



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΡΙΑΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ**

**«Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΦΟΡΑΣ ΒΑΡΟΥΣ ΜΕ ΚΑΙ
ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ ΣΤΟΝ ΣΤΑΣΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ ΤΟΥ
ΣΩΜΑΤΟΣ ΚΑΤΑ ΤΗ ΒΑΔΙΣΗ»**

Ασημίνα Μέξη

**Μεταπτυχιακή Διατριβή
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΒΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ»**

ΑΘΗΝΑ 2023

© Copyright

Ασημίνα Μέξη

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντίστασης 41, Δάφνη

Πρακτικό εξέτασης



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικών και Καποδιστριακών
Πανεπιστημίων Αθηνών

ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών "Βιολογία της Άσκησης"

ΠΡΑΚΤΙΚΟ

ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Της Ασημίνας Μέξη

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 24/2/2020 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της κ. **Ασημίνας Μέξη** με τίτλο: «Η επίδραση της μεταφοράς βάρους με και χωρίς κίνησιο-επίδεση στον στατικό έλεγχο του σώματος κατά τη βάρδιση» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Δ. Μανδαλίδη** Αναπλ. Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπων), **Ν. Γελαδά** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Η. Τσέπη** Καθηγητή της Σχολής Επιστημών Αποκατάστασης Υγείας του Πανεπιστημίου Πατρών, εκλήθησαν σήμερα 8/7/2022 ημέρα Παρασκευή και ώρα 13:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε.Παυλίνη της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

Μετά από διεξοδική συζήτηση και ανταλλαγή απόψεων μεταξύ των μελών της εξεταστικής επιτροπής κατέληξαν ότι η κρίνόμενη διατριβή πληροί όλους τους όρους εκπόνησής της, είναι πρωτότυπη και προάγει την επιστημονική γνώση και ως εκ τούτου κρίνεται αποδεκτή και εγκρίνεται.

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

DIMITRIOS MANDALIDIS
Feb 21 2023 8:48 PM

Δ. Μανδαλίδης, Αναπληρωτής Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Nikolaos Geladas
Feb 20 2023 5:56 PM

Ν. Γελαδάς, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Η. Τσέπη, Καθηγητής του Πανεπιστημίου Πατρών
ILIAS TSEPIS
29.11.2022 13:53

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ θερμά την οικογένειά μου και τους φίλους μου για την υπομονή, τη βοήθεια και τη συμπαράσταση που μου προσέφεραν κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας εργασίας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες προς τον επιβλέποντα καθηγητή κύριο Δημήτριο Μανδαλίδη για την πολύτιμη βοήθειά του, τη συνεχή καθοδήγηση αλλά κυρίως για το παράδειγμά του ως καθηγητής και ως άνθρωπος.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η μεταφορά ενός βάρους στην πρόσθια ή οπίσθια επιφάνεια του κορμού, σε επίπεδες ή επικλινείς επιφάνειες μπορεί να επιφέρει ποικίλες επιπτώσεις, οι οποίες δυσχεραίνουν την καθημερινότητα των ατόμων. Μυϊκές ανισορροπίες στον κορμό, εμφάνιση πόνου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού και διαταραχή της ισορροπίας είναι ορισμένες εξ αυτών. Η κινησιο-επίδεση έχει μελετηθεί ως μία τεχνική αποφόρτισης του κορμού κατά την όρθια ή καθιστή θέση, όχι όμως κατά τη βάδιση. Αφορά στην επικόλληση ελαστικών αυτοκόλλητων ταινιών, οι οποίες διεγείροντας τους δερματικούς υποδοχείς, επηρεάζουν τη μυϊκή δραστηριότητα και πιθανώς τη σταθερότητα του σώματος. Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκε η επίδραση της μεταφοράς βάρους με και χωρίς κινησιο-επίδεση στον στατικό έλεγχο του σώματος κατά τη βάδιση. Η εφαρμογή της κινησιο-επίδεσης έγινε σε 30 νεαρά ενήλικα άτομα χωρίς μυοσκελετικές αποκλίσεις ή επώδυνα σύνδρομα. Ο στατικός έλεγχος προσδιορίστηκε μέσω της καταγραφής της ΗΜΓ δραστηριότητας των μυών του κορμού και της ταλάντωσής του. Η καταγραφή της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού στην αυχενική, θωρακική και οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης καθώς και του ορθού κοιλιακού πραγματοποιήθηκε με ένα σύστημα καταγραφής βιοσημάτων κατά τη διάρκεια της βάδισης επάνω σε δαπεδοεργόμετρο. Η καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού πραγματοποιήθηκε με αδρανειακό αισθητήρα προσαρμοσμένο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, ο οποίος ήταν συγχρονισμένος με ένα σύστημα ανάλυσης βάδισης αποτελούμενο από οπτικούς αισθητήρες. Οι δοκιμαζόμενοι βάδιζαν με ταχύτητα 5 km/h, σε επίπεδη (0%) και σε επικλινείς επιφάνειες 5%, 10% και 15%, φέροντας ή όχι βάρος στην πρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια του κορμού ίσο με το 15% του ΣΒ, χωρίς και

με κινησιο-επίδεση. Μεταξύ των συνθηκών φόρτισης μεσολαβούσε ανάπαυση 5-7 λεπτών ενώ μεταξύ της καταγραφής της ΗΜΓ δραστηριότητας των μυών με και χωρίς κινησιο-επίδεση μεσολαβούσε ανάπαυση 30 λεπτών. Οι μετρήσεις της ΗΜΓ δραστηριότητας και της ταλάντωσης του κορμού στις διάφορες συνθήκες πραγματοποιήθηκαν με τυχαία σειρά για την αποφυγή επίδρασης της κόπωσης. Για την στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις κατά δύο παράγοντες. Τα αποτελέσματα έδειξαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας όλων των υπό εξέταση μυών καθώς αυξανόταν η κλίση ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους. Επίσης, παρατηρήθηκαν μεταβολές λόγω του τρόπου μεταφοράς του φορτίου. Η μεγαλύτερη δραστηριότητα καταγράφηκε κατά τη μεταφορά βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Αναφορικά με την ταλάντωση του κορμού, παρατηρήθηκε επίδραση της κλίσης στην προσθιοπίσθια μετατόπιση του κέντρου πίεσης και την περιοχή ταλάντωσης του κορμού, οι οποίες αυξάνονταν σταδιακά με την αύξηση της κλίσης ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους. Η επίδραση του τρόπου μεταφοράς του φορτίου διαπιστώθηκε μόνο στην προσθιοπίσθια μετατόπιση του κέντρου πίεσης με τη μεγαλύτερη τιμή να καταγράφεται κατά τη μεταφορά φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Η κινησιο-επίδεση δεν επηρέασε την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους. Συμπερασματικά, η μεταφορά βάρους επηρέασε τον στατικό έλεγχο του σώματος κατά τη βάδιση σε επίπεδη ή ανηφορική επιφάνεια ενώ, η κινησιο-επίδεση δεν μπορεί να προταθεί για την αποφόρτιση των μυών του κορμού και τη σταθεροποίησή του με ή χωρίς την μεταφορά βάρους στην πρόσθια ή οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

