



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΑΘΗΝΩΝ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΕΡΕΥΝΑΣ ΠΑΘΗΣΕΩΝ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ «Θ.ΓΑΡΟΦΑΛΙΔΗΣ»**

**«ΕΠΙΠΕΔΟ ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΥΓΚΕΚΡΙΜΕΝΩΝ ΜΥΙΚΩΝ ΟΜΑΔΩΝ
ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΣΕ ΔΡΟΜΟΥΣ ΜΕ ΚΛΙΣΗ ΤΟΥ ΕΛΑΦΟΥΣ ΣΕ
ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΟΝ ΕΠΙΠΕΔΟ ΔΡΟΜΟ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ
ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΣΕ ΔΡΟΜΟΥΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΣΤΟ ΒΟΥΝΟ»**

Θεόδωρος Β. Ρούσσος

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Αθήνα, 2019

Μέλη της Συμβουλευτικής Επιτροπής

Ιωάννης Τριανταφυλλόπουλος

Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Εργαστήριο Έρευνας Παθήσεων Μυοσκελετικού Συστήματος «Θ.Γαροφαλίδης»

Ιατρική Σχολή

Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

(Επιβλέπων)

Αθανασία Σμυρνιώτου

Καθηγήτρια Κλασικού Αθλητισμού – Αθλητικοί Δρόμοι

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Αναστάσιος Φιλίππου

Επίκουρος Καθηγητής Πειραματικής Φυσιολογίας

Εργαστήριο Φυσιολογίας

Ιατρική Σχολή

Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν να αξιολογήσει αν η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων – ορθός μηριαίος, έσω πλατύς μυς, δικέφαλος μηριαίος, γαστροκνήμιος – κατά τη διάρκεια του τρεξίματος επηρεάζεται από το περιβάλλον τρεξίματος και από τις διαφορετικές κλίσεις του εδάφους. Τα δεδομένα αυτής της μελέτης θα μπορούσαν να είναι χρήσιμα για συγκεκριμένα προγράμματα προπόνησης που υιοθετούνται από δρομείς διαφορετικών στυλ (δρομείς βουνού, δρομείς σταδίου, δρομείς επί δημοσίας οδού).

Δέκα άνδρες ερασιτέχνες δρομείς συμμετείχαν στη συγκεκριμένη μελέτη. Κάθε συμμετέχοντας αξιολογήθηκε σε δύο διαφορετικές συνθήκες τρεξίματος ,τρέξιμο στο διάδρομο και τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον, το οποίο αποτελούνταν από τρέξιμο σε μια απόσταση 20 μέτρων με μια ταχύτητα $11\pm 1\text{km/h}$ σε 5 διαφορετικές κλίσεις - 8%, -4%, 0%, 4%, 8%, με τυχαία σειρά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι κατά το τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων ήταν 16,54% υψηλότερη σε σχέση με το τρέξιμο πάνω στον διάδρομο. Το τρέξιμο επάνω στον διάδρομο χαρακτηρίζεται από μειωμένο μεταβολικό κόστος το οποίο σχετίζεται με μικρότερες απαιτήσεις μυϊκής ενεργοποίησης.

Οι διαφορετικές κλίσεις του εδάφους επίσης επηρέασαν τη μυϊκή δραστηριότητα. Κατά το τρέξιμο σε ανηφορική κλίση, η μυϊκή ενεργοποίηση των κάτω άκρων ήταν σημαντικά υψηλότερη συγκριτικά με το τρέξιμο τόσο σε οριζόντιο επίπεδο όσο και σε έδαφος με αρνητική κλίση ανεξάρτητα από το περιβάλλον τρεξίματος. Ωστόσο κατά το τρέξιμο στο διάδρομο, η αρνητική κλίση του εδάφους βρέθηκε να σχετίζεται με σημαντικά μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση συγκριτικά με το τρέξιμο σε οριζόντιο επίπεδο.

Το τρέξιμο στο διάδρομο ,λόγω της χαμηλότερης ενεργοποίησης των μυών των κάτω άκρων ,θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως θεραπευτικό και αποκαταστατικό εργαλείο για όσους αντιμετωπίζουν μυοσκελετικά προβλήματα καθώς εξασφαλίζει μικρότερη ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων. Επίσης με τους διαδρόμους θετικής πίεσης εξασφαλίζουμε ακόμη μεγαλύτερη ασφάλεια καθώς μπορούμε να ρυθμίσουμε το ποσοστό του σωματικού βάρους που συμμετέχει στην κίνηση.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Ενεργοποίηση μυών

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα, τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον(έδαφος), τρέξιμο στον ηλεκτρικό διάδρομο, κλίσεις του εδάφους.

ABSTRACT

The purpose of this study was to assess whether the electromyographic (EMG) activity of the lower limb muscles - rectus femoris, vastus medialis, bicep femoris and gastrocnemius - during running is affected by different running environments and varied slope gradients. Data collected from this study would be useful for specific training programs adopted from different style runners.

Ten male recreational runners participated in the current study. Each of the ten participants, was assessed in two different running conditions, treadmill running and over-ground running, which was consisted of a 20m distance running at a velocity of 11 ± 1 km/h at each of the following slope gradients -8%, -4%, 0%, 4%, 8% - in a randomized order. Findings revealed that when over-ground running EMG activity of the lower limb muscles was 16.54% higher compared to treadmill running. Treadmill running is characterized by reduced metabolic cost, which is related to lower muscle activation requirements.

Varied slope gradients found to affect muscle activation. During uphill running, lower limb muscle activation was significantly higher compared to level and downhill running, independently on the running environment. However, running at negative slope gradients was associated with significantly greater muscle activation compared to level running, only on the treadmill condition.

Treadmill running which related to lower limb muscle activation, could be useful as a treatment and rehabilitation instrument for those people who have muscle and skeletal problems. Furthermore the positive - pressure treadmill offer higher security because the body weight which participate to the movement can regulated.

Subject area: Muscle Activity

Keywords: electromyographic activity, overground running, treadmill running, slope gradient.

Στην Λώρα μου ,το στήριγμα μου, την πυξίδα μου...

Έκφραση Ευχαριστιών

Για την περάτωση της διδακτορικής μου διατριβής θα ήθελα να ευχαριστήσω:

Τους καθηγητές της τριμελούς μου επιτροπής Κο Τριανταφυλλόπουλο, Κο Φιλίππου και την Κα Σμυρνιώτου.

Την οικογένεια μου, τον Υπεύθυνο του ΚΕΘΕΑ-ΑΛΦΑ Κο Αντώνη Πάριο, τον Κο Αντώνη Γαλανό, τους συμμετέχοντες στην έρευνα και φυσικά τον Βασίλη μου, που έμπρακτα μου συμπαραστάθηκαν αυτά τα τρία χρόνια.

Περιεχόμενα

Ο όρκος του Ιπποκράτη.....	9
Σύντομο βιογραφικό σημείωμα.....	10
I.Εισαγωγή.....	12
II.Ανασκόπηση της βιβλιογραφίας.....	13
2.1 Επιδράσεις της πρόσκρουσης των ποδιών στο έδαφος και των κεκλιμένων επιφανειών στη μυϊκή δραστηριότητα.....	13
2.2 Μυϊκή δραστηριότητα κατά τη διάρκεια της κίνησης σε διαφορετικές ταχύτητες Λειτουργίας.....	17
2.3 Σύγκριση μεταξύ τρεξίματος στο διάδρομο και στο έδαφος.....	22
2.4 Κεκλιμένες επιφάνειες τρεξίματος.....	25
III. Μέθοδοι.....	27
3.1 Συμμετέχοντες.....	27
3.2 Διαδικασίες και υλικά.....	28
3.3 Μεταβλητές.....	29
3.4 Εγγραφή και επεξεργασία ΗΜΓ.....	29
3.5 Στατιστική Ανάλυση.....	30
IV. Επεξεργασία και ανάλυση των αποτελεσμάτων.....	30
V. Αποτελέσματα.....	32
VI. Συζήτηση.....	53
VII.Συμπεράσματα.....	59
Βιβλιογραφία.....	63

Ο όρκος του Ιπποκράτη

Ορκίζομαι στο θεό Απόλλωνα τον ιατρό και στο θεό Ασκληπιό και στην Υγεία και στην Πανάκεια και επικαλούμενος τη μαρτυρία όλων των θεών ότι θα εκτελέσω κατά τη δύναμη και την κρίση μου τον όρκο αυτόν και τη συμφωνία αυτή.

Να θεωρώ τον διδάσκαλό μου της ιατρικής τέχνης ίσο με τους γονείς μου και την κοινωνία του βίου μου. Και όταν χρειάζεται χρήματα να μοιράζομαι μαζί του τα δικά μου. Να θεωρώ την οικογένειά του αδέρφια μου και να τους διδάσκω αυτήν την τέχνη αν θέλουν να την μάθουν χωρίς δίδακτρα ή άλλη συμφωνία.

Να μεταδίδω τους κανόνες ηθικής, την προφορική διδασκαλία και όλες τις άλλες ιατρικές γνώσεις στους γιους μου, στους γιους του δασκάλου μου και στους εγγεγραμμένους μαθητές που πήραν τον ιατρικό όρκο, αλλά σε κανέναν άλλο.

Θα χρησιμοποιώ τη θεραπεία για να βοηθήσω τους ασθενείς κατά τη δύναμη και την κρίση μου, αλλά ποτέ για να βλάψω ή να αδικήσω. Ούτε θα δίνω θανατηφόρο φάρμακο σε κάποιον που θα μου το ζητήσει, ούτε θα του κάνω μια τέτοια υπόδειξη.

Παρομοίως, δεν θα εμπιστευτώ σε έγκυο μέσο που προκαλεί έκτρωση. Θα διατηρώ αγνή και άσπιλη και τη ζωή και την τέχνη μου. Δεν θα χρησιμοποιώ νυστέρι ούτε σε αυτούς που πάσχουν από λιθίαση, αλλά θα παραχωρώ την εργασία αυτή στους ειδικούς της τέχνης.

Σε όσα σπίτια πηγαίνω, θα μπαίνω για να βοηθήσω τους ασθενείς και θα απέχω από οποιαδήποτε εσκεμμένη βλάβη και φθορά, και ιδίως από γενετήσιες πράξεις με άνδρες και γυναίκες, ελεύθερους και δούλους. Και όσα τυχόν βλέπω ή ακούω κατά τη διάρκεια της θεραπείας ή και πέρα από τις επαγγελματικές μου ασχολίες στην καθημερινή μου ζωή, αυτά που δεν πρέπει να μαθευτούν παραέξω δεν θα τα κοινοποιώ, θεωρώντας τα θέματα αυτά μυστικά.

Αν τηρώ τον όρκο αυτό και δεν τον παραβώ, ας χαίρω πάντοτε υπολήψεως ανάμεσα στους ανθρώπους για τη ζωή και για την τέχνη μου. Αν όμως τον παραβώ και επιορκήσω, ας πάθω τα αντίθετα.

ΣΥΝΤΟΜΟ ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ

ΡΟΥΣΣΟΣ ΘΕΟΔΩΡΟΣ
ΓΥΜΝΑΣΤΗΣ-ΕΡΓΟΦΥΣΙΟΛΟΓΟΣ

ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ

2016- :Διδακτορικός Φοιτητής στο εργαστήριο έρευνας παθήσεων μύοσκελετικού Συστήματος «Θ.Γαροφαλίδης», Γ.Ν.Α ΚΑΤ , Ιατρική Σχολή Αθηνών.

2012–2014: Κάτοχος μεταπτυχιακού διπλώματος ειδίκευσης « Μοριακή και Εφαρμοσμένη Φυσιολογία», με ειδίκευση στη Φυσιολογία της Άσκησης . Ιατρική Σχολή Αθηνών.

2008-2012: Πτυχιούχος Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών - **ΕΙΔΙΚΟΤΗΤΑ ΑΘΛΗΤΙΚΟΙ ΔΡΟΜΟΙ.**

1999–2004: Πτυχιούχος τμήματος Δημόσιας Διοίκησης κατεύθυνσης Δημοσίων οικονομικών Παντείου Πανεπιστημίου

1994–1997: Απολυτήριο 1^{Ου} Γενικού Λυκείου Καματερού Αθηνών

ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

2009- **Υπεύθυνος running club Roussos Running Team**

Κατάρτιση προγραμμάτων προπόνησης για τη βελτίωση της φυσικής κατάστασης, μυϊκή ενδυνάμωση ,παρακολούθηση.

2010- Προετοιμασία αθλητικών δοκιμασιών Υποψηφίων για ΣΕΦΑΑ , Στρατιωτικές Σχολές, Αστυνομικές Σχολές , Σχολές Πυροσβεστικής και Λιμενικό

2010 - Συνεργάτης σε τμήματα ακαδημιών συλλόγου Κλασικού Αθλητισμού

2011- Εργομετρικοί έλεγχοι αθλητών στο εργαστήριο αλλά και στην Ύπαιθρο

2012- **PERSONAL TRAINER**(Crossfit, TRX, Ατομικά προγράμματα επαγγελματιών αθλητών)

2015-2017 Διδάσκων του μαθήματος κλασικός αθλητισμός στο CITY UNITY COLLEGE

2015- Υπεύθυνος φυσικής κατάστασης των ακαδημιών της ποδοσφαιρικής ομάδας ΠΑΣ ΝΑΞΟΥ

2017- Καθηγητής Φυσικής Αγωγής στη σχολή Αξιωματικών της Ελληνικής Αστυνομίας

2017- Διδάσκων εργοφυσιολογίας , προπονητικής και μαθήματος κλασικού αθλητισμού στο Επιστημονικό Κολλέγιο Αθήνας(SCG College)

Ερευνητικό έργο

1. **Roussos, T.**, Smirniotou , A., Philippou , A., Galanos , A., & Triantafyllopoulos , I. (2019).Effect of running environment and slope gradient on lower limb muscle activation. *American Journal of Sports Science* , 7(1) , 20-25.
2. **Roussos, T.**, Smirniotou , A., Philippou , A., Panteli , F., & Triantafyllopoulos , I. (2018).Muscle activity during locomotion in various inclination surfaces and different running speeds. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Hellenica* , 69(4) , 154-163.
3. Smirniotou , A., Panteli , F., Argeitaki , P., **Roussos , T.**, & Katsikas , C. (2012). Step adjustment approaching the first hurdle. In Meeusen , R., Duchateau , I., Roelands , B., Klass , M., De geus , B., Baudry , S., Tsolakidis , E. (eds). *Book of Abstracts of the 17th Annual congress of the ECSS* , (pp. 124-125) , Bruges , Belgium.

Ξένες γλώσσες

Αγγλικά άριστα (Certificate of Proficiency in English)
Γαλλικά (μέτρια)

Δεξιότητες πληροφορικής

Άριστη χρήση των προγραμμάτων Word, Excel, PowerPoint, Internet, SPSS,

I.Εισαγωγή

Το τρέξιμο είναι μια δημοφιλής σωματική δραστηριότητα και ένα βασικό στοιχείο στα περισσότερα προγράμματα φυσικής κατάστασης. Σε κάθε δρομικό διασκελισμό, όταν το πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, παράγεται μια δύναμη αντίδρασης εδάφους (Ground Reaction Forces) δύο ή τρεις φορές μεγαλύτερη από το σωματικό βάρος [6] προκαλώντας επιβαρύνσεις, τα οποία μεταφέρονται σε όλο το κινητικό σύστημα. Η επιβάρυνση που προκύπτει από την παραγόμενη στο έδαφος δύναμη αντίδρασης επηρεάζει τη μηχανική λειτουργία του μυοσκελετικού συστήματος και τα μοντέλα μυϊκής ενεργοποίησης.

Κατά τη διάρκεια δυναμικών δραστηριοτήτων -όπως το περπάτημα και το τρέξιμο- η μυϊκή λειτουργία επηρεάζεται από την τεχνική του τρεξίματος, από τον τρόπο που πατάει το πόδι στο έδαφος (foot strike patterns) , από την κλίση του εδάφους και την δρομική ταχύτητα . Η κλίση του εδάφους επηρεάζει τον έλεγχο των κινήσεων σχετικά με τη διατήρηση μιας όρθιας στάσης του σώματος , το μοντέλο στήριξης του πέλματος που χρησιμοποιείται και το σχετιζόμενο με αυτό σημείο εφαρμογής πίεσης κατά τη φάση στήριξης και τέλος την αντίστοιχη μυϊκή ενεργοποίηση [25]. Ο Sasagawa [46] αξιολόγησε τους μηχανισμούς σταθεροποίησης που ενεργοποιούνται σε μια κεκλιμένη επιφάνεια κατά τη διάρκεια της στήριξης στο έδαφος και διαπίστωσε ότι η μυϊκή δραστηριοποίηση άλλαξε ως αποτέλεσμα της υποστηρικτικής επιφάνειας.

Προκειμένου να εκτιμηθεί η μυϊκή λειτουργία κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, οι περισσότερες έρευνες εξετάζουν τις ακόλουθες μυϊκές ομάδες: πρόσθιος κνημιαίος, γαστροκνήμιος (πλευρικός και μέσος), υποκνημίδιος, ορθός μηριαίος, πλατύς μυς (έσω και έξω μυς), δικέφαλος μηριαίος, (ημιμυενώδης και ημιτενοντώδης) και γλουτιαίος. Αυτοί οι μύες επιλέγονται επειδή παρέχουν υποστηρικτικές και προωθητικές δυνάμεις κατά τη διάρκεια του τρεξίματος [21].

II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΥΠΑΡΧΟΥΣΑΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1 Επιδράσεις της διαφορετικής τοποθέτησης του ποδιού στο έδαφος (food strike patterns) και των κεκλιμένων επιφανειών στη μυϊκή δραστηριότητα

Η δραστηριότητα που εκτελείται από τις μυϊκές ομάδες επηρεάζεται σε κάποιο βαθμό από το μοντέλο πατήματος του ποδιού στο έδαφος που υιοθετείται κατά τη μετακίνηση [1,17,59]. Σύμφωνα με τη θέση της φτέρνας και του μεταταρσίου κατά την επαφή με το έδαφος, εντοπίστηκαν τρία μοντέλα πατήματος: το οπίσθιο πάτημα (RFS), στο οποίο η φτέρνα προσγειώνεται πριν από τις κεφαλές των μεταταρσίων, το μέσο πάτημα (MFS) στο οποίο η φτέρνα και οι κεφαλές των μεταταρσίων προσγειώνονται σχεδόν ταυτόχρονα και το μπροστινό πάτημα (FFS), στο οποίο οι κεφαλές των μεταταρσίων προσγειώνονται πριν από τη φτέρνα [18].

Η μυϊκή δραστηριοποίηση διαφέρει ανάλογα με τον τρόπο πατήματος των ποδιών στο έδαφος. Κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης άσκησης, τα πρόσθια πρότυπα πατήματος (MFS και FFS) σχετίζονται με μεγαλύτερη κάμψη των πελμάτων και της άρθρωσης του γονάτου κατά την αρχική επαφή και με υψηλότερη δραστηριοποίηση του γαστροκνημίου, αλλά και με χαμηλότερη δραστηριοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου και του έξω πλατύ συγκριτικά με τα οπίσθια πρότυπα πατήματος (RFS) [1,17,48,56,59]. Όταν υιοθετήσαμε την τεχνική πρόσθιου πατήματος του ποδιού, παρατηρήθηκε μικρότερη δραστηριοποίηση της ποδοκνημικής άρθρωσης και του γονάτου κατά τη διάρκεια της στατικής φάσης, με αποτέλεσμα μια μικρότερη δραστηριοποίηση σε σύγκριση με το οπίσθιο πάτημα [23]. Ο Giandolini [17] ανέφερε ότι η υιοθέτηση ενός προτύπου μέσου πατήματος του ποδιού (MFS), προκειμένου να μειωθεί ο ρυθμός επιβάρυνσης κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, οδήγησε σε υψηλότερη μυϊκή δραστηριοποίηση του γαστροκνημίου κατά τη διάρκεια της φάσης πριν την τοποθέτηση του ποδιού στο έδαφος, αλλά όχι όμως και κατά τη φάση της τοποθέτησης. Έχει παρατηρηθεί επίσης, ότι σε δρομείς που διανύουν πολλά χιλιόμετρα η μυϊκή δραστηριότητα του γαστροκνημίου κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης μειώθηκε σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου [5]. Πιθανώς, η προενεργοποίηση του γαστροκνημίου είναι στην πραγματικότητα απαραίτητη στην τεχνική του μέσου πατήματος, αφού οι καμπήρες των πελμάτων πρέπει να αντισταθμίσουν με την ευκαμψία τους τη δραστηριοποίηση των εκτεινόντων μυών που δημιουργήθηκε κατά τη διάρκεια της εφαρμογής του μέσου πατήματος του ποδιού [17].

