

**Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά των προσγειώσεων με ή
χωρίς επακόλουθο κατακόρυφο άλμα μετά από πρόκληση
μυϊκού τραυματισμού σε άρρνες με χειρουργηθείσα
αποκατάσταση του προσθίου χιαστού συνδέσμου**

Καραμπίνα Ευαγγελή

Διπλωματική Εργασία για την εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του
μεταπτυχιακού τίτλου «Άσκηση και Υγεία: Αξιολόγηση και Συνταγογράφηση» της Σχολής
Επιστήμης Φυσικής Αγωγής, Αθλητισμού και Διατροφολογίας, Τμήμα Επιστήμης Φυσικής
Αγωγής και Αθλητισμού, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.

Τριμελής Επιτροπή

Γιάκας Ιωάννης, Καθηγητής Τ.Ε.Φ.Α.Α. Π.Θ.

Πατίκας Δημήτριος, Καθηγητής Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών Α.Π.Θ.

Τσαταλάς Θεμιστοκλής, Ε.Ε.Π. Τ.Ε.Φ.Α.Α. Π.Θ.

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	4
Abstract	5
Εισαγωγή	6
Ανασκόπηση βιβλιογραφίας	7
Ασκησιογενής Μυϊκός τραυματισμός.....	7
Μυϊκός τραυματισμός και πλειομετρική άσκηση.....	8
Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	9
Καθυστερημένος Μυϊκός Πόνος (Delayed Onset Muscle Soreness, DOMS).....	10
Πτώση της Δύναμης	10
Παράγοντες που επηρεάζουν το μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού.....	11
Ένταση και η Διάρκεια.....	11
Γωνία της Άρθρωσης	11
Επίδραση της Επαναλαμβανόμενης Άσκησης (Repeated Bout Effect, RBE)	11
Εμβιομηχανική της προσγείωσης	12
Είδος προσγείωσης	12
Η επίδραση της κόπωσης στην εμβιομηχανική της προσγείωσης	13
Η επίδραση του AMT στην εμβιομηχανική της προσγείωσης.....	14
Εμβιομηχανική της προσγείωσης και ΠΧΣ	15
Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά προσγείωσης.....	16
Η επίδραση της κόπωσης στα νευρομηχανικά χαρακτηριστικά της προσγείωσης.....	16
Νευρομυϊκή αξιολόγηση σε άτομα με ρήξη ΠΧΣ.....	17
Μεθοδολογία	18
Δείγμα.....	18
Όργανα μέτρησης.....	19
Πειραματική διαδικασία	20
Χρονοδιάγραμμα μετρήσεων.....	20
Πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο	21
Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	22

Πρωτόκολλο προσγειώσεων	23
Επεξεργασία δεδομένων οπτικό-ηλεκτρονικού συστήματος.....	25
Επεξεργασία ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων	28
Σχεδιασμός της έρευνας	30
Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	30
Δοκιμασίες προσγείωσης.....	31
Αποτελέσματα	31
Δείκτες AMT	31
Δοκιμασίες προσγείωσης.....	32
Κινηματικές και κινητικές παράμετροι	32
Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι	33
Συζήτηση	40
Περιορισμοί.....	43
Συμπεράσματα	43
Βιβλιογραφία	45
Παραρτήματα	60
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ I: Έγκριση Επιτροπής Δεοντολογίας ΤΕΦΑΑ ΠΘ	60
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ II: Έντυπο συναίνεσης συμμετεχόντων στη μελέτη.....	61
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ III: Ιατρικό ιστορικό συμμετεχόντων στη μελέτη.....	63

Περίληψη

Καραμπίνα Ευαγγελή: Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά των προσγειώσεων με ή χωρίς επακόλουθο κατακόρυφο άλμα μετά από πρόκληση μυϊκού τραυματισμού σε άρρενες με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου.

Ο σκοπός της διατριβής ήταν να μελετηθεί η επίδραση του ασκησιογενούς μυϊκού τραυματισμού (AMT) στην εμβιομηχανική των διποδικών προσγειώσεων με ή χωρίς επακόλουθο άλμα σε άρρενες αθλητές με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ). Στη μελέτη συμμετείχαν εθελοντικά 13 άντρες ηλικίας 19-30 ετών με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ του ενός κάτω άκρου με χρονικό διάστημα μετά το χειρουργείο $17,2 \pm 7,4$ μήνες. Ο AMT προκλήθηκε με πλειομετρική άσκηση των εκτεινόντων μυών του γόνατος και των δύο κάτω άκρων σε ισοκινητικό δυναμόμετρο και προσδιορίστηκε για ένα διάστημα 48 ωρών, με βάση τους δείκτες της μέγιστης ισομετρικής ροπής και του καθυστερημένου μυϊκού πόνου. Η αξιολόγηση των εμβιομηχανικών και ηλεκτρομυογραφικών παραμέτρων των προσγειώσεων πραγματοποιήθηκε 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Τα αποτελέσματα ανέδειξαν στατιστικά σημαντική ασυμμετρία των εξεταζόμενων παραμέτρων μεταξύ των δυο κάτω άκρων τόσο πριν όσο και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση, η οποία δε φαίνεται να διαφοροποιήθηκε από τον AMT. Η εμβιομηχανική της προσγείωσης 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση παρουσίασε στατιστικά σημαντικές μεταβολές τόσο στην προσγείωση με όσο και χωρίς επακόλουθο άλμα. Ωστόσο, παρατηρήθηκε διαφοροποιημένη επίδραση του AMT σε αρκετές από τις εξεταζόμενες παραμέτρους ανάλογα με τον τύπο προσγείωσης. Οι μεταβολές εστιάστηκαν στην εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου. Συμπερασματικά, από τη μελέτη των αποτελεσμάτων φάνηκε ότι η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης και του επακόλουθου AMT στην εμβιομηχανική της προσγείωσης αντιμετωπίστηκε με ανάπτυξη «στρατηγικών» αποφυγής του μυϊκού πόνου και προστασίας της άρθρωσης του γόνατος. Τα δεδομένα της παρούσας διατριβής θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν από προπονητές και επαγγελματίες της άσκησης και της υγείας στον προγραμματισμό της προπόνησης και στην αποφυγή περαιτέρω μυοσκελετικών τραυματισμών.

Λέξεις κλειδιά: πλειομετρική άσκηση, ασκησιογενής μυϊκός τραυματισμός, πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, εμβιομηχανική προσγείωσης.

Abstract

Karampina Evangelina: The effects of exercise-induced muscle damage on the neuromechanical parameters during drop jump and drop landing tasks after anterior cruciate ligament reconstruction.

The purpose of the present study was to examine the effects of exercise-induced muscle damage (EIMD) on drop jump and drop landing biomechanics in male athletes after anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR). Thirteen male volunteers aged 19-30 years old with unilateral ACLR ($17,2 \pm 7,4$ months after surgery) completed a muscle damage protocol consisted of isokinetic eccentric contractions of the knee extensors in both lower limbs. Evaluated muscle damage indices were assessed for 48h and included maximal voluntary isometric contraction (MVIC) and delayed onset muscle soreness (DOMS). The neuromechanical examination included kinematic, kinetic and electromyographical parameters and took place 24h before and 48h following eccentric exercise. Asymmetry was observed in several neuromechanical parameters between the involved and uninvolved lower limb, but the differences were similar before and after EIMD. Landing biomechanics changed significantly 48h following eccentric exercise for both drop landing (DL) and drop vertical (DVJ) jumps but were more noticeable regarding the knee and hip joint kinematics and kinetics during DVJ. These observations may represent a strategy to alleviate pain and protect the knee joint from further injury and could be used by strength and conditioning practitioners to optimally manage training load to restore athletes' performance following EIMD and reduce the potential risk of injury in subsequent competition.

Key-Words: eccentric exercise, exercise-induced muscle damage, ACLR, landing neuromechanics.

Εισαγωγή

Η αλληλουχία αλμάτων-προσγειώσεων αποτελεί βασικό στοιχείο της προπόνησης πολλών ομαδικών αθλημάτων (Barber-Westin & Noyes, 2017; Draganidis et al., 2015). Περίπου το 80% των τραυματισμών του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) συμβαίνουν σε δραστηριότητες που περιλαμβάνουν προσγείωση ή/και αλλαγή κατεύθυνσης (Renstrom et al., 2008). Ο συγκεκριμένος τραυματισμός συναντάται όλο και πιο συχνά στον αθλούμενο πληθυσμό, με υψηλό ιατρικό κόστος (Lyman S, 2009). Το 55% των αθλητών επιστρέφουν στο γήπεδο (return-to-play) με ημιτελή αποκατάσταση (C. L. Ardern, Taylor, Feller, & Webster, 2014; C. L. Ardern, Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A., 2010), το 23-35% (μέσα στα 2 πρώτα χρόνια) επανατραυματίζει τον ΠΧΣ (Wiggins et al., 2016) και το 33-51%, μακροπρόθεσμα, οδηγείται σε χρόνια οστεοαρθρίτιδα (Harris et al., 2017; Luc, Gribble, & Pietrosimone, 2014). Η πρόωρη εκδήλωση οστεοαρθρίτιδας επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα ζωής και μειώνει την παραγωγικότητα του ατόμου (Friel & Chu, 2013). Αξίζει λοιπόν να σημειωθεί η βαρύτητα των επιπτώσεων για τους ασθενείς και το σύστημα υγείας. Άρα είναι προφανής η ανάγκη μείωσης της εμφάνισης του συγκεκριμένου τραυματισμού στον πληθυσμό, ώστε να ωφεληθεί η υγεία των ασθενών και να μειωθεί το οικονομικό αντίκτυπο στην κοινωνία.

Αναφορικά με την εμβιομηχανική της προσγείωσης, τα άτομα με ρήξη ΠΧΣ φαίνεται να παρουσιάζουν διαφορές στις νευρομηχανικές στρατηγικές ελέγχου συγκριτικά με τους υγιείς (Hewett, Myer, Ford, Paterno, & Quatman, 2016). Η ικανότητα εντοπισμού των διαφορετικών στρατηγικών προσγείωσης μεταξύ ατόμων που έχουν υποστεί ρήξη ΠΧΣ και των υγιών έχει οδηγήσει πολλούς ερευνητές στον σχεδιασμό παρεμβατικών προγραμμάτων πρόληψης τραυματισμού του ΠΧΣ τα οποία εστιάζουν σε νευρομηχανικές αλλαγές με σκοπό τη διόρθωση των δυνητικά επικίνδυνων κινήσεων και τη μείωση του ρίσκου κινδύνου τραυματισμού του συγκεκριμένου συνδέσμου (DiStefano, 2011; Myer, Ford, Brent, & Hewett, 2007). Πολλοί, βέβαια, είναι οι παράγοντες που μπορεί να επηρεάσουν την εμβιομηχανική της προσγείωσης. Η επιστημονική κοινότητα έχει ασχοληθεί με κάποιους από αυτούς, όπως είναι το φύλο, το ύψος πτώσης, ο τύπος προσγείωσης και η κόπωση (Barber-Westin & Noyes, 2017; Lazaridis et al., 2018). Ένας παράγοντας που διερευνάται τα τελευταία χρόνια είναι η επίδραση του «ασκησιογενούς» μυϊκού τραυματισμού (AMT) στα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά της προσγείωσης σε υγιή πληθυσμό (Tsatalas et al., 2021). Ωστόσο, οι αλλαγές στην εμβιομηχανική της προσγείωσης που προκαλεί ο AMT δεν έχουν διερευνηθεί, ακόμα, σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ τόσο στην εμβιομηχανική της

προσγείωσης όσο και στην νευρομυϊκή ενεργοποίηση των κάτω άκρων κατά τη διάρκειά της. Ο τραυματισμός του ΠΧΣ συμβαίνει, συχνά, αμέσως μετά την προσγείωση και επομένως η προ-ενεργοποίηση των μυών μπορεί να είναι πιο αποτελεσματική από ότι θα ήταν η καθυστερημένη ενεργοποίησή τους μετά την προσγείωση στην αποφυγή υψηλών δυνάμεων εντός του ΠΧΣ (Blackburn, Norcross, Cannon, & Zinder, 2013).

Οι δοκιμασίες προσγείωσης που χρησιμοποιούνται συχνά στη βιβλιογραφία για την αξιολόγηση και πρόληψη τραυματισμού του ΠΧΣ είναι η διποδική προσγείωση μετά από πτώση από ύψος, χωρίς (DL) και με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα (DVJ) (Leppänen et al., 2016; Tsatalas et al., 2021). Το DVJ θεωρείται πιο απαιτητική δοκιμασία σε σύγκριση με το DL, λόγω της προετοιμασίας που πραγματοποιείται στο σώμα για την επίτευξη του επακόλουθου άλματος (Cruz et al., 2013). Η διερεύνηση των μηχανικών αποκρίσεων του μυοσκελετικού συστήματος, στις αυξημένες απαιτήσεις της κίνησης κατά τη διάρκεια των δύο παραπάνω δραστηριοτήτων μετά από πρόκληση AMT θα μπορούσε να συμβάλει στην καλύτερη διαχείριση των αθλητών και το σχεδιασμό παρεμβάσεων που θα αφορούν την πρόληψη και αντιμετώπιση του τραυματισμού/επανατραυματισμού του ΠΧΣ. Για τον λόγο αυτό, σκοπός της προτεινόμενης μελέτης ήταν να εξεταστεί η επίδραση του AMT σε άρρενες με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ κατά τη διποδική προσγείωση μετά από πτώση από ύψος, χωρίς και με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα. Η ερευνητική υπόθεση που τέθηκε ήταν οι εξεταζόμενοι θα μεταβάλλουν τη νευρομηχανική των προσγειώσεων τους τόσο στο υγιές όσο και στο χειρουργημένο άκρο μετά τον AMT, με μεγαλύτερες μεταβολές στην πιο απαιτητική δραστηριότητα, την προσγείωση με επακόλουθο άλμα.

Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

Ασκησιογενής Μυϊκός τραυματισμός

Η εκτέλεση μιας ασυνήθιστης άσκησης, υψηλής έντασης ή διάρκειας, μπορεί να οδηγήσει σε μυϊκή δυσλειτουργία και πτώση της απόδοσης. Το φαινόμενο κατά το οποίο η μυϊκή λειτουργία επιστέφει στη φυσιολογική της κατάσταση σε σύντομο χρονικό διάστημα, περιγράφεται ως κόπωση (Barber-Westin & Noyes, 2017; Cordeiro et al., 2017). Αν όμως η δυσλειτουργία διαρκέσει για αρκετές μέρες και σχετίζεται με αλλαγές στη δομή του μυός, χαρακτηρίζεται ως μυϊκός τραυματισμός (Peake, Neubauer, Della Gatta, & Nosaka, 2017).

Οι πρώτες, σαφείς, αποδείξεις πρόκλησης μυϊκού τραυματισμού μετά από άσκηση εντοπίστηκαν στον υποκνημίδιο μυ με τη μέθοδο της βιοψίας (J. Fridén, Sjöström, M., &

Ekblom, B. , 1981). Συγκεκριμένα, οι ερευνητές παρατήρησαν καταστροφή στα μυοϊνίδια, αποδιοργάνωση στις γραμμές Z και διατάραξη στη διάταξη της ζώνης A του μυ μετά από την εφαρμογή πρωτοκόλλου πλειομετρικής άσκησης (J. Fridén, Seger, J., Sjöström, M., & Ekblom, B. , 1983). Αργότερα, μέσω της εξέτασης μυϊκού ιστού σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο προήλθαν οι περισσότερες αποδείξεις δομικών μεταβολών του μυός, όπου παρατηρήθηκαν σαρκομέρια σε αποδιοργάνωση ή σε υπερδιάταση, βλάβη των γραμμών Z, αποδιοργάνωση των νηματίων ακτίνης-μυοσίνης και καταστροφή του σαρκοπλασματικού δικτύου (Morgan, 1999). Η αποδιοργάνωση των σαρκομερίων πιστεύεται ότι οφείλεται στην ανομοιογένεια του μήκους τους (οι ίνες ταχείας συστολής είναι πιο λεπτές σε σχέση με τις ίνες βραδείας συστολής). Λόγω της ανομοιογένειάς τους, διαφορετικά σαρκομέρια αντιστέκονται και διαφορετικά στο στρες, το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε υπερδιάταση του σαρκομερίου και καταστροφή των γραμμών Z (Baumert, Lake, Stewart, Drust, & Erskine, 2016).

Στόχος, λοιπόν, αυτού του υποκεφαλαίου είναι να γίνει μια σύντομη ανασκόπηση των βασικότερων πτυχών του «ασκησιογενούς» μυϊκού τραυματισμού, που θα βοηθήσει στη συνέχεια στην κατανόηση της επίδρασης του στην εμβιομηχανική της προσγείωσης.

Μυϊκός τραυματισμός και πλειομετρική άσκηση

Πλειομετρική άσκηση ονομάζουμε τη μυϊκή δράση κατά την οποία η εξωτερική δύναμη που ασκείται στο μυ είναι μεγαλύτερη από εκείνη που παράγει ο ίδιος, με αποτέλεσμα να παράγεται τάση κατά τη διάρκεια της επιμήκυνσης των μυϊκών ινών (Douglas, Pearson, Ross, & McGuigan, 2016; Hody, Croisier, Bury, Rogister, & Leprince, 2019). Έχει τεκμηριωθεί ότι η δύναμη που παράγεται κατά τη διάρκεια της επιμήκυνσης του μυός, είναι μεγαλύτερη από αυτή των άλλων μυϊκών συσπάσεων (Fick, 1882). Επίσης, παρατηρήθηκε ότι η πλειομετρική δράση των μυών, και κυρίως των εκτεινόντων του γόνατος, είναι ‘οικονομικά’ αποδοτικότερη σε σχέση με την ισομετρική ή μειομετρική δράση τους, διότι απαιτείται μικρότερη ενεργοποίηση των κινητικών μονάδων για την επίτευξη της ίδιας δύναμης (Chen et al., 2017; Kellis & Baltzopoulos, 1998). Ο συνδυασμός αυτός, υψηλής παραγωγής δύναμης και χαμηλής ενεργοποίησης από το νευρικό σύστημα, θέτει σε ισχυρό μηχανικό στρες το μυ και παίζει σημαντικό ρόλο στην πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού (Owens, Twist, Cogley, Howatson, & Close, 2019; Tee, Bosch, & Lambert, 2007).

Η μυϊκή βλάβη που προκαλείται από την πλειομετρική άσκηση είναι εμφανής μέσα από τις μεταβολές στον ιστό των μυϊκών ινών και τις περιβάλλοντες δομές τους (Hyldahl & Hubal, 2013; Senisik, Akova, Sekir, & Gur, 2021). Πρόσφατες μελέτες που εξέτασαν τους

μηχανισμούς του AMT, που προκαλείται από την πλειομετρική άσκηση, παρατήρησαν αποδιοργάνωση των ασθενέστερων σαρκομερίων και των μηχανισμών διέγερσης-συστολής που προκλήθηκαν λόγω της επιμήκυνσης των μυών (Peake et al., 2017). Επίσης, έχει βρεθεί ότι η πλειομετρική άσκηση, εκτός από τις δομικές αλλαγές στον μυ, μπορεί να προκαλέσει καθυστερημένο μυϊκό πόνο (delayed onset muscle soreness, DOMS), πτώση της μέγιστης δύναμης, μειωμένο εύρος κίνησης των αρθρώσεων κ.α. (Howatson & van Someren, 2008; Hylidahl, Chen, & Nosaka, 2017; Lau, Blazeovich, Newton, Wu, & K., 2015).

Παρά τις συνέπειες της στην πρόκληση μυϊκού τραυματισμού, η πλειομετρική άσκηση παρουσιάζει και θετικές συνέπειες, καθώς η χαμηλότερη ενεργειακή δαπάνη την καθιστά προσιτό τρόπο άσκησης σε ευπαθείς ομάδες του πληθυσμού όπως είναι οι ηλικιωμένοι και τα άτομα με καρδιοαναπνευστικές παθήσεις (Hody et al., 2019; Howatson & van Someren, 2008). Η ιδιαιτερότητα της πλειομετρικής άσκησης, στην πρόκληση μυϊκής βλάβης, ώθησε πολλούς ερευνητές στη χρήση πρωτοκόλλων άσκησης βασισμένων στην πλειομετρική δράση μεμονωμένων μυϊκών ομάδων, όπως των καμπτήρων του γόνατος, αλλά και καθημερινών ή αθλητικών δραστηριοτήτων, που δίνουν περισσότερο έμφαση στην πλειομετρική δράση του μυός, όπως είναι το κατέβασμα σκαλοπατιών και το κατηφορικό τρέξιμο (Yildirim, Belviranli, & Okudan, 2022).

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού

Για τον εντοπισμό της ύπαρξης AMT μετά από ένα πρωτόκολλο άσκησης, οι επιστήμονες χρησιμοποίησαν μια σειρά από άμεσους και έμμεσους δείκτες για να τον προσδιορίσουν. Ο άμεσος εντοπισμός μπορεί να γίνει με τη μέθοδο της μυϊκής βιοψίας και με μαγνητική τομογραφία (Hylidahl & Hubal, 2013; Lyu et al., 2021). Ενώ στους έμμεσους δείκτες περιλαμβάνονται η καθυστερημένη εμφάνιση του μυϊκού πόνου (DOMS), η μειωμένη παραγωγή δύναμης, το μειωμένο εύρος κίνησης, η αυξημένη μυϊκή περιφέρεια, οι αυξημένοι δείκτες μυϊκών πρωτεϊνών στο αίμα λόγω της διαταραχής της κυτταρικής μεμβράνης (κρεατινική κινάση) και οι αυξημένοι δείκτες φλεγμονής (Gómez-Cabello, Ara, González-Agüero, Casajús, & Vicente-Rodríguez, 2012; Hylidahl et al., 2017; Marathamuthu, Selvanayagam, & Yusof, 2020; K. Nosaka & Aoki, 2011; Peake et al., 2017). Από τους παραπάνω δείκτες αυτοί που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη είναι η καθυστερημένη έναρξη του μυϊκού πόνου και η πτώση της δύναμης.

Καθυστερημένος Μυϊκός Πόνος (Delayed Onset Muscle Soreness, DOMS)

Ο Hough (1902) ήταν ο πρώτος που περιέγραψε τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο ως δείκτη μυϊκού τραυματισμού. Συγκεκριμένα, ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος ή αλλιώς DOMS θεωρείται πρώτου βαθμού μυϊκός τραυματισμός και συνοδεύεται από μυϊκή ευαισθησία κατά την ψηλάφηση, πόνο και δυσκαμψία (Hill, Howatson, van Someren, Leeder, & Pedlar, 2013; Howatson & van Someren, 2008; Lau et al., 2015; Peake et al., 2017). Οι μύες που υφίστανται μυϊκό τραυματισμό αρχίζουν να παρουσιάζουν πόνο 8-24 ώρες μετά την άσκηση, τα συμπτώματα επιδεινώνονται και παρουσιάζουν τις μέγιστες τιμές τους στις 24-48 ώρες, ενώ συνήθως υποχωρούν στις 96 ώρες (Armstrong, 1990; Damas F, Nosaka K, Libardi CA, Chen TC, & C., 2016). Το μέγεθος του καθυστερημένου μυϊκού πόνου δεν πρέπει να χρησιμοποιείται ως δείκτης του μεγέθους της μυϊκής βλάβης, δεδομένου ότι η χρονική αλληλουχία εμφάνισης και απομάκρυνσής του δε συμβαδίζει με την αντίστοιχη του μυϊκού τραυματισμού καθώς και της διαταραχής της μυϊκής λειτουργίας (Close GL, Ashton T, McArdle A, & DP., 2005; Nosaka K, Newton M, & P., 2002).

Πτώση της Δύναμης

Ο πιο αξιόπιστος, έμμεσος, δείκτης προσδιορισμού του μυϊκού τραυματίσου μετά την εφαρμογή έκκεντρης άσκησης θεωρείται η πτώση της δύναμης (Damas F et al., 2016; Warren, Lowe, & Armstrong, 1999). Η μείωση της δύναμης μπορεί να οφείλεται στην εξασθένηση των σαρκομερίων, λόγω της υπερδιάτασης τους κατά την έκκεντρη άσκηση, η οποία μετατοπίζει την κορυφή της καμπύλης της μηκοδυναμικής σχέσης όπου τα σαρκομέρια παράγουν δύναμη σε μεγαλύτερα μήκη (Allen, 2001). Επίσης, είναι πιθανό να υπάρχουν σαρκομέρια τα οποία, παρόλο που εξακολουθούν να βρίσκονται στο φυσιολογικό τους μήκος, παράγουν λιγότερη δύναμη λόγω της αποτυχίας επανασύνδεσης των παχιών και λεπτών νηματίων (Allen, 2001).