ABSTRACT

Load carriage on the front or back side of the trunk, on flat or inclined surfaces can provoke various effects, which make people's everyday life difficult. Some of them are muscular imbalances of the trunk, pain at the posterior side of the trunk and impaired balance. Kinesiotaping has been studied as a technique to unload the trunk while standing or sitting, but not while walking. This method is based on the application of elastic adhesive tapes, which affect the muscle activity and possibly the stability of the body by stimulating the skin receptors. The purpose of the present study was to investigate the effect of load carriage, with and without kinesiotaping on postural control during walking. Postural control was determined by recording EMG activity of trunk muscles and trunk sway. Kinesiotaping was applied to 30 young adults without musculoskeletal imbalances or painful syndromes. The EMG activity of the cervical, thoracic and lumbar erector spinae as well as of the rectus abdominis was recorded using a bio signal recording system during walking on a treadmill. Trunk sway was measured using an inertial sensor attached to the back side of the trunk, which was synchronized with a gait analysis system consisting of optical sensors. Each participant walked for 10 minutes on a treadmill at a speed of 5 km/h. The gait protocol required to gradually increase the slope of the treadmill's surface every 2.5 minutes, from 0% (level) to 5%, 10% and 15% and it was performed without and by suspending a standard backpack weighing 15% of each participant's body weight at the front or the back side of the trunk, without and with kinesiotape. A 5–7-minute rest was given between the load conditions and a 30-

minute rest was given between the recording of the EMG activity of the muscles with and without kinesiotape. The potential effect of fatigue on the research data was prevented by randomly alternating the various testing conditions (slopes, load condition, kinesiotaping). A two-way repeated measures ANOVA was used for the statistical analysis of the data. The results of the study showed an increase in EMG activity of all tested muscles as the slope of the treadmill's surface increased regardless of whether or not load was carried. Also, changes were observed due to the way the load was carried. The greatest activity was recorded during the load carriage on the front side of the trunk. Regarding trunk sway, an effect of slope was observed on the anteroposterior displacement of the center of pressure and trunk sway area, which gradually increased with increasing slope regardless of whether or not load was carried. The effect of the way the load was carried was found only in the anteroposterior displacement of the center of pressure where the largest value was recorded when carrying the load on the front side of the trunk. Kinesiotaping did not affect the EMG activity and the trunk sway regardless of load carriage or not. In light of the findings of the present study, the application of kinesiotaping cannot be recommended for unloading the paraspinal extensor muscles and stabilizing the trunk during walking on a flat or inclined surface with or without load carriage on the front or the back side of the trunk. In conclusion, load carriage affected the postural control while walking on a flat or uphill surface, while kinesiotaping cannot be recommended for trunk muscle unloading and stabilization with or without load carriage on the front or the back side of the trunk.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΞΕΤΑΣΗΣ	ii
ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ	iii
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	iv
ABSTRACT	v
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	ix
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	xii
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι	xii
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ	xii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xiii

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1.	Σημασία της έρευνας	σελ. 1
1.2.	Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος	σελ. 6
1.3.	Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων	σελ. 6
1.4.	Μεταβλητές	σελ. 6
	1.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές	σελ. 6
	1.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές	σελ. 6
1.5.	Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις	σελ. 6
1.6.	Οριοθετήσεις	σελ. 7
1.7.	Περιορισμοί	σελ. 7
1.8.	Διευκρίνηση όρων	σελ. 8
1.9.	Συντομογραφίες	σελ. 8

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

Ανασκόπηση Βιβλιογραφίας

2.1.	Φυσιολογικές και εμβιο-μηχανικές επιπτώσεις της βάδισης σε επικλινείς επιφάνειες	σελ. 9
2.2.	Φυσιολογικές επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους	σελ. 11
	2.2.1. Ενεργειακό κόστος	σελ. 11
	2.2.2. Καρδιαγγειακές αποκρίσεις	σελ. 11
	2.2.3. Αναπνευστικές αποκρίσεις	σελ. 12

2.2.4. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στη μυϊκή λειτουργία	σελ. 13
2.2.4.1. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών	σελ. 13
2.2.4.2. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στη βιο-μηχανική του σώματος	σελ. 15
2.2.4.3. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάδισης	σελ. 18
2.2.4.4. Επιπτώσεις του ύψους τοποθέτησης του φορτίου στη στάση και ταλάντωση του σώματος	σελ. 20
2.2.4.5. Κλινικές επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους	σελ. 21
2.3. Κλινικές εφαρμογές της κινησιο-επίδεσης	σελ. 22
2.3.1. Κινησιο-επίδεση και δύναμη	σελ. 22
2.3.2. Κινησιο-επίδεση και μυϊκή δραστηριότητα	σελ. 23
2.3.3. Κινησιο-επίδεση και ιδιοδεκτικότητα	σελ. 23
2.3.4. Κινησιο-επίδεση και στάση του σώματος	σελ. 24
2.3.5. Κινησιο-επίδεση και πόνος	σελ. 27

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα	σελ. 29
3.2. Πειραματική διαδικασία	σελ. 29
3.3. Μετρήσεις σωματομετρικών χαρακτηριστικών	σελ. 29
3.4. Μυοσκελετική αξιολόγηση	σελ. 29
3.5. Μέτρηση της ΗΜΓ δραστηριότητας	σελ. 33
3.6. Καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού	σελ. 34
3.7. Πρωτόκολλο μετρήσεων	σελ. 35
3.8. Στατιστική ανάλυση	σελ. 36

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

4.1. ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ και του ορθού κοιλιακού	σελ. 39
4.2. Ταλάντωση του κορμού	σελ. 44
4.3. Κινησιο-επίδεση	σελ. 47