Μία προηγούμενη, πιο έντονη και μεγαλύτερης διάρκειας δραστηριοποίηση των καμπτήρων του πέλματος (PF), με χαμηλότερη ευκαμψία των εκτεινόντων μυών και μεγαλύτερη δραστηριοποίηση του δικέφαλου μηριαίου παρατηρήθηκε όταν έχουμε εφαρμογή του μοντέλου μπροστινού πατήματος (FFS) [1,17,59]. Οι δρομείς που υιοθέτησαν το μπροστινό στυλ πατήματος ενεργοποίησαν τους καμπτήρες μύες των πελμάτων κατά 11% πιο γρήγορα και κατά 10% περισσότερο σε σχέση με τους δρομείς που υιοθέτησαν το οπίσθιο στυλ πατήματος. Συγκεκριμένα, η φάση ενεργοποίησης του μέσου γαστροκνημίου (MG) έκανε την εμφάνισή της πιο γρήγορα στο 7,7-16,3% του κύκλου βάρδισης και διήρκεσε κατά μέσο όρο κατά 9,7% περισσότερο για τους δρομείς με μπροστινό πάτημα σε σύγκριση με τους δρομείς με οπίσθιο πάτημα, σε όλες τις ταχύτητες (2,5, 2,8, 3,2 και 3,5 m / sec). Παρόμοια τάση παρατηρήθηκε και για τη φάση ενεργοποίησης του πλευρικού γαστροκνήμιου (LG). Οι δρομείς που υιοθετούν το μπροστινό πάτημα τρεξίματος ενεργοποίησαν τους πλευρικούς γαστροκνήμιους στο 7.7-13.1% πιο γρήγορα στον κύκλο βηματισμού και 6.3-14.3% με μεγαλύτερη διάρκεια από τους δρομείς με οπίσθιο πάτημα σε όλες τις ταχύτητες. Ωστόσο, ο χρόνος αποκατάστασης των μυών δεν επηρεάστηκε από την τεχνική του τρεξίματος. Αυτή η πιο γρήγορη και με μεγαλύτερη σχετική διάρκεια ενεργοποίησης των καμπτήρων μυών του πέλματος πιθανώς συνδέεται με μια βελτιωμένη ικανότητα αποθήκευσης ελαστικής ενέργειας [1].

Οι διαφορές στη μυϊκή δραστηριότητα μεταξύ των οπίσθιων και μπροστινών στυλ τρεξίματος εντοπίστηκαν επίσης κατά την εκτέλεση σε διάδρομο με ταχύτητα 4m / sec [59]. Η μυϊκή δραστηριότητα αξιολογήθηκε λίγο πριν και μετά την επαφή των ποδιών με τον διάδρομο - μία στιγμή με σημαντικές κινηματικές διαφορές μεταξύ των προτύπων τοποθέτησης του ποδιού στο έδαφος [3,31]. Σύμφωνα με άλλες μελέτες, τα αποτελέσματα υποστηρίζουν ότι ο μπροστινός τρόπος πατήματος (FFS) σχετίστηκε με χαμηλότερη μυϊκή δραστηριοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου και υψηλότερη μυϊκή δραστηριοποίηση του γαστροκνημίου (πλευρικού και μέσου) κατά την τελική φάση της αιώρησης, σε σύγκριση με τα πρότυπα οπίσθιου πατήματος (RFS). Επιπλέον, η μυϊκή δραστηριοποίηση του έσω πλατέως μυ και του δικέφαλου μηριαίου, κατά τη διάρκεια της τελικής φάσης αιώρησης, ήταν χαμηλότερη στους δρομείς με το πρότυπο μπροστινού πατήματος, σε σύγκριση με τους δρομείς με το πρότυπο οπίσθιου πατήματος. Η μυϊκή δραστηριότητα που καταγράφηκε κατά τη αρχική φάση στήριξης δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές μεταξύ των προτύπων μπροστινού και οπίσθιου πατήματος. Η μυϊκή δραστηριότητα

του υποκνημίδιου - κατά τη διάρκεια της αρχικής φάσης στήριξης - ήταν χαμηλότερη στους δρομείς με το πρότυπο εμπρόσθιου πατήματος, ωστόσο η διαφορά αυτή δεν ήταν σημαντική. Παρόλο που το πρότυπο εμπρόσθιου πατήματος σχετίζεται με μεγαλύτερη κάμψη του γονάτου όταν το πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος σε σύγκριση με το πρότυπο οπίσθιου πατήματος, η δραστηριοποίηση του ορθού μηριαίου κατά τη διάρκεια είτε της τελικής φάσης της αιώρησης είτε της πρώιμης φάσης στήριξης δεν παρουσίαζε σημαντικές διαφορές μεταξύ των μοντέλων πατήματος [59]. Αυτό το εύρημα έρχεται σε αντίθεση με τα αποτελέσματα του Shih [48], ο οποίος αναφέρει ότι οι δρομείς του οπίσθιου πατήματος(RFS) είχαν μεγαλύτερη μυϊκή δραστηριοποίηση στον ορθό μηριαίο μυ κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης όταν υιοθετούσαν ένα μοτίβο μπροστινού πατήματος(FFS).

Παρόμοια αποτελέσματα σχετικά με τα πρότυπα επαφής των ποδιών με το έδαφος και τα σχετικά πρότυπα ενεργοποίησης των μυών αναφέρονται κατά τη διάρκεια της κίνησης σε κεκλιμένες επιφάνειες. Η λειτουργία σε κεκλιμένες επιφάνειες επηρεάζει τη λειτουργία των κάτω άκρων και τη μυϊκή δραστηριοποίηση. Το τρέξιμο σε ποικίλες ανηφορικές επιφάνειες είναι μια μέθοδος που χρησιμοποιείται συνήθως σε προπονητικά προγράμματα δρομέων μεγάλων αποστάσεων.

Το τρέξιμο στην κατωφέρεια χαρακτηρίζεται από έκκεντρες μυϊκές συστολές σχετιζόμενες με τη σχετική μηχανική πίεση προκαλώντας φθορά στα μυοσκελετικά κύτταρα, καθυστερημένο μυϊκό πόνο και μειωμένη μυϊκή λειτουργία [33,40]. Το τρέξιμο στην κατωφέρεια επηρεάζει επίσης την δρομική οικονομία και τα κινηματικά χαρακτηριστικά. Ο Chen [8] ανέφερε ότι τα πρότυπα πατήματος τροποποιήθηκαν (η συχνότητα διασκελισμού αυξήθηκε, η κάμψη της άρθρωσης της ποδοκνημικής και του γονάτου μειώθηκε) μετά από τρεις ημέρες τρέξιμο στην κατωφέρεια. Οι κινηματικές μεταβολές που παρατηρήθηκαν μετά το τρέξιμο στην κατωφέρεια μπορεί να οφείλονται σε μειωμένη ελαστική ικανότητα και σε ανεπιτυχή συστολή που οφείλεται στους κατεστραμμένους ιστούς.

Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος σε κατωφέρεια στο βουνό όσο πιο έντονα υιοθετείτε το οπίσθιο πρότυπο πατήματος (RFS), τόσο υψηλότερη είναι η δραστηριοποίηση τόσο του πρόσθιου κνημιαίου (TA) και του έξω πλατέως μυός (VL), όσο και η δραστηριοποίηση του πλευρικού γαστροκνημίου (GL). Αντίθετα, τα μπροστινά πρότυπα πατήματος (MFS και FFS) συνδέονται με αυξημένη δραστηριοποίηση του πλευρικού γαστροκνημίου (GL) και χαμηλότερη

δραστηριοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου (TA) και του έξω πλατέως μυός (VL) [17,18]. Οι μέσες τιμές της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας που καταγράφηκαν (EMG) κατά τη διάρκεια κατηφορικής διαδρομής 6,5 χιλιομέτρων, ήταν $28,2 \pm 14,5\%$ της μέγιστης ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας για τον έξω πλατύ μυ, $23,5 \pm 10,3\%$ για τον δικέφαλο μηριαίο, $28,1 \pm 12,0\%$ για τον πλευρικό γαστροκνήμιο και $35,9 \pm 18,0\%$ για τον πρόσθιο μηριαίο [17].

Η χαμηλότερη δραστηριοποίηση του έξω πλατέως μυός που παρατηρείται στα μπροστινά πρότυπα πατήματος μπορεί να συσχετιστεί με την μικρότερη έκταση του γονάτου κατά την αρχική επαφή του ποδιού με το έδαφος, η οποία μπορεί να μειώσει την προ-ενεργοποίηση του έξω πλατέως μυός [48] ή / και με αρνητική δραστηριοποίηση/συστολή που αναπτύχθηκε από τους εκτεινόμενους μυς του γονάτου κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης [23]. Αντίθετα, η υψηλότερη δραστηριοποίηση του έξω πλατέως μυός, όταν γίνεται χρήση του οπίσθιου πρότυπου πατήματος μπορεί να σχετίζεται με περαιτέρω αλλοιώσεις της διεγερσιμότητας της σαρκομυελίνης στους εκτεινόμενους μύες του γονάτου κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε κατηφόρα [18].

Η υιοθέτηση του μπροστινού πρότυπου πατήματος κατά τη διάρκεια του κατηφορικού τρεξίματος μπορεί να προκαλέσει μεγαλύτερη κόπωση στους καμπτήρες μύες του πέλματος και ζημιά λόγω αύξησης της λειτουργίας τους και ταυτόχρονα να μειώσει την κόπωση και τις βλάβες στους εκτεινόμενους μύες του γονάτου μειώνοντας τη δραστηριοποίησή τους κατά τη διάρκεια της φάσης απόσβεσης. Η αύξηση της κόπωσης των καμπτήρων του πέλματος ή των ζημιών που προκαλούνται σε κατηφορικές διαδρομές μπορεί να επηρεάσει την απόδοση στις επόμενες ανηφορικές διαδρομές, όπου το έργο που εκτελείται στην ποδοκνημική άρθρωση είναι σημαντικό [44]. Το τρέξιμο στο βουνό, το οποίο χαρακτηρίζεται από μεγάλες θετικές και αρνητικές κεκλιμένες επιφάνειες, μπορεί να προκαλέσει μεγαλύτερες μεταβολές της μυϊκής λειτουργίας στους καμπτήρες μύες του πέλματος από ότι στους εκτεινόμενους, όπως παρατηρήθηκε μετά από 5 ώρες τρέξιμο στο βουνό [13].

Η μεταβολή του προτύπου πατήματος θα μπορούσε να διαφοροποιήσει-μεταβάλει την έκκεντρη δραστηριοποίηση των εκτεινόμενων μυών του γονάτου και των καμπτήρων του πέλματος κατά τη διάρκεια του τρεξίματος στην κατηφόρα, επηρεάζοντας έτσι τη σοβαρότητα της μυϊκής κόπωσης και των βλαβών που παρατηρήθηκαν σε αυτές τις μυϊκές ομάδες μετά από κατηφορικές διαδρομές [18].

Θεωρείται ότι η μεταβολή στην ενεργοποίηση των μυών μεταβάλλοντας τις τεχνικές τρεξίματος και τα πρότυπα πατήματος θα μπορούσε να κατανείμει καλύτερα το μηχανικό φορτίο και τη μυϊκή δραστηριοποίηση που πραγματοποιήθηκε στους μυς των κάτω άκρων [1,17,48,56].

Ενώ κατά τη διάρκεια του τρεξίματος σε επιφάνεια με μηδενική κλίση - με σταθερή ταχύτητα - η μηχανική δράση που απαιτείται από τους μυς των άκρων είναι αμελητέα, το τρέξιμο στην ανωφέρεια χαρακτηρίζεται από αυξημένες απαιτήσεις για μυϊκή μηχανική δραστηριότητα / μυϊκή λειτουργία, προκειμένου να αυξηθεί η εν δυνάμει ενέργεια του σώματος [44]. Θεωρείται ότι το μεγαλύτερο μέρος της δραστηριοποίησης που απαιτείται για την εκτέλεση τρεξίματος σε ανωφέρεια παράγεται στην άρθρωση του ισχίου, ενώ οι αρθρώσεις του γόνατος και της ποδοκνημικής έχουν παρόμοιες λειτουργίες σε όλες τις κλίσεις (0°, 6°, 12°). Οι μηχανικές δραστηριοποιήσεις που παράγονται στην άρθρωση του ισχίου αυξήθηκαν σημαντικά με την αυξανόμενη κλίση του εδάφους, ως αποτέλεσμα είτε τη στιγμιαίας αύξησης της μυϊκής δύναμης που αναπτύχθηκε από τους εκτεινόντες μύες του ισχίου είτε μέσω της μεταφοράς δύναμης από τους εκτεινόντες μύες του γόνατος στους εκτεινόντες μύες του ισχίου μέσω των οπίσθιων μηριαίων [44]. Ο Sloniger [49,50] ανέφερε επίσης αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα (με βάση τη μαγνητική τομογραφία) στους εκτεινόντες μύες του γόνατος με αυξανόμενη κλίση τρεξίματος.

2.2 Μυϊκή λειτουργία κατά τη διάρκεια της κίνησης σε διαφορετικές ταχύτητες λειτουργίας

Αξιολογώντας τα προφίλ ενεργοποίησης των μυών κατά τη διάρκεια της μετακίνησης με διαφορετικές ταχύτητες, φαίνεται ότι πολλοί μύες εμφανίζουν παρόμοιο προφίλ στο τρέξιμο με το περπάτημα. Κατά τη διάρκεια τρεξίματος, τα βασικά μοτίβα της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (EMG) παρουσιάζουν σχεδόν ταυτόχρονη ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων. Η έναρξη της ενεργοποίησης γίνεται πριν από την επαφή των ποδιών με το έδαφος με την ενεργοποίηση του τετρακέφαλου να παρατηρείται πρώτα, ακολουθούμενη από τους μύες της κνήμης, ως συνέχεια της κινητικής άρθρωσης (η μέγιστη κάμψη στο γόνατο εμφανίζεται πριν από τη μέγιστη έκταση του αστραγάλου). Αυτό το τμήμα της ενεργοποίησης των εκτεινόντων μυών συμβαίνει ταυτόχρονα με μια συστολή του ιγνυακού τένοντα για το γόνατο και του πρόσθιου κνημιαίου για τον αστράγαλο. Η ενεργοποίηση αυτή των μυών τελειώνει πριν από την άρση του ποδιού από το

έδαφος, ωστόσο η μυϊκή δύναμη συνεχίζει για αρκετό χρόνο μετά το τέλος της ενεργοποίησης για να καλύψει την φάση στήριξης [16].

Συγκεκριμένα, οι Gazendam & Hof [16] αξιολόγησαν τον μέσο όρο της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (EMG) κατά τη μετακίνηση σε διαφορετικές ταχύτητες (1,25-2,25 m / sec: περπάτημα και αργό τρέξιμο, 2,5-4,5λ./δευτ: τρέξιμο). Τα προφίλ της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (EMG) καταγράφηκαν ξεχωριστά για τον πρόσθιο κνημιαίο (Tibialis Anterior) και τον μακρύ προσαγωγό (Adductor Magnus) και για τις ακόλουθες μυϊκές ομάδες: 1) ομάδα τετρακέφαλων: έσω πλατύς (Vastus Medialis), έξω πλατύς (Vastus Lateralis) και ορθός μηριαίος (Rectus Femoris) 2) ομάδα οπίσθιων μηριαίων: δικέφαλο μηριαίο (Biceps Femoris), ημιτεντονώδης μυς (Semitendinosus) και ημιμυενώδης μυς (Semimembranosus) 3) ομάδα μυών άκρα πόδας: υποκνημίδιος (Soleus), γαστροκνήμιος μέσος (Gastrocnemius Medialis), γαστροκνήμιος πλευρικός (Gastrocnemius Lateralis) και περνιαίος μύς (Peroneus Longus), 4) γλουτιαία ομάδα: μέγας γλουτιαίος μυς (Gluteus maximus) και μέσος γλουτιαίος μυς (Gluteus Medius). Τα προφίλ της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας καθορίστηκαν από το χρόνο (σε σχέση με τον κύκλο βάρδισης) και τη διάρκεια της δραστηριότητας.

Τα αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι κατά την διάρκεια του τρεξίματος σε ταχύτητες από 2,25 μέτρα / δευτερόλεπτο έως 4,5 μέτρα ανά δευτερόλεπτο, η δραστηριότητα στο ηλεκτρομυογράφημα για την ομάδα τετρακέφαλων άρχισε πριν από την επαφή του ποδιού με το έδαφος (80% του κύκλου βηματισμού) και τελείωσε περίπου στο μέσο (115%). Αν και τα προφίλ των συμμετεχόντων έμοιαζαν σε μεγάλο βαθμό, παρατηρήθηκαν μικρές διαφοροποιήσεις σχετικά με την ταχύτητα. Για τους έσω και έξω πλατύς μυς (VM, VL), το εύρος του ηλεκτρομυογραφήματος αυξάνεται για το περπάτημα και το αργό τρέξιμο (ταχύτητες: 1,25-2,25m / sec), ενώ κατά τη διάρκεια της άσκησης σε μεγαλύτερες ταχύτητες (2,5-4,5m / sec) παρουσιάζει μια πιο σταθερή μορφή με υψηλότερες κορυφές ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας. Το μέγεθος της ενεργοποίησης κατά τη διάρκεια του αργού τρεξίματος και του τρεξίματος είναι πάντα υψηλότερο από το περπάτημα. Ο ορθός μηριαίος (RF) παρουσιάζει μια πρόωμη έναρξη της ενεργοποίησης περίπου 40 - 70% πριν την επαφή του ποδιού με το έδαφος. Καθώς αυξάνεται η ταχύτητα, η έναρξη της ενεργοποίησης εμφανίζεται από το 47% με ταχύτητα 2,25m / sec έως 37% του κύκλου βάρδισης με 4,5m / sec και το εύρος της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας αυξάνεται επίσης.

Κατά την διάρκεια του τρεξίματος, στο ηλεκτρομυογράφημα της ομάδας των οπίσθιων μηριαίων (BF, ST, SM) παρουσιάζονται δύο κορυφές δραστηριοποίησης. Η πρώτη κορυφή καταγράφηκε στο δεύτερο μισό της φάσης αιώρησης, στο 70-100% του κύκλου βάδισης, ενώ η δεύτερη κορυφή καταγράφηκε κατά τη φάση στήριξης, στο 6-30% του κύκλου βάδισης. Τα προφίλ ενεργοποίησης των τριών μυών παρουσίασαν διαφοροποιήσεις μεταξύ τους ανάλογα με την ταχύτητα εκτέλεσης της άσκησης. Στον ημιμυενώδη μυ οι δύο κορυφές ενεργοποίησης εμφανίζονταν σταθερές, ενώ στον ημιτενοντώδη μυ αυξήθηκαν και οι δύο κορυφές ενεργοποίησης. Στον δικέφαλο μηριαίο αυξήθηκε η πρώτη κορυφή, ενώ η δεύτερη κορυφή έδειξε μέγιστη δραστηριότητα στα 3 μέτρα / δευτερόλεπτο και μειώθηκε σε υψηλότερες ταχύτητες. Κατά τη διάρκεια του περπατήματος, καταγράφηκε το ίδιο πρότυπο ενεργοποίησης των δύο κορυφών, με 10% μεταγενέστερη έναρξη της ενεργοποίησης. Το προφίλ του χαλαρού τρεξίματος παρουσιάζει το ίδιο μοτίβο χρονισμού με το μοτίβο του περπατήματος, αλλά με μεγαλύτερο εύρος.

