Συγκεκριμένα  $xx'$  είναι ο άξονας βάδισης,  $yy'$  είναι ο οριζόντιος άξονας, κάθετος στον άξονα βάδισης και  $zz'$  ο κατακόρυφος άξονας (κοινά κάθετος στους άλλους δύο και στο επίπεδο βάδισης).



Εικόνα 2.11: Διευθύνσεις αξόνων.

### 2.3.1 ΧΩΡΟΧΡΟΝΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

Αρχίζοντας από την ανάλυση των χωροχρονικών παραμέτρων, διαπιστώνεται ότι οι καταστάσεις όπου οι εξεταζόμενοι βαδίζουν ξυπόλητοι ( $0^\circ$ ), με επίπεδα παπούτσι ( $2^\circ$ ), με αθλητικά παπούτσια ( $10^\circ$ ) και με τακούνια ( $25^\circ$ ) επηρεάζουν ελάχιστα τις χωροχρονικές διακυμάνσεις, όπως φαίνεται και στον πίνακα 2.2. Αντιθέτως, οι πιο σημαντικές αλλαγές στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάδισης παρατηρούνται όταν οι εξεταζόμενοι φορούν ψηλοτάκουνα παπούτσια ( $45^\circ$ ). Συγκεκριμένα, στην περίπτωση αυτή, παρατηρείται ο

χαμηλότερος ρυθμός βηματισμού, η χαμηλότερη ταχύτητα βάδισης και το μικρότερο μήκος διασκελισμού. Σε αυτή την περίπτωση, η φάση στήριξης μειώνεται σημαντικά, με την φάση διπλής στήριξης να μειώνεται ακόμη περισσότερο σε σχέση με τις άλλες περιπτώσεις. Κατά συνέπεια, αυξάνονται η φάση αιώρησης και η φάση μονής στήριξης.

**Πίνακας 2.3:** Ποσοστό μεταβολής χωροχρονικών παραμέτρων σε σχέση με την περίπτωση 0° κλίσης πέλματος.

A/A	0°	2°	10°	25°	45°
Ρυθμός Βηματισμού	0.00	-0.04	-0.03	0.01	-0.05
Μήκος διασκελισμού	0.00	0.03	0.04	0.00	-0.07
Φάση αιώρησης	0.00	-0.02	-0.02	-0.02	0.03
Φάση στήριξης	0.00	0.02	0.01	0.02	-0.02
Μονή Στήριξη	0.00	-0.01	-0.01	0.00	0.04
Διπλή στήριξη	0.00	0.07	0.06	0.04	-0.14
Ταχύτητα βάδισης	0.00	-0.02	0.01	0.01	-0.12

### 2.3.2 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η κινηματική ανάλυση βάδισης εξετάζει την κίνηση των αρθρώσεων κατά τη διάρκεια της βάδισης, μετρώντας τις γωνίες που δημιουργούνται στα τρία επίπεδα του χώρου.

Η πιο σημαντική κίνηση στην άρθρωση του γόνατος πραγματοποιείται στο οβελιαίο επίπεδο, όπου λαμβάνει χώρα η κάμψη και η έκταση της άρθρωσης.

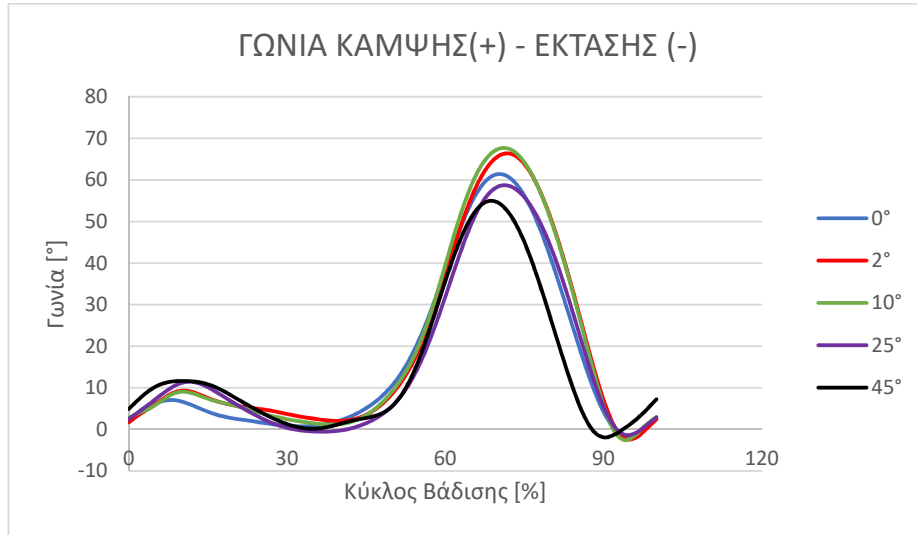
Θετική γωνία αντιστοιχεί σε κάμψη ενώ αρνητική σε υπερέκταση. Όταν το γόνατο είναι σε πλήρη έκταση, η γωνία της άρθρωσης είναι  $0^\circ$ .

Σύμφωνα με το διάγραμμα 2.1, οι καμπύλες της γωνίας κάμψης για τις πέντε πελματιαίες κλίσεις δεν διαφέρουν σημαντικά σε ποιοτικό επίπεδο. Υπάρχουν μικρές διαφοροποιήσεις που οφείλονται στις μεταβολές των φάσεων του κύκλου βάδισης, όπως αυτές παρουσιάστηκαν στις χωροχρονικές παραμέτρους. Ωστόσο, υπάρχει διαφοροποίηση στη μέγιστη γωνία κάμψης.

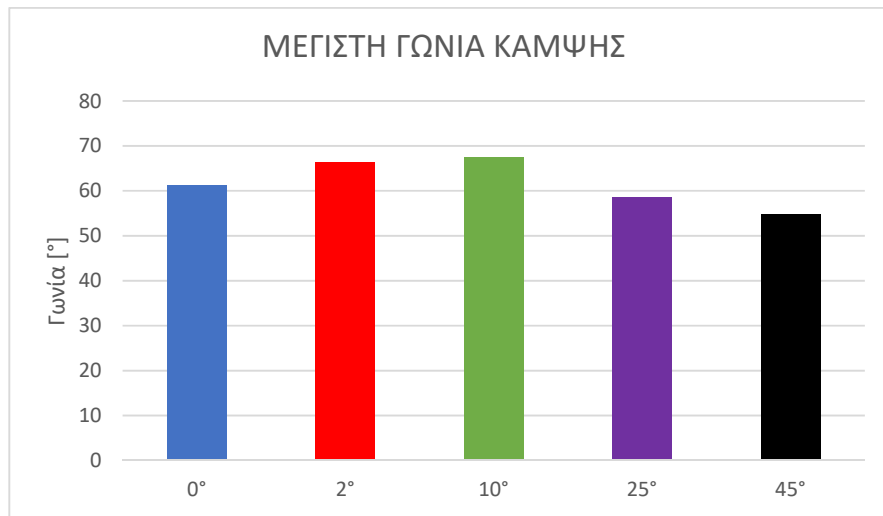
Αρχικά το γόνατο είναι σχεδόν σε πλήρη έκταση και φτάνει στην αρχή της μέσης στήριξης σε κάμψη από  $7^\circ$  έως  $10^\circ$ . Στην τελευταία περίοδο της μέσης στήριξης βρίσκεται για δεύτερη φορά σε σχεδόν πλήρη έκταση. Στη συνέχεια αρχίζει να κάμπτεται εκ νέου μέχρι την μέγιστη κάμψη,  $55^\circ$  έως  $68^\circ$  ανάλογα με τον τύπο υποδημάτων, που συμβαίνει στην φάση της μεσαιώρησης, και ακολούθως η κάμψη μειώνεται καθώς η φτέρνα ετοιμάζεται να πατήσει εκ νέου στο έδαφος.

Όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 2.2, η μέγιστη γωνία κάμψης εμφανίζεται στην περίπτωση των αθλητικών υποδημάτων τρεξίματος με κλίση πέλματος  $10^\circ$ , ενώ η ελάχιστη γωνία κάμψης εμφανίζεται στα ψηλοτάκουνα με κλίση  $45^\circ$ .

Επίσης το μέγιστο εύρος κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο, το οποίο θεωρείται και ιδανικότερο, εμφανίζεται στην περίπτωση των  $10^\circ$  ενώ στις πιο αυξημένες κλίσεις πέλματος, μειώνεται το εύρος κίνησης.



Διάγραμμα 2.1: Γωνία Κάμψης – Έκτασης άρθρωσης γόνατος



Διάγραμμα 2.2: Μέγιστη γωνία κάμψης

**Πίνακας 2.4:** Εύρος κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο

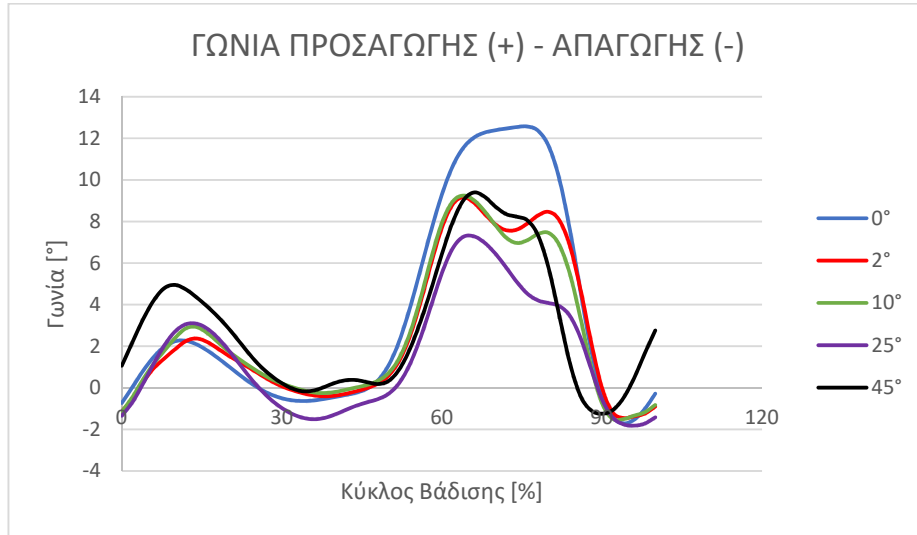
<b>ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ</b>	
<b>Κλίση Πέλματος</b>	<b>Εύρος Κίνησης[°]</b>
0°	62,91
2°	68,54
10°	70,08
25°	59,89
45°	56,76

Στο μετωπιαίο επίπεδο, το γόνατο διαθέτει φυσιολογικά το πιο περιορισμένο εύρος κίνησης. Αυτό οφείλεται στα οστικά και συνδεσμικά στοιχεία που περιορίζουν την κίνηση, ιδιαίτερα κατά τη φάση στήριξης όταν το γόνατο βρίσκεται στην εκτατική θέση.

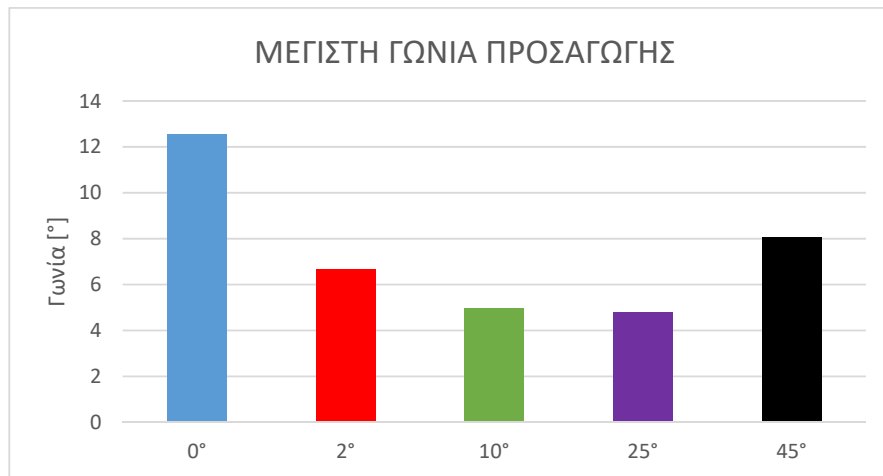
Κατά την αρχή της μέσης στήριξης, όταν το γόνατο κάμπτεται στο οβελιαίο επίπεδο, παρουσιάζεται μια γωνία προσαγωγής. Αυτό σημαίνει ότι το γόνατο κινείται προς το κέντρο βάρους του σώματος.

Στην φάση της προαιώρησης και την αρχική αιώρηση που το κέντρο βάρους του σώματος αρχίζει να μετατοπίζεται στο αντίθετο άκρο, αρχίζει και το γόνατο να βρίσκεται πάλι σε προσαγωγή, μέχρι την μέγιστη γωνία προσαγωγής στην μέση αιώρηση. [10],[19]

Η γωνία προσαγωγής στην αρχή της μέσης στήριξης είναι αυξημένη στην περίπτωση των 45° σε σχέση με τις άλλες περιπτώσεις. Αυτό το εύρημα ενδεχομένως να οφείλετε στο ότι σε αυτή την φάση του κύκλου βάρδισης παρουσιάζεται στις 45° η μέγιστη γωνία κάμψης επιτρέποντας έτσι μεγαλύτερο εύρος κίνησης και στο μετωπιαίο επίπεδο, ενώ η γωνία προσαγωγής στην φάση αιώρησης είναι μεγαλύτερη στην περίπτωση των 0°.



Διάγραμμα 2.3: Γωνία προσαγωγής - απαγωγής άρθρωσης γόνατος



Διάγραμμα 2.4: Μέγιστη γωνία προσαγωγής

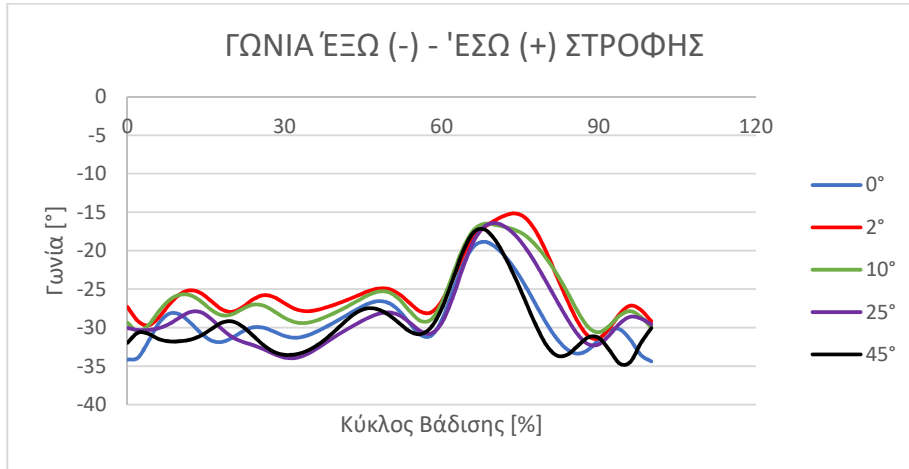
**Πίνακας 2.5:** Εύρος κίνησης στο μετωπιαίο επίπεδο

<b>ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ</b>	
<b>Κλίση Πέλματος</b>	<b>Εύρος Κίνησης[°]</b>
0°	14.27
2°	10.62
10°	10.76
25°	9.11
45°	10.64

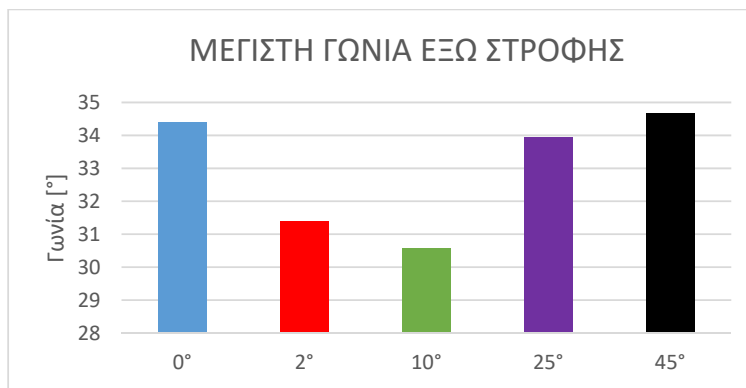
Στο εγκάρσιο επίπεδο, το γόνατο έχει επίσης μικρό εύρος κίνησης. Όπως και στο μετωπιαίο επίπεδο έτσι και στο εγκάρσιο, τα μαλακά μόρια (σύνδεσμοι, μηνίσκοι και θύλακος) είναι αυτά που περιορίζουν το εύρος κίνησης της άρθρωσης. Το εύρος κίνησης μεταβάλλεται και σε αυτό το επίπεδο επίσης ανάλογα με το βαθμό κάμψης του γόνατος. Στην έκταση η κίνηση είναι ακόμα πιο περιορισμένη ενώ σε κάμψη άνω των 40° επιτρέπεται ο μέγιστος βαθμός στροφής, επιτρέποντας περίπου 25° έσω στροφής και 18° έξω στροφής από την αρχική θέση που βρίσκεται σε φάση ορθοστασίας. [10], [19]

Παρατηρείται ότι κατά την φάση στήριξης οι δύο περιπτώσεις των αυξημένων κλίσεων πέλματος (25° και 45°) διατηρούν περισσότερο την έξω στροφή της άρθρωσης του γόνατος. Στην φάση αιώρησης η άρθρωση κάνει έσω στροφή συγκριτικά με την προηγούμενη θέση της άρθρωσης, χωρίς να παρουσιάζει μεγάλες διαφοροποιήσεις ανάμεσα στις πέντε περιπτώσεις υποδημάτων.