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

- | | | |
|------|--|---------|
| 5.1. | Η επίδραση της κλίσης του δαπέδου στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού | σελ. 53 |
| 5.2. | Η επίδραση της κλίσης του δαπέδου στην ταλάντωση του σώματος | σελ. 54 |
| 5.3. | Η επίδραση του φορτίου στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού | σελ. 55 |
| 5.4. | Η επίδραση του φορτίου στην ταλάντωση του σώματος | σελ. 57 |
| 5.5. | Η επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού | σελ. 58 |
| 5.6. | Η επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ταλάντωση του σώματος | σελ. 62 |

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

Συμπεράσματα	σελ. 65
---------------------	---------

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	σελ. 67
---------------------	---------

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 4.1. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΑΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 41

Σχήμα 4.2. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της θωρακικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΘΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 42

Σχήμα 4.3. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΟΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 43

Σχήμα 4.4. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθού κοιλιακού (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 44

Σχήμα 4.5. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της προσθιοπίσθιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 45

Σχήμα 4.6. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της 95% ελλειπτικής περιοχής του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 46

Σχήμα 4.7. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της πλάγιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους
σελ. 47

Σχήμα 4.8. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της αυχενικής, θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΑΜΣΣ, Ο-ΟΜΣΣ, Ο-ΟΜΣΣ) και του ορθού κοιλιακού (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) σελ. 48

Σχήμα 4.9. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της προσθιοπίσθιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15% σελ. 49

Σχήμα 4.10. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της πλάγιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15% σελ. 50

Σχήμα 4.11. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της 95% ελλειπτικής περιοχής του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15% σελ. 51

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 4.1. Μέσοι όροι (τυπικές αποκλίσεις) των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των δοκιμαζόμενων σελ. 39

Πίνακας 1. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σελ. 107

Πίνακας 2. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης (ΠΤ) του κορμού, την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σελ. 108

Πίνακας 3. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάδιση χωρίς φορτίο σελ. 109

Πίνακας 4. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάδιση με το φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού σελ. 110

Πίνακας 5. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάδιση με το φορτίο στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού σελ. 111

Πίνακας 6. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης του κορμού (ΠΤ), την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάδιση χωρίς φορτίο σελ. 112

Πίνακας 7. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης του κορμού (ΠΤ), την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάδιση με το φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού σελ. 113

Πίνακας 8. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης (ΠΤ) του κορμού, την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάδιση με το φορτίο στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού σελ. 114

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1. Περίγραμμα καμπύλης θωρακικού κυρτώματος	σελ. 30
Εικόνα 2. Αδρανειακός αισθητήρας, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού	σελ. 35

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

1. Δήλωση συγκατάθεσης	σελ. 97
2. Έντυπο καταγραφής ατομικών στοιχείων	σελ. 99
3. Έντυπο μυοσκελετικής αξιολόγησης	σελ. 100
4. Ερωτηματολόγιο Baecke αξιολόγησης φυσικής δραστηριότητας	σελ. 104
5. Έντυπο καταγραφής πρωτοκόλλου	σελ. 105
6. Κλίμακα αντιλαμβανόμενης κόπωσης Borg	σελ. 106

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ

Πίνακες αποτελεσμάτων	σελ. 107
-----------------------	----------

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΑΜΣΣ: Αυχενική Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΑΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Αυχενικής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΘΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Θωρακικής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΟΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Οσφυϊκής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

ΗΜΓ: Ηλεκτρομυογράφημα

ΘΜΣΣ: Θωρακική Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

ΚΑΚ: Κλίμακα Αντιλαμβανόμενης Κόπωσης

ΟΚ: Ορθός Κοιλιακός

ΚΠ: Κέντρο Πίεσης

ΚΣ: Καρδιακή Συχνότητα

ΜΕΙΣ: Μέγιστη Εκούσια Ισομετρική Συστολή

ΜΚΕ: Με Κινησιο-Επίδεση

ΜΜΦ: Μη Μεταφορά Φορτίου

ΜΦΕ: Μεταφορά Φορτίου Εμπρός

ΜΦΠ: Μεταφορά Φορτίου Πίσω

ΟΜΣΣ: Οσφυϊκή Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

ΠΑΛΑ: Πρόσθια Άνω Λαγόνια Άκανθα

ΠΟ: Η καθαρή απόκλιση της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης στο οριζόντιο επίπεδο ως προς την προσθιοπίσθια κατεύθυνση

ΠΠ: Η καθαρή απόκλιση της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης στο οριζόντιο επίπεδο ως προς την πλάγια κατεύθυνση

ΠΤ: Η περιοχή της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης του σώματος στο οριζόντιο επίπεδο που προκύπτει λόγω της ταλάντωσης

ΣΒ: Σωματικό Βάρος

ΣΣ: Σπονδυλική Στήλη

ΧΚΕ: Χωρίς Κινησιο-Επίδεση

VO₂: Πρόσληψη Οξυγόνου

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της έρευνας

Αρκετές καθημερινές ή μη δραστηριότητες, εργασιακά καθήκοντα, αθλητικές δραστηριότητες αλλά και δραστηριότητες αναψυχής απαιτούν τη μεταφορά βάρους από διάφορες πληθυσμιακές ομάδες. Επαγγελματίες, αθλητές, φοιτητές, μαθητές χρειάζεται να μεταφέρουν συχνά προσωπικά αντικείμενα, βιβλία, φορητούς υπολογιστές προς και από τους χώρους εκπαίδευσης ή εργασίας με σάκους ή σακίδια αναρτημένα στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τρόποι μεταφοράς ενός φορτίου όπως, η τοποθέτησή του στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού (front pack), την οπίσθια (π.χ. σακίδιο πλάτης), ταυτόχρονα την πρόσθια και οπίσθια (double pack, το μισό φορτίο μεταφέρεται στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού και το άλλο μισό στην οπίσθια), τον ώμο (π.χ. τσάντα ώμου ή τοποθέτηση χιαστί) ή την άκρα χείρα (π.χ. χαρτοφύλακας) (Chow, Li, Lai, & Pope, 2011).