Το προφίλ του ηλεκτρομυογραφήματος της ομάδας του γαστροκνημιαίου (SO, GM, GL, PL) έδειξε μία μόνο μέγιστη ενεργοποίηση, παρόμοια με την κορυφή του τετρακέφαλου, αλλά με 10% μεταγενέστερη έναρξη ενεργοποίησης. Η δραστηριότητα των μυών άρχισε λίγο πριν την φάση στήριξης (86%) και ολοκληρώθηκε πριν από την ενεργητική ώθηση (125%). Φαίνεται ότι κατά τη διάρκεια του τρεξίματος παρατηρείται σχεδόν ταυτόχρονη ενεργοποίηση του τετρακέφαλου μυός και της ομάδας του γαστροκνημιαίου που σχετίζεται με μια διαδικασία απορρόφησης και παραγωγής ενέργειας. Αντίθετα, κατά τη διάρκεια του περπατήματος η κορυφή ενεργοποίησης καταγράφηκε στο τέλος της φάσης στήριξης (26-55%), καθώς αυτή η απορρόφηση και η ώθηση διαχωρίζονται χρονικά και γίνονται χωριστά από τον τετρακέφαλο και τον γαστροκνήμιο μυ. Με την αυξανόμενη ταχύτητα κίνησης από 2,25-4,5 μέτρα / δευτερόλεπτο ο βαθμός ενεργοποίησης του υποκνημίδιου και του περνιαίου μυός παρέμεινε σταθερός, ενώ το εύρος ενεργοποίησης του μέσου και πλευρικού γαστροκνημιαίου αυξήθηκε περίπου στο 40%.

Το προφίλ των γλουτιαίων μυών (GX, GD), που καταγράφηκε κατά τη διάρκεια της τρεξίματος έδειξε δύο κορυφές ενεργοποίησης. Η πρώτη κορυφή είναι παρόμοια τόσο για τον μέγα όσο και τον μέσο γλουτιαίο και ο χρονισμός τους συμβαίνει από το 88% έως το 118% του κύκλου βάδισης. Εμφανίζεται ένα σταθερό πλάτος ενεργοποίησης για τον μέσο γλουτιαίο, ενώ το πλάτος της ενεργοποίησης

αυξάνει γραμμικά με ταχύτητα στον μέγα γλουτιαίο. Η δεύτερη κορυφή παρατηρείται στην μέση της φάσης αιώρησης (60-84% του κύκλου βηματισμού) για τον μέγα γλουτιαίο και στη μετάβαση από την φάση στήριξης στην φάση αιώρησης (30-50%) για τον μέσο γλουτιαίο. Αξίζει να σημειωθεί ότι το εύρος ενεργοποίησης τόσο του μέγα γλουτιαίου όσο και του μέσου γλουτιαίου αυξήθηκε ανάλογα με την ταχύτητα. Τα μοτίβα περπατήματος φαινόταν να είναι παρόμοια με αυτά του τρεξίματος, με εξαίρεση τη δεύτερη κορυφή στον μέγα γλουτιαίο η οποία ήταν χαμηλότερη και το εύρος του μέσου γλουτιαίου που ήταν και αυτό χαμηλότερο.

Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου (TA) επεκτάθηκε πλήρως κατά την φάση αιώρησης. Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, ξεκίνησε πριν από την άρση του μεγάλου δακτύλου του ποδιού από το έδαφος (27%) και ολοκληρώθηκε απότομα στο χρονικό σημείο επαφής της πτέρνας με το έδαφος (100%), με κορυφή στην τελική φάση αιώρησης στο 90% του κύκλου βάδισης. Στο περπάτημα, η δραστηριότητα του πρόσθιου κνημιαίου ξεκίνησε αργότερα και επεκτάθηκε έως την φάση στήριξης, με κορυφή δραστηριοποίησης το χρονικό σημείο επαφής της πτέρνας με το έδαφος.

Όταν η ταχύτητα του τρεξίματος ξεπερνούσε τα 3 μέτρα / δευτερόλεπτο η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα του μέγα προσαγωγού (AM) παρουσιάζει τρεις κορυφές: στην αρχή (18%), στη μέση (68%) και στο τέλος της φάσης αιώρησης (90%). Σε χαμηλότερες ταχύτητες τρεξίματος, η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα είναι χαμηλή και ακανόνιστη. Το προφίλ βάδισης διαφέρει από αυτό του τρεξίματος και παρουσιάζει κορυφές στην επαφή του πέλματος με το έδαφος (0%) και στην επαφή του μεγάλου δακτύλου του ποδιού με το έδαφος (57%).

Μια μελέτη [2] για τους καμπτήρες του ισχίου (λαγονοψοϊτης, ραπτικός μυς, ορθός μηριαίος και τείνων την πλατεία περιτονία) κατά τη διάρκεια του τρεξίματος έδειξε ότι όλοι οι καμπτήρες του ισχίου ήταν ενεργοί από το 30-65% περίπου του κύκλου βάδισης. Η ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου καταγράφηκε ελαφρώς αργότερα (45-65%), η οποία είναι σύμφωνη με τα αποτελέσματα του Gazendam και του Hof [16], γεγονός που υποδηλώνει ότι η λειτουργία του ορθού μηριαίου δουλεύει περισσότερο ως καμπτήρας του ισχίου από ό,τι ως μέρος του τετρακέφαλου (εκτείνων κνήμης). Ο λαγονοψοϊτης έδειξε δεύτερη κορυφή προς το τέλος της φάσης αιώρησης, 80-100%. Η δραστηριότητα του τείνων την πλατεία περιτονία μύος καταγράφεται κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης και της αρχικής φάσης αιώρησης (0-50%), υποστηρίζοντας την ιδέα ότι δεν αποτελεί καμπτήρα του ισχίου.

Το εύρος ενεργοποίησης του λαγονοψοΐτη αυξήθηκε απότομα με την ταχύτητα τρεξίματος.

Η ταχύτητα εκτέλεσης φαίνεται να "αλληλεπιδρά" με την συνεισφορά των μυών των ποδιών που συμμετέχουν στην άρθρωση και την επιτάχυνση του τμήματος του σώματος κατά τη διάρκεια δυναμικής μηχανικής κίνησης [9]. Τα πρότυπα ενεργοποίησης των μυών του γαστροκνημιαίου (μέσος γαστροκνήμιος και πλευρικός γαστροκνήμιος) επηρεάστηκαν από την ταχύτητα τρεξίματος. Όταν τρέχουν σε ένα ηλεκτρικό διάδρομο, οι δρομείς ενεργοποίησαν και απενεργοποίησαν τόσο τον μέσο (MG) όσο και τον πλευρικό (LG) γαστροκνήμιο μω νωρίτερα στον κύκλο βάδισης καθώς έτρεχαν πιο γρήγορα (με ταχύτητα: 2,5, 2,8, 3,2 και 3,5 μέτρα / δευτερόλεπτο). Επιπρόσθετα, το εύρος ενεργοποίησης του μέσου και του πλευρικού γαστροκνημιαίου αυξήθηκε με την αυξανόμενη ταχύτητα τρεξίματος (Ahn et al., 2014).

Ο Kyrolainen [28] αξιολόγησε την ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (EMG) των μυών των ποδιών (μέγας γλουτιαίος, έξω πλατύς, δικέφαλος μηριαίος, γαστροκνημιαίος και πρόσθιος κνημιαίος) και τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους, σε 17 άνδρες αθλητές μεσαίων αποστάσεων τρεξίματος της κατηγορίας elite, κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διάφορες ταχύτητες. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι μέσες τιμές της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας όλων των μυών αυξήθηκαν με την αυξανόμενη ταχύτητα τρεξίματος, ειδικά στις φάσεις προ-επαφής και απόσβεσης.

Καθώς η ταχύτητα κίνησης αυξήθηκε από 3,5-7 m / sec, οι καμπτήρες μους του πέλματος (υποκνημίδιος και γαστροκνημιαίος) ήταν κυρίως υπεύθυνοι για τη δημιουργία υψηλότερων κατακόρυφων δυνάμεων υποστήριξης κατά τη διάρκεια της επαφής με το έδαφος, συμβάλλοντας έτσι στην αύξηση του βήματος. Σε μεγαλύτερες ταχύτητες τρεξίματος - πάνω από 7m / sec, οι δυνάμεις κορυφής που αναπτύχθηκαν από τον υποκνημίδιο και τον γαστροκνημιαίο μειώθηκαν, ενώ οι μύες του ισχίου - ο λαγονοψοΐτης, ο μέγας γλουτιαίος, ο δικέφαλος και ο ορθός μηριαίος, δημιούργησαν αυξημένες δυνάμεις και συνέβαλαν σε μια έντονη επιτάχυνση της άρθρωσης του ισχίου και του γονάτου κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης, αυξάνοντας έτσι τη συχνότητα διασκελισμού [9].

Κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε επίπεδο δρόμο με μέτρια ταχύτητα οι μους του ισχίου παράγουν χαμηλές δυνάμεις που μπορεί να αντικατοπτρίζουν μια στρατηγική για την ελαχιστοποίηση του κόστους μεταβολικής ενέργειας [44] με βάση το σχεδιασμό του μυοσκελετικού συστήματος που έχει διαμορφωθεί από την ανάγκη

οικονομικής παραγωγής δύναμης [45,53]. Ωστόσο, κατά τη διάρκεια πολύ γρήγορου τρεξίματος σε επίπεδο δρόμο (σε ένταση ισοδύναμη με το 115% της ταχύτητας της μέγιστης πρόσληψης οξυγόνου), παρατηρήθηκε πολύ υψηλό επίπεδο δραστηριοποίησης των δικεφάλων μηριαίων, των γλουτιαίων και των προσαγωγών μυών [49]. Κατά την διάρκεια τρεξίματος σε ανηφόρα με μεγάλη ταχύτητα, ο έσω και έξω μέσω πλατύς καθώς και ο ορθός μηριαίος βρέθηκαν να είναι πιο δραστήριοι σε σύγκριση με την λειτουργία τους στον επίπεδο δρόμο σε χαμηλή ταχύτητα [58].

Ο Liebenberg [30] διερεύνησε τον τρόπο με τον οποίο οι μύες των κάτω άκρων επηρεάζονται από τη στήριξη του σωματικού βάρους κατά τη διάρκεια του τρεξίματος σε διαφορετικές ταχύτητες. Καταγράφηκε η μυϊκή δραστηριοποίηση του δικεφάλου μηριαίου, του ορθού μηριαίου, του πρόσθιου κνημιαίου και του γαστροκνημιαίου κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε μηχανικό διάδρομο, ο οποίος παρείχε στήριξη σώματος, σε διαφορετικές ταχύτητες και σωματικό βάρος. Τα αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι η μυϊκή δραστηριοποίηση μειώθηκε ανάλογα με τη μείωση του σωματικού βάρους μειωμένο για όλους τους μυς, χωρίς ωστόσο να αλλάζει τα πρότυπα μυϊκής δραστηριοποίησης, και να αυξάνεται σε αυξανόμενη ταχύτητα για όλους τους παραπάνω μυς.

2.3 Σύγκριση μεταξύ τρεξίματος σε διάδρομο και σε έδαφος

Οι διάδρομοι χρησιμοποιούνται συχνά για τη διερεύνηση της ανθρώπινης μετακίνησης (περπάτημα και τρέξιμο) και για την αξιολόγηση των παραμέτρων απόδοσης. Το τρέξιμο στο διάδρομο είναι μια δημοφιλής μέθοδος προπόνησης για τους δρομείς αποστάσεων, καθώς χαρακτηρίζεται από μειωμένες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους [42] και λιγότερη τάση / φορτίο που επιστρέφεται στο σώμα τους σε σύγκριση με το έδαφος. Όταν κάποιος τρέχει σε διάδρομο, το έδαφος στήριξης (ο ιμάντας του διαδρόμου) κινείται σε σχέση με το κέντρο μάζας των ατόμων (CM), το οποίο είναι αντίθετο με την μετακίνηση του πραγματικού κόσμου, όπου το κέντρο μάζας των ατόμων κινείται σε σχέση με το έδαφος στήριξης [36]. Ως εκ τούτου, πολλές μελέτες έχουν διερευνήσει τις διαφορές μεταξύ των συνθηκών εδάφους / σταδίου και διαδρόμου, προσπαθώντας να απαντήσουν στο ερώτημα κατά πόσο η κίνηση στο εξωτερικό περιβάλλον θα μπορούσε να ερμηνευτεί και να συσχετιστεί με τις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον διάδρομο.

Συγκρίνοντας το τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον και στο διάδρομο, διαπιστώθηκε ότι και στις δύο συνθήκες, το μήκος διασκελισμού ήταν αρκετά

παρόμοιο. Ωστόσο, παρατηρήθηκαν διαφορές όσον αφορά τις κινηματικές και κινητικές παραμέτρους [42]. Η μέση ταχύτητα τρεξίματος σε διάδρομο (3,80 m / sec) ήταν παρόμοια σε σύγκριση με τη μέση ταχύτητα τρεξίματος στο έδαφος (3,84 m / sec). Ο ρυθμός (αριθμός διασκελισμών/ λεπτό) ήταν σημαντικά υψηλότερος και ο χρόνος διασκελισμού και το μήκος του διασκελισμού ήταν σημαντικά μικρότερος για την συνθήκη τρεξίματος στον διάδρομο. Όσον αφορά τη γωνιακή κινηματική, οι γωνίες της άρθρωσης του γόνατος που σχηματίστηκαν ήταν σημαντικά διαφορετικές μεταξύ του τρεξίματος στον διάδρομο και το εξωτερικού περιβάλλοντος [42]. Τα παραπάνω ευρήματα είναι παρόμοια με τα αποτελέσματα και προηγούμενων μελετών [47,55]. Ο Frishberg [14], συγκρίνοντας το τρέξιμο στο έδαφος (μέση ταχύτητα $8,54 \pm 0,09$ m / sec) με το τρέξιμο στο διάδρομο (μέση ταχύτητα $8,46 \pm 0,13$ m / sec), δεν διαπίστωσε σημαντικές διαφορές στις παραμέτρους βήματος (συχνότητα, μήκος, χρόνος στήριξης, χρόνος αιώρησης) μεταξύ των δύο συνθηκών, ωστόσο, ανέφερε διαφορές στην τμηματική κινηματική. Κατά τη διάρκεια γρήγορου τρεξίματος στον διάδρομο, ο μηρός του ποδιού στήριξης ήταν πιο όρθιος στην επαφή και κινήθηκε με βραδύτερη γωνιακή ταχύτητα, ενώ η κνήμη του ποδιού στήριξης ήταν λιγότερο όρθια στην επαφή και κινήθηκε με μεγαλύτερη εμβέλεια κίνησης και γωνιακής ταχύτητας. Έχει επίσης αναφερθεί ότι όταν κάποιος τρέχει σε ένα διάδρομο, η θέση του ποδιού κατά την προσγείωση είναι πιο επίπεδη σε σχέση με την θέση του ποδιού κατά την προσγείωση στο έδαφος [38]. Οι McKenna & Riches [34], που αξιολόγησαν τη κινηματική του τρεξίματος, δεν ανέφεραν βασικές διαφορές μεταξύ των συνθηκών του σταδίου και του διαδρόμου.

Αντίθετα, οι Morin & Seve [36] ανέφεραν ότι οι παράμετροι επιδόσεων τρεξίματος 100 μέτρων ήταν διαφορετικές μεταξύ των συνθηκών διαδρόμου και σταδίου, με αποτέλεσμα τη χαμηλότερη απόδοση στον διάδρομο σε σύγκριση με το τρέξιμο στο έδαφος. Συγκεκριμένα, η μέγιστη ταχύτητα τρεξίματος ήταν σημαντικά χαμηλότερη στο διάδρομο ($S_{max} = 6.90 \pm 0.39$ m / sec) σε σύγκριση με την ταχύτητα τρεξίματος που επιτυγχάνεται στο στάδιο ($S_{max} = 8.84 \pm 0.51$ m / sec). Παρόλα αυτά, η τιμή της μέγιστης ταχύτητας τρεξίματος στον διάδρομο είναι συγκρίσιμη με τις τιμές που καταγράφηκαν σε προηγούμενες μελέτες (που κυμαίνονται από 6,10m / sec, [7]), έως 11,1m / sec, [57]). Επιπλέον, οι μεταβλητές που αξιολόγησαν την απόδοση των 100 μέτρων τρεξίματος - ο χρόνος των 100 μέτρων, η αντίστοιχη μέση ταχύτητα 100 μέτρων και ο απαιτούμενος χρόνος για την επιτάχυνση - συνδέονται με μια σημαντικά χαμηλότερη απόδοση όταν τρέχουν σε ένα διάδρομο από ό, τι στο

στάδιο. Ωστόσο, ο χρόνος για την επίτευξη της μέγιστης ταχύτητας και επιβράδυνσης δεν παρουσίασε σημαντικές διαφορές μεταξύ σταδίου και διαδρόμου.

Παρατηρήθηκαν επίσης διαφορές στις κινητικές παραμέτρους, συγκρίνοντας το τρέξιμο στον διάδρομο και το έδαφος. Στο τρέξιμο στο διάδρομο, οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF) μειώθηκαν σημαντικά, γεγονός που συσχετίζεται με τις μειωμένες τιμές της άρθρωσης του γονάτου που καταγράφηκαν. Παρόλα αυτά, οι υψηλότερες τιμές του αστραγάλου και η διατηρημένη ισχύς που καταγράφηκαν υποστηρίζουν τη διατήρηση της πίεσης κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διάδρομο [42], η οποία παρατηρήθηκε και στο περπάτημα στον διάδρομο [43].

Ωστόσο, ο Kram [27], προσπαθώντας να μετρήσει τις κατακόρυφες και τις πρόσθιες-οπίσθιες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους σε κατάσταση τρεξίματος στο διάδρομο, ανέφερε ότι είτε τρέχει σε διάδρομο είτε σε έδαφος με την ίδια ταχύτητα, τα συστατικά των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους ήταν παρόμοια, υποδεικνύοντας ότι η υποκείμενη βιο-μηχανική είναι ίδια.

Προτείνεται ότι η εξοικείωση με το τρέξιμο στο διάδρομο τείνει να επηρεάσει τα βιο-μηχανικά χαρακτηριστικά του τρεξίματος [29], ωστόσο, οι προσαρμογές στην κίνηση του διαδρόμου διαφέρουν μεταξύ των ατόμων [38].

Καθώς οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους μειώνονται κατά τη διάρκεια του τρεξίματος όταν αυτές εκτελούνται είτε σε συνηθισμένο διάδρομο [42] είτε σε διάδρομο θετικής πίεσης [26], αναμένεται ότι ορισμένοι μύες απαιτούν λιγότερες εντάσεις ενεργοποίησης, αφού το μεταβολικό κόστος έχει μειωθεί [20,21]. Σύμφωνα με τα ευρήματα του Hunter, τα οποία διερεύνησαν μεταβολές στην ενεργοποίηση των μυών για διάφορους μυς των κάτω άκρων ενώ λειτουργούσαν σε διάδρομο θετικής πίεσης με διαφορετικές ποσότητες στήριξης σωματικού βάρους, οι περισσότεροι από τους μυς των κάτω άκρων εμφάνισαν μειώσεις στην ενεργοποίησή τους καθώς το σωματικό βάρος λάμβανε υποστήριξη. Συγκεκριμένα, οι δραστηριοποιήσεις των δύο πλατύ μυών (ο έσω και ο έξω) και του ορθού μηριαίου μειώθηκαν δραματικά καθώς έλαβε στήριξη περισσότερο σωματικό βάρος. Η δραστηριοποίηση του περνιαίου μυός παρουσίασε σημαντική πτωτική τάση με την υποστήριξη του σωματικού βάρους. Ωστόσο, το ποσό αυτής της μείωσης ήταν χαμηλότερο σε σύγκριση με άλλους μυς.

