



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΓΕΝΙΚΟ ΤΜΗΜΑ ΛΑΜΙΑΣ

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΤΗΝ «ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Διερεύνηση της μεταβολής της δυναμικής βλαισότητας
γόνατος μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών ισχίου σε
γυναίκες»**

Διπλωματική/Ερευνητική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Γενικό Τμήμα Λαμίας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον/την

Λαγουβάρδου Ελευθερία

MΑΡΤΙΟΣ 2022

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΓΕΝΙΚΟ ΤΜΗΜΑ ΛΑΜΙΑΣ

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΤΗΝ «ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Διερεύνηση της μεταβολής της δυναμικής βλαισότητας
γόνατος μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών ισχίου σε
γυναίκες»**

Διπλωματική/Ερευνητική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Γενικό Τμήμα Λαμίας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον/την

Λαγουβάρδου Ελευθερία

Δήλωση Αυθεντικότητας, ζητήματα Copyright

«Η μεταπτυχιακή φοιτήτρια που εκπόνησε την παρούσα ερευνητική πρόταση φέρει ολόκληρη την ευθύνη προσδιορισμού της δίκαιης χρήσης του υλικού, η οποία ορίζεται στη βάση των εξής παραγόντων: του σκοπού και χαρακτήρα της χρήσης (μη-εμπορικός, μη κερδοσκοπικός, αλλά εκπαιδευτικός-ερευνητικός), της φύσης του υλικού που χρησιμοποιεί (τμήμα του κειμένου, πίνακες, σχήματα, εικόνες κ.λ.π.), του ποσοστού και της σημαντικότητας του τμήματος που χρησιμοποιεί σε σχέση με το όλο κείμενο υπό copyright και των πιθανών συνεπειών της χρήσης αυτής στην αγορά ή την γενικότερη αξία του υπό copyright κειμένου»

MΑΡΤΙΟΣ 2022

ΣΕΛΙΔΑ ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

Η παρούσα εργασία εγκρίθηκε ομόφωνα από την τριμελή εξεταστική επιτροπή ή οποία ορίστηκε από την Γ.Σ.Ε.Σ. του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, σύμφωνα με το νόμο και τον εγκεκριμένο Οδηγό Σπουδών του Π.Μ.Σ. « Προηγμένη Φυσικοθεραπεία ».

Τα μέλη της επιτροπής ήταν:

- Πουλής Ιωάννης, αναπληρωτής καθηγητής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, σχολή επιστημών Υγείας, Τμήμα φυσικοθεραπείας (Επιβλέπων)
- Κέλλης Ελευθέριος, Καθηγητής, Πανεπιστήμιο Σερρών, Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και αθλητισμού
- Στριμπάκος Νικόλαος, Καθηγητής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, σχολή επιστημών Υγείας, Τμήμα φυσικοθεραπείας

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός: Διερεύνηση της μεταβολής της Δυναμικής Βλαιοσύτητας Γόνατος (Δ.Β.Γ.), μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών ισχίου σε γυναίκες κατά το Μονοποδικό Κάθισμα (Μ.Κ.) και την Μονοποδική Προσγείωση (Μ.Π.). Δευτερογενώς εξετάστηκαν 1) η σχέση μεταξύ της Μέσης Μέγιστης Ροπής (Μ.Μ.Ρ.) των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο και 2) η σχέση της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών μετά από κόπωση, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο.

Μεθοδολογία: Συμμετείχαν 23 σωματικά δραστήριες γυναίκες 18 έως 28 ετών. Η δυναμομέτρηση και η διαδικασία της κόπωσης απαγωγών πραγματοποιήθηκε με ισοκινητικό δυναμόμετρο. Η ποσοτική ανάλυση της Δ.Β.Γ. πραγματοποιήθηκε στη μέγιστη μηροκνημιαία γωνία που παρουσιάστηκε στο μετωπιαίο επίπεδο, μέσω της εφαρμογής Κίνονεα κατά την διάρκεια του Μ.Κ. και της Μ.Π.

Αποτελέσματα: Διαπιστώθηκε ότι η Δ.Β.Γ. μειώνεται μετά από κόπωση των απαγωγών στην δοκιμασία της Μ.Π. ($p=0,035$). Δεν βρέθηκε συσχέτιση μεταξύ της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών και της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Παρατηρήθηκε ήπια ως μέτρια αρνητική συσχέτιση ($r=-0,476$, $p=0,022$), μεταξύ της απόλυτης Μ.Μ.Ρ. μετά από το πρωτόκολλο κόπωσης και της κίνησης γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο στη δοκιμασία της Μ.Π..

Συμπεράσματα: Η Δ.Β.Γ. φαίνεται να μειώνεται μετά από κόπωση απαγωγών στην Μ.Π. Η κόπωση φαίνεται να προκάλεσε αντισταθμιστικές αλλαγές στα κινητικά πρότυπα γειτονικών αρθρώσεων. Απαιτείται περαιτέρω μελέτη για τις επιδράσεις της κόπωσης των απαγωγών ισχίου στο κάτω άκρο σε μονοποδικές δοκιμασίες. Δεν βρέθηκε συσχέτιση μεταξύ της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών και της Δ.Β.Γ., ωστόσο παρουσιάστηκε μέτρια αρνητική συσχέτιση μεταξύ της Δ.Β.Γ και της Μ.Μ.Ρ των απαγωγών μετά από το πρωτόκολλο της κόπωσης στην διάρκεια της Μ.Π. Αυτό υποδηλώνει ότι η Δ.Β.Γ εξαρτάται περισσότερο από την αντοχή των απαγωγών συγκριτικά με την δύναμη των απαγωγών ισχίου. Μελλοντικές μελέτες θα πρέπει να εξετάσουν αν η αντοχή των απαγωγών θα πρέπει να αποτελέσει ένα αναπόσπαστο κομμάτι των προγραμμάτων πρόληψης τραυματισμών στην άρθρωση του γόνατος.

Λέξεις κλειδιά: κόπωση, απαγωγοί ισχίου, δυναμική βλαιοσύτητα γόνατος, μονοποδική προσγείωση, μονοποδικό κάθισμα.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ

Purpose: Investigation of the variation of Dynamic Knee Valgus (D.K.V), after isokinetic fatigue of the hip abductors in physically active women during the Single Leg Squat (S.L.S) and Single Leg Landing (S.L.L.). Secondary examined 1) the correlation between Mean Peak Moment (M.P.M.) of hip abductors with the frontal plane knee movement and 2) the correlation between M.P.M. of hip abductors after fatigue protocol, with frontal plane knee movement.

Methodology: 23 physically active women aged 18 to 28 years participated in the study. Abductor torque evaluation and hip abductor fatigue process were achieved with the isokinetic Dynamometer Biodex System Pro. The assessment of D.K.V. performed at the Maximum Tibiofemoral Angle of frontal plane, through the functional tests with the Kinovea application.

Results: D.K.V. decreases after fatigue abductors' protocol with statistically significant results during the S.L.L. ($p=0.035$). No correlation was found between abductors' M.P.M. and D.K.V. in both functional tests. A mild negative correlation was observed ($r=-0.476$, $p=0.022$), between abductors' M.P.M. after the fatigue protocol and D.K.V., during the SLL.

Conclusions: D.K.V. seems to decrease after the fatigue protocol in the S.L.L. Fatigue probably causes compensatory adjustments and changes in the movement patterns of other joints. No correlation was found between abductors' M.P.M and D.K.V., however a mild negative correlation was observed between abductors' M.P.M. after fatigue protocol and D.K.V. during the SLL. This indicates that D.K.V. is more affected by abductor endurance than abductor strength. Future studies should examine if hip abductor endurance must be an integral part of contemporary injury prevention programs.

Key Words: fatigue, hip abductors, dynamic knee valgus, single leg landing, single leg squat.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Με αφορμή την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τα πρόσωπα που με την υποστήριξη τους συνέλαβαν στην επιτυχή διεκπεραίωση της.

Πρώτα από όλα οφείλω πολλές ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Πουλή Ιωάννη, ο οποίος παρείχε συνεχή υποστήριξη σε ότι χρειαζόμουν με ουσιώδεις συμβουλές και εύστοχες υποδείξεις με στόχο πάντα την βελτίωση και την πρόοδο. Οι πολύτιμες γνώσεις και συμβουλές του σε όλη την διάρκεια τις υλοποίησης της διπλωματικής μου εργασίας αλλά και των μεταπτυχιακών μου σπουδών, με βοήθησαν στο να διερευνήσω τους επαγγελματικούς μου ορίζοντές και να αποκτήσω ακόμα μεγαλύτερο ενδιαφέρον για την επιστήμη της φυσικοθεραπείας. Η συνεργασία μας ήταν άριστη και αισθάνομαι πολύ τυχερή που τον είχα δίπλα μου σε όλη την μεταπτυχιακή μου πορεία.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους συναδέλφους μου Κωνσταντίνο Βάσση, Μάριο Ντούλια αλλά και τον αγαπητό μου καθηγητή Κ Κανελλόπουλο Ασημάκη όπου συνέβαλλαν με την βοήθεια τους στην καλύτερη υλοποίηση της μελέτης που πραγματοποιήσαμε.

Επιπλέον θα ήθελα να ευχαριστήσω όλες τις συμμετέχουσες στην μελέτη αλλά και τους φοιτητές: Παστρουμά Σοφία, Κασιώτη Φίλιππο, Μιχαηλίδου Θεανώ, Πλάκα Κωνσταντίνο για την πολύτιμη συνεισφορά τους στην διαδικασία των μετρήσεων.

Πολλά ευχαριστώ αξίζουν σε όλους του καθηγητές του Τμήματος Φυσικοθεραπείας για τις πολύτιμες γνώσεις που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια και με βοήθησαν να αγαπήσω και στην συνέχεια να ασκήσω το επάγγελμα της φυσικοθεραπείας.

Τέλος θα ήθελα να αφιερώσω αυτή την εργασία στην οικογένεια μου η οποία με στηρίζει σε κάθε μου βήμα με αμέριστη ψυχολογική, ηθική και υλική συμπαράσταση προκειμένου να μην σταματήσω την προσπάθεια για επαγγελματική πρόοδο και ευτυχία.

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	III
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ.....	IV
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	V
Περιεχόμενα.....	VI
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ ΣΤΑ ΕΛΛΗΝΙΚΑ	IX
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ.....	IX
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΟΡΙΣΜΟΙ.....	IX
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	X
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	XI
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ^ο	1
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ^ο	3
ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	3
2.1. ΚΟΠΩΣΗ.....	3
2.1.1 ΟΡΙΣΜΟΣ-ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ ΚΟΠΩΣΗΣ.....	3
2.1.1.1 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΓΝΩΣΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΚΑΙ ΣΤΗ ΛΗΨΗ ΑΠΟΦΑΣΕΩΝ.....	4
2.1.1.2 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΕ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.....	5
2.1.1.3 ΧΡΟΝΙΚΗ ΣΤΙΓΜΗ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ ΤΟΥ Π.Χ.Σ. ΣΤΗΝ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΕΝΟΣ ΠΑΙΧΝΙΔΙΟΥ.....	6
2.1.1.4 ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΠΡΟΒΛΕΨΗ ΕΝΟΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ.....	6
2.1.1.5 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΔΕΚΤΗ ΚΟΠΩΣΗ	7
2.1.1.6 ΠΑΡΕΜΒΑΣΕΙΣ ΝΕΡΥΟΜΥΙΚΗΣ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗ ΠΡΟΛΗΨΗ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΩΝ.....	8
2.2 ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	8
2.2.1 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΒΛΑΙΣΟΤΗΤΑ ΓΟΝΑΤΟΣ	8
2.2.2 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ Δ.Β.Γ.	9
2.2.3 ΓΩΝΙΑ Q	9
2.2.4 ΓΩΝΙΑΣ ΣΥΣΤΡΟΦΗΣ	10
2.2.5 ΓΩΝΙΑ ΕΓΚΛΙΣΗΣ.....	11
2.2.6 ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	12
2.3. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ Δ.Β.Γ.....	13
2.3.1 ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ Δ.Β.Γ.	13
2.3.2 ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.....	14

2.4. Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΗΝ Δ.Β.Γ.	16
2.4.1. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΑΡΕΜΒΑΣΕΩΝ ΕΝΔΥΝΑΜΩΣΗΣ ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΗΝ Δ.Β.Γ.	16
2.4.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ Δ.Β.Γ.	17
2.4.3. ΣΥΣΧΕΤΗΣΗ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕ ΤΗΝ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗ ΑΡΘΡΩΣΗ	19
2.5. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ - ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	19
2.5.1. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ.....	20
2.5.2. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟΥ.....	20
2.5.3. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΚΙΝΟΝΕΑ.....	21
2.6. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	21
2.7. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ.....	22
2.7.1. ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΑΠΑΓΩΓΩΝ.....	22
2.7.2. ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΣΗΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.	22
2.7.3. ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΣΗΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ.	23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο	24
ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	24
3.1 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ	24
3.2. ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑ.....	24
3.3. ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	25
3.4 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ	26
3.4.1. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ	28
3.4.2. ΕΥΡΕΣΗ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΡΟΠΗΣ	29
3.4.3 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ.....	30
3.4.4. ΕΛΕΓΧΟΣ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ	30
3.4.5. ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	31
3.4.6. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ	33
3.4.7. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ Δ.Β.Γ.	34
3.5. ΗΘΙΚΗ ΚΑΙ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑ	35
3.6 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	36
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο	38
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	38
4.1. ΑΝΘΡΩΠΟΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ:	38
4.2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ	40
4.3.ΕΛΕΓΧΟΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ.....	41
4.4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ	42

4.5. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΩΝ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ Μ.Μ.Ρ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ.	43
4.6. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ Μ.Ρ.Κ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ	46
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο	49
ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	49
5.1. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΒΛΑΙΣΟΤΗΤΑΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ.....	50
5.2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ	50
5.2.1. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ	50
5.2.2. ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΙΣΧΙΟΥ	52
5.2.3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ.....	54
5.2.4. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.....	56
5.2.5. ΣΗΜΕΙΟ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.	57
5.3. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.....	58
5.3.1 ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΡΟΠΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.	58
5.3.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ Μ.Ρ.Κ. ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΚΑΙ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.	60
5.4. ΠΙΘΑΝΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΜΕΛΕΤΗΣ	63
5.4.1 ΑΠΕΙΛΕΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑΣ.....	63
5.4.2 ΑΠΕΙΛΕΣ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑΣ.....	63
5.5. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΜΕΛΕΤΗΣ.....	69
5.6. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....	70
5.7. ΚΛΙΝΙΚΗ ΣΗΜΑΣΙΑ- ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	71
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο	73
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	73

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ ΣΤΑ ΕΛΛΗΝΙΚΑ

Δ.Β.Γ.: Δυναμική Βλαιοσύτητα Γόνατος

Μ.Κ.: Μονοποδικό Κάθισμα

Μ.Π.: Μονοποδική Προσγείωση

Μ.Μ.Ρ.: Μέση Μέγιστη Ροπή

Μ.Μ.Ρ.Κ.: Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης

Μ.Ο.: Μέσος Όρος

Τ.ΑΠ.: Τυπική Απόκλιση

Σ.Β.: Σωματικό Βάρος

Π.Χ.Σ.: Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ

D.K.V.: Dynamic Knee Valgus

S.L.S.: Single Leg Squat

S.L.L.: Single Leg Landing

M.P.M.: Mean Peak Moment

I.C.C.: Intraclass Correlation Coefficient

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΟΡΙΣΜΟΙ

Μέγιστη Ροπή (Μ.Ρ.): είναι η μεγαλύτερη τιμή ροπής που καταγράφεται στην διάρκεια κίνησης του μέλους στο κινητικό εύρος της άρθρωσης (Baltzopoulos and Brodie, 1989; Kannus, 1994).

Μέγιστη Ροπή Κόπωσης (Μ.Ρ.Κ.): Ορίστηκε ως η μεγαλύτερη τιμή ροπής που καταγράφεται στην διάρκεια κίνησης του μέλους στο κινητικό εύρος της άρθρωσης 40 δευτερόλεπτα μετά την κόπωση των απαγωγών ισχίου.

Μέγιστη Μηροκνημιαία Γωνία: περιγράφει την μέγιστη γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του μηριαίου και της κνήμης στο μετωπιαίο επίπεδο (Carcia et al, 2005).

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3.1, Διαδικασίες μέτρησης συμμετεχόντων.....	28
Εικόνα 3.2, Τοποθέτηση δοκιμαζόμενης στο ισοκινητικό δυναμόμετρο.....	29
Εικόνα 3.3, Προσαρμογή μοχλού και άξονα περιστροφής με τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά της δοκιμαζόμενης.....	30
Εικόνα 3.4, Προθέρμανση με διποδικό μέγιστο άλμα.....	32
Εικόνα 3.5., Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ. με χρήση της εφαρμογής Κινονεα.....	35
Εικόνα 3.6., Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Π. με χρήση της εφαρμογής Κινονεα.....	36
Εικόνα 4.1., Γράφημα Αποδοχής συμμετεχόντων με κόπωση μεγαλύτερη από 20%.	39
Εικόνα 4.2., Διάγραμμα απεικόνισης επικρατούς σκέλους του δείγματος.....	40
Εικόνα 4.3. Απουσία συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά το Μ.Κ., με τον άξονα χ = Μ.Ρ./ΣΒ των απαγωγών.....	45
Εικόνα 4.4 Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά το Μ.Κ., με τον άξονα χ = Μ.Ρ. των απαγωγών.....	46
Εικόνα 4.5. Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά τη Μ.Π., με τον άξονα χ = Μ.Ρ./ΣΒ των απαγωγών.	46
Εικόνα 4.6. Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά τη Μ.Π., με τον άξονα χ = Μ.Ρ. των απαγωγών.....	47
Εικόνα 4.7. Δεν υπάρχει συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά το Μ.Κ. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Ρ.Κ./ΣΒ.....	49
Εικόνα 4.8. Δεν παρουσιάζεται συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. σε μοίρες κατά τη Μ.Π. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Ρ.Κ./ΣΒ.....	49
Εικόνα 4.9. Δεν παρουσιάζεται συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. κατά το Μ.Κ. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Ρ.Κ.....	50
Εικόνα 4.10. Παρουσιάζεται ήπια προς μέτρια θετική συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο Μ.Ε. κατά τη Μ.Π. μετά την κόπωση, με τον άξονα χ = Μ.Ρ.Κ.....	50

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 4.1, Σωματομετρικά στοιχεία δείγματος.....	40
Πίνακας 4.2., Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών απαγωγών στις 120°/s και δισδιάστατης ανάλυσης πριν και μετά τη κόπωση.....	42
Πίνακας 4.3., Έλεγχος Κανονικότητας μεταβλητών.....	43
Πίνακας 4.4 Paired Samples T-Test για τις διαφορές στην Δ.Β.Γ. κατά τις λειτουργικές δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. πριν και μετά τη κόπωση.....	44
Πίνακας 4.5. Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της συσχέτισης της Μ.Ρ. και Μ.Ρ./ΣΒ των απαγωγών με την κίνηση του γόνατος στο Μ.Ε.....	45
Πίνακας 4.6. Ανάλυση Spearman's rho, για τον έλεγχο της σχέσης Μ.Ρ.Κ. με κίνηση γόνατος στο Μ.Ε.....	48

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο κατώφλι του 21^{ου} αιώνα, καθώς οι τραυματισμοί του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου Π.Χ.Σ. συνεχίζουν να αυξάνονται, η επιστημονική κοινότητα προσπαθεί συνεχώς να εντοπίσει παράγοντες κινδύνου και αίτιες τραυματισμών, προκειμένου να σχηματιστούν αποτελεσματικότερα προγράμματα πρόληψης (Benjaminse et al., 2019; (Silvers-Granelli et al., 2017). Η πρόληψη μπορεί να παρέμβει αποτελεσματικά στην μείωση και εξάλειψη αυτών των παραγόντων σε ερασιτέχνες, επαγγελματίες αθλητές αλλά και στον γενικότερο πληθυσμό (Wilczyński et al., 2020).

Οι κακώσεις του Π.Χ.Σ, αποτελούν έναν από τους πιο συχνούς τραυματισμούς σε αθλήματα που περιλαμβάνουν κινήσεις προσγείωσης, αλλαγής κατεύθυνσης και άλματα (Arderne *et al.*, 2011). Αυτοί οι τραυματισμοί έχουν χαρακτηριστεί ως πολυπαραγοντικοί καθώς φαίνεται να προκύπτουν από την αλληλεπίδραση πολλών τροποποιήσιμων και μη τροποποιήσιμων παραγόντων κινδύνου (Bourne, Webster and Hewett, 2019; Bittencourt et al., 2016). Οι περισσότεροι ερευνητές αποδίδουν το φαινόμενο σε κάποιο συνδυασμό περιβαλλοντικών, βιομηχανικών, νευρομυϊκών, δομικών και ορμονικών παραγόντων (Patrek et al., 2011; Thomas et al., 2010), οι οποίοι φαίνεται να επηρεάζουν πολύ περισσότερο τον γυναικείο πληθυσμό καθώς παρουσιάζουν 2 έως 8 φορές πιο συχνά ρήξεις Π.Χ.Σ. συγκριτικά με τους άντρες (Fidai et al., 2020; Kernozek et al., 2008; Thomas et al., 2010).

Ερευνητές που μελετούν βιομηχανικούς και νευρομυϊκούς παράγοντες κινδύνου για τον τραυματισμό του Π.Χ.Σ., αναφέρουν ότι η αδυναμία των μυών που είναι υπεύθυνοι για την απαγωγή ισχίου όπως ο μέσος γλουτιαίος, μπορεί να προδιαθέσει ένα άτομο σε μεγαλύτερη προσαγωγή και έσω στροφή ισχίου σε δραστηριότητες φόρτισης, όπως άλμα ή προσγείωση (Kernozek et al., 2008; Neal et al., 2016; Neamatallah et al., 2020; Bell et al., 2013; Gwynne & Curran, 2018; Pollard et al., 2010; Wilczyński et al., 2020). Οι παραπάνω κινήσεις ως αποτέλεσμα αδυναμίας των απαγωγών του ισχίου αυξάνουν τις κινήσεις του γόνατος στο Μ.Ε. προκαλώντας Δυναμική Βλαιοσύτητα Γόνατος (Δ.Β.Γ.), (Claiborne et al., 2006; Neamatallah et al., 2020; Park et al., 2013; Rabin et al., 2016; Wilczyński et al., 2020). Η νευρομυϊκή κόπωση η οποία λαμβάνει χώρα μέσω συνδυασμένων κεντρικών και περιφερειακών διαδικασιών, είναι σε μεγάλο βαθμό αναπόφευκτη στα περισσότερα αθλήματα υψηλής έντασης με παρατεταμένη διάρκεια (Benjaminse et al., 2019; Thomas et al., 2010; Wiggins et al., 2016).

Η παρουσία κόπωσης συνδέεται άμεσα με μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφορία και νευρομυϊκή ενεργοποίηση, αλλοίωση της ποιότητας των προτύπων κίνησης του κάτω άκρου, προκαλώντας διαταραχές στον τρόπο προσγείωσης και κίνησης της άρθρωσης ενισχύοντας την πιθανότητα τραυματισμών (Kernozek et al., 2008; Thomas et al., 2010 Kellis et al., 2011; Patrek et al., 2011). Ταυτόχρονα η Δ.Β.Γ. γόνατος σε συνδυασμό με την επίδραση φορτίων που δίνουν κατεύθυνση απαγωγής στην άρθρωση, προβλέπουν το 70-80% του κινδύνου τραυματισμού Π.Χ.Σ. (García-Luna et al., 2020).

Οι κινηματικές αλλαγές που παρατηρούνται σε κουρασμένους δρομείς είναι το αποτέλεσμα αδυναμίας διατήρησης της ίδιας τεχνικής κίνησης για μεγάλο χρονικό διάστημα. Αυτές οι αλλαγές αυξάνουν το ενδεχόμενο τραυματισμού ειδικά σε λιγότερο έμπειρους δρομείς ή στα άτομα με μυϊκές αδυναμίες και ανισορροπίες (Ferber, Bolgla, Earl-Boehm, Emery, & Hamstra-Wright, 2015; Kellis et al., 2011; Santos, Oliveira, Ocarino, Holt, & Fonδευτερόλεπτα, 2015).

Μέχρι στιγμής τα δεδομένα που περιγράφουν τις σχέσεις μεταξύ κόπωσης απαγωγών ισχίου και μηχανικής γόνατος κατά την διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων είναι περιορισμένα. Λίγες μελέτες έχουν ποσοτικοποιήσει την κόπωση με ουσιαστικό τρόπο με αποτέλεσμα να υπάρχουν ελάχιστα δεδομένα που δείχνουν ότι η κόπωση αποτελεί παράγοντα κινδύνου Π.Χ.Σ. (Barber-Westin and Noyes, 2017; Benjaminse *et al.*, 2019). Για τον λόγο αυτό η προπόνηση για την αντιμετώπιση της κόπωσης παραμένει μια υποτιμημένη πτυχή των προγραμμάτων πρόληψης, δεδομένου ότι η παρουσία της μπορεί να διαδραματίσει κρίσιμο ρόλο στην εκδήλωση ενός τραυματισμού Π.Χ.Σ. (García-Luna et al., 2020; Nilstad, Petushek, Mok, Bahr, & Krosshaug, 2021). Παράλληλα ενώ κάποιοι ερευνητές παρουσιάζουν συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών ισχίου με τις δυναμικές κινήσεις του γόνατος στο Μ.Ε. (Claiborne, Armstrong, Gandhi, & Pincivero, 2006; Neamatallah, Herrington, & Jones, 2020; Park, Cynn, & Choung, 2013; Rabin, Portnoy, & Kozol, 2016; Wilczyński et al., 2020), δεν επικρατεί σαφής άποψη για το αν η κόπωση του μέσου γλουτιαίου μπορεί να επηρεάσει την Δ.Β.Γ. (Geiser et al., 2010; Patrek et al., 2011). Ωστόσο δεν έχει διερευνηθεί ακόμη η επίπτωση της κόπωσης των απαγωγών σε έναν πιθανό έλεγχο συσχέτισης της δύναμης των απαγωγών ισχίου και της κίνησης του γόνατος στο Μ.Ε.

Επομένως η επίδραση της κόπωσης που σχετίζεται με τραυματισμούς Π.Χ.Σ. αξίζει περαιτέρω έρευνα, συμπεριλαμβανόμενης της βελτίωσης των μεθόδων αξιολόγησης και της χρήσης πρωτοκόλλων που προκαλούν αξιόπιστη κόπωση στα κάτω άκρα, με επαρκή

τεκμηρίωση (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse et al., 2019; García-Luna et al., 2020; Santamaria & Webster, 2010).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^Ο

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

2.1. ΚΟΠΩΣΗ

2.1.1 ΟΡΙΣΜΟΣ-ΚΑΤΗΓΟΡΙΕΣ ΚΟΠΩΣΗΣ

Η κόπωση αναφέρεται ως μείωση της ικανότητας παραγωγής δύναμης ή ισχύος λόγω παροδικής ή παρατεταμένης δραστηριότητας (Bourne, Webster and Hewett, 2019). Η παρουσία της κόπωσης μπορεί να περιορίσει την ικανότητα εκτέλεσης μιας δραστηριότητας όταν αυτή περιλαμβάνει υπομέγιστες συσπάσεις, όπως συνηθίζεται στις αθλητικές δραστηριότητες. Το φαινόμενο της κόπωσης μπορεί να αποδοθεί σε δύο κατηγορίες: κεντρική ή περιφερική κόπωση (Bourne, Webster and Hewett, 2019).

Κεντρική κόπωση αναφέρεται η μείωση της ικανότητας για πλήρη εκούσια μυϊκή ενεργοποίηση η οποία προκαλείται τόσο από νωτιαίους όσο και από υπερνωτιαίους παράγοντες. Παρατηρείται στο νευρικό σύστημα και κοντά στην κινητική μονάδα, μειώνοντας την δραστηριοποίηση της και την συχνότητα πυροδότησης καθώς επίσης και την ικανότητα διατήρησης των νευρικών ώσεων, οδηγώντας σε αδυναμία μυϊκής διέγερσης (Gandevia, 2001).

Η περιφερική κόπωση ανιχνεύεται στο μυϊκό ιστό, στο εσωτερικό της κινητικής μονάδας και έχει ως αποτέλεσμα την αδυναμία ενεργοποίησης και της ικανότητας μυϊκής σύσπασης που οφείλεται σε νευρογενείς (κεντρικό και αυτόνομο νευρικό σύστημα), μηχανικούς (μυϊκό επίπεδο) και ενεργειακούς παράγοντες (ενεργειακά μεταβολικά υποστρώματα). Εμφανίζεται κυρίως λόγω της μείωσης της απελευθέρωσης ιόντων ασβεστίου από το σαρκοπλασματικό δίκτυο (Cheng, Place and Westerblad, 2018).

Η κόπωση μπορεί να ποσοτικοποιηθεί μέσω της μέτρησης της άσκησης που προκαλεί αλλαγές στην μέγιστη εκούσια δύναμη, ταχύτητα ή ισχύος. Ωστόσο απαιτούνται δοκιμές προκειμένου να προσδιοριστεί ο βαθμός στον οποίο τυχόν ελλείματα λαμβάνουν χώρα περιφερικά ή κεντρικά (Bourne, Webster and Hewett, 2019).

Ενώ υπάρχει μεγάλος όγκος ερευνών για το φαινόμενο της κόπωσης από το παρελθόν, υπάρχει περιορισμένη γνώση για της επιδράσεις της στην ανθρώπινη απόδοση και στον κίνδυνο τραυματισμών. Πιθανή εξήγηση μπορεί να αποτελεί το ευρύ πεδίο εφαρμογής της και η έλλειψη της διεπιστημονικής συναίνεσης για το τι ακριβώς περιλαμβάνει το φαινόμενο αυτό (Bourne, Webster and Hewett, 2019; Enoka and Duchateau, 2016). Για παράδειγμα η κόπωση συχνά μπορεί να χρησιμοποιείται για να περιγράψει τόσο τη σταδιακή μείωση της μυικής δύναμης που παρατηρείται κατά την διάρκεια μιας άσκησης ή δραστηριότητας, όσο και το σημείο αποτυχίας εκούσιας ενεργοποίησης (εξάντληση), (Edgley and Winter, 2004). Κάποιοι συγγραφείς αναφέρουν ότι η κόπωση μπορεί να οφείλεται σε γνωστικά ελλείματα, σε μειωμένη κινητική λειτουργία ή και σε αλλαγές σε συστήματα ομοιοστατικού ελέγχου (Benjaminse et al., 2019; St Clair Gibson et al., 2003).

Λόγω των διαφόρων ερμηνειών που έχουν δοθεί κατά σε αυτή την παράμετρο, πολλές φορές είναι αρκετά δύσκολο να προσδιοριστεί ο βαθμός στον οποίο ένα άτομο εμφανίζει κόπωση κατά την διάρκεια μίας δραστηριότητας καθώς επίσης να προκαθοριστεί η επίδραση της κουραστικής άσκησης σε συγκεκριμένο μέτρο αποτελέσματος (Bourne, Webster and Hewett, 2019).

2.1.1. ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΓΝΩΣΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΚΑΙ ΣΤΗ ΛΗΨΗ ΑΠΟΦΑΣΕΩΝ

Η κόπωση συχνά προέρχεται από την αλληλεπίδραση δύο αλληλεξαρτώμενων ιδιοτήτων: η κόπωση για απόδοση και για αντίληψη (Barber-Westin and Noyes, 2017). Η κόπωση δεν ρυθμίζεται μόνο από αλλαγές στους κεντρικούς και περιφερειακούς μηχανισμούς, αλλά και από υποκειμενικούς ψυχολογικούς παράγοντες. Σε μία σύνθετη και γνωστικά απαιτητική κατάσταση (αθλήματα υψηλού κινδύνου), αυτοί οι παράγοντες μπορούν να αλληλοεπιδράσουν και να επηρεάσουν την ικανότητα ενός αθλητή για την λήψη γρήγορων αποφάσεων και την αντίδραση σε εξωτερικά ερεθίσματα (Bourne, Webster and Hewett, 2019). Το γεγονός αυτό μπορεί να οδηγήσει σε επικίνδυνες στρατηγικές κίνησης οι οποίες μπορεί να συμβάλλουν σε αυξημένη καταπόνηση στην άρθρωση του γόνατος και του Π.Χ.Σ. (Benjaminse et al., 2019). Ωστόσο η παραπάνω υπόθεση δεν έχει γίνει ακόμα αντικείμενο αυστηρής επιστημονικής έρευνας. Ως αποτέλεσμα δεν έχουν παρατηρηθεί σταθερές διαφορές στην στρατηγική κίνησης κουρασμένων αθλητών σε προγραμματισμένες και μη προγραμματισμένες δοκιμασίες που αναφέρονται στην

κινηματική και κινητική του κάτω άκρου. Απαιτούνται μελλοντικές μελέτες για καθοριστεί εάν η κόπωση στη γνώση και στη λήψη αποφάσεων συμβάλει σε επιβλαβείς στρατηγικές κινήσεων, σε σύνθετες αθλητικές καταστάσεις (Bourne, Webster and Hewett, 2019).

2.1.2. ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΕ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η κόπωση μπορεί να προκαλέσει αναχαίτιση της μυικής δύναμης αυξάνοντας τις καταπονήσεις σε διάφορες αρθρώσεις όπως το ισχίο, το γόνατο και τη ποδοκνημική. Ο ελλειμματικός έλεγχος των φορτίων που μεταβιβάζονται από τον άνω κορμό προς τα κάτω, συχνά μπορεί να οδηγήσει σε σύνδρομο υπέρχρησης όπως ο Πρόσθιος επιγονατιδομηριαίος πόνος (Π.Ε.Π), (Gwynne and Curran, 2018; Pollard, Sigward and Powers, 2010; Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020; Bell *et al.*, 2013). Αρκετές μελέτες αναφέρουν ότι η Δ.Β.Γ., ο μειωμένος έλεγχος του κορμού και αυξημένες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους αποτελούν συνθήκες κινδύνου για πιθανές ρήξεις Π.Χ.Σ (Hewett *et al.*, 2005; Donnelly *et al.*, 2012). Η κόπωση μπορεί να επιφέρει αλλαγές στην κινηματική και τη κινητική των αρθρώσεων με αποτέλεσμα να αυξάνεται ο κίνδυνος για μια οξεία κάκωση κατά την διάρκεια δυνητικά επικίνδυνων κινήσεων όπως μία προσγείωση (Benjaminse *et al.*, 2008; Kernozek, Torry and Iwasaki, 2008; Wojtys, Beaulieu and Ashton-Miller, 2016).

Από την άλλη πλευρά θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι η παρουσία κόπωσης δύναται να οδηγήσει σε πιο αργές κινήσεις ή μειωμένες κινήσεις Δ.Β.Γ. (Bourne, Webster and Hewett, 2019) και κατά συνέπεια σε μικρότερες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους. Μια τέτοια συνθήκη θα μπορούσε να μειώσει τις ροπές που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος, προσφέροντας προστατευτικό αποτέλεσμα σε έναν τραυματισμό Π.Χ.Σ. (Bourne, Webster and Hewett, 2019). Ακόμα η παρουσία κόπωσης μπορεί να προκαλέσει μείωση της κάμψης γόνατος κατά την διάρκεια μιας προσγείωσης (Carcia *et al.*, 2005). Ωστόσο σε μια προγενέστερη μελέτη η απουσία κάμψης γόνατος κατά μία λειτουργική δοκιμασία, παρουσίασε μειωμένα φορτία στην άρθρωση του ισχίου και της ποδοκνημικής όμως δεν ελάττωσε την φόρτιση που ασκήθηκε στην άρθρωση του γόνατος (Devita and Skelly, 1992). Μέχρι σήμερα υπάρχουν αντικρουόμενες απόψεις για το ποιο επιχείρημα είναι σωστό (Bourne, Webster and Hewett, 2019).