Οι παραπάνω τρόποι αποτελούν κατάλληλες επιλογές ως προς τη φυσιολογική, κινηματική και κινητική απόκριση του σώματος τόσο στα ελαφριά όσο και στα βαριά φορτία (Knapik, Reynolds, & Harman 2004; Knapik, Reynolds, Santee, & Friedl, 2012; Motmans, Tomlow, & Vissers, 2006). Ωστόσο, η επιλογή του τρόπου μεταφοράς μπορεί να καθοριστεί από πολλούς παράγοντες όπως το βάρος και το μέγεθος του φορτίου, η διάρκεια κατά την οποία πρέπει να μεταφερθεί το φορτίο, το έδαφος, το κλίμα, η ενδυμασία, καθώς επίσης τα

σωματομετρικά χαρακτηριστικά και η φυσική κατάσταση του ατόμου που μεταφέρει το φορτίο. Επιπλέον, ο επείγων χαρακτήρας της μεταφοράς ενός φορτίου μπορεί να επηρεάσει τον τρόπο με τον οποίο το άτομο θα επιλέξει να μεταφέρει το συγκεκριμένο φορτίο (Legg, 1985).

Το σακίδιο πλάτης φαίνεται να είναι ο πιο συνηθισμένος τρόπος μεταφοράς ενός φορτίου, ο οποίος χρησιμοποιείται ευρέως από τις Ένοπλες Δυνάμεις και τους πεζοπόρους (Pascoe D., Pascoe, Wang, Shim, & Kim, 1997). Είναι προτιμότερο έναντι της τοποθέτησης στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού, επειδή προκαλεί μικρότερη συμπίεση στη σπονδυλική στήλη (ΣΣ), σφαιρική δραστηριότητα των μυών του κορμού και προσφέρει μεγαλύτερη ευελιξία στην κίνηση του σώματος (Chow et al., 2011; Motmans et al., 2006). Η τοποθέτηση ενός σακιδίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού, μπορεί να είναι χρήσιμη προσωρινά για την ανακούφιση των μεταβολών της στάσης που προκαλούνται από το σακίδιο πλάτης, ωστόσο δεν συνιστάται για μεγάλη διάρκεια (Chow et al., 2011).

Το double pack (διπλό φορτίο), συγκριτικά με το σακίδιο πλάτης και το frontpack, ελαχιστοποιεί τις φυσιολογικές αποκρίσεις του οργανισμού (Kinoshita 1985, Motmans et al., 2006), προκαλεί μικρότερο ενεργειακό κόστος (Knapik, Harman, & Reynolds, 1996), παρέχει καλύτερη ισορροπία (ιδίως κατά τη μεταφορά μεγάλων φορτίων 30% του σωματικού βάρους) και βοηθάει στη διατήρηση της ουδέτερης όρθιας στάσης. Όμως, περιορίζει το οπτικό πεδίο, εμποδίζει την κίνηση, περιορίζει την εξάτμιση του ιδρώτα

του σώματος και είναι άβολο κατά την τοποθέτηση ή την αφαίρεσή του (Legg, 1985, Motmans et al., 2006). Επίσης, μπορεί να προκαλέσει μεγαλύτερα συμπτώματα δυσφορίας λόγω μεταβολών στη θερμοκρασία του σώματος (Li et al., 2019).

Από τη σκοπιά της βιο-μηχανικής, όταν στο ανθρώπινο σώμα προστίθεται ένα φορτίο τότε, θα πρέπει να υιοθετηθούν αντισταθμιστικές στρατηγικές προκειμένου αυτό να διατηρήσει την ισορροπία του (Diedrich & Warren, 1998; Bhambhani, Buckley, & Maikala, 1997). Κατά τη μεταφορά λοιπόν ενός σακιδίου πλάτης, το οποίο εφαρμόζεται απευθείας στη σπονδυλική στήλη μέσω των ιμάντων στους ώμους, το κέντρο βάρους μετατοπίζεται προς την οπίσθια επιφάνεια του σώματος. Για να αντισταθμιστεί αυτή η μετατόπιση και να επανέλθει το κέντρο βάρους πάνω από τη βάση στήριξης (κάτω άκρα), πρέπει το σώμα να κλίνει προς τα εμπρός πραγματοποιώντας κάμψη είτε στην άρθρωση της ποδοκνημικής, είτε στου ισχίου είτε με πρόσθια προβολή της κεφαλής (Norkins, & Levangie, 1992; Hamill & Knutzen, 1995).

Στο παρελθόν έχουν διεξαχθεί πολλές μελέτες για να διερευνηθούν οι επιδράσεις της μεταφοράς ενός φορτίου, ειδικότερα στον στατικό έλεγχο (Al-Khabbaz, Shimada, & Hasegawa, 2008; Chow, Leung, & Holmes, 2007; Hong & Cheung, 2003; Singh & Koh, 2009), στα κυρτώματα της σπονδυλικής στήλης (Chow et al., 2007; Devroey, Jonkers, de Becker, Lenaerts, & Spaepen, 2007; Korovessis, Koureas, Zacharatos, & Papazisis, 2005), καθώς και στον κινητικό έλεγχό της (Chow et al., 2007; Bobet & Norman, 1984; Hong,

Li & Fong, 2008; Kim, Kwon, Cho, & Yoo, 2008). Φάνηκε ότι η μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού οδήγησε σε πρόσθια κλίση του κορμού, ευθειασμό της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (ΟΜΣΣ) και αυξημένη έκταση στην αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης (ΑΜΣΣ) (Chow et al., 2011). Επιπλέον, παρατηρήθηκε αύξηση της ταλάντωσης του σώματος (Rugelj & Sevsek, 2011, Qu & Nussbaum, 2009). Η ταλάντωση του σώματος αποτελεί μια άμεση έκφραση του ελέγχου της ισορροπίας και για το λόγο αυτό, οι μεταβολές που συμβαίνουν κατά τη μεταφορά φορτίων είναι ιδιαίτερα σημαντικές και ευρέως διερευνημένες, λαμβάνοντας υπόψη ότι η απώλεια της ισορροπίας είναι συχνά υπεύθυνη για τυχαίες πτώσεις (Winter, 1995).

Καθοριστικό παράγοντα του μεγέθους των παραπάνω επιδράσεων αποτελεί το βάρος του φορτίου. Ο Skaggs και οι συνεργάτες (2006) ανέφεραν σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στο βάρος του σακιδίου και την εμφάνιση πόνου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Παλαιότερες μελέτες έδειξαν ότι ένα φορτίο σε σακίδιο πλάτης ίσο με το 15% του σωματικού βάρους (ΣΒ) προκάλεσε σημαντική πρόσθια κλίση του κορμού (Li & Hong, 2004), τροποποίηση του βηματισμού (Hong & Brueggemann, 2000), παρατεταμένο χρόνο αποκατάστασης της αρτηριακής πίεσης (Hong, Wong, & Robinson, 2000), μεγαλύτερη ενεργειακή δαπάνη (Hong et al., 2000), αυξημένη συχνότητα αερισμού (Li, Hong, & Robinson, 2003), καθώς και αυξημένες ροπές και δυνάμεις στις αρθρώσεις του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής (Chow et al., 2005).