Ενώ οι μειωμένες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους μπορούν να συμβάλλουν στην ενεργοποίηση χαμηλότερης έντασης για ορισμένους μύες κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης, κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης αυτή η μειωμένη

ενεργοποίηση δεν παρατηρείται για όλες τις μυϊκές ομάδες. Όταν χρησιμοποιείται διάδρομος θετικής πίεσης, σε σύγκριση με έναν παραδοσιακό διάδρομο, ορισμένα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών μπορεί να μην αλλάζουν κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης. Κατά τη διάρκεια αυτού του τμήματος του κύκλου βάδισης, η δραστηριοποίηση των προσαγωγών φαίνεται να είναι σχετικά αμετάβλητη καθώς υποστηρίχθηκαν διαφορετικές ποσότητες σωματικού βάρους [26], γεγονός που μπορεί να εξηγηθεί από το ότι κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης η λειτουργία των προσαγωγών είναι να διατηρηθεί το πόδι προς τα εμπρός [16]. Κατά τη διάρκεια της οπίσθιας φάσης στήριξης, ο δικέφαλος μηριαίος παρέμεινε αμετάβλητος - ανεξάρτητα από την κατάσταση του σωματικού βάρους. Παρόλο που αυτή η φάση σχετίζεται με την υποστήριξη του βάρους του σώματος, φαίνεται ότι ο δικέφαλος μηριαίος συμμετέχει λιγότερο στην υποστήριξη του σώματος από το αναμενόμενο. Ωστόσο, είναι απαραίτητη η υψηλή ενεργοποίηση των μυών προκειμένου να παραχθούν οι κατάλληλες οριζόντιες δυνάμεις που απαιτούνται κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, οι οποίες δεν μειώθηκαν από τον διάδρομο θετικής πίεσης [26].

2.4 Κεκλιμένες επιφάνειες τρεξίματος

Οι κεκλιμένες επιφάνειες υποστήριξης επηρεάζουν τον έλεγχο της κίνησης όσον αφορά τη διατήρηση μιας όρθιας στάσης, τα πρότυπα πρόσκρουσης του ποδιού στο έδαφος και το σχετικό κέντρο πίεσης στην πρόσθια-οπίσθια κατεύθυνση κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης και την αντίστοιχη μυϊκή δραστηριότητα. Το τρέξιμο σε κεκλιμένες επιφάνειες επηρεάζει τα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά της τεχνικής λειτουργίας και της λειτουργίας των αρθρώσεων των κάτω άκρων. Το τρέξιμο σε κατηφόρα χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη γωνία κλίσης του γόνατος [32], η οποία συνδέεται με αυξημένη κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος [12,32]. Το ανηφορικό τρέξιμο χαρακτηρίζεται από τη μείωση της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου βάρους με ταυτόχρονη μείωση των μέγιστων συστατικών κατακόρυφης δύναμης σε σύγκριση με το επίπεδο και το κατηφορικό τρέξιμο. Στις πιο έντονες κλίσεις ($\pm 5\%$ και $\pm 8\%$) η μέγιστη κατακόρυφη δύναμη ήταν χαμηλότερη στο ανηφορικό τρέξιμο σε σχέση με το κατηφορικό τρέξιμο. Οι υψηλότερες κλίσεις συσχετίστηκαν επίσης με μεγαλύτερη συχνότητα διασκελισμού κατά το ανηφορικό τρέξιμο [15,19,32,54]. Η αναλογία του χρόνου επαφής κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης ήταν πιο έντονη σε αυξημένες κλίσεις (από + 3% έως + 11%) [15,52], όταν ο χρόνος της φάσης αιώρησης μειωνόταν [15].

Αυτές οι αλλαγές στις παραμέτρους τόσο του χώρου όσο και του χρόνου προκαλούνται από ποικίλες κλίσεις που αλληλεπιδρούν με το έργο που εκτελείται από τις ομάδες μυών κατά τη διάρκεια του τρεξίματος. Ωστόσο, υπάρχουν ελάχιστες πληροφορίες σχετικά με τον τρόπο με τον οποίο η δραστηριοποίηση των μυών των κάτω άκρων επηρεάζεται από θετικές και αρνητικές κλίσεις τρεξίματος. Το τρέξιμο στην ανωφέρεια χαρακτηρίζεται από αυξημένες απαιτήσεις για μυϊκή μηχανική εργασία, προκειμένου να αυξηθεί η δυναμική ενέργεια του σώματος. Έχει αναφερθεί ότι το μεγαλύτερο μέρος της εργασίας που απαιτείται για την εκτέλεση της ανηφορικού τρεξίματος παράγεται στην άρθρωση του ισχίου, ενώ οι αρθρώσεις γόνατος και αστραγάλου εκτελούν παρόμοιες λειτουργίες σε όλες τις κλίσεις (0 °, 6 °, 12 °). Η μηχανική εργασία που παράγεται στην άρθρωση του ισχίου αυξήθηκε σημαντικά με την αύξηση της κλίσης ως αποτέλεσμα είτε της αύξησης της μυϊκής δύναμης τη στιγμή που αυτή αναπτύχθηκε από τους εκτεινόμενους μυς του ισχίου είτε μέσω της μεταφοράς δύναμης από τους εκτεινόμενους μυς του γονάτου στο ισχίο μέσω των ιγνυακών τενόντων [44]. Μεγαλύτερη ενεργοποίηση των μυϊκών ομάδων που περιβάλλουν την άρθρωση του ισχίου (δικέφαλος μηριαίος και λαγονοψοϊτής) και τους μύες που περιβάλλουν την άρθρωση του γονάτου (πλατύς μύες και ορθός μηριαίος) παρατηρήθηκε κατά το ανηφορικό τρέξιμο σε υψηλή ταχύτητα (5m / sec).

Επί του παρόντος, το μεγαλύτερο μέρος της έρευνας έχει εξετάσει την επίδραση των μεταβαλλόμενων κλίσεων και των συνθηκών τρεξίματος στα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά του τρεξίματος, ενώ λίγες πληροφορίες είναι διαθέσιμες για την επίδραση αυτών των μεταβλητών στα μοντέλα ενεργοποίησης μυών κάτω άκρων. Σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να εκτιμηθεί εάν η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (EMG) των μυών των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια του τρεξίματος επηρεάζεται από α) διαφορετικά περιβάλλοντα τρεξίματος (τρέξιμο πάνω στο έδαφος σε εξωτερικό περιβάλλον και τρέξιμο σε μηχανοκίνητο διάδρομο) και β) ποικίλες κλίσεις τρεξίματος (κατηφορικό και ανηφορικό τρέξιμο). Υποθέτουμε ότι η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων θα είναι υψηλότερη στο τρέξιμο πάνω στο έδαφος έναντι του τρεξίματος στον διάδρομο. Επιπλέον, αναμένεται ότι οι διαφορετικές κλίσεις τρεξίματος (αρνητικές και θετικές) θα επηρεάζουν την μυϊκή δραστηριότητα σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδες επιφάνειες.

III. Μέθοδος

3.1 Συμμετέχοντες

Δέκα υγιείς συμμετέχοντες (ηλικία: $21 \pm 2,5$ έτη, ύψος: $1,75 \pm 10,5$ cm, σωματική μάζα: $69,1 \pm 5,7$ kg) έλαβαν μέρος στην τρέχουσα μελέτη. Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν σωματικά δραστήριοι, χωρίς τραυματισμούς και ήταν σε θέση να τρέξουν 10χλμ σε 55-60 λεπτά σε επικλινείς επιφάνειες και επίπεδο έδαφος. Αφού έλαβαν λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με τους στόχους και τις διαδικασίες της μελέτης, κάθε συμμετέχων υπέγραψε το έντυπο συγκατάθεσης που ακολουθεί:

Έντυπο συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

Τίτλος ερευνητικής εργασίας: ΕΠΙΠΕΔΟ ΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΥΓΚΕΚΡΙΜΕΝΩΝ ΜΥΙΚΩΝ ΟΜΑΔΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ ΣΕ ΔΡΟΜΟΥΣ ΜΕ ΚΛΙΣΗ ΤΟΥ ΕΛΑΦΟΥΣ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΟΝ ΕΠΙΠΕΔΟ ΔΡΟΜΟ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΤΗΣ ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΣΕ ΔΡΟΜΟΥΣ ΑΝΤΟΧΗΣ ΣΤΟ ΒΟΥΝΟ

Επιστημονικός Υπεύθυνος: Ιωάννης Τριανταφυλλόπουλος, Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Εργαστήριο Έρευνας Παθήσεων Μυοσκελετικού Συστήματος «Θ. Γαροφαλίδης», Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

Ερευνητής: Ρούσσος Θεόδωρος Υποψήφιος Διδάκτωρ Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ, Msc

1.Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Σκοπός της μελέτης είναι η μελέτη της ενεργοποίησης συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων των κάτω άκρων στον διάδρομο και στο εξωτερικό περιβάλλον σε διάφορες κλίσεις (ανωφέρεια και κατωφέρεια).

2.Διαδικασία

Οι συμμετέχοντες αφού τοποθετήσουν τον ηλεκτρομυογράφο ,και κάνοντας μία προθέρμανση θα τρέξουν 20 μέτρα σε ταχύτητα 10-11 km/h σε 5 διαφορετικές συνθήκες (κλίση -8%, -4%, 0%, 4%, 8%) τόσο στο εξωτερικό περιβάλλον όσο και στον διάδρομο. Θα καταγραφούν όλες οι τιμές και θα αποθηκευτούν σε φορητό ηλεκτρονικό υπολογιστή.

3.Προσδοκώμενες ωφέλειες

Με την συμμετοχή σας θα λάβετε πολλές πληροφορίες για τη λειτουργία συγκεκριμένων μυών των κάτω άκρων , την δραστηριοποίηση τους καθώς και τρόπους βελτίωσης της αθλητικής απόδοσης.

4. 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.

5.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.

6.Ελευθερία συναίνεσης

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

7.Δήλωση συναίνεσης:

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

Ημερομηνία: __/__/__

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή:

3.2 Διαδικασίες και υλικά

Κάθε ένας από τους δέκα συμμετέχοντες, μετά από μια τυποποιημένη προθέρμανση των 10 λεπτών, αξιολογήθηκε σε δύο διαφορετικές συνθήκες τρεξίματος, τρέξιμο σε διάδρομο και τρέξιμο σε έδαφος με τυχαία σειρά. Κάθε συνθήκη τρεξίματος περιελάμβανε μια απόσταση 20 μέτρων με ταχύτητα 11 ± 1 km / h σε κάθε μία από

τις ακόλουθες κλίσεις, -8%, -4%, 0%, 4%, 8%, σε τυχαία σειρά. Η ταχύτητα 11 ± 1 χλμ / ώρα επιλέχθηκε καθώς είναι μια κοινή ταχύτητα προπόνησης για πολλούς από τους δρομείς μεγάλων αποστάσεων. Έτσι, κάθε συμμετέχων πραγματοποίησε συνολικά 5 δοκιμές των 20m, με διάστημα 5 λεπτών, σε κάθε κατάσταση τρεξίματος. Μια 24ωρη ξεκούραση μεσολαβούσε μεταξύ των δύο συνθηκών.

Για την συνθήκη τρεξίματος στον διάδρομο, χρησιμοποιήθηκε ένας προπονητικός διάδρομος Pegasus T1600. Στη συνθήκη τρεξίματος στο έδαφος, οι κλίσεις μετρήθηκαν με έναν μετρητή κλίσης εδάφους Gemled CR-Protractor.

3.3 Μεταβλητές

Το περιβάλλον τρεξίματος και η κλίση του εδάφους ήταν οι ανεξάρτητες μεταβλητές. Το περιβάλλον τρεξίματος καθορίστηκε από το έδαφος και τον μηχανοκίνητο διάδρομο. Η κλίση καθορίστηκε από πέντε διαφορετικές κλίσεις: -8%, -4%, 0%, 4%, 8%. Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα που μετρήθηκε σε μV των ακόλουθων τεσσάρων μυών του δεξιού κάτω άκρου – ορθός μηριαίος, έσω πλατύς, δικέφαλος μηριαίος και γαστροκνημιαίος - ήταν η εξαρτώμενη μεταβλητή.

3.4 Εγγραφή και επεξεργασία ΗΜΓ

Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων καταγράφηκε χρησιμοποιώντας μια ασύρματη συσκευή ΗΜΓ (Delsys Wireless Myomonitor Trigger, Module DS-U05). Αφού ξυρίστηκε και καθαρίστηκε η επιφάνεια του δέρματος, χρησιμοποιήθηκαν διπολικά ηλεκτρόδια επιφανείας (19,8 mm χ 35 mm) 35 mm (αγώγιμοι Ag 1 cm με απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων 1 cm) για την ανάλυση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας από τους ακόλουθους τέσσερις μυς του δεξιού κάτω άκρου: ορθός μηριαίος, έσω πλατύς, δικέφαλος μηριαίος και γαστροκνήμιος. Ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν στο μέσο του συστολικού μυός κατά μήκος του διαμήκους άξονα, με βάση τις συστάσεις του SENIAM για την τοποθέτηση ηλεκτροδίων επιφανείας ΗΜΓ. Για την καταγραφή δεδομένων και την επεξεργασία χρησιμοποιήθηκε ένας καταγραφέας δεδομένων ΗΜΓ σε 1024Hz (το ΗΜΓ λειτουργεί 3.7 Delsys Inc.). Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα καταγράφηκε για το σύνολο των 20 μέτρων τρεξίματος. Και οι τέσσερις μύες καταγράφηκαν ταυτόχρονα.

3.5 Στατιστική ανάλυση

Χρησιμοποιήθηκαν περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τον υπολογισμό του μέσου όρου και της τυπικής απόκλισης της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας των μυών των κάτω άκρων. Διεξήχθη, επίσης, δοκιμή κανονικής κατανομής (δοκιμασία Shapiro - Wilks). Για την εκτίμηση της επίδρασης των συνθηκών τρεξίματος και των διαβαθμίσεων της κλίσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των τεσσάρων μυϊκών ομάδων πραγματοποιήθηκε μια αμφίδρομη επαναλαμβανόμενη μέτρηση ANOVA [2 (τρέξιμο σε διάδρομο, τρέξιμο σε έδαφος) x 5]. Χρησιμοποιήθηκε ένα μοντέλο ANOVA τριών μεταβλητών (συνθήκη τρεξίματος x κλίση x μυϊκή ομάδα) προκειμένου να εκτιμηθεί η διαφορά στην ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων μεταξύ του τρεξίματος σε έδαφος και του τρεξίματος σε διάδρομο. Επιπλέον, διεξήχθη ένα αμφίδρομο μοντέλο ANOVA (βαθμίδα κλίσης x μυϊκή ομάδα) προκειμένου να εκτιμηθούν οι πιθανές διαφορές στην ενεργοποίηση των μυών μεταξύ κλίσεων, όταν πραγματοποιείτε η δραστηριότητα στο έδαφος και στον διάδρομο. Διεξήχθη μετά-ανάλυση χρησιμοποιώντας τη δοκιμασία Bonferroni. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε ως $p < 0,05$. Τα δεδομένα αναλύθηκαν με SPSS έκδοση 17,00 για Windows (SPSS Inc, Chicago, IL).

IV. Επεξεργασία και ανάλυση των αποτελεσμάτων

Οι τιμές των μεταβλητών παρουσιάζονται χρησιμοποιώντας τον αριθμό των συμμετεχόντων (N), τις μέσες τιμές (μ), τις τυπικές αποκλίσεις (σ) και τα μέσα τυπικά σφάλματα (μ . σ). Στις κατηγορικές μεταβλητές χρησιμοποιούμε τις συχνότητες (n) και τα αντίστοιχα ποσοστά (%).

Ο έλεγχος της κανονικότητας της κατανομής των μετρήσεων έγινε χρησιμοποιώντας το Shapiro Wilks test.

Χρησιμοποιήσαμε το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά δύο παράγοντες με επαναληπτικές μετρήσεις (two way ANOVA repeated measures) για να ελέγξουμε την αλληλεπίδραση ανάμεσα στον παράγοντα χώρος (εσωτερικός – εξωτερικός) και τον παράγοντα κλίση δρόμου (-8° , -4° , 0 , 4° , 8°) για την μεταβλητή δύναμης.

Επειδή υπήρχε στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση ανάμεσα στους 2

παράγοντες , ελέγξαμε:

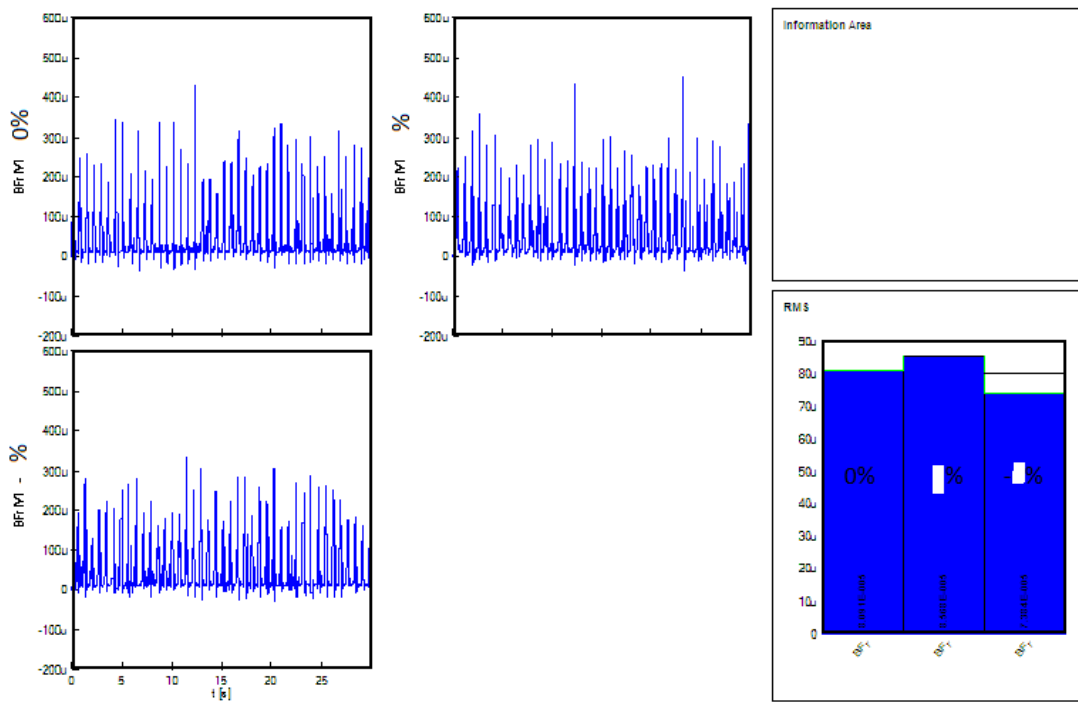
- τον παράγοντα χώρο για κάθε γωνία κλίσης ξεχωριστά χρησιμοποιώντας το τ-τεστ κατά ζεύγη και την διόρθωση Bonferroni των πολλαπλών συγκρίσεων ($\text{adjusted } p\text{-value} = p\text{-value} / 5 = 0,01$) και το Wilcoxon test όπου τα δεδομένα δεν είχαν κανονική κατανομή.

- Τον παράγοντα κλίση δρόμου για κάθε χώρο ξεχωριστά χρησιμοποιώντας το μοντέλο ανάλυσης διακύμανσης κατά 1 παράγοντα με επαναληπτικές μετρήσεις χρησιμοποιώντας το τεστ Bonferroni για τις συγκρίσεις κατά ζεύγη. Τα τεστ Friedman και Wilcoxon χρησιμοποιήθηκαν για την μη παραμετρική ανάλυση όπου ήταν απαραίτητο.

Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο SPSS, version 17.00 (SPSS Inc, Chiv=cago, IL). Όλα τα τεστ θα είναι διπλής κατεύθυνσης (two sided). Η τιμή $p\text{-value} < 0.05$ καθορίστηκε ως επίπεδο στατιστικής σημαντικής διαφοράς.