Διάγραμμα 2.5: Γωνία έσω - έξω στροφής άρθρωσης γόνατος



Διάγραμμα 2.6: Μέγιστη γωνία έξω στροφής

Πίνακας 2.6: Εύρος κίνησης στο εγκάρσιο επίπεδο

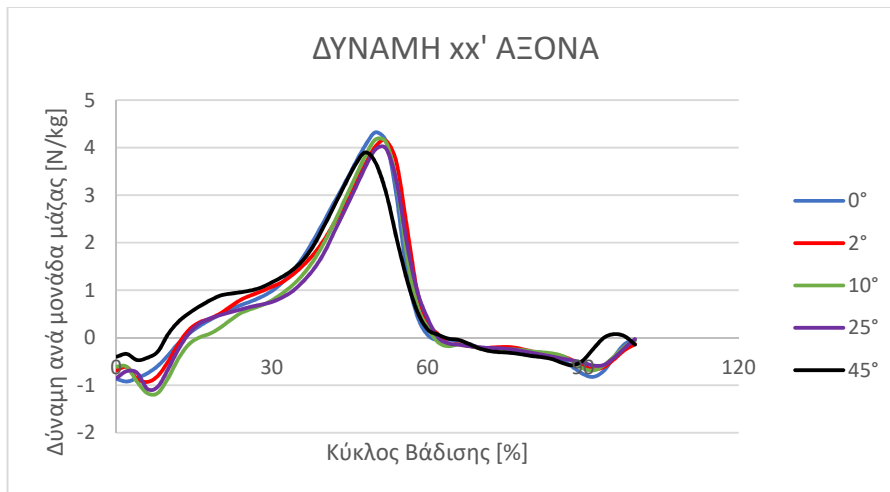
ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	
Κλίση Πέλματος	Εύρος Κίνησης[°]
0°	15.55
2°	16.22
10°	14.06
25°	17.54
45°	17.48

### 2.3.3 ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

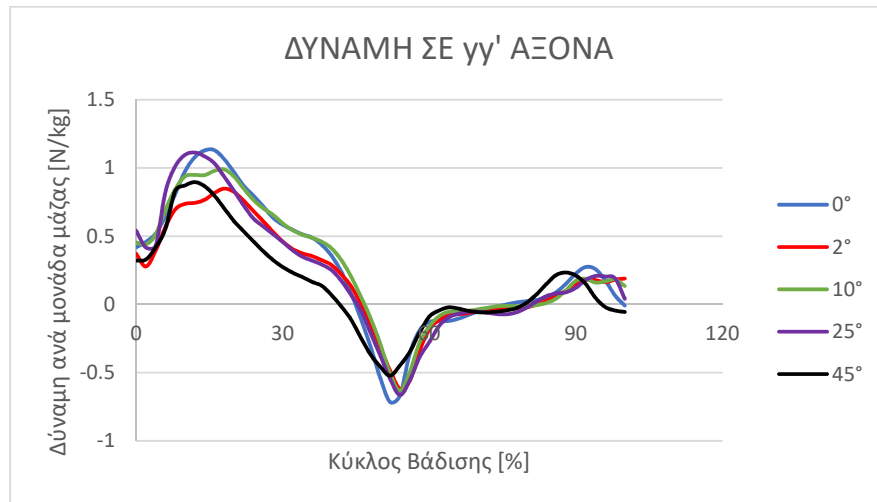
Η κινητική ανάλυση της βάρδισης παρέχει πληροφορίες για τις δυνάμεις, τις ροπές που εφαρμόζονται στις αρθρώσεις και την ισχύ που παράγεται και καταναλώνεται κατά τη διάρκεια της βάρδισης.

Συγκεκριμένα, οι δυνάμεις που ασκούνται στις αρθρώσεις των γονάτων παράγονται από την αντίδραση του εδάφους στο βάρος του σώματος και μεταφέρονται στο γόνατο με την δράση των μυών και των μαλακών μορίων ώστε να ισοροπήσουν το σώμα.

Η οριζόντια δύναμη ανά μονάδα μάζας στον άξονα κίνησης (άξονας  $xx'$ ), όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 2.7, έχει μια αρνητική φάση κατά το πρώτο μισό της στάσης που υποδηλώνει μια καθαρή επιβράδυνση ολόκληρου του σώματος και μια θετική φάση κατά το τελευταίο μισό της στάσης που δείχνει μια επιτάχυνση προς τα εμπρός του σώματος [19].

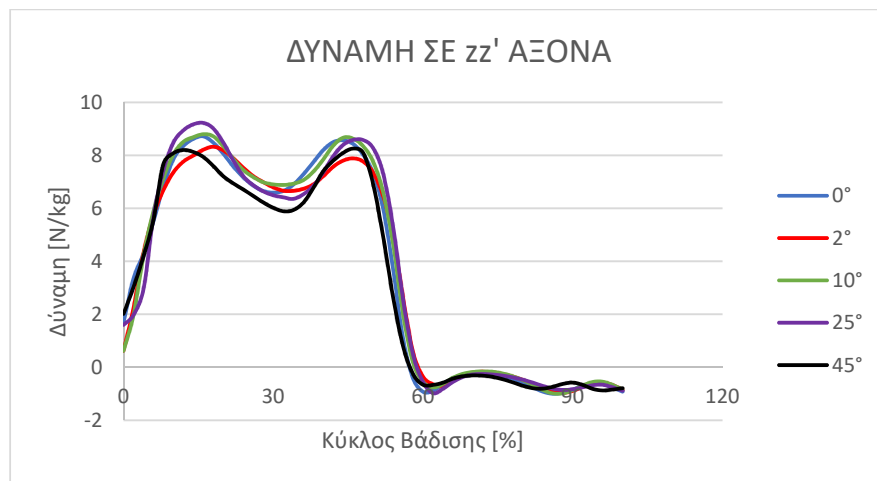


Διάγραμμα 2.7: Δύναμη στο γόνατο στον  $xx'$  άξονα



**Διάγραμμα 2.8:** Δύναμη στο γόνατο στον yy' άξονα

Η κατακόρυφη δύναμη (άξονας zz'), που παρουσιάζεται στο διάγραμμα 2.9, έχει τον χαρακτηριστικό διπλό ύβο: η πρώτη σχετίζεται με την παραλαβή βάρους, η δεύτερη οφείλεται στην ώθηση [19].



**Διάγραμμα 2.9:** Δύναμη στο γόνατο στον zz' άξονα

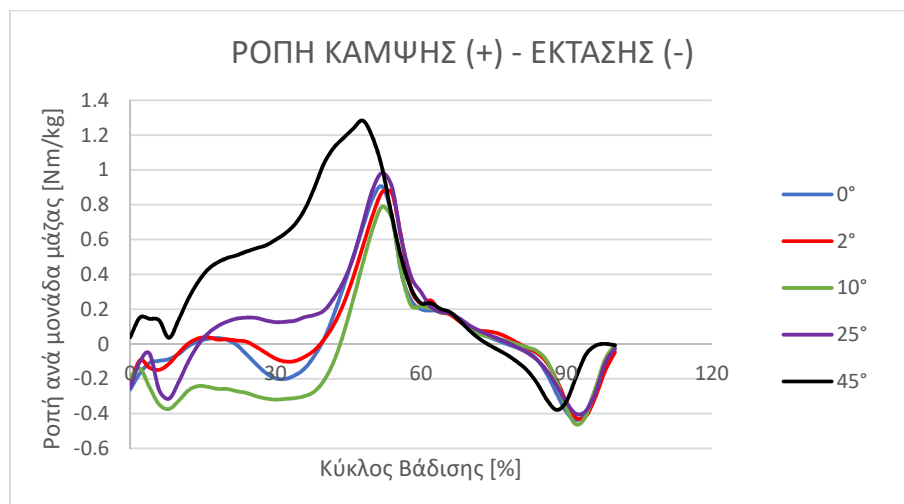
Κατά τη διάρκεια της βάδισης, το γόνατο υπόκειται σε ροπές σε τρία διαφορετικά επίπεδα. Από αυτά, στο οβελιαίο επίπεδο δέχεται τις μεγαλύτερες ροπές.

Στο επίπεδο αυτό, το γόνατο δέχεται μια καμπτική ροπή, η οποία φτάνει στο μέγιστο κατά τη φάση της τελικής στήριξης.

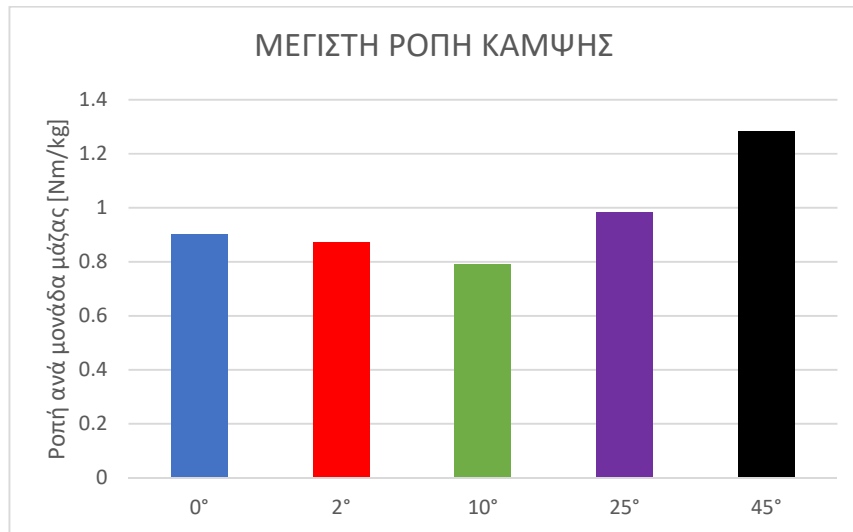
Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι, αν και στην αρχή της μέσης στήριξης αναμένουμε φυσιολογικά μια εκτατική ροπή, αυτό συμβαίνει μόνο στις τρεις πρώτες περιπτώσεις πελματιαίας κλίσης, με τη μέγιστη εκτατική ροπή να εμφανίζεται στην περίπτωση των  $10^\circ$  όπως φαίνεται στο διάγραμμα 2.10. Αντίθετα, στις  $25^\circ$ , αν και η κατανομή της καμπύλης ποιοτικά προσεγγίζει τις προηγούμενες περιπτώσεις (και τη φυσιολογική καμπύλη), ωστόσο, στην φάση αυτή στο οβελιαίο επίπεδο είναι καμπτική.

Ειδικά στην περίπτωση των  $45^\circ$ , όπως φαίνεται και στο Διάγραμμα 2.10, η καμπύλη αλλάζει εντόνως και ποιοτικά κατά τη φάση της στήριξης, και το γόνατο δέχεται καμπτική ροπή από την αρχική επαφή της φτέρνας με σταθερά αυξημένη τιμή καθ' όλη την φάση στήριξης. Επιπλέον, στην περίπτωση αυτή, το γόνατο παραλαμβάνει ιδιαίτερα υψηλότερη μέγιστη καμπτική ροπή συγκριτικά με τις άλλες περιπτώσεις όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 2.11.

Τέλος, στον πίνακα 2.6, φαίνεται ότι το μέγιστο εύρος ροπής στο οβελιαίο επίπεδο λαμβάνεται στην περίπτωση των  $45^\circ$ .



**Διάγραμμα 2.10:** Ροπή καμψής - έκτασης στο γόνατο



Διάγραμμα 2.11: Μέγιστη ροπή κάμψης

Πίνακας 2.7: Εύρος ροπής στο οβελιαίο επίπεδο

ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	
Κλίση Πέλματος	Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας[Nm/kg]
0°	1.34
2°	1.30
10°	1.25
25°	1.38
45°	1.66

Στο μετωπιαίο επίπεδο, το γόνατο υπόκειται σε ροπές κατά την έννοια της προσαγωγής και απαγωγής κατά τη διάρκεια της βάρδισης. Αυτές οι ροπές ελέγχονται κυρίως από τα οστά και τα μαλακά μέρη που λειτουργούν περιοριστικά στην αύξησή τους.

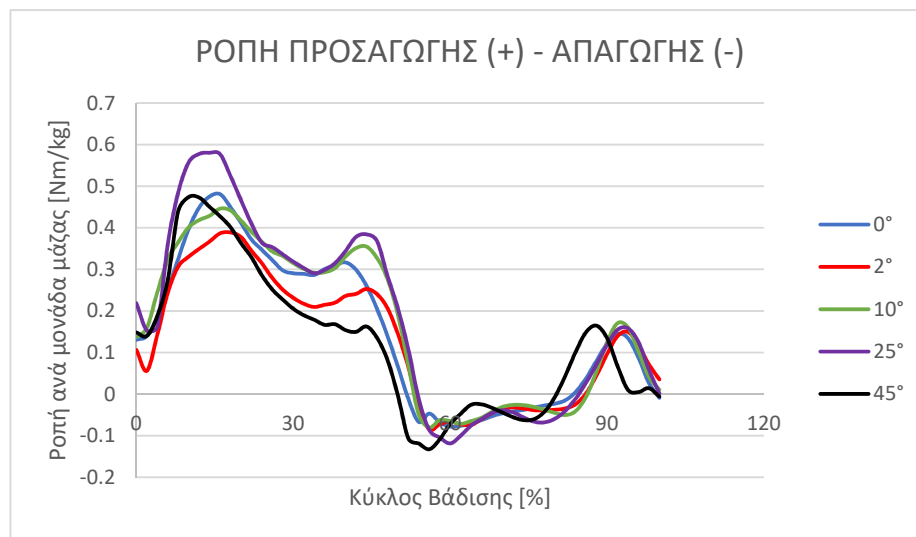
Ως εκ τούτου, αυτές οι ροπές συνδέονται με παθητικούς ανεπτυσσόμενα φορτία και όχι με μυϊκό έλεγχο. [10], [19]

Το γόνατο δέχεται ροπή προσαγωγής σε όλη την φάση στήριξης, εμφανίζοντας δύο μέγιστα σε αυτό το διάστημα, το πρώτο κατά την φάση απόκρισης στήριξης και το δεύτερο κατά την τελική στήριξη με μικρή μείωση ενδιάμεσα των δύο κορυφών.