Παρ' όλα αυτά, φαίνεται ότι το βάρος ενός σακιδίου πλάτης ίσο με το 10-15% του ΣΒ είναι ένα αποδεκτό όριο που βασίζεται σε επιδημιολογικές, φυσιολογικές και βιο-μηχανικές προσεγγίσεις (Brackley & Stevenson, 2004). Έχει παρατηρηθεί ότι βαρύτερα φορτία (20% του ΣΒ) προκαλούν σημαντικές μεταβολές στη μυϊκή δραστηριότητα και αλλαγές στη στάση του σώματος και για αυτόν τον λόγο θα πρέπει να αποφεύγονται (Al-Khabbaz et al., 2008).

Οι προαναφερθείσες προσαρμογές στον κορμό είναι πιθανό να οδηγήσουν σε πόνο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού προκαλώντας τάση στους συνδέσμους ή τους μυς του ή αλλάζοντας τις δυνάμεις που εφαρμόζονται στους μεσοσπονδύλιους δίσκους (Vacheron, Poumarat, Chandezon, & Vanneuville, 1999; Adams & Hutton, 1983; Jørgensen & Nicolaisen, 1987). Καθώς τα άτομα υφίστανται κόπωση και οι αλλαγές αυτές γίνονται πιο έντονες υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού τους (Orloff & Rapp, 2004). Επίσης, οι αλλαγές αυτές ενδέχεται να θέσουν σε κίνδυνο τη δυναμική σταθερότητα και να αυξήσουν το μηχανικό φορτίο στην ΟΜΣΣ, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε εκφυλισμό των μεσοσπονδύλιων δίσκων (Iatridis & Gwynn, 2004). Επιπλέον, έχει διαπιστωθεί ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της μεταφοράς φορτίων στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού και των συμπτωμάτων στη σπονδυλική στήλη όπως κόπωση, μυαλγία, παραμόρφωση των κυρτωμάτων της, πόνος στην πλάτη, μούδιασμα και πόνος στον ώμο (Grimmer, Williams, & Gill, 1999; Negrini & Carabona, 2002; Pascoe et al., 1997; Sheir-Neiss,

Kruse, Rahman, Jacobson, & Pelli, 2003). Τα ευρήματα αυτά έχουν παρατηρηθεί τόσο σε έφηβους όσο και σε ενήλικες (Steele, Bialocerkowski, & Grimmer, 2003).

Άλλες έρευνες αναφέρουν συχνότητα εμφάνισης πόνου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού σε ποσοστό 60%-80% του πληθυσμού των βιομηχανικών χωρών και η αντιμετώπισή του αποτελεί ένα από τα πιο δαπανηρά προβλήματα (Steele et al., 2003). Ιδιαίτερα συχνή είναι επίσης η διαταραχή της ισορροπίας σε ηλικιωμένα άτομα, όπου το 30% των ηλικιωμένων ανδρών και το 40% των ηλικιωμένων γυναικών αναφέρουν αστάθεια στην όρθια στάση και τη βάδιση (Sixt, & Landahl, 1987). Αποτελεί δε, κύριο προγνωστικό παράγοντα αρνητικών επιπτώσεων στην υγεία των ηλικιωμένων (πτώση, κινητική αναπηρία και θνησιμότητα) (Maki, Holliday, & Topper, 1994). Επιπλέον, οι πτώσεις λόγω διαταραχής της ισορροπίας κατά τη μεταφορά φορτίων αποτελούν την κύρια αιτία (28%) των μη θανατηφόρων ακούσιων τραυματισμών σε παιδιά 10 έως 14 ετών στις Ηνωμένες Πολιτείες, με περισσότερα από τρία εκατομμύρια ατυχήματα μεταξύ 2001 και 2006 (Κέντρο Ελέγχου και Πρόληψης Νοσημάτων, 2008).

Συνεπώς γίνεται αντιληπτό ότι, οι μεταβολές στον έλεγχο της στάσης του σώματος ως απόκριση στην προσθήκη φορτίου αποτελούν ένα σημαντικό ζήτημα για την υγεία και τη λειτουργικότητα των ατόμων στην καθημερινότητα. Τίθεται λοιπόν το ερώτημα εάν υπάρχει κάποιο βοηθητικό μέσο η χρήση του οποίου θα μπορούσε να αποφορτίσει τους μυς του κορμού κατά τη μεταφορά βάρους

και να βελτιώσει τη σταθερότητα του σώματος ανακουφίζοντας τον πόνο στην πλάτη και πιθανόν μειώνοντας τους τραυματισμούς. Οι μύες του κορμού αποτελούν απαραίτητα στοιχεία για την εξασφάλιση της ισορροπίας ολόκληρου του σώματος και η αρμονική συν-σύσπασή τους είναι θεμελιώδους σημασίας για την επαρκή σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης σε διαφορετικές συνθήκες (Zoffoli, Lucertini, Federici, & Ditroilo, 2016).

Στη βιβλιογραφία έχουν προταθεί διάφορα μέσα για τη διόρθωση της κακής στάσης του σώματος και τη μείωση του πόνου που προκαλείται από αυτήν, όπως για παράδειγμα κηδεμόνες, ιμάντες, γιλέκα αλλά και συσκευές τεχνολογίας (ανιχνευτές κακής στάσης) που εντοπίζουν την κακή στάση και ενημερώνουν το χρήστη μέσω ηχητικού σήματος, δόνησης ή μηνύματος στα έξυπνα τηλέφωνα (Dang, Seo, Pham, & Chee, 2019; Karimi, 2016). Ο εξοπλισμός αυτός προτείνεται για διόρθωση της στάσης κυρίως κατά την καθιστή θέση όπου μετά από παρατεταμένη παραμονή παρατηρείται κυρτότητα στους ώμους και αύξηση της θωρακικής κύφωσης και αυχενικής λόρδωσης. Ωστόσο, η εγκυρότητά του δεν είναι επαρκώς τεκμηριωμένη. Επιπλέον, δεν έχει παρατηρηθεί αναφορά για χρήση του κατά τη διάρκεια δυναμικών δραστηριοτήτων (π.χ. βάδιση, μεταφορά φορτίου).