Ηλεκτρομυογράφος Delsys DS-U05 Wireless Myomonotir Trigger Module



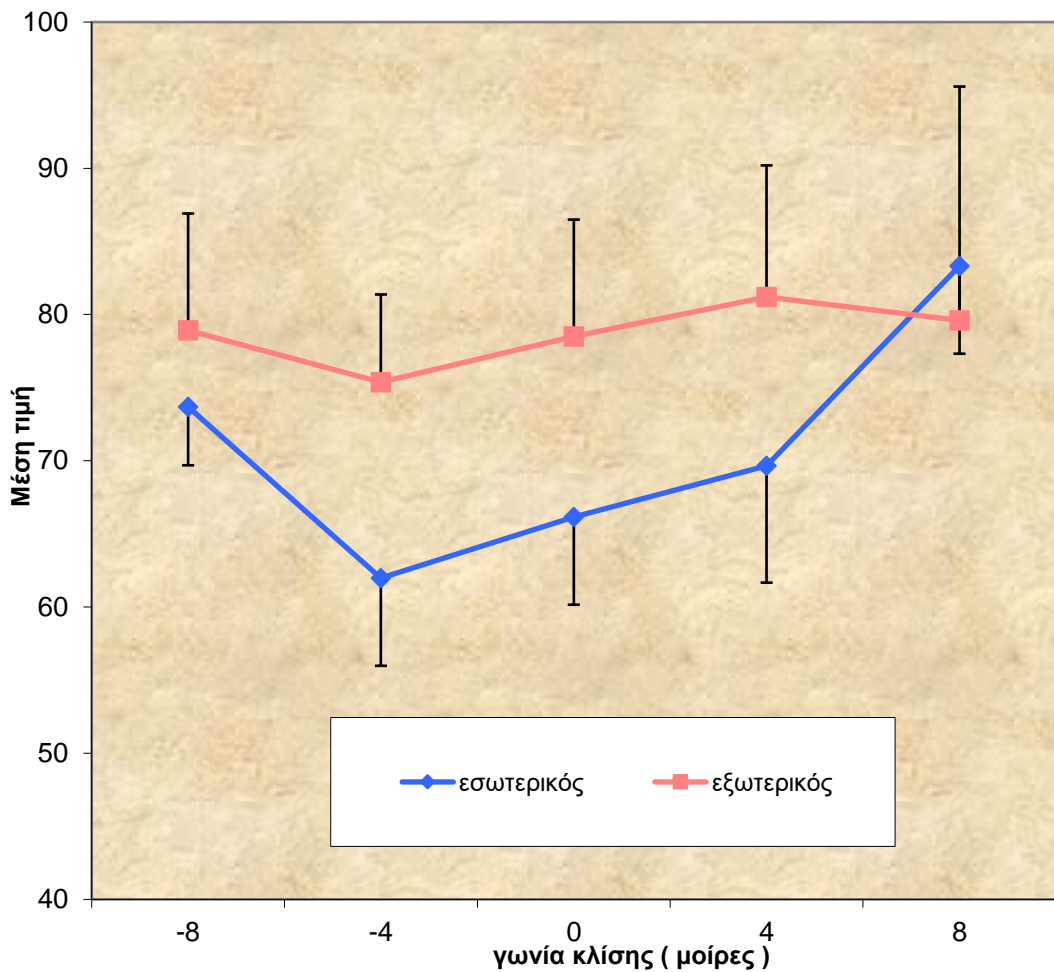
DelSys Inc.
Version 11.00.0

Original Report αποτελεσμάτων ηλεκτρομυογράφου

V. Αποτελέσματα

1. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΔΥΝΑΜΗΣ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΧΩΡΟΥΣ ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ ΚΛΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΜΥΙΚΗ ΟΜΑΔΑ **BICEPS** (ΔΙΚΕΦΑΛΟΣ ΜΗΡΙΑΙΟΣ)

Χρησιμοποιούμε το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά δύο παράγοντες με επαναληπτικές μετρήσεις για να ελέγξουμε την αλληλεπίδραση ανάμεσα στον παράγοντα χώρο και τον παράγοντα κλίση δρόμου για την μεταβλητή δύναμης (δηλαδή αν η μεταβλητή δύναμη μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους). Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση { $F(1,9)=15.02$ $p=0.004$ } άρα η μεταβλητή δύναμης μεταβάλλεται με διαφορετικό τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους:



Σχεδιάγραμμα 1: Μέση τιμή μυϊκής ενεργοποίησης του δικέφαλου μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Επειδή υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση δεν μπορούμε να ομαδοποιήσουμε τα αποτελέσματα δηλ να δούμε τις διαφορές ανάμεσα στις 2 περιοχές ανεξάρτητα της γωνίας κλίσης ή να συγκρίνουμε τις γωνίες κλίσης ανεξάρτητα της περιοχής άρα αρχικά συγκρίνουμε τις 2 περιοχές για κάθε γωνία κλίσης ξεχωριστά χρησιμοποιώντας και την διόρθωση Bonferroni για τις παρακάτω συγκρίσεις: (adjusted p-value = p-value / 5 = 0,01).

Γωνία κλίσης		Μέση τιμή	Τυπική Απόκλιση	p-value
-8°	εξωτερικά	78,91	7,93	0,008
	εσωτερικά	73,69	4,17	
-4°	εξωτερικά	75,37	6,67	<0.0001
	εσωτερικά	61,98	6,43	
0°	εξωτερικά	78,49	8,41	<0.0001
	εσωτερικά	66,15	6,26	
4°	εξωτερικά	81,20	9,34	<0.0001
	εσωτερικά	69,66	8,26	
8°	εξωτερικά	79,59	16,08	0.308
	εσωτερικά	83,32	5,63	

Πίνακας 1: Σύγκριση μέσης τιμή ενεργοποίησης δικέφαλου μηριαίου στην ίδια κλίση στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους 2 χώρους για όλες τις γωνίες κλίσης -8° (p=0,008) , -4° (p<0,0001) , 0° (p<0,0001) , 4° (p<0,0001) ενώ δεν υπάρχει για τις 8° (p=0,308)

Το επόμενο βήμα είναι να εξετάσουμε την μεταβλητή δύναμης ανάμεσα στις γωνίες κλίσης για κάθε χώρο ξεχωριστά:

	Εσωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	73,69	4,17	---	<0,001	0.001	0.377	<0,001
-4°	61,98	6,43	---	---	<0,001	0.001	<0,001
0°	66,15	6,26	---	---	---	0.039	<0,001
4°	69,66	8,26	---	---	---	---	<0,001
8°	83,32	5,63	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 2: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης δικεφάλου μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εσωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,05$) εκτός από αυτές των -8° και των 4° ($p = 0,377$)

	Εξωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	78,91	7,93	---				
-4°	75,37	6,67	---	---			
0°	78,49	8,41	---	---	---		
4°	81,20	9,34	---	---	---	---	
8°	79,59	16,08	---	---	---	---	---
p-value overall	0.276						

Πίνακας 3: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης δικεφάλου μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εξωτερικό χώρο ($p=0.276$).

Συγκεντρωτικός πίνακας : BICEP muscle team

Slope gradient	Location		p-value _{location}
	Overground running(μ V)	Treadmill running(μ V)	
-8°	78,91 \pm 7.93	73,69 \pm 4.17 ^{b,d,h}	0,008
-4°	75,37 \pm 6,67	61,98 \pm 6,43 ^{d,f,h}	<0.001
0°	78,49 \pm 8,41	66,15 \pm 6,26 ^{e,h}	<0.001
4°	81,20 \pm 9,34	69,66 \pm 8,26 ^h	<0.001
8°	79,59 \pm 16,08	83,32 \pm 5,63	0.308
p-value _{angle of inclination}	0.276	<0.001	

a : $p<0,05$ vs -4° , b : $p<0,005$ vs -4° c : $p<0,05$ vs 0° , d : $p<0,005$ vs 0°
e : $p<0,05$ vs 4° , f : $p<0,005$ vs 4° g : $p<0,05$ vs 8° , h : $p<0,005$ vs 8°

Πίνακας 4:Συγκεντρωτικός Πίνακας Δραστηριότητας ΗΜΓ του δικέφαλου μηριαίου, στο εσωτερικό και στο εξωτερικό περιβάλλον, σε κάθε βαθμίδα κλίσης.

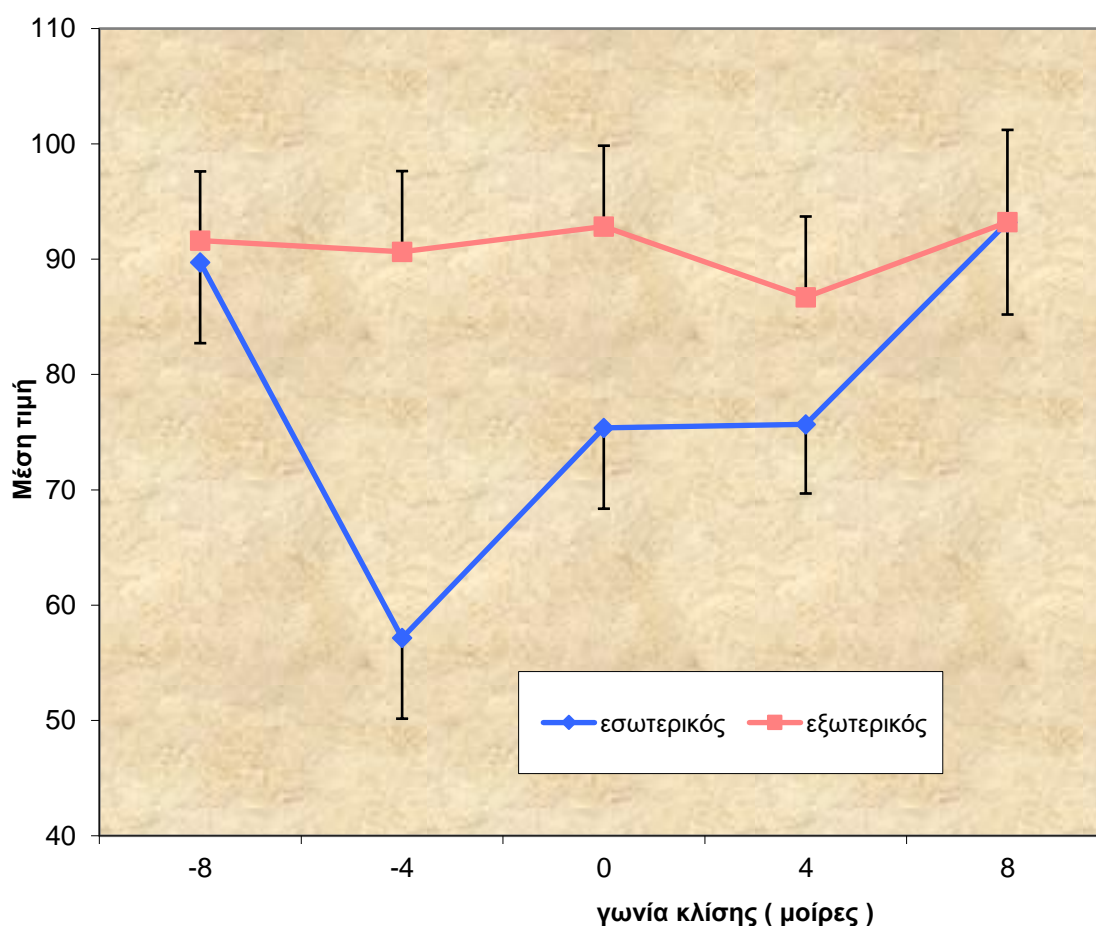
Αξιολογώντας την ΗΜΓ δραστηριότητα δικέφαλου μηριαίου, τα αποτελέσματα της επαναλαμβανόμενης ANOVA αποκάλυψαν μια σημαντική αλληλεπίδραση "συνθήκης τρεξίματος x βαθμίδα κλίσης" ($F(1,9) = 15,02$, $p = 0,004$). Μία σημαντικά μεγαλύτερη ενεργοποίηση του δικέφαλου μηριαίου παρατηρήθηκε στο τρέξιμο πάνω στο έδαφος, σε όλες τις βαθμίδες της κλίσης, σε σύγκριση με το τρέξιμο σε διάδρομο. Ωστόσο, στην υψηλότερη κλίση (8%) αυτή η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική.

Στο τρέξιμο πάνω σε διάδρομο, παρατηρήθηκε σημαντική επίδραση της μεταβλητής κλίσης στην ΗΜΓ του δικέφαλου μηριαίου. Σε πιο έντονες κλίσεις (-8% και 8%), η δραστηριότητα του δικέφαλου μηριαίου ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση με τις λιγότερο έντονες κλίσεις και το επίπεδο του τρεξίματος. Επιπλέον, με μια θετική αύξηση στην βαθμίδα της κλίσης (από -4% έως 8%) η μυϊκή δραστηριότητα αυξήθηκε σημαντικά. Αντίθετα, όταν οι συμμετέχοντες τρέχουν στο

έδαφος, τα αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι οι διαφορετικές βαθμίδες της κλίσης δεν επηρέασαν σημαντικά τη μυϊκή δραστηριότητα.

2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΔΥΝΑΜΗΣ **ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΧΩΡΟΥΣ ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ ΚΛΙΣΗΣ ΓΙΑ** **ΤΗΝ ΜΥΙΚΗ ΟΜΑΔΑ GAS (ΓΑΣΤΡΟΚΝΗΜΙΟΣ)**

Χρησιμοποιούμε το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά δύο παράγοντες με επαναληπτικές μετρήσεις για να ελέγξουμε την αλληλεπίδραση ανάμεσα στον παράγοντα χώρο και τον παράγοντα κλίση δρόμου για την μεταβλητή δύναμης (δηλαδή αν η μεταβλητή δύναμη μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους). Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση { $F(1,9)=53.34$ $p < 0.0001$ } άρα η μεταβλητή δύναμης μεταβάλλεται με διαφορετικό τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους:



Σχεδιάγραμμα 2: Μέση τιμή μυϊκής ενεργοποίησης του γαστροκνημιαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Επειδή υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση δεν μπορούμε να ομαδοποιήσουμε τα αποτελέσματα δηλ να δούμε τις διαφορές ανάμεσα στις 2 περιοχές ανεξάρτητα της γωνίας κλίσης ή να συγκρίνουμε τις γωνίες κλίσης ανεξάρτητα της περιοχής άρα αρχικά συγκρίνουμε τις 2 περιοχές για κάθε γωνία κλίσης ξεχωριστά χρησιμοποιώντας και την διόρθωση Bonferroni για τις παρακάτω συγκρίσεις($\text{adjusted } p\text{-value} = p\text{-value} / 5 = 0,01$)

Γωνία κλίσης		Μέση τιμή	Τυπική Απόκλιση	p-value
-8°	εξωτερικά	91,61	6,04	0,231
	εσωτερικά	89,72	6,95	
-4°	εξωτερικά	90,64	6,85	<0.0001
	εσωτερικά	57,15	7,41	
0°	εξωτερικά	92,84	7,31	<0.0001
	εσωτερικά	75,36	6,93	
4°	εξωτερικά	86,70	6,51	<0.0001
	εσωτερικά	75,68	5,88	
8°	εξωτερικά	93,21	8,06	0.995
	εσωτερικά	93,20	8,00	

Πίνακας5: Σύγκριση μέσης τιμή ενεργοποίησης γαστροκνημιαίου στην ίδια κλίση στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους 2 χώρους για τις γωνίες κλίσης: -4° ($p < 0,0001$) , 0° ($p < 0,0001$) , 4° ($p < 0,0001$) ενώ δεν υπάρχει για τις -8° ($p = 0,231$) και 8° ($p = 0,995$)

Το επόμενο βήμα είναι να εξετάσουμε την μεταβλητή δύναμης ανάμεσα στις γωνίες κλίσης για κάθε χώρο ξεχωριστά:

	Εσωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	89,72	6,95	---	<0,001	<0,001	<0,001	0,001
-4°	57,15	7,41	---	---	<0,001	0,001	<0,001
0°	75,36	6,93	---	---	---	1.000	<0,001
4°	75,68	5,88	---	---	---	---	<0,001
8°	93,20	8,00	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 6: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης γαστροκνημιαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εσωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,001$) εκτός από αυτές των 0° με τις 4° ($p = 1,000$)

	Εξωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	91,61	6,04	---	1.000	1.000	0.035	1.000
-4°	90,64	6,85	---	---	0.255	<0,001	0.600
0°	92,84	7,31	---	---	---	<0,001	1.000
4°	86,70	6,51	---	---	---	---	<0,001
8°	93,21	8,06	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 7: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης γαστροκνημιαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εξωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στην γωνία κλίσης 4° με όλες τις γωνίες κλίσης -8° ($p = 0,035$) -4° ($p < 0,001$) 0° ($p < 0,001$) και 8° ($p < 0,001$)

Συγκεντρωτικός πίνακας : GAS muscle team

Slope gradient	Location		p-value _{location}
	Overground running(μ V)	Treadmill running(μ V)	
-8°	91.61 \pm 6.04 ^e	89.72 \pm 6.95 ^{b,d,f,h}	0,231
-4°	90.64 \pm 6,85 ^f	57.15 \pm 7.41 ^{d,f,h}	<0.001
0°	92.84 \pm 7.31 ^f	75.36 \pm 6,93 ^h	<0.001
4°	86.70 \pm 6.51 ^h	75.68 \pm 5.88 ^h	<0.001
8°	93.21 \pm 8.06	93.20 \pm 8.00	0.995
p-value _{angle of inclination}	<0.001	<0.001	

a : $p < 0,05$ vs -4° , b : $p < 0,005$ vs -4° c : $p < 0,05$ vs 0° , d : $p < 0,005$ vs 0°
e : $p < 0,05$ vs 4° , f : $p < 0,005$ vs 4° g : $p < 0,05$ vs 8° , h : $p < 0,005$ vs 8°

Πίνακας 8: Συγκεντρωτικός Πίνακας Δραστηριότητας ΗΜΓ του γαστροκνημιαίου, σε τρέξιμο στο εσωτερικό και στο εξωτερικό περιβάλλον, σε κάθε βαθμίδα κλίσης.

Τα επαναλαμβανόμενα αποτελέσματα της ANOVA αποκάλυψαν μια σημαντική αλληλεπίδραση "συνθήκη τρεξίματος x βαθμίδα κλίσης" ($F(1,9) = 53,34$, $p < 0,0001$) στη δραστηριότητα του ΗΜΓ του γαστροκνημιαίου. Συγκρίνοντας τις δύο συνθήκες τρεξίματος, φαίνεται ότι ο γαστροκνημιαίος ήταν περισσότερο ενεργοποιημένος σε τρέξιμο πάνω στο έδαφος, σε βαθμίδες κλίσης -4% , 0% , 4% . Σε πιο έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στην ενεργοποίηση των μυών μεταξύ των δύο συνθηκών τρεξίματος.