Αμέσως μετά την έκκεντρη άσκηση, η μείωση της δύναμης μπορεί να φτάσει έως και το 15-60% και να παραμείνει μειωμένη μέχρι και 2 εβδομάδες (Hylidahl, Olson, Welling, Groscoast, & Parcell, 2014). Ωστόσο η μεγαλύτερη πτώση της δύναμης παρουσιάζεται 24-48 μετά την άσκηση και μπορεί να αγγίξει το 30-65% σε σχέση με τις πριν την άσκηση τιμές της (Salavati, Moghadam, & Ebrahimi, 2007; Tsatalas et al., 2020). Τέλος, ο χρόνος αποκατάστασής και η πτώση της δύναμης διαφέρει ανάλογα με τη μυϊκή ομάδα που ασκείται. Συγκεκριμένα, έχει βρεθεί ότι σε σχετικά ανενεργές μυϊκές ομάδες, στην

καθημερινή ζωή, οι επιπτώσεις μυϊκής βλάβης είναι μεγαλύτερες συγκριτικά με προπονημένες πλειομετρικά μυϊκές ομάδες (A.Z. Jamurtas et al., 2005).

Παράγοντες που επηρεάζουν το μέγεθος του μυϊκού τραυματισμού

Ένταση και η Διάρκεια

Πέρα από τον τύπο της άσκησης (έμφαση στην μειομετρική, πλειομετρική ή ισομετρική δράση των μυών), η ένταση και η διάρκεια είναι ένας ακόμη βασικός παράγοντας πρόκλησης AMT (Qamar, Javed, Dogar, & Basharat, 2019). Ο συνδυασμός, αυτός, μέγιστης έντασης και διάρκειας ή ποσότητας, φαίνεται ότι οδηγεί σε μεγαλύτερο AMT (Peake et al., 2017). Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι ακόμα και οι υπομέγιστες επιβαρύνσεις επαρκούν για να δημιουργήσουν σημαντική βλάβη στο μυ (Paschalis, Koutedakis, Jamurtas, Mougios & Baltzopoulos, 2005).

Γωνία της Άρθρωσης

Ένας άλλος παράγοντας που επηρεάζει το μέγεθος του AMT είναι η γωνία της άρθρωσης στην οποία εκτελείται η άσκηση. Σε μελέτες που έγιναν, η άσκηση σε αυξημένες γωνίες της άρθρωσης φαίνεται να προκάλεσε μεγαλύτερο μυϊκό τραυματισμό σε σχέση με γωνίες όπου το μήκος του μυός είναι μειωμένο (Brooks, Zerba, & Faulkner, 1995). Συγκεκριμένα, ο Nosaka και Sakamoto κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι ο AMT εξαρτάται από την γωνία εκτέλεσης της άρθρωσης καθώς παρατηρήθηκε μεγαλύτερος AMT μετά από πρωτόκολλο κάμψης δικεφάλων βραχιόνιων σε γωνίες 100° στην άρθρωση του αγκώνα σε αντίθεση με τις 50° (K. Nosaka & Sakamoto, 2001). Στην προσπάθεια εξήγησης του φαινομένου αυτού, οι ερευνητές υπέθεσαν ότι, κατά τη διάρκεια της έκκεντρης σύσπασης, όταν το μήκος των μυϊκών ινών είναι μεγαλύτερο, το μήκος του σαρκομερίου θα παρουσιάσει ανομοιογένεια με αποτέλεσμα την καταστροφή των πιο αδύναμων σαρκομερίων καθώς και αυτών που βρίσκονται σε διάταση (Nakazawa, Kawakami, Fukunaga, Yano, & Miyashita, 1993).

Επίδραση της Επαναλαμβανόμενης Άσκησης (Repeated Bout Effect, RBE)

Τέλος, τα τελευταία χρόνια διερευνάται ιδιαίτερα η προσαρμογή που μπορεί να αποκτήσει ο μυς μετά την πρώτη εφαρμογή πλειομετρικής άσκησης, ένα φαινόμενο που μπορεί να θεωρηθεί παράγοντας που επηρεάζει το μέγεθος του τραυματισμού (Chen et al., 2019; Hylidahl et al., 2017). Ο σκελετικός μυς διαθέτει έναν εγγενές προστατευτικό μηχανισμό, που αντιδρά στον AMT, προσαρμόζοντας τον μυ να αντιστέκεται σε παρόμοια

ερεθίσματα που προκαλούνται από την άσκηση (Hylldahl et al., 2017). Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται επίδραση της επαναλαμβανόμενης άσκησης (repeated bout effect, RBE) και έχει μελετηθεί κυρίως στο πλαίσιο των έκκεντρων συστολών που προκαλούν AMT. Το μέγεθος του αποτελέσματος του RBE μειώνεται με το χρόνο, μεταξύ περιόδων από 4 έως 12 εβδομάδες (Nosaka, Newton, Sacco, Charman, & Lavender, 2005). Σε άλλη έρευνα έχει αναφερθεί ότι αυτή η προσαρμογή διαρκεί τουλάχιστον 6 μήνες και χάνεται μεταξύ 9-12 μηνών μετά την αρχική εφαρμογή της άσκησης (Nosaka, Sakamoto, Newton, & Sacco, 2001).

Εμβιομηχανική της προσγείωσης

Η έναρξη της προσγείωσης σηματοδοτείται με την πρώτη επαφή του άκρου ποδός με το έδαφος και ορίζεται ως φάση απόσβεσης. Η φάση της απόσβεσης στα πρώτα 100 ms συναντάται στη βιβλιογραφία ως φάση πρόσκρουσης (impact phase), ενώ το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί έως το χαμηλότερο σημείο του κέντρου μάζας σώματος (ΚΜΣ), ως φάση σταθεροποίησης (stabilization phase) (Kaminski, Ross, & Guskiewicz, 2003). Στόχος της φάσης απόσβεσης είναι να γίνει η απορρόφηση της κινητικής ενέργειας του ΚΜΣ, γεγονός που επιτυγχάνεται με τη σωστή διαχείριση της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους (Vertical Ground Reaction Force, VGRF). Συγκεκριμένα, η VGRF που εφαρμόζεται στον ασκούμενο οδηγεί σε παραγωγή μηχανικού έργου που ισούται με την κινητική ενέργεια κατά την πρώτη επαφή με το έδαφος. Η ολοκλήρωση της φάσης απόσβεσης γίνεται όταν η κινητική ενέργεια θα φτάσει να ισούται με το μηδέν. Αυτή η απορρόφηση της κινητικής ενέργειας από τους μύες θα μειώσει τις καταπονήσεις που υφίστανται οι γειτονικοί ιστοί στήριξης όπως ο χόνδρος, οι σύνδεσμοι και τα οστά (Lafortune, Lake, & Hennig, 1996).

Η εμβιομηχανική της προσγείωσης συχνά επηρεάζεται από τον τύπο προσγείωσης, την σταθεροποίηση του αστραγάλου, τη σκληρότητα του εδάφους, το φύλο, την κόπωση και τον AMT (Butler, Willson, Fowler, & Queen, 2013; McNitt-Gray, Yokoi, & Millward, 1994; W. Niu et al., 2011; Seegmiller & McCaw, 2003; Tsatalas et al., 2021). Στη συγκεκριμένη εργασία θα μελετηθεί το είδος προσγείωσης και ο AMT.

Είδος προσγείωσης

Η προσγείωση έχει διαχωριστεί σε δυο τύπους, ανάλογα με το στόχο της εξεταζόμενης δραστηριότητας. Αν ο στόχος είναι μόνο η απόσβεση τότε η προσγείωση συναντάται με τον όρο «στατική» (stationary), ενώ όταν απαιτείται επακόλουθο άλμα ονομάζεται προπαρασκευαστική (preparatory) (Moir, 2016). Κατά την στατική προσγείωση παρουσιάζεται, η κυματομορφή της VGRF σχηματίζει δύο κορυφές (Bressel & Cronin, 2005).

Η πρώτη, που είναι μικρότερου μεγέθους, αντιστοιχεί στην επαφή του μπροστινού μέρους του πέλματος, ενώ η δεύτερη στην πρόσκρουση της πτέρνας (Ryew & Hyun, 2021). Αξίζει να σημειωθεί ότι οι δύο κορυφές της κατακόρυφης VGRF αυξάνονται όταν η προσγείωση πραγματοποιείται από μεγαλύτερο ύψος (Moir, 2016). Δεν συσχετίζεται ωστόσο πάντα η μέγιστη VGRF θετικά με το ύψος πτώσης. Κάποιοι ασκούμενοι μπορούν και μειώνουν την τιμή της VGRF κατά την προσγείωση από μεγαλύτερο ύψος (James, Herman, Dufek, & Bates, 2007). Αυτό επιτυγχάνεται αυξάνοντας το εύρος κίνησης των αρθρώσεων των κάτω άκρων, κυρίως του γόνατος και της ποδοκνημικής. Επίσης, έχει παρατηρηθεί ότι ακόμα και η κάμψη του κορμού μπορεί να συμβάλει στη μείωση της μέγιστης VGRF (Yeowa, Lee, & Goh, 2009). Ανεξάρτητα βέβαια από το ύψος πτώσης, το παραγόμενο αρνητικό έργο, που αντιπροσωπεύει την πλειομετρική (έκκεντρη) δράση, διαφέρει μεταξύ της στατικής και της προπαρασκευαστικής προσγείωσης. Σύμφωνα με τη σχέση ώθησης-ορμής, η ώθηση της VGRF που απαιτείται για να αναστείλει την ορμή του ΚΜΣ κατά την προσγείωση εξαρτάται από την ορμή του ΚΜΣ κατά την επαφή με το έδαφος, τη μάζα του αθλητή και το ύψος πτώσης (Wenxin Niu, Feng, Jiang, & Zhang, 2014; Weinhandl, Irmischer, & Sievert, 2015). Στην περίπτωση που ο ασκούμενος καλείται να εκτελέσει μια διαδοχική κίνηση μετά την ολοκλήρωση της προσγείωσης, όπως γίνεται κατά τη διποδική προσγείωση με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα (drop vertical jump, DVJ), η ώθηση που θα αναπτυχθεί κατά την προσγείωση θα πρέπει να αποσβέσει την αρνητική ορμή της και μόλις μηδενιστεί, ο ασκούμενος θα πρέπει να αναπτύξει μια θετική κατακόρυφη ορμή επαρκή για την απογείωση του. Παρά το γεγονός λοιπόν ότι η ώθηση που απαιτείται για μια ασφαλή προσγείωση εξαρτάται από τον τύπο της προσγείωσης, ο ασκούμενος έχει τη δυνατότητα, διαφοροποιώντας το εύρος κίνησης των μελών κατά τη φάση απόσβεσης της προσγείωσης, να μειώνει τη μέγιστη τιμή της VGRF καθώς και το ρυθμό ανάπτυξής της (loading rate) με στόχο την αποφυγή αυξημένου κινδύνου πρόκλησης μυοσκελετικού τραυματισμού, όπως είναι η ρήξη του ΠΧΣ.

Η επίδραση της κόπωσης στην εμβιομηχανική της προσγείωσης

Κόπωση ορίζεται το φαινόμενο κατά το οποίο η μυϊκή δυσλειτουργία επιστέφει στη φυσιολογική της κατάσταση μέσα σε σύντομο χρονικό διάστημα, μετά από την εκτέλεση μιας ασυνήθιστης άσκησης ή ενός πρωτοκόλλου πρόκλησης μυϊκού τραυματισμού (Cordeiro et al., 2017). Οι αρνητικές επιπτώσεις που προκαλεί η κόπωση μπορεί να οδηγήσουν σε νευρομυϊκή δυσλειτουργία, αυξάνοντας έτσι τον κίνδυνο τραυματισμού, ο οποίος φαίνεται να επηρεάζει την εμβιομηχανική της προσγείωσης σε διάφορες παραμέτρους (Fatahi,

Ghasemi, Mongashti Joni, Zolaktaf, & Fatahi, 2016). Έρευνές έχουν δείξει ότι η νευρομυϊκή κόπωση όχι μόνο οδηγεί σε μείωση της ικανότητας παραγωγής μυϊκής δύναμης, αλλά επηρεάζει επίσης τον χρόνο αντίδρασης, τον συντονισμό και την ιδιοδεκτικότητα, με αποτέλεσμα τη μειωμένη λειτουργία των μυών (Madigan & Pidcoe, 2003).

Κατά τη διάρκεια της προσγείωσης, η κόπωση που παρατηρείται στον τετρακέφαλο μυ μπορεί να προκαλέσει αστάθεια στο γόνατο (Pol, Hristovski, Medina, & Balague, 2019). Μεταβολές στην ισορροπία των κάτω άκρων και αλλαγές στην στρατηγική της προσγείωσης παρατηρήθηκαν μετά από πρωτόκολλο κόπωσης το οποίο περιλάμβανε επαναλαμβανόμενα άλματα (Behan, Willis, Pain, & Folland, 2018; Proske, 2019). Σε άλλη μελέτη, που χρησιμοποιήθηκε διαφορετικό πρωτόκολλο κόπωσης βασισμένο σε λειτουργικές κινήσεις, οι ερευνητές παρατήρησαν πως η γωνία κάμψης του γόνατος κατά την αρχική επαφή με το έδαφος αυξήθηκε (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, & Ebersole, 2006). Επίσης, πέρα από τις αλλαγές στο προσθιοπίσθιο επίπεδο, αλλαγές εντοπίστηκαν, μετά την κόπωση, και στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο, με αυξημένη απαγωγή και έσω στροφή στο γόνατο κατά την αρχική επαφή με το έδαφος (initial-contact) και κατά τη διάρκεια παραμονής του σε αυτό (peak stance-phase) (Brazen et al., 2010). Τέλος, αύξηση παρατηρήθηκε και στη VGRF μετά από κόπωση των πρόσθιων μηριαίων (Kellis & Kouvelioti, 2009; Orishimo & Kremenec, 2006).

Η επίδραση του AMT στην εμβιομηχανική της προσγείωσης

Ο Τσαταλάς και συνεργάτες (2021) ασχολήθηκαν εκτενώς με την ανάλυση της προσγείωσης μετά από AMT σε υγιείς άντρες. Συγκεκριμένα, μετά από πρωτόκολλο πλειομετρικής άσκησης (48 ώρες) οι εξεταζόμενοι παρουσίασαν αύξηση της μέγιστης γωνίας κάμψης του γόνατος και της μέγιστης κάμψης του ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης, αντίθετα οι κινητικές παράμετροι του ισχίου παρέμειναν αμετάβλητες (Tsatalas et al., 2021). Η συνδυασμένη καμπτική δράση των δύο αρθρώσεων φαίνεται να περιορίζει σημαντικά τις επιβαρύνσεις που δέχεται ο ΠΧΣ (Pollard, Sigward, & Powers, 2010). Είναι λοιπόν πιθανό η αυξημένη κάμψη του ισχίου σε συνδυασμό με τις αμετάβλητες κινητικές του παραμέτρους, 48 ώρες μετά το μυϊκό τραυματισμό, να υποβοηθάει την απόσβεση κατά την πλειομετρική φάση της προσγείωσης, να σταθεροποιεί την άρθρωση του γόνατος και να αποτρέπει έτσι την πρόκληση κάποιου ενδεχόμενου μυοσκελετικού τραυματισμού. Η επίπτωση του AMT όμως σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ παραμένει αδιερεύνητη.

Εμβιομηχανική της προσγείωσης και ΠΧΣ

Βίντεο-αναλύσεις έχουν πραγματοποιηθεί σε αθλητές που υπέστην ρήξη του ΠΧΣ, χωρίς επαφή, κατά τη διάρκεια αγώνων. Στις αναλύσεις, αυτές, ο αθλητής παρουσιάζεται σε όρθια στάση, με μειωμένη κάμψη στο γόνατο, ισχίο και τον κορμό, η οποία συνεπάγεται μειωμένη κίνηση στο προσθιοπίσθιο επίπεδο (Krosshaug, Nakamae, & Boden, 2007). Αναφορικά με την προσγείωση, παρατηρήθηκε μειωμένη κάμψη των κάτω άκρων η οποία φαίνεται να οδηγεί σε μείωση της απορρόφησης της ενέργειας με αποτέλεσμα την αύξηση της επιβάρυνσης στην άρθρωση του γόνατος (Alentorn-Geli et al., 2009). Υπάρχουν ισχυρά αποδεικτικά στοιχεία ότι οι μεταβολές αυτές, στο προσθιοπίσθιο επίπεδο, οδηγούν σε μηχανισμούς τραυματισμού του ΠΧΣ (Weinhandl et al., 2014). Ο Leppänen και συνεργάτες παρατήρησαν ότι, κατά την προσγείωση, η αυξημένη VGRF και η μειωμένη μέγιστη γωνία κάμψης στο γόνατο σχετίζονται με αύξηση του ρίσκου τραυματισμού του ΠΧΣ (Leppänen et al., 2016).

Μελέτες που έγιναν σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ, στο χειρουργημένο τους άκρο παρουσιάστηκε μειωμένη μέγιστη VGRF, εσωτερική ροπή έκτασης του γόνατος και μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου κατά την εκτέλεση διποδικών προσγειώσεων συγκριτικά με το υγιές τους άκρο αλλά και με τον υγιή πληθυσμό που, στο παρελθόν, δεν έχει υποστεί ρήξη του ΠΧΣ (Goerger et al., 2015; Lerpley & Kuenze, 2018). Με το συγκεκριμένο εύρημα αποδεικνύεται ότι τα άτομα με χειρουργική αποκατάσταση του ΠΧΣ κατά την προσγείωση μπορούν και διαφοροποιούν την επιβάρυνση που δέχονται στα δύο κάτω άκρα τους. Η ασυμμετρία που παρατηρείται πιθανώς να οφείλεται στη μειωμένη δύναμη του τραυματισμένου άκρου, τον πόνο ή/και πιθανό φόβο επανατραυματισμού (Ingersoll, Grindstaff, Pietrosimone, & Hart, 2008). Ο Paterno και συνεργάτες παρατήρησαν πως η αυξημένη κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο και η ασυμμετρία στην εσωτερική ροπή έκτασης του γόνατος κατά τη διάρκεια της προσγείωσης σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση του κινδύνου επανατραυματισμού του ΠΧΣ (Paterno et al., 2010). Σε ορισμένες μελέτες τα δεδομένα που παρουσιάζονται είναι αντικρουόμενα καθώς στα αποτελέσματα εντοπίζεται αυξημένη, μειωμένη ή/και καμία διαφορά στη κάμψη του γόνατος του χειρουργημένο σκέλους σε σχέση με το αντίστοιχο υγιές και την ομάδα ελέγχου (Delahunt et al., 2012; K. Webster, Santamaria, McClelland, & Feller, 2012). Αντίστοιχα δεδομένα παρατηρούνται και στο μετωπιαίο επίπεδο αναφορικά με την προσαγωγή του γόνατος (Lerpley & Kuenze, 2018). Η

διαφοροποίηση αυτών των εμβιομηχανικών παραμέτρων έχει συσχετιστεί θετικά και με την πρόκληση τραυματισμού ΠΧΣ σε άτομα χωρίς προηγούμενο ιστορικό (Powers, 2010).

Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά προσγείωσης

Η μέθοδος της ηλεκτρομυογραφίας (ΗΜΓ, electromyography, EMG) χρησιμοποιείται από πολλούς ερευνητές για την καταγραφή της δραστηριότητας των μυών. Όσον αφορά τη δραστηριότητα της προσγείωσης πολλές είναι οι μελέτες που έχουν χρησιμοποιήσει EMG για τη διερεύνηση των νευρομυϊκών αποκρίσεων του κινητικού συστήματος. Συγκεκριμένα, κατά τη φάση απόσβεσης της προσγείωσης παρατηρήθηκε μικρότερη ενεργοποίηση των οπίσθιων μηριαίων ενώ εντοπίστηκε νωρίτερα χρονικά η ενεργοποίηση των πρόσθιων μηριαίων (ΠΜ) σε σχέση με τους οπίσθιους μηριαίους (ΟΜ) (Chappell, Creighton, Giuliani, Yu, & Garrett, 2007; Nagano, Ida, Akai, & Fukubayashi, 2007). Η πλειομετρική δράση του τετρακεφάλου, στη φάση απόσβεσης, χρήζει ζωτικής σημασίας στην απορρόφηση της ενέργειας (Ortiz, Olson, & Etnyer, 2010), ενώ η προ-ενεργοποίηση και των ΠΜ αλλά και των ΟΜ, σε συνδυασμό, αυξάνει την «σκληρότητα» (stiffness) των αρθρώσεων, η οποία παρέχει περισσότερο χρόνο στους μύς για την δημιουργία απαραίτητης δύναμης ικανής να εξουδετερώσει τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους και να προστατεύσει την άρθρωση του γόνατος (Gokeler et al., 2010; Solomonow & Krogsgaard, 2001). Αντίθετα, ο συνδυασμός προ-ενεργοποίησης του τετρακέφαλου μύος και μη μεταβολής της δραστηριότητας των ΟΜ, οδηγεί στη δημιουργία ανισορροπίας των δυνάμεων διάτμησης (Blackburn et al., 2013; De Britto, Carpes, Koutras, & Pappas, 2014) και έχει επιπτώσεις στους μηχανισμούς τραυματισμού του γόνατος, καθώς ο ΠΧΣ προσπαθεί να αποτρέψει την πρόσθια κίνηση της κνήμης (Amis, 2012). Επίσης, έχει παρατηρηθεί ότι η μεγαλύτερη δραστηριότητα του τετρακέφαλου και των γλουτιαίων μυών, με μικρότερη ενεργοποίηση των ΟΜ και του γαστροκνημίου μύος, συσχετίζεται με μικρότερες γωνίες κάμψης του γόνατος (Walsh, Boling, McGrath, Blackburn, & Padua, 2012). Ο μέσος γλουτιαίος φαίνεται να συμμετέχει και αυτός στην προσγείωση και συγκεκριμένα στην σταθεροποίηση του ισχίου και την αποφυγή της έσω στροφής του γόνατος (Neamatallah, Herrington, & Jones, 2020). Τέλος, ενεργοποίηση παρατηρείται και στον υποκνημίδιο και πρόσθιο κνημιαίο κατά τη διάρκεια της προσγείωσης (Santello & McDonagh, 1998).

Η επίδραση της κόπωσης στα νευρομηχανικά χαρακτηριστικά της προσγείωσης

Πληθώρα ερευνητών ασχολήθηκε εκτενώς με τις αλλαγές που μπορεί να επιφέρει η κόπωση στο βαθμό ενεργοποίησης των μυών των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια της

προσγείωσης. Αρχικά, μετά από πρωτόκολλο κόπωσης των κάτω άκρων, οι ισχιοκνημιαίοι φαίνεται να παρουσιάζουν τις μεγαλύτερες μεταβολές σε δραστηριότητες προσγείωσης (Smith, Sizer, & James, 2009). Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε αύξηση στο μέγεθος του EMG στους ΟΜ, η οποία όμως μπορεί να υποδηλώνει κόπωση, και όχι ενεργοποίηση, γεγονός που συνεπάγεται πιθανές αλλαγές στο μηχανισμό προστασίας του γόνατος (Smith et al., 2009). Μετά από λειτουργικό πρωτόκολλο κόπωσης των κάτω άκρων παρατηρήθηκε αύξηση στην αναλογία ΠΜ/ΟΜ με αποτέλεσμα τη δημιουργία αστάθειας στην άρθρωση του γόνατος κατά τη διάρκεια της προσγείωσης (McEldowney, Hopper, Etlin-Stein, & Redding, 2013). Επίσης, αύξηση στην ενεργοποίηση του έσω πλατύ, γαστροκνήμιου και δικέφαλου μηριαίου εντοπίστηκε μετά από κόπωση των ΟΜ (Kellis & Kounelioti, 2009). Συνεπώς, ανάλογα με τη μυϊκή ομάδα, στην οποία προκαλείται η κόπωση, διαφοροποιείται και η εμβιομηχανική της προσγείωσης. Βιβλιογραφικό κενό συνεχίζει να υπάρχει αναφορικά με την επίδραση του ΑΜΤ στην εμβιομηχανική της προσγείωσης και στα νευρομηχανικά χαρακτηριστικά της σε υγιή αλλά και σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ.