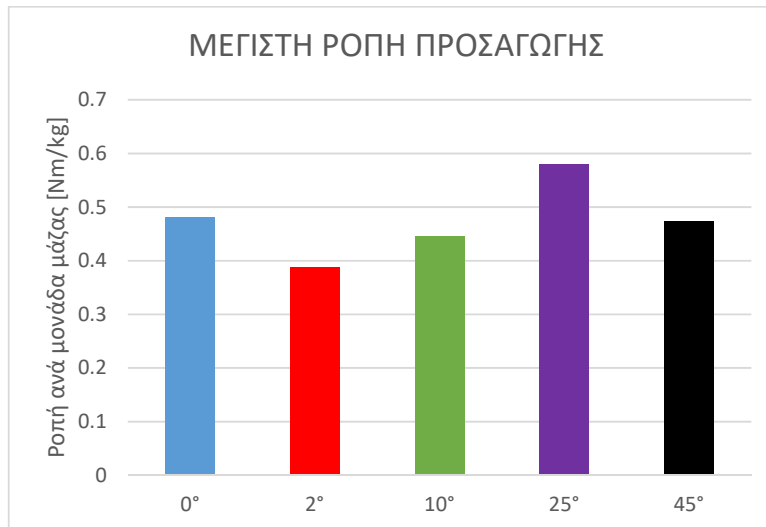
Όπως φαίνεται και από το διάγραμμα 2.12, η περίπτωση των 45° είναι η μόνη που δεν ακολουθεί και σε αυτό το επίπεδο την αναμενόμενη μορφή καμπύλης, χάνοντας οριακά το δεύτερο μέγιστο στην τελική φάση στήριξης.

Επιπρόσθετα, όπως αποτυπώνεται και στο διάγραμμα 2.13, στις ψηλότερες κλίσεις πέλματος (25° και 45°) εντοπίζονται και οι μέγιστες ροπές προσαγωγής σε σχέση με τις υπόλοιπες περιπτώσεις.

Τέλος, όπως φαίνεται και στον πίνακα 2.7, το μέγιστο εύρος ροπών, λαμβάνεται και σε αυτό το επίπεδο στις δύο μεγαλύτερες κλίσεις που εξετάστηκαν.



Διάγραμμα 2.12: Ροπή προσαγωγής - απαγωγής στο γόνατο



Διάγραμμα 2.13: Μέγιστη ροπή προσαγωγής

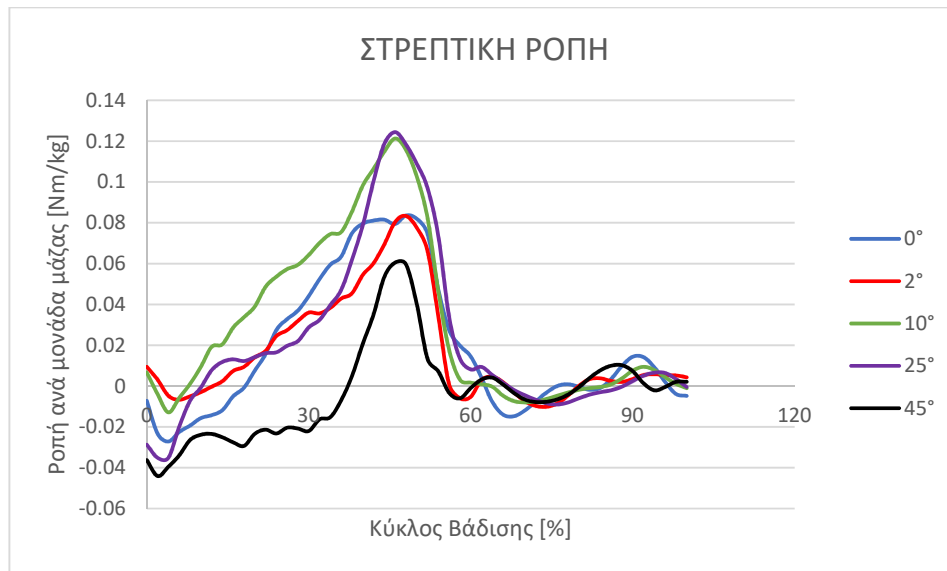
Πίνακας 2.8: Εύρος ροπής στο μετωπιαίο επίπεδο

ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	
Κλίση Πέλματος	Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας [Nm/kg]
0°	0.56
2°	0.47
10°	0.53
25°	0.70
45°	0.61

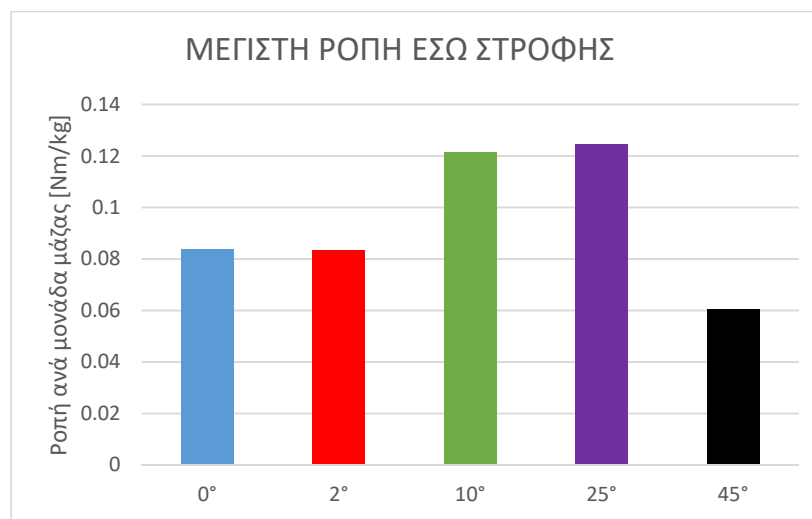
Στο εγκάρσιο επίπεδο το γόνατο δέχεται ροπές έσω και έξω στροφής. Στην φάση απόκρισης στην φόρτιση αναμένεται φυσιολογικά να αναπτυχθεί μία ροπή έσω στροφής. Ωστόσο αυτή εμφανίζεται μόνο στις περιπτώσεις των χαμηλών κλίσεων πέλματος καθώς

στην περίπτωση των μεγαλύτερων κλίσεων το γόνατο δέχεται ροπή έξω στροφής απευθείας από την πρώτη επαφή του ποδιού με το έδαφος.

Στην τελική φάση στήριξης, το γόνατο δέχεται ροπή έσω στροφής. Το μέγιστο αυτής, όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 2.15, εντοπίζεται στην περίπτωση των 25° ενώ το ελάχιστο στις 45°.



**Διάγραμμα 2.14:** Ροπή έσω - έξω στροφής



**Διάγραμμα 2.15:** Μέγιστη ροπή έσω στροφής



Πίνακας 2.9: Εύρος ροπής στο εγκάρσιο επίπεδο

<b>ΕΓΚΑΡΣΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ</b>	
<b>Κλίση Πέλματος</b>	<b>Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας[Nm/kg]</b>
0°	0.11
2°	0.09
10°	0.13
25°	0.16
45°	0.10

Η καμπύλη ισχύος απεικονίζει τέσσερα διαφορετικά στάδια απορρόφησης και παραγωγής ενέργειας κατά τη διάρκεια ενός κύκλου βάδισης. Από την επαφή με τη φτέρνα έως το 15% περίπου του κύκλου, το γόνατο κάμπτεται υπό την έκκεντρη σύσπαση του τετρακέφαλου, οδηγώντας στην αρχική φάση της κατανάλωσης ενέργειας.

Μεταξύ 15% και 40% του κύκλου η παραγωγή ενέργειας από την συγκεντρική σύσπαση του τετρακέφαλου (αν και μπορεί να εμπλέκονται και οι εκτεινόντες το ισχίο), οδηγεί το γόνατο σε έκταση, ενώ το αντίθετο πόδι βρίσκεται σε αιώρηση.

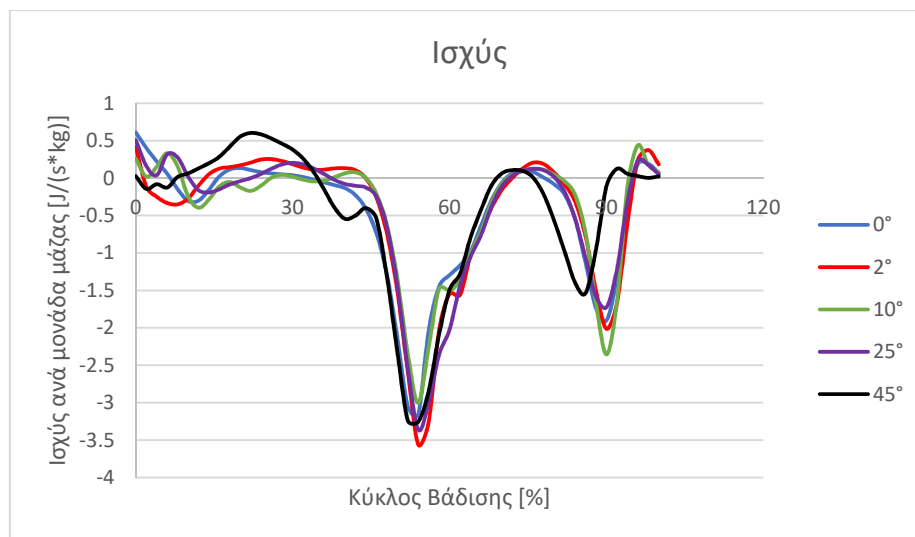
Στο 40% του διασκελισμού, το γόνατο αρχίζει να λυγίζει ξανά, συνεχίζοντας στην πρώιμη φάση της αιώρησης (70% του διασκελισμού). Η μικρή εκτατική ροπή γόνατος σε αυτό το σημείο εξυπηρετεί δύο σκοπούς που σχετίζονται με την μεγάλη απορρόφησης ενέργειας που συμβαίνει στο διάστημα αυτό του κύκλου βάδισης. Πριν από την φάση απομάκρυνσης των δαχτύλων από το έδαφος, ο τετρακέφαλος απορροφά ενέργεια και βοηθά στον έλεγχο της άρθρωσης του γόνατος που έχει την τάση να πέσει λόγω βαρύτητας.

Μετά από αυτή την φάση, αυτοί οι ίδιοι μύες συνεχίζουν να απορροφούν ενέργεια επιβραδύνοντας το πόδι και προετοιμάζοντάς το κατά το μεγαλύτερο μέρος της φάσης αιώρησης για την επερχόμενη έκταση.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ο τετρακέφαλος συμβάλλει ελάχιστα στην αιώρηση του ποδιού προς τα εμπρός. Η πραγματική ενέργεια για αυτή την κίνηση προέρχεται από τη δράση του εκκρεμούς – αρχή διατήρησης της ενέργειας (μετατροπή της δυναμικής ενέργειας σε κινητική) και τις ροπές του ισχίου που αποτελούν το σωστό συνδυασμό για την κίνηση αυτή στην άρθρωση του γόνατος.

Τέλος, στο δεύτερο μισό της φάσης της αιώρησης, οι καμπτήρες του γόνατος ενεργοποιούνται κατά τη διάρκεια της

Στην τελική αιώρηση, η κατανάλωση ενέργειας από την έκκεντρη ενεργοποίηση των καμπτηρών του γόνατος (οπίσθιων μηριαίων μυών) ελέγχει την προς τα εμπρός επιτάχυνση των αιωρούμενων τμημάτων μηρού, κνήμης και ποδιού απορροφώντας το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας από το αιωρούμενο πόδι. [10], [19]

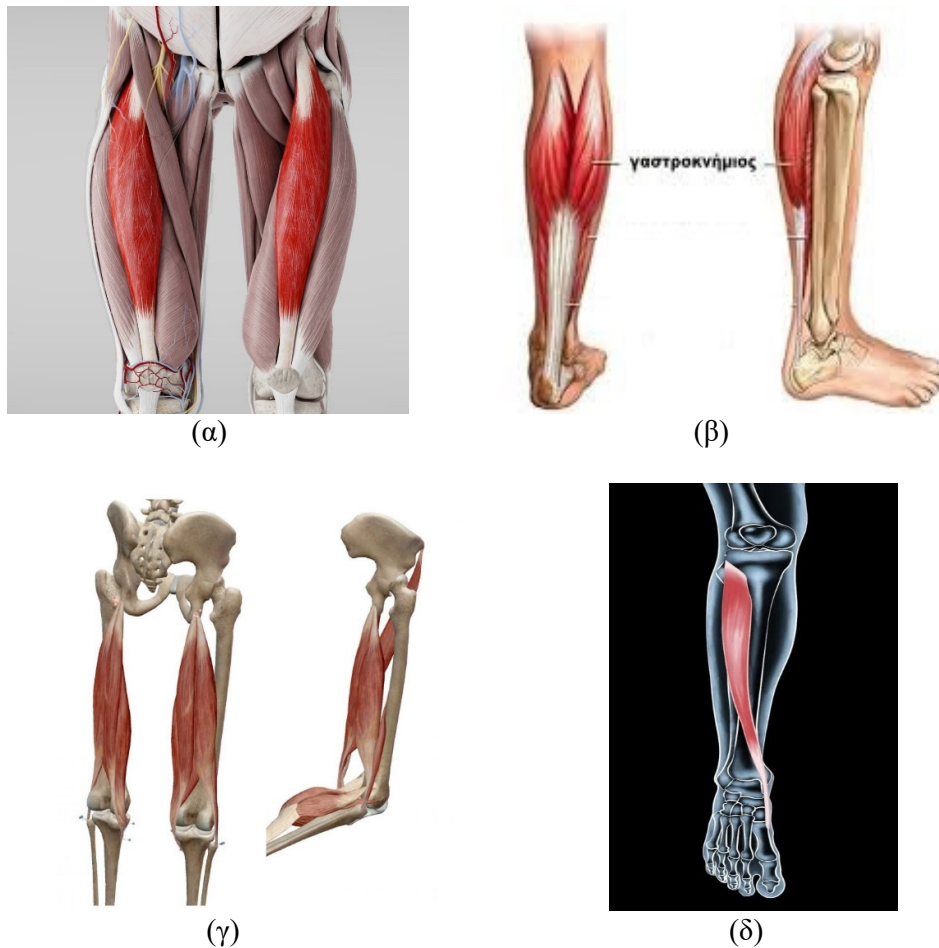


Διάγραμμα 2.16: Ισχύς άρθρωσης γόνατος

### 2.3.4 ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΟΙ - EMG

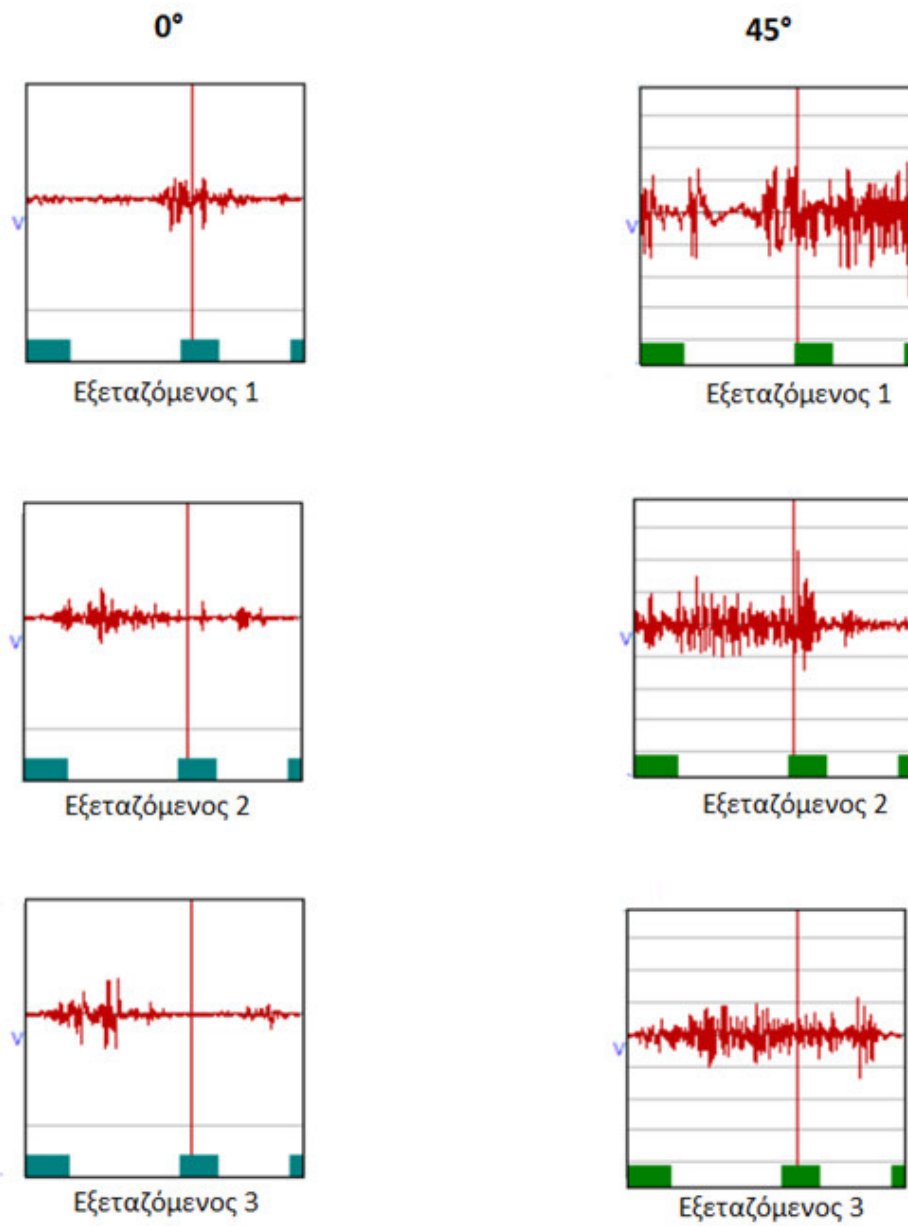
Τα δεδομένα που λήφθηκαν από τους ηλεκτρομυογράφους που τοποθετήθηκαν στις εξεταζόμενες παρέχουν πληροφορίες για την δραστηριότητα των μυών που ελέγχθησαν. Λόγω του ποιοτικού και όχι ποσοτικού χαρακτήρα των αποτελεσμάτων, αυτά δεν μπορούν να ενοποιηθούν για να ληφθεί μια κατάσταση που να περιλαμβάνει όλες τις εξεταζόμενες. Για αυτό θα παρουσιαστούν συγκρίσεις των αποτελεσμάτων ανάμεσα σε  $0^\circ$  και  $45^\circ$  αριστερού ποδιού για κάθε εξεταζόμενη ξεχωριστά.