Όταν οι συμμετέχοντες τρέχουν στον διάδρομο, η βαθμίδα της κλίσης είχε σημαντική επίδραση στη δραστηριότητα ΗΜΓ του γαστροκνημιαίου. Σε πιο έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), η μυϊκή δραστηριότητα ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση με το επίπεδο τρεξίματος, ενώ στην κλίση -4% παρατηρήθηκε σημαντικά μικρότερη

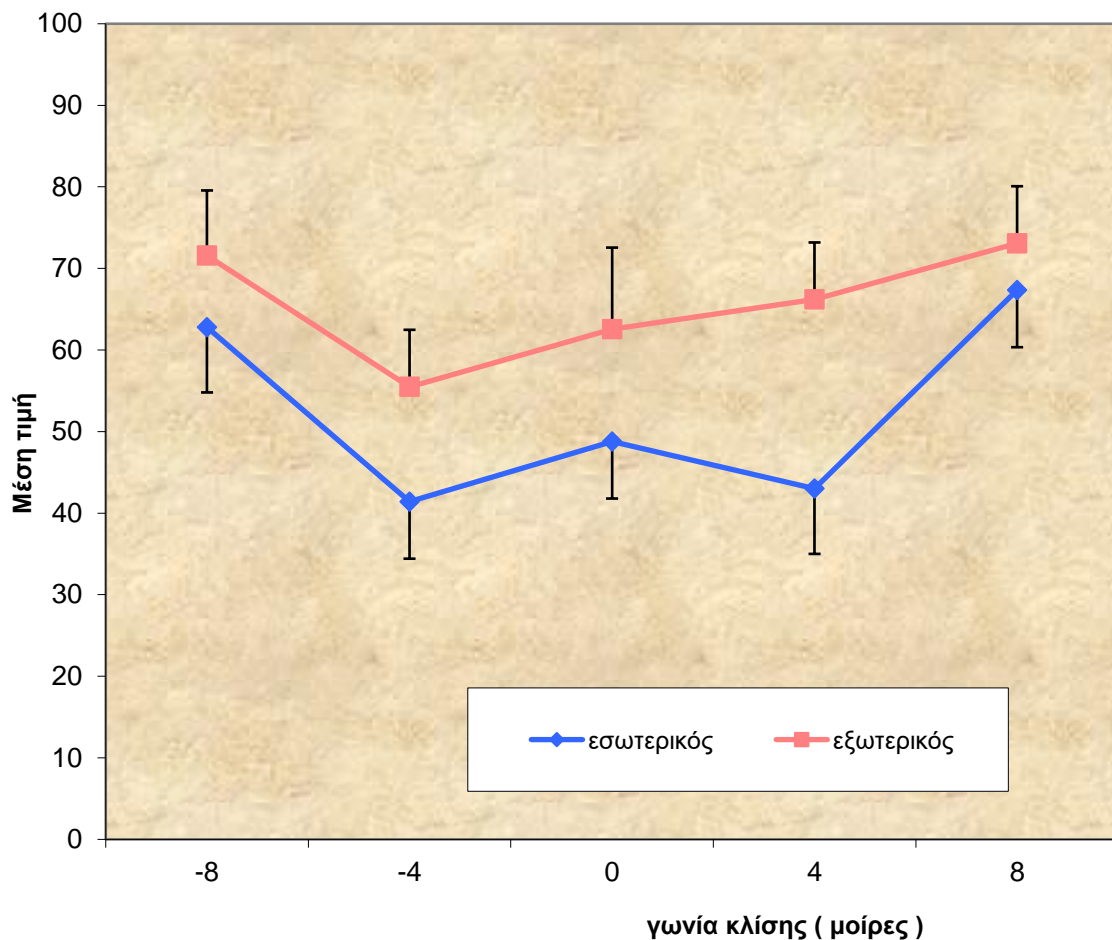
μυϊκή δραστηριότητα. Επιπρόσθετα, παρατηρήθηκε ένα μοτίβο αυξημένης ενεργοποίησης με θετική αύξηση στις βαθμίδες κλίσης. Όταν οι συμμετέχοντες τρέχουν πάνω από το έδαφος, με κλίση 4%, παρατηρήθηκε μια σημαντικά χαμηλότερη δραστηριότητα γαστροκνημιαίου σε σύγκριση με όλες τις άλλες βαθμίδες κλίσης.



ΕΙΚΟΝΑ 1: Τοποθέτηση ηλεκτρομυογράφου στον δικέφαλο μηριαίο και στον γαστροκνήμιο μύ.

3. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΔΥΝΑΜΗΣ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΧΩΡΟΥΣ ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ ΚΛΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΜΥΙΚΗ ΟΜΑΔΑ **RECTUS** (ΟΡΘΟΣ ΜΗΡΙΑΙΟΣ)

Χρησιμοποιούμε το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά δύο παράγοντες με επαναληπτικές μετρήσεις για να ελέγξουμε την αλληλεπίδραση ανάμεσα στον παράγοντα χώρο και τον παράγοντα κλίση δρόμου για την μεταβλητή δύναμης (δηλαδή αν η μεταβλητή δύναμη μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους). Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση { $F(1,9)=76,25$ $p < 0.0001$ } άρα η μεταβλητή δύναμης μεταβάλλεται με διαφορετικό τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους:



Σχεδιάγραμμα 3: Μέση τιμή μυϊκής ενεργοποίησης του ορθού μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Επειδή υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση δεν μπορούμε να ομαδοποιήσουμε τα αποτελέσματα δηλ να δούμε τις διαφορές ανάμεσα στις 2 περιοχές ανεξάρτητα της γωνίας κλίσης ή να συγκρίνουμε τις γωνίες κλίσης ανεξάρτητα της περιοχής άρα αρχικά συγκρίνουμε τις 2 περιοχές για κάθε γωνία κλίσης ξεχωριστά χρησιμοποιώντας και την διόρθωση Bonferroni για τις παρακάτω συγκρίσεις($\text{adjusted p-value} = \text{p-value} / 5 = 0,01$)

Γωνία κλίσης		Μέση τιμή	Τυπική Απόκλιση	p-value
-8°	εξωτερικά	71,57	7,81	<0.0001
	εσωτερικά	62,80	8,41	
-4°	εξωτερικά	55,48	6,69	<0.0001
	εσωτερικά	41,42	7,01	
0°	εξωτερικά	62,56	9,74	<0.0001
	εσωτερικά	48,79	6,59	
4°	εξωτερικά	66,19	7,29	<0.0001
	εσωτερικά	43,00	7,87	
8°	εξωτερικά	73,08	7,00	<0.0001
	εσωτερικά	67,34	7,24	

Πίνακας 9: Σύγκριση μέσης τιμή ενεργοποίησης ορθού μηριαίου στην ίδια κλίση στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους 2 χώρους για όλες τις γωνίες κλίσης -8° ($p < 0,0001$), -4° ($p < 0,0001$), 0° ($p < 0,0001$), 4° ($p < 0,0001$), 8° ($p < 0,0001$) Το επόμενο βήμα είναι να εξετάσουμε την μεταβλητή δύναμης ανάμεσα στις γωνίες κλίσης για κάθε χώρο ξεχωριστά:

	Εσωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	62,80	8,41	---	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
-4°	41,42	7,01	---	---	<0,001	0.125	<0,001
0°	48,79	6,59	---	---	---	<0,001	<0,001
4°	43,00	7,87	---	---	---	---	<0,001
8°	67,34	7,24	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 10: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης ορθού μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εσωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,001$) εκτός από αυτές των -4° με τις 4° ($p = 0.125$)

	Εξωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	71,57	7,81	---	<0,001	<0,001	<0,001	0.247
-4°	55,48	6,69	---	---	0,002	<0,001	<0,001
0°	62,56	9,74	---	---	---	0,055	<0,001
4°	66,19	7,29	---	---	---	---	<0,001
8°	73,08	7,00	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 11: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης ορθού μηριαίου σε διαφορετικές κλίσεις στο εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εξωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,05$) εκτός από αυτές των -8° με τις 8° ($p = 0.247$)

Συγκεντρωτικός πίνακας : RECTUS muscle team

Slope gradient	Location		p-value _{location}
	Overground running(μ V)	Treadmill running(μ V)	
-8°	71.57 \pm 7.81 ^{b,d,f}	62.80 \pm 8.41 ^{b,d,f,h}	<0.001
-4°	55.48 \pm 6,69 ^{d,f,h}	41.42 \pm 7.01 ^{d,h}	<0.001
0°	62.56 \pm 9.74 ^{e,h}	48.79 \pm 6,59 ^{f,h}	<0.001
4°	66.19 \pm 7.29 ^h	43.00 \pm 7.87 ^h	<0.001
8°	73.08 \pm 7.00	67.34 \pm 7.24	<0.001
p-value _{angle of inclination}	<0.001	<0.001	

a : $p < 0,05$ vs -4° , b : $p < 0,005$ vs -4° c : $p < 0,05$ vs 0° , d : $p < 0,005$ vs 0°
e : $p < 0,05$ vs 4° , f : $p < 0,005$ vs 4° g : $p < 0,05$ vs 8° , h : $p < 0,005$ vs 8°

Πίνακας 12: Συγκεντρωτικός Πίνακας Δραστηριότητας ΗΜΓ του ορθού μηριαίου, στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον, σε κάθε βαθμίδα κλίσης.

Αξιολογώντας τη δραστηριότητα ΗΜΓ του ορθού μηριαίου, τα αποτελέσματα επαναλαμβανόμενων αποτελεσμάτων της ANOVA έδειξαν σημαντική αλληλεπίδραση "συνθήκης τρεξίματος x βαθμίδα κλίσης" ($F(1,9) = 76,25, p < 0,0001$). Συγκρίνοντας τις δύο συνθήκες τρεξίματος, παρατηρήθηκε σημαντικά υψηλότερη ενεργοποίηση του ορθού μηριαίου σε τρέξιμο πάνω στο έδαφος, σε όλες τις βαθμίδες κλίσης.

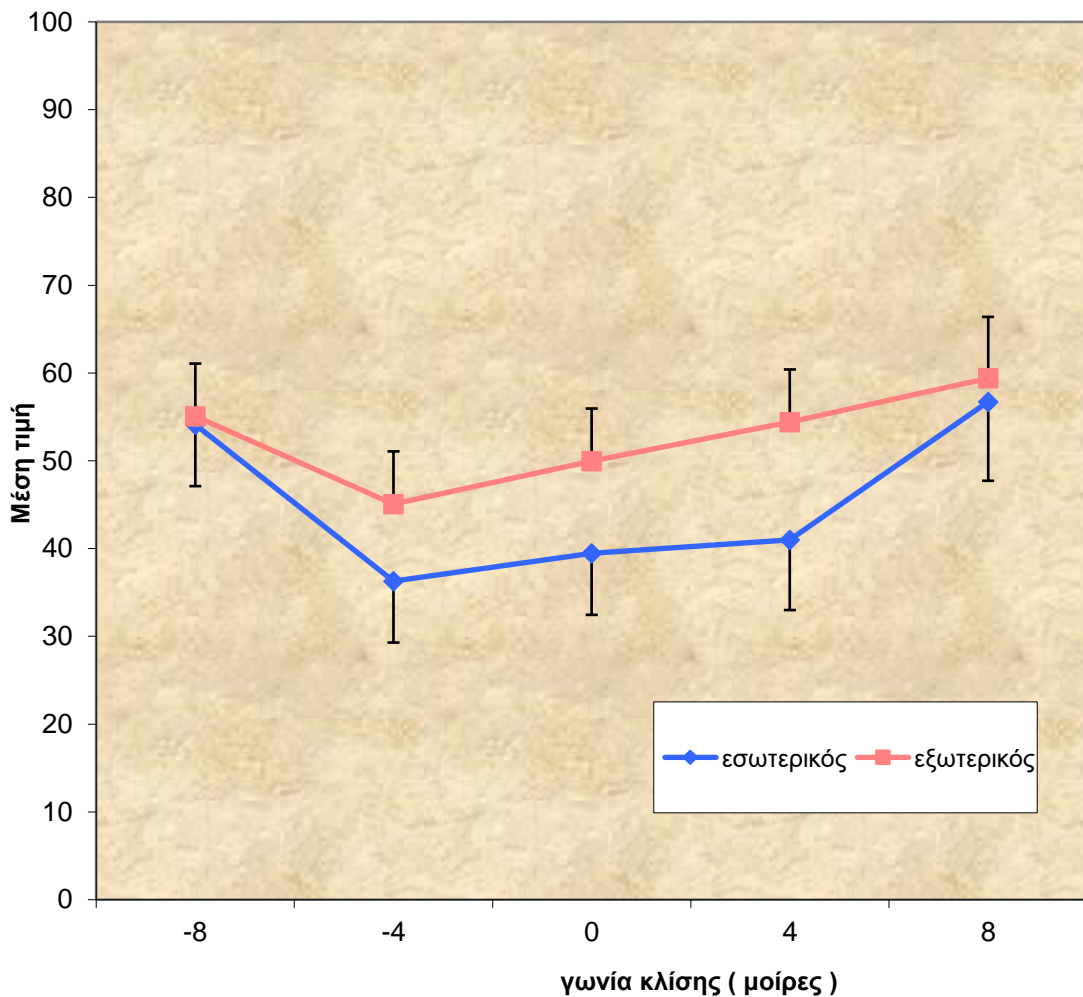
Η βαθμίδα της κλίσης είχε σημαντική επίδραση στη δραστηριότητα ΗΜΓ του ορθού μηριαίου, σε τρέξιμο σε διάδρομο. Σε πιο έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), η μυϊκή δραστηριότητα ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση με τις χαμηλότερες κλίσεις ($\pm 4\%$) και το επίπεδο τρεξίματος. Είναι ενδιαφέρον ότι παρατηρήθηκε, επίσης, μια σημαντικά υψηλότερη μυϊκή δραστηριότητα όταν το επίπεδο τρεξίματος συγκρίθηκε με το ανηφορικό τρέξιμο $\pm 4\%$. Στο τρέξιμο πάνω από το έδαφος, με έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), παρατηρήθηκε παρόμοιο πρότυπο δραστηριότητας του ορθού μηριαίου. Επιπλέον, με θετική αύξηση στην βαθμίδα της κλίσης (από -4% έως 4%) η δραστηριότητα του ορθού μηριαίου αυξήθηκε σημαντικά.



ΕΙΚΟΝΑ 2: Τοποθέτηση ηλεκτρομυογράφου στον ορθό μηριαίο και στον έσω πλατύ μύ.

4. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΔΥΝΑΜΗΣ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΧΩΡΟΥΣ ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ ΚΛΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΜΥΙΚΗ ΟΜΑΔΑ VASTUSMED (ΕΣΩ ΠΛΑΤΥΣ)

Χρησιμοποιούμε το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά δύο παράγοντες με επαναληπτικές μετρήσεις για να ελέγξουμε την αλληλεπίδραση ανάμεσα στον παράγοντα χώρο και τον παράγοντα κλίση δρόμου για την μεταβλητή δύναμης (δηλαδή αν η μεταβλητή δύναμη μεταβάλλεται με τον ίδιο τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους). Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση { $F(1,9)=45.93$ $p < 0.0001$ } άρα η μεταβλητή δύναμης μεταβάλλεται με διαφορετικό τρόπο για κάθε κλίση γωνίας στους 2 χώρους:



Σχεδιάγραμμα 4: Μέση τιμή μυϊκής ενεργοποίησης του έσω πλατύ σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Επειδή υπάρχει στατιστικά σημαντική αλληλεπίδραση δεν μπορούμε να ομαδοποιήσουμε τα αποτελέσματα δηλ να δούμε τις διαφορές ανάμεσα στις 2 περιοχές ανεξάρτητα της γωνίας κλίσης ή να συγκρίνουμε τις γωνίες κλίσης ανεξάρτητα της περιοχής άρα αρχικά συγκρίνουμε τις 2 περιοχές για κάθε γωνία κλίσης ξεχωριστά χρησιμοποιώντας και την διόρθωση Bonferroni για τις παρακάτω συγκρίσεις($\text{adjusted p-value} = \text{p-value} / 5 = 0,01$)

Γωνία κλίσης		Μέση τιμή	Τυπική Απόκλιση	p-value
-8°	εξωτερικά	55,07	6,43	0.102
	εσωτερικά	54,11	7,13	
-4°	εξωτερικά	45,07	6,09	<0.0001
	εσωτερικά	36,30	7,14	
0°	εξωτερικά	49,95	6,08	<0.0001
	εσωτερικά	39,45	6,65	
4°	εξωτερικά	54,40	5,81	<0.0001
	εσωτερικά	40,99	7,79	
8°	εξωτερικά	59,40	7,53	<0.0001
	εσωτερικά	56,72	8,67	

Πίνακας 13: Σύγκριση μέσης τιμή ενεργοποίησης έσω πλατύ στην ίδια κλίση στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στους 2 χώρους για όλες τις γωνίες κλίσης -4° ($p < 0,0001$) , 0° ($p < 0,0001$) , 4° ($p < 0,0001$) , 8° ($p < 0,0001$) εκτός από τις -8° ($p = 0,102$)

Το επόμενο βήμα είναι να εξετάσουμε την μεταβλητή δύναμης ανάμεσα στις γωνίες κλίσης για κάθε χώρο ξεχωριστά:

	Εσωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	54,11	7,13	---	<0,001	<0,001	<0,001	0,170
-4°	36,30	7,14	---	---	<0,001	<0,001	<0,001
0°	39,45	6,65	---	---	---	0.584	<0,001
4°	40,99	7,79	---	---	---	---	<0,001
8°	56,72	8,67	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 14: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης έσω πλατύ σε διαφορετικές κλίσεις στο εσωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εσωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,001$) εκτός από αυτές των -8° με τις 8° ($p = 0.170$) και 0° με τις 4° ($p = 0.584$)

	Εξωτερικά		Συγκρίσεις κατά ζεύγη				
	Μέση τιμή	TA	-8°	-4°	0°	4°	8°
-8°	55,07	6,43	---	<0,001	<0,001	1.000	<0,001
-4°	45,07	6,09	---	---	<0,001	<0,001	<0,001
0°	49,95	6,08	---	---	---	<0,001	<0,001

4°	54,40	5,81	---	---	---	---	0,002
8°	59,40	7,53	---	---	---	---	---
p-value overall	<0,001						

Πίνακας 15: Σύγκριση μέση τιμής ενεργοποίησης έσω πλατύ σε διαφορετικές κλίσεις στο εξωτερικό περιβάλλον.

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις γωνίες κλίσης της μεταβλητής δύναμης για τον εξωτερικό χώρο ($p < 0.001$). Οι κατά ζεύγη συγκρίσεις αναδεικνύουν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα σε όλες τις γωνίες κλίσης ($p < 0,001$) εκτός από αυτές των -8° με τις 4° ($p = 1.000$)

Συγκεντρωτικός Πίνακας : VASTUSMED muscle team

Slope gradient	Location		p-value _{location}
	Overground running(μV)	Treadmill running(μV)	
-8°	55.07 \pm 6.43 ^{b,d,h}	54.11 \pm 7.13 ^{b,d,f}	0.102
-4°	45.07 \pm 6,09 ^{d,f,h}	36.30 \pm 7.14 ^{d,f,h}	<0.001
0°	49.95 \pm 6.08 ^{f,h}	39.45 \pm 6,65 ^h	<0.001
4°	54.40 \pm 5.81 ^h	40.99 \pm 7.79 ^h	<0.001
8°	59.40 \pm 7.53	56.72 \pm 8.67	<0.001
p-value _{angle of inclination}	<0.001	<0.001	

a : $p < 0,05$ vs -4° , b : $p < 0,005$ vs -4° c : $p < 0,05$ vs 0° , d : $p < 0,005$ vs 0°
e : $p < 0,05$ vs 4° , f : $p < 0,005$ vs 4° g : $p < 0,05$ vs 8° , h : $p < 0,005$ vs 8°

Πίνακας 16: Συγκεντρωτικός Πίνακας Δραστηριότητας ΗΜΓ του έσω πλατύ, , σε τρέξιμο στο εσωτερικό και εξωτερικό περιβάλλον, σε κάθε βαθμίδα κλίσης.

Αξιολογώντας τη δραστηριότητα ΗΜΓ του έσω πλατύ, τα αποτελέσματα επαναλαμβανόμενων μετρήσεων της ANOVA έδειξαν σημαντική αλληλεπίδραση "συνθήκη τρεξίματος x βαθμίδα κλίσης" ($F(1,9) = 45,93, p < 0,0001$). Μία σημαντικά υψηλότερη ενεργοποίηση του έσω πλατύ παρατηρήθηκε στο τρέξιμο πάνω από το έδαφος, σε όλες τις διαβαθμίσεις της κλίσης εκτός από τη βαθμίδα -8%, σε σύγκριση με το τρέξιμο σε διάδρομο.