2.1.3. ΧΡΟΝΙΚΗ ΣΤΙΓΜΗ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ ΤΟΥ Π.Χ.Σ. ΣΤΗΝ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΕΝΟΣ ΠΑΙΧΝΙΔΙΟΥ

Στον αθλητισμό συχνά χρησιμοποιείται ως «μέτρο» κόπωσης ο αυξημένος φόρτος δραστηριότητας που σχετίζεται με τον χρόνο του παιχνιδιού (Benjaminse *et al.*, 2019; Bourne, Webster and Hewett, 2019). Είναι γενικά αποδεκτό ότι οι αθλητές που αφιερώνουν περισσότερο χρόνο στην προπόνηση ή σε έναν αγώνα, έχουν μεγαλύτερο φόρτο εργασίας και ίσως κατά συνέπεια περισσότερη κόπωση (Benjaminse *et al.*, 2019; García-Luna *et al.*, 2020). Ωστόσο αυτό δεν μπορεί να αποτελέσει πραγματικό δείκτη κόπωσης. Το γεγονός αυτό έχει οδηγήσει ίσως σε λανθασμένο συμπέρασμα για το εάν η κόπωση μπορεί να αποτελέσει αιτία για έναν τραυματισμό Π.Χ.Σ.

Μια πρόσφατη μετα-ανάλυση (Doyle *et al.*, 2021), δεν εντόπισε διαφορές στην εμφάνιση κακώσεων του Π.Χ.Σ. μεταξύ πρώτου και δεύτερου ημιχρόνου, αμφισβητώντας τον ρόλο της κόπωσης σε έναν οξύ τραυματισμό Π.Χ.Σ. Ωστόσο τα δεδομένα αυτά παρουσιάζουν αρκετούς περιορισμούς καθώς η κόπωση μπορεί να επηρεάζεται από την χρονική διάρκεια μιας δραστηριότητας όμως αρκετοί άλλοι παράγοντες λαμβάνουν χώρα κατά την ύπαρξη της. Η ικανότητα για μυϊκή απόδοση, οι ψυχολογικές επιδράσεις, οι κλιματικές συνθήκες, ένας προηγούμενος τραυματισμός στο κάτω άκρο καθώς επίσης η κόπωση που μπορεί να προϋπάρχει από κάποιο προηγούμενο παιχνίδι αποτελούν παράγοντες που είναι αρκετά δύσκολο να μετρηθούν και να διαπιστωθούν την στιγμή ενός τραυματισμού (Bittencourt *et al.*, 2016). Ακόμα το επίπεδο της κόπωσης δεν μπορεί να μετρηθεί με ακρίβεια κατά την διάρκεια ενός τραυματισμού στο γήπεδο προκειμένου να υπάρχει ξεκάθαρη άποψη για το εάν η κόπωση ήταν υπαρκτή σε μία κρίσιμη στιγμή. Προκειμένου να υπάρξουν σαφή δεδομένα για το κατά πόσο η κόπωση μπορεί ή όχι να ενισχύσει το φαινόμενο ενός τραυματισμού θα πρέπει οι επόμενες μελέτες να μπορούν αποδείξουν την ύπαρξη της κατά την διάρκεια ανάλυσης και προσδιορισμού ενός τυχόν τραυματισμού όπως αυτός του Π.Χ.Σ.

2.1.4. ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΠΡΟΒΛΕΨΗ ΕΝΟΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΥ

Μέχρι στιγμής ενώ η χρήση του όρου «κόπωση» είναι αρκετά συχνή ως μέτρο έκβασης για πιθανούς τραυματισμούς, παρουσιάζει σημαντική ετερογένεια στον τρόπο με τον οποίο επιλέγετε από τους ερευνητές να προκληθεί και να ερευνηθεί. Κάποιοι ερευνητές έχουν

εξετάσει την κόπωση σε περιφερικά πρωτόκολλα που στόχευαν συγκεκριμένες μυϊκές ομάδες ενώ άλλοι χρησιμοποίησαν γενικότερα πρωτόκολλα κόπωσης (Barber-Westin and Noyes, 2017). Πρωτόκολλα που στοχεύουν τη περιφερική κόπωση έχουν πραγματοποιηθεί για να εξετάσουν τις επιδράσεις της κόπωσης στους καμπτήρες, εκτείνοντες, στροφείς και απαγωγείς ισχίου αλλά και για τους ραχιαίους και πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής (Patrek *et al.*, 2011; Thomas, Palmieri-Smith and McLean, 2011; Thomas, McLean and Palmieri-Smith, 2010; Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Kim *et al.*, 2021; Kellis and Kouvelioti, 2009). Συνήθως πρωτόκολλα περιφερικής κόπωσης επιλέγονται για να εξετάσουν τις επιδράσεις της κόπωσης σε λειτουργικές δοκιμασίες των κάτω άκρων όπως ή αλλαγή κατεύθυνσης, κάθισμα, άλμα και προσγείωση. Τα πρωτόκολλα γενικής κόπωσης περιλαμβάνουν κύκλους δραστηριοτήτων όπως καθίσματα, άλματα, ασκήσεις δεξιοτήτων, ποδηλασία, και τρέξιμο (Ros *et al.*, 2013; Bourne, Webster and Hewett, 2019). Ωστόσο στις περισσότερες από τις παραπάνω μελέτες η κόπωση έχει οριστεί και μετρηθεί αυθαίρετα, ενώ ένας σημαντικός αριθμός μελετών δεν ανέφερε κανένα αντικειμενικό μέτρο κόπωσης (Bourne, Webster and Hewett, 2019). Συνεπώς είναι δύσκολο να προσδιοριστεί ο βαθμός στον οποίο οι αθλητές σε πολλές από αυτές τις μελέτες ήταν πραγματικά κουρασμένοι.

2.1.5. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΑ ΑΠΟΔΕΚΤΗ ΚΟΠΩΣΗ

Η ποσοτικοποίηση της κόπωσης κατά την διεξαγωγή ερευνών είναι απαραίτητη προκειμένου να μπορούν να ελεγχθούν οι επιδράσεις της με ακρίβεια και να υπάρχουν όσο τον δυνατόν λιγότερες αντιφάσεις στους επιστημονικούς διαλόγους. Προηγούμενες μελέτες έχουν υποστηρίξει ότι η μείωση της παραγόμενης δύναμης σε ποσοστό 20% μπορεί να θεωρηθεί ως λειτουργικά σημαντική κόπωση (Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Thomas, Palmieri-Smith and McLean, 2011). Ακόμη μελέτες που σύγκριναν την δύναμη των απαγωγών του ισχίου μεταξύ τραυματισμένων και μη τραυματισμένων κάτω άκρων εκτίμησαν ότι η διαφορά δύναμης ήταν περίπου 20% (Fredericson *et al.*, 2000; Friel *et al.*, 2006; Ireland *et al.*, 2003; Leetun *et al.*, 2004). Ωστόσο μέχρι σήμερα ελάχιστες μελέτες έχουν ποσοτικοποιήσει την κόπωση με ουσιαστικό τρόπο με αποτέλεσμα να υπάρχουν ελάχιστα στοιχεία για το κατά πόσο η κόπωση αποτελεί παράγοντα κινδύνου για τραυματισμούς στην άρθρωση του γόνατος.

2.1.6 ΠΑΡΕΜΒΑΣΕΙΣ ΝΕΥΡΟΜΥΙΚΗΣ ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗ ΠΡΟΛΗΨΗ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΩΝ.

Υπάρχουν ισχυρά στοιχεία που αποδεικνύουν ότι τα προγράμματα πρόληψης τραυματισμών μειώνουν τον κίνδυνο όλων των τραυματισμών Π.Χ.Σ. κατά το ήμισυ ενώ προλαμβάνουν τους τραυματισμούς του Π.Χ.Σ. χωρίς επαφή περίπου κατά δύο τρίτα σε αθλήτριες (Webster and Hewett, 2018). Ωστόσο είναι αρκετά δύσκολο να προσδιοριστεί πιο στοιχείο από αυτά τα πολυπαραγοντικά προγράμματα νευρομυϊκής προπόνησης, είναι πιο αποτελεσματικό για την πρόληψη του Π.Χ.Σ. Το περιεχόμενο τους περιλαμβάνει εκπαίδευση για βελτίωση ισορροπίας, σταθερότητας και δεξιότητας καθώς επίσης αρκετά από αυτά τα προγράμματα περιλαμβάνουν ενδυνάμωση σε έκκεντρη άσκηση ή και στον συνδυασμό όλων αυτών (Hewett *et al.*, 2016; Richardson *et al.*, 2020; Sugimoto *et al.*, 2014; Anderson *et al.*, 2016; Zech *et al.*, 2010; Clark, Røijezon and Treleaven, 2015; Emery and Meeuwisse, 2010; Gokeler *et al.*, 2018; Hewett, Ford and Myer, 2006; Hewett *et al.*, 2012). Μέχρις στιγμής κανένα από τα συμβατικά προγράμματα πρόληψης τραυματισμού του Π.Χ.Σ. δεν φαίνεται να έχουν στόχο την βελτίωση της αντοχής των μυών στα κάτω άκρα. Οι περισσότερες παρεμβάσεις φαίνεται να πραγματοποιούνται σε λιγότερο από 20 λεπτά και συχνά στην προθέρμανση (Bourne, Webster and Hewett, 2019). Αυτό προκύπτει καθώς δεν είναι ακόμα ξεκάθαρο κατά πόσο η κόπωση μπορεί να αποτελέσει ένα σημαντικό δυνητικά επιβλαβή παράγοντα για τραυματισμό. Σε περίπτωση που αυτό αποδειχτεί θα αποτελέσει σημαντικό στοιχείο για την ενίσχυση αυτών των προγραμμάτων καθιστώντας τα ακόμα πιο αποτελεσματικά.

2.2 ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ

2.2.1 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΒΛΑΙΣΟΤΗΤΑ ΓΟΝΑΤΟΣ

Το μοτίβο κίνησης του κάτω άκρου, το οποίο αποτελείται από τον συνδυασμό προσαγωγής, έσω στροφής του μηρού, απαγωγή γόνατος, πρόσθια μεταφορά της κνήμης, έξω στροφή της κνήμης και ανάσπαση έξω χείλους της ποδοκνημικής ονομάζεται δυναμική βλαισότητα του γόνατος (Δ.Β.Γ.). Το γεγονός αυτό προκαλεί μετατόπιση της επιγονατίδας προς τα μέσα κατά την διάρκεια διάφορων δραστηριοτήτων όπως στο μονοποδικό κάθισμα, στο κάθισμα, στη πρόσθια προβολή, κατά την προσγείωση μετά από άλμα ή κατά την προσγείωση με ένα πόδι (Mauntel *et al.*, 2014).

2.2.2 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ Δ.Β.Γ.

Η Δ.Β.Γ. αποτελεί σημαντικό προδιαθεσικό παράγοντα για οξεία και χρόνια βλάβη όπως η ρήξη ΠΧΣ και ΠΕΠ (Bell *et al.*, 2013; Rabin *et al.*, 2014; Creaby *et al.*, 2017). Παρατηρείται συχνά στην παρακολούθηση στιγμιότυπων καταγραφής κατά την διάρκεια αθλημάτων καθώς και σε πτωματικές μελέτες που προϋπάρχουν τραυματισμοί στο γόνατο (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Ερευνητικά υποστηρίζεται ότι η διαταραγμένη βιομηχανική στα κάτω άκρα, αποτελεί τη συνηθέστερη αιτία τραυματισμού, προκαλώντας σύνδρομο υπέρχρησης με μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης στα σωματικά ενεργά άτομα (Santos *et al.*, 2015). Σύμφωνα με τους Nilstad *et al.* (2014), οι γυναίκες εκδηλώνουν μεγαλύτερες γωνίες Δ.Β.Γ. και απαγωγής γόνατος συγκριτικά με τους άντρες κατά την προσγείωση, ιδιαίτερα στην εφηβεία. Ακόμα το σύνδρομο Π.Ε.Π. που είναι άμεσα συνυφασμένο με την Δ.Β.Γ., παρατηρείται 2,2 φορές πιο συχνά στον γυναικείο πληθυσμό (Saad *et al.*, 2018). Σήμερα η αποκατάσταση αυτών των ασθενών παρουσιάζεται ολοένα και πιο σημαντική καθώς περίπου το 45% των ανθρώπων με ιστορικό Π.Ε.Π. σε νεαρή ηλικία εκδηλώνουν οστεοαρθρίτιδα αργότερα, καθώς και το 22% υποβάλλονται σε μη τμηματική αρθροπλαστική του γόνατος (Saad *et al.*, 2018).

Η Δ.Β.Γ. γόνατος σε συνδυασμό με φορτίσεις που κατευθύνουν την άρθρωση σε θέση απαγωγής, προβλέπουν το 70-80% των τραυματισμών του Π.Χ.Σ. (García-Luna *et al.*, 2020). Παράλληλα η αδυναμία διατήρησης της ίδιας τεχνικής κίνησης για μεγάλο χρονικό διάστημα που παρατηρείται σε κουρασμένους δρομείς, μπορεί να οδηγήσει σε κινηματικές αλλαγές στην άρθρωση. Αυτές οι αλλαγές αυξάνουν το ενδεχόμενο τραυματισμού ειδικά σε λιγότερο έμπειρους δρομείς ή στα άτομα με μυϊκές αδυναμίες και ανισορροπίες ή λόγω κόπωσης των μυών που περιβάλλουν το ισχίο, το γόνατο και τη ποδοκνημική (Ferber, Bolgia, Earl-Boehm, Emery, & Hamstra-Wright, 2015; Kellis *et al.*, 2011; Santos, Oliveira, Ocarrino).

2.2.3. ΓΩΝΙΑ Q

Η γωνία Q είναι ένας κλινικός τρόπος μέτρησης της ευθυγράμμισης του τετρακέφαλου μυός σε σχέση με τις υποκείμενες σκελετικές δομές της λεκάνης, του μηρού και της κνήμης. Σχη-

ματίζεται από τη νοητή ευθεία που ξεκινάει από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και συνεχίζει στο κέντρο της επιγονατίδας και από το κέντρο της επιγονατίδας έως την μέση του κνημιαίου κυρτώματος (Thijs *et al.*, 2007). Υποστηριζόταν ότι κατά τη διάρκεια της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο, η γωνία Q θα πρέπει να διατηρείται εντός των φυσιολογικών ορίων κίνησης και δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το όριο 15-20°. Επίσης όταν η γωνία Q υπερβαίνει τις 20° συμβάλει στην δυσλειτουργία της έκτασης του γόνατος και κατά συνέπεια στην εκδήλωση τραυματισμών και πόνου στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση (Ferber, Kendall and Farr, 2011).

Βιβλιογραφικά υποστηρίζεται ότι απαιτείται δύναμη και σταθερότητα στο ισχίο για τον έλεγχο των περιφερικών τμημάτων. Επομένως η δύναμη των μυών που περιβάλλουν το ισχίο μπορεί να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο. Αντίθετα η ανεξέλεγκτη μηριαία προσαγωγή και έσω στροφή λόγω αδυναμίας των μυών της άρθρωσης οδηγούν σε αύξηση της δυναμικής γωνίας Q στο γόνατο. Ως εκ τούτου η μυϊκή αδυναμία του ισχίου μπορεί να σχετίζεται με λανθασμένη βιομηχανική και λανθασμένα πρότυπα θέσεων του κάτω άκρου, συμβάλλοντας σε διάφορους τραυματισμούς (Thijs *et al.*, 2007; Ferber, Kendall and Farr, 2011; Mauntel *et al.*, 2014).

Σύμφωνα με τα παραπάνω στοιχεία, η γωνία Q μπορεί να ευνοήσει την Δ.Β.Γ. λόγω της αλλαγής του προσανατολισμού της επιγονατίδας στο μετωπιαίο επίπεδο. Ωστόσο τα αποτελέσματα των Almeida *et al* (2016), έδειξαν ότι οι ασθενείς με υπερβολική γωνία Q δεν έχουν μεγαλύτερη DKV. Υποστήριξαν ότι το μέγεθος της γωνίας Q έχει ελάχιστη επίδραση στις μεταβολές της κινηματικής των κάτω άκρων. Αντίθετα υποστήριξαν ότι οι ανατομικές αλλοιώσεις του ισχίου στο μετωπιαίο επίπεδο όπως η μηριαία μετατόπιση, συσχετίζεται σε μεγάλο βαθμό με την δύναμη των απαγωγών μυών του ισχίου. Δεν βρήκαν καμία συσχέτιση μεταξύ γωνίας Q και της έντασης του ΠΕΠ με επακόλουθη μείωση της λειτουργικής ικανότητας σε γυναίκες με ΠΕΠ, ούτε υποστήριξαν την υπόθεση ότι η γωνία Q έχει σχέση με την ικανότητα των μυών του ισχίου να παράγουν ροπή. Τέλος επισήμαναν ότι η αξιολόγηση της γωνίας Q ενδέχεται να μην φέρει πρόσθετες πληροφορίες για την θεραπεία των ασθενών με ΠΕΠ και οι σύγχρονες προσεγγίσεις θα πρέπει να κατευθύνονται προς άλλες δυνητικά τροποποιήσιμες μεταβλητές (Almeida *et al.*, 2016).

2.2.4 ΓΩΝΙΑΣ ΣΥΣΤΡΟΦΗΣ

Η γωνία συστροφής (Γ.Σ.) είναι η γωνία που σχεδιάζεται από δυο άξονες στο μετωπιαίο επίπεδο, η πρώτη γραμμή διέρχεται από την εγγύς τμήμα του μηριαίου αυχένα και η δεύτερη μέσω του μηριαίου κονδύλου υποδεικνύοντας την συστροφή του μηρού. Η γωνία συστροφής φαίνεται να παρουσιάζει σημαντικό διαγνωστικό κριτήριο αφού επηρεάζει την βιομηχανική του ισχίου καθώς και την δύναμη και την γραμμή έλξης των μυών γύρω από την άρθρωση αυτή.

Η Γ.Σ. αλλάζει σημαντικά κατά την ανάπτυξη του ανθρώπου με της 0° κατά την κύηση φτάνοντας της 15° κατά την ενήλικη ζωή (Scorcelletti *et al.*, 2020). Παρατηρείτε ότι μπορεί να αξιολογηθεί με ποικίλους τρόπους όπως με ακτινογραφία, με αξονική τομογραφία, με μαγνητική τομογραφία, με υπερηχογράφημα καθώς και με λειτουργικές δοκιμασίες (Hartel *et al.*, 2016). Οι λειτουργικές δοκιμασίες αναφέρονται σε μετρήσεις που δεν γίνονται με μεθόδους απεικόνισης αλλά αξιολογώντας την Γ.Σ. με το εύρος κίνησης της άρθρωσης του ισχίου. Αυτό μπορεί να παρατηρηθεί με κινήσεις έσω και έξω στροφής. Συνήθως η έσω στροφή παρουσιάζεται αυξημένη όταν η Γ.Σ. είναι εξίσου αυξημένη. Σε αυτήν την περίπτωση, στο τέλος της έσω και έξω στροφής δίνονται πληροφορίες σχετικά με το πού η μηριαία κεφαλή σταματά να ολισθαίνει μέσα στην κοτύλη και που αποτρέπει ο μηριαίος αυχένας την περαιτέρω περιστροφή ακουμπώντας το περίγραμμα της κοτύλης. Ωστόσο δεν αποτελεί αυτός ο τρόπος απόλυτα αξιόπιστο δείκτη, μιας και μετράει έμμεσα την γωνία συστροφής και εξαρτάται από τον θύλακα, τους μυϊκούς περιορισμούς και από τον τύπο της κοτύλης (Scorcelletti *et al.*, 2020).

Η αυξημένη Γ.Σ επηρεάζει την ενεργοποίηση των μυών και έχει καταγραφεί μειωμένη δραστηριότητα του μέσου γλουτιαίου και του έσω πλατύ κατά την διάρκεια της ισομετρικής απαγωγής του ισχίου πιθανόν λόγω της αλλαγής του μήκους του βραχίονα ροπής (Enseki *et al.*, 2014).

2.2.5 ΓΩΝΙΑ ΕΓΚΛΙΣΗΣ

Η μηριαία κεφαλή συνδέεται στον μηριαίο άξονα μέσω του μηριαίου αυχένα. Στο μετωπιαίο επίπεδο ο μηριαίος αυχένας βρίσκεται υπό γωνία προς τον άξονα του μηρού. Αυτή η γωνία είναι γνωστή ως γωνία έγκλισης και είναι συνήθως $125^{\circ} \pm 5^{\circ}$ στον ενήλικο πληθυσμό ξεκινώντας από 150° κατά την γέννηση (Enseki *et al.*, 2014). Φαίνεται ότι όταν η γωνία αυτή ξεπερνάει της 130° παρουσιάζεται βλαισό ισχίο ενώ όταν είναι μικρότερη από 120°

παρουσιάζεται ραιβό ισχίο. Παρουσιάζεται επίσης ότι κατά το βλαισό ισχίο μειώνεται ο μοχλοβραχίονας των απαγωγών μυών, ενώ στο ραιβό ισχίο έχουμε μηχανικό πλεονέκτημα των απαγωγών λόγω αύξησης του μοχλοβραχίονα ροπής των απαγωγών (Byrne, Mulhall and Baker, 2010).

2.2.6 ΔΙΑΤΑΡΑΧΕΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ

Όταν κατά την διάρκεια φυσιολογικών δραστηριοτήτων όπως το τρέξιμο και το περπάτημα, λαμβάνουν χώρα βιομηχανικές δυσλειτουργίες στην άρθρωση του γόνατος, αυτές οι δυσλειτουργίες συχνά σχετίζονται και με την λειτουργία στο ισχίο. Η μη φυσιολογική κίνηση του ισχίου λόγω μειωμένης απόδοσης της δύναμης των μυών της άρθρωσης, συχνά προκαλεί υπερβολική προσαγωγή ή έσω στροφή στο ισχίο, ενισχύοντας με αυτό τον τρόπο συχνούς τραυματισμούς (Lohman, Balan Sackiriyas and Swen, 2011; Neal *et al.*, 2016). Έτσι τα άτομα αυτά εμφανίζουν μεγαλύτερη γωνία Δ.Β.Γ. σε σύγκριση με εκείνους που διατηρούν την επιγονατίδα σε ουδέτερη θέση. Αυτή η μετακίνηση του γόνατος θα εμφανίσει επίσης μεγαλύτερη γωνία στο ισχίο κατά την διάρκεια κινήσεων βλαισότητας (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020). Ακόμη αυτό το μοτίβο κίνησης μπορεί να μετατοπίσει την γραμμή έλξης των τετρακεφάλων πλευρικά οδηγώντας την άρθρωση της επιγονατίδας σε υψηλότερη πίεση επαφής και κατά συνέπεια να προκληθεί πόνος στην άρθρωση (Rabin *et al.*, 2014).

Η σχέση μεταξύ της λειτουργίας των μυών του ισχίου και της Δ.Β.Γ. είναι αρκετά σημαντική καθώς ελέγχεται κυρίως από δύο μυς, τον μέσο και μείζον γλουτιαίο. Ο μείζον γλουτιαίος ελέγχει την έκταση και την έξω στροφή στο ισχίο, ενώ ο μέσος γλουτιαίος εκτελεί κυρίως την κίνηση της απαγωγής. Και οι δύο παρέχουν δύναμη προς την αντίθετη κατεύθυνση της βλαισότητας του γόνατος για την αντιμετώπιση της. Ωστόσο η δραστηριότητα του μέσου γλουτιαίου στους άντρες φαίνεται να επηρεάζει περισσότερο την φύση της κίνησης στις περισσότερες λειτουργικές δοκιμασίες. Στις γυναίκες τόσο ο μέσος γλουτιαίος, όσο ο μεγάλος γλουτιαίος φαίνεται να έχουν εξίσου σημαντικό ρόλο σε όλες της δοκιμασίες μονοποδικής προσγείωσης και καθίσματος κατά την ηλεκρομυογραφική καταγραφή (Neamatallah, Herrington and Jones, 2020).

2.3. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ Δ.Β.Γ.

2.3.1 ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ Δ.Β.Γ.

Έχουν αναπτυχθεί διάφορες δοκιμασίες αξιολόγησης της λειτουργικής κίνησης όπου μέσω παρατήρησης της ελαττωματικής κινηματικής του κάτω άκρου, μπορούν να εντοπιστούν τα άτομα με κίνδυνο εμφάνισης Δ.Β.Γ. Τα πρότυπα δοκιμών που χρησιμοποιούνται συνήθως για την αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. διαχωρίζονται σε δοκιμασίες με την χρήση ενός ή και των δύο άκρων. Ωστόσο συχνά οι μελέτες που αναφέρονται στην αξιολόγηση της κινηματικής των αρθρώσεων φαίνεται να οδηγούνται σε διαφορετικά συμπεράσματα καθώς οι μεταβολές στη κίνηση δεν εμφανίζονται με τον ίδιο τρόπο σε όλες τις δοκιμασίες και σε όλες τις πληθυσμιακές ομάδες. Αυτό το πρόβλημα θα μπορούσε να μειωθεί σε περίπτωση που γινόταν γνωστό ποιες δοκιμασίες θα πρέπει να εξετάζονται σε ασθενείς, ποιες σε υγιείς και ποιες ανάλογα με το φύλο (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Τα περισσότερα στοιχεία δείχνουν ότι οι δοκιμασίες με ένα πόδι μπορούν να αποτελέσουν μεγαλύτερη πρόκληση για τον έλεγχο της κίνησης στο μετωπιαίο επίπεδο (Rabin, Portnoy and Kozol, 2016). Η μονοποδική προσγείωση (Μ.Π.) και το μονοποδικό κάθισμα (Μ.Κ.) χρησιμοποιούνται συχνά για την αξιολόγηση της βιομηχανικής του κάτω άκρου που σχετίζεται με τους τραυματισμούς ΠΧΣ και ΠΕΠ. Και οι δύο δοκιμασίες χρησιμοποιούν παρόμοια μοτίβα κίνησης, δηλαδή κάμψη και έκταση κορμού, ισχίων, γονάτων και ποδοκνημικής στο οβελιαίο επίπεδο. Το κάθισμα συγκριτικά με την προσγείωση χαρακτηρίζεται με χαμηλότερη εξωτερική φόρτιση πράγμα που καθιστά ευκολότερη την εκτέλεση αυτής της δοκιμασίας. Αυτή η διαφορά όμως μπορεί να προκαλέσει αρκετές διαφορές στα αποτελέσματα των γωνιών Δ.Β.Γ. (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020; Rabin, Portnoy and Kozol, 2016).

Μία συχνή διποδική δοκιμή για την αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. είναι η δοκιμασία πτώσης μετά από κάθετο άλμα, η οποία περιλαμβάνει προσγείωση με δύο πόδια. Οι μονοποδικές ή διποδικές δοκιμασίες προσγείωσης και καθίσματος, έχουν κερδίσει το ενδιαφέρον των ερευνητών λόγω έρευνας σχετικά με τις αιτίες τραυματισμών του Π.Χ.Σ. Ωστόσο υπάρχουν στοιχεία που επιβεβαιώνουν τη θετική συσχέτιση της μέτριας έως μεγάλης Δ.Β.Γ. μεταξύ των δοκιμασιών Μ.Π., Μ.Κ. και διποδικό άλμα. Ωστόσο σύμφωνα με τους Wilczynski et al (2020), υπάρχουν στοιχεία που παρουσιάζουν την γωνία Δ.Β.Γ. στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερη στη δοκιμή Μ.Κ. από ότι στις δοκιμασίες Μ.Π. και διποδικό άλμα σε μελέτη που έγινε σε νεαρούς αθλητές στο μπάσκετ. Αντίθετα έρευνα σε αθλητές αναψυχής παρουσίασε

υψηλότερες γωνίες βλαισότητας κατά την διάρκεια διποδικού καθίσματος σε σχέση με τη διποδική προσγείωση, τη Μ.Π. και το Μ.Κ. (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Λόγο των διαφορούμενων αποτελεσμάτων που επικρατούν σχετικά με τα αποτελέσματα δοκιμασιών εξέτασης Δ.Β.Γ, οι δοκιμές με ένα πόδι θα πρέπει να διαχωρίζονται από της δοκιμές που εκτελούνται και με τα δύο πόδια για την καλύτερη κατανόηση και την συσχέτιση του φαινομένου. Η μονοποδική στάση με ταυτόχρονη απώλεια ισορροπίας αποτελεί το κύριο παρατηρούμενο μοτίβο κίνησης κατά την διάρκεια τραυματισμών στο κάτω άκρο (Padua *et al.*, 2009; Dix *et al.*, 2019; Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020). Το μονοποδικό κάθισμα χρησιμοποιείται κυρίως για την ταυτοποίηση ατόμων που εμφανίζουν υψηλό εμβιομηχανικό κίνδυνο τραυματισμού (Claiborne *et al.*, 2006). Η εκτέλεση του μονοποδικού καθίσματος καθιστά ευκολότερη την παρατήρηση των δοκιμαζόμενων καθώς γίνεται με πιο αργή ταχύτητα συγκριτικά με το άλμα. Σύμφωνα με τους Padua *et al* (2009), δεν υπάρχουν κινηματικές διαφορές στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο μεταξύ των ομάδων αξιολόγησης στο μονοποδικό κάθισμα. Με βάση αυτά τα ευρήματα, η μετατόπιση του γόνατος που εκδηλώνεται κατά την διάρκεια ενός μονοποδικού καθίσματος αποτελεί έγκυρη λειτουργική κίνηση αξιολόγησης σε άτομα με μεγαλύτερη Δ.Β.Γ.. Επίσης αυτή η δραστηριότητα μπορεί να αποκαλύψει διαταραχές στα κάτω άκρα που μπορεί να επηρεάζουν την μετατόπιση της επιγονατίδας συνδυαστικά. Όμως με αυτόν τον τρόπο δεν μπορούν να παρατηρηθούν διαφορές κατά την προσαγωγή, την έσω στροφή του ισχίου και την περιστροφή της κνήμης οι οποίοι αποτελούν συνδυαστικούς λόγους των πολυπαραγοντικών τραυματισμών (Mauntel *et al.*, 2014).

Η δοκιμασία της Μ.Π. προσομοιάζει την πλειοψηφία των περιπτώσεων τραυματισμών. Οι δοκιμασίες με ένα πόδι είναι πιο απαιτητικές κινήσεις, γεγονός που δημιουργεί καλύτερες προδιαγραφές για τον εντοπισμό ατόμων με υψηλό κίνδυνο τραυματισμού (Neamatallah, Herrington and Jones, 2020).

2.3.2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.

Η σωστή παρατήρηση και ανάλυση ενισχύει την ικανότητα αναγνώρισης ατόμων που βρίσκονται σε υψηλό κίνδυνο τραυματισμού στο κάτω άκρο. Η Δ.Β.Γ. αποτελεί παράγοντα κινδύνου και μηχανισμός για τραυματισμούς μη επαφής στην άρθρωση. Έγκυρα εργαλεία

κλινικής αξιολόγησης για την ταυτοποίηση ατόμων με μεγαλύτερη γωνία Δ.Β.Γ. είναι απαραίτητα έτσι ώστε τα άτομα υψηλού κινδύνου να μπορούν να στοχοποιούνται και να προλαμβάνουν τραυματισμούς μέσω προληπτικών προγραμμάτων για την διόρθωση της λειτουργικής κίνησης του γόνατος (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Μεγάλο μέρος της βιβλιογραφίας που σχετίζεται με το μοτίβο κίνησης του κάτω άκρου βασίζεται σε ανάλυση τρισδιάστατης (3-D) κίνησης, που εμφανίζει μεγάλη ακρίβεια και ευαισθησία σε λεπτές αποκλίσεις της κίνησης. Όμως στην κλινική πρακτική σε πολλαπλές μετρήσεις συνήθως χρησιμοποιούνται πιο οικονομικά αποδεκτές μέθοδοι αξιολόγησης (Bell *et al.*, 2013; Rabin *et al.*, 2014). Για παράδειγμα η αξιολόγηση της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την διάρκεια διποδικού άλματος με προσγείωση γίνεται με δισδιάστατη (2-D) βιντεοσκόπηση. Τα άλματα ως δοκιμασίες αξιολόγησης, συνήθως ερμηνεύονται από τους κλινικούς αξιολογητές με βάση το αποτέλεσμα απόδοσης του εξεταζόμενου, με τη χρήση «καλού» ή «μέτριου» χαρακτηρισμού (Nilstad *et al.*, 2014). Οι μετρήσεις που αξιολογούν την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο χρησιμοποιούν συνδυασμούς τυπικών βιντεοκάμερών, με λογισμικό με βασική επεξεργασία και ανάλυση κίνησης ανάλογα με το μέτρο του ενδιαφέροντος. Ωστόσο είναι αμφισβητήσιμο εάν ένας κλινικός αξιολογητής μπορεί να ανιχνεύσει οπτικά αυτές τις λεπτές κινηματικές διαφορές. Για παράδειγμα σε μία έρευνα η μειωμένη δύναμη της απαγωγής και έξω στροφής του ισχίου συσχετίστηκαν με 4° μεγαλύτερης προσαγωγής του ισχίου και 2,9° μεγαλύτερη αντίθετη πυελική πτώση κατά την διάρκεια ενός Μ.Κ. με τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης. Η οπτική ανίχνευση αυτών των λεπτών κινηματικών διαφορών είναι αδύνατη. Επομένως χρειάζονται αξιόπιστα και έγκυρα κλινικά εργαλεία για την αξιολόγηση της ποιότητας της κίνησης για να ξεπεραστεί αυτός ο περιορισμός (Rabin *et al.*, 2014).

Οι Herrington *et al.* (2017), εξέτασαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία της 2D ανάλυσης κατά την διάρκεια του Μ.Κ. και Μ.Π. για τον έλεγχο των μετωπιαίων κινήσεων του γόνατος. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τη τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης (gold standard), και βρέθηκαν υψηλές συσχετίσεις μεταξύ των εξεταστών (ICC 0,97-0,99). Οι 2D μετρήσεις στις παραπάνω δοκιμασίες φάνηκαν να έχουν πολύ καλές συσχετίσεις με την γωνία απαγωγής γόνατος (Δ.Β.Γ.) συγκριτικά με την 3D ανάλυση (Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Herrington *et al.*, 2017).

2.4. Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΗΝ Δ.Β.Γ.

2.4.1. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΑΡΕΜΒΑΣΕΩΝ ΕΝΔΥΝΑΜΩΣΗΣ ΙΣΧΙΟΥ ΣΤΗΝ Δ.Β.Γ.

Η συμμετοχή σε ένα πρόγραμμα πρόληψης τραυματισμών μπορεί να είναι αρκετά επωφελής για άτομα με μειωμένη ποιότητα κίνησης. Πολλοί ερευνητές έχουν επικεντρωθεί στο πως θα περιορίσουν την Δ.Β.Γ.. Τα άτομα με Π.Ε.Π. έχουν επανειλημμένα αποδείξει αδυναμία των μυών του ισχίου με ταυτόχρονη παρουσία Δ.Β.Γ. και οι παρεμβάσεις για την αύξηση της μυϊκής δύναμης του ισχίου έδειξαν βελτιωμένα αποτελέσματα σε αυτούς τους ασθενείς (Rabin *et al.*, 2014). Ακόμα στον αθλητικό πληθυσμό αναφέρεται ότι αυτοί που διατηρούν ισχυρούς απαγωγούς και έξω στροφείς ενδέχεται να μην παρουσιάσουν σοβαρούς τραυματισμούς στα γόνατα (Claiborne *et al.*, 2006). Επιπλέον σε περιπτώσεις που συνυπάρχουν και άλλοι παράγοντες για την πρόκληση Δ.Β.Γ., οι Wilczynski *et al* (2020), υποστηρίζουν ότι η ενίσχυση και η ενεργοποίηση των γλουτιαίων μυών, βελτιώνει την αντοχή της πλευρικής κάμψης του κορμού, αυξάνοντας την ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής.