Οι μύες που εξετάστηκαν ήταν: όρθος μηριαίος, γαστροκνήμιος, οπίσθιοι μηριαίοι και πρόσθιος κνημιαίος (Εικόνα 2.12) [20], [21].

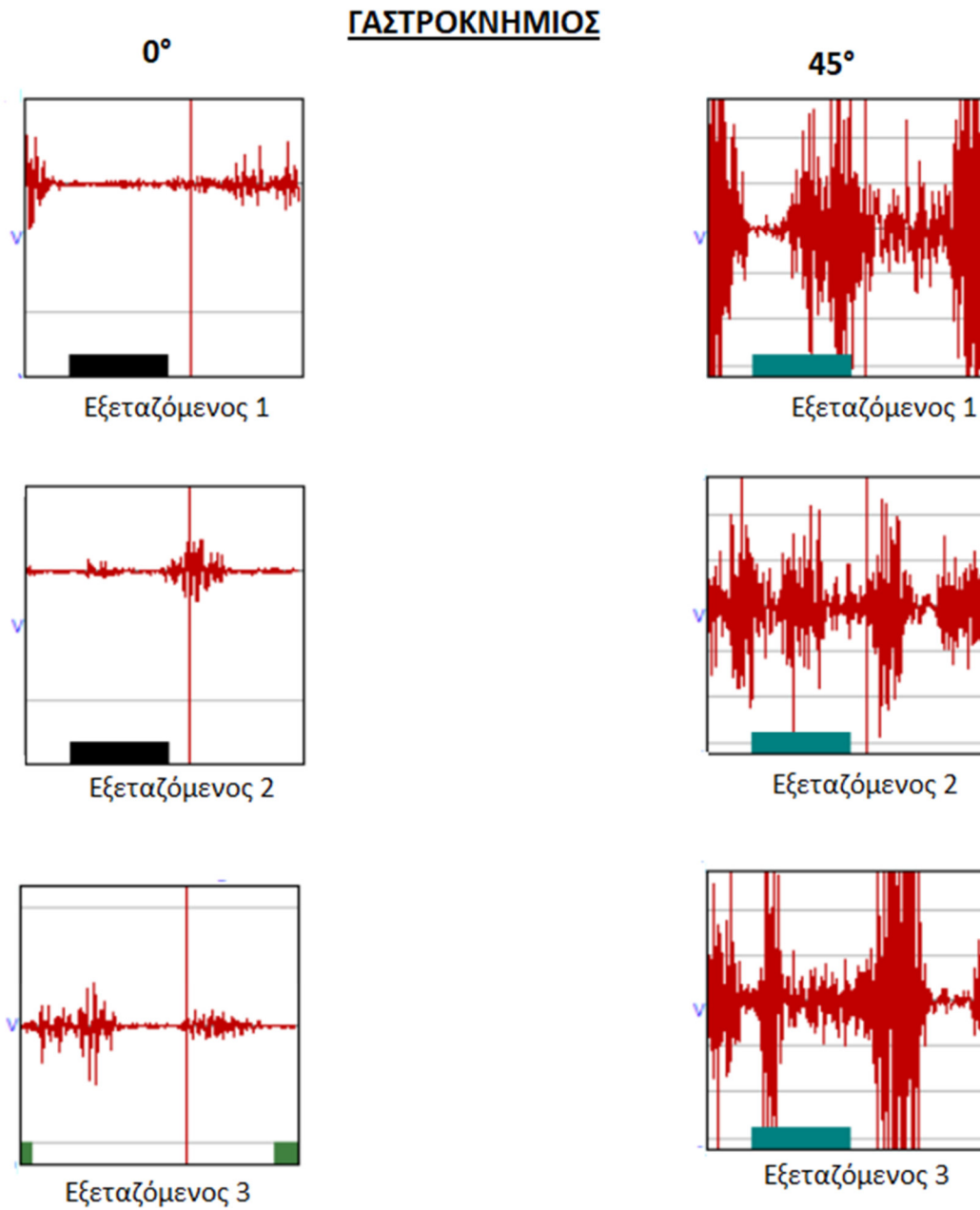


**Εικόνα 2.12:** (α) Ορθός Μηριαίος, (β) γαστροκνήμιος, (γ) οπίσθιοι μηριαίοι, (δ) πρόσθιος κνημιαίος.

**ΟΡΘΟΣ ΜΗΡΙΑΙΟΣ**

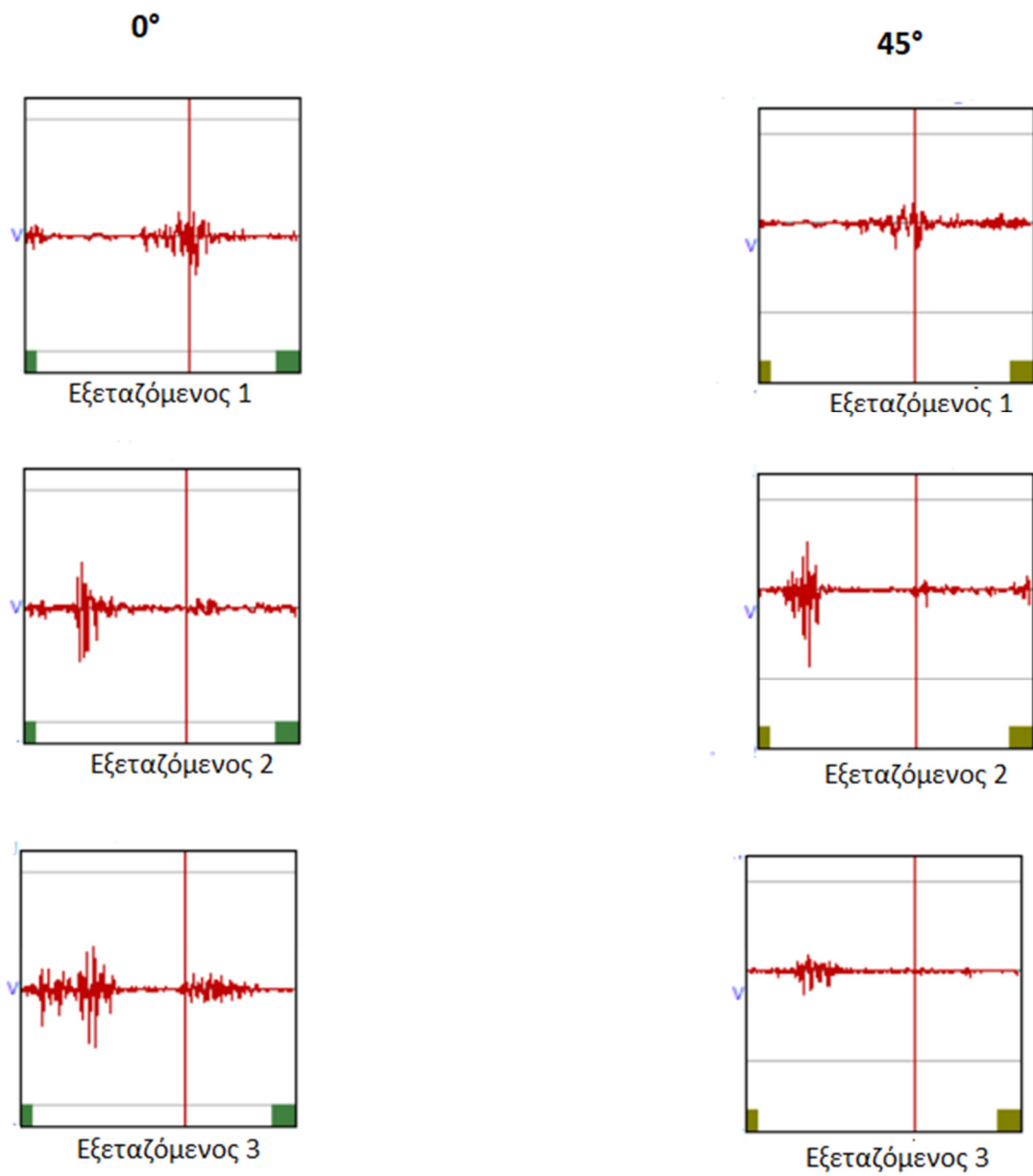


**Εικόνα 2.13:** EMG Ορθός Μηριαίος



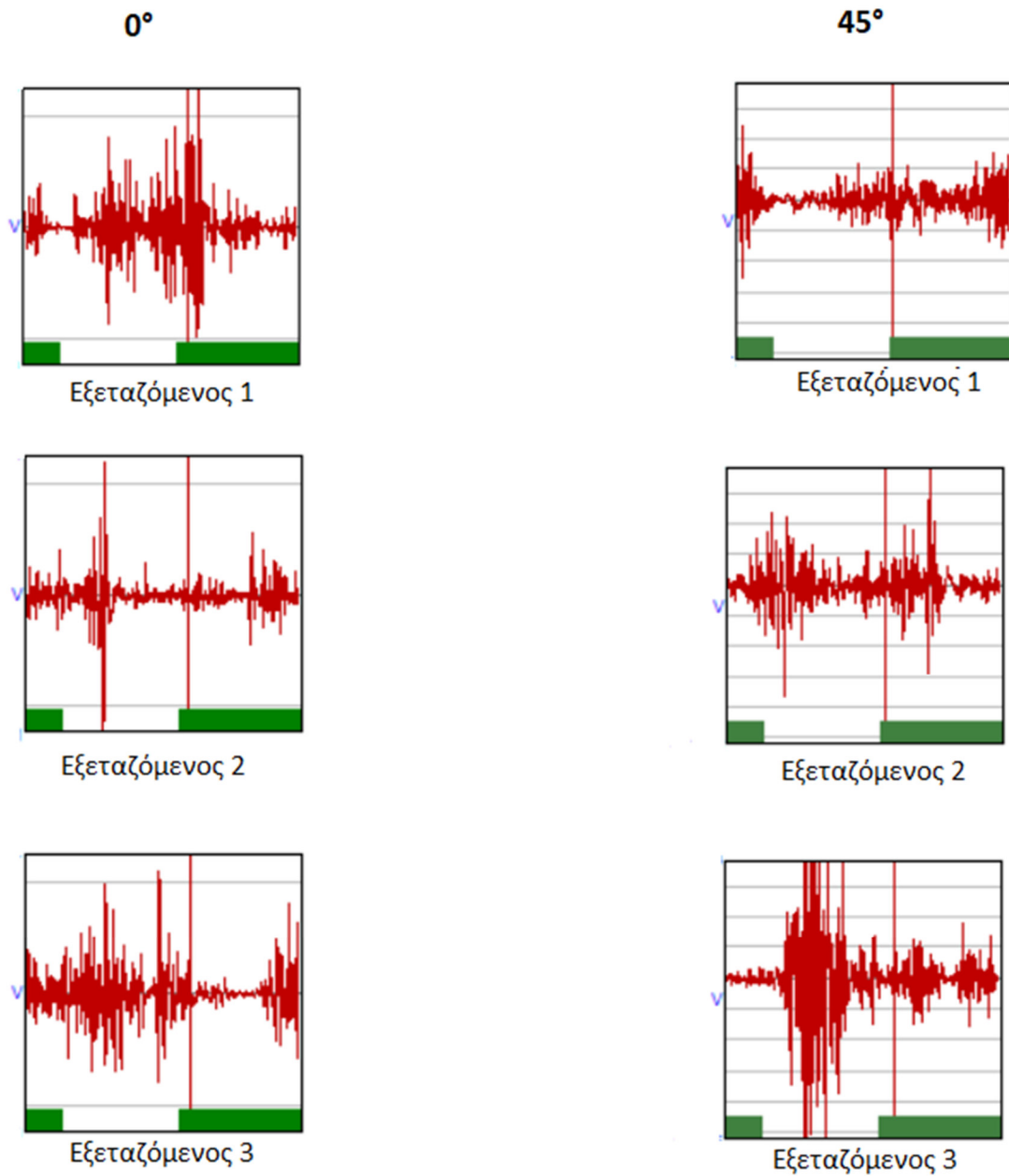
**Εικόνα 2.14:** EMG Γαστροκνήμιος

**ΟΠΙΣΘΙΟΙ ΜΗΡΙΑΙΟΙ**



**Εικόνα 2.15:** EMG Οπίσθιοι Μηριαίοι

**ΠΡΟΣΘΙΟΣ ΚΝΗΜΙΑΙΟΣ**



**Εικόνα 2.16:** EMG Πρόσθιος Κνημιαίος

Βάση των εικόνων 2.14 έως 2.16, παρουσιάζεται εμφανώς αυξημένη, τόσο σε ένταση όσο και σε διάρκεια, σύσπαση στις  $45^\circ$  συγκριτικά με τις  $0^\circ$ , σε όλες τις εξεταζόμενες στον ορθό μηριαίο και ακόμα περισσότερο στον γαστροκνήμιο.

Στους οπίσθιους μηριαίους και πρόσθιο κνημιαίο, οι οποίοι λειτουργούν ανταγωνιστικά με τους δύο προηγούμενους, εμφανίζεται ιδιαίτερα μικρή μείωση σε ένταση και διάρκεια σύσπαση στις  $45^\circ$  συγκριτικά με τις  $0^\circ$  για τους πρώτους και σχεδόν ανύπαρκτη για τον δεύτερο.

Στο Παράρτημα Α παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα από την πειραματική διαδικασία και από το υπολογιστικό μοντέλο.



### 3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3. ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΧΕΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ - OPENSIM

#### 3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ OPENSIM

Το OpenSim είναι ένα λογισμικό ανοιχτού κώδικα που παρέχει ένα πλαίσιο για την μοντελοποίηση και την ανάλυση της ανθρώπινης κίνησης. Αναπτύχθηκε από το National Center for Simulation in Rehabilitation Research (NCSRR) και το Stanford University's Bioengineering Department, με στόχο την παροχή εργαλείων για την μελέτη της βιομηχανικής κίνησης σε ερευνητές, κλινικούς και εκπαιδευτικούς και παρουσιάστηκε πρώτη φορά στο Συνέδριο της Αμερικανικής Εταιρείας Εμβιομηχανικής το 2007. Παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας, ανταλλαγής και ανάλυσης υπολογιστικών μοντέλων του μυοσκελετικού συστήματος και δυναμικών προσομοιώσεων κίνησης.