Νευρομυϊκή αξιολόγηση σε άτομα με ρήξη ΠΧΣ

Σε μονοαρθρικές ασκήσεις του γόνατος, μετά τη ρήξη του ΠΧΣ, παρατηρήθηκε αυξημένος χρόνος μεταξύ της έναρξης της δραστηριότητας του δικέφαλου μηριαίου και της παραγωγής της δύναμης, ο οποίος συσχετίζεται με μειωμένο ρυθμό στην παραγωγή της δύναμης και καθυστερημένη μυϊκή ισορροπία στο γόνατο (Weinhandl et al., 2013). Η προ-ενεργοποίηση των ΟΜ ήταν μεγαλύτερη κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος (1.03–12.90%), υποδηλώνοντας την αδυναμία του τετρακεφάλου να δράσει μεμονωμένα (Sherman, Glaviano, & Norte, 2021). Νευρομυϊκή δυσλειτουργία παρουσίασε και ο τετρακέφαλος μυς μετά τη ρήξη του ΠΧΣ (Norte, Hertel, Saliba, Diduch, & Hart, 2018; Scheurer, Sherman, Glaviano, Ingersoll, & Norte, 2020).

Πριν την προσγείωση, τα άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ φαίνεται να ενεργοποιούν νωρίτερα τους ΠΜ και τους ΟΜ του τραυματισμένου τους άκρου σε σχέση με το άλλο τους άκρο και τους υγιείς (Dyhre-Poulsen, Simonsen, & Voigt, 1991). Επίσης, οι ισχιοκνημιαίοι μύες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αύξηση σε σχέση με τον έσω πλατύ στο τραυματισμένο πόδι, μετά το χειρουργείο, σε σχέση το άλλο τους πόδι, γεγονός που οφείλεται στη μειωμένη έκταση του γόνατος λόγω αδυναμίας τετρακεφάλου και υψηλής τάσης του δικέφαλου μηριαίου (arthrogenic muscle response, AMR) (Smeets, Staes, Vandenneucker, Claes, & Vanrenterghem, 2021).

Μεθοδολογία

Δείγμα

Στην έρευνα έλαβαν μέρος, εθελοντικά, 20 άντρες με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ. Όλοι οι εξεταζόμενοι ήταν ερασιτέχνες αθλητές που συμμετείχαν στο παρελθόν ή κατά τη διάρκεια συμμετοχής στην παρούσα μελέτη σε τοπικά πρωταθλήματα διάφορων ομαδικών αθλημάτων (π.χ. καλαθοσφαίριση, ποδόσφαιρο, χειροσφαίριση) και είχαν προπονητική εμπειρία σε δραστηριότητες που περιλαμβάνουν το στοιχείο της προσγείωσης. Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν ηλικίας 19-30 ετών. Τα άτομα είχαν χειρουργηθεί τουλάχιστον 9 μήνες πριν από τη συμμετοχή τους στην παρούσα μελέτη με χρονικό διάστημα από το χειρουργείο 17.2 ± 7.4 μήνες. Για να συμπεριληφθούν στην μελέτη θα έπρεπε να έχουν ιστορικό τραυματισμού και χειρουργικής αποκατάστασης μόνο του ενός κάτω άκρου και να μην έχουν ιστορικό κάποιου άλλου μυοσκελετικού τραυματισμού σε κανένα από τα δύο κάτω άκρα. Το μόσχευμα που είχε χρησιμοποιηθεί για το χειρουργείο ήταν είτε του επιγονατιδικού τένοντα είτε των οπίσθιων μηριαίων. Αποκλείστηκαν από την επιλογή του δείγματος υπέρβαρα και παχύσαρκα άτομα με δείκτη μάζας σώματος (body mass index, BMI) άνω του $25\text{kg}/\text{m}^2$, λόγω των προβλημάτων που δημιουργεί ο λιπώδης ιστός στην καταγραφή και ανάλυση της κίνησης, καθώς και του ηλεκτρομυογραφήματος (Kellis & Baltzopoulos, 1998).

Οι εξεταζόμενοι απείχαν από προπόνηση με αντιστάσεις και πλειομετρική άσκηση για τουλάχιστον 6 μήνες πριν την έναρξη και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, ώστε να μην παρατηρηθεί το φαινόμενο της επαναλαμβανόμενης άσκησης (repeated bout effect) (Khassetarash, Baggaley, Vernillo, Millet, & Edwards, 2022; McHugh, 2003). Προηγούμενες μελέτες έχουν δείξει ότι η μεγαλύτερη μυϊκή βλάβη παρατηρείται όταν η πλειομετρική άσκηση πραγματοποιείται χωρίς προηγούμενη εμπειρία ή μετά από ένα μεγάλο χρονικό διάστημα από την προηγούμενη έκθεση σε παρόμοιο ερέθισμα (Ciolac & Rodrigues-da-Silva, 2016; Hody et al., 2019; A. Z. Jamurtas et al., 2013). Επιπρόσθετα, δόθηκε η οδηγία να μη γίνει χρήση αντι-φλεγμονωδών σκευασμάτων ή άλλων τεχνικών, που θα μείωναν τον χρόνο αποκατάστασης του ΑΜΤ, πριν και κατά τη διάρκεια των μετρήσεων (Nogueira, Felappi, Lima, & Medeiros, 2019). Τέλος, όλοι οι συμμετέχοντες παρέιχαν την έγγραφη συγκατάθεση τους, ενώ όλες οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν είχαν προηγουμένως εγκριθεί από την επιτροπή δεοντολογίας του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Από τους 20 συμμετέχοντες στη μελέτη, τελικά αναλύθηκαν τα δεδομένα μόνο από τους 13. Ο αποκλεισμός των υπολοίπων ατόμων έγινε για έναν από τους εξής λόγους: α)

οικειοθελή αποχώρηση και β) αδυναμία ανάλυσης ορισμένων εμβιομηχανικών δεδομένων, εξαιτίας κάποιων τεχνικών προβλημάτων που είχαν παρατηρηθεί κατά τη συλλογή και ανάλυσή τους. Τα ηλικιακά και ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των εξεταζόμενων που τελικά αξιολογήθηκαν παρουσιάζονται αναλυτικά στον Πίνακα 1 που ακολουθεί.

Πίνακας 1. Μέσοι όροι (Μ.Ο.) ± τυπικές αποκλίσεις (Τ.Α.) των ηλικιακών και ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων.

	Μ.Ο. ± Τ.Α.	Χ	Υ
ΗΛΙΚΙΑ	23.5 ± 3.8	-	-
ΥΨΟΣ (CM)	183 ± 5.8	-	-
ΜΑΖΑ (KG)	76 ± 7.9	-	-
ΜΗΚΟΣ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ	-	94.4 ± 23.1	94.4 ± 23.1
ΠΑΧΟΣ ΓΟΝΑΤΟΣ	-	9.6 ± 2.3	9.6 ± 2.3
ΠΑΧΟΣ ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ	-	7.3 ± 1.7	7.3 ± 1.8

Χ, χειρουργημένο άκρο; Υ, υγιές άκρο.

Όργανα μέτρησης

Το πρωτόκολλο του AMT και η αξιολόγηση της πλειομετρικής ροπής των εκτεινόντων και καμπτήρων του γόνατος πραγματοποιήθηκε με το ισοκινητικό δυναμόμετρο Cybex-Norm (Lumex Corporation, Ronkonkoma, New York), το οποίο ζυγοσταθμίστηκε σύμφωνα με τις κατασκευαστικές οδηγίες. Η καταγραφή της ανάλυσης της κίνησης κατά τις προσγειώσεις έγινε με οπτικό-ηλεκτρονικό σύστημα δέκα καμερών (Vicon T-series) στα 200Hz. Οι κάμερες βαθμονομήθηκαν ώστε να καλύπτουν επαρκώς τον χώρο των μετρήσεων, με όσο το δυνατόν μικρότερο σφάλμα στον υπολογισμό των τρισδιάστατων συντεταγμένων των ανακλαστήρων. Η καταγραφή των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους των δύο κάτω άκρων των εξεταζόμενων πραγματοποιήθηκε συγχρονισμένα με την ανάλυση κίνησης χρησιμοποιώντας δύο δυναμοδάπεδα BERTEC (4060-15), τα οποία ήταν ενσωματωμένα στο κέντρο του εργαστηρίου εμβιομηχανικής του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Η συχνότητα δειγματοληψίας που χρησιμοποιήθηκε για τα δυναμοδάπεδα ήταν 1000Hz. Η καταγραφή του ηλεκτρομυογραφήματος των μυών των κάτω άκρων έγινε με τον ασύρματο ηλεκτρομυογράφο Myon MA-320 EMG system (Myon AG, Schwarzenberg, Switzerland) με συχνότητα δειγματοληψίας 1000Hz. Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα συλλέχθηκαν από τους εξεταζόμενους μύες με διπολικά κυκλικά ηλεκτρόδια επιφανείας μιας χρήσης Ag-AgCl (NORAXON dual electrodes) διαμέτρου 1cm και απόστασης

μεταξύ τους 2cm (inter-electrode distance). Τα σήματα συλλέχθηκαν ασύρματα και συγχρονισμένα με τα κινηματικά και κινητικά δεδομένα. Τα βασικότερα όργανα μέτρησης της μελέτης παρουσιάζονται στο σχήμα 1.



Σχήμα1.(α) Τρισδιάστατα δυναμοδάπεδα Bertec 4060-15, (β) Ηλεκτρομυογράφος Myon MA-320, (γ) Κάμερες συστήματος Vicon T-series.

Πειραματική διαδικασία

Χρονοδιάγραμμα μετρήσεων

Οι εξεταζόμενοι επισκέφτηκαν το εργαστήριο συνολικά 4 φορές. Η πρώτη συνεδρία διεξάχθηκε 72 ώρες πριν το πρωτόκολλο του μυϊκού τραυματισμού. Αρχικά, έγινε καταγραφή του ιατρικού ιστορικού και των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών. Στην ίδια συνεδρία ακολούθησε η εξοικείωση των εξεταζόμενων με τις δοκιμασίες προσγείωσης και το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Επιπρόσθετα, έγινε καταγραφή της μέγιστης βουλητικής ισομετρικής ροπής (IPE) στο γόνατο. Κατά τη δεύτερη συνεδρία (24 ώρες πριν το πρωτόκολλο μυϊκού τραυματισμού) έγινε καταγραφή των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών προσγείωσης. Στη τρίτη συνεδρία (ώρα 0) πραγματοποιήθηκε η πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού, ενώ η τέταρτη συνεδρία (48 ώρες μετά τον AMT) περιλάμβανε την επαναμέτρηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά τις προσγειώσεις. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε κάθε συνεδρία δόθηκε επαρκές διάλειμμα μεταξύ των δοκιμασιών και των προσπαθειών. Τέλος, οι μετρήσεις πραγματοποιούνταν πάντα την ίδια ώρα της ημέρας.

Αναλυτικά η σειρά των μετρήσεων ήταν η ακόλουθη:

1^η συνεδρία (72 ώρες πριν το πρωτόκολλο AMT), συμπλήρωση καρτέλας εξεταζόμενου και μέτρηση ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών. Ακολούθησε προθέρμανση σε δαπεδοεργόμετρο, διατάσεις των σημαντικότερων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων και εξοικείωση με τους δύο τύπους προσγείωσης και το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Επιπρόσθετα, έγινε καταγραφή της IPE.

2^η συνεδρία (24 ώρες πριν το πρωτόκολλο AMT), έγινε η αξιολόγηση του μυϊκού πόνου και ακολούθησε προθέρμανση και διατάσεις των κάτω άκρων. Έπειτα, τοποθετήθηκαν

ανακλαστές και ηλεκτρόδια επιφανείας και έγινε η μέτρηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά την εκτέλεση των δραστηριοτήτων προσγείωσης

3^η συνεδρία (0 ώρα), προθέρμανση και διατάσεις των καμπτήρων και εκτεινόντων των γονάτων, ακολούθησαν οι μετρήσεις για τη μέγιστη ισομετρική ροπή των εκτεινόντων του γόνατος και έπειτα η πλειομετρική άσκηση. Στο τέλος έγινε επαναμέτρηση της ισομετρικής ροπής.

4^η συνέδρια (48 ώρες μετά το πρωτόκολλο AMT, δεδομένου ότι τα κυριότερα συμπτώματα του AMT παρουσιάζουν τις μέγιστες τιμές τους 24-72 ώρες μετά την άσκηση (Byrne, Twist, & Eston, 2004)), αξιολόγηση μυϊκού πόνου, προθέρμανση και διατάσεις, επαναμέτρηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά τις προσγειώσεις και μέτρηση μέγιστης ισομετρικής ροπής στο ισοκινητικό δυναμόμετρο.

Πλειομετρική άσκηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο

Η πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού επιτεύχθηκε με πλειομετρική άσκηση σε ισοκινητικό δυναμόμετρο. Αρχικά, οι εξεταζόμενοι, μετά από προθέρμανση 5 λεπτών σε δαπεδοεργόμετρο και διατάσεις των βασικότερων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων, κάθισαν στην καρέκλα του ισοκινητικού δυναμόμετρου, με γωνία ισχίου 100° και έπειτα ακολούθησε η σταθεροποίηση του κορμού, της λεκάνης και του εξεταζόμενου κάτω άκρου με ιμάντες. Η σταθεροποίηση του κορμού και της λεκάνης έγινε με σκοπό τον περιορισμό κίνησης των ισχίων, καθώς φαίνεται ότι η κάμψη του ισχίου επηρεάζει την ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου (Watanabe, Kouzaki, & Moritani, 2013) και την ενεργοποίηση των μονοαρθρικών μυών, που εκτείνουν το γόνατο, όταν παράγεται ροπή στο ισχίο (Watanabe, Kouzaki, & Moritani, 2016). Ο άξονας περιστροφής του δυναμόμετρου ευθυγραμμίστηκε με το κέντρο περιστροφής του γόνατος (έξω μηριαίο επικονδύλιο κύρτωμα). Η διαδικασία της ευθυγράμμισης έγινε με το γόνατο σε κάμψη 90° και την ψηλάφηση του έξω μηριαίου επικονδύλιου κυρτώματος. Το μήκος του μοχλοβραχίονα του δυναμόμετρου προσαρμόστηκε, ώστε το μαξιλαράκι να εφάπτεται στο κάτω μέρος της κνήμης, κοντά στο ύψος των σφυρών. Το εύρος κίνησης του γόνατος προσδιορίστηκε στις 10-100° (0° = πλήρης έκταση), για όλους του εξεταζόμενους, για να επιτευχθεί σταθερή ισοκίνηση σε όλο το εύρος της κίνησης. Τέλος, σε όλες τις τιμές της καταγραφόμενης ροπής υπολογίστηκε η επίπτωση της βαρύτητας του μοχλοβραχίονα του δυναμόμετρου και του σκέλους του κάθε εξεταζόμενου (Kellis & Baltzopoulos, 1996). Η ζυγοστάθμιση έγινε στις 45°.

Το πρωτόκολλο του μυϊκού τραυματισμού αποτελούνταν από 5 σετ με 15 επαναλήψεις, πλειομετρικής άσκησης, μέγιστης έντασης, των εκτεινόντων του γόνατος σε γωνιακή ταχύτητα 60°/s και εφαρμόστηκε και στα δύο κάτω άκρα, με τυχαία σειρά (Tsatalas et al., 2010; Tsatalas et al., 2013; Tsatalas et al., 2021). Προηγούμενες μελέτες έδειξαν ότι πλειομετρικές συσπάσεις χαμηλής έντασης δεν προκάλεσαν μυϊκό τραυματισμό (Chen et al., 2017), για τον λόγο αυτό, όλες προσπάθειες, που πραγματοποιήθηκαν, ζητήθηκαν να είναι μέγιστες. Μεταξύ των επαναλήψεων δόθηκε διάλλειμα 8 δευτερόλεπτων και μεταξύ του κάθε σετ, 2 λεπτά. Το σκεπτικό να προκληθεί AMT στους εκτεινόντες του γόνατος βασίστηκε στο γεγονός ότι η συγκεκριμένη μυϊκή ομάδα διαδραματίζει σημαντικό ρόλο τόσο σε καθημερινές δραστηριότητες όσο και σε αθλητικές κινήσεις, μια εκ των οποίων είναι και η προσγείωση (Pol et al., 2019; Tsatalas et al., 2021). Κατά τη διάρκεια των προσπαθειών προσφέρθηκε παρακίνηση από τον εξεταστή και οπτική ανατροφοδότηση στην οθόνη του υπολογιστή (Tsatalas et al., 2020).

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού

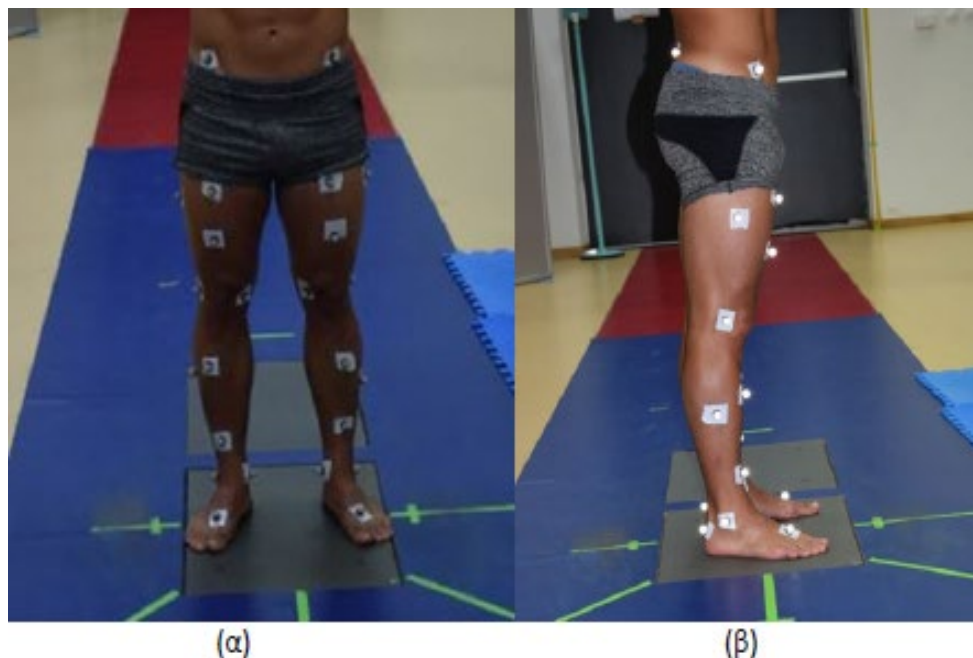
Οι συμμετέχοντες εκτέλεσαν στο ισοκινητικό δυναμόμετρο μια μέγιστη ισομετρική των εκτεινόντων του γόνατος στις 65 μοίρες. Οι ισομετρικές προσπάθειες διήρκησαν 5 δευτερόλεπτα. Οι τιμές των προσπαθειών αποτέλεσαν τον έναν από δύο δείκτες του μυϊκού τραυματισμού που προσδιορίστηκαν στην παρούσα εργασία. Οι ρυθμίσεις των θέσεων του δυναμόμετρου για τον κάθε εξεταζόμενο είχαν καταγραφεί και παρέμειναν ακριβώς ίδιες σε όλες τις μετρήσεις.

Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος ήταν ο δεύτερος δείκτης του μυϊκού τραυματισμού που χρησιμοποιήθηκε και αξιολογήθηκε και στα δύο άκρα σε μία αναλογική κλίμακα με εύρος τιμών από το 0 (καθόλου πόνος) έως το 10 (αφόρητος πόνος) (Marginson, Rowlands, Gleeson, & Eston, 2005; Mina et al., 2019). Ζητήθηκε από τους εξεταζόμενους να σημειώσουν τον αριθμό στην κλίμακα που αντιστοιχούσε στο μέγεθος του πόνου που αισθάνονταν κατά τη ψηλάφηση, από τον ερευνητή, της γαστέρας και του περιφερικού τμήματος των πρόσθιων (έσω/έξω κεφαλή του τετρακέφαλου και ορθό μηριαίο), οπίσθιων (δικέφαλο μηριαίο, ημιτενοντώδη και ημιμεμβρανώδη) μηριαίων, γαστροκνήμιου και μείζων γλουτιαίου. Η αξιολόγηση του μυϊκού πόνου έλαβε χώρα σε καθιστή θέση με τους μύες σε πλήρη χαλάρωση.

Οι εξεταζόμενοι φορούσαν το ίδιο ζευγάρι αθλητικά παπούτσια κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών προσγείωσης 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού. Οι ασκούμενοι εκτέλεσαν προθέρμανση τρέχοντας 7 λεπτά σε δαπεδοεργόμετρο (Technogym, Italy) με ταχύτητα 2.5 m/s και διατάσεις των βασικότερων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων. Αμέσως μετά τη διεξαγωγή της προθέρμανσης, οι εξεταζόμενοι εκτέλεσαν διποδικές προσγειώσεις (drop landings, DL) και προσγειώσεις με επακόλουθο μέγιστο κατακόρυφο άλμα (drop vertical jump, DVJ) μετά από πτώση από ειδικά διαμορφωμένη πλατφόρμα ύψους 30cm. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε και στους δύο τύπους προσγειώσεων περιγράφεται αναλυτικά στη βιβλιογραφία (Hewett et al., 2005). Συγκεκριμένα, η διαδικασία της προσγείωσης ξεκινούσε με τους ασκούμενους προβάλλοντας το κάτω άκρο προτίμησής τους μπροστά και έξω από την ειδικά διαμορφωμένη πλατφόρμα και έπειτα εκτελούσαν προσγείωση με κάθε άκρο να προσκρούει σε ένα από τα δύο δυναμοδάπεδα. Επιτυχημένες θεωρήθηκαν οι προσπάθειες στις οποίες το πάτημα του κάθε άκρου γίνονταν μόνο μέσα στο καθορισμένο δυναμοδάπεδο. Δε δόθηκε καμία άλλη οδηγία για τον τρόπο εκτέλεσης της προσγείωσης. Στη δραστηριότητα DVJ δόθηκε η οδηγία για την όσο το δυνατόν ταχύτερη εκτέλεση κατακόρυφου άλματος, μετά την πρώτη επαφή με το έδαφος, με στόχο την επίτευξη μέγιστης απόδοσης. Και στους δύο τύπους προσγείωσης η προσπάθεια ολοκληρωνόταν με επιστροφή του σώματος στην ανατομική θέση. Εκτελέστηκαν τουλάχιστον 5 προσπάθειες στη δραστηριότητα DL και 5 προσπάθειες στη δραστηριότητα DVJ από τα 30cm. Τουλάχιστον 3 επιτυχημένες προσπάθειες έπρεπε να εκτελεστούν από κάθε δραστηριότητα DL και DVJ. Οι προσπάθειες εξαιρέθηκαν από την ανάλυση των εμβιομηχανικών δεδομένων και θεωρήθηκαν άκυρες όταν οι εξεταζόμενοι έκαναν άλμα και όχι απλή πτώση από την πλατφόρμα, όταν η πρόσκρουση των πελμάτων στο έδαφος δεν γίνονταν εντός του καθορισμένου δυναμοδαπέδου και όταν δεν επανερχόταν το σώμα στην ανατομική θέση μετά την προσγείωση. Τα άνω άκρα κατά την εκτέλεση βρισκόταν στο στήθος και δινόταν διάλειμμα ενός λεπτού μεταξύ των προσπαθειών για την αποφυγή κόπωσης. Ο μέσος όρος των εμβιομηχανικών παραμέτρων από τρεις τουλάχιστον επιτυχημένες προσπάθειες χρησιμοποιήθηκε για περαιτέρω επεξεργασία.

Κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών προσγείωσης έγινε τρισδιάστατη καταγραφή της κίνησης της πυέλου και των κάτω άκρων και καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας τεσσάρων μυών των κάτω άκρων. Επιπρόσθετα, έγινε συγχρονισμένη μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους σε τρεις διαστάσεις κατά την επαφή των

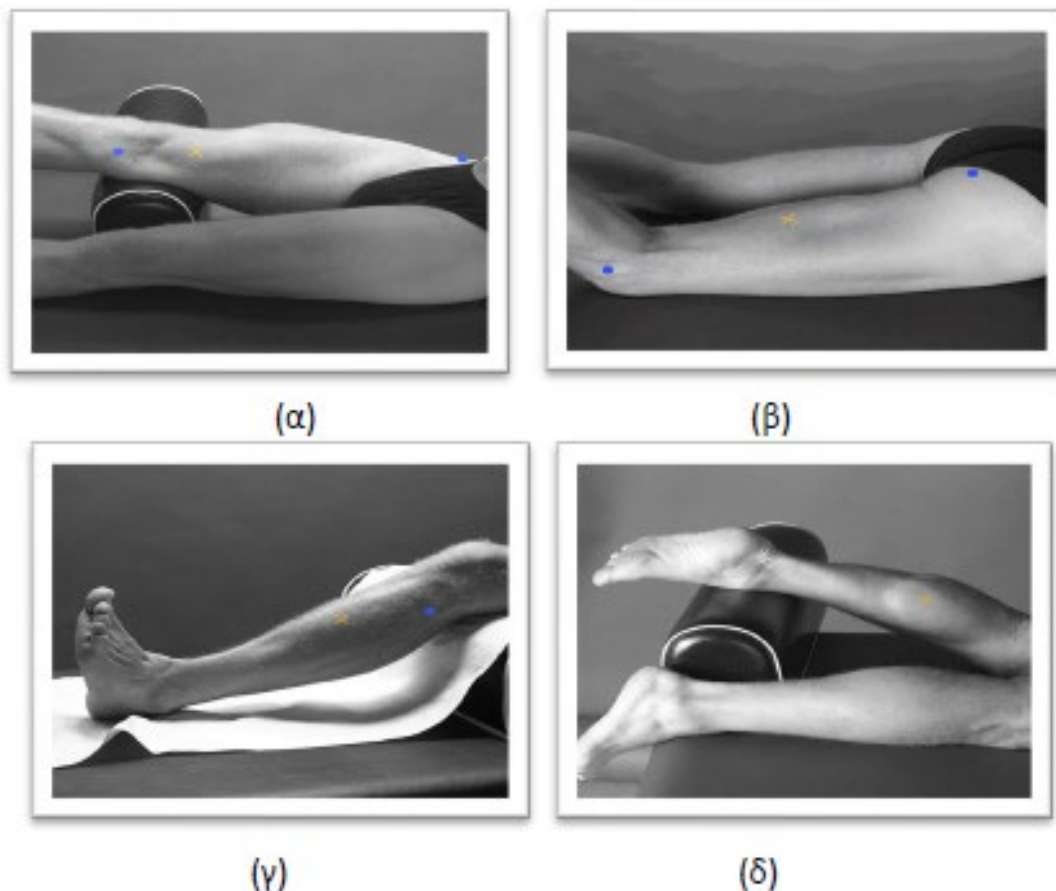
άκρων στα δύο δυναμοδάπεδα. Για να είναι εφικτή η ανάλυση κίνησης, τοποθετήθηκαν πριν την έναρξη των δοκιμασιών στην πύελο και στα κάτω άκρα των ασκούμενων 20 ανακλαστήρες, όπως προτείνεται στη βιβλιογραφία (Kokkotis et al., 2022; Kratzenstein et al., 2012; Tsarouhas et al., 2010; Tsarouhas et al., 2011; Tsatalas et al., 2020; Tsatalas et al., 2021).



Σχήμα 2. Τοποθέτηση ανακλαστήρων. Πρόσθια (α) και πλάγια (β) όψη.

Η τοποθέτηση των διπολικών ηλεκτροδίων πραγματοποιήθηκε σύμφωνα με τις συστάσεις της μελέτης του SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) στην έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (vastus medialis, VM), στο δικέφαλο μηριαίο (Biceps Femoris, BF), στον πρόσθιο κνημιαίο (tibialis anterior, TA) και στην έσω κεφαλή του γαστροκνημίου (medial gastrocnemius, GAS) (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Η επιλογή των μυών έγινε σύμφωνα με μελέτες της βιβλιογραφίας όπου φαίνεται οι συγκεκριμένες μυϊκές ομάδες να συνεισφέρουν στην σταθεροποίηση της άρθρωσης του γόνατος και την προστασία του ΠΧΣ (Ciccotti, Kerlan, & Perry, 1994; Mokhtarzadeh et al., 2013; Serpell et al., 2015). Πριν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων η επιδερμίδα τρίφτηκε ξυρίστηκε και απολυμάνθηκε με οινόπνευμα, ώστε να εξασφαλιστεί χαμηλή η αντίσταση στο δέρμα. Σταθεροποίηση πραγματοποιήθηκε στα καλώδια των ηλεκτροδίων, για τη μείωση της πιθανότητας συλλογής χαμηλής συχνότητας θορύβου λόγω μετατόπισής τους. Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων υπήρχε συνεχής έλεγχος της σωστής θέσης των ηλεκτροδίων και των ανακλαστήρων. Σε περίπτωση τεχνικών προβλημάτων η τοποθέτηση επαναλήφθηκε. Οι θέσεις των ηλεκτροδίων και των ανακλαστήρων στην πρώτη

μέτρηση σημειώθηκε με ανεξίτηλο μαρκαδόρο, ώστε να είναι όσο το δυνατόν οι ίδιες και στην επαναμέτρηση 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.



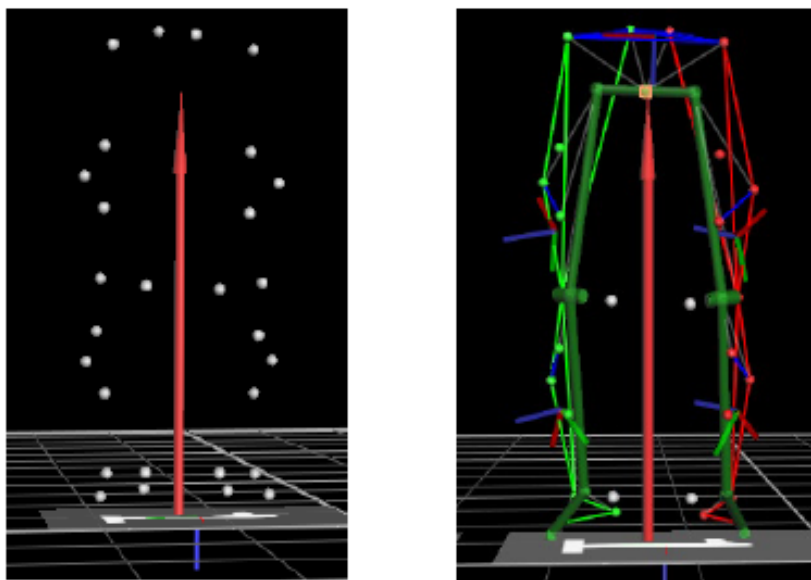
Σχήμα 3. Τοποθέτηση ηλεκτροδίων με βάση τη μελέτη του SENIAM στην έσω κεφαλή του τετρακέφαλου μυός (α), στο δικέφαλο μηριαίο (β), στον πρόσθιο κνημιαίο (γ) και στην έσω κεφαλή του γαστροκνημίου (δ) (Hermens et al., 2000).

Επεξεργασία δεδομένων οπτικό-ηλεκτρονικού συστήματος

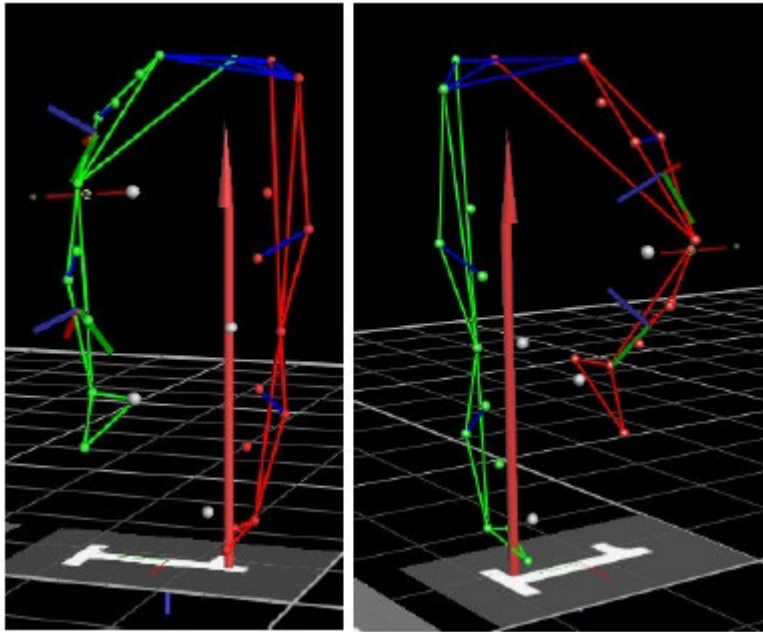
Η πρώτη επαφή με το έδαφος ορίστηκε ως η χρονική στιγμή κατά την οποία η VGRF ξεπερνούσε την τιμή των 10 N. Η τροχιά των ανακλαστήρων καθώς και οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους ομαλοποιήθηκαν εφαρμόζοντας φίλτρο “Butterworth” με συχνότητα κοπής στα 15 Hz (Kristianslund, Krosshaug, & Van Den Bogert, 2012). Για τον προσδιορισμό των κινητικών παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε η κλασική μεθοδολογία αντίστροφης δυναμικής (inverse dynamics). Το κέντρο μάζας και η ροπή αδράνειας του κάθε μέλους υπολογίστηκαν χρησιμοποιώντας ανθρωπομετρικά δεδομένα που υπάρχουν στη βιβλιογραφία (Winter, 1990). Για την εξαγωγή των εμβιομηχανικών παραμέτρων υπολογίστηκε στο κάθε άτομο ο μέσος όρος 3 με 5 επιτυχημένων προσγειώσεων. Οι

δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους σχετικοποιήθηκαν ως προς το ποσοστό % του σωματικού βάρους και οι κινητικές παράμετροι ως προς τη σωματική μάζα.

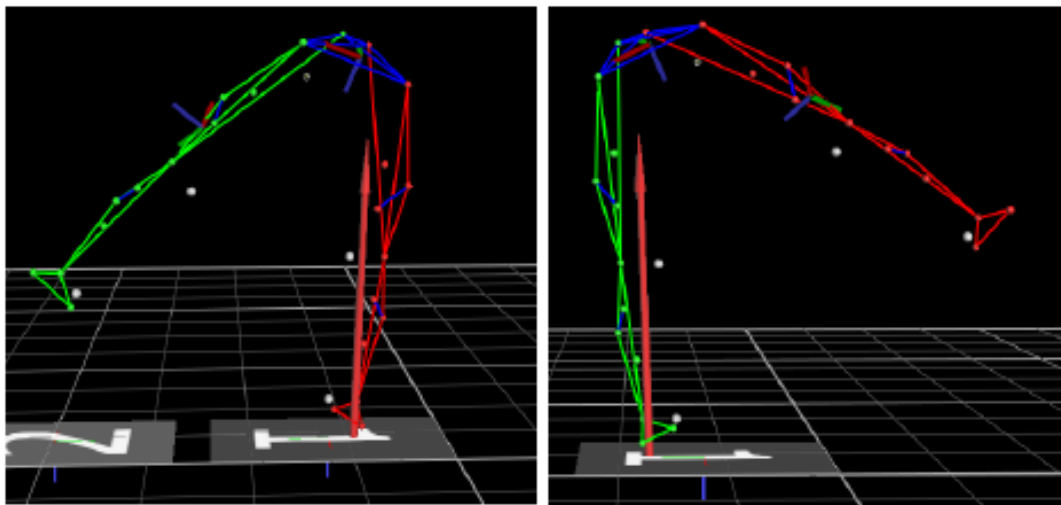
Για την ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων στον προσδιορισμό των κινηματικών και κινητικών παραμέτρων χρησιμοποιήθηκε μοντέλο με βάση τη βιβλιογραφία (Ehrig, Taylor, Duda, & Heller, 2007). Σύμφωνα με το μοντέλο, ο προσδιορισμός των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής, έγινε σε δύο στάδια. Στο 1^ο στάδιο, στατικό (static) (Σχήμα 4), χρησιμοποιήθηκε το κλασικό μοντέλο για τον υπολογισμό των αρχικών θέσεων των κέντρων και των αξόνων περιστροφής (Davis, Όυηριου, Tyburski, & Gage, 1991), ενώ στο 2^ο στάδιο, το δυναμικό (dynamic), ζητήθηκε από τον εξεταζόμενο να εκτελέσει συγκεκριμένες λειτουργικές κινήσεις των κάτω άκρων (Σχήματα 5 και 6). Οι τελικές θέσεις των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής υπολογίστηκαν με μεθόδους μαθηματικής βελτιστοποίησης (optimization).



Σχήμα 4. Καταγραφή και επεξεργασία στατικής προσπάθειας.

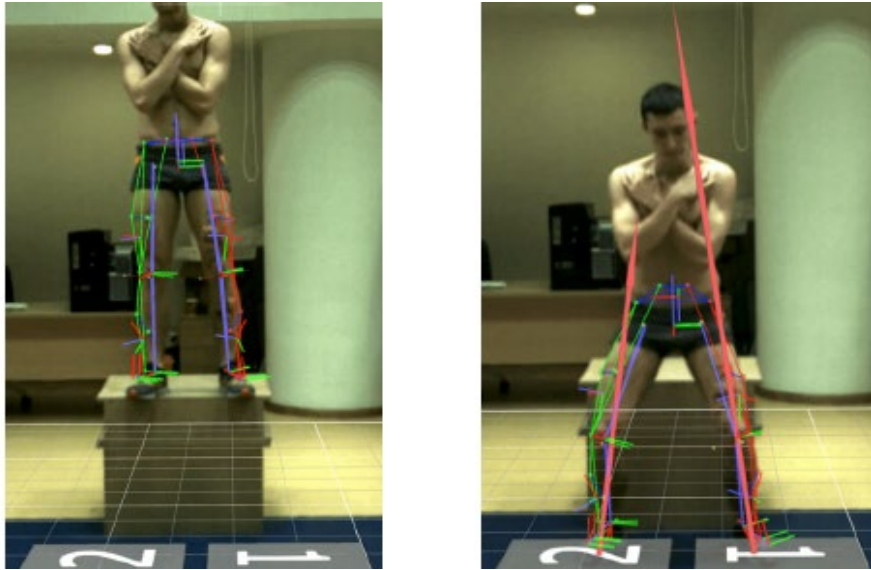


Σχήμα 5. Λειτουργικές προσπάθειες για τον υπολογισμό του άξονα περιστροφής του γόνατος.

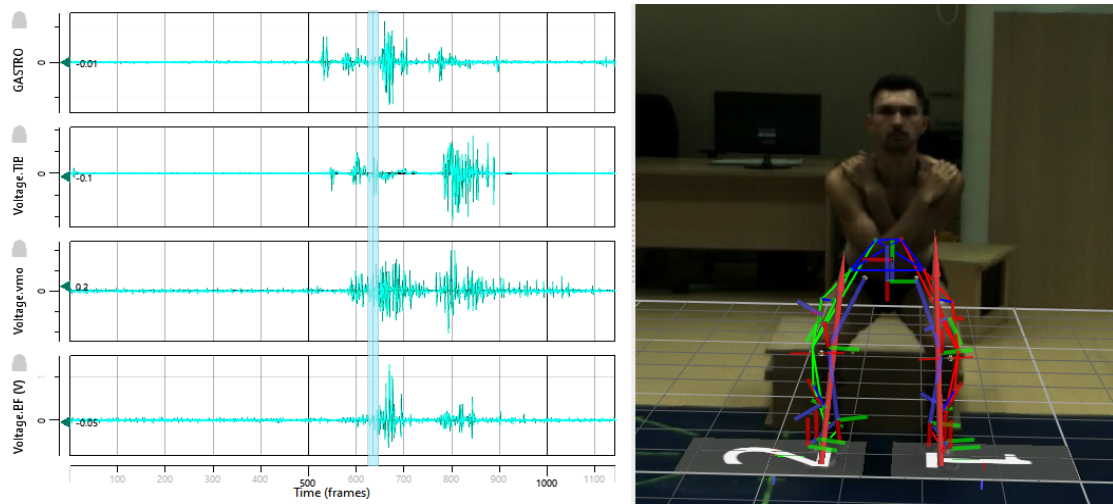


Σχήμα 6. Λειτουργικές προσπάθειες για τον υπολογισμό του κέντρου άρθρωσης του ισχίου.

Αφού γίνονταν ο προσδιορισμός των κέντρων των αρθρώσεων και των αξόνων περιστροφής ακολούθησε η επεξεργασία των εμβιομηχανικών παραμέτρων κατά την εκτέλεση των προσγειώσεων. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα προσγειώσης με απεικόνιση της VGRF στα δύο δυναμοδάπεδα, του μυοσκελετικού μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε και της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας παρουσιάζεται παρακάτω (Σχήματα 7 και 8).



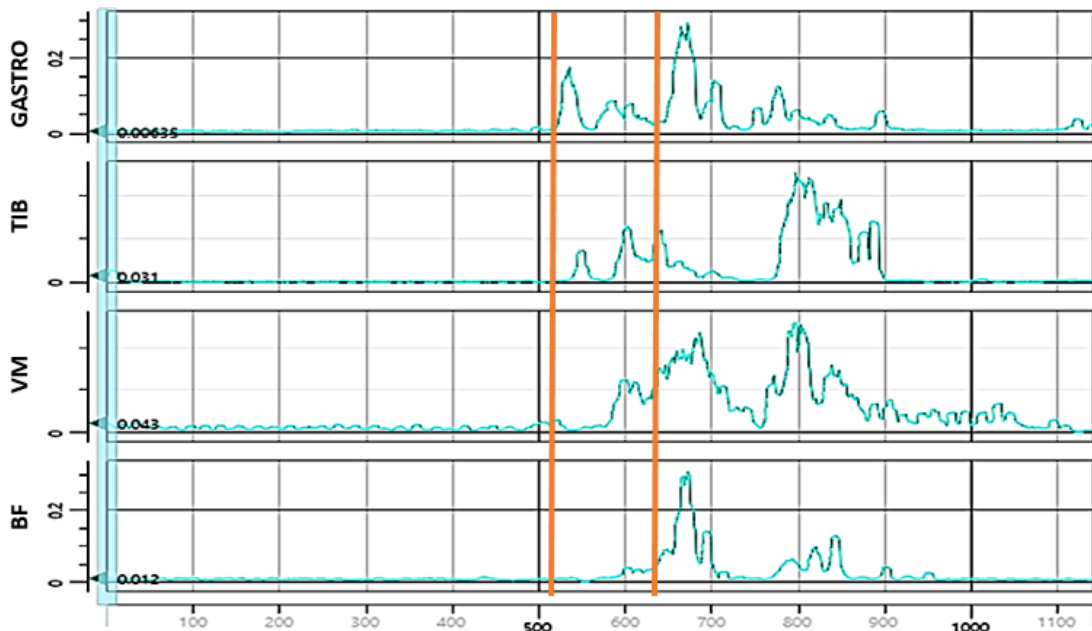
Σχήμα 7. Απεικόνιση μυοσκελετικού μοντέλου κάτω άκρων και VGRF κατά την προσγείωση.



Σχήμα 8. Απεικόνιση μυοσκελετικού μοντέλου κάτω άκρων και ακατέργαστου ηλεκτρομυογραφικού σήματος κατά την προσγείωση.

Επεξεργασία ηλεκτρομυογραφικών δεδομένων

Τα ηλεκτρομυογραφικά σήματα εξομαλύνθηκαν σε εύρος 20-450Hz με φίλτρο band-pass, ώστε να απομονωθούν τα δεδομένα που οφείλονται σε θόρυβο του σήματος. Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε ανόρθωση του σήματος (rectification) και υπολογισμός του RMS-EMG. Η εμβιομηχανική ανάλυση εστιάστηκε στη φάση απόσβεσης της προσγείωσης που ορίστηκε ως το διάστημα από την πρώτη επαφή με το έδαφος έως τη χρονική στιγμή της μέγιστης κάμψης της άρθρωσης του γόνατος (Peng, 2011). Τα ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα των μυών που αναλύθηκαν σχετικοποιήθηκαν σε σχέση με την αρχική μέτρηση πριν την πρόκληση του AMT (Σχήμα 9).



Σχήμα 9. Επεξεργασμένο ηλεκτρομυογραφικό σήμα κατά τη φάση απόσβεσης στην δραστηριότητα DVJ.

Στον πίνακα 2 και 3 παρουσιάζονται οι κινηματικές, κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν κατά τη φάση απόσβεσης στη προσγείωση DL και DVJ.

Πίνακας 2. Επιλεγμένες κινηματικές και κινητικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν κατά τη φάση απόσβεσης στη διποδική προσγείωση (DL) και στη διποδική προσγείωση με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα (DVJ).

Κινηματικές και κινητικές παράμετροι

VGRF	Μέγιστη VGRF κατά τη φάση απόσβεσης (% ΣΒ)
H1	Μέγιστη γωνία κάμψης άρθρωσης του ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης (°)
H2	Μέγιστη εσωτερική ροπή έκτασης άρθρωσης του ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης (Nm/kg)
K1	Μέγιστη γωνία κάμψης άρθρωσης του γόνατος κατά τη φάση απόσβεσης (°)
K2	Μέγιστη εσωτερική ροπή έκτασης άρθρωσης του γόνατος κατά τη φάση απόσβεσης (Nm/kg)
A1	Μέγιστη γωνία ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη φάση απόσβεσης (°)
A2	Μέγιστη εσωτερική ροπή πελματιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη φάση απόσβεσης (Nm/kg)

Πίνακας 3. Επιλεγμένες ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι που αξιολογήθηκαν κατά τη φάση απόσβεσης στη διποδική προσγείωση (DL) και στη διποδική προσγείωση με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα (DVJ).

Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι	
VM_{mean}	Μέσος όρος σχετικοποιημένης δραστηριότητας έσω πλατύ κατά τη φάση απόσβεσης (% της αρχικής μέτρησης).
BF_{mean}	Μέσος όρος σχετικοποιημένης δραστηριότητας δικέφαλου μηριαίου κατά τη φάση απόσβεσης (% της αρχικής μέτρησης).
GAS_{mean}	Μέσος όρος σχετικοποιημένης δραστηριότητας έσω κεφαλής γαστροκνημίου κατά τη φάση απόσβεσης (% της αρχικής μέτρησης).
TIB_{mean}	Μέσος όρος σχετικοποιημένης δραστηριότητας πρόσθιου κνημιαίου κατά τη φάση απόσβεσης (% της αρχικής μέτρησης).

Σχεδιασμός της έρευνας

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού

Κάθε δείκτης μυϊκού τραυματισμού που προσδιορίστηκε αποτέλεσε εξαρτημένη μεταβλητή της μελέτης. Ανεξάρτητες μεταβλητές για την εξαρτημένη μεταβλητή IPE αποτέλεσαν η χρονική στιγμή της μέτρησης (3 επίπεδα) και το εξεταζόμενο άκρο (2 επίπεδα). Όσον αφορά τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο, ανεξάρτητη μεταβλητή ήταν η χρονική στιγμή της μέτρησης (2 επίπεδα) και το εξεταζόμενο άκρο (2 επίπεδα). Στον αριθμό των επιπέδων της ανεξάρτητης μεταβλητής χρονικής στιγμής της μέτρησης για τις εξαρτημένες μεταβλητές IPE και καθυστερημένος μυϊκός πόνος δεν συμπεριλαμβάνονται οι μετρήσεις που χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο της αξιοπιστίας μεταξύ των μετρήσεων. Οι μετρήσεις αυτές έγιναν στις 72 και 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση για τους παραπάνω δείκτες της μυϊκής βλάβης, αντιστοίχως. Αναλυτικά ο σχεδιασμός της έρευνας ως προς τις μετρήσεις του μυϊκού τραυματισμού παρουσιάζεται στον Πίνακα 4.

Πίνακας 4. Σχεδιασμός μετρήσεων δεικτών AMT.

Ανεξάρτητες μεταβλητές	Επίπεδα	Εξαρτημένες μεταβλητές
Χρονική στιγμή της μέτρησης	3 επίπεδα (λίγο πριν τις 0 ώρες, αμέσως μετά, 48 ώρες μετά)	Μέση μέγιστη ισομετρική ροπή εκτεινόντων του γόνατος (IPE)

Χρονική στιγμή της μέτρησης	2 επίπεδα (λίγο πριν, 48 ώρες μετά)	Καθυστερημένος μυϊκός πόνος
Εξεταζόμενο κάτω άκρο	2 επίπεδα (χειρουργημένο και υγιές)	IPE και καθυστερημένος μυϊκός πόνος

Δοκιμασίες προσγείωσης

Για τη σύγκριση μεταξύ της διποδικής προσγείωσης (DL) και της διποδικής προσγείωσης με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα (DVJ) ορίστηκαν οι εξαρτημένες μεταβλητές: κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους και επιλεγμένες κινηματικές, κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι στο προσθοπίσθιο επίπεδο, ενώ ως ανεξάρτητες μεταβλητές ορίστηκαν η χρονική στιγμή των μετρήσεων (2 επίπεδα: 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση), ο τύπος προσγείωσης (2 επίπεδα: DL και DVJ) και το εξεταζόμενο τους άκρο (2 επίπεδα: χειρουργημένο και υγιές). Αναλυτικά ο σχεδιασμός της έρευνας ως προς τις δοκιμασίες προσγείωσης παρουσιάζεται στον Πίνακα 5.

Πίνακας 5. Σχεδιασμός μελέτης ανάλογα με τον τύπο προσγείωσης.