Μια τυχαιοποιημένη ελεγχόμενη κλινική δοκιμή των Bell *et al* (2013), εξέτασε αν η βλαισότητα στο γόνατο κατά την διάρκεια διποδικού καθίσματος μπορεί να βελτιωθεί μετά από ένα στοχευμένο πρόγραμμα ασκήσεων. Η ομάδα παρέμβασης ολοκλήρωσε 10 συνεδρίες ασκήσεων ενδυνάμωσης, ελαστικότητας ισχίου και ποδοκνημικής, σε διάστημα 2 έως 3 εβδομάδες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι μειώθηκε η Δ.Β.Γ. κατά το διποδικό κάθισμα σε ποσοστό 30-50%. Επίσης αυξήθηκε το εύρος κίνησης της ποδοκνημικής όταν το γόνατο βρισκόταν σε κάμψη. Μια διαφορετική μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε 34 γυναίκες με αυξημένη Δ.Β.Γ ανέφερε ότι η ενίσχυση των μυών του ισχίου και του κορμού είχε την δυνατότητα να αλλάξει την κινηματική στο μετωπιαίο επίπεδο, όπως τη προσαγωγή κατά την διάρκεια δοκιμασιών που επέφεραν βάρος (Araújo *et al.*, 2017).

Σύμφωνα με τους Claiborne *et al* (2006), οι μυϊκές ομάδες του ισχίου και του γόνατος επηρεάζουν περίπου στο 22% την μεταβολή της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Το γεγονός αυτό ενισχύει την σημασία της ένταξης ασκήσεων τόσο γόνατος όσο και ισχίου σε ένα πρόγραμμα ρύθμισης και πρόληψης των τραυματισμών του κάτω άκρου σε αθλητές. Διάφορα άλλα στοιχεία από μελέτες παρέμβασης δείχνουν ότι η άσκηση επανεκπαίδευσης και η άσκηση ενδυνάμωσης των απαγωγών οδηγούν σε ευνοϊκά αποτελέσματα στην μείωση του πόνου και στην αύξηση της λειτουργικότητας. Ωστόσο η επανεκπαίδευση μειώνει σημαντικά την προσαγωγή του ισχίου, υποδηλώνοντας ένα νέο πιθανό κινηματικό μηχανισμό (Neal *et al.*, 2016). Ωστόσο τρέχοντα προγράμματα πρόληψης που εστιάζουν στην βελτίωση

μόνο βιομηχανικών αιτιών τραυματισμού δεν έχουν καταφέρει να μειώσουν την σεξουαλική ανισότητα που επικρατεί στους τραυματισμούς. Γνωρίζοντας ότι η κόπωση μπορεί να επιβαρύνει τα επικινδυνά πρότυπα κίνησης, η αντιμετώπιση της μπορεί να ωφελήσει την στρατηγική ενεργοποίησης των μυϊκών ομάδων και κατά συνέπεια να μειώσει την πιθανότητα τραυματισμού (Kernozek et al., 2008; Thomas et al., 2010).

2.4.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ Δ.Β.Γ.

Αρκετοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι η Δ.Β.Γ. στο γόνατο μπορεί να προκύψει από πολλούς παράγοντες που σχετίζονται με την λειτουργία των απαγωγών του ισχίου, όπως η έλλειψη μυϊκής δύναμης και ελαστικότητας. Κατά την διάρκεια δραστηριοτήτων φόρτισης που απαιτούν κάμψη στο γόνατο, οι απαγωγείς του ισχίου και οι έξω στροφείς δραστηριοποιούνται έκκεντρα τόσο για την σταθεροποίηση της λεκάνης στο μετωπιαίο επίπεδο όσο για τον έλεγχο της κίνησης του μηριαίου στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο. Η αδυναμία αυτών των μυών μπορεί να οδηγήσει σε υπερβολική προσαγωγή του ισχίου κατά τη διάρκεια των δραστηριοτήτων φόρτισης και κατά συνέπεια σε Δ.Β.Γ. (Park, Cynn and Choung, 2013). Μερικές φορές το φαινόμενο της Δ.Β.Γ. μπορεί να δημιουργηθεί και αντισταθμιστικά, προκειμένου να αντικαταστήσει την έλλειψη οβελιαίας κίνησης του άκρου με μεγαλύτερη κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο (Park, Cynn and Choung, 2013).

Οι Claiborne et al. (2006), επίσης υποστήριξαν ότι η μυϊκή δύναμη του ισχίου εκδηλώνει μεγάλη συσχέτιση με την κινηματική του γόνατος και κατά συνέπεια η μειωμένη αντοχή των μυών του ισχίου μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά μεγαλύτερη Δ.Β.Γ. Στην μελέτη τους προσπάθησαν να προσδιορίσουν την σχέση των μυών του ισχίου με την Δ.Β.Γ και τις κινητικές διαφορές μεταξύ των δύο φύλων στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τη διάρκεια ενός Μ.Κ. Διαπιστώθηκε ότι η αυξημένη δύναμη των απαγωγών του ισχίου μείωσε σημαντικά τις κινήσεις Δ.Β.Γ., υποδηλώνοντας ένα σημαντικό ρόλο αυτής της ομάδας μυών στην σταθεροποίηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Ακόμη παρατηρήθηκε ότι οι άντρες εμφάνισαν μεγαλύτερη ροπή μέγιστης δύναμης εκτός από την έκκεντρη έσω στροφή, γεγονός που δικαιολογεί τις μεγαλύτερες γωνίες Δ.Β.Γ. που εμφάνισαν οι γυναίκες. Αντίθετα οι Thijss et al (2007), εξέτασαν την συσχέτιση της δύναμης των μυών του ισχίου με το μετωπιαίο επίπεδο κατά την πρόσθια προβολή σε αθλητές τένις. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπήρχαν σημαντικές συσχετίσεις στην δύναμη των μυών του ισχίου και της των κινήσεων

βλαισότητας και ρεβότητας. Ωστόσο ο πληθυσμός που ερευνήθηκε αποτελούταν από υγιείς αθλητές γεγονός που εξηγεί τα παραπάνω αποτελέσματα

Οι Park et al. (2013) χρησιμοποίησαν την δοκιμή « Forward Step-Down » για να συγκρίνουν την δύναμη του ισχίου και το εύρος κίνησης των κάτω άκρων σε ασυμπτωματικές γυναίκες με διαφορετικά επίπεδα ποιότητας κίνησης. Οι γυναίκες που εμφάνισαν μέτρια ποιότητα κίνησης, είχαν σημαντικά λιγότερη αντοχή στους απαγωγούς και στους προσαγωγούς στο ισχίο συγκριτικά με αυτούς που εμφάνιζαν καλύτερη ποιότητα κίνησης. Από την άλλη πλευρά οι (Stiffler et al., 2015), δεν βρήκαν διαφορά στο εύρος κίνησης του ισχίου μεταξύ υγιών ατόμων που εμφάνιζαν μετατόπιση στην επιγονατίδα. Επισήμαναν όμως ότι μπορεί να υπάρχει σχέση μεταξύ της υπερδραστηριότητας των μυών κατά την διάρκεια δυναμικών κινήσεων και αυτό χρειάζεται περαιτέρω διερεύνηση.

Η συστηματική ανασκόπηση των (Prins and van der Wurff, 2009), απέδειξε ότι οι γυναίκες με Π.Ε.Π. παρουσιάζουν μείωση της δύναμης των μυών του ισχίου στο προσβεβλημένο άκρο σε σχέση με υγιή άτομα. Οι Almeida et al (2016), σε μία μελέτη σύγκρισης που πραγματοποίησαν, οι γυναίκες με Π.Ε.Π. έδειξαν μεγαλύτερη Δ.Β.Γ. και μυϊκή αδυναμία των απαγωγών του ισχίου, των εκτεινόντων και των έξω στροφών. Διαπιστώθηκε επίσης ότι οι γυναίκες με Π.Ε.Π. είχαν σημαντικά ελλείμματα στην δύναμη των μυών του ισχίου που έφταναν σε ποσοστά 18,2 % για τους απαγωγείς, 27, 9 % για τους εκτεινόντες και 15,6 % για τους έξω στροφείς. Επισήμαναν ότι η επαρκής αντοχή των απαγωγών, έξω στροφών και εκτεινόντων μπορεί να αποτρέψει την υπερβολική μετατόπιση της επιγονατίδας. Επίσης σχολίασαν ότι η μυϊκή αδυναμία του ισχίου μπορεί να οδηγήσει σε προσαγωγή του μηριαίου οστού σε σχέση με την λεκάνη (προκαλώντας μεγαλύτερη Δ.Β.Γ.), και να οδηγήσει σε πτώση λεκάνης στην αντίθετη πλευρά ή σε συνδυασμό και των δύο.

Οι Neamatallah et al (2020), αξιολόγησαν την ηλεκρομυογραφική δραστηριότητα του γλουτιαίου κατά την απαγωγή και έκταση του ισχίου σε σχέση με τις γωνίες που εμφάνιζε το ισχίο και το γόνατο κάθε στιγμή μίας μονοποδικής δραστηριότητας (προσγείωση ή κάθισμα). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι στις γυναίκες, οι στιγμές και οι γωνίες απαγωγής τους στο γόνατο συσχετίστηκαν έντονα με την απαγωγή του ισχίου σε όλες τις δραστηριότητες. Από την άλλη πλευρά στους άντρες οι σχέση των απαγωγών στο μετωπιαίο επίπεδο ήταν λιγότερο σαφής με την δύναμη των απαγωγών και την ηλεκρομυογραφική δραστηριότητα του μέσου γλουτιαίου να παρουσιάζουν την μεγαλύτερη συσχέτιση σε συγκεκριμένες δραστηριότητες όπως το Μ.Κ.

2.4.3. ΣΥΣΧΕΤΗΣΗ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕ ΤΗΝ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗ ΑΡΘΡΩΣΗ

Οι Rabin & Kozol (2010), προσπάθησαν να συσχετίσουν τη δύναμη και το εύρος κίνησης μεταξύ ισχίου και της ποδοκνημικής μέσω της εκτίμησης της ποιότητας κίνησης του κάτω άκρου κατά την δοκιμασία πλευρικής κατάβασης από σκαλί. Τα αποτελέσματα συσχέτισαν την μέτρια επίδοση του δείγματος με την παρουσία μειωμένης ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής ενώ η δύναμη των απαγωγών δεν εμφάνισε σημαντικές διαφορές. Όμως τα ευρήματα της έρευνας περιορίστηκαν σε υγιείς γυναίκες οι οποίες λαμβάναν οδηγίες για το βέλτιστο μοτίβο κίνησης κατά την δοκιμή. Το γεγονός αυτό μπορεί να επηρέασε τα αποτελέσματα. Έπειτα οι Rabin et al. (2014), πραγματοποίησαν σε στρατιωτικό περιβάλλον μία μελέτη χρησιμοποιώντας την ίδια δοκιμασία. Αυτή τη φορά διαπίστωσαν ότι ένας περιορισμός εύρους κίνησης σε οποιαδήποτε από τις αρθρώσεις ισχίου, γόνατος και ποδοκνημικής μπορεί να δημιουργήσει αλλαγές στην κίνηση σε άλλες αρθρώσεις. Ωστόσο κατά την οπτική παρατήρηση δεν βρέθηκε συσχέτιση μεταξύ της ποιότητας του μοτίβου κίνησης με την δύναμη των μυών του ισχίου. Επομένως προκύπτει ότι η οπτική παρατήρηση απέτυχε να εντοπίσει διαφορές στη δύναμη του ισχίου μεταξύ των συμμετεχόντων με διαφορετικές ποιότητες κίνησης. Επιπλέον οι συμμετέχοντες σε αυτή την περίπτωση ήταν πιο δυνατοί μυϊκά συγκριτικά με άμαχους πληθυσμούς Π.Ε.Π. που θα μπορούσαν να μειώσουν την επίδραση της μυϊκής δύναμης του ισχίου στο μοτίβο κίνησης. Ωστόσο 2 χρόνια αργότερα εξέτασαν την παραπάνω κλινική δοκιμασία σε διαφορετικό δείγμα ατόμων. Τα ευρήματα πλέον έδειχναν ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της μέγιστης προσαγωγής του ισχίου και των υποομάδων με χαμηλή και υψηλή ραχιαία κάμψη στην ποδοκνημική. Στην πραγματικότητα παρατηρήθηκε μεγαλύτερη προσαγωγή ισχίου μεταξύ των ασθενών με Π.Ε.Π. κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας πλευρικής κατάβασης από σκαλί (Rabin, Portnoy and Kozol, 2016).

2.5. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ - ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Η αξιοπιστία χαρακτηρίζεται από το εάν ένα συγκεκριμένο πρωτόκολλο μέτρησης, ελαχιστοποιεί το σφάλμα της μέτρησης, παράγοντας ακριβείς και σταθερές μετρήσεις κατά τη διάρκεια επαναλαμβανόμενων μετρήσεων της ίδιας μεταβλητής (Portney and Watkins, 2015). Η υψηλή αξιοπιστία κάποιας λειτουργικής δοκιμασίας είναι αρκετά σημαντική καθώς ανάλογα με τα αποτελέσματα της απόδοσης των εξεταζόμενων μπορεί να αποτελέσει κριτήριο επιστροφής στην δραστηριότητα. Η αξιοπιστία μιας μέτρησης ταξινομείται μέσο

του συντελεστή συσχέτισης Intraclass Correlation Coefficient (I.C.C.), με δείκτη πάνω από 0,90 (I.C.C. >0,90) να θεωρείται ενδεικτικό της «εξαιρετικής» αξιοπιστίας του μέσου κλινικής αξιολόγησης (Portney and Watkins, 2015).

Η εγκυρότητα προϋποθέτει από ένα μέσο αξιολόγησης να μετρά πραγματικά τη μεταβλητή που πρόκειται να αξιολογηθεί. Η εγκυρότητα περιλαμβάνει την ευαισθησία και την εξειδίκευση (Portney and Watkins, 2015)

2.5.1. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ

Οι Alenezi et al. (2014), χαρακτήρισαν τις δοκιμασίες M.K. και M.Π. αρκετά αξιόπιστες για την αξιολόγηση εμβιομηχανικών μεταβλητών των κάτω άκρων. Η μονοποδική στάση με ταυτόχρονη απώλεια ισορροπίας αποτελεί το κύριο παρατηρούμενο μοτίβο κίνησης κατά την διάρκεια τραυματισμών στο κάτω άκρο. Οι Padua et al. (2009), ανέφεραν ότι η μετατόπιση του γόνατος που εκδηλώνεται κατά την διάρκεια ενός μονοποδικού καθίσματος αποτελεί έγκυρη λειτουργική κίνηση αξιολόγησης σε άτομα με Δ.Β.Γ.. Ακόμη, οι Herrington et al. (2017), εξέτασαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία της 2-D ανάλυσης κατά την διάρκεια του M.K. και M.Π. για τον έλεγχο των μετωπιαίων κινήσεων του γόνατος. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τη τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης (gold standard), και βρέθηκαν υψηλές συσχετίσεις μεταξύ των εξεταστών (ICC= 0,97-0,99). Οι 2-D μετρήσεις στις παραπάνω δοκιμασίες φάνηκαν να έχουν πολύ καλές συσχετίσεις με την γωνία απαγωγής γόνατος (Δ.Β.Γ.) συγκριτικά με την 3-D ανάλυση (Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Herrington *et al.*, 2017).

2.5.2. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟΥ

Η ισοκινητική μειομετρική λειτουργία του ισοκινητικού δυναμόμετρου της εταιρίας Biodex System παρέχει υψηλή και στατιστικά σημαντική αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για τις παραμέτρους της μυικής απόδοσης (Μέγιστη Ροπή- M.P. και έργο), (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Η αξιοπιστία των ισοκινητικών μετρήσεων για μυϊκή απόδοση αποτελεί επιτακτική ανάγκη στην ερμηνεία και την εφαρμογή προγραμμάτων αποκατάστασης στη αθλητική και ορθοπεδική φυσικοθεραπεία (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013; Kellis and Kouvelioti, 2009).

Οι Drouin et al. (2004), αξιολόγησαν την εγκυρότητα και αξιοπιστία της θέσης, της ροπής και της γωνιακής ταχύτητας του ισοκινητικού δυναμόμετρου Biodex System 3. Τα ευρήματα τους έδειξαν ότι το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 παρέχει μηχανικά αξιόπιστα μέτρα της ροπής, της θέσης και της γωνιακής ταχύτητας στις επαναλαμβανόμενες δοκιμές που πραγματοποιούνται την ίδια μέρα, καθώς και σε διαφορετικές ημέρες. Η εγκυρότητα των μετρήσεων της ισομετρικής ροπής και θέσης ήταν αποδεκτή και για κλινικούς αλλά και για ερευνητικούς σκοπούς. Τα μέτρα της μειομετρικής γωνιακής ταχύτητας έδειξαν το μεγαλύτερο βαθμό συμφωνίας σε σύγκριση με τις μεταβλητές ροπής και θέσης, ήταν όμως έγκυρα μέχρι της 300°/s (δηλαδή για αργές έως μέτρια υψηλές ταχύτητες), με σταδιακή μείωση της μέγιστης γωνιακής ταχύτητας που συνέβαινε σε υψηλότερες ταχύτητες δοκιμής.

2.5.3. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ ΚΙΝΟΒΕΑ

Το λογισμικό Kínovea είναι μια δυσδιάστατη εφαρμογή η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μέτρηση των κινηματικών παραμέτρων και διατίθεται δωρεάν. Το περιβάλλον εργασίας του χρήστη είναι διαθέσιμο σε 26 γλώσσες μέσα στις οποίες συμπεριλαμβάνονται και τα ελληνικά. Επιτρέπει την κατάλληλη τοποθέτηση του εξεταζόμενου σε διάφορες θέσεις και δίνει την δυνατότητα παροχής πληροφοριών σε 3 επίπεδα (μετωπιαίο, οβελιαίο, εγκάρσιο). Είναι αρκετά εύχρηστο για κινηματική ανάλυση σε οποιοδήποτε περιβάλλον, ενώ απαιτείται μόνο μία κάμερα και ένα τρίοδο κάμερας για να βιντεοσκοπηθεί η δοκιμασία η οποία θα αναλυθεί στην συνέχεια σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Η τεχνολογία αυτή έχει χρησιμοποιηθεί για κλινικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Αποτελεί έγκυρο και αξιόπιστο εργαλείο το οποίο παρέχει ένα αποδεκτό επίπεδο ακρίβειας στις γωνιακές και γραμμικές μετρήσεις (Puig-Divi et al., 2019). Ακόμα έχει χαρακτηριστεί έγκυρο και αξιόπιστο εργαλείο για την αξιολόγηση της απόδοσης άλματος από υγιή σωματικά δραστήριο πληθυσμό, διαφορετικού φύλλου (Pueo, Penichet-Tomas and Jimenez-Olmedo, 2020).

2.6. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να ελέγξει εάν η Δ.Β.Γ. μεταβάλλεται μετά από ισοκινητική κόπωση του μέσου γλουτιαίου, κατά τις δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π.. Επίσης η μελέτη αυτή εξέτασε την πιθανότητα ύπαρξης συσχέτισης μεταξύ της δύναμης των

απαγωγών του ισχίου με τη κίνηση του γόνατος στο Μ.Ε. τόσο πριν όσο και μετά την κόπωση των απαγωγών.

2.7. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ

2.7.1. ΕΛΕΓΧΟΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΑΠΑΓΩΓΩΝ

- I. Υπάρχει μεταβολή της Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών;

H₀₁: Δεν υπάρχει συσχέτιση της μεταβολής της Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών.

H₁: Υπάρχει συσχέτιση της ισοκινητικής κόπωσης του μέσου γλουτιαίου στη Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ.

- II. Υπάρχει μεταβολή της Δ.Β.Γ. κατά τη Μ.Π. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών;

H₀₂: Δεν υπάρχει συσχέτιση της μεταβολής της Δ.Β.Γ. κατά τη Μ.Π. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών.

H₂: Υπάρχει στατιστικά της μεταβολής της Δ.Β.Γ. κατά τη Μ.Π. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών.

2.7.2. ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΣΗΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε..

- III. Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Κ.;

H₀₃: Δεν υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Κ.

H₃: Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Κ.

IV. Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Π.;

H₀₄: Δεν υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Π.

H₄: Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την δοκιμασία Μ.Π.

2.7.3. ΕΛΕΓΧΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΣΗΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ.

V. Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Κ.;

H₀₅: Δεν υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Κ.

H₅: Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Κ.

VI. Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Π.;

H₀₆: Δεν υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Π.

H₆: Υπάρχει συσχέτιση της δύναμης ροπής των απαγωγών, με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών κατά την δοκιμασία Μ.Π.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ

Η παρούσα ερευνητική πρόταση αποτελεί μια μελέτη εργαστηρίου που εξετάζει την μεταβολή της δυναμικής βλαισότητας του γόνατος (Δ.Β.Γ.) μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών του ισχίου. Η αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. πραγματοποιήθηκε κατά την διάρκεια δύο δοκιμασιών αξιολόγησης: μονοποδική προσγείωση (Μ.Π.), από ύψος 40cm και μονοποδικό κάθισμα (Μ.Κ.). Οι παράμετροι που αξιολογήθηκαν είναι η μέγιστη ροπή (Μ.Ρ.) των απαγωγών, η μέγιστη ροπή κόπωσης (Μ.Ρ.Κ.) των απαγωγών και η Δ.Β.Γ. στις δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. πριν και μετά τη κόπωση. Τα κύρια εργαλεία μέτρησης που χρησιμοποιήθηκαν είναι το ισοκινητικό δυναμόμετρο και μια απλή κάμερα κινητού για την δισδιάστατη (2-D) βίντεο-καταγραφή κατά τις δοκιμασίες Μ.Π. και Μ.Κ.. Η ανάλυση της δυναμικής βλαισότητας πραγματοποιήθηκε με την εφαρμογή Kinovea (Dingenen, Malfait, Vanrenterghem, Verschueren, & Staes, 2014). Η μελέτη διεξήχθη στο Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας του τμήματος Φυσικοθεραπείας.

3.2. ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΨΙΑ

Στην διεξαγωγή της έρευνας αρχικά έλαβαν μέρος 28 σωματικά δραστήριες γυναίκες, από το Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας. Ως σωματικά δραστήριες ορίστηκαν τα άτομα που είχαν συμμετοχή σε αερόβια ή αθλητική δραστηριότητα τουλάχιστον 3 φορές την εβδομάδα το λιγότερο 30 λεπτά κάθε φορά (Patrek et al., 2011; (Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Οι συμμετέχουσες επιλέχθηκαν με δειγματοληψία ευκολίας. Παρακάτω ακολουθούν τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού των ατόμων που συμμετείχαν στην έρευνα:

Κριτήρια Ένταξης:

- γυναίκες με ηλικιακό φάσμα 18-35 ετών.
- Σωματικά δραστήριες.

Κριτήρια αποκλεισμού:

- τραυματισμοί στην άρθρωση πχ. (ρήξη μηνίσκου ή άλλος ενδοαρθρικός τραυματισμός) που προκαλούν πόνο και δυσλειτουργία.
- Κάποιος άλλος πόνος ή τραυματισμός που να μην επιτρέπει να πραγματοποιηθεί το Μ.Κ. και το Μ.Π..
- Χειρουργείο στο εξεταζόμενο σκέλος σε διάστημα μικρότερο ενός έτους.
- μεταβολικά νοσήματα.
- Νευρολογικές ή οπτικές διαταραχές που εμποδίζουν την συμμετοχή.
- Εγκυμοσύνη.

Οι υποψήφιες εθελόντριες πριν την ένταξη τους στην έρευνα διάβασαν ένα ενημερωτικό φυλλάδιο « Έντυπο ενημέρωσης εθελοντή» (Παράρτημα Α) με πληροφορίες για το περιεχόμενο και τις διαδικασίες της έρευνας. Στην συνέχεια οι υποψήφιες εθελόντριες εφόσον επιθυμούσαν να συμμετάσχουν στην έρευνα υπόγραψαν το έντυπο «Συναίνεση μετά από πληροφόρηση» (παράρτημα Β). Η συμμετοχή ήταν απολύτως εθελοντική, εμπιστευτική και οι συμμετέχουσες ενημερώθηκαν σχετικά με τη διατήρηση της ανωνυμίας των προσωπικών τους δεδομένων. Έπειτα πραγματοποιήθηκε μέτρηση ύψους και βάρους. Το ύψος μετρήθηκε με την βοήθεια αναστημόμετρου σε μέτρα (m) με ακρίβεια δύο δεκαδικών ψηφίων. Το βάρος μετρήθηκε σε kg με ακρίβεια ενός δεκαδικού ψηφίου. Οι εξεταζόμενες ήταν χωρίς υποδήματα κατά την διάρκεια των παραπάνω μετρήσεων. Επίσης καταγράφηκε και η ηλικία.

3.3. ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Η αξιολόγηση της δύναμης και η επίτευξη της διαδικασίας κόπωσης απαγωγών πραγματοποιήθηκαν με το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 pro το οποίο παρέχει μηχανικά έγκυρα και αξιόπιστα αποτελέσματα για την ροπή, την θέση και το έργο (Drouin et al., 2004; Kellis & Kouvelioti, 2009; Saenz et al., 2010; (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Η αξιοπιστία του ισοκινητικού δυναμόμετρου έχει αποδειχθεί υψηλή για την μέτρηση της Μέγιστης ροπής (Μ.Ρ.), το συνολικό έργο και τη μέση ισχύ (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013).

Η αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. επιτεύχθηκε κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών Μ.Κ. και Μ.Π.. Οι Alenezi et al. (2014), χαρακτήρισαν τις δοκιμασίες Μ.Κ., Μ.Π. αρκετά αξιόπιστες για την αξιολόγηση των εμβιομηχανικών μεταβλητών των κάτω άκρων. Η μονοποδική στάση με ταυτόχρονη απώλεια ισορροπίας αποτελεί το κύριο παρατηρούμενο μοτίβο κίνησης κατά την διάρκεια τραυματισμών στο κάτω άκρο (Padua et al., 2009). Οι Padua et al. (2009), ανέφεραν ότι η μετατόπιση της θέσης του γόνατος που εκδηλώνεται κατά την διάρκεια ενός Μ.Κ. αποτελεί έγκυρη λειτουργική κίνηση αξιολόγησης της Δ.Β.Γ.. Ακόμη, οι Herrington et al. (2017), εξέτασαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία της 2-D ανάλυσης κατά την διάρκεια του Μ.Κ. και Μ.Π. για τον έλεγχο των μετωπιαίων κινήσεων του γόνατος. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τη τρισδιάστατη (3-D) ανάλυση κίνησης (gold standard), και βρέθηκαν υψηλές συσχετίσεις μεταξύ των εξεταστών (ICC 0,97-0,99). Οι 2-D μετρήσεις στις παραπάνω δοκιμασίες φάνηκαν να έχουν πολύ καλές συσχετίσεις με την γωνία απαγωγής γόνατος (Δ.Β.Γ.) συγκριτικά με την 3-D ανάλυση (Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Herrington et al., 2017).

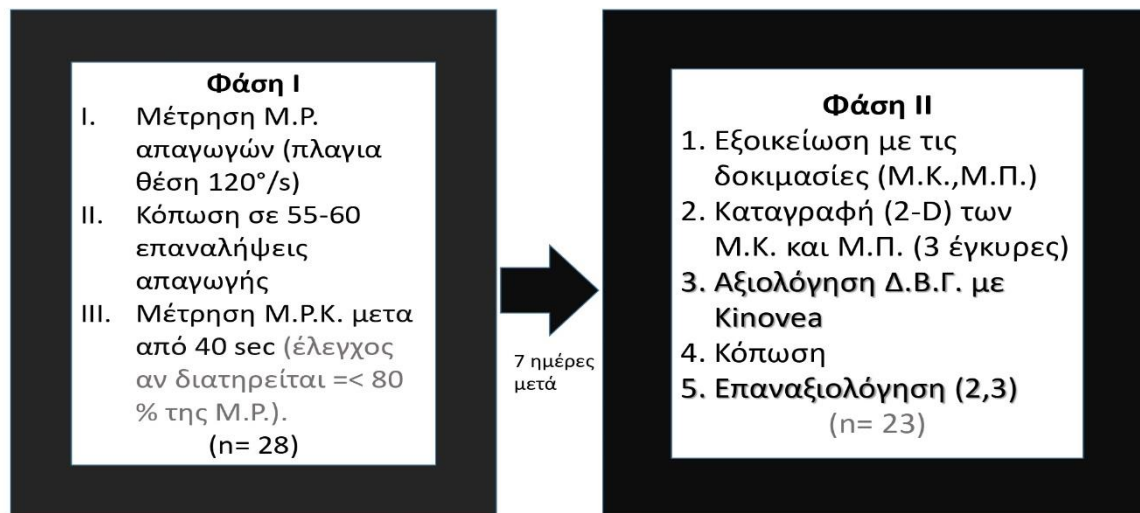
Η κινηματική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με την εφαρμογή Kinevea (έκδοση 0.8.15.0). Το λογισμικό Kinevea είναι μια δυσδιάστατη εφαρμογή η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την μέτρηση των κινηματικών παραμέτρων και διατίθεται δωρεάν. Επιτρέπει την κατάλληλη τοποθέτηση του εξεταζόμενου σε διάφορες θέσεις και δίνει την δυνατότητα παροχής πληροφοριών σε 3 επίπεδα (μετωπιαίο, οβελιαίο, εγκάρσιο). Η τεχνολογία αυτή έχει χρησιμοποιηθεί για κλινικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Αποτελεί έγκυρο και αξιόπιστο εργαλείο το οποίο παρέχει ένα αποδεκτό επίπεδο ακρίβειας στις γωνιακές και γραμμικές μετρήσεις (Puig-Divi et al., 2019). Ακόμα έχει χαρακτηριστεί έγκυρο και αξιόπιστο εργαλείο για την αξιολόγηση της απόδοσης άλματος από υγιή σωματικά δραστήριο πληθυσμό, διαφορετικού φύλλου (Pueo, Penichet-Tomas and Jimenez-Olmedo, 2020).

3.4 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ

Οι διαδικασίες των μετρήσεων χωρίστηκαν σε δύο ημέρες (Φάση Ι, Φάση ΙΙ), με μία εβδομάδα διαφορά (Εικόνα 3.1). Προκειμένου να διατηρηθεί η ανωνυμία των συμμετεχόντων στην μελέτη και να περιοριστεί η πιθανότητα διαρροής των αποτελεσμάτων

μεταξύ των συμμετεχόντων, κάθε εθελόντρια προσερχόταν στον χώρο του εργαστηρίου ξεχωριστά.

Κατάσταση κόπωσης ορίστηκε ως η αδυναμία της συμμετέχουσας να παράγει μεγαλύτερη δύναμη από το 80% της μέγιστης ροπής της, κατά την απαγωγή ισχίου (Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Η μείωση της παραγόμενης δύναμης σε ποσοστό τουλάχιστον 20% έχει υποστηριχθεί από προηγούμενες μελέτες ως κόπωση και θεωρείται λειτουργικά σημαντικό ποσοστό (Thomas, Palmieri-Smith and McLean, 2011; Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Καθορίστηκε μέσα από πιλοτικές δοκιμές ότι χρειάζονται λιγότερο από 40 δευτερόλεπτα προκειμένου να επιτευχθούν οι απαιτούμενες δοκιμασίες αξιολόγησης Μ.Κ. και Μ.Π.. Ελέγχθηκε η διατήρηση της κόπωσης μετά από 40 δευτερόλεπτα από το πέρας του πρωτοκόλλου κόπωσης (Φάση Ι). Όποια συμμετέχουσα δεν διατηρούσε ποσοστό κόπωσης περισσότερο από 20%, απορριπτόταν από την έρευνα και δεν προχωρούσε στην Φάση ΙΙ (Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Στην συγκεκριμένη μελέτη 5 συμμετέχουσες δεν κατάφεραν να διατηρήσουν τα επιθυμητά ποσοστά κόπωσης. Το δείγμα που παρέμεινε ήταν 23 σωματικές δραστήριες γυναίκες.



Εικόνα 3.1, Διαδικασίες μέτρησης συμμετεχόντων. Μ.Ρ.: Μέγιστη Ροπή, Μ.Ρ.Κ: Μέγιστη Ροπή κόπωσης.

Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στο επικρατές πόδι (Patrek et al., 2011; Thomas et al., 2011). Προκειμένου να καθοριστεί το επικρατές πόδι, οι εξεταζόμενες ερωτήθηκαν πιο πόδι θα χρησιμοποιούσαν για να κλωτσήσουν μια μπάλα όσο πιο μακριά γίνεται. Το σκέλος

που θα κλωτσούσαν την μπάλα αξιολογήθηκε ως το επικρατές πόδι (3 αριστερά, 20 δεξιά), (Olivier et al., 2019).

ΦΑΣΗ Ι

3.4.1. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ

Οι ισοκινητικές μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν από πλάγια θέση. Η θέση αυτή επιλέχθηκε καθώς προκαλεί καλύτερη σταθεροποίηση του κορμού και της λεκάνης κατά την κίνηση τη απαγωγής/ προσαγωγής του ισχίου συγκριτικά με την όρθια θέση (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013; Weir, 2005). Οι συμμετέχοντες τοποθέτησαν το δοκιμαζόμενο ισχίο προς τα πάνω. Το επικρατές εξεταζόμενο πόδι τοποθετήθηκε παράλληλα με το έδαφος και σε μέση θέση όσον αφορά την κάμψη, έκταση, έξω και έσω στροφή του ισχίου. Το αντίπλευρο γόνατο τοποθετήθηκε σε κάμψη 90° και σταθεροποιήθηκε με ιμάντες (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Ο κορμός και η λεκάνη σταθεροποιήθηκαν με τη χρήση ιμάντων του δυναμόμετρου και ζητήθηκε από την δοκιμαζόμενη να κρατάει με το πάνω χέρι της τμήμα της καρέκλας του ισοκινητικού (Εικόνα 3.2). Ο άξονας περιστροφής του δυναμόμετρου ευθυγραμμίστηκε περίπου με τον άξονα περιστροφής της άρθρωσης, παράλληλα στο ύψος του εξεταζόμενου ισχίου. Ο μοχλός του δυναμόμετρου τοποθετήθηκε πλευρικά στο μηρό 5cm πάνω από την επιγονατίδα. (Εικόνα 3.3). Προκειμένου να περιοριστεί η ενεργοποίηση διαφορετικών μυϊκών ομάδων, δόθηκε οδηγία στην εξεταζόμενη να μην κάμψει το γόνατο στο εξεταζόμενο πόδι κατά την διαδικασία των μετρήσεων, αλλά να το διατηρεί συνεχώς σε έκταση, και να μην φέρει σε στροφή και κάμψη το ισχίο (Thomas, Palmieri-Smith and McLean, 2011; Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Baldon Rde et al., 2012). Επειδή οι δοκιμασίες αξιολόγησης Μ.Κ. και Μ.Π. κατά την εκτέλεσή τους δεν απαιτούν μεγάλο εύρος κίνησης απαγωγής ισχίου καθώς το ισχίο βρίσκεται κυρίως σε μέση θέση, περιορίσαμε το εύρος κίνησης των ισοκινητικών μετρήσεων από τις 0° (μέση θέση) μέχρι τις 25° απαγωγής.



Εικόνα 3.2, Τοποθέτηση δοκιμαζόμενης στο ισοκινητικό δυναμόμετρο .



Εικόνα 3.3, Προσαρμογή μοχλού και άξονα περιστροφής με τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά της δοκιμαζόμενης.

3.4.2. ΕΥΡΕΣΗ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΡΟΠΗΣ

Πρώτα μετρήθηκε η σύγκεντρη μέγιστη ροπή των απαγωγών ισχίου. Η γωνιακή ταχύτητα ορίστηκε στις 120 °/s κατά την μειομετρική απαγωγή και προσαγωγή του ισχίου. Μια μελέτη που εξέτασε την επίδραση της ταχύτητας στην ισοκινητική κόπωσης των απαγωγών βρήκε πιο αξιόπιστα αποτελέσματα στις 120°/s (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Κάθε συμμετέχουσα πραγματοποίησε 2 γύρους των 5 επαναλήψεων στις 120 °/s. Στις συμμετέχουσες δόθηκε η εντολή να σπρώξουν το πόδι τους προς τα πάνω (απαγωγή) και να

το τραβήξουν προς τα κάτω (προσαγωγή) όσο πιο δυνατά και γρήγορα μπορούν για όλες τις επαναλήψεις (Kellis, Zafeiridis and Amiridis, 2011; Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Η μέτρηση της Μ.Ρ. των απαγωγών ισχίου ήταν απαραίτητη προκειμένου στην συνέχεια να πραγματοποιηθεί η διαδικασία κόπωσης (Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Thomas, Palmieri-Smith and McLean, 2011).