Το OpenSim παρέχει μια σειρά από χαρακτηριστικά που το καθιστούν ιδανικό για την μοντελοποίηση της ανθρώπινης κίνησης:

**Μοντελοποίηση Σώματος:** Το OpenSim χρησιμοποιεί μια σειρά από σκελετικά μοντέλα για να αποτυπώσει την ανθρώπινη κίνηση. Αυτά τα μοντέλα μπορούν να προσαρμοστούν για να αντικατοπτρίζουν την ατομική ανατομία και την κινητική του χρήστη. Το OpenSim παρέχει επίσης τη δυνατότητα να δημιουργηθούν προσαρμοσμένα μοντέλα που αντικατοπτρίζουν συγκεκριμένες καταστάσεις.

**Ανάλυση Κίνησης:** Το OpenSim περιλαμβάνει εργαλεία για την ανάλυση της κίνησης, όπως η δυναμική ανάλυση, η ανάλυση μυϊκής δύναμης και η ανάλυση βάδισης. Αυτά τα εργαλεία επιτρέπουν στους χρήστες να αναλύσουν και να κατανοήσουν την κίνηση σε μια ποικιλία σεναρίων, από την απλή βάδιση μέχρι τις πιο πολύπλοκες κινήσεις, όπως το τρέξιμο ή το άλμα. Μπορεί να προβλέψει νέες κινήσεις από μοντέλα κινητικού ελέγχου,

όπως κινηματικές προσαρμογές του ανθρώπινου βαδίσματος, με επιπλέον φορτίο ή κλίση ή άλλες παραμέτρους. Μπορούν επίσης να προσομοιωθούν αλλαγές στη μυοσκελετική δυναμική μετά από χειρουργική επέμβαση ή λόγω αλληλεπίδρασης ανθρώπου με αντικείμενα (π.χ. τεχνητά μέλη κ.α.)

**Επεκτασιμότητα:** Το OpenSim είναι επεκτάσιμο, επιτρέποντας στους χρήστες να προσθέσουν νέες λειτουργίες και να προσαρμόσουν το λογισμικό στις ανάγκες τους. Αυτό σημαίνει ότι το OpenSim μπορεί να προσαρμοστεί για να ανταποκριθεί σε μια ευρεία γκάμα εφαρμογών, από την κλινική αξιολόγηση μέχρι την ακαδημαϊκή έρευνα.

Η προσομοίωση του ανθρώπινου σώματος στο λογισμικό γίνεται με τον εξής τρόπο.

**Μυοσκελετικά μοντέλα:** Στο OpenSim, ένα μυοσκελετικό μοντέλο αποτελείται από άκαμπτα τμήματα σώματος που συνδέονται με αρθρώσεις. Οι μύες προσφύονται σε αυτές τις αρθρώσεις και δημιουργούν δυνάμεις και κίνηση. Το λογισμικό μπορεί να υπολογίσει μεταβλητές που είναι δύσκολο να μετρηθούν πειραματικά, όπως είναι οι δυνάμεις που δημιουργούνται από τους μύες και η διάταση και η ανάκρουση των τενόντων κατά τη διάρκεια της κίνησης.

**Διαδρομές μυών-τενόντων:** Οι διαδρομές μυών-τενόντων αντιπροσωπεύονται στο OpenSim από μια σειρά σημείων που συνδέονται με τμήματα γραμμής. Αυτό επιτρέπει στο λογισμικό να προσομοιώνει με ακρίβεια τις πολύπλοκες αλληλεπιδράσεις μεταξύ μυών και οστών.

**Ιστορία – Συνεργασία - Μέλλον:** Το OpenSim είναι βασισμένο σε γνώσεις δεκαετιών σχετικά με την υπολογιστική μοντελοποίηση και την προσομοίωση εμβιομηχανικών συστημάτων. Υποστηρίζει μια μεγάλη και αυξανόμενη κοινότητα ερευνητών εμβιομηχανικής και αποκατάστασης, διευκολύνοντας την ανταλλαγή μοντέλων και προσομοιώσεων για την αναπαραγωγή και την επέκταση των ανακαλύψεων. [22], [23], [24], [25], [26]

### 3.2 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ – ΣΤΗΣΙΜΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

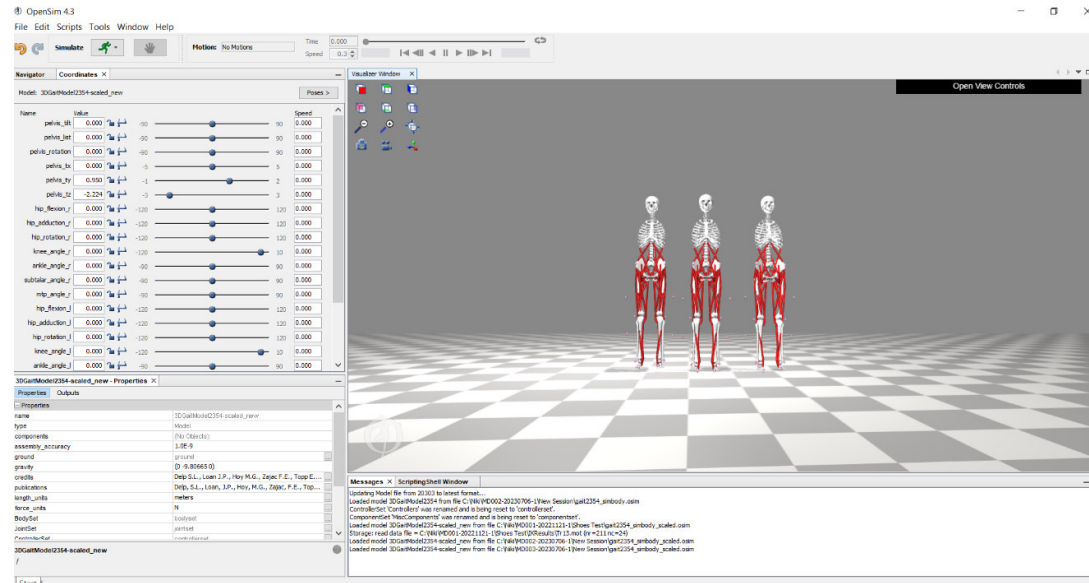
Οι δοκιμές ανάλυσης βάρδισης που έγιναν στο κέντρο ανάλυσης βάρδισης και κίνησης της ΕΛΕΠΑΠ, μας παρείχαν αρχεία μορφής .c3d, μέσα στα οποία εμπεριέχεται όλη η πληροφορία και τα δεδομένα κίνησης και αντιδράσεων εδάφους. Με την χρήση προγραμματισμού (Python), επιτεύχθηκε η απόσπαση των δεδομένων που μας ενδιαφέρουν και η μετατροπή τους σε αρχεία κατάλληλης μορφής που να είναι συμβατά με το λογισμικό OpenSim.

Συγκεκριμένα, αποσπάστηκαν αρχικά από την ακίνητη όρθια θέση ξυπόλυτου αρχεία μορφής .trc, ώστε να πετύχουμε την βάρδιση του μοντέλου (scale model). Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για να βαθμονομηθεί και να εξετασθεί είναι το μοντέλο GaitModel2354, το οποίο είναι τρισδιάστατο μοντέλο κάτω άκρων με δύο πόδια και τμήμα κορμού. Περιλαμβάνει 23 βαθμούς ελευθερίας και 54 μύες – τένοντες [25]. Μέσω του εργαλείου βαθμονόμησης του λογισμικού και του προσαρμοσμένου αρχείου δημιουργήθηκαν τα βαθμονομημένα μοντέλα των εξεταζόμενων.

Από το .c3d αρχείο, εξήχθησαν τα .trc αρχεία κίνησης για κάθε περίπτωση υποδήματος για κάθε εξεταζόμενη και τα προσαρτήσαμε στο εργαλείο του λογισμικού “αντίστροφη κινηματική” (inverse kinematics). Αυτό το εργαλείο παρήγαγε το InvKin.mot αρχείο για κάθε περίπτωση που εξετάστηκε το οποίο περιέχει τις πληροφορίες για τις γωνίες κίνησης των αρθρώσεων του κάτω άκρου.

Από τα .c3d αρχεία, μέσω προγραμματισμού (Python) εξήχθησαν αρχεία GRF.mot, που εμπεριέχουν δεδομένα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (ground reaction force – GRF) και της θέσης εφαρμογής αυτής. Αυτό το αρχείο εισήχθη στο εργαλείο αντίστροφης δυναμικής (inverse dynamics) και υπολογιστικού μυϊκού ελέγχου (Computed Muscle Control - CMC). Τρέχοντας αυτές τις δύο εφαρμογές, το OpenSim παρήγαγε τα αρχεία

InvDyn.mot και CMC.sto που περιέχουν πληροφορίες για τις δυνάμεις, τις ροπές και την ισχύ στις αρθρώσεις του κάτω σώματος, και πληροφορίες για τα επίπεδα μυϊκής διέγερσης για τους μύες του κάτω μέρους του σώματος αντίστοιχα.

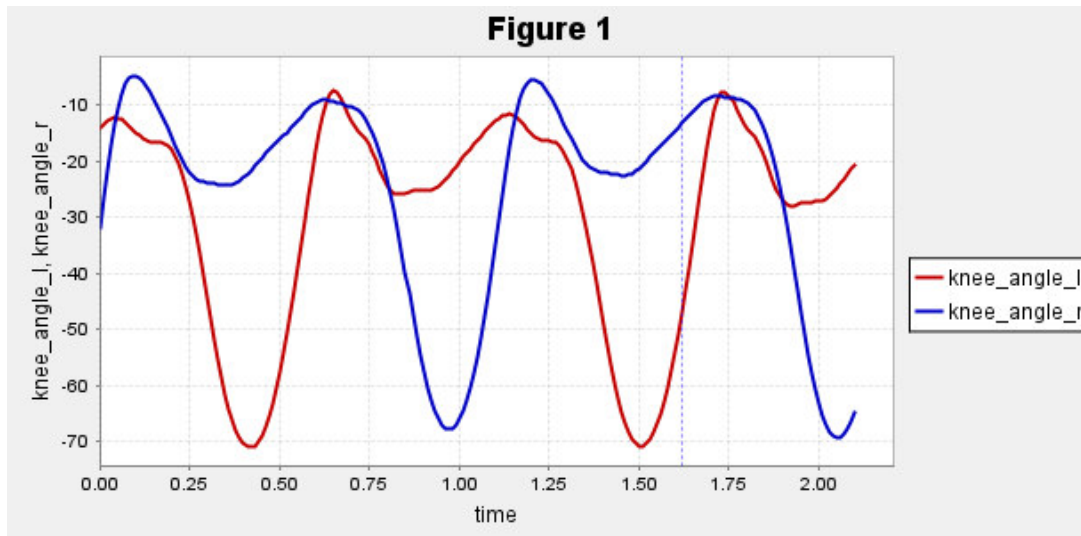


Εικόνα 3.1: Βαθμονομημένα μοντέλα

### 3.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

#### 3.3.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

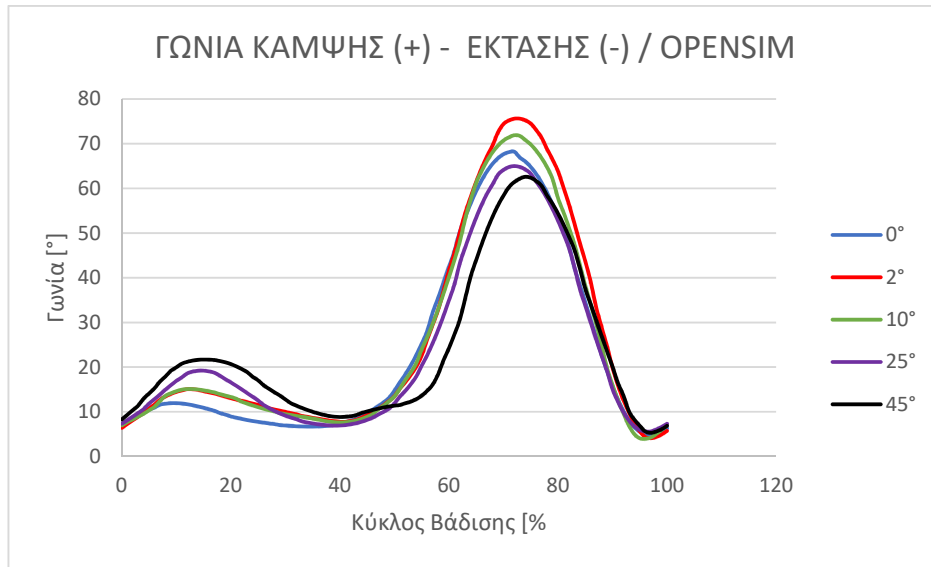
Με την διαδικασία που περιεγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο λάβαμε δεδομένα για τις γωνιώσεις κάθε περίπτωσης. Ενδεικτικά παρατίθεται η γωνία κάμψης γόνατος για μία εκ των εξεταζόμενων στην περίπτωση  $45^\circ$ .



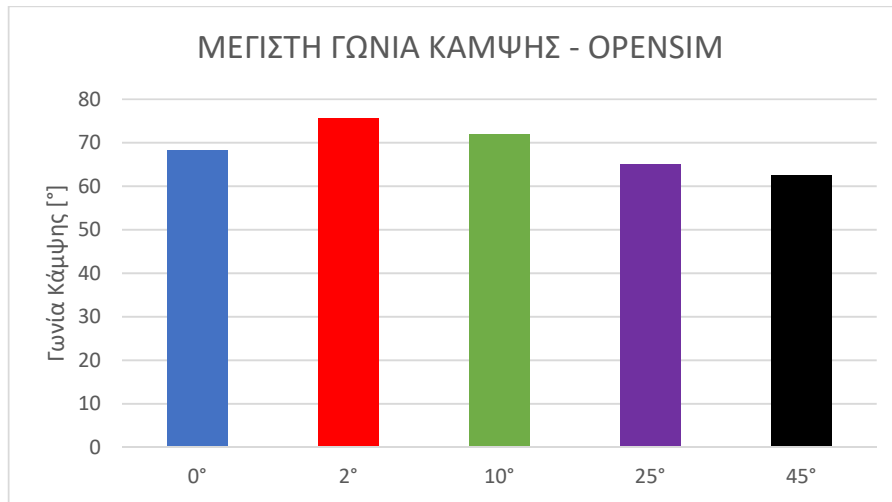
**Διάγραμμα 3.1:** Γωνία κάμψης - έκτασης 45° αριστερού και δεξιού ποδιού

Όπως φαίνεται και στο διάγραμμα 3.1, η μορφή με την οποία μας παρέχει το πρόγραμμα τα γραφήματα του είναι τέτοια που δεν επιτρέπει εύκολα σύγκριση ανάμεσα σε διαφορετικούς εξεταζόμενους ή περιπτώσεις υποδημάτων καθότι τα διαγράμματα που παρέχει είναι σε απόλυτο χρόνο και όχι σε ποσοστό του κύκλου βάρδισης. Έτσι χρειάστηκε να γίνει ποσοτικοποίηση του χρόνου και επεξεργασία των αποτελεσμάτων μέσω του excel ώστε να μπορέσουμε να βγάλουμε το μέσο όρο για κάθε περίπτωση και να παραχθούν αντίστοιχα διαγράμματα σαν αυτά που παρουσιάστηκαν στα πειραματικά αποτελέσματα, ώστε να γίνει καλύτερη και ευκολότερη σύγκριση των περιπτώσεων.

Μέσα από τις παραπάνω διαδικασίες προέκυψαν τα διαγράμματα 3.2, 3.3 και ο πίνακας 3.1. Συγκριτικά με τα πειραματικά αποτελέσματα υπάρχουν κάποιες διαφοροποιήσεις στις χαμηλότερες κλίσεις πέλματος αλλά πολύ μικρές στις δύο μεγαλύτερες κλίσεις που παραμένουν και αυτές με το μικρότερο εύρος κίνησης καθώς και την μικρότερη μέγιστη κάμψη. Ταυτόχρονα οι δύο ψηλότερες κλίσεις πέλματος και στο υπολογιστικό μοντέλο, όπως και στα πειραματικά αποτελέσματα, στην αρχή της μέσης στήριξης, παρουσιάζουν την μέγιστη κάμψη σε σχέση με τις άλλες περιπτώσεις.