Ανεξάρτητες μεταβλητές	Επίπεδα	Εξαρτημένες μεταβλητές
Χρονική στιγμή της μέτρησης	2 επίπεδα (24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά)	Κινηματικές, κινητικές και ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι στη φάση απόσβεσης
Τύπος Προσγείωσης	2 επίπεδα (DL και DJ)	
Εξεταζόμενο κάτω άκρο	2 επίπεδα (χειρουργημένο και υγιές)	Κινηματικές και κινητικές παράμετροι στη φάση απόσβεσης

Αποτελέσματα

Δείκτες AMT

Για τον έλεγχο της ομαλότητας της κατανομής των δεικτών AMT εφαρμόστηκε το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Το τεστ έδειξε κανονική κατανομή σε όλες τις παραμέτρους με $p > .05$. Για να διερευνηθεί η επίδραση της πλειομετρικής άσκησης στην IPE του γόνατος και τον καθυστερημένο μυϊκό πόνο χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης με επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Οι επιμέρους σημαντικές αλληλεπιδράσεις ή κύριες επιδράσεις μελετήθηκαν χρησιμοποιώντας post-hoc ανάλυση με διόρθωση Bonferroni. Αρχικά, η IPE του γόνατος ήταν στατιστικά μικρότερη στο χειρουργημένο άκρο σε σχέση με

το υγιές πριν και αμέσως μετά τον AMT. Επιπλέον, και στα δυο άκρα η IPE του γόνατος μειώθηκε αμέσως μετά και 48 μετά την πλειομετρική άσκηση. Τέλος, από τα αποτελέσματα των αναλύσεων προέκυψε στατιστικά σημαντική αύξηση του μυϊκού πόνου 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση σε σχέση με την αρχική μέτρηση ($F(1,12) = 346.8, p < .05$). Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται αναλυτικά στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 6).

Πίνακας 6. Δείκτες AMT μετά την πλειομετρική άσκηση. Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις.

Δείκτες μυϊκού τραυματισμού	Πριν	Αμέσως μετά	48 ώρες μετά
IPE χειρουργημένου άκρου (Nm)	261,9 \pm 41,7 [^]	183,1 \pm 37 [¥]	221,7 \pm 53*
IPE υγιούς άκρου (Nm)	308 \pm 41,6 [^]	213,7 \pm 37,8 [¥]	237,3 \pm 41,3*
IPE χειρουργημένου άκρου (% αρχικής μέτρησης)	100	70,5 \pm 11,3	84,5 \pm 14,3*
IPE υγιούς άκρου (% αρχικής μέτρησης)	100	69,3 \pm 6,3	77 \pm 7,4*
DOMS χειρουργημένου άκρου	0	ΔM	6,4 \pm 1,3*
DOMS υγιούς άκρου	0	ΔM	6,8 \pm 1,4*

*στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

[^]στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ χειρουργημένου και υγιούς άκρου ($p < .05$).

[¥]στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση μεταξύ χειρουργημένου και υγιούς άκρου ($p < .05$).

ΔM , δεν μετρήθηκε; IPE, απόλυτες τιμές μέσης μέγιστης ισομετρικής ροπής εκτεινόντων γόνατος; DOMS, καθυστερημένος μυϊκός πόνος εκτεινόντων γόνατος.

Δοκιμασίες προσγείωσης

Κινηματικές και κινητικές παράμετροι

Για τον έλεγχο της ομαλής κατανομής των κινηματικών και κινητικών παραμέτρων εφαρμόστηκε το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Το τεστ έδειξε κανονική κατανομή σε όλες τις παραμέτρους με $p > .05$. Στον Πίνακα 8 παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα αναφορικά με τις εξεταζόμενες κινηματικές και κινητικές παραμέτρους για τις δύο δοκιμασίες προσγείωσης DL και DVJ 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πρόκληση του AMT για το χειρουργημένο και υγιές κάτω άκρο. Οι επιμέρους σημαντικές αλληλεπιδράσεις ή κύριες επιδράσεις στις εφαρμοζόμενες αναλύσεις διακύμανσης με επαναλαμβανόμενους παράγοντες μελετήθηκαν χρησιμοποιώντας post-hoc ανάλυση με διόρθωση Bonferroni. Η ανάλυση που εφαρμόστηκε έδειξε κύρια επίδραση του παράγοντα εξεταζόμενο κάτω άκρο στη μεταβλητή VGRF, με το υγιές να παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές σε σχέση με το χειρουργημένο, ανεξάρτητα από τη χρονική στιγμή της μέτρησης και τον τύπο προσγείωσης

(Πίνακας 8). Επίσης, και στην H1 εντοπίστηκε κύρια επίδραση του παράγοντα χρονική στιγμή μέτρησης, με αύξησή της H1 48 ώρες μετά τον AMT, ανεξάρτητα από τον τύπο προσγείωσης και το εξεταζόμενο κάτω άκρο (Πίνακας 8). Ακόμα, στην H2 παρατηρήθηκαν κύριες επιδράσεις της χρονικής στιγμής της μέτρησης και του τύπου προσγείωσης. Πιο συγκεκριμένα, η H2 αυξήθηκε 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση και στα δυο εξεταζόμενα άκρα καθώς και στους δυο τύπους προσγείωσης (Πίνακας 8). Στη δοκιμασία DVJ η H2 εμφάνισε μεγαλύτερες τιμές και στα δυο εξεταζόμενα άκρα σε σχέση με την DL, πριν και 48 ώρες μετά τον AMT (Πίνακας 8).

Όσον αφορά την παράμετρο K1 παρατηρήθηκαν κύριες επιδράσεις των παραγόντων χρονική στιγμή μέτρησης, εξεταζόμενου κάτω άκρου και τύπου προσγείωσης. Συγκεκριμένα, 48 ώρες μετά την πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού παρατηρήθηκε αυξημένη τιμή της K1 και στα δυο εξεταζόμενα άκρα καθώς και στους δυο τύπους προσγείωσης (Πίνακας 8). Επιπρόσθετα, ανεξάρτητα από τη χρονική στιγμή μέτρησης η K1 ήταν μεγαλύτερη στο υγιές άκρο και στο DVJ συγκριτικά με το χειρουργημένο άκρο και με το DL, αντίστοιχα (Πίνακας 8). Κύρια επίδραση του παράγοντα εξεταζόμενο άκρο παρατηρήθηκε στη K2 με το υγιές να παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές σε σχέση με το χειρουργημένο. Αλληλεπίδραση στην K2 εντοπίστηκε μεταξύ των παραγόντων χρονικής στιγμής και τύπου προσγείωσης (Πίνακας 8). Συγκεκριμένα, ανεξάρτητα από το εξεταζόμενο κάτω άκρο, μείωση της K2 εντοπίστηκε 48 ώρες μετά τον AMT στην δοκιμασία DVJ (Πίνακας 8). Αναφορικά με την A1, κύριες ήταν οι επιδράσεις των παραγόντων εξεταζόμενο κάτω άκρο και τύπος προσγείωσης. Συγκεκριμένα, το χειρουργημένο άκρο και το DL παρουσίασαν μικρότερες τιμές στην A1 συγκριτικά με το υγιές άκρο και με το DVJ, αντίστοιχα, ανεξάρτητα από τη χρονική στιγμή της μέτρησης (Πίνακας 8). Επίσης, στην παράμετρο A2 παρατηρήθηκαν κύριες επιδράσεις των παραγόντων χρονική στιγμή μέτρησης και εξεταζόμενου κάτω άκρου. Αρχικά, η A2 ήταν μεγαλύτερη στο υγιές άκρο και στο DVJ συγκριτικά με το χειρουργημένο άκρο και με το DL, αντίστοιχα (Πίνακας 8). Επιπλέον, αλληλεπίδραση εντοπίστηκε στην A2 με μείωση της τιμής της 48 ώρες μετά την πρόκληση του μυϊκού τραυματισμού στη δοκιμασία DVJ σε σχέση με τη DL και στα δυο εξεταζόμενα άκρα (Πίνακας 8).

Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι

Για τον έλεγχο της ομαλής κατανομής των ηλεκτρομυογραφικών παραμέτρων εφαρμόστηκε το τεστ Kolmogorov-Smirnov. Το τεστ έδειξε κανονική κατανομή σε όλες τις παραμέτρους με $p > .05$. Οι επιμέρους σημαντικές αλληλεπιδράσεις ή κύριες επιδράσεις στις εφαρμοζόμενες αναλύσεις διακύμανσης με επαναλαμβανόμενους παράγοντες μελετήθηκαν

χρησιμοποιώντας post-hoc ανάλυση με διόρθωση Bonferroni. Στον Πίνακα 7 παρουσιάζονται συγκριτικά τα αποτελέσματα αναφορικά με τις εξεταζόμενες ηλεκτρομυογραφικές παραμέτρους για τις δύο δοκιμασίες προσγείωσης DL και DVJ στο χειρουργημένο άκρο στις 0 και 48 ώρες μετά την πρόκληση του AMT. Αρχικά, στη VM_{mean} παρατηρήθηκε μη στατιστικά σημαντική αύξηση των παραγόντων χρονική στιγμή μέτρησης και τύπου προσγείωσης με $p=0.11$ και $p=0.48$, αντίστοιχα (Πίνακας 7). Επίσης, παρόμοια αποτελέσματα εμφάνισε και η BF_{mean} με μη στατιστικά σημαντική αύξηση και των δυο παραγόντων χρονική στιγμή μέτρησης ($p=0.38$) και τύπου προσγείωσης ($p=0.58$) (Πίνακας 7). Η GAS_{mean} παρουσίασε μη στατιστικά σημαντική μείωση μεταξύ των παραγόντων χρονική στιγμή μέτρησης και τύπου προσγείωσης με $p=0.3$ και $p=0.62$, αντίστοιχα (Πίνακας 7). Τέλος, κύρια επίδραση του παράγοντα χρονική στιγμή μέτρησης παρουσιάστηκε στη TIB_{mean} . Συγκεκριμένα, η TIB_{mean} αυξήθηκε 48 ώρες μετά τον AMT, ανεξάρτητα από τη δοκιμασία της προσγείωσης (Πίνακας 7).

Πίνακας 7. Ηλεκτρομυογραφικές παράμετροι 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις (%).

	DL		DVJ	
	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά	24 ώρες πριν	48 ώρες μετά
VM_{mean} (σχετικοποιημένη)	100	110.7 \pm 42.3	100	119.8 \pm 36.6
BF_{mean} (σχετικοποιημένη)	100	119 \pm 69	100	110 \pm 60.1
GAS_{mean} (σχετικοποιημένη)	100	86.9 \pm 41.2	100	93.5 \pm 39.2
TIB_{mean} (σχετικοποιημένη)	100	125.9 \pm 49.5*	100	184.9 \pm 114.7*

*στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).
DL, διποδική προσγείωση; DVJ, διποδική προσγείωση με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα.

Στα σχήματα 10 - 18 παρουσιάζονται γραφικά τα σημαντικότερα αποτελέσματα των εμβιομηχανικών παραμέτρων.

Πίνακας 8. Κινηματικές και κινητικές παράμετροι 24 ώρες πριν και 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση. Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις.

	DL				DVJ			
	24 ώρες πριν		48 ώρες μετά		24 ώρες πριν		48 ώρες μετά	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
VGRF (% ΣΒ)	1.6 \pm 0.3	1.9\pm0.4[¥]	1.5 \pm 0.02	1.8\pm0.3[¥]	1.6 \pm 0.2	1.8\pm0.3[¥]	1.5 \pm 0.2	1.7\pm0.3[¥]
H1	65.3 \pm 20.3	65.2 \pm 20.2	73.5\pm17.8*	73\pm16.9*	70.8 \pm 12.4	70.6 \pm 12.4	77.4\pm12.9*	76.4\pm12.6*
H2	1.65 \pm 0.3	1.6 \pm 0.3	1.8\pm0.4*	1.6\pm0.3*	2.3\pm0.4[#]	2.2\pm0.5[#]	2.6\pm0.3**[#]	2.5\pm0.3**[#]
K1	75 \pm 12.1	77.5\pm11.5[¥]	82.7\pm13*	84.4\pm11.7**[¥]	83\pm7.8[#]	85\pm7.4^{#¥}	87\pm9.8**[#]	89\pm9.5**^{#¥}
K2	1.7 \pm 0.3	2.15\pm0.5[¥]	1.7 \pm 0.3	2.1\pm0.6[¥]	2.1 \pm 0.4	2.6\pm0.5[¥]	2\pm0.3**	2.3\pm0.4**[¥]
A1	28.5 \pm 3.4	31.7\pm3.6[¥]	30 \pm 5.9	32\pm4[¥]	32.6\pm5.7[#]	36\pm4.4^{#¥}	33\pm5.5[#]	36\pm4.2^{#¥}
A2	1.3 \pm 0.3	1.6\pm0.3[¥]	1.3 \pm 0.2	1.4\pm0.3**[¥]	2\pm0.4[#]	2.2\pm0.4^{#¥}	1.85\pm0.4**[#]	2\pm0.4**^{#¥}

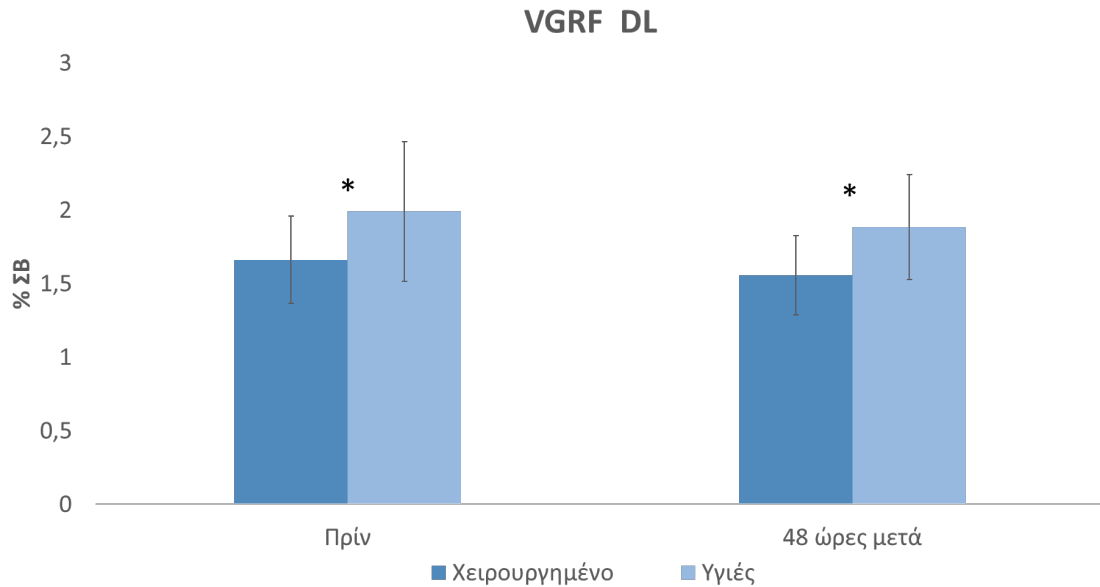
[#] στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τύπου προσγείωσης ($p < .05$).

[¥]στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ χειρουργημένου και υγιές κάτω άκρου ($p < .05$).

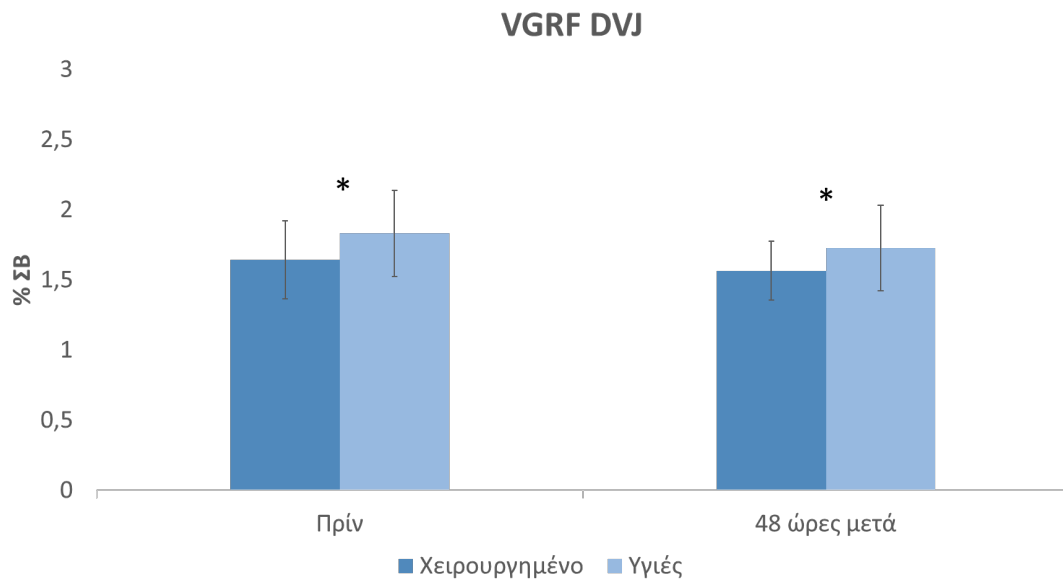
*στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση ($p < .05$).

**στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις τιμές πριν την πλειομετρική άσκηση και του τύπου προσγείωσης ($p < .05$).

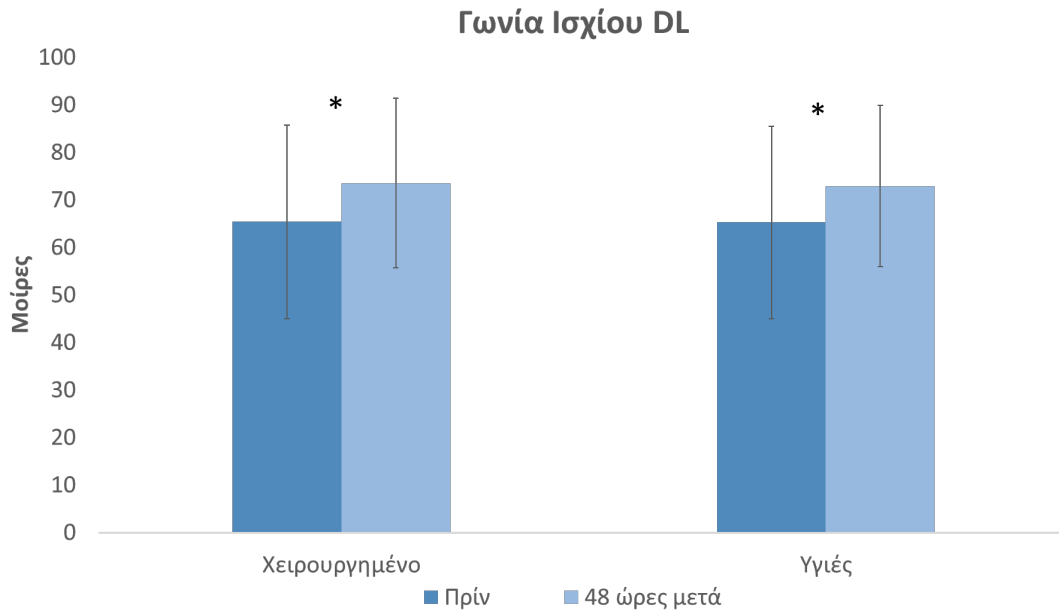
DL, διποδική προσγείωση; DVJ, διποδική προσγείωση με επακόλουθο κατακόρυφο άλμα; X, χειρουργημένο άκρο; Y, υγιές άκρο.



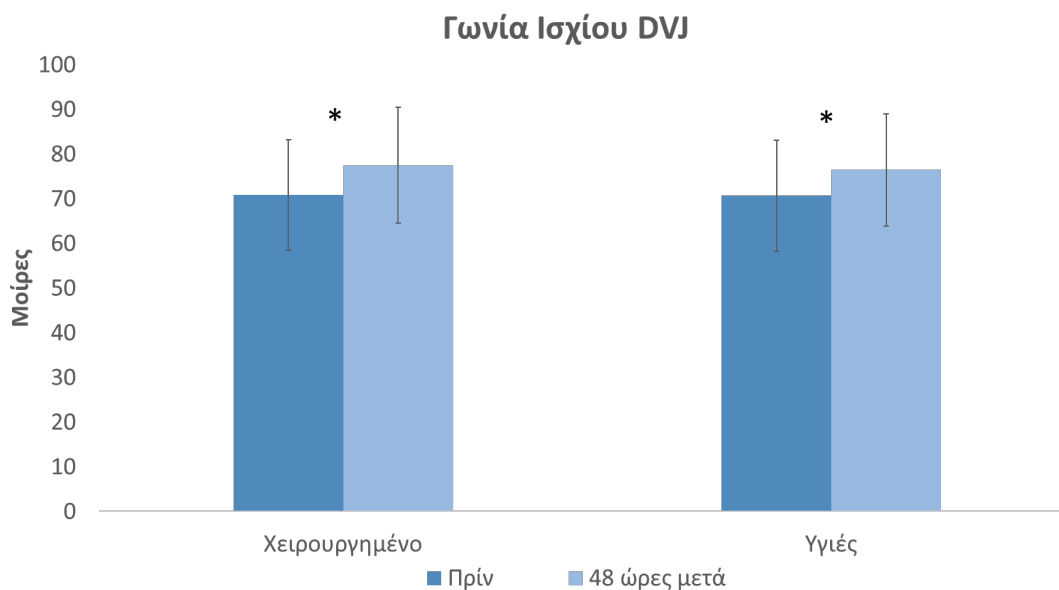
Σχήμα 10. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους κατά τη φάση απόσβεσης (VGRF % ΣΒ) κατά τη δοκιμασία DL 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά, στα εξεταζόμενα κάτω άκρα *στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των εξεταζόμενων άκρων.



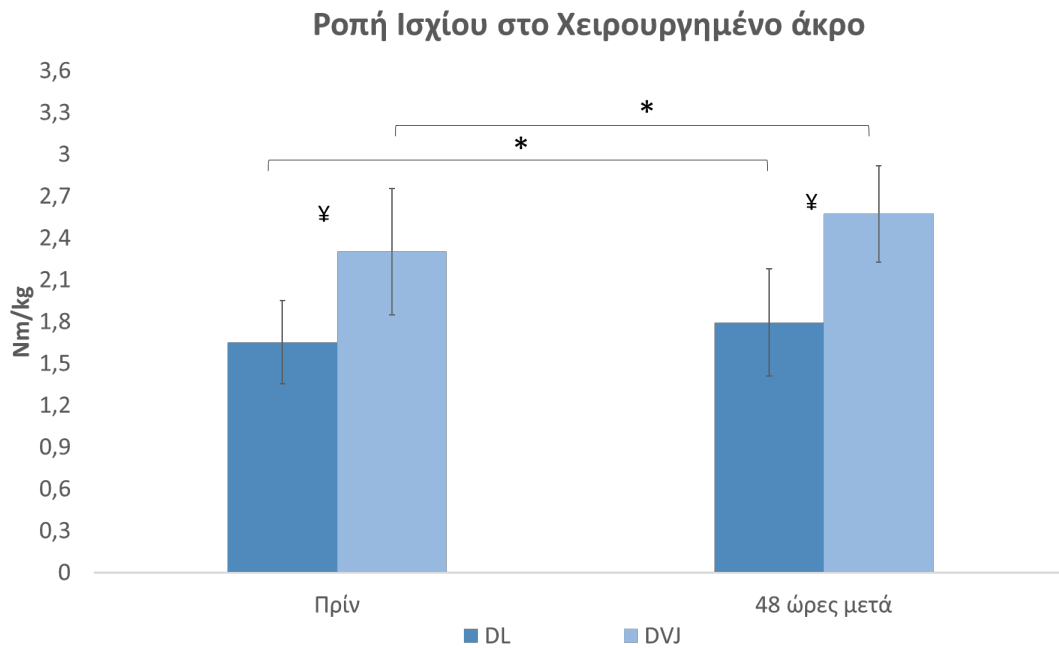
Σχήμα 11. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους κατά τη φάση απόσβεσης (VGRF % ΣΒ) κατά τη δοκιμασία DVJ 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά, στα εξεταζόμενα κάτω άκρα. *στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των εξεταζόμενων άκρων.