3.4.3 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ

Μετά την διαδικασία μέτρησης της μέγιστης ροπής των απαγωγών, ακολούθησε το πρωτόκολλο της κόπωσης απαγωγών. Ως κόπωση ορίστηκε όταν για 3 συνεχόμενες επαναλήψεις η απόδοση των συμμετεχόντων έπεφτε κάτω από 50% της μέγιστης ροπής. (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Οι συμμετέχουσες έλαβαν εντολή να απάγουν και να προσάγουν το ισχίο τους επανειλημμένα όσο πιο δυνατά και γρήγορα μπορούν (Kellis, Zafeiridis and Amiridis, 2011; Gautrey, Watson and Mitchell, 2013; McNair *et al.*, 1996). Στο συγκεκριμένο δείγμα που αποτελείται από σωματικά δραστήριες γυναίκες χρειάστηκαν περίπου 55 έως 60 επαναλήψεις προκειμένου να επιτευχθούν αυτά τα ποσοστά κόπωσης. Οι Gautrey *et al.* (2013) εξέτασαν 10 υγιείς άνδρες και 10 άνδρες με μονόπλευρη λειτουργική αστάθεια αστραγάλου χρησιμοποιώντας την ίδια ταχύτητα ροπής δύναμης (120°/s). Σύμφωνα με αυτούς χρειάστηκαν 54-55 και 50-52 απαγωγές/προσαγωγές ισχίου αντίστοιχα προκειμένου να πετύχουν 50% κόπωση των απαγωγών. Σε πιλοτικές μετρήσεις της παρούσας μελέτης φάνηκε ότι όταν η ροπή δύναμης των απαγωγών φτάσει στο 50 % της μέγιστης ροπής των απαγωγών, τότε η κόπωση τους διατηρείται σε ποσοστό 20%, μετά από 40 δευτερόλεπτα. Για την εγκυρότητα των αποτελεσμάτων της έρευνας κάθε δοκιμαζόμενη εξετάστηκε ξεχωριστά προκειμένου να επιβεβαιωθεί ότι η επιθυμητή κόπωση διατηρείται σε όλο το δείγμα (Φάση I).

3.4.4. ΕΛΕΓΧΟΣ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ

Από πιλοτικές μετρήσεις φάνηκε ότι χρειάζονται 40 δευτερόλεπτα από την στιγμή που θα σηκωθεί η δοκιμαζόμενη από την καρέκλα του ισοκινητικού μέχρι την ολοκλήρωση όλων των δοκιμασιών αξιολόγησης (Μ.Κ., Μ.Π.). Επομένως θα έπρεπε να εξασφαλιστεί ότι ένα αποδεκτό ποσοστό κόπωσης διατηρείται κατά την διάρκεια των Μ.Κ. και Μ.Π.. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω πρέπει η μέγιστη ροπή μετά από κόπωση να διατηρείται κάτω από

20% της αρχικής μέγιστης ροπής. Έτσι 40 δευτερόλεπτα μετά το πέρας της ολοκλήρωσης του πρωτοκόλλου της κόπωσης απαγωγών, μετρήθηκε η μέγιστη ροπή κόπωσης. Εκτελέστηκαν 5 επαναλήψεις απαγωγής/ προσαγωγής ισχίου στις 120°/s. Δόθηκε εντολή στις συμμετέχουσες να καταβάλουν μέγιστη προσπάθεια να απάγουν και να προσάγουν το πόδι τους το ίδιο δυνατά και γρήγορα (Kellis, Zafeiridis and Amiridis, 2011; Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Εάν η δύναμη των απαγωγών ισχίου της δοκιμαζόμενης επανερχόταν σε μεγαλύτερο ποσοστό του 80% της αρχικής μέγιστης ροπής μετά από 40 δευτερόλεπτα, τότε η συμμετοχή της στην έρευνα σταματούσε. Όποια από της συμμετέχουσες γινόταν αποδεκτή (μέγιστη ροπή κόπωσης \leq 80% αρχική μέγιστη ροπή), συμμετείχε στις κύριες μετρήσεις της μελέτης μια εβδομάδα αργότερα (Φάση II). Σε αυτό το διάστημα από τις συμμετέχουσες ζητήθηκε να μην αλλάξουν την φυσιολογική τους δραστηριότητα και να αποφύγουν την πολύ έντονη άσκηση των κάτω άκρων (Geiser, O'Connor and Earl, 2010).

ΦΑΣΗ II

3.4.5. ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Μετά από μία εβδομάδα οι συμμετέχουσες που κατάφεραν να διατηρήσουν την κόπωση 40 δευτερόλεπτα αργότερα, προσήλθαν στον χώρο του εργαστηρίου προκειμένου να αξιολογηθούν στις δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. πριν και μετά την κόπωση. Προκειμένου να απορριφθεί η πιθανότητα επιρροής της σειράς των δοκιμασιών στα αποτελέσματα της μελέτης, η σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών έγινε μέσο κλήρου.

Πρώτα πραγματοποιήθηκε προθέρμανση προκειμένου να αποφευχθεί η πιθανότητα τραυματισμού κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών. Η προθέρμανση περιλάμβανε καθίσματα (2 γύρους των 8 επαναλήψεων) και μέγιστα άλματα (Εικόνα 3.4.), με την χρήση και των δύο άκρων (2 γύρους των 5 επαναλήψεων), (Stensrud et al., 2011). Έπειτα ένας εξεταστής περιέγραψε και υπέδειξε τις δοκιμασίες σε κάθε δοκιμαζόμενη. Στις συμμετέχουσες δόθηκε όσος χρόνος χρειαζόντουσαν προκειμένου να εξοικειωθούν με τις δοκιμασίες πριν την καταγραφή (Fox, Bonacci and Saunders, 2020). Χρησιμοποιήθηκαν οι ίδιες λεκτικές οδηγίες, προτροπές για την περιγραφή των δοκιμασιών αλλά και χρόνος. Οι συμμετέχουσες θα έπρεπε να πραγματοποιήσουν 3 επιτυχημένες προσπάθειες για κάθε δοκιμασία σε λιγότερο χρόνο από 40 δευτερόλεπτα. Μετά τις προσπάθειες εξοικείωσης, οι δοκιμαζόμενες

είχαν τρία λεπτά για να ξεκουραστούν προκειμένου να αποφευχθεί η κόπωση (Olivier et al., 2019).



Εικόνα 3.4, Προθέρμανση με διποδικό μέγιστο άλμα.

Η δοκιμασία Μ.Π. έγινε από κουτί ύψους 40cm (Patrek et al., 2011; Thomas et al., 2011). Ξεκίνησε με μονοποδική στήριξη πάνω στο κουτί με το επικρατές πόδι (σκέλος αξιολόγησης), όπου η δοκιμαζόμενη έπρεπε να προσγειωθεί προς τα εμπρός. Η προσγείωση θα έπρεπε να είναι άνετη χωρίς πτώση ή άγγιγμα του εδάφους με το άλλο άκρο (Patrek et al., 2011). Δόθηκαν τυποποιημένες οδηγίες όπως: «θα ανέβετε στο κουτί θα στηριχθείτε στο πόδι που έχουν τοποθετηθεί τα οδηγία σημεία και θα πέσετε προς τα εμπρός χωρίς να πηδήξετε προς τα πάνω» (Martinez, Lessi, Carvalho, & Serrao, 2018). Η εξεταζόμενη έπρεπε να διατηρήσει την μονοποδική στήριξη για 2 δευτερόλεπτα (Myer et al., 2015). Συνολικά χρειαζόνταν 3 έγκυρες προσπάθειες (Olivier et al., 2019; Patrek et al., 2011; Fox, Bonacci and Saunders, 2020). Η αξιολόγηση του χρόνου διατήρησης της προσγείωσης έγινε μέσω της εφαρμογής Kinovea η οποία είναι έγκυρη και αξιόπιστη μέθοδος (Balsalobre-Fernández et al., 2014).

Για την δοκιμασία Μ.Κ. ζητήθηκε από της συμμετέχουσες να σταυρώσουν τα χέρια τους πάνω στήθος τους, να λυγίζουν το πόδι της μη στήριξης (μη επικρατές) σε 90° κάμψης ισχίου και 90° κάμψης γόνατος. Επιλέχθηκε αυτή η θέση για το μη επικρατές άκρο κατά το μονοποδικό κάθισμα, λόγω αυξημένης μυϊκής ενεργοποίησης του μέσου γλουτιαίου σε αυτή τη θέση (Olivier et al., 2019). Επίσης θα έπρεπε να προσπαθούν να διατηρούν τον κορμό όρθιο κοιτάζοντας μπροστά στηριζόμενες στο επικρατές πόδι. Κατά το κάθισμα ζητήθηκε

να κάμψουν το γόνατό τους το περισσότερο δυνατόν χωρίς να χάσει η πτέρνα την επαφή της με το έδαφος. Η δοκιμασία ακυρωνόταν και επαναλαμβανόταν εάν η συμμετέχουσα έχανε την ισορροπία της, άλλαζε την τοποθέτηση των χεριών της ή όταν το μη επικρατές πόδι ακουμπούσε το επικρατές κατά την διάρκεια της εκτέλεσης των δοκιμασιών. Κάθε συμμετέχουσα πραγματοποίησε 3 έγκυρες προσπάθειες Μ.Κ. και Μ.Π. Η διαδικασία εκτελείτο με τη βοήθεια μετρονόμου όπου χρειάστηκαν δυο δευτερόλεπτα για να λυγίσουν το πόδι προς τα κάτω και δύο για την επιστροφή τους στην αρχική θέση (Olivier et al., 2019).

Οι έγκυρες προσπάθειες που ικανοποιούσαν τα παραπάνω κριτήρια αποθηκεύτηκαν και στην συνέχεια αξιολογήθηκαν με το λογισμικό Kinovea στο σημείο της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας που εκδηλώθηκε στο μετωπιαίο επίπεδο. Τα αποτελέσματα από τις αναλύσεις Kinovea συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα των δοκιμασιών Μ.Κ. και Μ.Π. μετά τη κόπωση απαγωγών ισχίου (Dingenen et al., 2014). Για κάθε συμμετέχουσα υπολογίστηκε ο μέσος όρος της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας, που αποτελεί το σημείο της μέγιστης Δ.Β.Γ. που παρουσιάστηκε στο μετωπιαίο επίπεδο από τις έγκυρες προσπάθειες της κάθε λειτουργικής δοκιμασίας (Myer et al., 2015).

3.4.6. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ

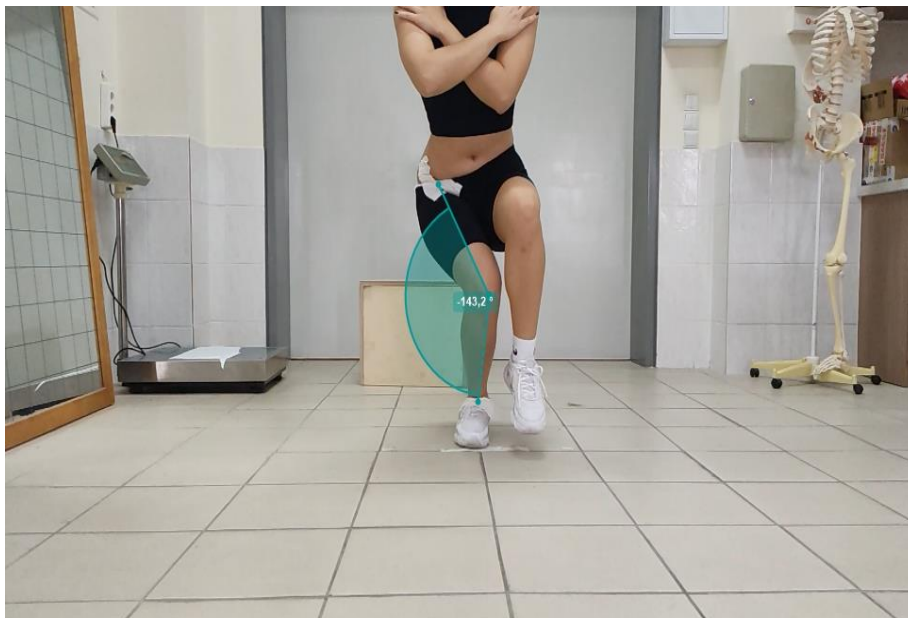
Οι δοκιμασίες βιντεοσκοπήθηκαν με μια κάμερα κινητού τηλεφώνου (Xiaomi Redmi Note 9S). Αυτή τοποθετήθηκε πάνω σε ένα τρίποδο στο ύψος της άρθρωσης του γόνατος κάθε συμμετέχουσας και σε απόσταση 2,5m από το κουτί πτώσης ή του μονοποδικού καθίσματος. Ορίστηκαν 3 ανατομικά σημεία αναφοράς των δοκιμαζόμενων (πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα, μεσότητα των έσω και έξω μηριαίων κονδύλων, μεσότητα των έσω-έξω σφυρών), έτσι ώστε να μπορεί να μετρηθεί με μεγαλύτερη ακρίβεια η βλαισότητα του γόνατος κατά της δοκιμασίες (Patrek et al., 2011; Dingenen et al., 2014). Η μεσότητα των σημείων αναφοράς μεταξύ των σφυρών και των μηριαίων κονδύλων μετρήθηκε με την χρήση μεζούρας και την παρουσία 2 εκπαιδευμένων εξεταστών. Τα σημεία αυτά σχεδιάστηκαν με ανεξίτηλο μαρκαδόρο σε πάχος 1.5cm x 1.5cm προκειμένου να γίνονται αντιληπτά από την κάμερα του κινητού. Από τις συμμετέχουσες είχε ζητηθεί να φοράνε αθλητικά παπούτσια, κοντές κάλτσες, αθλητικό μπουστάκι και σορτσάκι προκειμένου να παραμείνουν εμφανή αυτά τα οδηγία σημεία κατά την καταγραφή (Olivier et al., 2019; Noyes et al., 2005). Τοποθετήθηκε λευκοταινία στη γλώσσα του παπουτσιού προκειμένου να κρατήσει πιο

χαμηλά την γλώσσα του παπουτσιού και να μην αποκρύβεται το σημείο αναφοράς της μεσότητας μεταξύ έσω και έξω σφυρού. Επίσης λευκοταινία είχε τοποθετηθεί και στο σορτσάκι σε περίπτωση που αποκρυβόταν το σημάδι στην πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα.

Αφού πραγματοποιήθηκαν και καταγράφηκαν οι λειτουργικές δοκιμασίες αξιολόγησης ακολούθησε το πρωτόκολλο κόπωσης που είχε επαναληφθεί την προηγούμενη εβδομάδα. Οι συμμετέχουσες αμέσως μετά την λήξη του πρωτοκόλλου κόπωσης έπρεπε να ολοκληρώσουν ξανά 3 προσπάθειες από κάθε λειτουργική δοκιμασία Μ.Κ. και Μ.Π. σε λιγότερο από 40 δευτερόλεπτα. Μετά την λήξη των δοκιμασιών ακολούθησαν διατάσεις μέσου γλουτιαίου για αποθεραπεία.

3.4.7. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ Δ.Β.Γ.

Η αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. υπολογίστηκε στο σημείο της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας στο μετωπιαίο επίπεδο. Η θέση αυτή προσδιορίστηκε από τον φυσικοθεραπευτή με οπτική παρατήρηση προχωρώντας αργά το βίντεο καρέ-καρέ μέσω της εφαρμογής Kinevea (Dingenen et al., 2014). Η Δ.Β.Γ. υπολογίστηκε από τη γωνία που σχηματίστηκε από την συνένωση των δύο ευθειών που περνάνε από τα σημεία αναφοράς. Η πρώτη ευθεία ενώνει την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα με το μέσον του γόνατος και η δεύτερη ευθεία ενώνει το μέσον της άρθρωσης του γόνατος με το μέσον της άρθρωσης της ποδοκνημικής. Ως γωνία βλαισότητας ορίζεται η γωνία που βρίσκεται εξωτερικά, όπως παρατηρείται ο εξεταζόμενος από μπροστά (Εικόνα 3.), (Εικόνα .6). Ως ουδέτερη θέση γόνατος αποκαλείται όταν η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των 2 ευθειών είναι 180° . Όσο μικρότερη είναι η γωνία από τις 180° τόσο μεγαλύτερη προβλέπεται να παρουσιαστεί η βλαισότητα του γόνατος (Dingenen et al., 2014). Κατά τις διαδικασίες, καθώς και κατά την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της εφαρμογής Kinevea ήταν παρόντες 2 εκπαιδευμένοι φυσικοθεραπευτές.



Εικόνα 3.5., Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ. με χρήση της εφαρμογής Kinovea.



Εικόνα 3.6., Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Π. με χρήση της εφαρμογής Kinovea.

3.5. ΗΘΙΚΗ ΚΑΙ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑ

Για την διεξαγωγή της έρευνας απαραίτητη προϋπόθεση ήταν η έγκριση της ερευνητικής πρότασης από την επιτροπή ηθικής και δεοντολογίας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Για την τήρηση του κώδικα ηθικής και δεοντολογίας οι μέθοδοι παρέμβασης που

χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα έρευνα ήταν μη επιβλαβής για τις συμμετέχουσες, ενώ οι μέθοδοι αξιολόγησης ήταν εμπειριστατωμένοι βάση προγενέστερων μελετών. Η πραγματοποίηση του πρωτοκόλλου με την παρουσία ειδικά εκπαιδευμένων αξιολογητών κατά της δοκιμασίες αξιολόγησης μείωσε την πιθανότητα κινδύνου. Η προθέρμανση που προηγήθηκε και οι οδηγίες που δόθηκαν για τις δοκιμασίες αξιολόγησης περιόρισαν την πιθανότητα τραυματισμού. Ακόμη είχε διευκρινιστεί στις εθελόντριες ότι σε περίπτωση που κάποια αισθανθεί ενόχληση ή πόνο κατά την διάρκεια της συμμετοχής τους η διαδικασία θα σταματήσει αμέσως (Khayambashi, Fallah, Movahedi, Bagwell, & Powers, 2014).

Οι υποψήφιες συμμετέχουσες ενημερώθηκαν κατάλληλα από τους υπεύθυνους για την διαδικασία για τις ανάγκες της έρευνας. Τους δόθηκε σχετικό έντυπο το οποίο περιλάμβανε όλες τις πληροφορίες καθώς και οι εθελόντριες είχαν την δυνατότητα να συζητήσουν με τους αρμόδιους οποιαδήποτε απορία ή διευκρίνιση. Όταν εξασφαλίστηκε η πλήρη κατανόηση των διαδικασιών και δηλώθηκε θέληση για συμμετοχή, υπέγραψαν την συγκατάθεση τους. Ένα αρκετά σημαντικό στοιχείο ηθικής που θα πρέπει να αναφερθεί, είναι ότι οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν ότι η αποχώρησή τους από την έρευνα είναι εφικτή οποιαδήποτε στιγμή το επιθυμήσουν.

Ακόμα ένα ζήτημα ηθικής αποτελεί η διασφάλιση και η προστασία των προσωπικών δεδομένων των συμμετεχόντων. Η διαδικασία έγινε ανώνυμα με κλειστούς αδιαφανείς φακέλους οι οποίοι περιλάμβαναν κωδικοποίηση ονομάτων, φύλαξη σε ασφαλές μέρος και απομάκρυνση των ονομάτων από μελλοντικές δημοσιεύσεις προκειμένου να εξασφαλιστεί το απόρρητο της συμμετοχής τους.

Τέλος κατατέθηκε αίτηση προς την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας μέσω της Γραμματείας του Π.Μ.Σ, για να αξιολογήσει την ερευνητική πρόταση σχετικά με θέματα δεοντολογίας. Η διεξαγωγή των μετρήσεων πραγματοποιήθηκε ύστερα από έγκριση του ερευνητικού πρωτοκόλλου από την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας (Παράρτημα Γ).

3.6 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Τα αποτελέσματα από τις ισοκινητικές μετρήσεις επεξεργάστηκαν από το λογισμικό της Biodex System 3. Η κανονικοποιημένη με το σωματικό βάρος M.P. των απαγωγών (M.P./ΣΒ), η απόλυτη

M.P. των απαγωγών και η κανονικοποιημένη με το σωματικό βάρος, M.P.K. (M.P.K./ΣΒ), καθώς και η απόλυτη M.P.K. των απαγωγών ισχύου, υπολογίστηκαν και αποτυπώθηκαν αυτόματα στο έντυπο «Γενική αξιολόγηση» του λογισμικού του ισοκινητικού δυναμόμετρου (Παράρτημα Δ). Τα αποτελέσματα των λειτουργικών διαδικασιών M.K. και M.Π. από τις αναλύσεις Kinovea καταγράφηκαν στο Excel (έκδοση 2013) προκειμένου να γίνει στην συνέχεια η στατιστική ανάλυση.

Η Στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με το πρόγραμμα SPSS Statistics 20.0. Η στατιστική σημαντικότητα ορίστηκε στο $p \leq 0,05$. Δημιουργήθηκαν πίνακες των δημογραφικών στοιχείων του δείγματος παρουσιάζοντας τις ελάχιστες και μέγιστες τιμές, το μέσο όρο και τη τυπική απόκλιση. Πραγματοποιήθηκε στατιστικός έλεγχος για την ομοιογένεια του δείγματος στο baseline σχετικά με τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά (ύψος, βάρος, ηλικία). Έλεγχος ομοιογένειας πραγματοποιήθηκε και στα αποτελέσματα του επικρατούς σκέλους κατά τις ισοκινητικές μετρήσεις των απαγωγών (M.P., M.P.K., M.P./ΣΒ, M.P.K./ΣΒ) και στην M.M.Γ που παρατηρήθηκαν κατά τις δοκιμασίες M.K. και M.Π.

Ο έλεγχος της κανονικότητας πραγματοποιήθηκε με την μέθοδο Shapiro Wilk καθώς είναι η πιο κατάλληλη μέθοδος για μικρά μεγέθη δειγμάτων (όταν $n < 50$). Για τις μεταβλητές που ικανοποιούσαν την υπόθεση της κανονικής κατανομής, εφαρμόστηκε παραμετρικός έλεγχος με τη χρήση του συντελεστή συσχέτισης του Pearson. Για τις μεταβλητές που δεν ακολούθησαν κανονική κατανομή χρησιμοποιήθηκε ο μη παραμετρικός συντελεστής συσχέτισης Spearman. Για την αξιολόγηση των συσχετίσεων χρησιμοποιήσαμε την κατάταξη των (Portney and Watkins, 2015) οι οποίοι κατατάσσουν τις συσχετίσεις ως «μικρές ή καθόλου συσχετίσεις» (0,00 έως 0,25), «ήπιες» (0,25 έως 0,50), «μέτριες έως καλές» (0,50 έως 0,75) και «εξαιρετικές» συσχετίσεις ($> 0,75$).

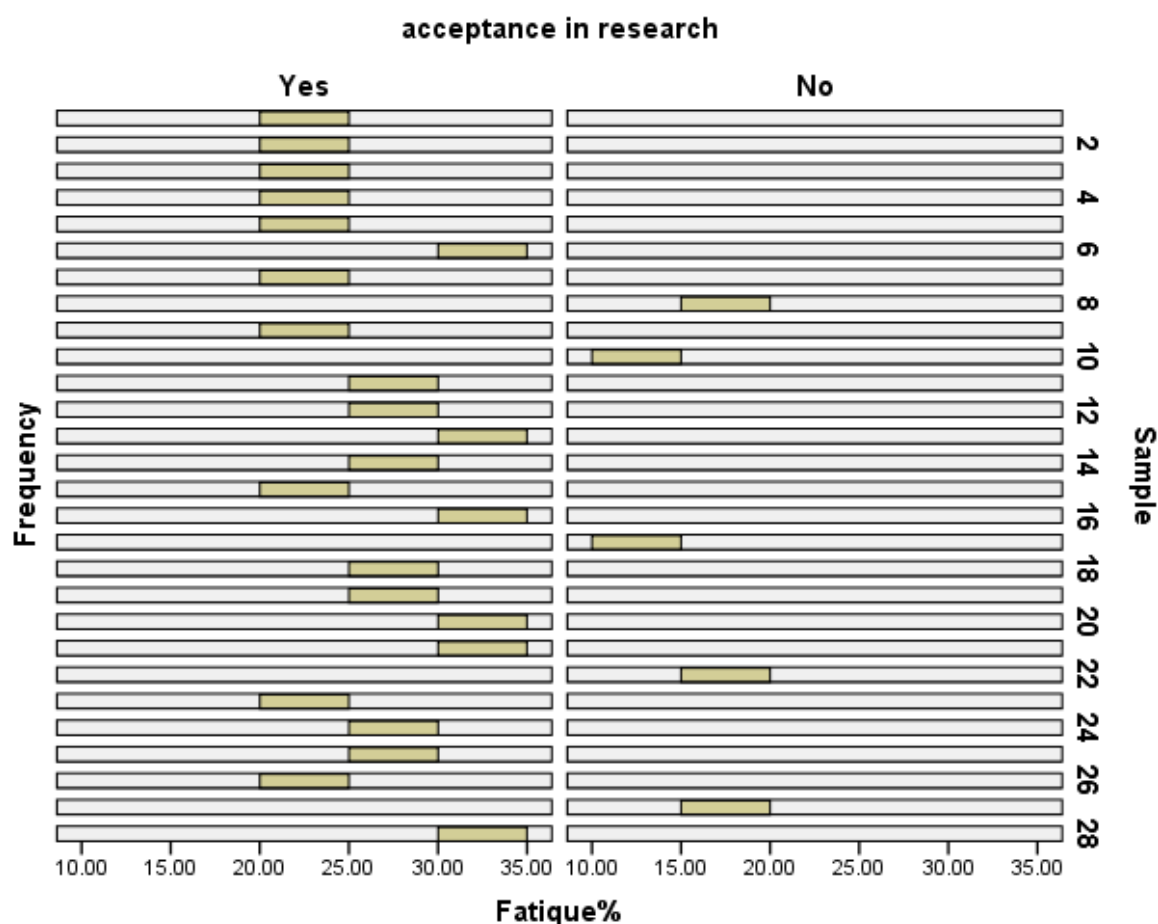
Για τον έλεγχο της μεταβολής της Δ.Β.Γ. πριν και μετά την κόπωση κατά την διάρκεια των δοκιμασιών, χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Paired Samples T-Test. Η ερμηνεία του τελικού αποτελέσματος πραγματοποιήθηκε με βάση την τιμή p-value όπου αν $p \leq 0.05$ υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές, ενώ αν $p > 0.05$ δεν υπάρχει σημαντική διαφορά. Σε περίπτωση που οι συσχετίσεις εμφανίζουν τιμή $p \leq 0.05$ για κάθε μία υπόθεση ξεχωριστά, οι συνθήκες $H_1, H_2, H_3, H_4, H_5, H_6$ επαληθεύονται. Διαφορετικά ισχύουν οι συνθήκες $H_{01}, H_{02}, H_{03}, H_{04}, H_{05}, H_{06}$ όπου δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. ΑΝΘΡΩΠΟΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ:

Το δείγμα αποτελούταν από 28 γυναίκες, σωματικά δραστήριες, 19-27 ετών. Από αυτές πέντε συμμετέχουσες της φάσης I δεν κατάφεραν να διατηρήσουν την κόπωση τους τουλάχιστον σε ποσοστό 20% μετά από 40 δευτερόλεπτα. Ως αποτέλεσμα 23 άτομα συνέχισαν την συμμετοχή τους στην έρευνα (Εικόνα 4.1).



Εικόνα 4.1., Γράφημα για αποδοχή συμμετεχόντων με κόπωση μεγαλύτερη από 20%.

Ο μέσος όρος (Μ.Ο.) ηλικίας των συμμετεχόντων είναι τα $19,96 \pm 1,637$ έτη, του ύψους $1,6635 \pm 0,7049$ cm και του βάρους $60,3913 \pm 8,82527$ kg (Πίνακας 4.1.). Στο διάγραμμα υπό την μορφή πίτας με τίτλο «Επικρατές σκέλος» διακρίνεται πως από τις 23 συμμετέχουσες, οι 20 χρησιμοποιούν ως επικρατές σκέλος το δεξί ενώ οι υπόλοιπες 3 το αριστερό (Εικόνα 4.2.).

Πίνακας 4.1, Σωματομετρικά στοιχεία δείγματος

Συνολικό δείγμα (N=23)	Εύρος Τιμών (Range)	Ελάχιστη Τιμή (min)	Μέγιστη Τιμή (max)	Μέσος Όρος (Μ.Ο.)	Τυπική Απόκλιση (Τ.ΑΠ.)
Ηλικία (Χρόνια)	8	19	27	19,96	1,637
Βάρος (kg)	30	44,00	74,00	60,3913	8,82527
Ύψος (cm)	0,26	1,53	1,79	1,6635	0,7049
Δ.Μ.Σ. (kg/ m ²)	1,503	18,314	25,817	21,7204	2,00111

ΔΜΣ: Δείκτης μάζας σώματος



Εικόνα 4.2., Διάγραμμα απεικόνισης επικρατούς σκέλους του δείγματος

4.2. ΠΕΡΙΓΡΑΦΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Ο παρακάτω πίνακας παρουσιάζει τα περιγραφικά χαρακτηριστικά από τα αποτελέσματα του επικρατούς σκέλους κατά τις ισοκινητικές μετρήσεις των απαγωγών στις 120°/s και τις μέγιστες γωνίες βλαισότητας που παρατηρήθηκαν στις δοκιμασίες Μονοποδικό Κάθισμα (Μ.Κ.) και Μονοποδική Προσγείωση (Μ.Π.) πριν και μετά την κόπωση απαγωγών. Οι τιμές που παρουσιάζονται αφορούν την Μέση Μέγιστη Ροπή (Μ.Μ.Ρ.) / Σωματικό Βάρος (Σ.Β.) καθώς και την Μέση Μέγιστη ροπή μετά από κόπωση (Μ.Μ.Ρ.Κ.) των απαγωγών/ Σ.Β που καταγράφηκαν 40 δευτερόλεπτα μετά την διαδικασίας κόπωσης. Αναφέρονται οι μέγιστες γωνίες Δ.Β.Γ. που παρατηρήθηκαν με τη χρήση της εφαρμογής Κίνονεα. Παρουσιάζεται, το εύρος τιμών, το μέσο όρο τιμών, η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή τους (Πίνακας 4.2). Παρατηρώντας τα αποτελέσματα των μέσο όρων των τιμών, φαίνεται ότι η μέγιστη Δ.Β.Γ. μειώνεται και στις δύο δοκιμασίες μετά την κόπωση. Το μέσο όρο της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας, που παρατηρήθηκε στο μετωπιαίο επίπεδο, κατά το Μ.Κ. παρουσιάζεται με 161.4 μοίρες πριν την κόπωση και 163.7 μοίρες μετά την κόπωση. Για την δοκιμασία Μ.Π. εμφανίζεται με 157.9 μοίρες πριν και 162.1 μοίρες μετά την κόπωση. Ωστόσο και στις δύο περιπτώσεις (πριν και μετά την κόπωση) το μέσο όρο των τιμών της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας που παρατηρήθηκαν στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τις δοκιμασίες είναι κάτω από 168°. Φαίνεται πως το δείγμα που αποτελείται από σωματικά δραστήριες γυναίκες παρουσιάζει επικίνδυνες γωνίες Δ.Β.Γ. τόσο πριν, όσο και μετά την κόπωση στην εκτέλεση και των δύο λειτουργικών δοκιμασιών (Herrington et al., 2017).

Πίνακας 4.2., Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών απαγωγών στις 120°/s και δισδιάστατης ανάλυσης πριν και μετά τη κόπωση.

Συνολικό δείγμα (N=23)	Εύρος Τιμών (range)	Ελάχιστη τιμή (min)	Μέγιστη Τιμή (max)	Μέσος Όρος (Μ.Ο.)	Τυπική Απόκλιση (Τ.ΑΠ.)
Μ.Κ. πριν (μοίρες)	38,10	143,97	182,07	161,4474	9,88300
Μ.Π. πριν (μοίρες)	42,43	130,37	172,80	157,9165	9,76196
Μ.Κ. μετά (μοίρες)	31,46	149,47	180,93	163,6900	9,13298
Μ.Π. μετά (μοίρες)	19,87	152,33	172,20	162,1352	6,47292
Μ.Μ.Ρ. Απαγωγών 120°/s (Nm)	72,8	69,5	142,3	89,469	18,7926
Μ.Μ.Ρ./ΣΒ Απαγωγών 120°/s (Nm)	1,33	1,50	2,83	2,0161	0,27889

M.M.P.K. Απαγωγών μετά από κόπωση 120°/s (Nm)	86,4	92,1	178,5	121,517	23,5433
M.M.P.K./ΣΒ Απαγωγών μετά από κόπωση 120°/s (Nm)	1,13	1,13	2,16	1,4866	0,24235

M.M.P.= Μέση Μέγιστη Ροπή, M.M.P./ΣΒ= Μέση Μέγιστη Ροπή/ Σωματικό Βάρος, M.M.P.K.: Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης.

4.3.ΕΛΕΓΧΟΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ

Πριν τον έλεγχο των ερευνητικών υποθέσεων πραγματοποιήθηκε έλεγχος κανονικότητας όλων των μεταβλητών με το Shapiro Wilk test το οποίο χρησιμοποιείται για μέγεθος δείγματος μικρότερο των 50 ατόμων (Πίνακας 4.3.). Η υπόθεση κανονικότητας της οποίας γινόταν ο έλεγχος ήταν:

H_0 : Η μεταβλητή X ακολουθεί την κανονική κατανομή.

H_1 : Η μεταβλητή X δεν ακολουθεί την κανονική κατανομή.

Για τιμή $p \leq 0,05$ απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση (H_0). Επομένως τα δεδομένα δεν ακολουθούν την κανονική κατανομή και θα πραγματοποιηθεί μη παραμετρικός έλεγχος. Για τιμή $p \geq 0,05$ δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση (H_0). Επομένως τα δεδομένα ακολουθούν κανονική κατανομή και θα πραγματοποιηθεί παραμετρικός έλεγχος. Ο συντελεστής γραμμικής συσχέτισης του Pearson υπολογίζεται όταν και οι δύο ποσοτικές μεταβλητές ακολουθούν την κανονική κατανομή. Για το λόγο αυτό ονομάζεται παραμετρικός συντελεστής γραμμικής συσχέτισης. Σε περίπτωση που οι μεταβλητές είναι μη παραμετρικές χρησιμοποιείται ο συντελεστής συσχέτισης Spearman. Από τον Πίνακα 4.3., παρατηρούμε πως οι μεταβλητές M.K., M.Π., M.P. και M.M.P./Σ.Β. Απαγωγών ικανοποιούν την υπόθεση της κανονικής κατανομής. Επομένως για αυτές τις μεταβλητές εφαρμόστηκε παραμετρικός έλεγχος με τη χρήση του συντελεστή συσχέτισης του Pearson. Για τις μεταβλητές M.M.P.K., M.M.P.K./Σ.Β. απαγωγών μετά από κόπωση $p=0,020$ και

$p=0,006$ γεγονός που τις καθιστά μη παραμετρικές οπότε χρησιμοποιήθηκε ο μη παραμετρικός έλεγχος Spearman.

Πίνακας 4.3., Έλεγχος Κανονικότητας μεταβλητών.

	Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.
Μ.Κ. πριν (μοίρες)	0,951	23	0,313
Μ.Π. πριν (μοίρες)	0,944	23	0,220
Μ.Κ. μετά (μοίρες)	0,954	23	0,353
Μ.Π. μετά (μοίρες)	0,927	23	0,093
Μ.Μ.Ρ./ΣΒ Απαγωγών 120°/s	0,925	23	0,086
Μ.Μ.Ρ. Απαγωγών 120°/s	0,927	23	0,094
Μ.Μ.Ρ.Κ./ΣΒ Απαγωγών μετά από κόπωση 120°/s (Nm)	0,895	23	0,020
Μ.Μ.Ρ.Κ. Απαγωγών μετά από κόπωση 120°/s (Nm)	0,869	23	0,006

Μ.Μ.Ρ= Μέση Μέγιστη Ροπή, Μ.Μ.Ρ./ΣΒ= Μέση Μέγιστη Ροπή/ Σωματικό Βάρος, Μ.Μ.Ρ.Κ: Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης.