Επίσης, στο εμπόριο προωθούνται διάφορα προϊόντα (κατασκευές) που χαρακτηρίζονται ως ζώνες στήριξης της πλάτης, υποστηρικτές πλάτης ή διορθωτές πλάτης (Η λίστα με τα επτά δημοφιλέστερα προτεινόμενα προϊόντα για το 2019 Marakym Posture Corrector, FFitCare Posture

Corrector, Upright Go Posture Trainer, Back Brace Posture Corrector, ITA-MED Posture Corrector, Evoke Pro Back Posture Corrector, and the Leonisa Perfect Everyday Posture Corrector) και ισχυρίζονται ότι μπορούν να ανακουφίσουν τον πόνο στην πλάτη και τον αυχένα και να διορθώσουν τη στάση του σώματος. Ωστόσο, τα αποτελέσματα που διατείνονται ότι επιφέρουν δεν τεκμηριώνονται επιστημονικά. Επιπροσθέτως, δεν είναι εύκολα στην εφαρμογή τους, δημιουργούν αίσθηση δυσφορίας μετά από παρατεταμένη χρήση καθώς εφαρμόζουν πολύ σφιχτά πάνω στο σώμα και συχνά αποτελούνται από σκληρά υλικά.

Αντιθέτως, δεν έχει διερευνηθεί πλήρως η χρήση μέσων για την αποφόρτιση της σπονδυλικής στήλης κατά τη μεταφορά βάρους, με τα οποία θα μπορούσε να μειωθεί η ενεργοποίηση των μυών του κορμού και συνεπώς η κόπωσή τους και ο πόνος στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Θα μπορούσε επίσης να συμβάλλει την μείωση της ταλάντωσης του κορμού προλαμβάνοντας έως ένα βαθμό τις πτώσεις. Για το σκοπό αυτό, μία πιθανή πρόταση θα μπορούσε να αποτελεί η επικόλληση ελαστικής αυτοκόλλητης ταινίας στην επιφάνεια του δέρματος, γνωστή και ως κινησιο-επίδεση.

Πρόκειται για μια ταινία με μεγάλη ελαστικότητα ώστε να μπορεί να τεντωθεί στο 120%-140% του αρχικού μήκους της με δυνατότητα επαναφοράς σε αυτό. Σε σύγκριση με τη συμβατική ταινία επίδεσης, η κινησιολογική ταινία επιτρέπει μεγαλύτερο εύρος κίνησης και μπορεί να εφαρμοσθεί για μεγαλύτερες χρονικές

περιόδους (3-4 συνεχείς ημέρες) χωρίς να χρειάζεται επανατοποθέτηση καθώς η πορώδης ύφανση χωρίς λάτεξ επιτρέπει την ενυδάτωση και τον αερισμό του δέρματος (Kase, 2005).

Χρησιμοποιήθηκε αρχικά στη δεκαετία του 1970 από τον χειροπρακτικό Kenso Kase. Ωστόσο, έγινε ευρέως γνωστή στο κοινό στους Ολυμπιακούς Αγώνες του Πεκίνου το 2008, όταν οι αθλητές εμφανίστηκαν με κινησιολταινία κατά τη διάρκεια των αγώνων (Williams, Whatman, Hume, & Sheerin, 2012).

Ο Kase (2003) έχει προτείνει ότι αυτή η μέθοδος μπορεί να βελτιώσει τον έλεγχο της στάσης του σώματος μέσω της αναχαίτισης ή ενίσχυσης της λειτουργίας των μυών δια της διέγερσης δερματικών υποδοχέων. Η κινησιολταινία διεγείρει τους δερματικούς μηχανοϋποδοχείς και παρέχει συνεχή ανατροφοδότηση στο άτομο σχετικά με τη στάση του σώματος ώστε αυτό να προβεί σε διορθωτικές κινήσεις. Επομένως, με την πάροδο του χρόνου και τη διαρκή ιδιοδεκτική πληροφόρηση και διόρθωση καταγράφεται στο κινητικό πρόγραμμα του εγκεφάλου η σωστή στάση του σώματος (Takahashi, S. Demura, Noguchi, Demura, & Ning, 2013; Yoo, 2013).

Σύμφωνα με τον κατασκευαστή, για την αναχαίτιση ή τη χαλάρωση των μυών, η ταινία εφαρμόζεται από την κατάφυση στην έκφυση, με την τάση να είναι μικρότερη από το 15%-25% της αρχικής τάσης, ενώ για την ενίσχυση της μυϊκής δραστηριότητας η ταινία εφαρμόζεται από την έκφυση στην κατάφυση, με τάση μεγαλύτερη από 25%-50% (Kase et al., 2003). Ωστόσο, δεν είναι σαφές ποια τεχνική τοποθέτησης (αλλαγή στη μυϊκή δραστηριότητα) αντιπροσωπεύει ένα

θετικό αποτέλεσμα. Μια μείωση μπορεί να υποδηλώνει ότι η κινησιολταινία έχει υποστηρικτικό αποτέλεσμα και ο μυς λειτουργεί πιο αποτελεσματικά, ενώ μια αύξηση θα μπορούσε να επιφέρει ένα ενισχυτικό αποτέλεσμα στη μυϊκή λειτουργία (Hsu, Chen, Lin, Wang, & Shih, 2009). Αυτό πιθανόν να εξαρτάται από τον συγκεκριμένο κάθε φορά μυ που αξιολογείται, τους δοκιμαζόμενους (υγιή ή τραυματισμένα άτομα) και την τεχνική τοποθέτησης (Williams et al., 2012).

Ορισμένοι ερευνητές ισχυρίστηκαν ότι η κινησιο-επίδεση έχει πολλαπλές λειτουργίες όπως η υποστήριξη των τραυματισμένων μυών και αρθρώσεων, η βελτίωση της αιματικής και λεμφικής ροής, η μείωση του πόνου και η βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας (Kachanathu, Alenazi, Seif, Hafez., & Alroumim, 2014; Mostafavifar Wertz, & Borchers, 2012; Williams et al., 2012).