Διάγραμμα 3.2: Γωνία κάμψης - έκτασης, OpenSim.



Διάγραμμα 3.3: Μέγιστη γωνία κάμψης – OpenSim.

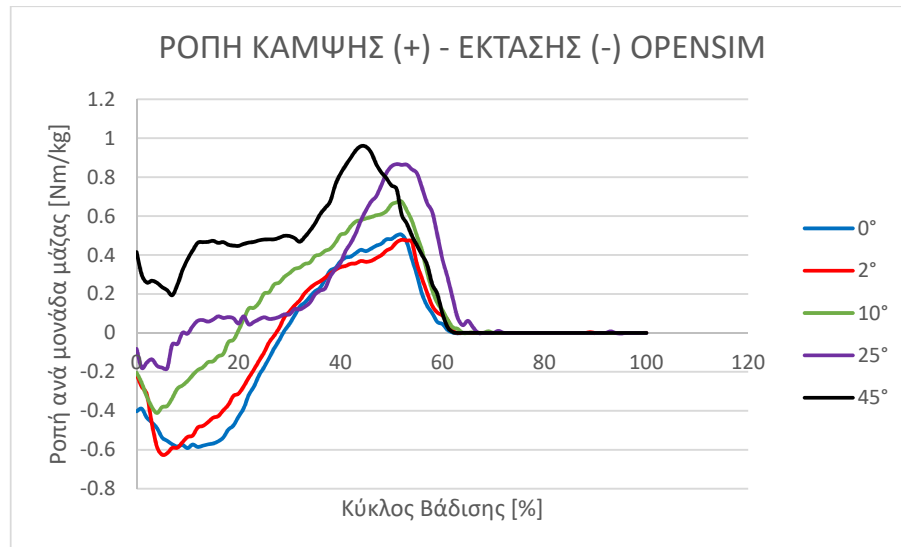
**Πίνακας 3.1:** Εύρος κίνησης γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο - OpenSim.

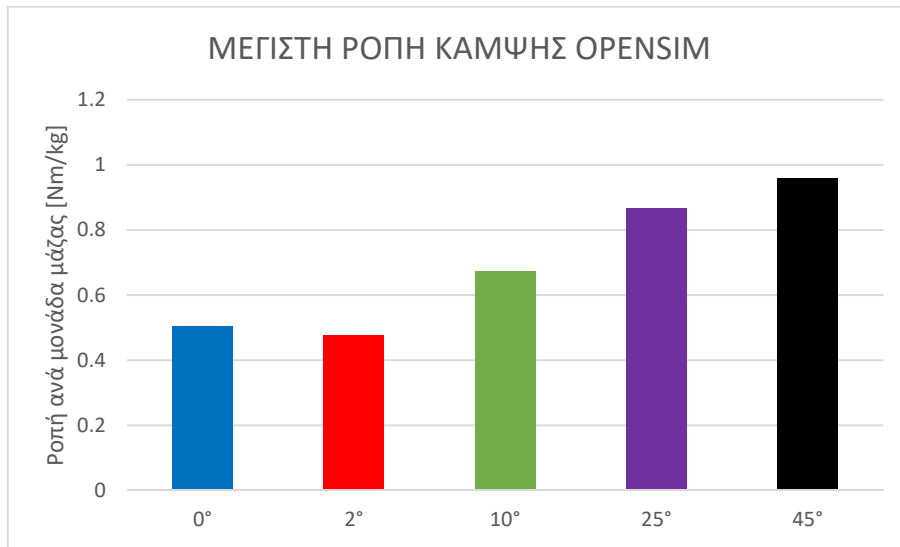
ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	
Κλίση Πέλματος	Εύρος Κίνησης [°]
0°	63.51
2°	71.50
10°	67.94
25°	59.39
45°	57.29

Το OpenSim δεν παρέχει κινηματικά δεδομένα γόνατος για τα άλλα δύο επίπεδα.

### 3.3.2 ΚΙΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ίδια διαδικασία με αυτή που ακολουθήθηκε για την εξαγωγή των κινηματικών αποτελεσμάτων, πραγματοποιήθηκε και για τα κινητικά. Στο διάγραμμα παρουσιάζονται οι ροπές κάμψης έκτασης για τις πέντε κλίσεις πέλματος.

**Διάγραμμα 3.4:** Ροπή κάμψης - έκτασης, OpenSim.



Διάγραμμα 3.5: Μέγιστη ροπή κάμψης – OpenSim.

Πίνακας 3.2: Εύρος ροπής στο οβελιαίο επίπεδο - OpenSim.

ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	
Κλίση Πέλματος	Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας[Nm/kg]
0°	1.10
2°	1.10
10°	1.09
25°	1.05
45°	0.96

Στην παρούσα ανάλυση, η σύγκριση του πειραματικού διαγράμματος με του υπολογιστικού μοντέλου OpenSim αποκάλυψε μια σημαντική ποιοτική συσχέτιση. Κάτι που φάνηκε και στην γωνία κάμψης. Αυτό είναι ενθαρρυντικό, καθώς δείχνει ότι το μοντέλο μπορεί να αναπαραστήσει με ακρίβεια την μηχανική στο γόνατο που κατά τη βάρδια σε



διαφορετικές κλίσεις πέλματος. Ωστόσο, η ποσοτική συσχέτιση δεν ήταν τόσο έντονη, υποδηλώνοντας ότι, ενώ το μοντέλο ακολουθεί τη γενική συμπεριφορά, υπάρχουν διαφορές στις ακριβείς τιμές της ροπής κάμψης που πρέπει να εξεταστούν περαιτέρω.

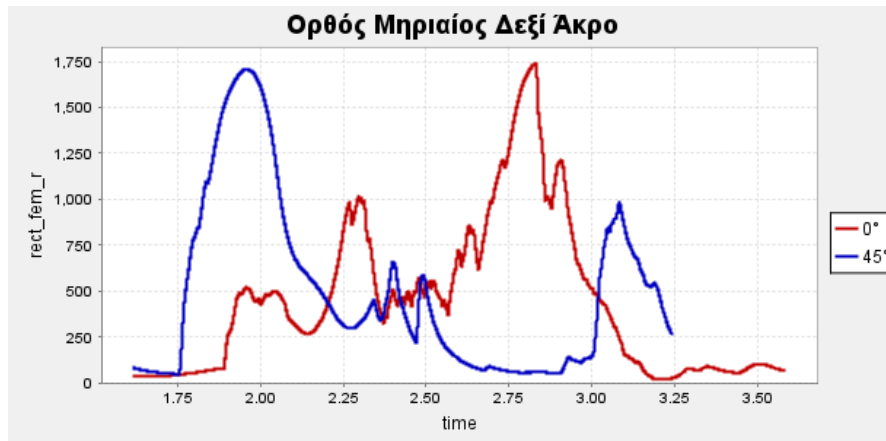
Στις περιπτώσεις αυξημένων κλίσεων πέλματος, το μοντέλο προέβλεψε μια αυξημένη καμπτική ροπή, συμφωνώντας με τα πειραματικά ευρήματα. Η διαφοροποίηση της καμπύλης στην φάση στήριξης για την περίπτωση των 45° σε σχέση με τις υπόλοιπες κλίσεις πέλματος εμφανίζεται και στο υπολογιστικό μοντέλο όπως και στα πειραματικά αποτελέσματα.

Παρ' όλα αυτά, μια σημαντική διαφορά παρατηρήθηκε στο εύρος της ροπής. Στο υπολογιστικό μοντέλο, το εύρος της ροπής εμφανίζεται να είναι αντίστροφο σε σχέση με τα πειραματικά αποτελέσματα για τις πέντε κλίσεις. Αυτό υποδηλώνει ότι, ενώ το μοντέλο μπορεί να προσομοιώσει την τάση της καμπτικής ροπής, η ακριβής ποσοτική πρόβλεψη της ροπής απαιτεί βελτίωση.

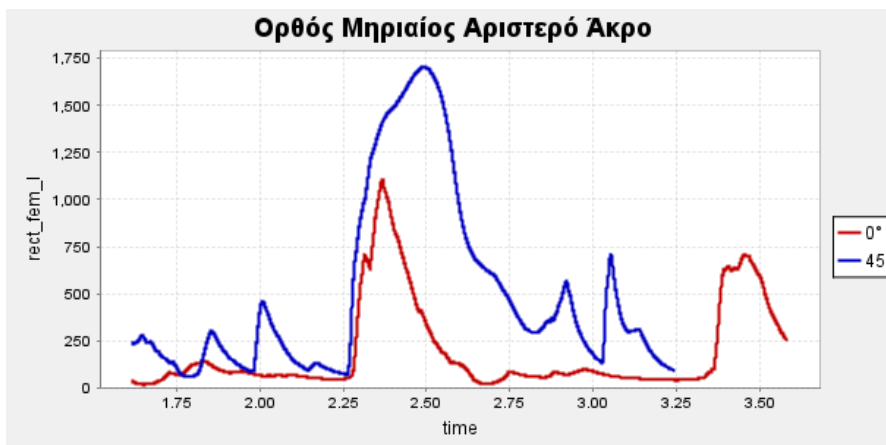
### 3.3.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΣ ΜΥΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ

Όπως και στην περίπτωση των EMG έτσι και εδώ θα παρουσιαστούν οι τέσσερις μυϊκές ομάδες συγκρίνοντας μόνο τις δύο ακραίες πελματιαίες κλίσεις σε αριστερό και δεξί κάτω άκρο. Η σύγκριση αυτή θα μας παρέχει πληροφορίες για την ένταση της μυϊκής διέγερσης και θα μας επιτρέψει να κάνουμε σύγκριση αναφορικά με τα αποτελέσματα των EMG. Τα αποτελέσματα αυτά δεν δέχτηκαν περαιτέρω επεξεργασία καθώς θα παρουσιαστούν ξεχωριστά για κάθε πόδι και ο κύκλος βάρδισης δεν διέφερε τόσο ανάμεσα στις κλίσεις πέλματος οπότε μπορεί να γίνει ποιοτική αλλά και ποσοτική σύγκριση.

Η δύναμη σε ορθό μηριαίο αποτυπώνεται στα διαγράμματα 3.4 α και β, για αριστερό και δεξί κάτω άκρο αντίστοιχα.



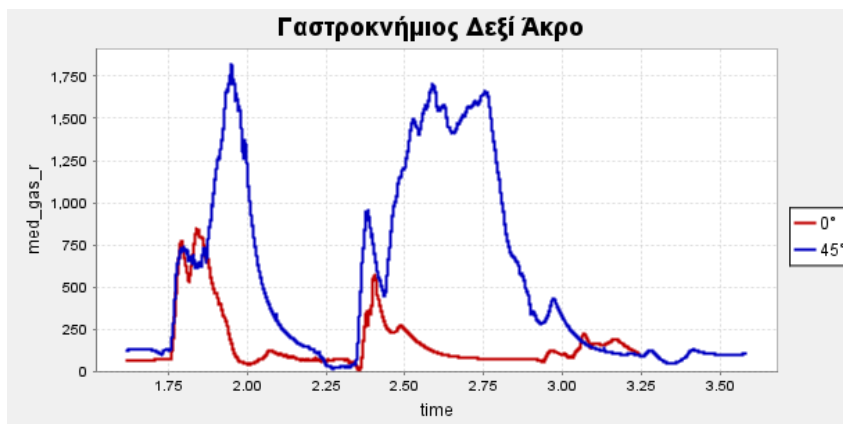
(α)



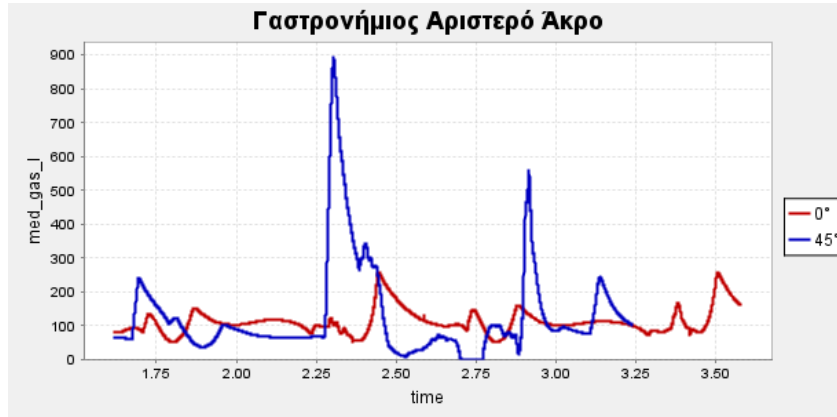
(β)

Διάγραμμα 3.6: Ορθός Μηριαίος (α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο

Για τον γαστροκνήμιο μυ προέκυψαν τα διαγράμματα 3.5 α και β για δεξί και αριστερό αντίστοιχα πόδι.



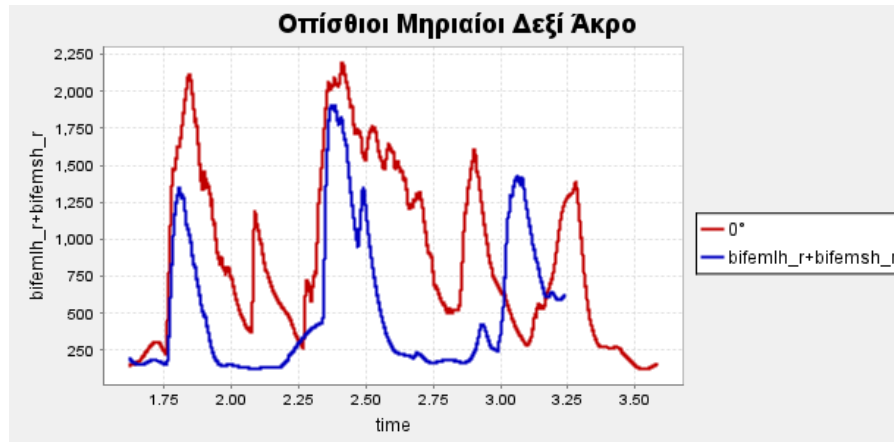
(α)



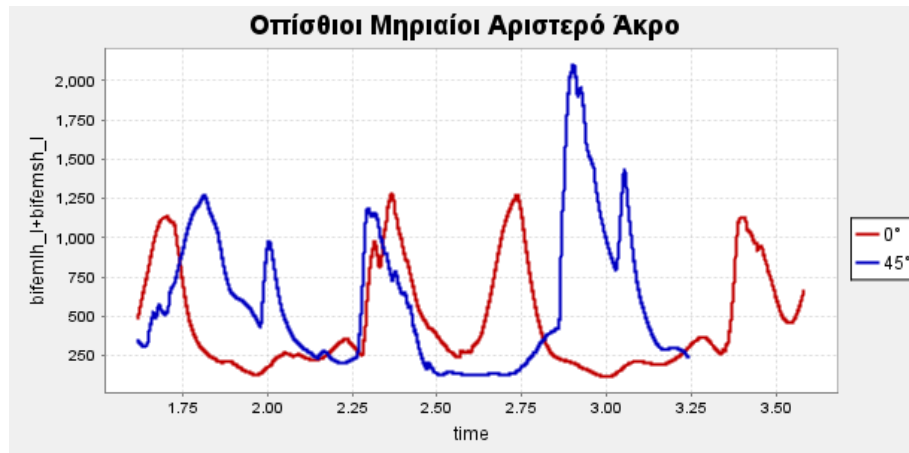
(β)

Διάγραμμα 3.7: Γαστροκνήμιος (α) δεξιού, (β) αριστερού ποδιού.

Για τους οπίσθιους μηριαίους μύες προέκυψαν τα διαγράμματα 3.6 α και β για δεξί και αριστερό αντίστοιχα πόδι.