4.4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ

Οι δοκιμασίες αξιολόγησης Μ.Κ. και Μ.Π. αποτελούν εξαρτημένες μεταβλητές για αυτό το λόγο το παραμετρικό τεστ που χρησιμοποιήθηκε είναι το Paired Samples T-Test (Πίνακας 4.4). Από τον πίνακα προκύπτει στατιστικά σημαντική διαφορά στην μεταβολή της Δ.Β.Γ. κατά την δοκιμασία Μ.Π. μετά την κόπωση ($p=0.035$). Το γεγονός αυτό επαληθεύει την υπόθεση H_2 , δηλαδή υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της μεταβολής της Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Π. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών. Αντίθετα $p=0.158$ για την δοκιμασία S.L.S, όπου επικρατεί η συνθήκη H_{01} , (δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της μεταβολής της Δ.Β.Γ. κατά το Μ.Κ. μετά από ισοκινητική κόπωση των

απαγωγών). Παρατηρώντας το διάστημα εμπιστοσύνης, η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή στο Μ.Κ. περιλαμβάνουν την τιμή μηδέν. Ενώ η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή στο Μ.Π. δεν περιλαμβάνουν την τιμή μηδέν. Από αυτό προκύπτει ότι υπάρχει 95% πιθανότητα να υπάρχει στατιστικά σημαντικής διαφοράς στις μέσες τιμές του πληθυσμού κατά το Μ.Π.

Πίνακας 4.4 Paired Samples T-Test για τις διαφορές στην Δ.Β.Γ. κατά τις λειτουργικές δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. πριν και μετά τη κόπωση.

Συνδυασμοί		Συνδυασμός Διαφορών					t	df	p-value
		Μέσος Όρος	Τυπική Από-κλιση	Τυπικό λάθος Μέσου Όρου	95% Διάστημα εμπιστοσύνης				
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή			
1.	M.K.πριν-M.K.μετά (μοίρες)	-2,24261	7,36308	1,53531	-5,42664	,94143	-1,461	2 2	,158
2.	M.Π.πριν-M.Π.μετά (μοίρες)	-4,21870	8,98508	1,87352	-8,10413	-,33326	-2,252	2 2	,035

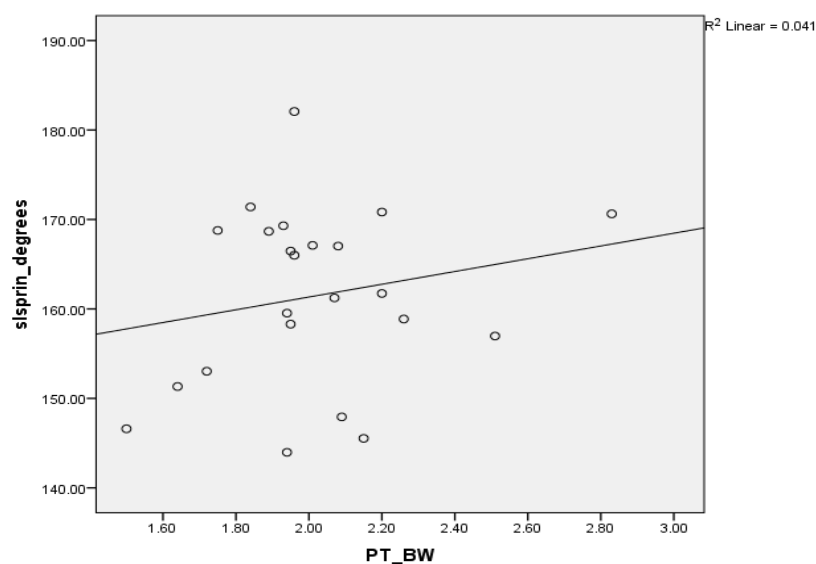
4.5. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΩΝ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ Μ.Μ.Ρ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ.

Για την συσχέτιση τόσο των κανονικοποιημένων όσο των μη κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών και της Δ.Β.Γ. που παρουσιάστηκε κατά τις λειτουργικές δοκιμασίες υπολογίστηκε ο συντελεστής συσχέτισης Pearson (Πίνακας 4.5.). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπάρχει συσχέτιση της Μ.Μ.Ρ./Σ.Β. των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο στις λειτουργικές δοκιμασίες καθώς $p=0,357$, $r=0,201$ και $p=0,429$, $r=0,173$ για το Μ.Κ. και το Μ.Π. αντίστοιχα. Συσχέτιση δεν παρατηρήθηκε ούτε μεταξύ της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο καθώς $p=0,774$, $r=0,063$ κατά το Μ.Κ. και $p=0,599$, $r=0,116$ κατά το Μ.Π. Παρατηρώντας τα δεδομένα που προκύπτουν από τα διαγράμματα διασποράς τα σημεία απεικονίζονται τυχαία διασκορπισμένα δεν παρουσιάζουν συσχέτιση οι μεταβλητές στους δύο άξονες (Εικόνα 4.3., Εικόνα 4.4., Εικόνα 4.5., Εικόνα 4.6.).

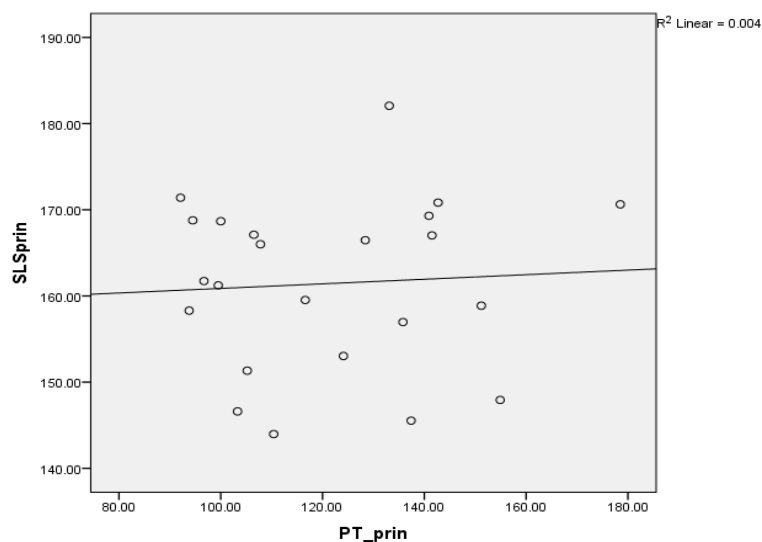
Πίνακας 4.5. Ανάλυση Pearson για τον έλεγχο της συσχέτισης της Μ.Μ.Ρ. και Μ.Μ.Ρ./Σ.Β. των απαγωγών με την κίνηση του γόνατος στο Μ.Ε.

120°/s (Nm/kg)		Μ.Κ. πριν (μοίρες)	Μ.Π. πριν (μοίρες)
Μ.Μ.Ρ./Σ.Β.	Pearson Correlation	0,201	0,173
	Sig. (2-tailed)	0,357	0,429
	N	23	23
Μ.Μ.Ρ.	Pearson Correlation	0,063	0,116
	Sig. (2-tailed)	0,774	0,599
	N	23	23

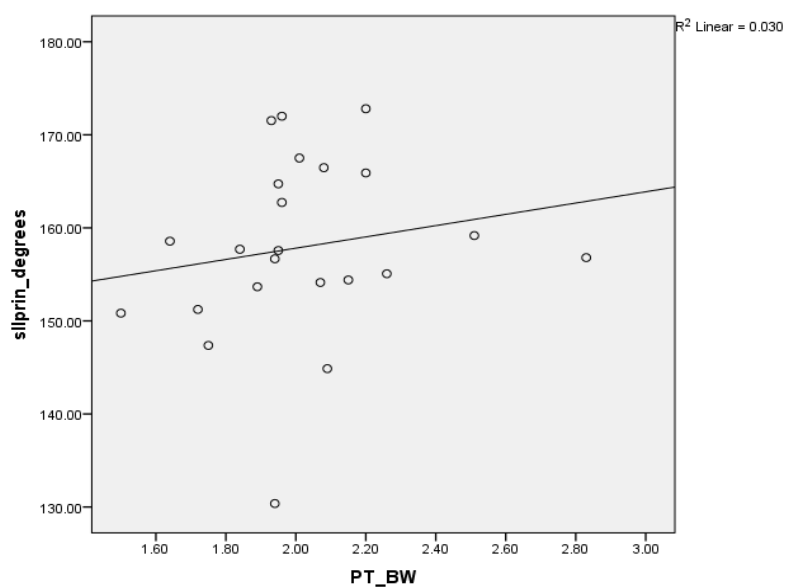
Μ.Μ.Ρ.=Μέση Μέγιστη Ροπή, Μ.Μ.Ρ./ΒΣ= Μέση Μέγιστη Ροπή/ Σωματικό Βάρος.



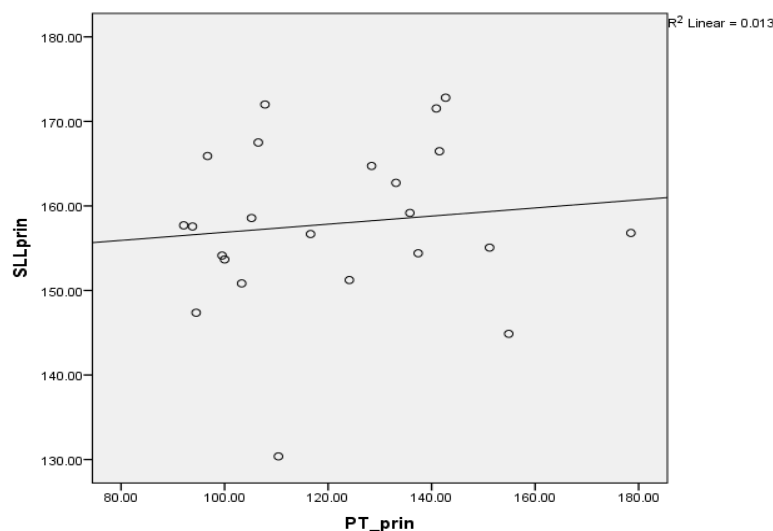
Εικόνα 4.3. Απουσία συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε μοίρες κατά το Μ.Κ., με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ./ΣΒ των απαγωγών.



Εικόνα 4.4 Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε μοίρες κατά το Μ.Κ., με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών.



Εικόνα 4.5. Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε μοίρες κατά τη Μ.Π., με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ./ΣΒ των απαγωγών.



Εικόνα 4.6. Απουσία συσχέτισης των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε μοίρες κατά τη Μ.Π., με τον άξονα χ =M.M.P. των απαγωγών.

4.6. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ Μ.Ρ.Κ. ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ

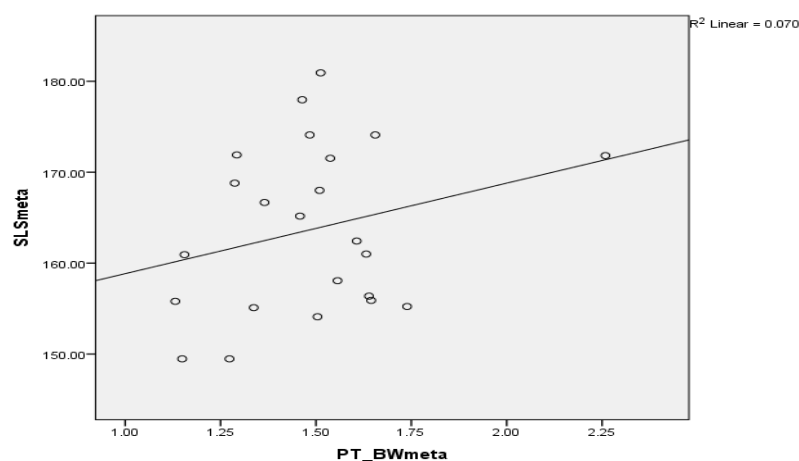
Πραγματοποιήθηκε έλεγχος της συσχέτισης της Μ.Μ.Ρ.Κ./ΣΒ και της Μ.Μ.Ρ.Κ. που παράχθηκαν μετά την διαδικασία κόπωσης (40 δευτερόλεπτα αργότερα), με τα αποτελέσματα της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο στην διάρκεια εξέτασης των λειτουργικών δοκιμασιών (Πίνακας 4.6.). Επειδή η Μ.Μ.Ρ.Κ. και η Μ.Μ.Ρ.Κ./Σ.Β. που παράχθηκαν μετά τη κόπωση των απαγωγών δεν ακολουθούν κανονική κατανομή χρησιμοποιήθηκε μη παραμετρικός έλεγχος Spearman. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι δεν υπάρχει συσχέτιση της Μ.Μ.Ρ.Κ./Σ.Β. με τα αποτελέσματα της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τις δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. μετά από κόπωση ($p=0,297$, $r=0,227$ και $p=0,173$, $r=0,294$ αντίστοιχα). Απουσία συσχέτισης παρουσίασε επίσης η Μ.Μ.Ρ.Κ. κατά το Μ.Κ. ($p=0,178$, $r=0,291$). Ωστόσο παρουσιάστηκε χαμηλή προς μέτρια συσχέτιση της μη κανονικοποιημένης Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά την Μ.Π. ($p=0,022$, $r=0,476$). Παρατηρώντας τα δεδομένα που προκύπτουν από τα διαγράμματα διασποράς Μ.Μ.Ρ.Κ./Σ.Β κατά τις δυο δοκιμασίες και μεταξύ της Μ.Μ.Ρ.Κ. με το Μ.Κ. τα σημεία απεικονίζονται χωρίς να παρουσιάζουν συσχέτιση των μεταβλητών στους δύο άξονες (Διάγραμμα 4.7., Διάγραμμα 4.8., Διάγραμμα

4.9.,). Αντίθετα στο Διάγραμμα 4.10, οι μεταβλητές φαίνεται να ακολουθούν θετική συσχέτιση μεταξύ της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που παρουσιάστηκε κατά τη Μ.Π. σε σχέση με την Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών.

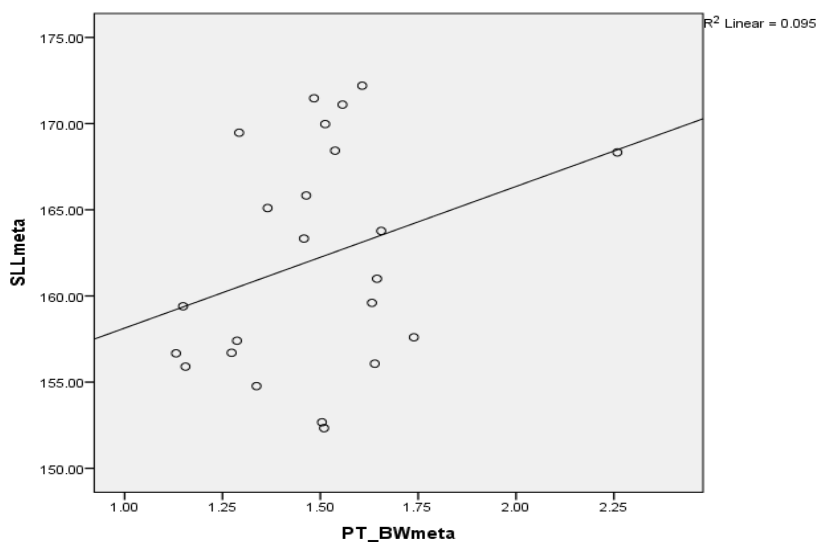
Πίνακας 4.6. Ανάλυση Spearman's rho, για τον έλεγχο της σχέσης Μ.Μ.Ρ.Κ. με τη κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο.

120°/s (Nm/kg)		Μ.Κ. μετά (μοίρες)	Μ.Π. μετά (μοίρες)
Μ.Μ.Ρ.Κ. /ΣΒ	Spearman's rho Correlation	0,227	0,294
	Sig. (2-tailed)	0,297	0,173
	N	23	23
Μ.Μ.Ρ.Κ.	Spearman's rho Correlation	0,291	0,476
	Sig. (2-tailed)	0,178	0,022
	N	23	23

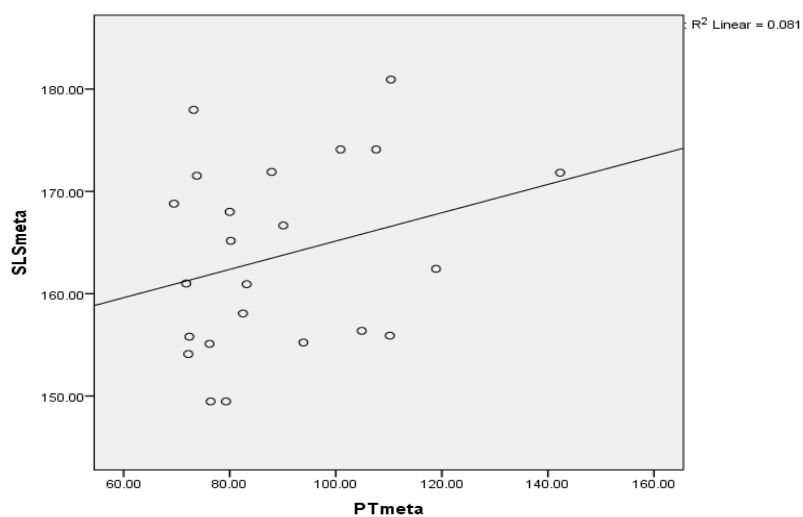
Μ.Μ.Ρ.Κ.= Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης, Μ.Μ.Ρ.Κ./ΣΒ= Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης/ Σωματικό Βάρος.



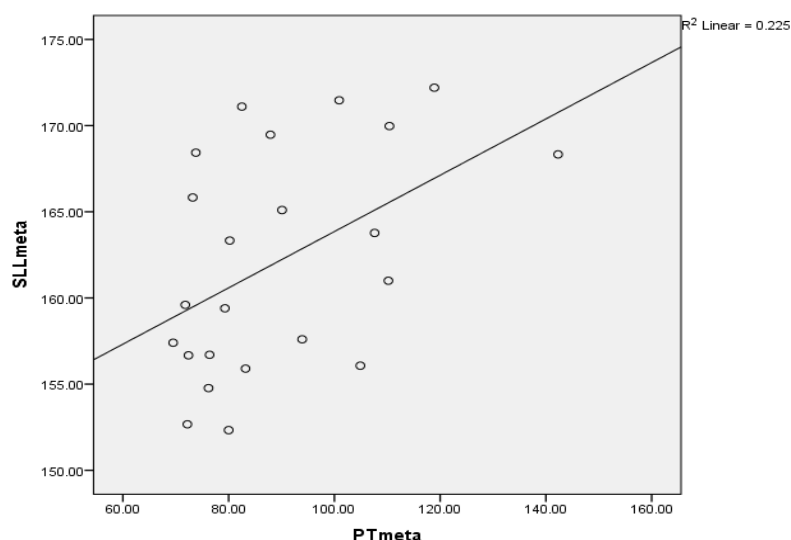
Εικόνα 4.7. Δεν υπάρχει συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (σε μοίρες) κατά το Μ.Κ. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ.Κ./Σ.Β.



Εικόνα 4.8. Δεν παρουσιάζεται συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (σε μοίρες) κατά τη Μ.Π. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ.Κ./ΣΒ.



Εικόνα 4.9. Δεν παρουσιάζεται συσχέτιση των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά το Μ.Κ. μετά από κόπωση απαγωγών, με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ.Κ.



Εικόνα 4.10. Παρουσιάζεται ήπια προς μέτρια θετική συσχέτιση μεταξύ των μεταβλητών του άξονα ψ = κίνηση γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο κατά τη Μ.Π. μετά από κόπωση, με τον άξονα χ = Μ.Μ.Ρ.Κ.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο

ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός της μελέτης ήταν να διερευνήσει αν υπάρχει μεταβολή της δυναμικής βλαισότητας γόνατος (Δ.Β.Γ.), κατά την διάρκεια δύο συχνά χρησιμοποιούμενων δοκιμασιών αξιολόγησης της δυναμικής βλαισότητας γόνατος (Μονοποδικό Κάθισμα – Μ.Κ., Μονοποδική πτώση – Μ.Π.), μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών ισχίου. Η διαδικασία επιτεύχθηκε στο επικρατές άκρο των συμμετεχουσών. Επιπροσθέτως διερευνήθηκε εάν υπάρχει συσχέτιση της μέσης μέγιστης ροπής των απαγωγών (Μέση Μέγιστη Ροπή- Μ.Μ.Ρ.), με την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο, καθώς επίσης εξετάστηκε η σχέση της μέσης μέγιστης ροπής των απαγωγών μετά από το πρωτόκολλο κόπωσης (Μέση Μέγιστη Ροπή Κόπωσης- Μ.Μ.Ρ.Κ.), με την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που παρουσιάστηκε στις δοκιμασίες μετά το πρωτόκολλο της κόπωσης.

5.1. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΒΛΑΙΣΟΤΗΤΑΣ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ

Η κύρια υπόθεση της παρούσας μελέτης ήταν να διερευνηθεί εάν υπάρχει μεταβολή της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών ισχίου σε δύο λειτουργικές δοκιμασίες. Παρατηρώντας τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν, η Δ.Β.Γ. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών φαίνεται να μειώνεται και στις δυο δοκιμασίες. Ωστόσο στατιστικά σημαντική διαφορά της Δ.Β.Γ. μετά την κόπωση απαγωγών παρουσιάζεται μόνο στη δοκιμασία Μ.Π. με $p=0,035$, και μέσο όρο γωνίας 157,9 μοίρες ή 22,1 μοίρες Δ.Β.Γ. ως μέσο όρο πριν και 162,1 μοίρες ή 17,9 μοίρες Δ.Β.Γ. μετά την κόπωση. Σύμφωνα με τους (Herrington and Munro, 2010), σε δοκιμασία Μ.Π. ως φυσιολογικά όρια βλαισότητας χαρακτηρίστηκαν οι 5-12° γωνίας για τις γυναίκες. Οι 180° αποτελούν την ουδέτερη θέση γόνατος (σημείο 0) που σχηματίζεται μεταξύ των 2 ευθειών που περνάνε από οδηγά σημεία (πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα- μεσότητας μηριαίων κονδύλων, μεσότητας αστραγάλου και μεσότητας μηριαίων κονδύλων), (Dingenen et al., 2014). Τιμές βλαισότητας κάτω από 168° μπορούν να αποτελούν σοβαρό παράγοντα προδιάθεσης τραυματισμών (Herrington and Munro, 2010). Στην παρούσα μελέτη το δείγμα που αποτελείται από σωματικά δραστήριες γυναίκες παρουσιάζει αρκετά σημαντική Δ.Β.Γ. τόσο πριν (Μ.Κ.=161,4° -Μ.Π.=157,9°) , όσο και μετά την κόπωση (Μ.Κ.=163,7°- Μ.Π.=162,1°). Η παρουσία της αυξημένης Δ.Β.Γ. που παρατηρείται σταθερά από τις συμμετέχουσες αυτής της μελέτης, αυξάνει τις πιθανότητες για ενδεχόμενο τραυματισμό στην άρθρωση του γόνατος σε κάθε συνθήκη.

5.2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

5.2.1. ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ Δ.Β.Γ. ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΚΟΠΩΣΗ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ

Προγενέστερες μελέτες έχουν εξετάσει το φαινόμενο της Δ.Β.Γ μετά από κόπωση των απαγωγών ισχίου (τοπική κόπωση), σε διάφορες χρονικές στιγμές ή σημεία κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Η συγκεκριμένη μελέτη εξέτασε μόνο τις γωνίες Δ.Β.Γ. που εντοπίστηκαν ως μέγιστες στο μετωπιαίο επίπεδο (Μέγιστη Μηροκνημιαία Γωνία). Οι Carcia et al (2005), εντόπισαν αύξηση της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών στην αρχική επαφή του άκρου με το έδαφος. Ωστόσο η ανάλυση της Δ.Β.Γ. που προέκυψε κατά την μέγιστη μηροκνημιαία γωνία στο μετωπιαίο επίπεδο, παρουσίασε τάση προς μείωση της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών (Carcia et al, 2005). Σύμφωνα με την παραπάνω

μελέτη, το φαινόμενο της μείωσης της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση απαγωγών μπορεί να έχει αρνητικές επιπτώσεις στην απορρόφηση των δυνάμεων που ασκούνται στην άρθρωση. Σε μερικές περιπτώσεις το μικρότερο διαθέσιμο εύρος κίνησης πιθανόν να περιορίσει την απορρόφηση των δυνάμεων ή τη διάχυση της δύναμης που ασκείται στην άρθρωση αυξάνοντας έτσι την πιθανότητα τραυματισμού της.

Η σχετική έλλειψη κάμψης του γόνατος σε συνδυασμό με μια περιστροφική δύναμη κνήμης σε μία απροσδόκητη διαταραχή μπορεί να οδηγήσει σε μια ρήξη Π.Χ.Σ. (Dürselen, Claes and Kiefer, 1995; Colby *et al.*, 2000). Ακόμη μελέτες έχουν δείξει ότι οι γυναίκες που τείνουν να προσγειώνονται με το γόνατο σε πιο εκτεταμένη θέση υποβάλλονται σε υψηλότερες φορτίσεις ανά σωματικό βάρος κατά τη διάρκεια της προσγείωσης (Hewett *et al.*, 1996). Υπάρχουν αναφορές ότι καλά εκπαιδευμένοι ή έμπειροι αθλητές παρουσιάζουν ικανοποιητική κάμψη γόνατος κατά τις προσγειώσεις από άλμα γεγονός που μπορεί να περιορίσει τις κάθετες δυνάμεις του εδάφους κατά τις προσγειώσεις (Lephart *et al.*, 2002). Ακόμα οι (Russell *et al.*, 2006), ανέφεραν ότι αυξημένη κίνηση στο μετωπιαίο επίπεδο μπορεί να παρατηρηθεί όταν υπάρχει αυξημένη κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο.

Στη παρούσα μελέτη το δείγμα αποτελείτο από σωματικά δραστήριες γυναίκες όπου αρκετές συμμετέχουσες παρουσίασαν έντονη απουσία της κάμψης γόνατος κατά τη Μ.Π. μετά την κόπωση των απαγωγών. Ωστόσο δεν πραγματοποιήθηκε ανάλυση της γωνίας κάμψης των συμμετεχόντων κατά τις δοκιμασίες καθώς δεν είχε τοποθετηθεί κάμερα και σχετικά σημεία αναφοράς για την ανάλυση της κίνησης της άρθρωσης στο οβελιαίο επίπεδο. Η αναφορά της απουσίας επαρκούς κάμψης γόνατος μετά από την κόπωση των απαγωγών του ισχίου προέκυψε από παρατήρηση της κίνησης των συμμετεχόντων από τους ερευνητές.

Στο παρελθόν έχουν γίνει αναφορές για την σημαντικότητα της δύναμης των οπίσθιων μηριαίων και του τετρακεφάλου στον πλειομετρικό έλεγχο της κάμψης γόνατος μετά από προσγείωση (Lephart *et al.*, 2002). Στην συγκεκριμένη περίπτωση σχολιάζεται πως η μείωση της δύναμης των απαγωγών λόγω κόπωσης μπορεί να οδηγήσει σε αντίστοιχα αποτελέσματα λόγω πιθανής ελλειμματικής κάμψης γόνατος τη Μ.Π.. Επιπλέον έχει διατυπωθεί ότι η μείωση της κάμψης γόνατος κατά την προσγείωση παρουσίασε μειωμένα φορτία στην άρθρωση του ισχίου και της ποδοκνημικής όμως δεν ελάττωσε την φόρτιση που ασκήθηκε στην άρθρωση του γόνατος (Devita and Skelly, 1992). Επομένως η απουσία κάμψης γόνατος κατά μία λειτουργική δοκιμασία μπορεί να προδιαθέτει κίνδυνο τραυματισμού στην άρθρωση του γόνατος και σε μικρότερες γωνίες Δ.Β.Γ..

Οι (Patrek *et al.*, 2011), εξέτασαν την μεταβολή της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών ισχίου κατά την Μ.Π. στην αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος (πρώτα 60 χιλιοστά του δευτερολέπτου) η οποία έχει χαρακτηριστεί ως επικίνδυνη στιγμή για πιθανή ρήξη του Π.Χ.Σ.. Τα αποτελέσματα δεν παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά στην Δ.Β.Γ. μετά από το πρωτόκολλο κόπωσης, ωστόσο ανέφεραν ότι οι εξωτερικές ροπές που καταγράφθηκαν τόσο στο ισχίο όσο και το γόνατο στο μετωπιαίο επίπεδο ήταν αρκετά μειωμένες κατά τη Μ.Π. μετά από κόπωση απαγωγών. Ανέφεραν τη πιθανότητα για αντιστάθμιση της αδυναμίας που προκλήθηκε στον απαγωγέα του ισχίου με την αυξημένη πλάγια κάμψη του κορμού προς το κυρίαρχο πόδι πριν ή λίγο μετά την επαφή του άκρου με το έδαφος. Παρόμοιες παρατηρήσεις για πλάγια κάμψη κορμού των συμμετεχόντων μετά από κόπωση των απαγωγών του ισχίου παρατηρήθηκαν σε κάποιες από της δοκιμαζόμενες αυτής της μελέτης. Αλλαγές στην κινηματική του κορμού αλλά και των κάτω άκρων εντοπίστηκαν σε μια πρόσφατη μελέτη των (Kim *et al.*, 2021), κατά την Μ.Π. μετά από κόπωση του απαγωγού ισχίου. Αυτή η μελέτη εξέτασε την Δ.Β.Γ. μέχρι την μέγιστη κάμψη του γόνατος δίχως να παρατηρεί στατιστικά σημαντικές μεταβολές στο μετωπιαίο επίπεδο της άρθρωσης του γόνατος.

Αντικρουόμενα ευρήματα εντόπισαν οι Geiser *et al* (2010), όπου παρατήρησαν αυξημένη γωνία Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών τόσο κατά την αρχική επαφή του κάτω άκρου με το έδαφος όσο και στο σημείο της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας στο μετωπιαίο επίπεδο. Τα αντιφατικά ευρήματα μπορεί να οφείλονται στις διαφορές που υπάρχουν στις δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν, στο πρωτόκολλο της κόπωσης, καθώς και στις διαφορές που προκύπτουν από τον εξοπλισμό και το σημείο επιλογής ανάλυσης της Δ.Β.Γ.

5.2.2. ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΙΣΧΙΟΥ

Μέχρι σήμερα φαίνεται να υπάρχει περιορισμένη μελέτη στα πρωτόκολλα κόπωσης στην άρθρωση του ισχίου (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013), και λίγες μελέτες έχουν χρησιμοποιήσει ισοκινητική κόπωση για τους απαγωγούς (Geiser, O'Connor and Earl, 2010); Carcia *et al.*, 2005). Οι Geiser *et al* (2010), εφάρμοσαν επαναλαμβανόμενες έκκεντρες (60°/s) απαγωγές ισχίου σε ανοιχτή κινητική αλυσίδα υποθέτοντας ότι με αυτό τον τρόπο θα προκληθεί καλύτερη κόπωση στους απαγωγούς. Οι Carcia *et al* (2005), χρησιμοποίησαν ισομετρικές επαναλήψεις για 15 δευτερόλεπτα από όρθια θέση μέχρις ότου

οι συμμετέχοντες να μην μπορούν να παράγουν το 50% της μέγιστης ροπής τους. Οι Gautrey et al (2013), εξέτασαν την επίδραση της ταχύτητας στην ισοκινητική κόπωση των απαγωγών και βρήκαν πιο αξιόπιστα αποτελέσματα στις 120°/s. Η παρούσα μελέτη χρησιμοποίησε το παραπάνω πρωτόκολλο των Gautrey et al (2013), που μέχρι σήμερα φαίνεται να έχει πλεονέκτημα για την κόπωση των απαγωγών του ισχίου. Η επιλογή της ισοκινητικής κόπωσης σε ανοικτή κινητική αλυσίδα μπορεί να απομονώσει καλύτερα τον μέσο γλουτιαίο προκαλώντας πιθανόν καλύτερη κόπωση σε αυτή την συγκεκριμένη ομάδα ατόμων (Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Gautrey, Watson and Mitchell, 2013).

Ένα από τα σημαντικά πλεονεκτήματα της παρούσας μελέτης είναι ότι πραγματοποιήθηκε έλεγχος διατήρησης κόπωσης από όλες τις συμμετέχουσες προκειμένου να εξασφαλιστεί ότι κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών Μ.Κ. και Μ.Π. οι απαγωγοί ισχίου θα έχουν χάσει τουλάχιστον το 20% της μέγιστης ροπής τους. Σύμφωνα με τους Ebersole, O'Connor, & Wier, (2006), αναλύσεις σχετικά με την αποκατάσταση του τετρακεφάλου μυός, μετά από κόπωση από επαναλαμβανόμενη άσκηση με δυναμόμετρο Biodex 3, έδειξαν ότι η μυϊκή αδυναμία μειώνεται μετά από ένα λεπτό από την διακοπή της άσκησης. Ο χρόνος αποκατάστασης του μέσου γλουτιαίου δεν έχει ακόμα διερευνηθεί και μπορεί να είναι μικρότερος ή μεγαλύτερος συγκριτικά με τον τετρακέφαλο μυ. Ωστόσο στην έρευνα των (Thomas et al., 2011), επιτεύχθηκε κόπωση των έσω-έξω στροφών ισχίου και η δοκιμασία Μ.Π. εφαρμόστηκε μετά από 90 δευτερόλεπτα, ενώ οι Patrek et al (2011) και οι (Kim et al., 2021), μετά από κόπωση απαγωγών εξέτασαν όλες τις απαιτούμενες δοκιμασίες Μ.Π. μετά το πέρασμα 60 δευτερολέπτων. Οι Carcia et al (2005), αναφέρουν ότι χρειάστηκαν μόνο 15 δευτερόλεπτα για την επίτευξη των δοκιμασιών μετά από κόπωση υποθέτοντας ότι η κόπωση που είχε επιτευχθεί θα έχει διατηρηθεί σε αυτό το χρονικό πλαίσιο.

Μέχρι σήμερα μόνο το πρωτόκολλο κόπωσης των Geiser et al (2010), περιλάμβανε έλεγχο ότι έχει διατηρηθεί η κόπωση των απαγωγών σε όλο το χρονικό διάστημα που εξετάστηκε το δείγμα σε λειτουργικές δοκιμασίες. Ο έλεγχος αυτός μπορεί να δυσχεραίνει την υλοποίηση της διαδικασίας των μετρήσεων καθώς και την συμμετοχή των εθελοντών στην έρευνα, όμως κρίνεται απαραίτητος ώστε να γνωρίζουμε αν ακόμα υπάρχει κόπωση κατά της εκτέλεση των δοκιμασιών. Εκτός αυτού θα πρέπει να ληφθεί υπόψιν ότι κάθε άτομο μπορεί να χρειάζεται διαφορετικά χρονικά πλαίσια για ανάκαμψη μετά από κόπωση σε σχέση με τους χρόνους ανάκαμψης που έχουν μελετηθεί προγενέστερα για παράδειγμα στον τετρακέφαλο μυ.