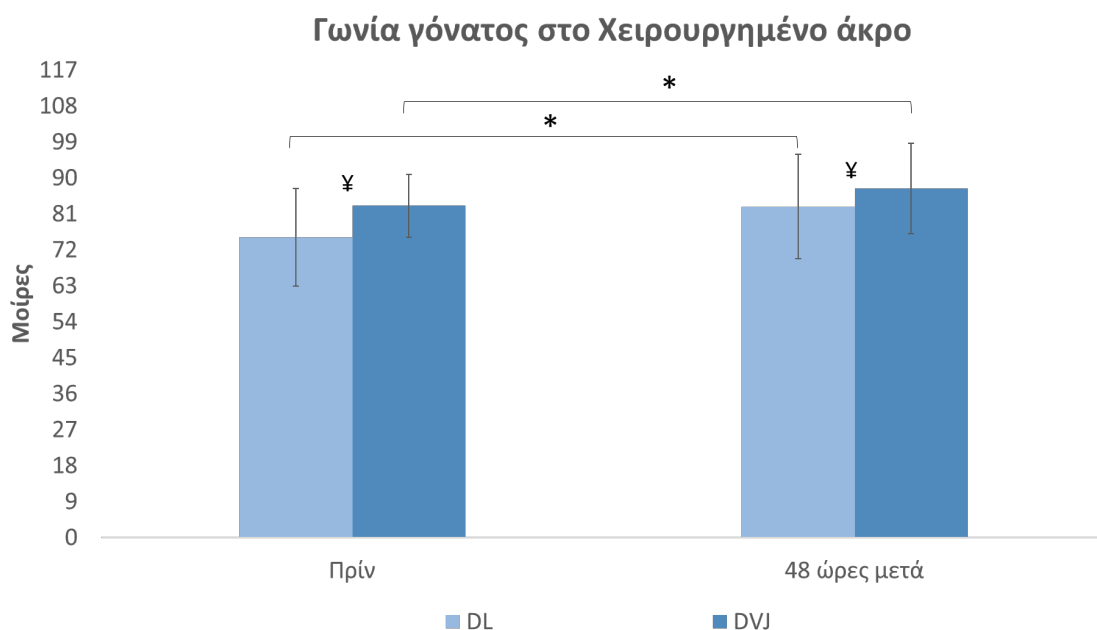
Σχήμα 12. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης (H1) στη δοκιμασία DL 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά στα εξεταζόμενα κάτω άκρα. *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά.



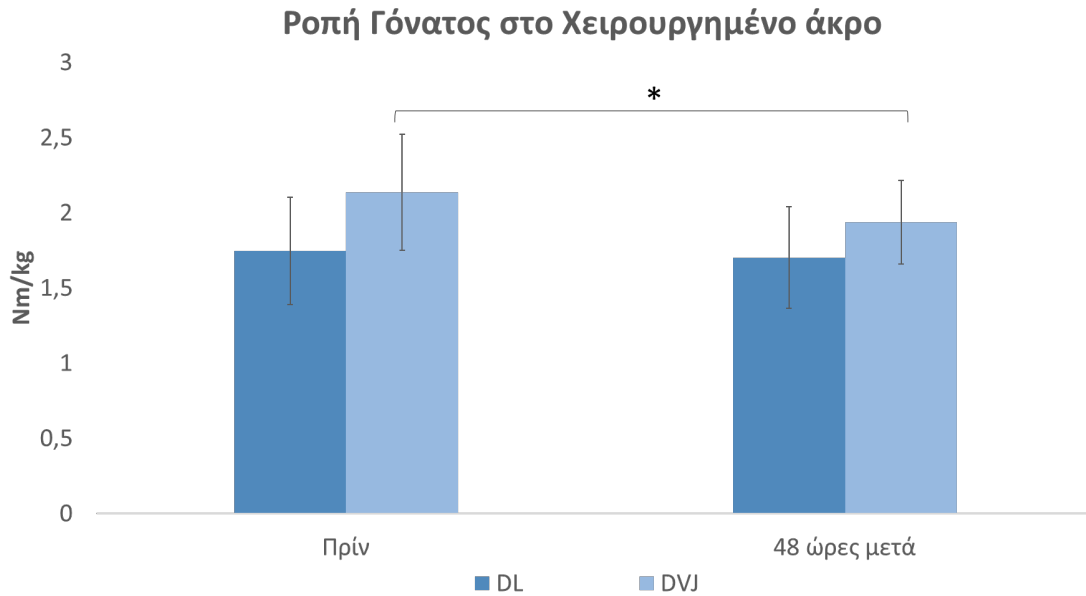
Σχήμα 13. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης (H1) στη δοκιμασία DVJ 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά στα εξεταζόμενα κάτω άκρα. *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά.



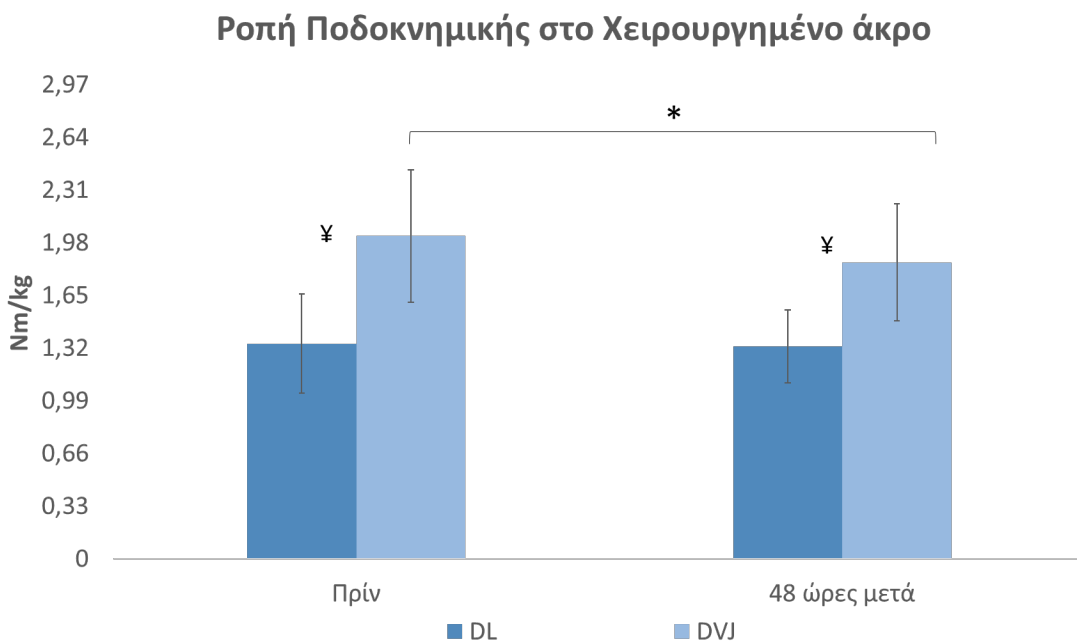
Σχήμα 14. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης εσωτερικής ροπής έκτασης του ισχίου κατά τη φάση απόσβεσης (H2) στο χειρουργημένο άκρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά, στις δυο προσγειώσεις (DL: διποδική προσγείωση; DVJ: διποδική προσγείωση με επακόλουθο άλμα). *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά ζ στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τύπου προσγείωσης.



Σχήμα 15. Σύγκριση (μέσοι όροι ± τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης κάμψης γόνατος κατά τη φάση απόσβεσης (K1) στο χειρουργημένο άκρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά, στις δυο προσγειώσεις (DL: διποδική προσγείωση; DVJ: διποδική προσγείωση με επακόλουθο άλμα). *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά ζ στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τύπου προσγείωσης.

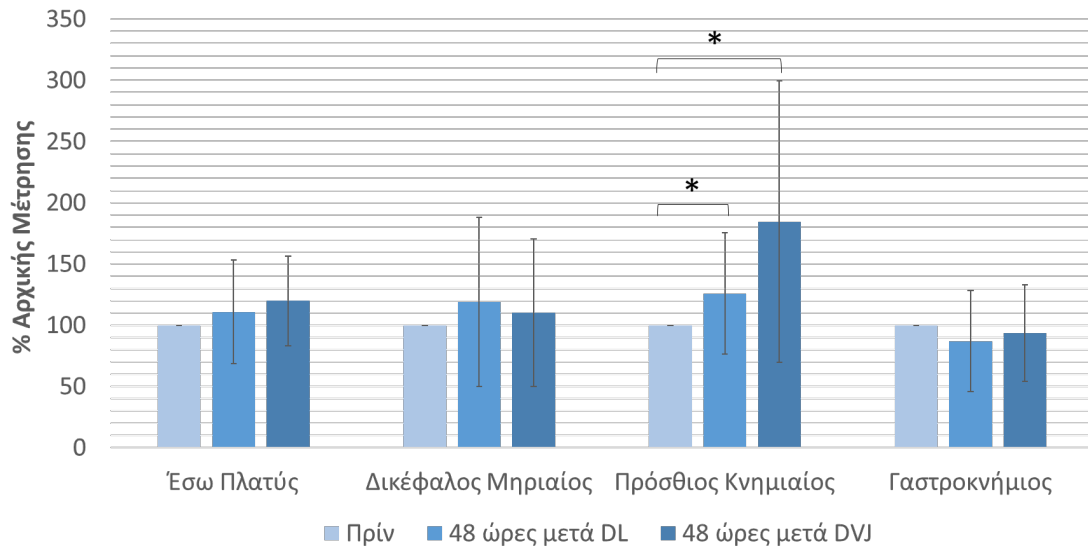


Σχήμα 16. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης εσωτερικής ροπής έκτασης του γόνατος κατά τη φάση απόσβεσης (K2) στο χειρουργημένο άκρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες , στις δυο προσεγγίσεις (DL: διποδική προσγγείωση; DVJ: διποδική προσγγείωση με επακόλουθο άλμα). *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά.



Σχήμα 17. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της μέγιστης εσωτερικής ροπής πελματιαίας κάμψης ποδοκνημικής κατά τη φάση απόσβεσης (A2) στο χειρουργημένο άκρο 24 ώρες πριν την πλειομετρική άσκηση και 48 ώρες μετά, στις δυο προσεγγίσεις (DL: διποδική προσγγείωση; DVJ: διποδική προσγγείωση με επακόλουθο άλμα). *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες ¥ στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ τύπου προσγγείωσης.

Μυϊκή Ενεργοποίηση



Σχήμα 18. Σύγκριση (μέσοι όροι \pm τυπικές αποκλίσεις) της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας κατά τη φάση απόσβεσης των μυών έσω πλατύ (VM), δικέφαλου μηριαίου (BF), έσω κεφαλή γαστροκνημίου (GAS) και πρόσθιου κνημιαίου (TIB) 48 μετά τον AMT μεταξύ των τύπων προσγείωσης (DL: διποδική προσγείωση; DVJ: διποδική προσγείωση με επακόλουθο άλμα) *στατιστικά σημαντική διαφορά 48 ώρες μετά.

Συζήτηση

Στόχος της παρούσας έρευνας ήταν να μελετηθεί η επίδραση του AMT στην εμβιομηχανική της προσγείωσης μεταξύ των δοκιμασιών DL και DVJ σε άντρες με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ. Αρχικά, ο AMT επιβεβαιώθηκε με πτώση στη μέγιστη IPE του γόνατος και την αύξηση του μυϊκού πόνου, 48 ώρες μετά το πρωτόκολλο της πλειομετρικής άσκησης (Πίνακας 6). Τα αποτελέσματα των μεταβολών των δεικτών του AMT συμπίπτουν με αυτά άλλων ερευνητών που χρησιμοποίησαν παρόμοια πρωτόκολλα έκκεντρης άσκησης για την πρόκλησή του (Tsatalas et al., 2013; Tsatalas et al., 2020; Tsatalas et al., 2021). Από τα δεδομένα που συλλέχθηκαν, αξιοσημείωτη ήταν η στατιστικά μικρότερη IPE του γόνατος στο χειρουργημένο άκρο σε σχέση με το υγιές πριν την έναρξη της πλειομετρικής άσκησης, γεγονός που επιβεβαιώνεται στη βιβλιογραφία (Krishnan & Williams, 2011; Skurvydas et al., 2011). Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, φαίνεται ότι η ατροφία του τετρακεφάλου μυός να είναι ο κύριος παράγοντας της μειωμένης δύναμης στην IPE του χειρουργημένου άκρου (Williams, Snyder-Mackler, Barrance, & Buchanan, 2005). Αμέσως μετά την πλειομετρική άσκηση η ροπή μειώθηκε 20-40% και στα δυο κάτω άκρα. Στις 48 ώρες μετά το πρωτόκολλο, το χειρουργημένο άκρο παρουσίασε μικρότερη πτώση της δύναμης σε σχέση με το υγιές. Η αδυναμία πλήρους ενεργοποίησης του τετρακέφαλου μυός του

χειρουργημένου άκρου (Palmieri-Smith, Thomas, & Wojtys, 2008) και ο φόβος μπορεί να είναι κάποιες από τις αιτίες πρόκλησης του μικρότερου AMT.

Εξετάζοντας την κύρια επίδραση του παράγοντα εξεταζόμενο άκρο στις κινηματικές και κινητικές παραμέτρους που εξετάστηκαν παρατηρήθηκε τόσο πριν όσο και μετά την πρόκληση του AMT και στις δυο δραστηριότητες DL και DVJ ασυμμετρία του χειρουργημένου και υγιές άκρου, η οποία έρχεται σε συμφωνία και με άλλες βιβλιογραφικές πηγές (Jordan, Aagaard, & Herzog, 2015; King et al., 2018; Lepley & Kuenze, 2018; Mantashloo, Letafatkar, & Moradi, 2020). Μια ενδεικτική παράμετρος στην οποία παρατηρήθηκε ασυμμετρία στην παρούσα μελέτη είναι η VGRF (Σχήματα 8 και 9). Συγκεκριμένα, κατά την εκτέλεση διποδικών προσγειώσεων, με ή χωρίς επακόλουθο άλμα, οι εξεταζόμενοι μετέφεραν το βάρος τους στο υγιές τους άκρο (King et al., 2018). Η μεταφορά αυτή συνοδεύτηκε στο υγιές άκρο με στατιστικά μεγαλύτερη γωνία κάμψης του γόνατος (K1), ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής (A1), εσωτερική ροπή έκτασης στο γόνατο (K2) και ροπή πελματιαίας κάμψης στην ποδοκνημική (A2) σε σχέση με το χειρουργημένο (Σχήματα 15, 16 και 17) (King et al., 2018; Lepley & Kuenze, 2018). Η ασυμμετρία στη ροπή έκτασης του γόνατος που δημιουργείται στις διποδικές προσγειώσεις αποτελεί παράγοντα κινδύνου τραυματισμού του ΠΧΣ (Paterno et al., 2010). Αντίθετα, στις μονοποδικές προσγειώσεις το χειρουργημένο γόνατο ήταν αυτό που παρουσιάζει τη μεγαλύτερη γωνία στην κάμψη του γόνατος κατά τη φάση απόσβεσης (King et al., 2018). Η στρατηγική αποφόρτισης του τραυματισμένου άκρου που παρατηρείται στις διποδικές προσγειώσεις μπορεί να οφείλεται σε ψυχοσωματικούς παράγοντες που σχετίζονται με τον τραυματισμό, όπως είναι ο φόβος, ο πόνος και η αδυναμία του τετρακέφαλου μυός (Lepley & Kuenze, 2018). Από την άλλη, η ασυμμετρία στην εκτέλεση διποδικών προσγειώσεων φαίνεται να μην επηρέασε, στην παρούσα μελέτη, την άρθρωση του ισχίου στο προσθιοπίσθιο επίπεδο. Με βάση τον King και τους συνεργάτες του η ασυμμετρία στο ισχίο εμφανίζεται στο μετωπιαίο επίπεδο, με μεγαλύτερη προσαγωγή στο ισχίο του υγιούς άκρου (King et al., 2018), παράμετρος που δεν αξιολογήθηκε στην παρούσα μελέτη. Αξιοσημείωτο είναι τέλος ότι ο AMT δε φαίνεται να επηρέασε την εμβιομηχανική των προσγειώσεων DL και DVJ διαφορετικά στο χειρουργημένο σε σχέση με το υγιές άκρο. Η ασυμμετρία των μελών προϋπήρχε και συνέχισε να υπάρχει 48 ώρες μετά την πλειομετρική άσκηση.

Με βάση τη βιβλιογραφία, ανάλογα με τη μέγιστη γωνία κάμψης που φτάνει το γόνατο στη φάση απόσβεσης, η προσγείωση διακρίνεται σε «σκληρή» (stiff) με γωνία μικρότερη των 90° και «μαλακή» (soft) όταν η συγκεκριμένη γωνία ξεπερνά τις 90° (Devita &

Skelly, 1992). Στην παρούσα μελέτη, οι άντρες με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ πριν την πλειομετρική άσκηση στη δοκιμασία DL παρουσίασαν ένα «σκληρό» πρότυπο προσγείωσης με K1 μικρότερη των 80°. Οι αθλητές που επιλέγουν μια «σκληρή» προσγείωση εμφανίζουν συχνά, στη πορεία, ρήξη του ΠΧΣ (Leppänen et al., 2016). Μετά την πρόκληση του AMT, στη δραστηριότητα DL οι εξεταζόμενοι παρουσίασαν παρόμοια στρατηγική προσγείωσης με αυτή των υγιών κατά τη διάρκεια της προσγείωσης με επακόλουθο άλμα (Tsatalas et al., 2020; Tsatalas et al., 2021). Συγκεκριμένα, επέδειξαν αυξημένη γωνία κάμψης της άρθρωσης του γόνατος (K1) και του ισχίου (H1) (Σχήματα 12, 13 και 15). Φαίνεται λοιπόν ότι 48 ώρες μετά τον AMT τα άτομα με ιστορικό ΠΧΣ επιλέγουν μια πιο «μαλακή» στρατηγική προσγείωσης ακόμα και στη λιγότερο απαιτητική δραστηριότητα (DL), ενώ οι υγιείς επιστρατεύουν αυτή τη στρατηγική σε μεγαλύτερο βαθμό στην πιο απαιτητική (DVJ) (Tsatalas et al., 2021).

Αναλύοντας τα σημαντικότερα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης πρέπει να αναφερθεί ότι και στις δυο προσγειώσεις οι εξεταζόμενοι μετά τον AMT αύξησαν τη μέγιστη γωνία κάμψης στο ισχίο (H1) και το γόνατο (K1) καθώς και τη μέγιστη εσωτερική ροπή έκτασης στην άρθρωση του ισχίου (H2) κατά την φάση απόσβεσης (Σχήματα 12, 13, 14 και 15). Η αύξηση της μέγιστης γωνίας κάμψης του ισχίου και του γόνατος μετά τον AMT, έχει παρατηρηθεί και σε υγιή πληθυσμό κατά τη διάρκεια των προσγειώσεων DL και DVJ (Tsatalas et al., 2020). Η καμπτική δράση των δυο παραπάνω αρθρώσεων δεν παρατηρήθηκε στην άρθρωση της ποδοκνημικής. Συγκεκριμένα, μετά τον AMT δεν εντοπίστηκε μεταβολή στη μέγιστη γωνία ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής (A1), εύρημα που συμφωνεί με προηγούμενη μελέτη σε υγιείς άντρες (Tsatalas et al., 2021). Ο Boden και οι συνεργάτες του παρατήρησαν ότι η περιορισμένη κίνηση της ποδοκνημικής σε αθλητές που έχουν υποστεί ρήξη του ΠΧΣ φαίνεται να προέρχεται από την αδυναμία απορρόφησης της ενέργειας από τον γαστροκνήμιο (Boden, Torg, Knowles, & Hewett, 2009). Αξίζει να σημειωθεί ότι στην παρούσα μελέτη μετά τον AMT στους εξεταζόμενους με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ η ενεργοποίηση του GAS_{mean} μειώθηκε και στα δυο είδη προσγειώσεων, χωρίς όμως τα αποτελέσματα να είναι στατιστικά σημαντικά.

Ένα άλλο ενδιαφέρον εύρημα της παρούσας μελέτης, όσον αφορά μόνο το DVJ, είναι ότι οι εξεταζόμενοι με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ μετά την πρόκληση AMT φαίνεται να αποφορτίζουν τις αρθρώσεις του γόνατος και της ποδοκνημικής μεταφέροντας τις επιβαρύνσεις στην άρθρωση του ισχίου, μειώνοντας έτσι τη μέγιστη εσωτερική ροπή έκτασης στο γόνατο (K2) και τη ροπή πελματιαίας κάμψης στη ποδοκνημική (A2) κατά τη

φάση απόσβεσης (Σχήματα 16 και 17). Παρόμοια στρατηγική επιβάρυνσης της άρθρωσης του ισχίου παρατηρήθηκε και στη δοκιμασία DL, χωρίς όμως τη μεταβολή των ροπών στο γόνατο και την ποδοκνημική. Η αυξημένη συνεισφορά των μυών του ισχίου διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της θέσης του ισχίου, του κορμού (Decker, Torry, Noonan, Riviere, & Sterett, 2002) και της άρθρωσης του γόνατος σε δραστηριότητες που πραγματοποιούνται σε κλειστή κινητική αλυσίδα (Hewett et al., 2016). Οι εξεταζόμενοι με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ φαίνεται, λοιπόν, να χρησιμοποιούν το ισχίο ως κύριο μηχανισμό αποφυγής τραυματισμού του γόνατος, στρατηγική που δεν ακολουθούν οι υγιείς άντρες σε δοκιμασίες προσγείωσης όπως είναι το DL και DVJ (Tsatalas et al., 2020).

Τέλος, η μείωση της μέγιστης εσωτερικής ροπής έκτασης στο γόνατο που παρατηρήθηκε στη δοκιμασία DVJ μετά τον AMT συνάδει με ευρήματα σε πρόσφατη μελέτη (Tsatalas et al., 2021). Όσον αφορά τη μείωση της A2 που παρατηρήθηκε 48 ώρες μετά τον AMT στη δοκιμασία DVJ μπορεί να οφείλεται στη στατιστικά μεγαλύτερη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου. Παρόμοια ενεργοποίηση του TIB, κατά την προσγείωση, παρατηρήθηκε σε υγιή πληθυσμό μετά από πρωτόκολλο κόπωσης (Webster, Pietrosimone, & Gribble, 2016). Φαίνεται, λοιπόν, ότι ο πρόσθιος κνημιαίος μυς συμμετέχει στην απορρόφηση της ενέργειας κατά τη φάση απόσβεσης της προσγείωσης.

Περιορισμοί

Το μικρό δείγμα των εξεταζόμενων που συμπεριελήφθησαν στην παρούσα μελέτη σε συνδυασμό με το διαφορετικό τύπο χειρουργικής αποκατάστασης του ΠΧΣ, πιθανώς να επηρέασε τα αποτελέσματα της μελέτης. Επιπλέον, οι κινηματικές και κινητικές παράμετροι αξιολογήθηκαν στο προσθιοπίσθιο επίπεδο, παραλείποντας την αξιολόγηση παραμέτρων στο μετωπιαίο και το εγκάρσιο επίπεδο, που έχουν βρεθεί στη βιβλιογραφία ότι εμπλέκονται στον τραυματισμό και επανατραυματισμό του ΠΧΣ. Τέλος, η χρήση μη λειτουργικού πρωτοκόλλου πρόκλησης AMT δεν επιτρέπει την γενίκευση των αποτελεσμάτων σε πραγματικές αγωνιστικές συνθήκες.

Συμπεράσματα

Ο AMT που προκλήθηκε εργαστηριακά σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ μέσω πλειομετρικής άσκησης σε ισοκινητικό δυναμόμετρο δεν οδήγησε σε μεταβολές της εμβιομηχανικής της διποδικής προσγείωσης στο προσθιοπίσθιο επίπεδο που συνδέονται άμεσα με κίνδυνο επανατραυματισμού του ΠΧΣ. Ωστόσο, η ασυμμετρία που παρατηρήθηκε και η μεταφορά της φόρτισης στο υγιές άκρο τόσο πριν όσο και μετά το

πρωτόκολλο AMT θα μπορούσε δυνητικά να έχει αρνητικές συνέπειες για την υγεία των εξεταζόμενων, με ενδεχόμενο η συστηματικά μεγαλύτερη επιβάρυνση του υγιούς άκρου σε αγωνιστικές συνθήκες να το θέσει σε αυξημένο κίνδυνο τραυματισμού. Σημαντικό εύρημα της παρούσας μελέτης ήταν ακόμα ότι η εμβιομηχανική της προσγείωσης όταν οι ασκούμενοι παρουσιάζουν συμπτώματα AMT διαφοροποιείται ακόμα και στη λιγότερο απαιτητική δραστηριότητα DL, ενώ οι μεταβολές αυτές μεγεθύνονται όταν η διποδική προσγείωση συνοδεύεται από επακόλουθο άλμα. Η αυξημένη συνεισφορά των εκτεινόντων του ισχίου μετά τον AMT και στις δυο δραστηριότητες προσγείωσης μπορεί να αποτελεί ένα προστατευτικό μηχανισμό αποφυγής τραυματισμού της άρθρωσης του γόνατος. Μελλοντικές μελέτες θα μπορούσαν να εστιάσουν στη χρήση λειτουργικών πρωτοκόλλων άσκησης για την πρόκληση του AMT (π.χ. πλειομετρικά άλματα, αγωνιστικές συνθήκες), στην ανάλυση της εμβιομηχανικής της προσγείωσης στο μετωπιαίο και εγκάρσιο επίπεδο καθώς και στη διερεύνηση της προ-ενεργοποίησης των μυών που συμμετέχουν κατά την προσγείωση με στόχο την επίτευξη πιο εμπειριστατωμένης ερμηνείας της επίδρασης του AMT σε άτομα με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του ΠΧΣ.