Η βαθμίδα της κλίσης είχε σημαντική επίδραση στην ΗΜΓ δραστηριότητα του έσω πλατύ, όταν οι συμμετέχοντες τρέχουν σε διάδρομο. Σε πιο έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), η μυϊκή δραστηριότητα ήταν σημαντικά μεγαλύτερη σε σύγκριση με τις χαμηλότερες κλίσεις ($\pm 4\%$) και το επίπεδο τρεξίματος, ενώ με κλίση -4% παρατηρήθηκε σημαντικά μικρότερη δραστηριότητα ΗΜΓ. Στο τρέξιμο πάνω στο έδαφος, με θετική αύξηση της βαθμίδας κλίσης (από -4% έως 8%), η δραστηριότητα του έσω πλατύ αυξήθηκε σημαντικά. Παρόλο που η μυϊκή δραστηριότητα σε βαθμίδα κλίσης -8% ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση με την βαθμίδα κλίσης -4% και το επίπεδο τρεξίματος, αυτή η τιμή ήταν σχεδόν ίδια με την τιμή της δραστηριότητας του ΗΜΓ που καταγράφηκε σε βαθμίδα 4%.

	Mean±SE	Mean diff (95% CI)	% difference	p-value
outdoor	72.07±1.2	10.22 (9.41-11.04)	16.54%	<0.0001
indoor	61.84±1.1			

Three-way ANOVA model Area (outdoor , indoor)

Grade (-8 , -4 , 0 , 4 , 8) Muscle group (Bicep , Gas , Rectus , Vastusmed)

Συγκεντρωτικός Πίνακας: Διαφορά μεταξύ ενεργοποίησης των μυών των κάτω άκρων μεταξύ τρεξίματος πάνω στο έδαφος και κυλιόμενου διαδρόμου, ανεξάρτητα από τη βαθμίδα κλίσης και την ομάδα των μυών.

Συνολικά, η δραστηριότητα του ΗΜΓ των μυών των κάτω άκρων ήταν 16,54% ($p < 0,0001$) υψηλότερη στο τρέξιμο πάνω στο έδαφος σε σύγκριση με το τρέξιμο πάνω σε διάδρομο.

Αξιολογώντας την επίδραση της βαθμίδας της κλίσης στη μυϊκή δραστηριότητα, φαίνεται ότι το ανηφορικό τρέξιμο σχετίζεται με σημαντικά

μεγαλύτερη ενεργοποίηση σε σύγκριση με το επίπεδο τρέξιματος και το κατηφορικό τρέξιμο, και για τις δύο συνθήκες τρέξιματος. Το κατηφορικό τρέξιμο οδήγησε σε σημαντικά μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση σε σύγκριση με το επίπεδο τρέξιματος, μόνο στο τρέξιμο πάνω στον διάδρομο.

	Mean±SE	Mean diff (95% CI)	p-value
Outdoor minus	70.46±1.1	-0.50 (-1.4 /0.39)	Minus vs 0 : 0,508
Outdoor 0	70.96±1.3	-3.8 (-5.0 / -2.5)	Minus vs Plus : <0.0001
Outdoor plus	74.22±1.4	-3.3 (-4.5 / -2.0)	0 vs plus : <0.0001
Overall p-value	<0.0001		

Two-way ANOVA model Grade (minus , 0 , plus)

Muscle group (Bicep , Gas , Rectus , Vastusmed)

Συγκεντρωτικός Πίνακας: Διαφορές στην ενεργοποίηση των μυών μεταξύ βαθμίδων κλίσης στο τρέξιμο πάνω στο έδαφος, ανεξάρτητα από την ομάδα των μυών.

	Mean±SE	Mean diff (95% CI)	p-value
Indoor minus	59.64±1.1	2.2 (1.6 /2.8)	Minus vs 0 : <0.0001
Indoor 0	57.44±1.1	-6.6 (-7.1 / -6.0)	Minus vs Plus : <0.0001
Indoor plus	66.24±1.2	-8.8 (-9.5 / -8.0)	0 vs plus : <0.0001
Overall p-value	<0.0001		

Two-way ANOVA model Grade (minus , 0 , plus)

Muscle group (Bicep , Gas , Rectus , Vastusmed)

Συγκεντρωτικός Πίνακας: Διαφορές στην ενεργοποίηση των μυών μεταξύ των βαθμίδων κλίσης, στο τρέξιμο πάνω στο διάδρομο ανεξάρτητα από την ομάδα των μυών.

VI. Συζήτηση

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να εκτιμηθεί η ηλεκτρομυογραφική ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διαφορετικά περιβάλλοντα (σε εξωτερικό περιβάλλον έναντι του διαδρόμου) και σε διαφορετικές βαθμίδες κλίσης (-8%, -4%, 0%, 4%, 8%). Αξιολογώντας κάθε μυϊκή ομάδα ξεχωριστά, διαπιστώθηκε ότι η ενεργοποίηση και των τεσσάρων μυών ήταν σημαντικά υψηλότερη στο τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον (δρόμος ή στάδιο) σε σύγκριση με το τρέξιμο στο διάδρομο, επιβεβαιώνοντας την πρώτη υπόθεση. Η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών των κάτω άκρων ήταν κατά 16,54% ($p < 0,0001$) υψηλότερη σε σχέση με το τρέξιμο πάνω στο διάδρομο. Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος πάνω στο διάδρομο, το έδαφος στήριξης (ζώνη διαδρόμου) κινείται σε σχέση με το κέντρο βάρους των ατόμων [36], γεγονός που υποδηλώνει μετακίνηση με λιγότερη προσπάθεια. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, παρατηρούνται διαφορές στις κινηματικές και κινητικές παραμέτρους μεταξύ του τρεξίματος πάνω στο έδαφος και του τρεξίματος πάνω στο διάδρομο. Το τρέξιμο στο διάδρομο χαρακτηρίζεται από μια συντομότερη φάση ολοκλήρωσης του διασκελισμού, μειωμένο μήκος διασκελισμού και αυξημένη συχνότητα διασκελισμού σε σύγκριση με το τρέξιμο πάνω στο έδαφος [38,42,55]. Το εύρος της κίνησης του ποδιού, η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους και η διακύμανση της κατακόρυφης και οριζόντιας ταχύτητας ήταν χαμηλότερα στο τρέξιμο πάνω στον διάδρομο [55]. Αυτές οι διαφορές στα χαρακτηριστικά του διασκελισμού θα μπορούσαν να συσχετιστούν με την εργασία που εκτελείται από τις μυϊκές ομάδες. Κατά τη διάρκεια τρεξίματος στο διάδρομο, παρατηρήθηκαν μειωμένες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους [42] που σχετίζονται με μειωμένο μεταβολικό κόστος, και συνεπώς με χαμηλότερες απαιτήσεις ενεργοποίησης των μυών [20,21].

Το τρέξιμο σε διαφορετικές βαθμίδες κλίσης φαίνεται να επηρεάζει την ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων. Τα αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι κατά το ανηφορικό τρέξιμο η ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση τόσο με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο όσο και με το τρέξιμο στην κατωφέρεια, και για τις δύο συνθήκες τρεξίματος (τρέξιμο στο εξωτερικό περιβάλλον και τρέξιμο στον διάδρομο). Η αυξημένη ενεργοποίηση των μυών με θετική αύξηση της βαθμίδας της κλίσης μπορεί να αποδοθεί σε μεγαλύτερο μηχανικό φορτίο των μυών των κάτω άκρων στο ανηφορικό τρέξιμο [52]. Έχει αναφερθεί ότι το τρέξιμο στην ανωφέρεια χαρακτηρίζεται από αυξημένες απαιτήσεις για μυϊκή

λειτουργία προκειμένου να αυξηθεί το μέγεθος της ενεργειακής δυναμικότητας του σώματος [44]. Το τρέξιμο σε επιφάνειες με πολύ μεγάλες κλίσεις (κλίση 30%) συσχετίστηκε με μεταβολές του μυϊκού συντονισμού σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο. Μεγαλύτερη συχνότητα διασκελισμού και μεγαλύτερη αναλογία του κύκλου βηματισμού που δαπανάται κατά την φάση στήριξης παρατηρήθηκαν στο τρέξιμο σε κεκλιμένες επιφάνειες. Αυτές οι διαφορές στα κινητικά και κινηματικά χαρακτηριστικά συνοδεύονταν από αυξήσεις της δραστηριότητας συγκεκριμένων μυών. Συγκεκριμένα, ο μέγας γλουτιαίος, ο έξω πλατύς, ο ορθός μηριαίος και ο γαστροκνήμιος βρέθηκαν να είναι πιο δραστήριοι κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε κεκλιμένες επιφάνειες σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο [52]. Επιπλέον, οι φυσιολογικές παράμετροι όπως η κατανάλωση οξυγόνου, η καρδιακή συχνότητα και η συγκέντρωση γαλακτικού οξέως στο αίμα ήταν μεγαλύτερες κατά τη διάρκεια τρεξίματος στην ανωφέρεια σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο [22,41,51]. Σύμφωνα με τα τρέχοντα ευρήματα, η δραστηριότητα του ορθού μηριαίου και του έξω πλατύ αυξήθηκε σημαντικά με την θετική αύξηση της βαθμίδας κλίσης (από -4% σε 8%). Ο γαστροκνήμιος μυς παρουσίασε την μεγαλύτερη ηλεκτρομυογραφική ενεργοποίηση στην υψηλότερη κλίση (8%). Αυτά τα ευρήματα είναι σύμφωνα με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε βαθμίδα κλίσης 9,1% ο έξω πλατύς μυς και ο ορθός μηριαίος βρέθηκαν να είναι πιο δραστήριοι σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο [58]. Επιπλέον, αναφέρθηκε αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα στους εκτεινόντες μύες του γονάτου με αυξανόμενη βαθμίδα κλίσης τρεξίματος [49].

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης αποκάλυψαν, επίσης, ότι κατά τη διάρκεια τρεξίματος σε διάδρομο η αρνητική βαθμίδα της κλίσης (κατηφορικό τρέξιμο) συσχετίστηκε με σημαντικά μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση σε σύγκριση με το τρέξιμο σε μηδενική κλίση, ενώ κατά τη διάρκεια τρεξίματος πάνω στο έδαφος (εξωτερικό περιβάλλον), η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα δεν παρουσίαζε σημαντικές διαφορές μεταξύ κατηφορικού τρεξίματος και τρεξίματος σε επίπεδο δρόμο. Το τρέξιμο στην κατώφέρεια χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη γωνία κάμψης του γονάτου που συνδέεται με αυξημένη κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος και αυξημένη μέγιστη τιμή κάθετης δύναμης [32]. Η αύξηση της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας του γαστροκνημιαίου και του δικέφαλου μηριαίου παρατηρήθηκε κατά το κατηφορικό τρέξιμο, ενώ υιοθετήθηκαν πρότυπα μπροστινού πατήματος [1,17,48,56,59]. Παρόλο που το μοντέλο πρόσκρουσης του

ποδιού δεν αξιολογήθηκε στην τρέχουσα μελέτη, οι μύες του γαστροκνημιαίου και του δικέφαλου μηριαίου παρουσίασαν, επίσης μεγαλύτερη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα κατά τη διάρκεια κατηφορικού τρεξίματος με κλίση -8% σε σύγκριση με το τρέξιμο σε επίπεδο δρόμο.

Κατά το κατηφορικό ή ανηφορικό τρέξιμο σε έντονες κλίσεις ($\pm 8\%$), η δραστηριότητα του ορθού μηριαίου και του έσω πλατύ ήταν σημαντικά υψηλότερη σε σύγκριση με τις χαμηλότερες κλίσεις και το τρέξιμο σε μηδενική κλίση και στις δύο συνθήκες τρεξίματος (πάνω στο έδαφος και πάνω στο διάδρομο). Ωστόσο, παρατηρήθηκε παρόμοιο μοτίβο ενεργοποίησης σε πιο έντονες κλίσεις για τον δικέφαλο μηριαίο και τον γαστροκνημιαίο μόνο κατά τη διάρκεια τρεξίματος πάνω στο διάδρομο. Εκτιμάται ότι οι αυξανόμενες κλίσεις μπορεί να μεταβάλουν τα χαρακτηριστικά του διασκελισμού [15,19,32,52] και μπορεί να επηρεάσουν την ικανότητα των αθλητών να χρησιμοποιούν αποτελεσματικά τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους για να αυξήσουν τόσο το μήκος του διασκελισμού[39], όσο και την συχνότητα διασκελισμού. Οι Padulo et al., [39] επισημαίνουν ότι οι αθλητές πρέπει να εφαρμόσουν μεγαλύτερες δυνάμεις για να διατηρήσουν την ταχύτητα τρεξίματος σε έντονες κλίσεις, οι οποίες μπορεί να σχετίζονται με υψηλότερη ενεργοποίηση των μυών.

Σε αυτό το σημείο θα ήταν σκόπιμο να αναφέρουμε 3 βασικούς άξονες όπου θα πρέπει οι δρομείς ορεινού και μη τρεξίματος να δώσουν ιδιαίτερη έμφαση προκειμένου να επιτυγχάνουν ακόμη καλύτερα αποτελέσματα:

α) Διατατικές ασκήσεις

Στην αθλητική επιστήμη πάρα πολλές έρευνες έχουν τονίσει το σημαντικότερο ρόλο των διατάσεων στην πρόληψη τραυματισμών και στη βελτίωση της αθλητικής απόδοσης.

Τα βασικά είδη των διατάσεων που συναντάμε είναι:

Στατικές Διατάσεις

Στατικές ονομάζονται οι διατάσεις όπου φέρνουμε το μυ ή την μυϊκή ομάδα σε συγκεκριμένη θέση ώστε να προκαλέσουμε επιμήκυνση ή «τέντωμα» και διατηρούμε αυτή τη θέση για μερικά δευτερόλεπτα. Οι διατάσεις αυτές μπορούν να υποκατηγοριοποιηθούν σε ενεργητικές και παθητικές, όπου στις ενεργητικές ο ασκούμενος προκαλεί την επιμήκυνση ενώ στις παθητικές η άσκηση γίνεται με τη

βοήθεια κάποιου προπονητή. Οι στατικές διατάσεις θεωρούνται καταλληλότερες για αποθεραπεία, η εφαρμογή τους δηλαδή συστήνεται μετά την προπόνηση – άσκηση.

Βαλλιστικές ή Δυναμικές Διατάσεις

Σε αυτού του είδους τις διατάσεις, η επιμήκυνση του μυός ή της μυϊκής ομάδας επιτυγχάνεται μαζί με κίνηση. Η διάταση μπορεί να γίνει σε όλο το εύρος τροχιάς είτε με ρυθμικές κινήσεις στα άκρα στα σημεία της διάτασης ή με απότομες κινήσεις στα φυσιολογικά όρια διάτασης. Η εκτέλεσή τους γίνεται με ρυθμικές και επαναλαμβανόμενες κινήσεις. Είναι το καλύτερο είδος διάτασης για ζέσταμα πριν την προπόνηση – άσκηση.

Διατάσεις P.N.F. (Ιδιοδεκτική Νευρομυϊκή Διευκόλυνση)

Οι διατάσεις P.N.F. περιλαμβάνουν ενεργό συστολή του μυός πριν από τη διάταση. Είναι αρκετά εξειδικευμένος τρόπος διάτασης και για να μπορέσει να εκτελεστεί σωστά πρέπει να υπάρχει εξωτερική βοήθεια από κάποιο εξειδικευμένο άτομο (φυσικοθεραπευτή). Είναι διατάσεις που χρησιμοποιούνται και στην αποκατάσταση τραυματισμών μέσα σε ένα φυσικοθεραπευτικό πρόγραμμα.

Έτσι λοιπόν μέσα από αυτή την πληθώρα επιλογών ο δρομέας μπορεί να επιλέξει το είδος της διάτασης που θα ακολουθήσει προλαμβάνοντας με αυτόν τον τρόπο ανεπιθύμητους τραυματισμούς και βελτίωση της αθλητικής απόδοσης.

β) Μυϊκή ενδυνάμωση

Η μυϊκή ενδυνάμωση περιλαμβάνει ένα σύνολο ασκήσεων που έχουν ως σκοπό την τόνωση των μυών του σώματος, έτσι ώστε ο οργανισμός να αντιστέκεται στις εξωτερικές επιβαρύνσεις ή να υπερνικά την κούραση με προσπάθεια καταβολής δύναμης μεγάλης διάρκειας. Η μυϊκή ενδυνάμωση θα πρέπει να εφαρμόζεται με μεθοδολογία και προοδευτικότητα ανάλογα με το επίπεδο του αθλητή. Έτσι λοιπόν ένα πρόγραμμα μυϊκής ενδυνάμωσης θα πρέπει αρχικά να εφαρμοστεί είτε με:

- τη χρήση μηχανημάτων είτε με
- τη συμμετοχή σε πρόγραμμα ασκήσεων με ελεύθερα βάρη (μπάρες, αλτήρες κτλ) για όλες τις μυϊκές ομάδες του σώματος (προχωρημένο επίπεδο).

Τα οφέλη της μυϊκής ενδυνάμωσης είναι τα ακόλουθα μεταξύ άλλων:

- αυξάνει την ικανότητα των μυών να υπερνικούν αντιστάσεις ή να δέχονται πιέσεις μειώνοντας το αίσθημα της κόπωσης και προστατεύοντας τις αρθρώσεις του σώματος,
- αυξάνει τη μυϊκή δύναμη
- αυξάνει τη μυϊκή μάζα του σώματος και μειώνεται το λίπος (υπερτροφία, υπερπλασία)
- αυξάνει τις καύσεις του οργανισμού (ενεργοποίηση μεταβολισμού)
- οι μυϊκές ίνες αποκτούν τονικότητα
- βελτιώνει την μυοσκελετική κατάσταση του σώματος (παθήσεις μυοσκελετικού)
- βελτιώνει ικανότητες του σώματος όπως π.χ. ευλυγισία , ισορροπία, συναρμογή
- δημιουργεί το αίσθημα ευεξίας (ενδορφίνες)

Μπορούμε συνεπώς να συμπεραίνουμε τη σημαντικότητα της μυϊκής ενδυνάμωσης σε ένα δρομικό πρόγραμμα προπόνησης. Επίσης θα πρέπει να αναφερθούν και οι μορφές δύναμης καθώς για παράδειγμα στους δρομείς που τρέχουν ορεινούς αγώνες εκτός από τα επίπεδα της μέγιστης δύναμης πολύ σημαντική μορφή δύναμης είναι η αντοχή στη δύναμη καθώς το μυϊκό σύστημα θα πρέπει να ανταποκριθεί στην πολύωρη διαδικασία ενός ορεινού αγώνα δρόμου. Οι μορφές δύναμης που συναντάμε είναι:

-Μέγιστη δύναμη

Η μέγιστη δύναμη είναι η υψηλότερη τιμή δύναμης που μπορεί να αναπτυχθεί εκούσια ενάντια σε μια αντίσταση που δεν μπορεί να υπερνικηθεί.

Για τον καθορισμό της τρέχουσας μέγιστης δύναμης, χρησιμοποιείται στην προπονητική πρακτική, το οριακό βάρος που μπορεί να υπερνικηθεί σε μια επανάληψη. Αναφερόμαστε σε ομόκεντρη δύναμη όταν εξετάζουμε την ανάπτυξη της δύναμης σε μυς που «εργάζονται» ομόκεντρα / μειομετρικά. Στην περίπτωση αυτή, το μέγεθος της δύναμης επηρεάζεται από την ταχύτητα βράχυνσης των μυών.

Ο όρος μυϊκή απόδοση εκφράζει καλύτερα αυτό που μέχρι σήμερα εννοούνταν με την «ομόκεντρη μέγιστη δύναμη».

-Ταχυδύναμη

Η ταχυδύναμη συνιστά την ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος να αναπτύσσεται στο διαθέσιμο χρόνο όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ορμή.

-Αντοχή στη δύναμη

Η αντοχή στη δύναμη χαρακτηρίζεται ως η ικανότητα αντίστασης στην κόπωση κατά τη διάρκεια στατικών και δυναμικών τρόπων εργασίας.

Άρα λοιπόν αυτό που θα πρέπει να επιδιώκεται είναι η μορφή δύναμης που χρησιμοποιείται να αναπτύσσεται στα μεγαλύτερα δυνατά επίπεδα ,που βέβαιο είναι πως θα αποφέρουν την μεγιστοποίηση της αθλητικής απόδοσης.