5.2.3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ

Έχουν αναπτυχθεί διάφορες δοκιμασίες αξιολόγησης λειτουργικής κίνησης για να εντοπίσουν τα άτομα με κίνδυνο εμφάνισης Δ.Β.Γ., μέσω παρατήρησης της ελαττωματικής εμβιομηχανικής του κάτω άκρου. Τα πρότυπα δοκιμασιών που χρησιμοποιούνται συνήθως για την αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. διαχωρίζονται σε δοκιμασίες με την χρήση ενός ή και των δύο άκρων. Ωστόσο οι μελέτες που αναφέρονται στην αξιολόγηση της κινηματικής των αρθρώσεων, συχνά οδηγούνται σε διαφορετικά συμπεράσματα καθώς οι μεταβολές της κίνησης δεν εμφανίζονται με τον ίδιο τρόπο σε όλες τις δοκιμασίες και σε όλες τις πληθυσμιακές ομάδες. Αυτό το πρόβλημα θα μπορούσε να μειωθεί σε περίπτωση που γινόταν γνωστό ποιες δοκιμασίες θα πρέπει να εξετάζονται σε ασθενείς, ποιες σε υγιείς και ποιες ανάλογα με το φύλο (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Τα περισσότερα στοιχεία δείχνουν ότι οι δοκιμασίες με ένα πόδι μπορούν να αποτελέσουν μεγαλύτερη πρόκληση για τον έλεγχο της κίνησης στο μετωπιαίο επίπεδο (Rabin, Portnoy and Kozol, 2016; Dingenen *et al.*, 2014). Η Μονοποδική Προσγείωση (Μ.Π.) και το Μονοποδικό Κάθισμα (Μ.Κ.) επιλέχθηκαν για την αξιολόγηση της εμβιομηχανικής του κάτω άκρου που σχετίζεται με τους τραυματισμούς του Πρόσθιου Χιαστού Συνδέσμου (Π.Χ.Σ.) και του Πρόσθιου Επιγονατιδομηριαίου Πόνου (Π.Ε.Π.), (Dingenen *et al.*, 2014). Και οι δυο αυτές δοκιμασίες χρησιμοποιούν παρόμοια μοτίβα κίνησης, δηλαδή κάμψη και έκταση κορμού, ισχίων, γονάτων και ποδοκνημικής στο οβελιαίο επίπεδο. Το κάθισμα συγκριτικά με την προσγείωση χαρακτηρίζεται με χαμηλότερη εξωτερική φόρτιση πράγμα που καθιστά ευκολότερη την εκτέλεση αυτής της δοκιμασίας. Αυτή η διαφορά όμως μπορεί να προκαλέσει αρκετές διαφορές στα αποτελέσματα των γωνιών Δ.Β.Γ. (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020; Rabin, Portnoy and Kozol, 2016).

Οι μονοποδικές ή διποδικές δοκιμασίες προσγείωσης και καθίσματος, έχουν κερδίσει το ενδιαφέρον των ερευνητών λόγω έρευνας σχετικά με τις αιτίες τραυματισμών όπως ο ΠΧΣ. Ωστόσο υπάρχουν στοιχεία που επιβεβαιώνουν τη θετική συσχέτιση της μέτριας έως μεγάλης Δ.Β.Γ. μεταξύ των δοκιμασιών Μ.Κ και Μ.Π.. Σύμφωνα με τους Wilczynski *et al* (2020), υπάρχουν στοιχεία που αναφέρουν ότι η Δ.Β.Γ. παρουσιάζεται στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερη στη δοκιμή Μ.Κ. από ότι στην δοκιμασία της Μ.Π. σε μελέτη που συμμετείχαν νεαρές αθλήτριες μπάσκετ. Αντίθετα μία άλλη έρευνα σε αθλητές αναψυχής παρουσίασε υψηλότερες γωνίες βλαισότητας κατά την διάρκεια διποδικού καθίσματος σε

σχέση με το Μ.Κ., τη Μ.Π. αλλά και την διποδική προσγείωση. (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Λόγω των διφορούμενων αποτελεσμάτων που επικρατούν σχετικά με τα αποτελέσματα δοκιμασιών εξέτασης Δ.Β.Γ., οι δοκιμές με ένα πόδι θα πρέπει να διαχωρίζονται από της δοκιμές που εκτελούνται και με τα δύο πόδια για την καλύτερη κατανόηση και την συσχέτιση του φαινομένου. Η μονοποδική στάση με ταυτόχρονη απώλεια ισορροπίας αποτελεί το κύριο παρατηρούμενο μοτίβο κίνησης κατά την διάρκεια τραυματισμών στο κάτω άκρο (Padua *et al.*, 2009). Το μονοποδικό κάθισμα χρησιμοποιείται κυρίως για την ταυτοποίηση ατόμων που εμφανίζουν υψηλό εμβιομηχανικό κίνδυνο τραυματισμού (Claiborne *et al.*, 2006). Η εκτέλεση του μονοποδικού καθίσματος καθιστά ευκολότερη την παρατήρηση των δοκιμαζόμενων καθώς γίνεται με πιο αργή ταχύτητα συγκριτικά με το άλμα. Επίσης αυτή η δραστηριότητα μπορεί να αποκαλύψει διαταραχές στα κάτω άκρα που μπορεί να επηρεάζουν την μετατόπιση της επιγονατίδας συνδυαστικά. Οι Mauntel *et al* (2014), ανέφεραν ότι με την δοκιμασία Μ.Κ. δεν μπορούν να παρατηρηθούν κινηματικές αλλαγές όπως η προσαγωγή, η έσω στροφή του ισχίου και η στροφή της κνήμης οι οποίοι αποτελούν συνδυαστικούς λόγους των πολυπαραγοντικών τραυματισμών. Σύμφωνα με αυτούς η δοκιμασία της Μ.Π. προσομοιάζει την πλειοψηφία των περισσότερων τραυματισμών. Ωστόσο η μελέτη των (Fox, Bonacci and Saunders, 2020), συμπέρανε πως η κινηματική που παρατηρήθηκε κατά το Μ.Κ. συσχετίζεται με δοκιμασίες προσγείωσης που συνδέονται με αυξημένη φόρτιση του Π.Χ.Σ ή κίνδυνο ρήξης αυτού. Ως εκ τούτου το Μ.Κ. μπορεί να αποτελέσει μία δοκιμασία ανίχνευσης πιθανόν εμβιομηχανικών ελλειμμάτων και σε αθλητές.

Συμπερασματικά οι μονοποδικές δοκιμασίες αυξάνουν πολύ τις απαιτήσεις για δύναμη των απαγωγών του ισχίου λόγω της αυξημένης ροπής που εκδηλώνεται κατά την φόρτιση της άρθρωσης με το βάρος του σώματος. Σε αντίθεση οι διποδικές ενεργοποιούν τους απαγωγούς ισχίου υπομέγιστα. (Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Neamatallah, Herrington and Jones, 2020; Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Dingenen *et al.*, 2014). Για τον λόγο αυτό στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν μόνο μονοποδικές δοκιμασίες που ταυτόχρονα έχουν κριθεί ως κατάλληλες για την αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. Η παρούσα μελέτη ήταν η πρώτη που χρησιμοποίησε το Μ.Κ. για την αξιολόγηση της μεταβολής της δυναμικής βλαισότητας. Αν και τα αποτελέσματα φάνηκαν να έχουν στατιστικά σημαντική ισχύ μόνο κατά την δοκιμασία της Μ.Π. η Δ.Β.Γ. παρουσιάστηκε μειωμένη και στο Μ.Κ. μετά από κόπωση των απαγωγών.

5.2.4. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.

Η σωστή παρατήρηση ενισχύει την ικανότητα αναγνώρισης των ατόμων που βρίσκονται σε μεγαλύτερο βαθμό κινδύνου τραυματισμού στο κάτω άκρο. Έγκυρα εργαλεία κλινικής αξιολόγησης είναι απαραίτητα έτσι ώστε τα άτομα υψηλού κινδύνου να μπορούν να εντοπίζονται και να προλαμβάνουν τραυματισμούς μέσω προληπτικών προγραμμάτων με στόχο την διόρθωση της λειτουργικής κίνησής τους (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020).

Τα άλματα ως δοκιμασίες αξιολόγησης, συνήθως ερμηνεύονται από τους κλινικούς αξιολογητές με βάση το αποτέλεσμα απόδοσης του εξεταζόμενου, με τη χρήση «καλού» ή «μέτριου» χαρακτηρισμού (Nilstad *et al.*, 2014). Ωστόσο είναι αμφισβητήσιμο εάν ένας κλινικός αξιολογητής μπορεί να ανιχνεύσει οπτικά αυτές τις λεπτές κινηματικές διαφορές. Για παράδειγμα σε μία έρευνα η μειωμένη δύναμη της απαγωγής και έξω στροφής του ισχίου συσχετίστηκαν με 4° μεγαλύτερης προσαγωγής του ισχίου και 2,9° μεγαλύτερη αντίθετη πυελική πτώση κατά την διάρκεια ενός Μ.Κ. με τρισδιάστατη ανάλυση κίνησης. Η οπτική ανίχνευση αυτών των λεπτών κινηματικών διαφορών είναι αδύνατη. Επομένως χρειάζονται αξιόπιστα και έγκυρα κλινικά εργαλεία για την αξιολόγηση της ποιότητας της κίνησης για να ξεπεραστεί αυτός ο περιορισμός (Rabin *et al.*, 2014).

Μεγάλο μέρος της βιβλιογραφίας που ασχολείται με το μοτίβο κίνησης του κάτω άκρου έχει εστιάζει στην ανάλυση τρισδιάστατης (3-D) κίνησης που εμφανίζει μεγάλη ακρίβεια και ευαισθησία σε λεπτές αποκλίσεις της κίνησης. Όμως στην κλινική πρακτική σε πολλαπλές μετρήσεις θα πρέπει να χρησιμοποιούνται πιο άμεσες και ταυτόχρονα οικονομικά αποδεκτές μέθοδοι αξιολόγησης (Bell *et al.*, 2013; Rabin *et al.*, 2014). οι Herrington *et al.* (2017), εξέτασαν την εγκυρότητα και την αξιοπιστία της δισδιάστατης ανάλυσης (2-D) κατά την διάρκεια του Μ.Κ. και Μ.Π. για τον έλεγχο των μετωπιαίων κινήσεων του γόνατος. Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τη 3-D ανάλυση, και βρέθηκαν υψηλές συσχετίσεις μεταξύ των εξεταστών (ICC 0,97-0,99). Αν και κάποιες μελέτες αναφέρουν ότι η 2-D ανάλυση δεν μπορεί να καταγράψει στροφικές και εγκάρσιες κινήσεις, οι 2-D μετρήσεις στις παραπάνω δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. φάνηκαν να έχουν πολύ καλές συσχετίσεις με την Δ.Β.Γ. συγκριτικά με την 3-D ανάλυση (Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Herrington *et al.*, 2017; Dingenen *et al.*, 2014). Η επιλογή της χρήσης 2-D ανάλυσης στην παρούσα μελέτη έγινε προκειμένου η επεξεργασία των αποτελεσμάτων της Δ.Β.Γ να είναι έγκυρη, αξιόπιστη αλλά και κοντά στην κλινική πρακτική.

5.2.5. ΣΗΜΕΙΟ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ Δ.Β.Γ.

Τα διαφορετικά αποτελέσματα για την μεταβολή της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση απαγωγών μεταξύ των ερευνών, μπορεί να οφείλονται σε διαφορές των κριτηρίων αξιολόγησης που χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (Fox, Bonacci and Saunders, 2020). Κάποιες προηγούμενες μελέτες που εξέτασαν το Μ.Κ. όρισαν το βάθος του καθίσματος καθώς και τον ρυθμό εκτέλεσης του αλλά και τον αριθμό των επαναλήψεων. Η οριοθέτηση και η καθοδήγηση του μοτίβου κίνησης των συμμετεχόντων, μπορεί να επηρεάσει τα αποτελέσματα της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (Fox, Bonacci and Saunders, 2020). Μπορεί να είναι απαραίτητο για τις μελέτες να καθορίζονται κάποιες συνθήκες για τον τρόπο εκτέλεσης των δοκιμασιών που αξιολογούνται, παρόλα αυτά είναι σημαντικό να κρίνεται η ελεύθερη κίνηση του εθελοντή καθώς αυτή επικρατεί την στιγμή του τραυματισμού.

Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε η μέγιστη μηροκνημιαία γωνία για την ανάλυση της Δ.Β.Γ. Ο κύριος στόχος της έρευνας ήταν να εξεταστεί εάν υπάρχει μεταβολή της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση των απαγωγών. Προκειμένου να πραγματοποιηθεί πιο αντικειμενικά αυτή η σύγκριση της Δ.Β.Γ ως μέγεθος γωνίας, το σημείο αξιολόγησης που επιλέχθηκε είναι αυτό που η Δ.Β.Γ εκδηλώνεται ως μέγιστη κατά τις λειτουργικές δοκιμασίες. Αν και το βαθύτερο σημείο κάμψης γόνατος μετά από μία προσγείωση θεωρείται πιο εύκολο για εξέταση στην κλινική πράξη όταν χρησιμοποιείται 2-D ανάλυση (Dingenen et al., 2014)(Ugalde et al., 2015), η δυναμική βλαισότητα γόνατος δεν φαίνεται να εκδηλώνεται πάντα ως μέγιστη στο σημείο αυτό. Οι (Kim et al., 2021) και οι (Patrek et al., 2011) επέλεξαν να εξετάσουν την Δ.Β.Γ. στο σημείο της αρχικής επαφής του ποδιού με το έδαφος μιας και θεωρείται χρονική στιγμή που συχνά παρατηρούνται τραυματισμοί του Π.Χ.Σ. μετά από προσγείωση. Ωστόσο στα αποτελέσματά τους δεν βρήκαν μεταβολή της δυναμικής βλαισότητας του γόνατος μετά από κόπωση των απαγωγών. Το γεγονός αυτό όμως μπορεί να οφείλεται σε άλλους λόγους όπως προαναφέρθηκαν (πρωτόκολλο κόπωσης, επιβεβαίωση κόπωσης) που δεν έχουν να κάνουν με το σημείο της ανάλυσης της Δ.Β.Γ. Από την άλλη πλευρά οι Geiser et al (2010) και οι Carcia et al (2005), ανέλυσαν τόσο την αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος όσο και την μέγιστη μηροκνημιαία γωνία εντοπίζοντας αποτελέσματα μεταβολής της Δ.Β.Γ. μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών.

5.3. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε..

5.3.1 ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΡΟΠΗΣ ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.

Οι ισοκινητικές μετρήσεις της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών και της Μ.Μ.Ρ.Κ., εξετάστηκαν ως απόλυτες τιμές των ροπών δύναμης που παράχθηκαν αλλά και ως κανονικοποιημένες δυνάμεις ως προς το σωματικό βάρος (Μ.Μ.Ρ./Σ.Β, Μ.Μ.Ρ.Κ./Σ.Β), προκειμένου να αξιολογηθεί καλύτερα η πιθανότητα συσχέτισης τους με τη Δ.Β.Γ. Υποθέτοντας ότι οι συμμετέχουσες θα έπρεπε να ελέγξουν το σωματικό τους βάρος κατά την διάρκεια εκτέλεσης των δοκιμασιών, οι ισοκινητικές μεταβλητές εκφραζόμενες ως προς το σωματικό βάρος μπορεί να έδειχναν μια ακόμα μεγαλύτερη συσχέτιση με την κινηματική του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Εξετάζοντας και με τους δύο παραπάνω τρόπους (τόσο με κανονικοποίηση όσο και με μη κανονικοποίηση) επιτεύχθηκε καλύτερος έλεγχος της πιθανότητας συσχέτισής της δύναμης των απαγωγών με την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο.

Παρατηρώντας την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που παρουσιάστηκε σε κάθε λειτουργική δοκιμασία ξεχωριστά πριν την διαδικασία κόπωσης, δεν παρατηρείται καμία συσχέτιση της με την απόλυτη τιμή της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπάρχει συσχέτιση ούτε της κανονικοποιημένης Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών (Μ.Μ.Ρ./ΣΒ), με την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο στις λειτουργικές δοκιμασίες.

Μέχρι σήμερα έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές μελέτες προκειμένου να εξεταστεί η σχέση της δύναμης των αγωγών και της Δ.Β.Γ. που εκδηλώνεται σε διάφορες δοκιμασίες. Τα αποτελέσματα αυτών διαφέρουν αρκετά μεταξύ τους καθώς υπάρχουν αρκετές διαφορές στην μεθοδολογία που έχουν επιλέξει ακολουθήσουν.

Η σχέση μεταξύ της μυϊκής δύναμης του ισχίου και της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο εξαρτάται αναμφίβολα από τις λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται για αξιολόγηση. Η κινηματική αξιολόγηση των κάτω άκρων μεταξύ δοκιμασιών με χρήση ενός ή των δύο ποδιών προϋποθέτουν διαφορετική μυϊκή ενεργοποίηση για την σταθεροποίηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020; Dix *et al.*, 2019).

Διαφορετικές μέθοδοι αξιολόγησης φαίνεται να φέρνουν διαφορετικά αποτελέσματα (Park, Cynn and Choung, 2013).

Αρκετές μελέτες έχουν δείξει ότι υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της Δ.Β.Γ. και της αδυναμίας των απαγωγών μυών του ισχίου σε δοκιμασίες με ένα πόδι (Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020; Claiborne *et al.*, 2006; Almeida *et al.*, 2016; Park, Cynn and Choung, 2013; Rabin, Portnoy and Kozol, 2016; Neamatallah, Herrington and Jones, 2020). Ωστόσο ορισμένες μελέτες παρουσιάζουν αντίθετα αποτελέσματα, υποστηρίζοντας την πεποίθηση ότι τα στοιχεία της σχέσης μεταξύ της δύναμης των απαγωγών ισχίου και της Δ.Β.Γ. δεν είναι ακόμα ξεκάθαρα (Rabin and Kozol, 2010; Rabin *et al.*, 2014).

Οι Rabin *et al* (2014) υποστήριξαν ότι η δύναμη των απαγωγών του ισχίου μπορεί να σχετίζεται με το μοτίβο κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε ορισμένες περιπτώσεις. Για παράδειγμα εάν η ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής είναι περιορισμένη, μπορεί αυτό να επιβάλει αντισταθμιστική κίνηση ισχίου και γόνατος ανεξάρτητα της παρουσίας επαρκούς δύναμης του ισχίου. Από την άλλη πλευρά, όταν η κίνηση στην ποδοκνημική είναι αρκετή η Δ.Β.Γ. μπορεί να συσχετιστεί περισσότερο με τη δύναμη των μυών του ισχίου.

Οι Neamatallah *et al* (2020), αξιολόγησαν την ηλεκρομυογραφική δραστηριότητα του γλουτιαίου κατά την απαγωγή και έκταση του ισχίου σε σχέση με τις γωνίες που εμφάνιζε το ισχίο και το γόνατο κάθε στιγμή κατά την διάρκεια δραστηριοτήτων Μ.Κ. και Μ.Π. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι στιγμές και οι γωνίες βλαισότητας στο γόνατο που εκδήλωσαν οι γυναίκες συσχετίστηκαν έντονα με την απαγωγή του ισχίου σε όλες τις δοκιμασίες που εξετάστηκαν. Από την άλλη πλευρά η σχέση δύναμης των απαγωγών στους άντρες κατά την ηλεκρομυογραφική δραστηριότητα με τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο ήταν λιγότερο σαφής, ενώ παρουσιάστηκε μεγαλύτερη συσχέτιση σε συγκεκριμένες δραστηριότητες όπως το Μ.Κ.. Οι Dix *et al* (2019), σε μία πρόσφατη συστηματική ανασκόπηση και μετα-ανάλυση που πραγματοποίησαν εντόπισαν συσχέτιση μεταξύ της μειωμένης δύναμης του ισχίου και της αυξημένης Δ.Β.Γ. κατά την Μ.Π. αλλά όχι με την δοκιμασία Μ.Κ. και με τις διποδικές δοκιμασίες.

Στην συγκεκριμένη μελέτη δεν βρέθηκε συσχέτιση της Μ.Μ.Ρ. των απαγωγών ισχίου με τη κινηματική του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο σε καμία ο τις δοκιμασίες που εξετάστηκαν (Μ.Κ. και Μ.Π.). Θα πρέπει να σημειωθεί ότι εξετάστηκε τόσο η σχέση τη απόλυτης Μ.Μ.Ρ. όσο και της κανονικοποιημένης Μ.Μ.Ρ./Σ.Β. των απαγωγών ισχίου με την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο χωρίς να εκδηλώνονται στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα.

Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής έρχονται να ενισχύσουν τις απόψεις άλλων ερευνητών που θεωρούν ότι δεν αρκεί ίσως πάντοτε μόνο η αξιολόγηση μίας αποδεκτής λειτουργικής δοκιμασίας με τον έλεγχο της δύναμης των απαγωγών ισχύου για να ανιχνεύσουν μία κατάσταση κινδύνου για τραυματισμό της άρθρωσης του γόνατος (Nilstad *et al.*, 2021). Για τον λόγο αυτό εκλέχθηκε η παραπάνω σχέση με την ταυτόχρονη ύπαρξη και άλλων παραγόντων όπως η κόπωση που περιγράφεται στην συνέχεια.

5.3.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΗ ΤΗΣ Μ.Ρ.Κ. ΤΩΝ ΑΠΑΓΩΓΩΝ ΚΑΙ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΤΟ Μ.Ε.

Τα αποτελέσματα της κανονικοποιημένης Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών που παράχθηκε 40 δευτερόλεπτα μετά από την κόπωση τους, δεν παρουσίασαν καμία συσχέτιση με τη κινηματική του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που εμφανίστηκε κατά τις δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π.. Πολλές φορές η κανονικοποίηση πραγματοποιείται προκειμένου να συγκριθούν πληθυσμοί με διαφορετικά χαρακτηριστικά (π.χ. βάρος, ύψος) παρόλα αυτά ίσως αυτός ο τρόπος δυσχεραίνει την διαδικασία πρόβλεψης μελλοντικών τραυματισμών (Hewett, 2017). Ο Hewett (2017), ανέφερε ότι η κανονικοποίηση θα πρέπει να αποφεύγεται στην ανάπτυξη μοντέλων πρόληψης τραυματισμών. Σύμφωνα με εκείνον οι κανονικοποιημένες δυνάμεις και ροπές είναι απλά παράγωγοι υπολογισμοί οι οποίοι δεν συμβαίνουν στην φύση, ούτε ενεργούν στα σώματα των αθλητών την ώρα του τραυματισμού. Πραγματικές απόλυτης αξίας δυνάμεις που υπάρχουν στην φύση και εφαρμόζονται στις αρθρώσεις σε υψηλά ποσοστά είναι οι αιτίες για τις περισσότερες κακώσεις συνδέσμων. Πιο συγκεκριμένα σε μελέτη του (Hewett *et al.*, 2005), που εξέταζε την Δ.Β.Γ. ως πιθανή αιτία κινδύνου τραυματισμού του Π.Χ.Σ., η κανονικοποίηση της Μ.Μ.Ρ. δεν προέβλεπε συσχέτιση σε αντίθεση με ροπές απόλυτων τιμών που προέβλεπαν πιθανότητα ρήξης.

Στην συγκεκριμένη μελέτη δεν παρουσιάστηκε συσχέτιση της απόλυτης τιμής της Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών με τη κινηματική του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που εμφανίστηκε κατά το Μ.Κ. ($r=0,291, p=0,178$). Ωστόσο παρουσιάστηκε θετική ήπια προς μέτρια συσχέτιση της κινηματικής του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο που εκδηλώθηκε κατά τη Μ.Π. ($r=0,476, p=0,022$) με την απόλυτη τιμή της Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών. Πιο αναλυτικά η συσχέτιση αυτή εκφράζει ότι όσο μεγαλύτερη Μ.Μ.Ρ.Κ. εμφανίζουν οι απαγωγοί ισχύου τόσο η γωνία της Δ.Β.Γ. τείνει να πλησιάσει της 180° (ευθεία- απουσία βλαισότητας). Για τον λόγο αυτό η παραπάνω συσχέτιση παρουσιάζεται ως θετική με την

κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο, ενώ στην πραγματικότητα είναι αρνητική με τη Δ.Β.Γ., καθώς μεγαλύτερη γωνία βλαισότητας εκδηλώνεται όταν η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των δυο ευθειών τείνει να είναι μικρότερη από τις 180 ° (Dingenen *et al.*, 2014). Επομένως το πώς ορίζονται οι μεταβλητές είναι καθοριστικό για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων από τους ερευνητές.

Η επιστημονική κοινότητα μέχρι στιγμής φαίνεται να μην έχει καταλήξει για το εάν η κόπωση αποτελεί προδιαθεσικό παράγοντα της αύξησης τραυματισμών στην άρθρωση του γόνατος. Τα δημοσιευμένα πρωτόκολλα κόπωσης δεν φαίνεται να έχουν κάποια σταθερή επίδραση σε κινητικές και κινηματικές μεταβλητές που αναφέρονται στο κάτω άκρο (Benjaminse *et al.*, 2019; Barber-Westin and Noyes, 2017). Ειδικά τα στοιχεία που υπάρχουν για την τμηματική κόπωση των απαγωγών ισχίου είναι ακόμα πιο περιορισμένα (Geiser *et al.*, 2010; Carcia *et al.*, 2005 (Patrek *et al.*, 2011). Η εξέταση της επίδρασης της κόπωσης είναι ουσιαστική όταν υπάρχει ξεκάθαρη παρουσία αυτής με ένα αντικειμενικό μέσο μέτρησής της. Οι μετα-αναλύσεις που μέχρι σήμερα περιγράφουν ότι δεν φαίνεται να υπάρχει επίδραση του χρόνου για παράδειγμα ενός παιχνιδιού με τους τραυματισμούς στην άρθρωση του γόνατος δεν έχουν εξετάσει το πραγματικό μέτρο κόπωσης που μπορεί να υπάρχει σε κάθε άτομο (Doyle *et al.*, 2021; Bourne, Webster and Hewett, 2019). Προκειμένου να υπάρχει βεβαιότητα στο ότι αυτοί οι τραυματισμοί δεν επηρεάζονται από το ποσοστό κόπωσης των αθλητών, ήταν απαραίτητο να ελεγχθεί εάν η κόπωση παραμένει υπαρκτή κατά την εξέταση.

Ο έλεγχος της σχέσης μεταξύ της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο και της απόλυτης M.M.P. των απαγωγών μετά τη κόπωση τους παρουσίασαν στατιστικά σημαντική θετική συσχέτιση. Αυτά τα αποτελέσματα δηλώνουν ότι όσο η δύναμη των απαγωγών παρουσιάζεται μεγαλύτερη τόσο η κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο απομακρύνεται από γωνίες βλαισότητας. Η διερεύνηση της παραπάνω σχέσης δεν έχει διερευνηθεί ξανά στο παρελθόν. Ενώ αρκετές μελέτες έχουν διερευνήσει τη M.M.P. των απαγωγών με τη πιθανότητα συσχέτισης της με την Δ.Β.Γ. στο μετωπιαίο επίπεδο, μέχρι στιγμής κανείς δεν έχει επιλέξει να ελέγξει τον παράγοντα κόπωσης των απαγωγών σε παρόμοιες συσχετίσεις. Είναι αρκετά ενδιαφέρον ότι χωρίς τον παράγοντα της κόπωσης δεν εντοπίστηκε καμία συσχέτιση. Επίσης ο έλεγχος που πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας M.M.P.K./ Σ.Β. δεν παρουσίασε κανένα αποτέλεσμα στατιστικά σημαντικό. Φαίνεται πως η κανονικοποίηση πολλές φορές μπορεί να αλλοιώσει τα αποτελέσματα των ερευνών, όπου

ο έλεγχος τιμών απόλυτης αξίας θα μπορούσε να οδηγήσει σε πραγματικά συμπεράσματα για τις καταστάσεις κινδύνου της άρθρωσης, καθώς και για την ανάπτυξη μοντέλων πρόληψης τραυματισμών (Hewett, 2017).

Η δοκιμασία M.K. σε αυτή την υπόθεση δεν παρουσίασε στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα όπως η δοκιμασία της M.Π. Αν και οι Fox et al (2020), αναφέρουν πως η κινηματική του κάτω άκρου κατά το M.K. συσχετίζεται με δοκιμασίες προσγείωσης, το M.K. σε αυτή την μελέτη παρουσιάζει αδυναμία ανίχνευσης πιθανόν εμβιομηχανικών ελλειμμάτων σε σωματικά δραστήριες γυναίκες. Θα πρέπει να επισημανθεί ότι το δείγμα που χρησιμοποιείται σε κάθε μελέτη μπορεί να έχει καθοριστικό ρόλο για την επιλογή της κατάλληλης δοκιμασίας για πιθανή ανίχνευση τραυματισμών. Το M.K. ως λιγότερο απαιτητική δοκιμασία συγκριτικά με την M.Π. συνήθως χρησιμοποιείται για την εξέταση ατόμων με Πρόσθιο Επιγονατιδομηριαίο Πόνο (Π.Ε.Π), ή για την ταυτοποίηση εκείνων που έχουν υψηλό κίνδυνο τραυματισμού λόγω μειωμένης σωματικής δραστηριότητας (Claiborne *et al.*, 2006; Wilczyński, Zorena and Ślęzak, 2020). Πιθανόν η δοκιμασία M.Π. προσομοιάζει ακόμα καλύτερα την πλειοψηφία των τραυματισμών που συμβαίνουν ιδίως στον αθλητικό χώρο λόγω των αυξημένων απαιτήσεων της συγκεκριμένης δοκιμασίας (Neamatallah, Herrington and Jones, 2020).

Αρκετές μελέτες έχουν τονίσει ότι τα προγράμματα ενίσχυσης της ιδιοδεκτικότητας και του νευρομυϊκού συντονισμού είναι αρκετά αποτελεσματικά στη μείωση των ποσοστών τραυματισμών Π.Χ.Σ. (Hewett *et al.*, 2016; Richardson *et al.*, 2020; Sugimoto *et al.*, 2014; Anderson *et al.*, 2016; Zech *et al.*, 2010; Clark, Röijezon and Treleaven, 2015; Emery and Meeuwisse, 2010; Gokeler *et al.*, 2018; Hewett, Ford and Myer, 2006; Hewett *et al.*, 2012). Τα στοιχεία που υποστήριζαν μέχρι τώρα ότι η κόπωση αποτελεί προδιαθεσικό παράγοντα για τον τραυματισμό του Π.Χ.Σ ήταν περιορισμένα σε μελέτες που συγκρίναν την μεταβολή της δυναμικής βλαισότητας μετά από κόπωση των απαγωγών (Bourne, Webster and Hewett, 2019; Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης μελέτης έρχονται να προτείνουν ότι η αξιολόγηση δοκιμασιών όπως η M.Π. σε συνδυασμό με τον παράγοντα της κόπωσης και της δύναμης των απαγωγών πιθανόν να αποτελέσει ένα καλύτερο μέσο πρόβλεψης τραυματισμών όπως ο Π.Χ.Σ. Ακόμη η πληροφορία αυτή μπορεί να ενισχύσει τα προγράμματα πρόληψης με ασκήσεις που να εστιάζουν πλέον και στην αύξηση της αντοχής των απαγωγών.

5.4. ΠΙΘΑΝΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΜΕΛΕΤΗΣ

Όπως σε κάθε έρευνα, έτσι και σε αυτήν υπάρχουν κάποιοι περιορισμοί οι οποίοι μπορεί να επηρεάσουν τα διατιθέμενα αποτελέσματα. Για τον λόγο αυτό οι αδυναμίες της κάθε μελέτης θα πρέπει να εντοπίζονται προκειμένου να εξετάζεται εάν τα ερευνητικά αποτελέσματα έχουν χρησιμότητα στις κλινικές εφαρμογές. Οι περιορισμοί των μελετών μπορούν να σταθούν τροχοπέδη για την εσωτερική και εξωτερική εγκυρότητα των ερευνών.

5.4.1 ΑΠΕΙΛΕΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑΣ

Η χρονική απόσταση της πρώτης μέτρησης (φάση Ι), με την δεύτερη (φάση ΙΙ), ήταν μία εβδομάδα ακριβώς. Η χρονική απόσταση των μετρήσεων δεν γινόταν να αποφευχθεί στην παρούσα μελέτη καθώς έπρεπε να εξασφαλιστεί στη πρώτη φάση ότι τα αποτελέσματα της κόπωσης του δείγματος που είχε επιλεγθεί είναι μετρήσιμα προκειμένου να γίνουν αποδεκτές μόνο οι συμμετέχουσες που διατηρούσαν την κόπωση τους. Το γεγονός αυτό μπορεί να θέσει ερωτήματα σε κάποιους κατά πόσο η απόδοση των συμμετεχουσών ήταν ίδια και στις δύο μετρήσεις καθώς αυτό θα μπορούσε να επηρεάσει και τα επίπεδα της κόπωσης τους. Για να προληφθεί αυτό, όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν κάτω από ίδιες συνθήκες στον ίδιο χώρο, την ίδια εποχή και ίδια ώρα. Ζητήθηκε από τις συμμετέχουσες να μην έχουν αλλάξει τις σωματικές τους δραστηριότητες στο διάστημα αυτό καθώς επίσης να μην έχει προηγηθεί έντονη δραστηριότητα πριν την διαδικασία των μετρήσεων. Ωστόσο οι λειτουργικές δοκιμασίες Μ.Κ. και Μ.Π. διεξήχθησαν σε ένα ελεγχόμενο εργαστηριακό περιβάλλον και επομένως ίσως είναι δύσκολο να γενικεύσουμε το πρότυπο κίνησης των εθελοντών κατά την συμμετοχή τους στην έρευνα με πιθανές ανεξέλεγκτες κινήσεις που μπορούν να λάβουν χώρα με την συμμετοχή τους σε διάφορα αθλήματα. Το γεγονός αυτό θέτει το ερώτημα κατά πόσο υπάρχει πραγματική προσομοίωση.

5.4.2 ΑΠΕΙΛΕΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑΣ

Η φύση της παρούσας έρευνας και η πραγματοποίηση μετρήσεων σε διάστημα μιας εβδομάδας δεν άφησε περιθώρια να αναπτυχθούν προβλήματα ωρίμανσης η οποία

σχετίζεται με αλλαγές των ατόμων λόγω π.χ. ηλικίας ή σοφίας. Ωστόσο οι μετρήσεις της έρευνας λαμβάνουν χώρα δύο μέρες σε απόσταση μιας εβδομάδας μεταξύ τους. Το γεγονός αυτό αντιμετωπίστηκε με την εξοικείωση των ατόμων με τις διαδικασίες των μετρήσεων πριν γίνει η επίσημη καταγραφή των δεδομένων. Αυτός ο τρόπος ενίσχυσε την μέγιστη απόδοση κατά τις δοκιμασίες και μείωσε τη πιθανότητα να υπάρξει εξοικείωση σε μία επόμενη μέτρηση. Δεν υπήρξε πειραματική θνησιμότητα, ούτε αλλαγές λόγω ιστορικού αλλά ούτε αλληλεπίδραση επιλογής ομάδας, Placebo, καθώς η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε σε μία ομάδα ατόμων. Παρακάτω θα γίνει αναφορά σε επιπλέον σφάλματα εσωτερικής εγκυρότητας που προκύπτουν από την υλοποίηση της παρούσας έρευνας.

5.4.2.1 ΔΕΙΓΜΑ

Οι δειγματοληπτικές έρευνες όπως η παρούσα μελέτη, αποτελούν δείγμα του ερευνητικού πληθυσμού, με το μειονέκτημα ότι εμπεριέχουν δειγματοληπτικό σφάλμα. Το σφάλμα αυτό είναι μετρήσιμο όταν η διαδικασία γίνεται με τυχαίο τρόπο. Στην παρούσα μελέτη η επιλογή του δείγματος έγινε με μη τυχαία δειγματοληψία (Δείγμα ευκολίας και μέθοδος της χιονοστιβάδας) με τους εθελοντές να αποτελούνται κυρίως από φοιτήτριες του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, σύμφωνα με τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού που ορίστηκαν από τους ερευνητές. Η επιλογή του δείγματος ευκολίας είναι μία συχνή πρακτική προσέγγιση που χρησιμοποιείται σε πειραματικές μελέτες. Με αυτή την μέθοδο επιλέγεται όποιος εθελοντής είναι διαθέσιμος και πληροί τα κριτήρια ένταξης που έχουν καθοριστεί. Στην δειγματοληψία της χιονοστιβάδας, τα ίδια τα άτομα που έχουν επιλεγεί για να συμμετέχουν στην μελέτη προτείνουν καινούργια άτομα για συμμετοχή τα οποία έχουν παρόμοια χαρακτηριστικά και συμφωνούν με τα κριτήρια ένταξης.