Βιβλιογραφία

- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *17*(7), 705-729. doi:10.1007/s00167-009-0813-1
- Allen, D. G. (2001). Eccentric muscle damage: mechanisms of early reduction of force. *Acta Physiol Scand*, *171*(3), 311-319. doi:10.1046/j.1365-201x.2001.00833.x
- Amis, A. A. (2012). The functions of the fibre bundles of the anterior cruciate ligament in anterior drawer, rotational laxity and the pivot shift. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* *20*, 613–620. doi:10.1007/s00167-011-1864-7
- Ardern, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: an updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(21), 1543-1552. doi:10.1136/bjsports-2013-093398
- Ardern, C. L., Webster, K. E., Taylor, N. F., & Feller, J. A. (2010). Return to the Preinjury Level of Competitive Sport After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, *39*(3), 538–543. doi:10.1177/0363546510384798
- Armstrong, R. (1990). Initial events in exercise-induced muscular injury. *Med Sci Sports Exerc.*, *22*(4), 429-435.
- Barber-Westin, S. D., & 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. *The American Journal of Sports Medicine*, *45*(14), 3388–3396. doi:10.1177/0363546517693846
- Baumert, P., Lake, M. J., Stewart, C. E., Drust, B., & Erskine, R. M. (2016). Genetic variation and exercise-induced muscle damage: implications for athletic performance, injury and ageing. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(9), 1595-1625. doi:10.1007/s00421-016-3411-1
- Behan, F. P., Willis, S., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2018). Effects of football simulated fatigue on neuromuscular function and whole-body response to disturbances in balance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi:10.1111/sms.13261

- Blackburn, J. T., Norcross, M. F., Cannon, L. N., & Zinder, S. M. (2013). Hamstrings Stiffness and Landing Biomechanics Linked to Anterior Cruciate Ligament Loading. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 764-772. doi:10.4085/1062-6050-48.4.01
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 252-259. doi:10.1177/0363546508328107
- Brazen, Danielle, Todd, Kent, Ambegaonkar, Jatin, P., . . . Connie. (2010). The Effect of Fatigue on Landing Biomechanics in Single-Leg Drop Landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(4), 286-292. doi:10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc
- Bressel, E., & Cronin, J. (2005). The Landing Phase of a Jump Strategies to Minimize Injuries. . *Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, 76(2), 30–35. doi:10.1080/07303084.2005.10607332
- Brooks, S. V., Zerba, E., & Faulkner, J. A. (1995). Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *The Journal of Physiology*, 488(2), 459-469. doi:10.1113/jphysiol.1995.sp020980
- Butler, R. J., Willson, J. D., Fowler, D., & Queen, R. M. (2013). Gender Differences in Landing Mechanics Vary Depending on the Type of Landing. *Clin J Sport Med*, 23, 52-57.
- Byrne, C., Twist, C., & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. . *Sports Med.* , 34(1), 49-69. doi:10.2165/00007256-200434010-00005
- Chappell, J. D., Creighton, R. A., Giuliani, C., Yu, & Garrett, W. E. (2007). Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump. . *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 235–241. doi:10.1177/0363546506294077
- Chen, Tseng, Huang, Chen, Tseng, & Nosaka. (2017). Superior Effects of Eccentric to Concentric Knee Extensor Resistance Training on Physical Fitness, Insulin Sensitivity and Lipid Profiles of Elderly Men. *Front Physiol.*, 8, 209. doi:10.3389/fphys.2017.00209
- Chen, Yang, T.-J., Huang, M.-J., Wang, H.-S., Tseng, K.-W., Chen, H.-L., & Nosaka, K. (2019). Damage and the Repeated Bout Effect of Arm, Leg and Trunk Muscles Induced by Eccentric Resistance Exercises. . *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. doi:10.1111/sms.13388
- Ciccotti, M. G., Kerlan, R. K., & Perry, J. (1994). An Electromyographic Analysis of the Knee During Functional Activities: II. The Anterior Cruciate Ligament-deficient and

- reconstructed Profiles. *The American Journal of Sports Medicine*.
doi:10.1177/036354659402200513
- Ciolac, E., & Rodrigues-da-Silva, J. (2016). Resistance Training as a Tool for Preventing and Treating Musculoskeletal Disorders. *Sports Med.*, 46(9), 1239-1248.
doi:10.1007/s40279-016-0507-z
- Close GL, Ashton T, McArdle A, & DP., M. (2005). The emerging role of free radicals in delayed onset muscle soreness and contraction-induced muscle injury. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.*, 142(3), 257-266.
doi:10.1016/j.cbpa.2005.08.005
- Cordeiro, L. M. S., Rabelo, P. C. R., Moraes, M. M., Teixeira-Coelho, F., Coimbra, C. C., Wanner, S. P., & Soares, D. D. (2017). Physical exercise-induced fatigue: the role of serotonergic and dopaminergic systems. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 50(12). doi:10.1590/1414-431x20176432
- Coventry, E., O'Connor, K., Hart, B., Earl, J., & Ebersole, K. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004
- Cruz, A., Bell, D., McGrath, M., Blackburn, T., Padua, D., & Herman, D. (2013). The Effects of Three Jump Landing Tasks on Kinetic and Kinematic Measures: Implications for ACL Injury Research. *Research in Sports Medicine*, 21(4), 330-342.
doi:10.1080/15438627.2013.825798
- Damas F, Nosaka K, Libardi CA, Chen TC, & C., U. (2016). Susceptibility to Exercise-Induced Muscle Damage: a Cluster Analysis with a Large Sample. *Int J Sports Med*, 37(8), 633-640. doi:10.1055/s-0042-100281
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575–587.
doi:10.1016/0167-9457(91)90046-z
- De Britto, M. A., Carpes, F. P., Koutras, G., & Pappas, E. (2014). Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 508–512.
doi:10.1016/j.jelekin.2014.04.009
- Decker, M. J., Torry, M. R., Noonan, T. J., Riviere, A., & Sterett, W. I. (2002). Landing adaptations after ACL reconstruction. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1408-1413. doi:10.1249/01.MSS.0000027627.82650.1F

- Delahunt, E., Sweeney, L., Chawke, M., Kelleher, J., Murphy, K., Patterson, M., & Prendiville, A. (2012). Lower limb kinematic alterations during drop vertical jumps in female athletes who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*, *30*(1), 72-78. doi:10.1002/jor.21504
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Official Journal of the American College of Sports Medicine.*, *24*(1).
- DiStefano, L. J., Blackburn, J. T., Marshall, S. W., Guskiewicz, K. M., Garrett, W. E., & Padua, D. A. (2011). Effects of an Age-Specific Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Program on Lower Extremity Biomechanics in Children. *The American Journal of Sports Medicine*, *39*(5), 949–957. doi:10.1177/0363546510392015
- Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2016). Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Medicine*, *47*(4), 663–675. doi:10.1007/s40279-016-0624-8
- Draganidis, D., Chatzinikolaou, A., Avloniti, A., Barbero-Álvarez, J. C., Mohr, M., Malliou, P., . . . Fatouros, I. G. (2015). Recovery Kinetics of Knee Flexor and Extensor Strength after a Football Match. *PLoS ONE*, *10*(6), e0128072. doi:10.1371/journal.pone.0128072
- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E. B., & Voigt, M. (1991). Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *J Physiol.*, *437*(1).
- Ehrig, R. M., Taylor, W. R., Duda, G. N., & Heller, M. O. (2007). A survey of formal methods for determining functional joint axes. *Journal of Biomechanics*, *40*(10), 2150–2157. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.026
- Fatahi, M., Ghasemi, G. A., Mongashti Joni, Y., Zolaktaf, V., & Fatahi, F. (2016). The Effect of Lower Extremity Muscle Fatigue on Dynamic Postural Control Analyzed by Electromyography. *Physical Treatments - Specific Physical Therapy*, *6*(1), 37-50. doi:10.18869/nrip.ptj.6.1.37
- Fick, A. (1882). *Mechanische Arbeit Und Wärmeentwicklung Bei Der Muskelthatigkeit [facsimile]*. Leipzig, Germany: F. A. Brockhaus.
- Fridén, J., Seger, J., Sjöström, M., & Ekblom, B. . (1983). Adaptive Response in Human Skeletal Muscle Subjected to Prolonged Eccentric Training. *International Journal of Sports Medicine*, *4*(3), 177–183. doi:10.1055/s-2008-1026031
- Fridén, J., Sjöström, M., & Ekblom, B. . (1981). A morphological study of delayed muscle soreness. *Experientia*, *37*(5), 506–507. doi:doi:10.1007/bf01986165

- Friel, N. A., & Chu, C. R. (2013). The Role of ACL Injury in the Development of Posttraumatic Knee Osteoarthritis. *Clinics in Sports Medicine*, *32*(1), 1-12.
doi:10.1016/j.csm.2012.08.017
- Goerger, B., Marshall, S., Beutler, A., Blackburn, J., Wilckens, J., & Padua, D. (2015). Anterior cruciate ligament injury alters preinjury lower extremity biomechanics in the injured and uninjured leg: the JUMP-ACL study. *Br J Sports Med.* , *49*(3), 188-195.
doi:10.1136/bjsports-2013-092982
- Gokeler, A., Hof, A. L., Arnold, M. P., Dijkstra, P. U., Postema, K., & Otten, E. (2010). Abnormal landing strategies after ACL reconstruction. . *Scand J Med Sci Sports Exerc.*, *20*(1). doi:10.1111/j.1600-0838
- Gómez-Cabello, A., Ara, I., González-Agüero, A., Casajús, J. A., & Vicente-Rodríguez, G. (2012). Effects of Training on Bone Mass in Older Adults. *Sports Medicine*, *42*(4), 301–325. doi:10.2165/11597670-000000000-00000
- Harris, K. P., Driban, J. B., Sitler, M. R., Cattano, N. M., Balasubramanian, E., & Hootman, J. M. (2017). Tibiofemoral Osteoarthritis After Surgical or Nonsurgical Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture: A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, *52*(6), 507-517. doi:10.4085/1062-6050-49.3.89
- Hermens, H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.*, *10*(5), 361-374. doi:10.1016/s1050-6411(00)00027-4
- Hewett, Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. J. r., Colosimo, A. J., McLean, S. G., . . . 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), 492-501.
- Hewett, Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., & Quatman, C. E. (2016). Mechanisms, prediction, and prevention of ACL injuries: Cut risk with three sharpened and validated tools. *Journal of Orthopaedic Research*, *34*(11), 1843-1855.
doi:10.1002/jor.23414
- Hill, J., Howatson, G., van Someren, K., Leeder, J., & Pedlar, C. (2013). Compression garments and recovery from exercise-induced muscle damage: a meta-analysis. . *British Journal of Sports Medicine*, *48*(18), 1340–1346. doi:10.1136/bjsports-2013-092456
- Hody, S., Croisier, J. L., Bury, T., Rogister, B., & Leprince, P. (2019). Eccentric Muscle Contractions: Risks and Benefits. *Front. Physiol.*, *10*, 536.

- Howatson, G., & van Someren, K. A. (2008). The Prevention and Treatment of Exercise-Induced Muscle Damage. *Sports Medicine*, *38*(6), 483–503. doi:10.2165/00007256-200838060-00004
- Hyldahl, Chen, T. C., & Nosaka, K. (2017). Mechanisms and Mediators of the Skeletal Muscle Repeated Bout Effect. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *45*(1), 24–33. doi:10.1249/jes.0000000000000095
- Hyldahl, & Hubal, M. J. (2013). Lengthening our perspective: Morphological, cellular, and molecular responses to eccentric exercise. *Muscle & Nerve*, *49*(2), 155–170. doi:doi:10.1002/mus.24077
- Hyldahl, Olson, T., Welling, T., Groscost, L., & Parcell, A. (2014). Satellite cell activity is differentially affected by contraction mode in human muscle following a work-matched bout of exercise. *Front Physiol.*, *11*(5). doi:10.3389/fphys.2014.00485
- Ingersoll, C., Grindstaff, T., Pietrosimone, B., & Hart, J. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clin Sports Med.*, *27*(3), 383-404. doi:10.1016/j.csm.2008.03.004
- James, C., Herman, J., Dufek, J., & Bates, B. (2007). Number of trials necessary to achieve performance stability of selected ground reaction force variables during landing. *J Sports Sci Med.*, *6*(1), 126-134.
- Jamurtas, A. Z., Garyfallopoulou, A., Theodorou, A. A., Zalavras, A., Paschalis, V., Deli, C. K., . . . Koutedakis, Y. (2013). A single bout of downhill running transiently increases HOMA-IR without altering adipokine response in healthy adult women. *European Journal of Applied Physiology*, *113*(12), 2925-2932. doi:10.1007/s00421-013-2717-5
- Jamurtas, A. Z., Theocharis, V., Tofas, T., Tsiokanos, A., Yfanti, C., Paschalis, V., . . . Nosaka, K. (2005). Comparison between leg and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *European Journal of Applied Physiology*, *95*(2-3), 179-185. doi:10.1007/s00421-005-1345-0
- Jordan, M. J., Aagaard, P., & Herzog, W. (2015). Lower limb asymmetry in mechanical muscle function: A comparison between ski racers with and without ACL reconstruction. *Scand J Med Sci Sports*, *25*(3), e301-309. doi:10.1111/sms.12314
- Kaminski, T. W., Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M. (2003). Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability. *Athletic Therapy Today*, *8*(3), 37–39. doi:10.1123/att.8.3.37

- Kellis, & Baltzopoulos. (1998). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med Sci Sports Exerc.*, 30(11), 1616-1623. doi:10.1097/00005768-199811000-00010
- Kellis, & Baltzopoulos, V. (1996). Resistive Eccentric Exercise: Effects of Visual Feedback on Maximum Moment of Knee Extensors and Flexors. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(2), 120-124. doi:10.2519/jospt.1996.23.2.120
- Kellis, & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(1), 55–64. doi:10.1016/j.jelekin.2007.08.002
- Khassetarash, A., Baggaley, M., Vernillo, G., Millet, G. Y., & Edwards, W. B. (2022). The repeated bout effect influences lower-extremity biomechanics during a 30-min downhill run. *Eur J Sport Sci*, 1-10. doi:10.1080/17461391.2022.2048083
- King, E., Richter, C., Franklyn-Miller, A., Daniels, K., Wadey, R., Moran, R., & Strike, S. (2018). Whole-body biomechanical differences between limbs exist 9 months after ACL reconstruction across jump/landing tasks. *Scand J Med Sci Sports*, 28(12), 2567-2578. doi:10.1111/sms.13259
- Kokkotis, C., Moustakidis, S., Tsatalas, T., Ntakolia, C., Chalatsis, G., Konstadakos, S., & Tsaopoulos, D. (2022). Leveraging explainable machine learning to identify gait biomechanical parameters associated with anterior cruciate ligament injury. . *Scientific Reports*, 12(1). doi:10.1038/s41598-022-10666-2
- Kratzenstein, S., Kornaropoulos, E. I., Ehrig, R., Heller, M., Pöpplau, B. M., & Taylor, W. (2012). Effective marker placement for functional identification of the centre of rotation at the hip. *Gait & Posture*, 36, 482-486. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.04.011
- Krishnan, C., & Williams, G. N. (2011). Factors explaining chronic knee extensor strength deficits after ACL reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(5), 633-640. doi:10.1002/jor.21316
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & Van Den Bogert, A. J. (2012). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*, 45(4), 666-671. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.12.011
- Krosshaug, T., Nakamae, A., & Boden, B. P. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am. J. Sports Med.* , 35(3), 359–367.

- Lafortune, M., Lake, M., & Hennig, E. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. . *J Biomech.* , 29(12), 1531-1537.
- Lau, W. Y., Blazevich, A. J., Newton, M. J., Wu, S. S., & K., N. (2015). Assessment of Muscle Pain Induced by Elbow-Flexor Eccentric Exercise. *Journal of Athletic Training*, 50, 1140-1148.
- Lazaridis, S., Patikas, D. A., Bassa, E., Tsatalas, T., Hatzikotoulas, K., Ftikas, C., & Kotzamanidis, C. (2018). The acute effects of an intense stretch-shortening cycle fatigue protocol on the neuromechanical parameters of lower limbs in men and prepubescent boys. *Journal of Sports Sciences*, 36(2), 131-139.
doi:10.1080/02640414.2017.1287932
- Lepley, A. S., & Kuenze, C. M. (2018). Hip and Knee Kinematics and Kinetics During Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and MetaAnalysis. *Journal of Athletic Training*, 53(2), 144-159.
- Leppänen, M., Pasanen, K., Kujala, U. M., Vasankari, T., Kannus, P., Äyrämö, S., . . . Parkkari, J. (2016). Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *The American Journal of Sports Medicine*.
- Luc, B., Gribble, P. A., & Pietrosimone, B. G. (2014). Osteoarthritis Prevalence Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Numbers-Needed-to-Treat Analysis. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 806-819.
doi:10.4085/1062-6050-49.3.35
- Lyman S, K. P., Sherman S, Do H, Mandl LA, Marx RG. (2009). Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *J Bone Joint Surg Am.*, 91(10), 2321-2328. doi:10.2106/JBJS.H.00539
- Lyu, X., Gao, Y., Liu, Q., Zhao, H., Zhou, H., & Pan, S. (2021). Exercise-induced muscle damage: multi-parametric MRI quantitative assessment. *BMC Musculoskelet Disord*, 22(1), 239. doi:10.1186/s12891-021-04085-z
- Madigan, M., & Pidcoe, P. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *J Electromyogr Kinesiol.* , 13(5), 491-498.
- Mantashloo, Z., Letafatkar, A., & Moradi, M. (2020). Vertical ground reaction force and knee muscle activation asymmetries in patients with ACL reconstruction compared to healthy individuals. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 28(6), 2009-2014.
doi:10.1007/s00167-019-05743-5

- Marathamuthu, S., Selvanayagam, V. S., & Yusof, A. (2020). Contralateral Effects of Eccentric Exercise and DOMS of the Plantar Flexors: Evidence of Central Involvement. *Res Q Exerc Sport*, 1-10. doi:10.1080/02701367.2020.1819526
- Marginson, V., Rowlands, A., Gleeson, N., & Eston, R. (2005). Comparison of the symptoms of exercise-induced muscle damage after an initial and repeated bout of plyometric exercise in men and boys. *J Appl Physiol*, 99(3), 1174-1181.
- McEldowney, K. M., Hopper, L. S., Etlin-Stein, H., & Redding, E. (2013). Fatigue Effects on Quadriceps and Hamstrings Activation in Dancers Performing Drop Landings. *Journal of Dance Medicine & Science*, 17(3), 109-114. doi:10.12678/1089-313x.17.3.109
- McHugh, M. P. (2003). Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports*, 13(2), 88-97.
- McNitt-Gray, J. L., Yokoi, T., & Millward, C. (1994). Landing strategies used by gymnasts on different surfaces. *Journal of Applied Biomechanics*, 10(3), 237-252.
- Mina, M. A., Blazevich, A. J., Tsatalas, T., Giakas, G., Seitz, L. B., & Kay, A. D. (2019). Variable, but not free-weight, resistance back squat exercise potentiates jump performance following a comprehensive task-specific warm-up. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(3), 380-392. doi:10.1111/sms.13341
- Moir, G. L. (2016). *Strength and Conditioning. A Biomechanical Approach: Jones & Bartlett Learning*.
- Mokhtarzadeh, H., Yeow, C. H., Hong Goh, J. C., Oetomo, D., Malekipour, F., & Lee, P. V.-S. (2013). Contributions of the Soleus and Gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1913-1920. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.04.01
- Morgan, D. L., & Allen, D. G. . (1999). Early events in stretch-induced muscle damage. *Journal of Applied Physiology*, 87(6), 2007-2015. doi:10.1152/jappl.1999.87.6.2007
- Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2007). Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8(1), 39. doi:10.1186/1471-2474-8-39
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M., & Fukubayashi, T. (2007). Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. . *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(3), 218-223. doi:10.1016/j.knee.2006.11.008

- Nakazawa, K., Y. , Kawakami, T., Fukunaga, H., Yano, & Miyashita, M. (1993). Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* , 66(214 –220).
- Neamatallah, Z., Herrington, L., & 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, 230-235. doi:10.1016/j.ptsp.2019.12.008
- Niu, W., Feng, T., Jiang, C., & Zhang, M. (2014). Peak Vertical Ground Reaction Force during Two-Leg Landing: A Systematic Review and Mathematical Modeling. *BioMed Research International*, 2014, 1-10. doi:10.1155/2014/126860
- Niu, W., Wang, Y., Yao, J., Zhang, M., Fan, Y., & Zhao, Q. (2011). Consideration of gender differences in ankle stabilizer selection for half-squat parachute landing. *Aviation Space and Environmental Medicine*, 82(12), 1118–1124.
- Nogueira, N. M., Felappi, C. J., Lima, C. S., & Medeiros, D. M. (2019). Effects of local cryotherapy for recovery of delayed onset muscle soreness and strength following exercise-induced muscle damage: systematic review and meta-analysis. *Sport Sciences for Health*.
- Norte, G., Hertel, J., Saliba, S., Diduch, D., & Hart, J. (2018). Quadriceps neuromuscular function in patients with anterior cruciate ligament reconstruction with or without knee osteoarthritis: a cross-sectional study. *J Athl Train.*, 53(5), 475–485.
- Nosaka, Newton, M., Sacco, P., Chapman, D., & Lavender, A. (2005). Partial Protection against Muscle Damage by Eccentric Actions at Short Muscle Lengths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(5), 746–753. doi:10.1249/01.mss.0000162691.661
- Nosaka, Sakamoto, K., Newton, M., & Sacco, P. (2001). The repeated bout effect of reduced-load eccentric exercise on elbow flexor muscle damage. *European Journal of Applied Physiology*, 85(1-2), 34-40. doi:10.1007/s004210100430
- Nosaka K, Newton M, & P., S. (2002). Delayed-onset muscle soreness does not reflect the magnitude of eccentric exercise-induced muscle damage. *Scand J Med Sci Sports.*, 12(6), 337-346. doi:10.1034/j.1600-0838.2002.10178.x.
- Nosaka, K., & Aoki, M. S. (2011). Repeated bout effect: research update and future perspective. *Brazilian Journal of Biomotricity*, 5(1), 5–15.
- Nosaka, K., & Sakamoto, K. (2001). Effect of elbow joint angle on the magnitude of muscle damage to the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc*, 33(1), 22-29. doi:10.1097/00005768-200101000-00005

- Orishimo, K. F., & Kremenic, I. J. (2006). Effect of Fatigue on Single-Leg Hop Landing Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 22.
- Ortiz, A., Olson, S., & Etnyer, B., et al. . (2010). Fatigue effects on knee joint stability during two jump tasks in women. *J Strength Cond Res.*, 24(4), 1019-1027.
- Owens, D. J., Twist, C., Cobley, J. N., Howatson, G., & Close, G. L. (2019). Exercise-induced muscle damage: What is it, what causes it and what are the nutritional solutions? *European Journal of Sport Science*, 19(1), 71-85.
doi:10.1080/17461391.2018.1505957
- Palmieri-Smith, R. M., Thomas, A. C., & Wojtys, E. M. (2008). Maximizing quadriceps strength after ACL reconstruction. . *Clin Sports Med.*, 27(3), 405-424.
doi:10.1016/j.csm.2008.02.001
- Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., & Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. . *The American Journal of Sports Medicine*, 38(10), 1968–1978.
- Peake, J., Neubauer, O., Della Gatta, P. A., & Nosaka, K. (2017). Muscle damage and inflammation during recovery from exercise. *J Appl Physiol*, 122, 559–570.
- Peng, H. T. (2011). Changes in biomechanical properties during drop jumps of incremental height. . *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(9), 2510-2518.
doi:10.1519/JSC.0b013e318201bcb3
- Pol, R., Hristovski, R., Medina, D., & Balague, N. (2019). From microscopic to macroscopic sports injuries. Applying the complex dynamic systems approach to sports medicine: a narrative review. *British Journal of Sports Medicine*, 53(19), 1214-1220.
doi:10.1136/bjsports-2016-097395
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25(2), 142-146. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005
- Powers, C. M. (2010). The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. doi:10.2519/jospt.2010.3337
- Proske, U. (2019). Exercise, fatigue and proprioception: a retrospective. *Experimental Brain Research* 237, 2447–2459.
- Qamar, M. M., Javed, M. S., Dogar, M. Z. H., & Basharat, A. (2019). *Beat the exercise-induced muscle damage.* (69)

- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., . . . Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394-412. doi:10.1136/bjism.2008.048934
- Ryew, C., & Hyun, S. (2021). Variability in Touchdown Technique and Ground Reaction Force Components during Drop Landing of 107 Healthy Adults. *Iran J Public Health*, 50(11), 2344-2346. doi:10.18502/ijph.v50i11.7594
- Salavati, M., Moghadam, M., & Ebrahimi, I. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. . *Arab AM. Gait Posture*, 26(2), 214-218. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.09.001
- Santello, M., & McDonagh, M. (1998). The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Experimental Physiology*, 83(6), 857-874. doi:10.1113/expphysiol.1998.sp004165
- Scheurer, S., Sherman, D., Glaviano, N., Ingersoll, C., & Norte, G. (2020). Corticomotor function is associated with quadriceps rate of torque development in individuals with ACL surgery. *Exp Brain Res.*, 238(2), 283–294.
- Seegmiller, J. G., & McCaw, S. T. (2003). Ground reaction forces among gymnasts and recreational athletes in drop landings. *Journal of Athletic Training*, 38(4), 311–314.
- Senisik, S. C., Akova, B., Sekir, U., & Gur, H. (2021). Effects of Muscle Architecture on Eccentric Exercise Induced Muscle Damage Responses. *J Sports Sci Med*, 20(4), 655-664. doi:10.52082/jssm.2021.655
- Serpell, B. G., Scarvell, J. M., Pickering, M. R., Ball, N. B., Newman, P., Perriman, D., . . . Smith, P. N. (2015). Medial and lateral hamstrings and quadriceps co-activation affects knee joint kinematics and ACL elongation: a pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1). doi:10.1186/s12891-015-0804-y
- Sherman, D. A., Glaviano, N. R., & Norte, G. E. (2021). Hamstrings Neuromuscular Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*, 51, 1751–1769.
- Skurvydas, A., Masiulis, N., Gudas, R., Dargevičiūtė, G., Parulytė, D., Trumpickas, V., & Kalesinskas, J. R. (2011). Extension and flexion torque variability in ACL deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 19(8), 1307-1313. doi:10.1007/s00167-011-1425-0
- Smeets, A. S. V., Staes, F., Vandenuecker, H., Claes, S., & Vanrenterghem, J. (2021). Athletes with an ACL reconstruction show a different neuromuscular response to

- environmental challenges compared to uninjured athletes. . *Gait & Posture*, *83*, 44-51.
- Smith, M. P., Sizer, P. S., & James, C. R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. *J Sports Sci Med.*, *8*(3), 419-427.
- Solomonow, M., & Krogsgaard, M. (2001). Sensorimotor control of knee stability: a review. *Scand J Med Sci Sports*, *11*(2), 64–80. doi:10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x
- Tee, J. C., Bosch, A. N., & Lambert, M. I. (2007). Metabolic Consequences of Exercise-Induced Muscle Damage. *Sports Medicine*, *37*(10), 827-836. doi:10.2165/00007256-200737100-00001
- Tsarouhas, A., Iosifidis, M., Kotzamitelos, D., Spyropoulos, G., Tsatalas, T., & Giakas, G. (2010). Three-Dimensional Kinematic and Kinetic Analysis of Knee Rotational Stability After Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *26*(7), 885-893.
- Tsarouhas, A., Iosifidis, M., Spyropoulos, G., Kotzamitelos, D., Tsatalas, T., & Giakas, G. (2011). Tibial rotation under combined in vivo loading after single- and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, *27*(12), 1654-1662. doi:10.1016/j.arthro.2011.06.028
- Tsatalas, T., Giakas, G., Spyropoulos, G., Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Tsaopoulos, D. E., & Koutedakis, Y. (2010). The effects of muscle damage on walking biomechanics are speed-dependent. . *European Journal of Applied Physiology*, *110*(5), 977-988. doi:10.1007/s00421-010-1589
- Tsatalas, T., Giakas, G., Spyropoulos, G., Sideris, V., Lazaridis, S., Kotzamanidis, C., & Koutedakis, Y. (2013). The effects of eccentric exercise-induced muscle damage on running kinematics at different speeds. . *Journal of Sports Sciences*, *31*(3), 288–298. doi:10.1080/02640414.2012.729135
- Tsatalas, T., Karampina, E., Kalotyhos¹, S., Dolapsaki, E., Syrou, N., Mina, M. A., . . . Giakas, G. (2020). The Effects of Exercise-induced Muscle Damage on Landing Biomechanics Vary Depending on the Type of Landing. In *Inquiries in Sport & Physical Education* (Vol. 18, pp. 157 – 166).
- Tsatalas, T., Karampina, E., Mina, M. A., Patikas, D. A., Laschou, V. C., Pappas, A., . . . Giakas, G. (2021). Altered Drop Jump Landing Biomechanics Following Eccentric ExerciseInduced Muscle Damage. *Sports Biomechanics*, *9*(24).

- Walsh, M., Boling, M. C., McGrath, M., Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2012). Lower Extremity Muscle Activation and Knee Flexion During a Jump-Landing Task. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 406-413. doi:10.4085/1062-6050-47.4.17
- Warren, G., Lowe, D., & Armstrong, R. (1999). Measurement tools used in the study of eccentric contraction-induced injury. *Sports Med.* , 27(1), 43-59. doi:10.2165/00007256-199927010-00004
- Watanabe, Kouzaki, M., & Moritani, T. (2013). Region-specific myoelectric manifestations of fatigue in human rectus femoris muscle. . *Muscle & Nerve*, 48(2), 226–234. doi:10.1002/mus.23739
- Watanabe, Kouzaki, M., & Moritani, T. (2016). Effect of aging on regional neuromuscular regulation within human rectus femoris muscle during stair ascent and descent. *Gait & Posture*, 52. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.011
- Webster, Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2016). Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 51(8), 629-636. doi:10.4085/1062-6050-51.10.01
- Webster, K., Santamaria, L., McClelland, J., & Feller, J. (2012). Effect of fatigue on landing biomechanics after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc.*, 44(5), 910-916. doi:10.1249/MSS.0b013e31823fe28d
- Weinhandl, J., Earl-Boehm, J., Ebersole, K., Huddleston, W., Armstrong, B., & O'Connor, K. (2014). Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 29(7), 752-759. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.05.013
- Weinhandl, J., Earl-Boehm, J., Ebersole, K., Huddleston, W., Armstrong, B., & O'Connor, K. (2013). Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. . *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 28(6), 655–663.
- Weinhandl, J., Irmischer, B., & Sievert, Z. (2015). Sex differences in unilateral landing mechanics from absolute and relative heights. . *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(4), 298-303. doi:10.1016/j.knee.2015.03.012
- Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(7), 1861-1876. doi:10.1177/0363546515621554
- Williams, G. N., Snyder-Mackler, L., Barrance, P. J., & Buchanan, T. S. (2005). Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in

copers versus non-copers. *Journal of Biomechanics*, 38(4), 685–693.

doi:10.1016/j.jbiomech.2004.04.00

Yeowa, Lee, & Goh. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42, 1967–1973.

Yildirim, A., Belviranlı, M., & Okudan, N. (2022). Protective effect by low-intensity downhill running training against muscle damage and oxidative stress after high-intensity downhill running in rats. *An Acad Bras Cienc*, 94(2), e20200265. doi:10.1590/0001-3765202220200265

Παραρτήματα

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι: Έγκριση Επιτροπής Δεοντολογίας ΤΕΦΑΑ ΠΘ



Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Τρίκαλα: 31 / 5 / 2021
Αριθμ. Πρωτ.:

Αίτηση Εξέτασης της πρότασης για διεξαγωγή Έρευνας με τίτλο: Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά των προσγειώσεων με ή χωρίς επακόλουθο κατακόρυφο άλμα μετά από πρόκληση μυϊκού τραυματισμού σε άρρενες αθλητές με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του προσθίου χιαστού συνδέσμου.

Επιστημονικώς επιβλέπων: Γιόκας Ιωάννης
Ιδιότητα: Καθηγητής Εμβιομηχανικής
Ίδρυμα: Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Τμήμα: Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Κύριος φοιτητήτρια: Καραμπίνα Ευαγγελή
Πρόγραμμα Σπουδών: Για απόκτηση μεταπτυχιακού στο ΠΜΣ Άσκηση και Υγεία: Αξιολόγηση και Συνταγογράφηση
Ίδρυμα: Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Τμήμα: Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Η προτεινόμενη έρευνα θα είναι:

Ερευνητικό πρόγραμμα Μεταπτυχιακή Διατριβή Διπλωματική εργασία Ανεξάρτητη έρευνα

Τηλ. επικοινωνίας: 6971685145
Email επικοινωνίας: evakapan@hotmail.gr

Η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τ.Ε.Φ.Α.Α., Πανεπιστημίου Θεσσαλίας μετά την υπ. Αριθμ. 31-5-2021 συνεδρίασή της εγκρίνει τη διεξαγωγή της προτεινόμενης έρευνας.

Ο Πρόεδρος της
Εσωτερικής Επιτροπής
Δεοντολογίας – ΤΕΦΑΑ



Τσούκανος Αθανάσιος
Αναπληρωτής Καθηγητής



Έντυπο συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

Τίτλος Ερευνητικής Εργασίας: Νευρομηχανικά χαρακτηριστικά των προσγειώσεων με ή χωρίς επακόλουθο κατακόρυφο άλμα μετά από πρόκληση μυϊκού τραυματισμού σε άρρενες αθλητές με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του προσθίου χιαστού συνδέσμου.

Επιστημονικώς Επιβλέπων: Γιάκας Ιωάννης, Καθηγητής Εμβιομηχανικής, ΤΕΦΑΑ, ΠΘ,
email: ggiakas@gmail.com, τηλ.: 6973248291.

Ερευνητές: Ευαγγελή Καραμπίνα (email: evakapar@hotmail.gr ; τηλ. 6971685145).

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Η διερεύνηση της επίδρασης του «ασκησιογενούς» μυϊκού τραυματισμού (AMT) σε νευρομυϊκές και εμβιομηχανικές παραμέτρους της προσγείωσης, χωρίς άλμα και με επακόλουθο άλμα, σε αθλητές με χειρουργηθείσα αποκατάσταση του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) και σε υγιείς ενήλικες άντρες.

2. Διαδικασία

Οι συμμετέχοντες θα αξιολογηθούν 5 φορές στο εργαστήριο του ΤΕΦΑΑ για περίπου δυο ώρες την φορά. Στην έναρξη κάθε συνεδρίας οι εξεταζόμενοι θα εκτελέσουν προθέρμανση σε δαπεδοεργόμετρο και διατάσεις των κάτω άκρων. Οι μετρήσεις θα γίνονται πάντα την ίδια ώρα της ημέρας. Στην 1^η επίσκεψη θα γίνει αξιολόγηση κάποιων σωματομετρικών δεικτών και θα ακολουθήσει εξοικείωση με τις προσγειώσεις, χωρίς και με άλμα απο 30 εκατοστά και με το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Πριν την έναρξη των δοκιμασιών θα τοποθετηθούν στην πύελο και στα κάτω άκρα 20 ανακλαστήρες. Στη 2^η επίσκεψη θα γίνουν 5 προσπάθειες στην κάθε προσγείωση. Η 3^η θα γίνει στο ισοκινητικό δυναμόμετρο. Στην αρχή θα αξιολογηθεί η μειομετρική, ισομετρική και πλειομετρική μέγιστη ροπή. Στη συνέχεια θα ακολουθήσει το πρωτόκολλο του AMT το οποίο θα αποτελείται από 5 σετ των 15 επαναλήψεων πλειομετρικής άσκησης μέγιστης έντασης των εκτεινόντων του γόνατος σε γωνιακή ταχύτητα 60°/s. Το πρωτόκολλο αυτό θα εφαρμοστεί και στα δύο κάτω άκρα με τυχαία σειρά. Η επαναξιολόγηση θα γίνει στην 5^η συνεδρία (48 ώρες) μετά τον AMT, οι συμμετέχοντες θα ακολουθήσουν το πρωτόκολλο των προσγειώσεων της 2^{ης} επίσκεψης και μια επαναξιολόγηση της μέγιστης ροπής στη μειομετρική, ισομετρική και πλειομετρική κίνηση των καμπτήρων και των εκτεινόντων του γόνατου.

3. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Θα νιώσετε την φυσιολογική κόπωση που προκαλεί η υπομέγιστη άσκηση. Δεν υπάρχει κανένας κίνδυνος τραυματισμού κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών. Παρ' όλα αυτά υπάρχει πρόβλεψη πρώτων βοηθειών και εκπαιδευμένο προσωπικό για κάθε ενδεχόμενο.

4. Προσδοκώμενες ωφέλειες

Με την συμμετοχή σας θα λάβετε πολλές πληροφορίες για το λειτουργικό σας προφίλ. Επίσης θα λάβετε δωρεάν αποτελέσματα από αξιολογήσεις που στο εμπόριο κοστίζουν > 100 ευρώ. Η διερεύνηση των βιοχημικών αλλά και ψυχοκοινωνικών επιδράσεων της άσκησης ίσως αποτελέσει τη βάση για την χρήση της άσκησης ως συμπληρωματικό μέσο απεξάρτησης από τα οιοπνευματώδη προς όφελος των εξαρτημένων ατόμων αλλά και του κοινωνικού συνόλου.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των αποτελεσμάτων της, με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Τα δεδομένα που θα συγκεντρωθούν θα κωδικοποιηθούν με αριθμό, ώστε το όνομα σας δε θα φαίνεται πουθενά.

6. Πληροφορίες

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις γύρω από το σκοπό ή την διαδικασία της εργασίας. Αν έχετε οποιαδήποτε αμφιβολία ή ερώτηση ζητήστε μας να σας δώσουμε διευκρινίσεις.

7. Ελευθερία συναίνεσης

Η συμμετοχή σας στην εργασία είναι εθελοντική. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να διακόψετε τη συμμετοχή σας όποτε το επιθυμείτε.

8. Δήλωση συναίνεσης

Διάβασα το έντυπο αυτό και κατανοώ τις διαδικασίες που θα ακολουθήσω. Συναινώ να συμμετάσχω στην ερευνητική εργασία.

Ημερομηνία: __/__/__

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή
συμμετέχοντος

Υπογραφή ερευνητή

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή
παρατηρητή

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή γονέα ή κηδεμόνα

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ: Ιατρικό ιστορικό συμμετεχόντων στη μελέτη

Ερωτηματολόγιο για αρθροσκοπική επέμβαση γόνατος

Όνοματεπώνυμο: _____

Ημερομηνία κάκωσης: ____/____/____ Ημερομηνία συμπλήρωσης: ____/____/____.

Ύψος: _____ εκ. Βάρος: _____ kg

Ηλικία: _____ έτη Εκπαίδευση: _____.

Κάπνισμα: ναι όχι Αλκοόλ: ναι καθημερινά ναι περιστασιακά καθόλου

Επίπεδο αθλητικής δραστηριότητας:

επαγγελματική ενασχόληση συχνή ενασχόληση περιστασιακή ενασχόληση καθόλου

Προβλήματα υγείας: (τσεκάρετε τα προβλήματα υγείας που έχετε)

Καρδιακό πρόβλημα , Αρτηριακή υπέρταση , Άσθμα ή πρόβλημα με τους πνεύμονες ,

Σακχαρώδης διαβήτης , Έλκος ή προβλήματα με το στομάχι , Προβλήματα με το έντερο ,

Νεφρική νόσος , Ηπατική νόσος , Αναιμία ή άλλα προβλήματα του αίματος , Καρκίνος ,

Κατάθλιψη , Οστεοαρθρίτιδα , Ρευματοειδή αρθρίτιδα , Οσφυαλγία , Άλλα (ποια;) _____.

Αισθάνεστε δυσκολία - κόπωση στο περπάτημα;

5 Καμία δυσκολία 3 Μέτρια δυσκολία 0 Έντονη δυσκολία

Χρησιμοποιείτε μαστούνι ή πατερίτσα για να περπατήσετε;

5 Όχι

2 Ναι, καταφέρνω να πατήσω μερικώς το πόδι μου στο έδαφος

0 Ναι, δεν μπορώ να πατήσω το πόδι μου και το έχω στον αέρα

Νιώθετε να 'κλειδώνει' - 'μπλοκάρει' το γόνατο σας;

15 Όχι

10 το νιώθω να μπλοκάρει αλλά δεν έχει κλειδώσει ποτέ

6 Κλειδώνει καμιά φορά

2 Κλειδώνει συχνά

0 Τώρα είναι κλειδωμένο

Νιώθετε αστάθεια ή αισθάνεστε το γόνατο σας να σας 'φεύγει';

- ₂₅ Όχι
- ₂₀ Ναι, αλλά σπάνια μόνο σε έντονη δραστηριότητα
- ₁₅ Ναι, συχνά σε έντονη δραστηριότητα (αισθάνομαι ότι δεν μπορώ να κάνω έντονες δραστηριότητες)
- ₁₀ Ναι, καμιά φορά στις απλές καθημερινές δραστηριότητες
- ₅ Ναι, συχνά στις απλές καθημερινές δραστηριότητες
- ₀ Ναι νιώθω να 'φεύγει' σε κάθε βήμα

Αισθάνεστε πόνο στο γόνατο;

- ₂₅ Όχι, καθόλου
- ₂₀ Ήπιο πόνο μόνο σε έντονες δραστηριότητες
- ₁₅ Έντονο πόνο σε έντονες δραστηριότητες
- ₁₀ Έχω πόνο αφού περπατήσω πάνω από ένα χιλιόμετρο
- ₅ Έχω πόνο αν περπατήσω λιγότερο από ένα χιλιόμετρο
- ₀ Έχω συνεχόμενο πόνο στο γόνατο ανεξάρτητα με την δραστηριότητα

Έχετε πρήξιμο στο γόνατο;

- ₁₀ Όχι καθόλου
- ₀ Μόνο μετά από έντονη δραστηριότητα
- ₂ Μετά τις ήπιες καθημερινές δραστηριότητες
- ₀ Το γόνατό μου είναι πάντα πρησιμένο

Πόσο εύκολα ανεβαίνετε σκάλες

- ₁₀ Δεν έχω πρόβλημα στο ανέβασμα σκάλας
- ₆ Έχω μικρά προβλήματα στο ανέβασμα σκάλας
- ₂ Ανεβαίνω ένα σκαλοπάτι τη φορά
- ₀ Δεν μπορώ να ανέβω σκάλες

Μπορείτε να καθίσετε οκλαδόν;

- ₅ Ναι
- ₄ Μπορώ αλλά με δυσκολία
- ₂ Μπορώ αλλά το γόνατο μου δεν λυγίζει πάνω από τις 90°
- ₀ Δεν μπορώ

Συμπτώματα:

1. Πιο είναι το υψηλότερο επίπεδο στο οποίο θα μπορούσατε να δραστηριοποιηθείτε χωρίς σημαντικό πόνο στο γόνατο;

- ₄ Δραστηριότητες πολύ μεγάλης έντασης όπως τα άλματα ή οι περιστροφές στο ποδόσφαιρο ή το μπάσκετ
- ₃ Δραστηριότητες μεγάλης έντασης όπως η βαριά σωματική εργασία, το σκι ή το τένις
- ₂ Δραστηριότητες μέτριας έντασης όπως η μέτρια σωματική εργασία ή το τρέξιμο
- ₁ Δραστηριότητες χαμηλής έντασης όπως το περπάτημα ή οι δουλειές στο σπίτι ή τον κήπο
- ₀ Καμία από τις παραπάνω δραστηριότητες λόγω πόνου στο γόνατο

2. Στις τελευταίες 4 εβδομάδες ή από την κάκωση και έπειτα, πόσο συχνά αισθάνεστε πόνο;

Ποτέ ₁₀ ₉ ₈ ₇ ₆ ₅ ₄ ₃ ₂ ₁ ₀ Συνεχώς

3. Αν αισθάνεστε πόνο, πόσο έντονος είναι;

Καθόλου ₀ ₁ ₂ ₃ ₄ ₅ ₆ ₇ ₈ ₉ ₁₀ Ο πιο έντονος

4. Στις τελευταίες 4 εβδομάδες ή από την κάκωση και έπειτα, πόσο δύσκαμπτο ή πρησμένο ήταν το γόνατό σας;

₄ Καθόλου ₃ Λίγο ₂ Μέτρια ₁ Πολύ ₀ Πάρα πολύ

5. Πιο είναι το υψηλότερο επίπεδο που θα μπορούσατε να δραστηριοποιηθείτε χωρίς σημαντικό πρήξιμο στο γόνατο;

- ₄ Δραστηριότητες πολύ μεγάλης έντασης όπως τα άλματα ή οι περιστροφές στο ποδόσφαιρο ή το μπάσκετ
- ₃ Δραστηριότητες μεγάλης έντασης όπως η βαριά σωματική εργασία, το σκι ή το τένις
- ₂ Δραστηριότητες μέτριας έντασης όπως η μέτρια σωματική εργασία ή το τρέξιμο
- ₁ Δραστηριότητες χαμηλής έντασης όπως το περπάτημα ή οι δουλειές στο σπίτι ή τον κήπο
- ₀ Καμία από τις παραπάνω δραστηριότητες λόγω πρηξίματος στο γόνατο

6. Στις τελευταίες 4 εβδομάδες ή από την κάκωση και έπειτα, το γόνατό σας μπλόκαρε ή σκάλωσε;

₀ Ναι ₁ Όχι

7. Πιο είναι το υψηλότερο επίπεδο που θα μπορούσατε να δραστηριοποιηθείτε χωρίς σημαντική αστάθεια στο γόνατο;

- 4 Δραστηριότητες πολύ μεγάλης έντασης όπως τα άλματα ή οι περιστροφές στο ποδόσφαιρο ή το μπάσκετ
- 3 Δραστηριότητες μεγάλης έντασης όπως η βαριά σωματική εργασία, το σκι ή το τένις
- 2 Δραστηριότητες μέτριας έντασης όπως η μέτρια σωματική εργασία ή το τρέξιμο
- 1 Δραστηριότητες χαμηλής έντασης όπως το περπάτημα ή οι δουλειές στο σπίτι ή τον κήπο
- 0 Καμία από τις παραπάνω δραστηριότητες λόγω αστάθειας στο γόνατο

8. Πιο είναι το υψηλότερο επίπεδο που θα μπορούσατε να δραστηριοποιηθείτε συστηματικά;

- 4 Δραστηριότητες πολύ μεγάλης έντασης όπως τα άλματα ή οι περιστροφές στο ποδόσφαιρο ή το μπάσκετ
- 3 Δραστηριότητες μεγάλης έντασης όπως η βαριά σωματική εργασία, το σκι ή το τένις
- 2 Δραστηριότητες μέτριας έντασης όπως η μέτρια σωματική εργασία ή το τρέξιμο
- 1 Δραστηριότητες χαμηλής έντασης όπως το περπάτημα ή οι δουλειές στο σπίτι ή τον κήπο
- 0 Καμία από τις παραπάνω δραστηριότητες εξαιτίας του προβλήματος στο γόνατο

9. Πόσο επηρεάζει το γόνατό σας την ικανότητά σας να εκτελείτε τα παρακάτω:

		Καθόλου	Λίγο	Μέτρια	Πολύ	Αδύνατον
α.	Ανέβασμα σκάλας	4	3	2	1	0
β.	Κατέβασμα σκάλας	4	3	2	1	0
γ.	Γονάτισμα	4	3	2	1	0
δ.	Βαθό κάθισμα	4	3	2	1	0
ε.	Κάθισμα με το γόνατο λυγισμένο	4	3	2	1	0
στ.	Σήκωμα από καρέκλα	4	3	2	1	0
ζ.	Τρέξιμο	4	3	2	1	0
η.	Άλμα και προσγείωση στο πάσχον	4	3	2	1	0
θ.	Σταμάτημα και γρήγορη εκκίνηση	4	3	2	1	0

10. Πώς αξιολογείτε τη λειτουργικότητα του γόνατός σας σε μια κλίμακα από το 0 έως το 10, με το 10 να είναι η κανονική λειτουργικότητα και το 0 η αδυναμία εκτέλεσης καθημερινών και αθλητικών δραστηριοτήτων;

Λειτουργικότητα του γόνατός σας πριν την κάκωση:

Αδυναμία 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Κανένας περιορισμός

Λειτουργικότητα του γόνατός σας σήμερα:

Αδυναμία 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Κανένας περιορισμός