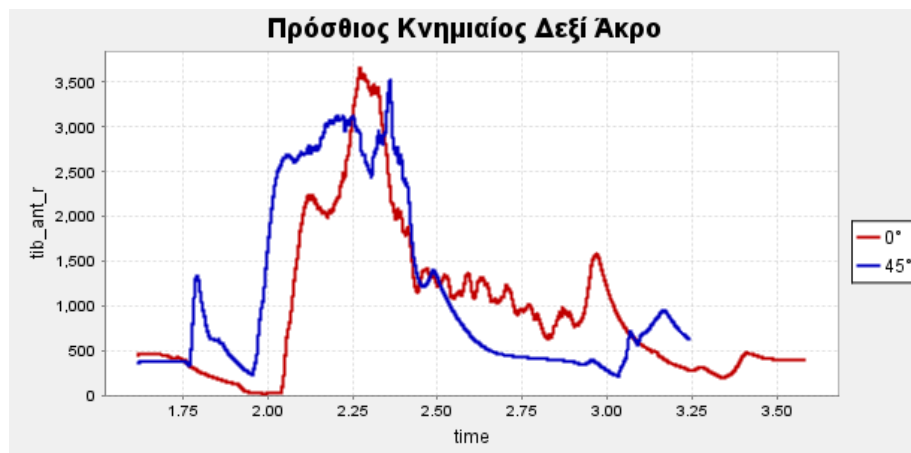
(α)



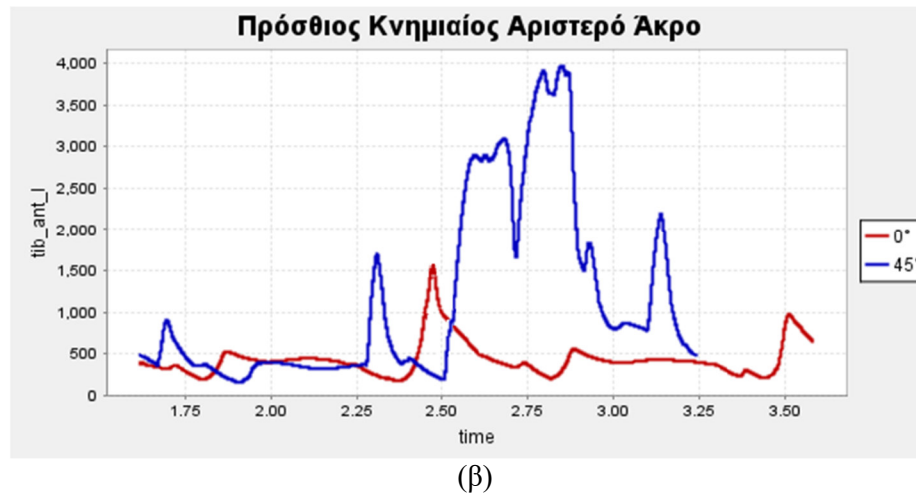
(β)

Διάγραμμα 3.8: Οπίσθιοι Μηριαίοι (α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο.

Για τέλος για τον πρόσθιο κνημιαίο παράχθηκαν τα διαγράμματα 3.7 α και β για δεξί και αριστερό αντίστοιχα πόδι.



(α)



Διάγραμμα 3.9: Πρόσθιος Κνημιαίος(α) δεξί άκρο, (β) αριστερό άκρο.

Από τη σύγκριση των διαγραμμάτων, παρατηρείται ότι ο ορθός μηριαίος και ο γαστροκνήμιος μυς εμφανίζουν αυξημένη ένταση διέγερσης στις 45° σε σχέση με τις 0°. Αντίθετα, οι ανταγωνιστικοί μύες, οι οπίσθιοι μηριαίοι και ο πρόσθιος κνημιαίος, δεν εμφανίζουν την ίδια αντιστροφή στην ένταση διέγερσης μεταξύ των δύο κλίσεων, αλλά διατηρούν σταθερά επίπεδα έντασης σύσπασης. Αυτό υποδηλώνει μια σημαντική ταύτιση μεταξύ των πραγματικών μετρήσεων EMG και των προβλέψεων του υπολογιστικού μοντέλου.

Στο Παράρτημα Α παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα από την πειραματική διαδικασία και από το υπολογιστικό μοντέλο.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η αξιολόγηση των πειραματικών αποτελεσμάτων αποκάλυψε σημαντικές διαφορές στα χωροχρονικά δεδομένα στην κλίση των  $45^\circ$  σε σχέση με τις άλλες κλίσεις του πέλματος. Παρατηρήθηκε μείωση του ρυθμού βηματισμού, του μήκους διασκελισμού, της φάσης στήριξης και, σε μεγαλύτερο βαθμό, της διπλής στήριξης, καθώς και αύξηση της φάσης αιώρησης. Η πιθανή αιτία αυτών των αλλαγών φαίνεται να είναι η ανάγκη για τοποθέτηση του κέντρου βάρους πάνω από το πέλμα για την επίτευξη καλύτερης ισορροπίας, λόγω της μικρής και ασταθούς επιφάνειας στήριξης στην φτέρνα. Ωστόσο, αυτή η ανάγκη για μεγαλύτερη ισορροπία οδηγεί σε ταχύτερη εμφάνιση κόπωσης, καθώς η επιφάνεια επαφής μειώνεται και η στήριξη περιορίζεται σε ένα άκρο για μεγαλύτερη διάρκεια.

Από τα κινηματικά αποτελέσματα, διαπιστώθηκε άμεση σχέση μεταξύ του εύρους κίνησης της άρθρωσης του γόνατος και της κλίσης του πέλματος. Αυξημένες κλίσεις πέλματος συνδέονται με μειωμένο εύρος κίνησης σε κάμψη και αυξημένο σε στρέψη. Το υπολογιστικό μοντέλο επιβεβαίωσε τη μειωμένη κινητικότητα στις μεγαλύτερες κλίσεις και παρουσίασε ελάχιστες διαφορές για τις μικρότερες.

Από τα κινητικά αποτελέσματα, στο οβελιαίο επίπεδο, οι μεγάλες κλίσεις πέλματος συνεπάγονται αυξημένη καμπτική ροπή στο γόνατο, ένα εύρημα που θεωρείται σημαντικό λόγω της σχέσης του με την ανάπτυξη ή εξέλιξη της οστεοαρθρίτιδας γόνατος [27]. Επιπλέον, στις μεγαλύτερες κλίσεις παρουσιάστηκε και το μεγαλύτερο εύρος ροπής κάμψης – έκτασης, που αυξάνει την κόπωση στο γόνατο.

Στο μετωπιαίο επίπεδο, δεν παρατηρήθηκε σαφής επίδραση της κλίσης πέλματος στο μέγεθος της ροπής, αλλά υπήρξε μειωμένη ροπή προσαγωγής στις  $45^\circ$ . Αυτό αποτελεί παράγοντα επιδείνωσης του πόνου σε ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα γόνατος, καθώς ο πόνος

κατά την βάδιση είναι αντιστρόφως ανάλογος της ροπής προσαγωγής και ανάλογος της ροπής κάμψης [28], περίπτωση που περιγράφεται ακριβώς από τα αποτελέσματα της πιο αυξημένης κλίσης πέλματος.

Οι ηλεκτρομυογράφοι (EMG), αποκάλυψαν ότι ο Ορθός Μηριαίος και Γαστροκνήμιος υφίστανται αρνητική επίδραση από τις  $45^\circ$  λόγω αυξημένης και παρατεταμένης σύσπασης, με αποτέλεσμα να επέλθει ταχύτερα μυϊκός κάματος. Αντίθετα, οι ανταγωνιστές μύες δεν εμφάνισαν σημαντικές διαφορές στην απόκρισή τους μεταξύ των δύο κλίσεων. Επιπλέον, η αντιστροφή στην ένταση μεταξύ των ανταγωνιστικών μυών δεν ήταν αναλογική για τις δύο κλίσεις, καθώς η αυξημένη έντασης και διάρκειας σύσπαση του Ορθού Μηριαίου και Γαστροκνήμιου στις  $45^\circ$  σε σύγκριση με τις  $0^\circ$  ήταν πολύ μεγαλύτερη από την ελάχιστη μείωση που παρατηρήθηκε στους οπίσθιους μηριαίους και τον πρόσθιο κνημιαίο.

Τέλος, το υπολογιστικό μοντέλο που αναπτύχθηκε μέσω του λογισμικού OpenSim, παρακολουθεί ποιοτικά τα πειραματικά τόσο για την γωνία κάμψης-έκτασης του γόνατος όσο και για την ροπή κάμψης και τη μυϊκή δραστηριότητα.

**ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ**

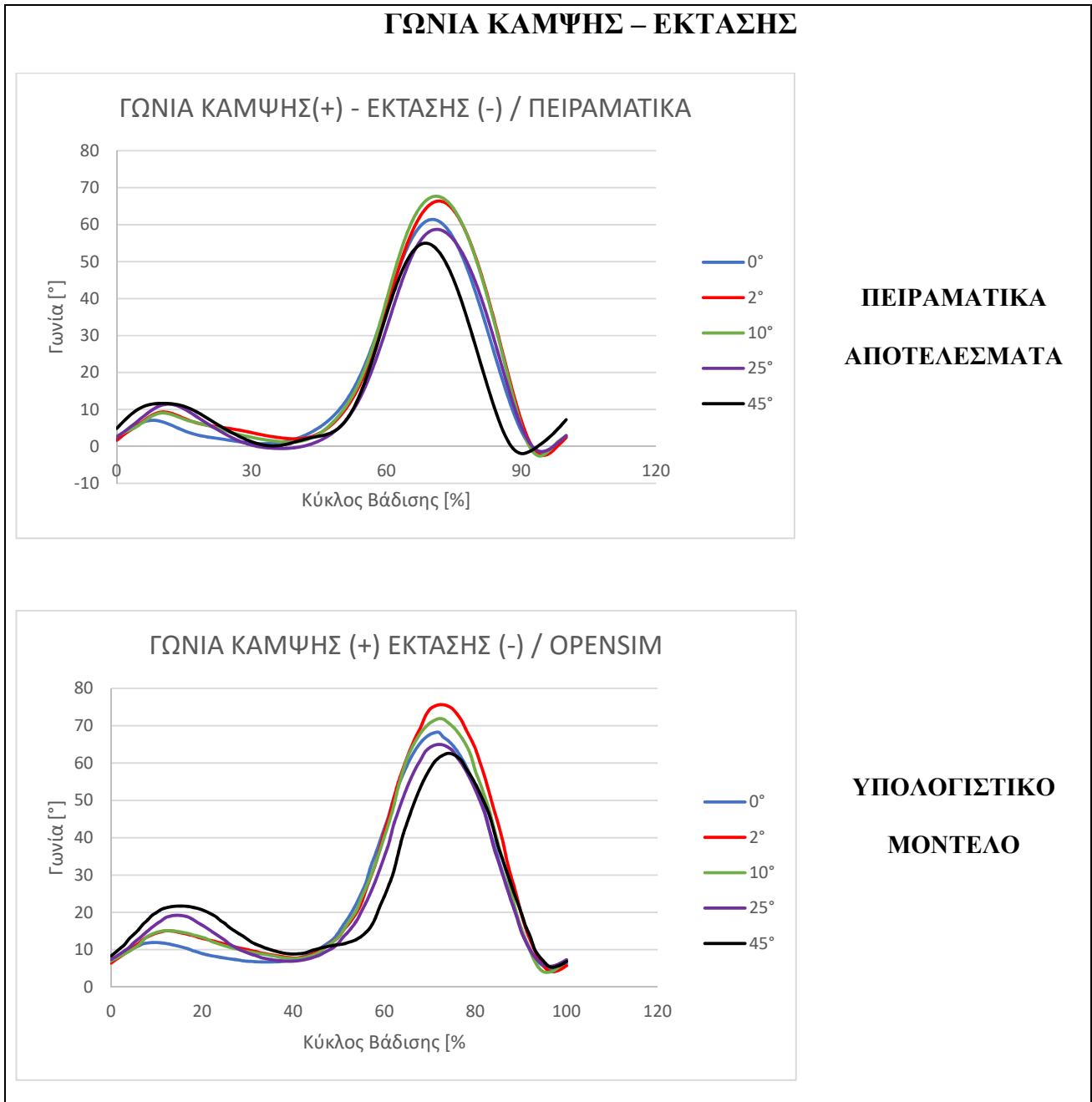
Η παρούσα εργασία μπορεί να εξελιχθεί με την προσθήκη μεγαλύτερου πλήθους εξεταζόμενων, καθώς οι οικονομικές και χρονικές δυνατότητες οδήγησαν στον περιορισμό του πλήθους σε τρεις εξεταζόμενες. Επιπλέον, ιδιαίτερα σημαντική είναι και η προσθήκη στατιστικολόγου στην ερευνητική διαδικασία για την ορθότερη αξιολόγηση των αποτελεσμάτων. Τέλος σημαντική είναι και η επιπλέον ανάπτυξη του υπολογιστικού μοντέλου, κατόπιν των επιπλέον εργαστηριακών δοκιμών, ώστε να αναπτυχθεί ψηφιακό μοντέλο κατάλληλο να προσομοιώσει επαρκώς τα πειραματικά δεδομένα.



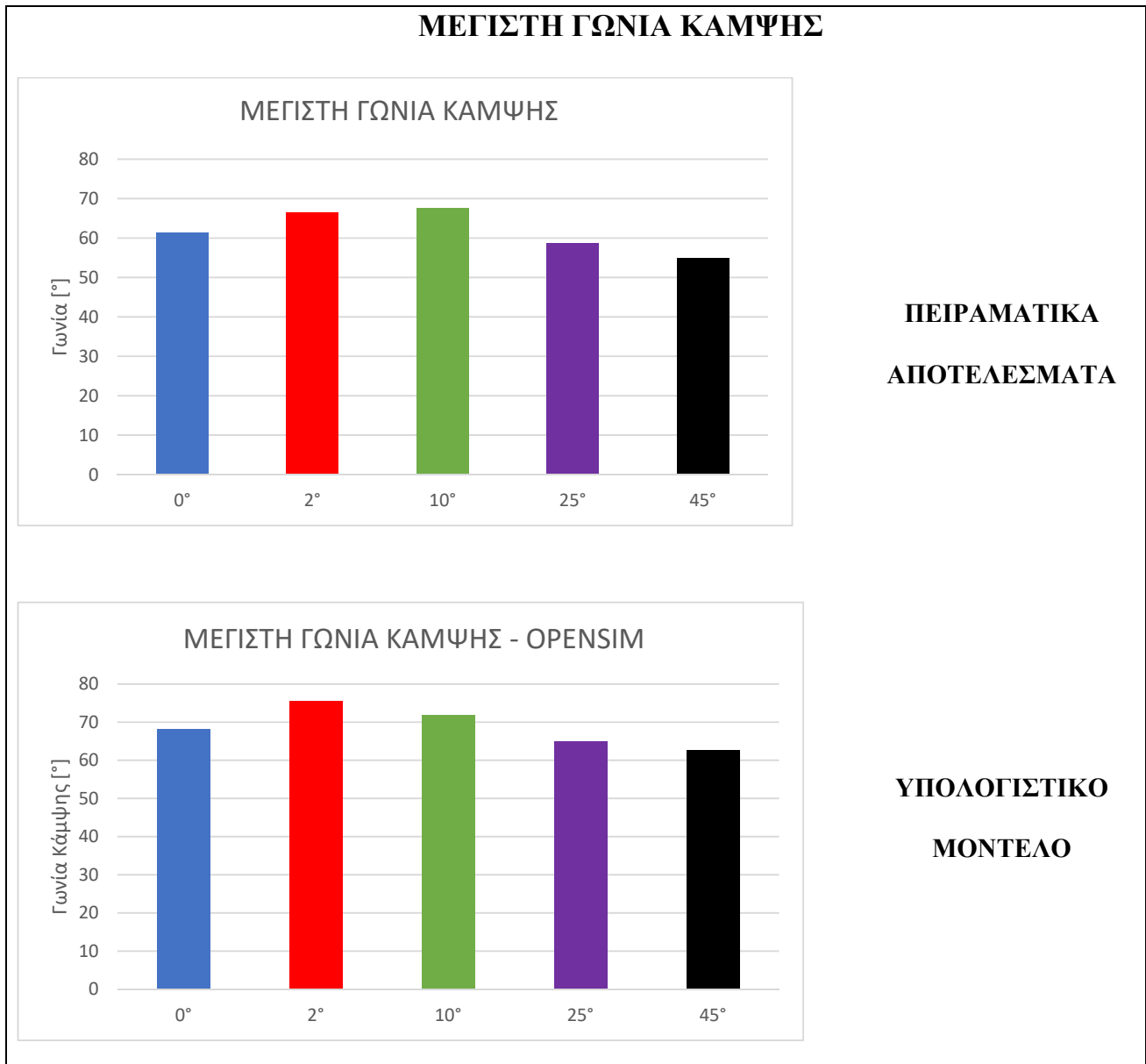
**A. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ**

**ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.**

**Πίνακας A.1** Σύγκριση γωνίας κάμψης – έκτασης



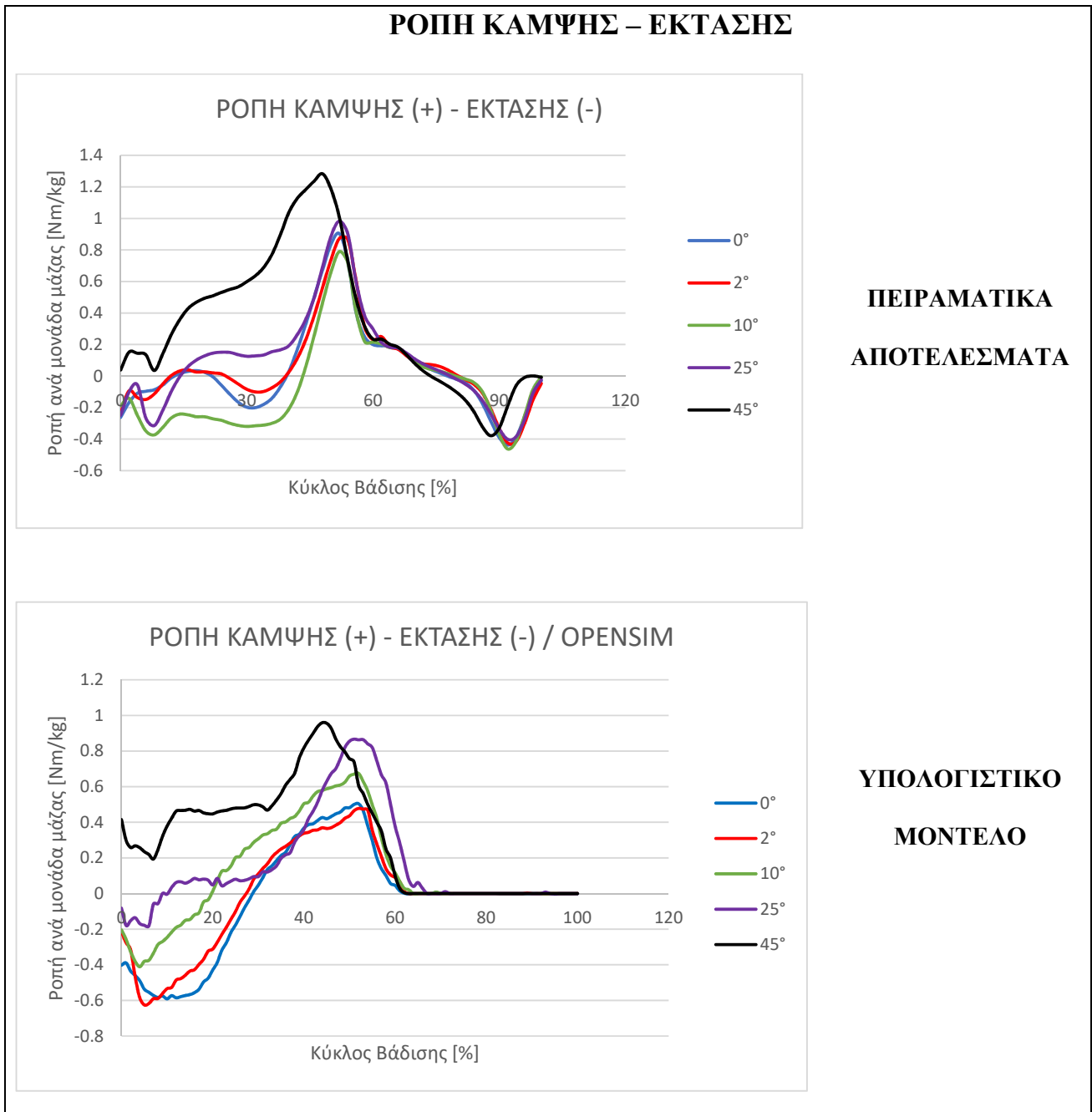
**Πίνακας Α.2:** Σύγκριση μέγιστης γωνίας κάμψης



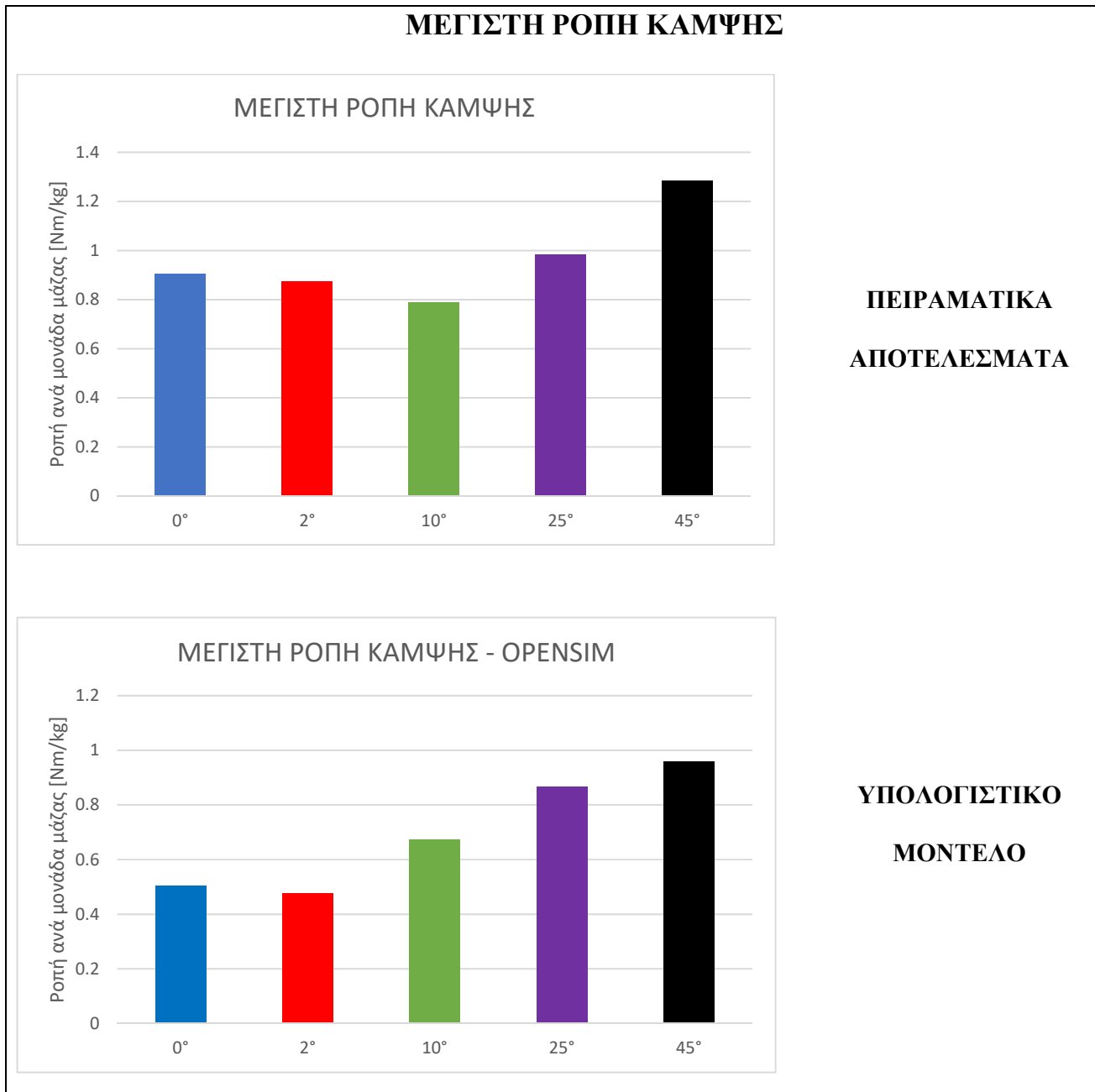
Πίνακας Α.3: Σύγκριση εύρους κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο

<b>ΕΥΡΟΣ ΚΙΝΗΣΗΣ</b>		
<b>ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ</b>		
<b>Κλίση Πέλματος</b>	<b>ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ - Εύρος Κίνησης [°]</b>	<b>ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ - Εύρος Κίνησης [°]</b>
0°	62.91	63.51
2°	68.54	71.50
10°	70.08	67.94
25°	59.89	59.39
45°	56.76	57.29

Πίνακας Α.4: Σύγκριση ροπής κάμψης - έκτασης



**Πίνακας Α.5:** Σύγκριση μέγιστης ροπής κάμψης



**Πίνακας Α.6:** Σύγκριση εύρους τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας στο οβελιαίο επίπεδο**ΕΥΡΟΣ ΤΙΜΩΝ ΡΟΠΗΣ ΑΝΑ ΜΟΝΑΔΑ ΜΑΖΑΣ**

<b>ΟΒΕΛΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ</b>		
<b>Κλίση Πέλματος</b>	<b>ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ</b>	
	<b>ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΑ - Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας [Nm/kg]</b>	<b>ΜΟΝΤΕΛΟ - Εύρος τιμών ροπής ανά μονάδα μάζας [Nm/kg]</b>
0°	1.34	1.10
2°	1.30	1.10
10°	1.25	1.09
25°	1.38	1.05
45°	1.66	0.96

**ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ**

1. Wikipedia (2024) Gait (human). Διαθέσιμο στο: [https://en.wikipedia.org/wiki/Gait\\_\(human\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Gait_(human)). (Πρόσβαση: 10 Ιανουαρίου 2024).
2. Physiopedia (2024) Gait Definitions. Διαθέσιμο στο: [https://www.physio-pedia.com/Gait\\_Definitions](https://www.physio-pedia.com/Gait_Definitions) (Πρόσβαση: 10 Ιανουαρίου 2024).
3. Kenhub (2023) Gait Cycle: phases, muscles and joints involved. Διαθέσιμο στο: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/gait-cycle> (Πρόσβαση: 15 Νοεμβρίου 2024).
4. Di Gregorio, R., Vocenas, L. (2021) ‘Identification of Gait-Cycle Phases for Prosthesis Control’, *Biomimetics*, 6(2). Διαθέσιμο στο: <https://www.mdpi.com/2313-7673/6/2/22> (Πρόσβαση: 15 Νοεμβρίου 2023). doi:10.3390/biomimetics6020022.
5. Wikipedia (2024) Gait Analysis. Διαθέσιμο στο: [https://en.wikipedia.org/wiki/Gait\\_analysis](https://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis) (Πρόσβαση: 10 Ιανουαρίου 2024).
6. Varrecchia, T., Castiglia, S.F., Ranavolo, A., Conte, C., Tatarelli, A., Coppola, G., Di Lorenzo, C., Draicchio, F., Pierelli, F. & Serrao, M. (2021) ‘An artificial neural network approach to detect presence and severity of Parkinson’s disease via gait parameters’, *PLOS ONE*, 16(2), e0244396. doi:10.1371/journal.pone.0244396.
7. Guo, Y., Yang, J., Liu, Y., Chen, X. & Yang, G-Z. (2022) ‘Detection and assessment of Parkinson’s disease based on gait analysis: A survey’, *Frontiers in Aging Neuroscience*, 14, Article 916971. doi:10.3389/fnagi.2022.916971.
8. Di Biase, L., Di Santo, A., Caminiti, M.L., De Liso, A., Shah, S.A., Ricci, L., Di Lazzaro, V. (2020) ‘Gait Analysis in Parkinson’s Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring’, *Sensors*, 20(12), E3529. doi:10.3390/s20123529.
9. Australian Podiatry Association (2024) Gait Analysis. Διαθέσιμο στο: <https://www.podiatry.org.au/foot-health-resources/gait-analysis> (Πρόσβαση: 10 Ιανουαρίου 2024).
10. M. Nordin, V. H. Frankel, (2019), «Βασική Εμβιομηχανική του μυοσκελετικού συστήματος», τέταρτη έκδοση, Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Λαγός Δημήτριος.
11. S. D. Masouros, A. M. J. Bull, and A. A. Amis, “(i) Biomechanics of the knee joint,” *Orthopaedics and Traumatology*, vol. 24, no. 2, pp. 84–91, 2010.

12. Zhang, L., Liu, G., Han, B., Wang, Z., Yan, Y., Ma, J., Wei, P. (2020) 'Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review', *Applied Bionics and Biomechanics*. Διαθέσιμο στο: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2020/7451683/>
13. M.M.Wiedemeijer, "Effects of high heeled shoes on gait. A review" *Gait & Posture*, Volume 61, March 2018, Pages 423-430.
14. Smallwood, Lorraine, 2018, "'The Influence of High Heel Shoes and Toe Walking on Gait Kinematics and Kinetics", Auburn University.
15. Sadiq J. Hamandi and Duaa M. Ruken 2020 " Biomechanical study with kinematic and kinetic descriptions of the effect of high-heeled shoes in healthy adult females based on gait analysis" *IOP Conf. Ser.: Mater. Sci. Eng.* 671 012063
16. Linh Y. Nguyen, Kelsey D.Harris, Kimberly M.Morelli, Liang-Ching Tsai, "Increased knee flexion and varus moments during gait with high-heeled shoes: A systematic review and meta-analysis", *Gait & Posture*, Volume 85, March 2021, Pages 117-125.
17. H.V. Kurup FRCS (Orth), C.I.M. Clark FRCS (Orth), R.K. Dega FRCS (Orth), "Footwear and orthopaedics", *Foot and Ankle Surgery*, Volume 18, Issue 2, June 2012, Pages 79-83.
18. VICON. Lower body modeling with Plug in Gait, Εικόνα, Διαθέσιμο στο: <https://docs.vicon.com/display/Nexus213/Lower+body+modeling+with+Plug-in+Gait> (Πρόσβαση: 23 Νοεμβρίου 2022).
19. David A. Winter (1987), "The Biomechanics and Motor Control of Human Gait", Waterloo Biomechanics. ISBN 0-88898-078-7.
20. Καβρουδάκης, Ε. Οπίσθιοι Μηριαίοι :: Αθλητιατρική. Διαθέσιμο στο: <https://www.arthroscopicsurgery.gr/Athlitiatriki/Opisthioi-Miriaioi> (Πρόσβαση: 12 Σεπτεμβρίου 2023).
21. Athlete's Choice Massage. Tibialis Anterior Muscle Recovery - Stepping Up Healing. Διαθέσιμο στο: <https://athleteschoicemassage.ca/home-care/tibialis.-anterior-muscle-injuries-treatment/> (Πρόσβαση: 12 Σεπτεμβρίου 2023).
22. OpenSim Project Home, SimTK, διαθέσιμο στο: <https://simtk.org/projects/opensim> (Πρόσβαση: 23 Φεβρουαρίου 2024).
23. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E. and Thelen, D.G., 2007. OpenSim: open-source software to create



- and analyze dynamic simulations of movement. IEEE transactions on biomedical engineering, 54(11), pp.1940-1950.
24. OpenSim Documentation, OpenSim, Διαθέσιμο στο: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/OpenSim+Documentation> (Accessed: 23 Φεβρουαρίου 2024).
  25. OpenSim (2024) Musculoskeletal Models. Διαθέσιμο στο: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Musculoskeletal+Models> (Πρόσβαση: 25 Φεβρουαρίου 2024).
  26. OpenSim ‘Tutorial 1 - Intro to Musculoskeletal Modeling’, OpenSim Documentation. Διαθέσιμο στο: <https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/Tutorial+1+-+Intro+to+Musculoskeletal+Modeling> (Πρόσβαση: 24 Φεβρουαρίου 2024).
  27. Kerrigan, D. C., Johansson, J. L., Bryant, M. G., Boxer, J. A., Della Croce, U., & Riley, P. O. (2005). Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, VOLUME 86, ISSUE 5, P871-875.
  28. Huang, C., Chan, PK., Chiu, KY. et al. Exploring the relationship between pain intensity and knee moments in participants with medial knee osteoarthritis: a cross-sectional study. BMC Musculoskeletal Disorders, Volume 22, Article number: 685, August 2021.