Οι μέθοδοι επιλογής του δείγματος στην παρούσα μελέτη όπως και σε κάθε μελέτη που χρησιμοποιεί δειγματοληψία ευκολίας, θα μπορούσαν να εμπεριέχουν στοιχεία προκατάληψης. Αυτό όμως σε καμία περίπτωση δεν σημαίνει ότι υπήρξε σκοπιμότητα από τους ερευνητές ή συνειδητή μεροληψία. Το δείγμα ήταν ομοιογενές ως προς το φύλλο αλλά και αποτελούταν από σωματικά δραστήριες γυναίκες 18 έως 27 ετών, δεν εξετάστηκε το ακριβές επίπεδο της φυσικής τους κατάστασης προκειμένου να συμμετάσχουν στην μελέτη. Έπρεπε όμως να ακολουθούν συστηματική άσκηση τουλάχιστον 30 λεπτά, 3 φορές την

εβδομάδα (Kim *et al.*, 2021; Patrek *et al.*, 2011; Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Από την άλλη πλευρά η πιθανότητα των ατόμων να έχουν διαφορετικό επίπεδο φυσικής κατάστασης και οι διαφορές που μπορεί να υπάρχουν από άτομο σε άτομο, θα μπορούσαν να επηρεάσουν το επίπεδο κόπωσης των ατόμων αλλά και την ικανότητα για ανάκτηση δύναμης μετά από κόπωση. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίστηκε με τον έλεγχο της διατήρησης της κόπωσης των συμμετεχόντων μετά από 40 δευτερόλεπτα που αποτελεί τον χρόνο ολοκλήρωσης των δοκιμασιών αξιολόγησης, καθώς επίσης με το γεγονός το ότι οι συμμετέχοντες θα έπρεπε να επιφέρουν κόπωση στους απαγωγούς τουλάχιστον 20 % με βάση την M.P. των απαγωγών τους.

Αρκετά δύσκολο είναι να ελεγχθεί η ψυχολογική και φυσιολογική κατάσταση του ατόμου σε κάθε μέτρηση η οποία μπορεί να επηρεαστεί από μέρα σε μέρα (Benjaminse *et al.*, 2019). Επιπλέον κατά την διαδικασία αξιολόγησης το δείγμα μπορεί να εμφανίσει πολύ καλύτερα αποτελέσματα από αυτά που θα εμφάνιζε σε κανονικές συνθήκες λόγω επίδρασης του Hawthorne effect (Fry, 2018). Ακόμη επειδή δεν ήταν εφικτό να δώσουμε εικονική κόπωση το Placebo effect δεν μπόρεσε να ελεγχθεί.

Το μέγεθος του δείγματος συνήθως υπολογίζεται με στατιστικούς δείκτες βάσει παλαιότερων ερευνών ή βάσει υπόθεσης του ερευνητή. Το ζητούμενο είναι να επιφέρει στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα. Η μελέτη των Geiser *et al* (2010), χρησιμοποίησε δείγμα 17 ατόμων για να εξετάσει την μεταβολή της δυναμικής βλαισότητας μετά από ισοκινητική κόπωση των απαγωγών ισχίου. Ελέγχοντας τη στατιστική ισχύ, βρήκαν ότι χρειάζονται 17 συμμετέχοντες για $A=0,80$ ή ισχύς 80%. Οι Patrek *et al* (2011), χρειάστηκαν 16 άτομα προκειμένου να πετύχουν $A=0,70$. Οι Carcia *et al* (2005), έλαβαν δείγμα 10 άνδρες και 10 γυναίκες για τις μετρήσεις τους. Οι Kim *et al* (2021), μέτρησαν 5 γυναίκες και 5 άντρες στις μετρήσεις τους. Στις δύο παραπάνω μελέτες δεν ελέγχθηκε η στατιστική ισχύ. Επειδή ούτε στην παρούσα μελέτη εξετάστηκε, χρησιμοποιήθηκε παραπάνω δείγμα από όλες τις παραπάνω έρευνες που πραγματοποίησαν κόπωση στους απαγωγούς ισχίου για να εξετάσουν την κίνηση του γόνατος στο M.E. Το δείγμα αποτελούσε αρχικά 27 γυναίκες 18 έως 27 ετών, όπου τελικά κατάφεραν να διατηρήσουν την κόπωση τους για 40 δευτερόλεπτα μετά και να συμμετέχουν στην μελέτη 23 από αυτές.

Ένας ακόμη παράγοντας που σχετίζεται με το δείγμα της μελέτης είναι ότι πολλά από τα άτομα του δείγματος ήταν φοιτητές φυσικοθεραπείας. Λόγω αυτής τους της ιδιότητας είχαν γνώση του αντικειμένου της μελέτης και ίσως να μπορούσαν να αντιληφθούν παράγοντες

τους οποίους ο ερευνητής ίσως ήθελε να αποκρύψει έτσι ώστε να αυξηθεί η εσωτερική εγκυρότητα. Τα αποτελέσματα ίσως ήταν λίγο διαφορετικά αν τα άτομα είχαν άλλη ιδιότητα και όχι του Φυσικοθεραπευτή.

Τέλος, το δείγμα της παρούσας μελέτης έχει σχετικά μικρή μεταβλητότητα ως προς την ηλικία των ατόμων (18-27 ετών). Το 95,7 % των ατόμων ήταν ηλικίας μεταξύ 19-21 ετών και μόνο ένα άτομο είχε ηλικία 27 ετών. Τα κριτήρια ένταξης στην μελέτη προϋπέθεταν άτομα ηλικίας 18-35 ετών. Παρόλα αυτά προέκυψε δείγμα από νεότερες εθελόντριες. Η επιλογή συγκεκριμένης ηλικιακής ομάδας καθιστά άγνωστο το πώς ακόμα νεότεροι συμμετέχοντες ή μεγαλύτεροι θα αντιδρούσαν σε παρόμοιες διαδικασίες και που θα κυμαίνονταν οι συσχετίσεις. Δεν ξέρουμε κατά πόσο καθίσταται εφικτό η γενίκευση των αποτελεσμάτων σε ανθρώπους μεγαλύτερης ηλικίας ή μικρότερης ηλικίας αλλά ακόμα και σε όχι τόσο σωματικά ενεργά άτομα ή στο άλλο φύλο.

5.4.2.2 ΜΕΣΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Για την αξιολόγηση της δύναμης των απαγωγών αλλά και την επίτευξη της διαδικασίας της κόπωσης χρησιμοποιήθηκε το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3. Η αξιολόγηση της Δ.Β.Γ. έγινε με την χρήση 2 δοκιμασιών που δεν απαιτούσαν ιδιαίτερο εργαστηριακό εξοπλισμό. Η Μ.Π. προϋπέθετε ένα κουτί 40cm. Η ανάλυση της Δ.Β.Γ. έγινε με την χρήση της εφαρμογής Kīnovea, ενώ η δυσδιάστατη καταγραφή έγινε με τη κάμερα ενός κινητού τηλεφώνου Xiaomi Redmi Note 9s, το οποίο είχε τοποθετηθεί πάνω σε ένα τρίποδο.

Το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι αξιόπιστο και έγκυρο μέσο αξιολόγησης της Μ.Π. των απαγωγών ισχίου αλλά και για την πραγματοποίηση κόπωσης σε αυτή την μυϊκή ομάδα (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Σε όλες τις συμμετέχουσες τηρήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο μέτρησης της Μ.Π. των απαγωγών, το ίδιο πρωτόκολλο κόπωσης με την ίδια γωνιακή ταχύτητα και εφαρμόστηκε ο ίδιος χρόνος ανάπαυσης ανάμεσα στα σετ. Ο ερευνητές που πραγματοποίησαν τις μετρήσεις διέθεταν αρκετή εμπειρία σε αυτή την διαδικασία μέτρησης των απαγωγών ισχίου καθώς είχαν πραγματοποιηθεί πάνω από 50 πιλοτικές μετρήσεις. Επίσης οι ερευνητές είχαν υποβληθεί και οι ίδιοι ως αξιολογούμενοι σε αντίστοιχη μέτρηση στο παρελθόν. Το γεγονός αυτό ελαχιστοποίησε τα λάθη που θα μπορούσαν να προκύψουν από τη χρήση του ισοκινητικού δυναμόμετρου από τους αξιολογητές. Όμως το γεγονός ότι 2 ίδιοι αξιολογητές

εκτέλεσαν όλες της καταγραφές και μετρήσεις αυτό μπορεί να αύξησε το επίπεδο μεροληψίας. Η πιθανή μεροληπτικότητα των φυσικοθεραπευτών μπορεί επίσης να επηρεάσει τα αποτελέσματα της έρευνας σε περίπτωση που δώσουν πιο αναλυτικές οδηγίες και περισσότερη έμφαση στην σωστή εκτέλεση των δοκιμασιών σε κάποιους εθελοντές. Οπότε η έρευνα μπορεί να επηρεαστεί και από το Halo effect. Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα δόθηκαν τυποποιημένες οδηγίες για την εκτέλεση των δοκιμασιών αξιολόγησης (Geiser, O'Connor and Earl, 2010; Patrek *et al.*, 2011).

Κατά την διάρκεια των ισοκινητικών μετρήσεων χρησιμοποιήθηκαν όλοι κατάλληλοι ιμάντες σταθεροποίησης του κορμού και του μη επικρατούς άκρου. Παρόλα αυτά κάποιου βαθμού υποκατάσταση από άλλες μυϊκές ομάδες πέραν των απαγωγών που αξιολογήθηκαν μπορεί να έλαβε χώρα. Ειδικά στην διαδικασία της κόπωσης οι συμμετέχουσες προσπαθούσαν όταν έφταναν σε επίπεδα εξάντλησης προσπαθούσαν να ενισχύσουν την κίνηση «κλέβοντας» με τους καμπήρες του ισχίου. Οι ερευνητές προσπάθησαν να περιορίσουν όσο το δυνατόν αυτό το φαινόμενο δίνοντας αυστηρή οδηγία στις συμμετέχουσες να εκτελούν μόνο την κίνηση της απαγωγής με τεντωμένο το πόδι έχοντας το ισχίο σε ελαφριά έσω στροφή προκειμένου να αυξηθεί η ενεργοποίηση του μέσου γλουτιαίου. Δυστυχώς στην παρούσα μελέτη δεν ήταν εφικτή η ταυτόχρονη τοποθέτηση ηλεκτρομυογράφου προκειμένου να υπάρχει πιο ξεκάθαρη εικόνα της μυϊκής ενεργοποίησης που έλαβε χώρα στην άρθρωση κατά τις ισοκινητικές μετρήσεις. Επίσης αμφισβητείται κατά πόσο σύντομα μοντέλα κόπωσης θα επιφέρουν αποτελεσματικά πρωτόκολλα κόπωσης (Barber-Westin & Noyes, 2017; Benjaminse *et al.*, 2019; Patrek *et al.*, 2011). Παρόλα αυτά το πλεονέκτημα της εφαρμογής ισοκινητικής κόπωσης βασίζεται στο ότι προσφέρει αξιόπιστα αποτελέσματα όσον αφορά της ροπές δύναμης με αποτέλεσμα να καθίσταται εφικτή η καταγραφή της πτώσης της δύναμης (Drouin *et al.*, 2004), συγκριτικά με την υποκειμενική κόπωση που καταγράφουν άλλες κλίμακες αξιολόγησης και έχουν ερευνηθεί στο παρελθόν. Ωστόσο η συγκεκριμένη μελέτη έχει χρησιμοποιήσει ως τώρα την πιο αξιόπιστη ταχύτητα για την αξιολόγηση της κόπωσης των απαγωγών με την χρήση ισοκινητικής δυναμομέτρησης (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013).

Οι λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν έχουν ελεγχθεί για την εγκυρότητα τους και την αξιοπιστία τους (Alenezi *et al.*, 2014; Padua *et al.*, 2009). Ακόμη, οι 2D μετρήσεις στις παραπάνω δοκιμασίες φάνηκαν να έχουν πολύ καλές συσχετίσεις με την Δ.Β.Γ. συγκριτικά με την 3D ανάλυση (Fox, Bonacci and Saunders, 2020; Herrington *et al.*, 2017).

Το λογισμικό Kinevea αποτελεί επίσης έγκυρο και αξιόπιστο εργαλείο για γωνιακές και γραμμικές μετρήσεις (Puig-Divi et al., 2019), αλλά και για την αξιολόγηση της απόδοσης άλματος από υγιή σωματικά δραστήριο πληθυσμό (Pueo, Penichet-Tomas and Jimenez-Olmedo, 2020). Ωστόσο η ανάλυση κίνησης με βάση την επιφάνεια χρησιμοποιώντας μαρκαδόρο πάνω στο δέρμα που θεωρείται αποδεκτή και παραδοσιακή τεχνική για την εκτίμηση της κινηματικής των αρθρώσεων, πολλές φορές ενδέχεται να μην είναι ακριβής. Η υποκειμενική οστική μετάφραση ιδιαίτερα όταν οι μετρήσεις λαμβάνουν χώρα στο εγκάρσιο επίπεδο παρουσιάζουν περιορισμούς (Kim et al., 2021). Ωστόσο στην παρούσα μελέτη αναλύθηκε η κίνηση του γόνατος στο Μ.Ε. και για την εύρεση του ακριβούς μέσου μεταξύ των οστικών επιφανειών π.χ.(μεταξύ μηριαίων κονδύλων, έσω-έξω σφυρού) χρησιμοποιήθηκε μεζούρα.

Στην διαδικασία των μετρήσεων οι ερευνητές ήταν αυτοί που έδιναν το παράγγελμα για της έναρξη της προσπάθειας εκτέλεσης των δοκιμασιών. Ωστόσο η χρήση ενός ακόμα ατόμου ως αξιολογητή των λειτουργικών δοκιμασιών ενέχει και αυτό πηγή σφάλματος. Με το να αξιολογεί ένα άτομο ελαχιστοποιείται η μεταβλητότητα στα αποτελέσματα. Στην παρούσα μελέτη έγινε προσπάθεια για συνέπεια με την παρουσία του ίδιου ερευνητή που πραγματοποίησε την ισοκινητική αξιολόγηση να επιβλέπει και τις λειτουργικές δοκιμασίες, και την ταυτόχρονη παρουσία ενός ακόμα εκπαιδευμένου αξιολογητή προκειμένου να υποστηριχθούν καλύτερα οι διαδικασίες των μετρήσεων.

Πολλές φορές η απόδοση των συμμετεχόντων στις λειτουργικές δοκιμασίες ενδέχεται να επηρεαστεί από την μη ελεγχόμενη κόπωση που μπορεί να έχει προηγηθεί από προηγούμενες δοκιμασίες, είτε αν έχει προηγηθεί ισοκινητική αξιολόγηση. Για τον λόγο αυτό οι λειτουργικές δοκιμασίες εξετάστηκαν διαφορετική μέρα από την αρχική ισοκινητική αξιολόγηση για την καταγραφή των αρχικών δεδομένων, και αμέσως μετά από την επιθυμητή κόπωση των απαγωγών που προκλήθηκε. Επίσης πραγματοποιήθηκε τυχαιοποίηση για την σειρά εκτέλεσης των δοκιμασιών, τραβώντας κλήρο οι συμμετέχοντες προκειμένου να οριστεί με ποια από τις δύο δοκιμασίες θα ξεκινούσε η αξιολόγηση τους. Ωστόσο κατά την διάρκεια της Μ.Π., η δύναμη των μυών του κορμού και ο πρηνισμός της ποδοκνημικής δύναται να αντισταθμίσουν τις απαιτήσεις των απαγωγών μετά από κόπωση. Το γεγονός αυτό καθιστά τους μηχανισμούς αυτούς ως πιθανούς παράγοντες που μπορούν να επηρεάζουν την κινηματική του κάτω άκρου (Patrek et al., 2011; Thomas et al., 2011). Ακόμη ενώ η δοκιμασία Μ.Π. θεωρείται ως κύρια για την αξιολόγηση καταστάσεων

κινδύνου τραυματισμού ΠΧΣ (Neamatallah et al., 2020; Wilczyński et al., 2020), φαίνεται ότι δεν ενεργοποιεί ιδιαίτερα τον μέσο γλουτιαίο κατά την ηλεκρομυογραφική καταγραφή του, όπου παρατηρήθηκε μόνο 12% της Maximum Voluntary Isometric Contraction (M.V.I.C.), (Patrek et al., 2011). Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε και η δοκιμασία M.K. η οποία φαίνεται να ενεργοποιεί καλύτερα τον μέσο γλουτιαίο (Olivier *et al.*, 2019).

Τέλος, ήταν δύσκολο να ελεγχθεί το επίπεδο προσπάθειας του κάθε ατόμου τόσο στην ισοκίνηση και όσο και στις λειτουργικές δοκιμασίες, αν και δόθηκε ειδικό παράγγελμα προκειμένου να ενισχυθεί η απόδοση των συμμετεχουσών (Kellis, Zafeiridis and Amiridis, 2011; Gautrey, Watson and Mitchell, 2013; McNair *et al.*, 1996).

5.5. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΜΕΛΕΤΗΣ

Όλα τα εργαλεία και τα μέσα αξιολόγησης που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή την μελέτη έχουν χαρακτηριστεί από εγκυρότητα και αξιοπιστία. Έκτος αυτού ο περισσότερος εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε ήταν είτε χαμηλού κόστους (τρίποδο, κουτί) είτε μέσα που διαθέτει κάθε κλινικός θεραπευτής (κάμερα κινητού, ηλεκτρονικός υπολογιστής). Το γεγονός αυτό καθιστά εφικτή την δυνατότητα αξιολόγησης ασθενών και αθλητών με παρόμοιο τρόπο. Η εφαρμογή Kιnovεα διατίθεται δωρεάν και είναι εύκολα προσβάσιμη για τον καθένα. Αποτελεί μια πρόταση για τους κλινικούς θεραπευτές για να έχουν έγκυρα και αξιόπιστα αποτελέσματα κατά την αξιολόγηση λειτουργικών δοκιμασιών στον χώρο εργασίας τους (Pueo, Penichet-Tomas and Jimenez-Olmedo, 2020) Puig-Divi et al., 2019). Μόνο το ισοκινητικό δυναμόμετρο που χρησιμοποιήθηκε για της ανάγκες τις έρευνας έχει υψηλό κόστος, όμως ήταν αναπόφευκτη η χρήση του καθώς οι ανάγκες της έρευνας απαιτούσαν έγκυρα και αξιόπιστα αποτελέσματα τόσο για την ακριβή καταγραφή της δύναμης των απαγωγών, αλλά και για την ικανότητα μέτρησης και υπολογισμού της ακριβούς κόπωσης που προκλήθηκε από τον πρωτόκολλο (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013; Geiser, O'Connor and Earl, 2010). Επίσης αυτή η μελέτη είναι η πρώτη η οποία χρησιμοποίησε την πιο αξιόπιστη ισοκινητική ταχύτητα (120°/s) για να προκαλέσει κόπωση των απαγωγών ισχίου και να ελεγχθούν οι επιδράσεις της στην κίνηση του γόνατος στο M.E. (Gautrey, Watson and Mitchell, 2013). Τέλος το κυριότερο πλεονέκτημα της μελέτης είναι ότι εξετάστηκε το ακριβές ποσοστό κόπωσης που επέφεραν οι συμμετέχουσες μετά την κόπωση

τους, καθώς επίσης ελέγχθηκε και εξασφαλίστηκε ότι η κόπωση που προκλήθηκε μπορούσε να διατηρηθεί 40 δευτερόλεπτα μετά που οι δοκιμασίες αξιολόγησης έλαβαν χώρα. Μόνο μια μελέτη μέχρι στιγμής έχει καταφέρει να εξετάσει την διατήρηση της κόπωσης των απαγωγών κατά την διάρκεια των λειτουργικών δοκιμασιών που εξέτασαν (Geiser, O'Connor and Earl, 2010) .

5.6. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Απαιτείται περαιτέρω διερεύνηση τόσο της μεταβολής της Δ.Β.Γ. μετά από κόπωση απαγωγών ισχίου και των επιπτώσεων της, όσο και της διερεύνησης της σχέσης που μπορεί να προκύπτει μεταξύ της δύναμης των απαγωγών μετά από κόπωση τους με την Δ.Β.Γ. Οι μελλοντικές έρευνες που εστιάζουν στην πρόληψη τραυματισμών του γόνατος, θα πρέπει να αξιολογούν το δείγμα τους μόνο με μονοποδικές δοκιμασίες καθώς αυτές αποτελούν έγκυρα και αξιόπιστα εργαλεία αξιολόγησης. Απαραίτητο ωστόσο κρίνεται για τις έρευνες που εξετάζουν τοπική αλλά και γενική κόπωση, να είναι σε θέση να μπορούν να αποδείξουν την ύπαρξή της, αλλά και την διατήρηση της σε όλη την διάρκεια της αξιολόγησης. Μόνο με αυτόν τον τρόπο θα υπάρξει ξεκάθαρη εικόνα για την επίδραση της κόπωσης των απαγωγών στους τραυματισμούς του κάτω άκρου. Επίσης οι αναλύσεις μελλοντικών ερευνών καλό είναι να μην γίνονται με κανονικοποίηση καθώς σε αυτή την μελέτη όπως και σε προηγούμενες αναφορές φαίνεται πως η κανονικοποίηση μπορεί να οδηγήσει σε μη στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα αποκρύβοντας πιθανούς παράγοντες κινδύνου (Hewett, 2017).

Σπουδαιότητα για μελλοντική μελέτη μπορεί να έχει η εξέταση των επιπτώσεων ενός γενικού πρωτοκόλλου κόπωσης ισχίου για τα χαρακτηριστικά της προσγείωσης και της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο, καθώς η κόπωση των απαγωγών ισχίου πιθανόν δεν εμφανίζεται μεμονωμένη σε ένα τμηματικό πρωτόκολλο κόπωσης. Επίσης η εξέταση των αποτελεσμάτων της κόπωσης σε ένα πιο λειτουργικό περιβάλλον από αυτό του εργαστηρίου ίσως επιφέρει πιο έντονες παρατηρήσεις για την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Ακόμη, μέχρι σήμερα υπάρχει περιορισμένη αρθρογραφία που να εξετάζει πως οι απαγωγοί του ισχίου σχετίζονται με την Δ.Β.Γ. κατά την διάρκεια πολυκατευθυντικών προσγείωσης ή μονοποδικού καθίσματος τόσο σε γυναίκες, όσο και σε άντρες με χρήση ηλεκτρομυογραφικής καταγραφής. Το γεγονός ότι σημειώθηκαν

στατιστικά σημαντικές αλλαγές στην κίνηση του γόνατος κατά τη Μ.Π. ενώ οι συμμετέχουσες γνώριζαν την δοκιμασία και την κατεύθυνση της κίνησης είναι ενδιαφέρον. Περαιτέρω μελέτες χρησιμοποιώντας απρόβλεπτες δοκιμασίες ή κατευθύνσεις κίνησης θα αποτελούσε λογική εξέλιξη αυτής της μελέτης. Απαιτείται επιπλέον αξιολόγηση όχι μόνο της σχέσης μεταξύ του μέσου γλουτιαίου και της Δ.Β.Γ. αλλά και της ανάλυσης κινηματικής του ισχίου κατά την διάρκεια μονοποδικών δοκιμασιών. Θα ήταν χρήσιμο εάν μελλοντικές έρευνες αξιολογούσαν τόσο το επικρατές όσο και το μη επικρατές άκρο σε μονοποδικές δοκιμασίες, για την αξιολόγηση της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Μέχρι στιγμής οι περισσότερες μελέτες έχουν επιλέξει να εξετάζουν σε μεγαλύτερη συχνότητα το επικρατές άκρο, παρόλα αυτά η μειωμένη δύναμη και επιδεξιότητα του μη κυρίαρχου ποδιού θα μπορούσε να οδηγήσει πιθανόν σε μεγαλύτερους κινδύνους για τραυματισμό. Τέλος υπάρχουν περιορισμένες μελέτες που να εξετάζουν την επίδραση της δύναμης και κόπωσης των απαγωγών στην κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο, κατά την διάρκεια μονοποδικών δοκιμασιών στο αντρικό φύλλο.

5.7. ΚΛΙΝΙΚΗ ΣΗΜΑΣΙΑ- ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να ελέγξει τις επιπτώσεις της κόπωσης των απαγωγών στην μεταβολή της Δ.Β.Γ. η οποία αποτελεί παράγοντα κινδύνου τραυματισμού για την άρθρωση. Ταυτόχρονα ελέγχθηκε η πιθανότητα ύπαρξης συσχέτισης τόσο της Μ.Ρ. των απαγωγών, όσο και της Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών συγκριτικά με τη κίνηση του γόνατος στο Μ.Ε. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η Δ.Β.Γ. μεταβάλλεται μετά από κόπωση των απαγωγών κατά την Μ.Π. Ίσως έχει σημασία ότι οι μετρήσεις αξιολόγησης της Δ.Β.Γ. έλαβαν χώρα στο σημείο της μέγιστης μηροκνημιαίας γωνίας. και όχι στην αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος. Ωστόσο η μειωμένη Δ.Β.Γ που παρουσιάστηκε μπορεί να μην σημαίνει απαραίτητα λιγότερα φορτία για την άρθρωση του γόνατος. Απαιτείται περαιτέρω διερεύνηση των επιδράσεων της κόπωσης των απαγωγών στην κινηματική του γόνατος σε μονοποδικές δοκιμασίες προσγείωσης. Κινηματικές και κινητικές αλλαγές στην άρθρωση του γόνατος λόγω κόπωσης μπορεί να επιφέρουν περισσότερες καταπονήσεις, οδηγώντας σε χρόνιους τραυματισμούς όπως το Π.Ε.Π. και πιθανόν να αποτελέσουν αιτίες για ευνοϊκές συνθήκες ρήξης του Π.Χ.Σ. Παράλληλα η ήπια προς μέτρια συσχέτιση που παρουσιάστηκε σε αυτή την μελέτη μεταξύ της Μ.Μ.Ρ.Κ. των απαγωγών με την Δ.Β.Γ., χωρίς να

εκδηλώνεται συσχέτιση μεταξύ M.M.P. απαγωγών και της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο., μπορεί να σημαίνει ότι δεν αρκεί πάντα η δύναμη των μυών και οι λειτουργικές δοκιμασίες για την πρόληψη τραυματισμών. Όσοι περισσότεροι παράγοντες εξετάζονται ταυτόχρονα κατά την αξιολόγηση, τόσο καλύτερη εικόνα μπορούν να έχουν οι κλινικοί φυσικοθεραπευτές και αθλίατροι για τις ικανότητες και τους κινδύνους που έχουν σωματικά δραστήρια άτομα.

Φαίνεται πως η κόπωση, σε συνδυασμό με την μέτρηση της δύναμης και της κίνησης του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο πιθανό να αποτελεί ένα καλύτερο μέσο πρόβλεψης τραυματισμών μέχρι η τεχνική νοημοσύνη λάβει χώρα ως μέσο πρόβλεψης. Για την ώρα προτείνονται ασκήσεις απαγωγών που να εστιάζουν όχι μόνο στην αύξηση της δύναμης, αλλά και της αντοχής τους, καθώς αυτό μπορεί να επηρεάσει θετικά τη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο και να συμβάλει στην μείωση συχνών τραυματισμών της άρθρωσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1. Alenezi, F., Herrington, L., Jones, P. and Jones, R. (2014) 'The reliability of biomechanical variables collected during single leg squat and landing tasks', *J Electromyogr Kinesiol*, 24(5), pp. 718-21.
2. Almeida, G. P., Silva, A. P., França, F. J., Magalhães, M. O., Burke, T. N. and Marques, A. P. (2016) 'Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function', *Rev Bras Ortop*, 51(2), pp. 181-6.
3. Anderson, M. J., Browning, W. M., 3rd, Urband, C. E., Kluczynski, M. A. and Bisson, L. J. (2016) 'A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament', *Orthop J Sports Med*, 4(3), pp. 2325967116634074.
4. Araújo, V. L., Souza, T. R., Carvalhais, V., Cruz, A. C. and Fonseca, S. T. (2017) 'Effects of hip and trunk muscle strengthening on hip function and lower limb kinematics during step-down task', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 44, pp. 28-35.
5. Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F. and Feller, J. A. (2011) 'Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play', *Br J Sports Med*, 45(7), pp. 596-606.
6. Baldon Rde, M., Lobato, D. F., Carvalho, L. P., Wun, P. Y., Presotti, C. V. and Serrão, F. V. (2012) 'Relationships between eccentric hip isokinetic torque and functional performance', *J Sport Rehabil*, 21(1), pp. 26-33.
7. Balsalobre-Fernández, C., Tejero-González, C. M., del Campo-Vecino, J. and Bavaresco, N. (2014) 'The concurrent validity and reliability of a low-cost, high-speed camera-based method for measuring the flight time of vertical jumps', *J Strength Cond Res*, 28(2), pp. 528-33.
8. Baltzopoulos, V. and Brodie, D. A. (1989) 'Isokinetic dynamometry. Applications and limitations', *Sports Med*, 8(2), pp. 101-16.
9. Barber-Westin, S. D. and Noyes, F. R. (2017) 'Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training: A Systematic Review', *Am J Sports Med*, 45(14), pp. 3388-3396.
10. Bell, D. R., Oates, D. C., Clark, M. A. and Padua, D. A. (2013) 'Two- and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting', *J Athl Train*, 48(4), pp. 442-9.
11. Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B. and Lephart, S. M. (2008) 'Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task', *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 16(4), pp. 400-7.
12. Benjaminse, A., Webster, K. E., Kimp, A., Meijer, M. and Gokeler, A. (2019) 'Revised Approach to the Role of Fatigue in Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention: A Systematic Review with Meta-Analyses', *Sports Med*, 49(4), pp. 565-586.
13. Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M. and Fonseca, S. T. (2016) 'Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition-narrative review and new concept', *Br J Sports Med*, 50(21), pp. 1309-1314.
14. Bourne, M. N., Webster, K. E. and Hewett, T. E. (2019) 'Is Fatigue a Risk Factor for Anterior Cruciate Ligament Rupture?', *Sports Med*, 49(11), pp. 1629-1635.
15. Byrne, P. D., Mulhall, J. K. and Baker, F. J. (2010) 'Anatomy & Biomechanics of the Hip', *The open Sports Medicine Joijrnal*, 4, pp. 51-57.

16. Cheng, A. J., Place, N. and Westerblad, H. (2018) 'Molecular Basis for Exercise-Induced Fatigue: The Importance of Strictly Controlled Cellular Ca(2+) Handling', *Cold Spring Harb Perspect Med*, 8(2).
17. Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V. and Pincivero, D. M. (2006) 'Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat', *J Appl Biomech*, 22(1), pp. 41-50.
18. Clark, N. C., R ijezon, U. and Treleaven, J. (2015) 'Proprioception in musculoskeletal rehabilitation. Part 2: Clinical assessment and intervention', *Man Ther*, 20(3), pp. 378-87.
19. Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M. and Garrett, W., Jr. (2000) 'Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. Implications for anterior cruciate ligament injury', *Am J Sports Med*, 28(2), pp. 234-40.
20. Creaby, M. W., Le Rossignol, S., Conway, Z. J., Ageberg, E., Sweeney, M. and Franettovich Smith, M. M. (2017) 'Frontal plane kinematics predict three-dimensional hip adduction during running', *Phys Ther Sport*, 27, pp. 1-6.
21. Devita, P. and Skelly, W. A. (1992) 'Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity', *Med Sci Sports Exerc*, 24(1), pp. 108-15.
22. Dingenen, B., Malfait, B., Vanrenterghem, J., Verschueren, S. M. and Staes, F. F. (2014) 'The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes', *Phys Ther Sport*, 15(2), pp. 117-23.
23. Dix, J., Marsh, S., Dingenen, B. and Malliaras, P. (2019) 'The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review', *Phys Ther Sport*, 37, pp. 197-209.
24. Donnelly, C. J., Lloyd, D. G., Elliott, B. C. and Reinbolt, J. A. (2012) 'Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk', *J Biomech*, 45(8), pp. 1491-7.
25. Doyle, T. L. A., Schilaty, N. D., Webster, K. E. and Hewett, T. E. (2021) 'Time of Season and Game Segment Is Not Related to Likelihood of Lower-Limb Injuries: A Meta-Analysis', *Clin J Sport Med*, 31(3), pp. 304-312.
26. D rselen, L., Claes, L. and Kiefer, H. (1995) 'The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain', *Am J Sports Med*, 23(1), pp. 129-36.
27. Edgley, S. A. and Winter, A. P. (2004) 'Different effects of fatiguing exercise on corticospinal and transcallosal excitability in human hand area motor cortex', *Exp Brain Res*, 159(4), pp. 530-6.
28. Emery, C. A. and Meeuwisse, W. H. (2010) 'The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial', *Br J Sports Med*, 44(8), pp. 555-62.
29. Enoka, R. M. and Duchateau, J. (2016) 'Translating Fatigue to Human Performance', *Med Sci Sports Exerc*, 48(11), pp. 2228-2238.
30. Enseki, K., Harris, M., White, M. D., Cibulka, T. M., Woehrle, J., Fagerson, T. and Clohisy, J. (2014) 'Non-arthritis Hip Joint Pain', *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(6), pp. 1-32.
31. Ferber, R., Kendall, K. D. and Farr, L. (2011) 'Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome', *J Athl Train*, 46(2), pp. 142-9.
32. Fox, A. S., Bonacci, J. and Saunders, N. (2020) 'The relationship between performance of a single-leg squat and leap landing task: moving towards a netball-specific anterior cruciate ligament (ACL) injury risk screening method', *Sports Biomech*, 19(4), pp. 493-509.
33. Fredericson, M., Cookingham, C. L., Chaudhari, A. M., Dowdell, B. C., Oestreicher, N. and Sahrmann, S. A. (2000) 'Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome', *Clin J Sport Med*, 10(3), pp. 169-75.

34. Friel, K., McLean, N., Myers, C. and Caceres, M. (2006) 'Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain', *J Athl Train*, 41(1), pp. 74-8.
35. Gandevia, S. C. (2001) 'Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue', *Physiol Rev*, 81(4), pp. 1725-89.
36. Gautrey, C. N., Watson, T. and Mitchell, A. (2013) 'The effect of isokinetic testing speed on the reliability of muscle fatigue indicators during a hip abductor-adductor fatigue protocol', *Int J Sports Med*, 34(7), pp. 646-53.
37. Geiser, C. F., O'Connor, K. M. and Earl, J. E. (2010) 'Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics', *Med Sci Sports Exerc*, 42(3), pp. 535-45.
38. Gokeler, A., Seil, R., Kerkhoffs, G. and Verhagen, E. (2018) 'A novel approach to enhance ACL injury prevention programs', *J Exp Orthop: Vol. 1*, pp. 22.
39. Gwynne, C. R. and Curran, S. A. (2018) 'Two-dimensional frontal plane projection angle can identify subgroups of patellofemoral pain patients who demonstrate dynamic knee valgus', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 58, pp. 44-48.
40. Hartel, M. J., Petersik, A., Schmidt, A., Kendoff, D., Nüchtern, J., Rueger, J. M., Lehmann, W. and Grossterlinden, L. G. (2016) 'Determination of Femoral Neck Angle and Torsion Angle Utilizing a Novel Three-Dimensional Modeling and Analytical Technology Based on CT Datasets', *PLoS One*, 11(3), pp. e0149480.
41. Herrington, L., Alenezi, F., Alzhirani, M., Alrayani, H. and Jones, R. (2017) 'The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing', *J Electromyogr Kinesiol*, 34, pp. 80-85.
42. Herrington, L. and Munro, A. (2010) 'Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population', *Phys Ther Sport*, 11(2), pp. 56-9.
43. Hewett, T. E. (2017) 'Prediction of Future Injury in Sport: Primary and Secondary Anterior Cruciate Ligament Injury Risk and Return to Sport as a Model', *J Orthop Sports Phys Ther*, 47(4), pp. 228-231.
44. Hewett, T. E., Ford, K. R. and Myer, G. D. (2006) 'Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention', *Am J Sports Med*, 34(3), pp. 490-8.
45. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V. and Succop, P. (2005) 'Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study', *Am J Sports Med*, 33(4), pp. 492-501.
46. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V. and Quatman, C. E. (2012) 'The 2012 ABJS Nicolas Andry Award: The sequence of prevention: a systematic approach to prevent anterior cruciate ligament injury', *Clin Orthop Relat Res*, 470(10), pp. 2930-40.
47. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V. and Quatman, C. E. (2016) 'Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools', *J Orthop Res*, 34(11), pp. 1843-1855.
48. Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A. and Noyes, F. R. (1996) 'Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques', *Am J Sports Med*, 24(6), pp. 765-73.
49. Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. and Davis, I. M. (2003) 'Hip strength in females with and without patellofemoral pain', *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11), pp. 671-6.
50. Kannus, P. (1994) 'Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation', *Int J Sports Med*, 15 Suppl 1, pp. S11-8.
51. Kellis, E. and Kouvelioti, V. (2009) 'Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing', *J Electromyogr Kinesiol*, 19(1), pp. 55-64.