Συνεπώς, εξαιτίας των ποικίλων θετικών επιδράσεων, τα τελευταία χρόνια η κινησιολταινία έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως όχι μόνο από αθλητές για τη βελτίωση της απόδοσης αλλά και από άτομα με διάφορους μυοσκελετικούς τραυματισμούς (Williams et al., 2012), καθώς επίσης και από υγιή άτομα για τη βελτίωση της ικανότητας για σωματική άσκηση (Yeung S. & Yeung, 2016). Ωστόσο, δεν έχουν διερευνηθεί επαρκώς οι επιδράσεις της στις μυϊκές λειτουργίες στα υγιή άτομα καθώς οι περισσότερες μελέτες έχουν επικεντρωθεί στην αθλητική απόδοση και την αποκατάσταση αθλητών και κλινικών ασθενών (Lee N., Jung, Ok, & Lee, 2017). Κλινικά, χρησιμοποιείται συνήθως από επιστήμονες υγείας και κλινικούς

θεραπευτές για την αντιμετώπιση μυοσκελετικών τραυματισμών (Paoloni et al., 2011; Thelen, Dauber, & Stoneman, 2008) ορθοπεδικών (Kaya, Zinnuroglu, & Tugcu, 2011) και νευρομυϊκών παθήσεων (Yasukawa, Patel & Sisung, 2006).

Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι να διερευνήσει την επίδραση της μεταφοράς φορτίου με και χωρίς κινησιο-επίδεση στον έλεγχο της στάσης του σώματος κατά τη βάδιση σε επικλινείς και επίπεδες επιφάνειες.

1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Η μεταφορά ενός φορτίου στην πρόσθια ή οπίσθια επιφάνεια του κορμού, σε επίπεδες ή επικλινείς επιφάνειες μπορεί να επιφέρει ποικίλες φυσιολογικές, βιο-μηχανικές και μυοσκελετικές επιπτώσεις, οι οποίες δυσχεραίνουν την καθημερινότητα των ατόμων. Μυϊκές ανισορροπίες στον κορμό, εμφάνιση πόνου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού και διαταραχή της ισορροπίας είναι ορισμένες εξ αυτών. Η αποφόρτιση του κορμού με διάφορες τεχνικές αποτελεί αντικείμενο μελέτης πολλών ερευνητών. Η κινησιο-επίδεση έχει μελετηθεί ως μία τεχνική αποφόρτισης του κορμού κατά την όρθια ή καθιστή θέση, όχι όμως κατά τη διάρκεια λειτουργικών δραστηριοτήτων όπως η βάδιση. Στην παρούσα μελέτη διερευνήθηκε η επίδραση της μεταφοράς βάρους με και χωρίς κινησιο-επίδεση στον στατικό έλεγχο του σώματος κατά τη βάδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες. Ο στασικός έλεγχος προσδιορίστηκε μέσω της καταγραφής της ΗΜΓ δραστηριότητας των εκτεινόντων και καμπτήρων μυών του κορμού και της ταλάντωσής του.

1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων

Υπάρχει διαφορά στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά βάδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες με και χωρίς μεταφορά βάρους ή/και κινησιο-επίδεση;

1.4. Μεταβλητές

1.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

Στις ανεξάρτητες μεταβλητές συγκαταλέγονται (α) η κλίση του εδάφους, (β) το φερόμενο φορτίο και (γ) η κινησιο-επίδεση.

1.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Στις εξαρτημένες μεταβλητές περιλαμβάνονται η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα (ΗΜΓ) των μυών και η ταλάντωση του κορμού.

1.5. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

Ερευνητική υπόθεση I: Η μεταφορά βάρους είναι πιθανό να αυξήσει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες.

Ερευνητική υπόθεση II: Η κινησιο-επίδεση είναι πιθανό να μειώσει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες χωρίς και με μεταφορά βάρους στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Στατιστική υπόθεση H_0-I (μηδενική): Η μεταφορά βάρους δεν αυξάνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες.

Στατιστική υπόθεση H_1-I (εναλλακτική): Η μεταφορά βάρους αυξάνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες.

Στατιστική υπόθεση H_0-II_1 (μηδενική): Η κινησιο-επίδεση δεν μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες χωρίς τη μεταφορά βάρους.

Στατιστική υπόθεση H_1-II_1 (εναλλακτική): Η κινησιο-επίδεση μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες χωρίς τη μεταφορά βάρους.

Στατιστική υπόθεση H_0-II_2 (μηδενική): Η κινησιο-επίδεση δεν μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες με μεταφορά βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού.

Στατιστική υπόθεση H_1-II_2 (εναλλακτική): Η κινησιο-επίδεση μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες με μεταφορά βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού.

Στατιστική υπόθεση H_0-II_3 (μηδενική): Η κινησιο-επίδεση δεν μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες με μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Στατιστική υπόθεση H_1-II_3 (εναλλακτική): Η κινησιο-επίδεση μειώνει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών και την ταλάντωση του κορμού κατά τη βάρδιση σε επίπεδη και επικλινείς επιφάνειες με μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

1.6. Οριοθετήσεις

Στη μελέτη συμμετείχαν νεαρά ενήλικα άτομα ($n=30$, άνδρες και γυναίκες με ηλικιακό εύρος 20-30 έτη), χωρίς μυοσκελετικές αποκλίσεις (π.χ. σκολίωση, ανισοσκελία, δυσ-ευθυγράμμιση της πυέλου), επώδυνα σύνδρομα (π.χ. οσφυαλγία) ή/και τραυματισμούς κατά τη διάρκεια του έτους πριν από τη συμμετοχή στη μελέτη.

1.7. Περιορισμοί

Οι συμμετέχοντες/-ουσες ήταν υγιή, σωματικά δραστήρια άτομα, γεγονός που περιορίζει τη γενίκευση των αποτελεσμάτων σε άτομα λιγότερο δραστήρια, με μυοσκελετικές παθήσεις ή τραυματισμούς. Επιπλέον, τα αποτελέσματα αφορούν μόνο στη συγκεκριμένη ηλικιακή ομάδα και δεν μπορούν να γενικευθούν σε ανήλικα ή ηλικιωμένα άτομα. Το πρωτόκολλο της δοκιμασίας πραγματοποιήθηκε σε σταθερές συνθήκες εργαστηρίου οι οποίες πιθανόν να μην ταυτίζονται με τις μεταβαλλόμενες περιβαλλοντικές συνθήκες. Επίσης, μελετήθηκε μόνο η άμεση επίδραση της κινησιοταινίας, ενώ θα μπορούσε να υπάρξει διαφορετική επίδραση μετά από παρατεταμένη εφαρμογή της. Επιπλέον, η εφαρμογή της κινησιοταινίας σε μεγαλύτερη επιφάνεια θα μπορούσε να επιφέρει διαφορετικά αποτελέσματα. Τέλος, δεν υπήρχε ομάδα εικονικής επίδεσης

προκειμένου να αποκλειστεί το φαινόμενο του εικονικού φαρμάκου.