γ) Διατροφή

Η διατροφή αποτελεί καθοριστικό παράγοντα στον αθλητισμό και όχι μόνο καθώς αποτελεί τη βάση της πνευματικής και σωματικής υπόστασης του ανθρώπινου οργανισμού. Οι επτά ομάδες της διατροφής (νερό, λευκώματα, υδατάνθρακες, λίπη, φυτικές ίνες, βιταμίνες, ανόργανα στοιχεία) παίζουν σημαντικό ρόλο για τη διατήρηση της πνευματικής , ψυχικής και σωματικής υπόστασης του ανθρώπινου οργανισμού. Οι ημερήσιες ανάγκες των αθλητών διαφέρουν κατά πολύ από αυτές ενός μέσου ανθρώπου με αποτέλεσμα η σημασία της σωστής διατροφής να αποτελεί πρωτεύον παράγοντα της μεγιστοποίησης της απόδοσης καθώς:

-συμβάλει στη σωματική ανάπτυξη του αθλητή στη διάρκεια της αναπτυξιακής φάσης

-συμβάλει στις προσαρμογές που πραγματοποιούνται στην προπόνηση

-δημιουργεί αποθέματα όλων των θρεπτικών συστατικών

-ταχύτερη αναπλήρωση μετά από έντονη αθλητική δραστηριότητα.

Άρα λοιπόν για να μπορούμε να μιλάμε για βελτίωση της αθλητικής απόδοσης θα πρέπει να παρέχουμε στον οργανισμό όλα τα απαραίτητα θρεπτικά συστατικά που είναι αναγκαία για τις ημερήσιες ανάγκες του.

Ένα αθλητικό διαιτολόγιο θα πρέπει να περιλαμβάνει οπωσδήποτε πρωτεΐνες, λίπη και υδατάνθρακες, Η αναλογία θα μπορούσε κανείς να πει πως θα πρέπει να είναι:

Υδατάνθρακες 60-65%

Λίπη 15-20%

Πρωτεΐνες έως 20%

VII.Συμπεράσματα

Κατά τη διάρκεια της δυναμικής μετακίνησης, η μυϊκή λειτουργία επηρεάζεται από τις τεχνικές του τρεξίματος και τα πρότυπα πατήματος, τις κεκλιμένες επιφάνειες και την ταχύτητα κίνησης. Η θέση του ποδιού κατά την προσγείωση επηρεάζει την τεχνική του τρεξίματος και τα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών. Το τρέξιμο σε διάφορες κεκλιμένες επιφάνειες επηρεάζει τη λειτουργία των κάτω άκρων και την αντίστοιχη μυϊκή δραστηριοποίηση. Επιπλέον, αναφέρθηκε ότι η ταχύτητα κίνησης «αλληλεπιδρά» με τη συμβολή των μυών των ποδιών στις επιταχύνσεις των αρθρώσεων και του σώματος κατά τη διάρκεια της δυναμικής μετακίνησης, επηρεάζοντας έτσι τα μοτίβα ενεργοποίησης των μυών. Λαμβάνοντας υπόψη αυτούς τους καθοριστικούς παράγοντες της τρέχουσας απόδοσης και το γεγονός ότι η προσαρμογή της κατάρτισης διαφέρει μεταξύ των ατόμων, οι προαναφερθείσες παράμετροι πρέπει να συνδυαστούν αποτελεσματικά προκειμένου να σχεδιαστούν κατάλληλα και ευεργετικά προγράμματα κατάρτισης για επαγγελματίες και ερασιτέχνες αθλητές.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης αποκάλυψαν ότι το τρέξιμο πάνω στο έδαφος προκάλεσε σημαντικά υψηλότερη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (16,54%) των μυών των κάτω άκρων σε σύγκριση με το τρέξιμο πάνω σε διάδρομο. Αυτή η πληροφορία θα μπορούσε να είναι πολύ σημαντική καθώς πολλά προγράμματα κατάρτισης περιλαμβάνουν το τρέξιμο σε ένα διάδρομο που χαρακτηρίζεται από μειωμένες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους και λιγότερο φορτίο πίεσης / μηχανικό φορτίο που διαδίδεται στα σώματα των αθλητών σε σύγκριση με το τρέξιμο στο έδαφος, και θεωρείται ότι αυτή η μέθοδος κατάρτισης θα μπορούσε να

προσφέρει ένα πλεονέκτημα στο τρέξιμο μεγάλων αποστάσεων λόγω χαμηλότερης καταπόνησης.

Μία άλλη κλινική εφαρμογή της παρούσας μελέτης ως προς τη διαφορά μυϊκής ενεργοποίησης, θα μπορούσε να είναι η αναλογία τρεξίματος στο διάδρομο και στο εξωτερικό περιβάλλον καθώς για να πετύχει ο αθλητής σε σύνολο την ίδια ακριβώς ενεργοποίηση-καταπόνηση των μυών ο συνολικός χρόνος άσκησης πάνω στο διάδρομο θα πρέπει να είναι σημαντικά μεγαλύτερος σε σχέση με αυτόν στο εξωτερικό περιβάλλον. Έτσι, ο αθλητής που τρέχει 45 λεπτά στο εξωτερικό περιβάλλον θα πρέπει να τρέξει 53 λεπτά περίπου πάνω στον διάδρομο για να επιτύχει παρόμοια ενεργοποίηση. Ο συσχετισμός αυτός είναι πολύ βοηθητικός για την κατάρτιση προπονητικών προγραμμάτων καθώς επιτυγχάνεται παρόμοια ενεργοποίηση.

Η παρούσα μελέτη επίσης αποκάλυψε πως το τρέξιμο στην ανηφόρα (τόσο στο εξωτερικό περιβάλλον όσο και στον διάδρομο) ενεργοποιεί περισσότερο τους μύες των κάτω άκρων. Αυτό σημαίνει ότι λόγω της δυσκολίας που έχει το τρέξιμο στην ανωφέρεια θα πρέπει:

- α) να αποφεύγεται το ανηφορικό τρέξιμο σε αρχάριους αθλητές καθώς η πιθανότητα τραυματισμού είναι πολύ μεγάλη λόγω αυξημένης ενεργοποίησης και πολύ μικρής αθλητικής εμπειρίας
- β) να χρησιμοποιείται σε αθλητές προχωρημένου επιπέδου καθώς επιτυγχάνεται υψηλή ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων ,έντονα προπονητικά ερεθίσματα και βελτίωση τόσο της αερόβιας όσο και της αναερόβιας ικανότητας.

Το τρέξιμο στην κατωφέρεια (κυρίως στον διάδρομο) με βάση τα ευρήματα της παρούσας μελέτης ενεργοποιεί τους μύες των κάτω άκρων περισσότερο από το τρέξιμο σε επιφάνεια με μηδενική κλίση. Αυτό σημαίνει ότι το τρέξιμο στην κατωφέρεια θα πρέπει να επιλέγεται για τα προπονητικά προγράμματα τόσο των αρχάριων όσο και των επαγγελματιών δρομέων αθλητών καθώς επιτυγχάνεται σχετικά υψηλή ενεργοποίηση σε σχέση με τον επίπεδο δρόμο, ευκολία εκτέλεσης, αναπτύσσεται μεγαλύτερη ταχύτητα κίνησης, υψηλότερα προπονητικά ερεθίσματα και συνεπώς βελτίωση της αερόβιας και αναερόβιας ικανότητας όπως επίσης και βελτίωση της ταχύτητα κίνησης.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης αποκάλυψαν ότι το τρέξιμο πάνω στο έδαφος προκάλεσε σημαντικά υψηλότερη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (16,54%) των μυών των κάτω άκρων σε σύγκριση με το τρέξιμο πάνω σε διάδρομο.

Έτσι το παραπάνω εύρημα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ως ένα σημαντικό εργαλείο αποκατάστασης από τραυματισμό ή αποθεραπείας από έντονη καταπόνηση.

Στην πρώτη περίπτωση (αποκατάσταση από τραυματισμό) ο διάδρομος θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στα αρχικά στάδια της θεραπείας καθώς η ενεργοποίηση και η καταπόνηση των μυών είναι σημαντικά χαμηλότερη. Επιπλέον, μπορεί να ελέγχεται πολύ εύκολα τόσο η ταχύτητα εκτέλεσης όσο και η κλίση του διαδρόμου. Στην παρούσα εργασία αναφέρθηκε και ο διάδρομος με τον οποίο μπορούμε να ρυθμίσουμε το ποσοστό του σωματικού βάρους που θέλουμε να συμμετέχει στην κίνηση, κάτι το οποίο θα παρέχει ακόμη μεγαλύτερη ασφάλεια στην διαδικασία αποκατάστασης.

Το τρέξιμο στο διάδρομο επομένως θα μπορούσε να χρησιμοποιείται και ως πρόγραμμα αποκατάστασης από έντονες προπονητικές περιόδους. Η χαμηλότερη ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων θα λειτουργήσει αποθεραπευτικά στους καταπονημένους μύες των αθλητών παρέχοντας έτσι πιο ομαλή και ασφαλή αποθεραπευτική διαδικασία.

Το ορεινό τρέξιμο είναι μια δραστηριότητα που κερδίζει όλο και περισσότερο κόσμο. Το τρέξιμο μέσα στα φυσικά τοπία, οι εναλλαγές στις κλίσεις, οι δυσκολίες των διαδρομών είναι στοιχεία που αναζητούν οι δρομείς των ορεινών αγώνων. Μελετώντας κανείς συνεπώς τα ευρήματα της παρούσας εργασίας μπορεί να διαπιστώσει τελικά πόσο απαιτητικό είναι το ορεινό τρέξιμο ανεξάρτητα από το επίπεδο του αθλητή. Η προετοιμασία που απαιτείται θα πρέπει να περιλαμβάνει τρέξιμο στην ανωφέρεια και στην κατωφέρεια, εναλλαγή ρυθμού και φυσικά μυϊκή ενδυνάμωση. Ένα προπονητικό πρόγραμμα συνεπώς βελτίωσης της αθλητικής απόδοσης για δρομείς που ασχολούνται με το ορεινό τρέξιμο θα πρέπει να περιλαμβάνει τρέξιμο σε ανηφορικά κομμάτια (παρατεταμένα ή λιγότερο παρατεταμένα με μικρή, μεσαία, η μεγάλη ένταση ανάλογα με το μήκος και την κλίση της ανωφέρειας), τρέξιμο σε κατωφέρεια για βελτίωση της ταχύτητας (η κατωφέρεια έχει το μεγάλο πλεονέκτημα της υψηλής ταχύτητας και μέτριας έντασης) και φυσικά τρέξιμο σε επίπεδο έδαφος.

Μπορεί εύκολα κανείς να διαπιστώσει τη δυσκολία του ορεινού τρεξίματος για το ανθρώπινο μυοσκελετικό σύστημα, καθώς όλη αυτή η εναλλαγή των κλίσεων επηρεάζει διαφορετικούς μύες ανάλογα με την κλίση του εδάφους και έτσι οι αθλητές θα πρέπει να προετοιμάζουν το σώμα τους κατάλληλα αποφεύγοντας έτσι πιθανούς τραυματισμούς.

Η βελτίωση της αθλητικής απόδοσης είναι μια πολύπλοκη διαδικασία που απαιτεί επιστημονικές γνώσεις προπονητικής βασισμένες στις βασικές αρχές της προπονητικής , πλήρης κάλυψη των διατροφικών αναγκών του αθλητή, πνευματική και ψυχική υγεία. Η βελτίωση της αθλητικής απόδοσης σε δρομείς αντοχής σε βουνό χρήζει ιδιαίτερης αντιμετώπισης λόγω της ιδιαιτερότητας του περιβάλλοντος, αφού ο δρομέας έχει να διαχειριστεί τις κλίσεις του εδάφους, τη δυσκολία του τερέν (χωμάτινες και πέτρινες διαδρομές), την έλλειψη οξυγόνου στα μεγάλα υψόμετρα και τις ακραίες καιρικές συνθήκες. Αποτελεί όμως παρόλα αυτά μια ελκυστική διαδικασία και μια πρόκληση για όσους επιθυμούν να ανακαλύψουν τα αθλητικά και τα πνευματικά τους όρια.

Βιβλιογραφία

1. Ahn, A. N., Brayton, C., Bhatia, T., & Martin, P. (2014). Muscle activity and kinematics of forefoot and rearfoot strike runners. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 102-112.
2. Andersson, E. A., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1997). Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 161(3), 361-370.
3. Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schweltnus, M. P., & Fletcher, G. (2004). Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine & Science in Sports & Exercise*.
4. Baur, H., Müller, S., Hirschmüller, A., Cassel, M., Weber, J., & Mayer, F. (2011). Comparison in lower leg neuromuscular activity between runners with unilateral mid-portion Achilles tendinopathy and healthy individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(3), 499-505.
5. Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Cassel, M., & Mayer, F. (2012). Is EMG of the lower leg dependent on weekly running mileage?. *International journal of sports medicine*, 33(01), 53-57.
6. Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*, 13(5), 397-406.
7. Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(2), 326-333.
8. Chen, T. C., Nosaka, K., & Tu, J. H. (2007). Changes in running economy following downhill running. *Journal of sports sciences*, 25(1), 55-63.
9. Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, 215(11), 1944-1956.

10. Ebben, W. P., Davies, J. A., & Clewien, R. W. (2008). Effect of the degree of hill slope on acute downhill running velocity and acceleration. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 898-902.
11. Eston, R. G., Mickleborough, J., & Baltzopoulos, V. (1995). Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *British Journal of Sports Medicine*, 29(2), 89-94.
12. Farley, C. T., Houdijk, H. H., Van Strien, C., & Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses. *Journal of applied physiology*, 85(3), 1044-1055.
13. Fourchet, F., Millet, G. P., Tomazin, K., Guex, K., Nosaka, K., Edouard, P., ... & Millet, G. Y. (2012). Effects of a 5-h hilly running on ankle plantar and dorsal flexor force and fatigability. *European journal of applied physiology*, 112(7), 2645-2652.
14. Frishberg, B. A. (1983). An analysis of overground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 478-485.
15. García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Ramírez-Campillo, R., Párraga-Montilla, J. A., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). How does the slope gradient affect spatiotemporal parameters during running? Influence of athletic level and vertical and leg stiffness. *Gait & posture*, 68, 72-77.
16. Gazendam, M. G., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & posture*, 25(4), 604-614.
17. Giandolini, M., Arnal, P. J., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., & Morin, J. B. (2013). Impact reduction during running: efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *European journal of applied physiology*, 113(3), 599-609.
18. Giandolini, M., Horvais, N., Rossi, J., Millet, G. Y., Morin, J. B., & Samozino, P. (2017). Effects of the foot strike pattern on muscle activity and neuromuscular fatigue in downhill trail running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(8), 809-819.

19. Gottschall, J. S., & Kram, R. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of biomechanics*, 38(3), 445-452.
20. Grabowski, A. M. (2010). Metabolic and biomechanical effects of velocity and weight support using a lower-body positive pressure device during walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 91(6), 951-957.
21. Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288-297.
22. Gregor, R. J. (1973). A comparison of the energy expenditure during positive and negative grade running, (13),248-252.
23. Hamill, J., Gruber, A. H., & Derrick, T. R. (2014). Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *European Journal of Sport Science*, 14(2), 130-136.
24. Hamner, S. R., Seth, A., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of biomechanics*, 43(14), 2709-2716.
25. Horak, F. B., & Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6), 1369-1381.
26. Hunter, I., Seeley, M. K., Hopkins, J. T., Carr, C., & Franson, J. J. (2014). EMG activity during positive-pressure treadmill running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(3), 348-352.
27. Kram, R., Griffin, T. M., Donelan, J. M., & Chang, Y. H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of applied physiology*, 85(2), 764-769.
28. Kyröläinen, H., Avela, J., & Komi, P. V. (2005). Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of sports sciences*, 23(10), 1101-1109.
29. Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human movement science*, 24(4), 544-557.

30. Liebenberg, J., Scharf, J., Forrest, D., Dufek, J. S., Masumoto, K., & Mercer, J. A. (2011). Determination of muscle activity during running at reduced body weight. *Journal of sports sciences*, 29(2), 207-214.
31. Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'andrea, S., Davis, I. S., ... & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531.
32. Lussiana, T., Hébert-Losier, K., & Mourot, L. (2015). Effect of minimal shoes and slope on vertical and leg stiffness during running. *Journal of Sport and Health Science*, 4(2), 195-202.
33. Malm, C., Sjödin, B., Sjöberg, B., Lenkei, R., Renström, P., Lundberg, I. E., & Ekblom, B. (2004). Leukocytes, cytokines, growth factors and hormones in human skeletal muscle and blood after uphill or downhill running. *The Journal of physiology*, 556(3), 983-1000.
34. McKenna, M., & Riches, P. E. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 17(6), 649-655.
35. Monte, L. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and science in sports*, 8(2), 84-87.
36. Morin, J. B., & Sève, P. (2011). Sprint running performance: comparison between treadmill and field conditions. *European journal of applied physiology*, 111(8), 1695-1703.
37. Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of biomechanics*, 44(6), 1104-1107.
38. Nigg, B. M., De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98-105.
39. Padulo, J., Annino, G., Migliaccio, G. M., D'ottavio, S., & Tihanyi, J. (2012). Kinematics of running at different slopes and speeds. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(5), 1331-1339.

40. Peake, J., Nosaka, K. K., & Suzuki, K. (2005). Characterization of inflammatory responses to eccentric exercise in humans.
41. Pivarnik, J. M., & Sherman, N. W. (1990). Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Medicine and science in sports and exercise*, 22(1), 127-130.
42. Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J. A. S. O. N., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1093-1100.
43. Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture*, 26(1), 17-24.
44. Roberts, T. J., & Belliveau, R. A. (2005). Sources of mechanical power for uphill running in humans. *Journal of Experimental Biology*, 208(10), 1963-1970.
45. Roberts, T. J., Marsh, R. L., Weyand, P. G., & Taylor, C. R. (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*, 275(5303), 1113-1115.
46. Sasagawa, S., Ushiyama, J., Masani, K., Kouzaki, M., & Kanehisa, H. (2009). Balance control under different passive contributions of the ankle extensors: quiet standing on inclined surfaces. *Experimental brain research*, 196(4), 537-544.
47. Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., & Bennell, K. L. (2001). A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex. *Clinical Biomechanics*, 16(8), 667-680.
48. Shih, Y., Lin, K. L., & Shiang, T. Y. (2013). Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running?. *Gait & posture*, 38(3), 490-494.
49. Sloniger, M. A., Cureton, K. J., Prior, B. M., & Evans, E. M. (1997). Anaerobic capacity and muscle activation during horizontal and uphill running. *Journal of Applied Physiology*, 83(1), 262-269.

50. Sloniger, M. A., Cureton, K. J., Prior, B. M., & Evans, E. M. (1997). Lower extremity muscle activation during horizontal and uphill running. *Journal of Applied Physiology*, 83(6), 2073-2079.
51. Staab, J. S., Agnew, J. W., & Siconolfi, S. F. (1992). Metabolic and performance responses to uphill and downhill running in distance runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 24(1), 124-127.
52. Swanson, S. C., & Caldwell, G. E. (2000). An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(6), 1146-1155.
53. Taylor, C. R. (1994). Relating mechanics and energetics during exercise. *Advances in veterinary science and comparative medicine*, 38, 181.
54. Telhan, G., Franz, J. R., Dicharry, J., Wilder, R. P., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). Lower limb joint kinetics during moderately sloped running. *Journal of athletic training*, 45(1), 16-21.
55. Wank, V., Frick, U., & Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International journal of sports medicine*, 19(07), 455-461.
56. Warne, J. P., & Warrington, G. D. (2014). Four-week habituation to simulated barefoot running improves running economy when compared with shod running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 24(3), 563-568.
57. Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of applied physiology*, 89(5), 1991-1999.
58. Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. (2007). Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3467-3475.
59. Yong, J. R., Silder, A., & Delp, S. L. (2014). Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *Journal of biomechanics*, 47(15), 3593-3597.