52. Kellis, E., Zafeiridis, A. and Amiridis, I. G. (2011) 'Muscle coactivation before and after the impact phase of running following isokinetic fatigue', *J Athl Train*, 46(1), pp. 11-9.
53. Kernozek, T. W., Torry, M. R. and Iwasaki, M. (2008) 'Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue', *Am J Sports Med*, 36(3), pp. 554-65.
54. Kim, N., Lee, S. Y., Lee, S. C., Rosen, A. B., Grindstaff, T. L. and Knarr, B. A. (2021) 'Effect of isolated hip abductor fatigue on single-leg landing mechanics and simulated ACL loading', *Knee*, 31, pp. 118-126.
55. Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T. and Davis, I. M. (2004) 'Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes', *Med Sci Sports Exerc*, 36(6), pp. 926-34.
56. Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B. and Fu, F. H. (2002) 'Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing', *Clin Orthop Relat Res*, (401), pp. 162-9.
57. Lohman, E. B., 3rd, Balan Sackiriyas, K. S. and Swen, R. W. (2011) 'A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking', *Phys Ther Sport*, 12(4), pp. 151-63.
58. Mauntel, T. C., Frank, B. S., Begalle, R. L., Blackburn, J. T. and Padua, D. A. (2014) 'Kinematic differences between those with and without medial knee displacement during a single-leg squat', *J Appl Biomech*, 30(6), pp. 707-12.
59. McNair, P. J., Depledge, J., Brett Kelly, M. and Stanley, S. N. (1996) 'Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle action', *Br J Sports Med*, 30(3), pp. 243-5.
60. Myer, G. D., Bates, N. A., DiCesare, C. A., Barber Foss, K. D., Thomas, S. M., Wordeman, S. C., Sugimoto, D., Roewer, B. D., Medina McKeon, J. M., Di Stasi, S. L., Noehren, B. W., McNally, M., Ford, K. R., Kiefer, A. W. and Hewett, T. E. (2015) 'Reliability of 3-Dimensional Measures of Single-Leg Drop Landing Across 3 Institutions: Implications for Multicenter Research for Secondary ACL-Injury Prevention', *J Sport Rehabil*, 24(2), pp. 198-209.
61. Neal, B. S., Barton, C. J., Gallie, R., O'Halloran, P. and Morrissey, D. (2016) 'Runners with patellofemoral pain have altered biomechanics which targeted interventions can modify: A systematic review and meta-analysis', *Gait Posture*, 45, pp. 69-82.
62. Neamatallah, Z., Herrington, L. and Jones, R. (2020) 'An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks', *Phys Ther Sport*, 43, pp. 230-235.
63. Nilstad, A., Andersen, T. E., Kristianslund, E., Bahr, R., Myklebust, G., Steffen, K. and Krosshaug, T. (2014) 'Physiotherapists can identify female football players with high knee valgus angles during vertical drop jumps using real-time observational screening', *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(5), pp. 358-65.
64. Nilstad, A., Petushek, E., Mok, K. M., Bahr, R. and Krosshaug, T. (2021) 'Kiss goodbye to the 'kissing knees': no association between frontal plane inward knee motion and risk of future non-contact ACL injury in elite female athletes', *Sports Biomech*, pp. 1-15.
65. Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C. and West, J. (2005) 'The drop-jump screening test: difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes', *Am J Sports Med*, 33(2), pp. 197-207.
66. Olivier, B., Quinn, S. L., Benjamin, N., Green, A. C., Chiu, J. and Wang, W. (2019) 'Single-Leg Squat Delicacies-The Position of the Nonstance Limb is an Important Consideration', *J Sport Rehabil*, 28(4), pp. 318-324.
67. Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E., Jr. and Beutler, A. I. (2009) 'The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study', *Am J Sports Med*, 37(10), pp. 1996-2002.

68. Park, K. M., Cynn, H. S. and Choung, S. D. (2013) 'Musculoskeletal predictors of movement quality for the forward step-down test in asymptomatic women', *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(7), pp. 504-10.
69. Patrek, M. F., Kernozek, T. W., Willson, J. D., Wright, G. A. and Doberstein, S. T. (2011) 'Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes', *J Athl Train*, 46(1), pp. 31-42.
70. Pollard, C. D., Sigward, S. M. and Powers, C. M. (2010) 'Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(2), pp. 142-6.
71. Portney, L. G. and Watkins, M. P. (2015) *Foundations of clinical research: applications to practice*. FA Davis.
72. Prins, M. R. and van der Wurff, P. (2009) 'Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review', *Aust J Physiother*, 55(1), pp. 9-15.
73. Pueo, B., Penichet-Tomas, A. and Jimenez-Olmedo, J. M. (2020) 'Validity, reliability and usefulness of smartphone and kinovea motion analysis software for direct measurement of vertical jump height', *Physiol Behav*, 227, pp. 113144.
74. Rabin, A. and Kozol, Z. (2010) 'Measures of range of motion and strength among healthy women with differing quality of lower extremity movement during the lateral step-down test', *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(12), pp. 792-800.
75. Rabin, A., Kozol, Z., Moran, U., Efergan, A., Geffen, Y. and Finestone, A. S. (2014) 'Factors associated with visually assessed quality of movement during a lateral step-down test among individuals with patellofemoral pain', *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(12), pp. 937-46.
76. Rabin, A., Portnoy, S. and Kozol, Z. (2016) 'The Association of Ankle Dorsiflexion Range of Motion With Hip and Knee Kinematics During the Lateral Step-down Test', *J Orthop Sports Phys Ther*, 46(11), pp. 1002-1009.
77. Richardson, M. C., Murphy, S., Macpherson, T., English, B., Spears, I. and Chesterton, P. (2020) 'Effect of Sand on Knee Load During a Single-Leg Jump Task: Implications for Injury Prevention and Rehabilitation Programs', *J Strength Cond Res*, 34(11), pp. 3164-3172.
78. Ros, A. G., Holm, S. E., Fridén, C. and Heijne, A. I. (2013) 'Responsiveness of the one-leg hop test and the square hop test to fatiguing intermittent aerobic work and subsequent recovery', *J Strength Cond Res*, 27(4), pp. 988-94.
79. Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M. and Ingersoll, C. D. (2006) 'Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump', *J Athl Train*, 41(2), pp. 166-71.
80. Saad, M. C., Vasconcelos, R. A., Mancinelli, L. V. O., Munno, M. S. B., Liporaci, R. F. and Grossi, D. B. (2018) 'Is hip strengthening the best treatment option for females with patellofemoral pain? A randomized controlled trial of three different types of exercises', *Braz J Phys Ther*, 22(5), pp. 408-416.
81. Santos, T. R., Oliveira, B. A., Ocarino, J. M., Holt, K. G. and Fonseca, S. T. (2015) 'Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients: a systematic review', *Braz J Phys Ther*, 19(3), pp. 167-76.
82. Scorcelletti, M., Reeves, N. D., Rittweger, J. and Ireland, A. (2020) 'Femoral anteversion: significance and measurement', *J Anat*, 237(5), pp. 811-826.
83. Silvers-Granelli, H. J., Bizzini, M., Arundale, A., Mandelbaum, B. R. and Snyder-Mackler, L. (2017) 'Does the FIFA 11+ Injury Prevention Program Reduce the Incidence of ACL Injury in Male Soccer Players?', *Clin Orthop Relat Res*, 475(10), pp. 2447-2455.
84. St Clair Gibson, A., Baden, D. A., Lambert, M. I., Lambert, E. V., Harley, Y. X., Hampson, D., Russell, V. A. and Noakes, T. D. (2003) 'The conscious perception of the sensation of fatigue', *Sports Med*, 33(3), pp. 167-76.
85. Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R. and Krosshaug, T. (2011) 'Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in

- evaluating knee control among elite female team handball players', *Br J Sports Med*, 45(7), pp. 589-95.
86. Stiffler, M. R., Pennuto, A. P., Smith, M. D., Olson, M. E. and Bell, D. R. (2015) 'Range of motion, postural alignment, and LESS score differences of those with and without excessive medial knee displacement', *Clin J Sport Med*, 25(1), pp. 61-6.
 87. Sugimoto, D., Myer, G. D., Foss, K. D. and Hewett, T. E. (2014) 'Dosage effects of neuromuscular training intervention to reduce anterior cruciate ligament injuries in female athletes: meta- and sub-group analyses', *Sports Med*, 44(4), pp. 551-62.
 88. Thijs, Y., Van Tiggelen, D., Willems, T., De Clercq, D. and Witvrouw, E. (2007) 'Relationship between hip strength and frontal plane posture of the knee during a forward lunge', *Br J Sports Med*, 41(11), pp. 723-7; discussion 727.
 89. Thomas, A. C., McLean, S. G. and Palmieri-Smith, R. M. (2010) 'Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics', *J Appl Biomech*, 26(2), pp. 159-70.
 90. Thomas, A. C., Palmieri-Smith, R. M. and McLean, S. G. (2011) 'Isolated hip and ankle fatigue are unlikely risk factors for anterior cruciate ligament injury', *Scand J Med Sci Sports*, 21(3), pp. 359-68.
 91. Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z. and Pollard, C. D. (2015) 'Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening', *Pm r*, 7(3), pp. 229-35; quiz 235.
 92. Webster, K. E. and Hewett, T. E. (2018) 'Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs', *J Orthop Res*, 36(10), pp. 2696-2708.
 93. Weir, J. P. (2005) 'Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM', *J Strength Cond Res*, 19(1), pp. 231-40.
 94. Wilczyński, B., Zorena, K. and Ślęzak, D. (2020) 'Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review', *Int J Environ Res Public Health*, 17(21).
 95. Wojtys, E. M., Beaulieu, M. L. and Ashton-Miller, J. A. (2016) 'New perspectives on ACL injury: On the role of repetitive sub-maximal knee loading in causing ACL fatigue failure', *J Orthop Res*, 34(12), pp. 2059-2068.
 96. Zech, A., Hübscher, M., Vogt, L., Banzer, W., Hänsel, F. and Pfeifer, K. (2010) 'Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review', *J Athl Train*, 45(4), pp. 392-403.

Παράρτημα Α



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ - ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
3^ο χλμ ΠΕΟ Λαμίας-Αθηνών, Λαμία 35132
Τηλ.: 2231060176-177, email: g-physio@uth.gr

Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας:

Ο ρόλος της κόπωσης των απαγωγών στη λειτουργία του γόνατος κατά την προσγείωση και το μονοποδικό κάθισμα σε γυναίκες.

Παράγραφος πρόσκλησης του ατόμου στην έρευνα:

Σας καλούμε να συμμετέχετε στην έρευνα που διεξάγει το τμήμα Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στα πλαίσια διπλωματικής εργασίας. Πριν αποφασίσετε αν θέλετε να λάβετε μέρος είναι σημαντικό να διαβάσετε τις παρακάτω πληροφορίες για να καταλάβετε γιατί πραγματοποιούμε την παρούσα έρευνα και τι προσπαθούμε να βρούμε. Δεν είναι ανάγκη να μας απαντήσετε αμέσως, μπορείτε να συζητήσετε και με άλλα άτομα, αποφασίζοντας σε δεύτερο χρόνο για το αν επιθυμείτε να συμμετάσχετε ή όχι. Οτιδήποτε σας προβληματίζει ή δεν σας είναι ξεκάθαρο, μπορείτε να ρωτήσετε για να σας δώσουμε περισσότερες πληροφορίες.

Ποιος είναι ο σκοπός της μελέτης/έρευνας;

Προσπαθούμε να εντοπίσουμε εάν η κόπωση των απαγωγών μυών του ισχίου θα δημιουργήσει αλλαγές στην κίνηση του γόνατος, κατά τη διάρκεια μιας δοκιμασίας που θα σας βάλουμε να εκτελέσετε. Σκοπός είναι να εντοπίσουμε πιθανούς παράγοντες τραυματισμού στην άρθρωση του γόνατος με στόχο να τους περιορίσουμε. Η μελέτη θα διαρκέσει περίπου 6 μήνες, ωστόσο η δική σας συμμετοχή θα αφορά μόνο 2 ημέρες περίπου 20-30 λεπτά κάθε φορά.

Γιατί επιλέχθηκα;

Στην έρευνα μπορεί να συμμετάσχει οποιαδήποτε σωματικά δραστήρια γυναίκα από 18 έως 35 ετών. Συνολικά στη μελέτη θα συμμετέχουν τουλάχιστον 20 εθελόντριες.

Είναι υποχρεωτικό να λάβω μέρος;

Η συμμετοχή σας είναι εθελοντική και σε καμία περίπτωση δεν επιβάλλεται. Αν αποφασίσετε τελικά να λάβετε μέρος θα σας δοθεί ένα έντυπο που ονομάζεται «Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση» για να το υπογράψετε. Έχετε πάντα το δικαίωμα να αποσυρθείτε από την μελέτη

ακόμα και μετά την υπογραφή σας χωρίς να υποχρεούστε να δώσετε καμία εξήγηση. Η απόφασή σας για αποχώρηση από την έρευνα ή η άρνηση συμμετοχής δεν θα σας επηρεάσει με κανέναν τρόπο.

Τι θα γίνει από τη στιγμή που θα αποφασίσω να λάβω μέρος στην μελέτη/έρευνα;

Σε περίπτωση που επιθυμείτε να συμμετέχετε στην έρευνα μας και υπογράψετε το έντυπο συναίνεσης, θα ακολουθήσει πληροφόρηση για την διαδικασία των μετρήσεων από τον κύριο ερευνητή. Κατά την διάρκεια των μετρήσεων θα πρέπει να φοράτε ενδυμασία όπως σορτσάκι και κοντή μπλούζα (αθλητικό μπουστάκι) προκειμένου να μπορέσουμε να παρατηρήσουμε άνετα τις κινήσεις των αρθρώσεων (γόνατος, ισχίου) κατά τις δοκιμασίες. Θα υποβληθείτε σε μία δοκιμασία αξιολόγησης δύναμης, έπειτα σε μία δοκιμασία αξιολόγησης κόπωσης και τέλος σε δοκιμασία μονοποδικού καθίσματος και προσγείωσης με το ένα πόδι από ένα κουτί ύψους 40cm. Προηγουμένως θα έχει πραγματοποιηθεί προθέρμανση 5 λεπτών σε εργοστατικό ποδήλατο καθώς και δοκιμαστικές προσγειώσεις από το κουτί, προκειμένου να εξασφαλιστεί η επιτυχία εκτέλεσης και η εξοικείωση σας με την δοκιμασία. Η συνολική διάρκεια της συμμετοχής σας θα είναι λιγότερο από μισή ώρα για δύο φορές.

Τι περιορισμοί υπάρχουν;

Οι συμμετέχουσες πριν από την συμμετοχή τους στην έρευνα, δεν θα πρέπει να έχουν κάνει έντονη σωματική άσκηση. Επίσης δεν θα πρέπει να αλλάζουν την ρουτίνα προπόνησης και τις αθλητικές τους δραστηριότητες στο διάστημα συμμετοχής τους στην έρευνα (για μία εβδομάδα).

Υπάρχουν εναλλακτικές λύσεις;

Η παρούσα μελέτη δεν εξετάζει θεραπευτικές παρεμβάσεις ούτε χρησιμοποιεί δείγματα ασθενών. Επομένως δεν υπάρχουν εναλλακτικές επιλογές. Όλες οι εθελόντριες θα υποβληθούν στις ίδιες δοκιμασίες.

Πιθανοί κίνδυνοι ή μειονεκτήματα:

Η παρούσα μελέτη χρησιμοποιεί δοκιμασία κόπωσης καθώς και δύο απαιτητικές δοκιμασίες (μονοποδική προσγείωση από κουτί ύψους 40 cm, μονοποδικό κάθισμα). Ως αποτέλεσμα οι συμμετέχουσες μετά την συμμετοχή τους πιθανότατα να εξακολουθούν να αισθάνονται κόπωση η οποία μπορεί να παραμείνει για λίγες ώρες (μέχρι 2 ημέρες το πολύ). Επίσης σε περίπτωση που αισθανθεί κάποια εθελόντρια οποιαδήποτε ενόχληση στις ανατομικές περιοχές που θα εξεταστούν (γόνατο, ισχίο) θα διακόπτεται αυτομάτως η διαδικασία συμμετοχής τους στην έρευνα. Παρόλα αυτά έχουν ληφθεί τα απαραίτητα μέτρα προστασίας για αυτή την συνθήκη πχ (προθέρμανση, εξάσκηση δοκιμασιών πριν την εκτέλεση, περιγραφή των δοκιμασιών από τον ερευνητή) προκειμένου να μειωθούν οι παραπάνω κίνδυνοι. Επίσης όλες οι συμμετέχουσες για να ενταχθούν

στην έρευνα θα πρέπει να είναι σωματικά δραστήριες, γεγονός που προϋποθέτει την εξοικείωσή τους με παρόμοιες δραστηριότητες και καλή φυσική κατάσταση.

Ποιο είναι το όφελος του εθελοντή-ασθενή;

Ελπίζουμε να έχει ευεργετική συνέπεια η μελέτη αυτή προς εσάς, αν και δεν μπορούμε να σας το εγγυηθούμε. Οι πληροφορίες που θα συλλέξουμε θα χρησιμοποιηθούν για μελλοντικούς ασθενείς. Με την συμμετοχή σας βοηθάτε την επιστήμη να συγκεντρώσει χρήσιμες πληροφορίες για την αντιμετώπιση διαφόρων τραυματισμών στην άρθρωση του γόνατος.

Νέες πληροφορίες έρχονται στο φως από την έρευνα:

Κάποιες φορές κατά τη διάρκεια της έρευνας καινούργιες πληροφορίες έρχονται στο φως που μπορεί να αλλάξουν τα δεδομένα αυτής. Αν αυτό συμβεί, ο ερευνητής θα σας ενημερώσει και θα ξανασυζητήσει την συμμετοχή σας στην μελέτη σε περίπτωση που τα νέα δεδομένα σας αλλάξουν την γνώμη σχετικά με την συμμετοχή σας. Αν συνεχίσετε να συμμετέχετε ένα νέο *Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή* που περιλαμβάνει τα νέα δεδομένα θα σας δοθεί για να το υπογράψετε. Σε περίπτωση που με τα νέα δεδομένα δεν είναι προς το συμφέρον σας να συνεχίσετε να συμμετέχετε, θα μπορείτε να αποσυρθείτε. Σε οποιαδήποτε περίπτωση θα σας δοθούν πλήρεις πληροφορίες προκειμένου να αποφασίσετε.

Τι γίνεται όταν τελειώσει η έρευνα;

Τα αποτελέσματα της έρευνας θα αποτελέσουν στοιχεία της διπλωματικής εργασίας, η οποία θα κατατεθεί στην βιβλιοθήκη του τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στη Λαμία.

Θα γίνει γνωστή η συμμετοχή μου στην έρευνα ή θα παραμείνει απόρρητη;

Αν συναινέσετε και λάβετε μέρος στην μελέτη, ο προσωπικός σας φάκελος θα γίνει γνωστός στην ομάδα η οποία πραγματοποιεί την έρευνα ώστε αυτοί να αξιολογήσουν και να αναλύσουν τα αποτελέσματα. Επίσης τα στοιχεία σας μπορεί να γίνουν γνωστά στην Επιτροπή Ελέγχου της Έρευνας. Τα στοιχεία σας δεν θα αποκαλυφθούν αλλού. Όπου είναι δυνατό τα αποτελέσματα θα ελέγχονται με τα προσωπικά σας στοιχεία (όνομα, επώνυμο, διεύθυνση κλπ) καλυμμένα. Τα στοιχεία σας θα παραμείνουν εμπιστευτικά κατά τη διάρκεια και μετά το πέρας της έρευνας.

Τι θα γίνει με τα αποτελέσματα της μελέτης/έρευνας;

Τα αποτελέσματα της έρευνας θα βρίσκονται στην διπλωματική εργασία η οποία μετά την υλοποίηση της θα κατατεθεί στην βιβλιοθήκη του τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στη Λαμία.

***Ο συμμετέχων θα πρέπει να κρατήσει ένα αντίγραφο του συγκεκριμένου εγγράφου, καθώς και ένα αντίγραφο από το υπογεγραμμένο έντυπο Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση.**

Περισσότερες πληροφορίες;

Για περισσότερες πληροφορίες μπορείτε να απευθυνθείτε στους υπεύθυνους ερευνητές:

➤ Λαγουβάρδου Ελευθερία
Φυσικοθεραπεύτρια, Μεταπτυχιακή φοιτήτρια
Τηλ: 6975768723
Email: ele.lagouvar@gmail.com

➤ Ιωάννης Πουλής
Αναπληρωτής Καθηγητής
Τηλ: 6974739977
Email: ipoulis@uth.gr

Σας ευχαριστούμε θερμά για το ενδιαφέρον σας να συμμετάσχετε στην έρευνα μας.

Ημερομηνία παράδοσης:.....

Παράρτημα Β



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ - ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
3^ο χλμ ΠΕΟ Λαμίας-Αθηνών, Λαμία 35132
Τηλ.: 2231060176-177, email: g-physio@uth.gr

Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση

Ημερομηνία: ____/____/____

Ονοματεπώνυμο εθελοντή (ασθενή): _____

Αριθμός αναγνώρισης ασθενούς στην παρούσα έρευνα (#ID):

Ημερομηνία γέννησης: ____/____/____

Προϊστάμενος ερευνητής - εισηγητής: Αναπληρωτής Καθηγητής, Ιωάννης Πουλής

Φοιτητής/ερευνητής: Λαγουβάρδου Ελευθερία

Υπεύθυνος γιατρός: _____

Άρρεν ☐ Θήλυ ☒

Ιδιαιτερότητες εθελοντή (ασθενή):

Άλλες πληροφορίες:

Το παρόν περιέχει εμπιστευτικές πληροφορίες και φυλάσσεται στο αρχείο του φοιτητή.

Δήλωση και υποχρεώσεις του υπεύθυνου φοιτητή - ερευνητή:

Έχω εξηγήσει τη διαδικασία της έρευνας στον συμμετέχοντα (ασθενή). Έχω πληροφορήσει τον συμμετέχοντα για τα πλεονεκτήματα από την έρευνα έχοντας καταστήσει σαφές αν είναι πλεονεκτήματα προς την ανθρωπότητα ή προς το ίδιο τον συμμετέχοντα. Έχω καταστήσει σαφές ποιοι μπορεί να είναι οι κίνδυνοι συμμετέχοντας σε αυτή την έρευνα. Έχω καταστήσει σαφές τι περιλαμβάνει το πείραμα, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα εναλλακτικών λύσεων που μπορεί να έχει ο συμμετέχων, και έχω απαντήσει σε απορίες του.

Σε περίπτωση που ο συμμετέχων θέλει περαιτέρω πληροφορίες πριν ή και μετά τη διεξαγωγή του πειράματος μπορεί να επικοινωνήσει στο τηλέφωνο: 6975768723

Εξήγησα στον συμμετέχοντα όσο καλύτερα μπορούσα τις λεπτομέρειες και τις συνέπειες του πειράματος με τρόπο απλό ώστε να μπορεί να κατανοήσει τα λεγόμενά μου.

Υπογραφή φοιτητή/ερευνητή:
07/09/2021

Ημερομηνία:

Λαγουβάρδου Ελευθερία



Το παρόν δόθηκε στον συμμετέχοντα; ☐ Ναι ☐ Όχι

2 από 4

Δήλωση του συμμετέχοντα:

Παρακαλώ να διαβάσετε το παρόν προσεκτικά. Κανονικά πρέπει να έχετε ήδη στα χέρια σας ένα αντίγραφο του *Έντυπου Ενημέρωσης Εθελοντή* που περιγράφει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της έρευνας/μελέτης στην οποία συμμετέχετε. Αν όχι, ο ερευνητής θα σας δώσει ένα αντίγραφο τώρα.

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας:

«Ο ρόλος της ισοκινητικής κόπωσης των απαγωγών στην κινηματική της δυναμικής βλαισότητας γόνατος κατά την μονοποδική προσγείωση και κάθισμα σε γυναίκες»

Μικρή επεξήγηση της ερευνητικής εργασίας:

Ο σκοπός της έρευνας είναι να ελέγξει εάν η κόπωση του μέσου γλουτιαίου μπορεί να επηρεάσει τους τραυματισμούς που λαμβάνουν χώρα στην άρθρωση του γόνατος, όπως ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος. Η παρούσα έρευνα θα μπορούσε να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την εύρεση ενός πιθανού παράγοντα τραυματισμού της άρθρωσης του γόνατος, προκειμένου να αντιμετωπιστεί κατάλληλα. Γνωρίζοντας ότι οι τραυματισμοί σε αυτή την άρθρωση συνεχίζονται ολοένα και περισσότερο να αυξάνονται, η προσπάθεια εύρεσης των συνθηκών πρόσκλησης τραυματισμών είναι αρκετά χρήσιμη για την επιστημονική κοινότητα.

1. Επιβεβαιώνω ότι διάβασα και κατανόησα το *Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή* σήμερα την ____/____/____ και ότι είχα την δυνατότητα να κάνω ερωτήσεις. ☐
2. Καταλαβαίνω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και ότι είμαι ελεύθερος(-η) να αποσυρθώ από την έρευνα/μελέτη οποιαδήποτε ώρα, ακόμη και μετά από την υπογραφή της παρούσας δήλωσης, χωρίς να δώσω εξηγήσεις για το λόγο της απόσυρσής μου, χωρίς να επηρεαστεί το επίπεδο παροχής υπηρεσιών από το φυσικοθεραπευτή μου, το γιατρό μου ή το νοσοκομείο. ☐
3. Καταλαβαίνω ότι μέρος ή ολόκληρος ο ιατρικός μου φάκελος θα διαβαστεί από τους ερευνητές.

Δίνω την άδεια να έχουν πρόσβαση στον ιατρικό φάκελό μου. ☐

4. Συμφωνώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην παρούσα ερευνητική εργασία. ☐

3 από 4

Βάλτε σε κάθε τετράγωνο ✓ αν συμφωνείτε
ή ✕ αν διαφωνείτε.

Παρακάτω παραθέτω, χωρίς περαιτέρω εξηγήσεις, πρακτικές οι οποίες δεν θα επιθυμούσα να ακολουθηθούν σε περίπτωση ανάγκης:

Υπογραφή συμμετέχοντα:
Ημερομηνία ____/____/____

Παράρτημα Γ



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ - ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
3^ο χλμ ΠΕΟ Λαμίας-Αθηνών, Λαμία 35132
Τηλ.: 2231060176-177, email: g-physio@uth.gr

Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Λαμία 9-9-2021

Αριθμ. Πρωτ.: 644

Αίτηση Εξέτασης της πρότασης για διεξαγωγή Έρευνας με τίτλο: Ο ρόλος της ισοκινητικής κόπωσης των απαγωγών στην κινηματική της δυναμικής βλαισότητας γόνατος κατά την μονοποδική προσγείωση σε γυναίκες

Επιστημονικώς υπεύθυνος/η – επιβλέπων: Ιωάννης Πουλής

Ιδιότητα: Αναπληρωτής Καθηγητής

Τμήμα: Φυσικοθεραπείας

Ίδρυμα: Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Κύριος/α ερευνητής/τρια - φοιτητής/τρια: Λαγουβάρδου Ελευθερία

Πρόγραμμα Σπουδών: ΠΜΣ Προηγμένη Φυσικοθεραπεία

Ίδρυμα: Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τμήμα: Φυσικοθεραπείας

Η προτεινόμενη έρευνα αποτελεί: (βάλτε το γράμμα X δίπλα από το είδος της έρευνας)

Ερευνητικό πρόγραμμα ☐ Διπλωματική εργασία ☐ Μεταπτυχιακή έρευνα X Διδακτορική Έρευνα ☐ Ανεξάρτητη έρευνα ☐

Τηλ. επικοινωνίας:

E-mail επικοινωνίας:

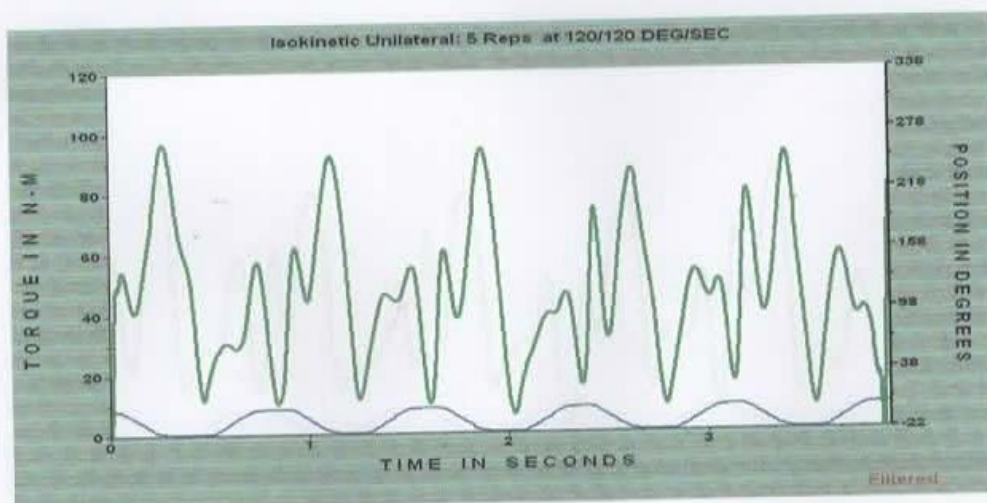
Η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας μετά την συνεδρίασή της, στις 8-9-2021 **εγκρίνει** τη διεξαγωγή της προτεινόμενης έρευνας.

Η Πρόεδρος της
Εσωτερικής Επιτροπής
Δεοντολογίας του Τμήματος
Φυσικοθεραπείας
Καθηγήτρια Ελένη Καπρέλη

Comprehensive Evaluation

Name: [REDACTED]	Session: 10/13/2005 12:52:05 AM	Windowing: None
ID: lagou75	Involved: None	Protocol: Isokinetic Unilateral
Birth Date: (M/d/yyyy)	Clinician:	Pattern: Abduction/Adduction
Hi: 1.55	Referral:	Mode: Isokinetic
Wt: 44.0	Joint: Hip	Contraction: CON/CON
Gender: Female	Diagnosis:	GET: 18 N-M at 0 Degrees

		ABDUCTION 120 DEG/SEC	ADDUCTION 120 DEG/SEC
Side: RIGHT			
# OF REPS: 5			
PEAK TORQUE	N-M	96.7	58.8
PEAK TQ/BW	%	221.8	134.9
TIME TO PK TQ	MSEC	250.0	110.0
ANGLE OF PK TQ	DEG	-20.0	-13.0
TORQ @ 0.0 DEG	N-M	53.1	39.6
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	76.0	38.9
COEFF. OF VAR.	%	10.5	21.3
MAX REP TOT WORK	J	25.8	19.2
MAX WORK REP #	#	2	5
WRK/BODYWEIGHT	%	59.2	44.1
TOTAL WORK	J	123.8	83.9
WORK FIRST THIRD	J	49.2	30.0
WORK LAST THIRD	J	28.7	26.5
WORK FATIGUE	%	41.7	11.5
AVG. POWER	WATTS	61.3	44.2
ACCELERATION TIME	MSEC	40.0	60.0
DECELERATION TIME	MSEC	270.0	160.0
ROM	DEG	23.9	
AVG PEAK TQ	N-M	92.5	54.1
AGON/ANTAG RATIO	%	164.4	G: N/A

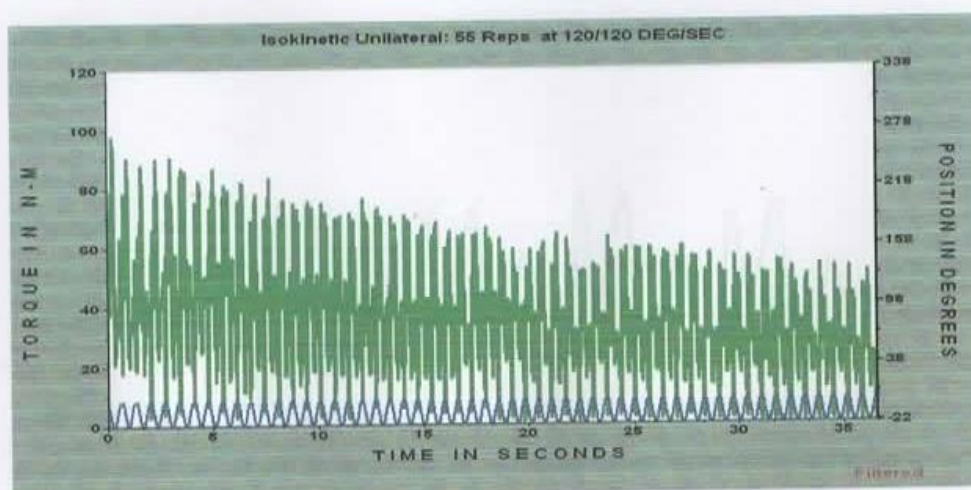


Comprehensive Evaluation

Name:	[REDACTED]	Session:	10/13/2005 12:52:05 AM
ID:	lagou75	Involved:	None
Birth Date:	(M/d/yyyy)	Clinician:	
Ht:	1.55	Referral:	
Wt:	44.0	Joint:	Hip
Gender:	Female	Diagnosis:	

Windowing:	None
Protocol:	Isokinetic Unilateral
Pattern:	Abduction/Adduction
Mode:	Isokinetic
Contraction:	CON/CON
GET:	18 N-M at 0 Degrees

		ABDUCTION 120 DEG/SEC	ADDUCTION 120 DEG/SEC
Side: RIGHT			
# OF REPS: 55			
PEAK TORQUE	N-M	97.6	63.3
PEAK TQ/BW	%	224.0	145.2
TIME TO PK TQ	MSEC	230.0	250.0
ANGLE OF PK TQ	DEG	-20.0	2.0
TORQ @ 0.0 DEG	N-M	54.4	48.1
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	82.4	39.0
COEFF. OF VAR.	%	22.2	20.2
MAX REP TOT WORK	J	27.0	18.6
MAX WORK REP #	#	5	9
WRK/BODYWEIGHT	%	62.0	42.7
TOTAL WORK	J	1080.6	716.8
WORK FIRST THIRD	J	472.1	305.6
WORK LAST THIRD	J	238.5	164.6
WORK FATIGUE	%	49.5	46.1
AVG. POWER	WATTS	61.8	36.5
ACCELERATION TIME	MSEC	40.0	60.0
DECELERATION TIME	MSEC	150.0	180.0
ROM	DEG	23.8	
AVG PEAK TQ	N-M	67.2	41.3
AGON/ANTAG RATIO	%	154.2	G: N/A



Comprehensive Evaluation

Name: [REDACTED]	Session: 10/13/2005 12:52:05 AM	Windowing: None
ID: lagou75	Involved: None	Protocol: Isokinetic Unilateral
Birth Date: (M/d/yyyy)	Clinician:	Pattern: Abduction/Adduction
Ht: 1.55	Referral:	Mode: Isokinetic
Wt: 44.0	Joint: Hip	Contraction: CON/CON
Sender: Female	Diagnosis:	GET: 18 N-M at 0 Degrees

		ABDUCTION 120 DEG/SEC	ADDUCTION 120 DEG/SEC
Side: RIGHT			
# OF REPS: 5			
PEAK TORQUE	N-M	71.8	56.5
PEAK TQ/BW	%	164.8	129.6
TIME TO PK TQ	MSEC	30.0	130.0
ANGLE OF PK TQ	DEG	1.0	-10.0
TORQ @ 0.0 DEG	N-M	70.2	34.9
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	69.3	41.1
COEFF. OF VAR.	%	7.2	4.9
MAX REP TOT WORK	J	22.4	18.2
MAX WORK REP #	#	4	2
WRK/BODYWEIGHT	%	51.4	41.7
TOTAL WORK	J	104.1	81.3
WORK FIRST THIRD	J	38.1	33.6
WORK LAST THIRD	J	24.8	18.2
WORK FATIGUE	%	34.9	45.9
AVG. POWER	WATTS	67.6	48.4
ACCELERATION TIME	MSEC	30.0	50.0
DECELERATION TIME	MSEC	130.0	130.0
ROM	DEG	23.6	
AVG PEAK TQ	N-M	68.8	52.1
AGON/ANTAG RATIO	%	127.2	G: N/A

73,4%