1.8. Διευκρίνιση όρων

Ηλεκτρομυογράφημα: καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των μυών

1.9. Συντομογραφίες

Η ερμηνεία των παραμέτρων που θα χρησιμοποιηθούν και θα μελετηθούν παρατίθενται στη συνέχεια:

ΑΜΣΣ: Αυχενική Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΑΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Αυχενικής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΘΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Θωρακικής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

Ο-ΟΜΣΣ: Ορθωτήρας μυς της Οσφυϊκής Μοίρας της Σπονδυλικής Στήλης

ΗΜΓ: Ηλεκτρομυογράφημα

ΘΜΣΣ: Θωρακική Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

ΚΑΚ: Κλίμακα Αντιλαμβανόμενης Κόπωσης

ΟΚ: Ορθός Κοιλιακός

ΚΠ: Κέντρο Πίεσης

ΚΣ: Καρδιακή Συχνότητα

ΜΕΙΣ: Μέγιστη Εκούσια Ισομετρική Συστολή

ΜΚΕ: Με Κινησιο-Επίδεση

ΜΜΦ: Μη Μεταφορά Φορτίου

ΜΦΕ: Μεταφορά Φορτίου Εμπρός

ΜΦΠ: Μεταφορά Φορτίου Πίσω

ΟΜΣΣ: Οσφυϊκή Μοίρα Σπονδυλικής Στήλης

ΠΑΛΑ: Πρόσθια Άνω Λαγόνια Άκανθα

ΠΟ: Η καθαρή απόκλιση της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης στο οριζόντιο επίπεδο ως προς την προσθιοπίσθια κατεύθυνση

ΠΠ: Η καθαρή απόκλιση της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης στο οριζόντιο επίπεδο ως προς την πλάγια κατεύθυνση

ΠΤ: Η περιοχή της κάθετης προβολής του κέντρου πίεσης του σώματος στο οριζόντιο επίπεδο που προκύπτει λόγω της ταλάντωσης

ΣΒ: Σωματικό Βάρος

ΣΣ: Σπονδυλική Στήλη

ΧΚΕ: Χωρίς Κινησιο-Επίδεση

VO₂: Πρόσληψη Οξυγόνου

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1. Φυσιολογικές και εμβιο-μηχανικές επιπτώσεις της βάδισης σε επικλινείς επιφάνειες

Η βάδιση σε επικλινείς επιφάνειες φαίνεται να προκαλεί εξίσου φυσιολογικές, βιο-μηχανικές και αναπνευστικές μεταβολές στο ανθρώπινο σώμα. Ο Kang και οι συνεργάτες (2002) μελέτησαν τις φυσιολογικές και βιο-μηχανικές αποκρίσεις κατά τη διάρκεια της βάδισης σε δαπεδοεργόμετρο σε διάφορες κλίσεις σε άνδρες και γυναίκες. Στην έρευνα συμμετείχαν 11 άνδρες και 11 γυναίκες οι οποίοι βάδισαν για 8 λεπτά με ταχύτητα 5 km/h σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις (0%, 5%, 10% και 15%). Τόσο η πρόσληψη οξυγόνου (VO_2) όσο και η καρδιακή συχνότητα (ΚΣ) αυξήθηκαν προοδευτικά και για τα δύο φύλα με την αύξηση της κλίσης του δαπεδοεργόμετρου. Η VO_2 σε l/min ήταν υψηλότερη στους άνδρες σε όλες τις κλίσεις. Ωστόσο, η VO_2 σε ml/kg/min δεν διέφερε μεταξύ ανδρών και γυναικών στις κλίσεις 0% και 5%, αλλά ήταν μεγαλύτερη στις γυναίκες στις κλίσεις 10% και 15%. Παρόμοια με τη VO_2 σε ml/kg/min, δεν υπήρχε διαφορά φύλου ως προς την ΚΣ στις κλίσεις 0% και 5%, ωστόσο ήταν υψηλότερη στις γυναίκες στις 10% και 15%. Τόσο το μήκος διασκελισμού όσο και η συχνότητα διασκελισμού παρέμειναν αμετάβλητα και στα δύο φύλα παρά την αύξηση της κλίσης του δαπεδοεργόμετρου. Ωστόσο στους άνδρες το μήκος διασκελισμού ήταν μεγαλύτερο, ενώ η συχνότητα διασκελισμού ήταν μικρότερη και αυτό παρατηρήθηκε σε όλες τις κλίσεις.

Ο Leroux και οι συνεργάτες (2002) διερεύνησαν τις αλλαγές της στάσης του σώματος κατά την παραμονή στην όρθια στάση και κατά τη βάδιση σε δαπεδοεργόμετρο με ανηφορική κλίση (0%, 5% και 10%). Η αύξηση της κλίσης από 0% σε 10% προκάλεσε αύξηση στην κάμψη του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής κατά την αρχική επαφή των ποδιών με το έδαφος, καθώς και μια προοδευτική πρόσθια κλίση της πυέλου και του κορμού. Η πρόσθια κλίση του κορμού και της πυέλου είναι απαραίτητη για τη μετατόπιση του κέντρου μάζας προς τα εμπρός, προκειμένου να αντισταθμιστεί η επίδραση της βαρύτητας και να ενισχυθεί η προώθηση του σώματος προς τα εμπρός. Αυτές οι αλλαγές συνοδεύτηκαν από μια προοδευτική μείωση της πλάγιας κλίσης της πυέλου προς το πόδι αιώρησης και μια σταδιακή αύξηση του μήκους διασκελισμού καθώς η ανηφορική κλίση έγινε πιο απότομη. Ωστόσο, κατά την παραμονή στην όρθια στάση, ο κορμός και η πύελος παρέμειναν ευθυγραμμισμένα και κάθετα προς το κεκλιμένο επίπεδο σε όλες τις κλίσεις. Από τις παρατηρήσεις αυτές φαίνεται ότι οι προσαρμογές της στάσης του σώματος είναι συγκεκριμένες για κάθε συνθήκη και οι απαιτήσεις ελέγχου της στάσης διαφέρουν μεταξύ δυναμικών και στατικών συνθηκών. Παρόμοιες παρατηρήσεις έγιναν και σε παλαιότερες μελέτες στις οποίες φάνηκε ότι η προσαρμογή της βάδισης σε κεκλιμένες επιφάνειες επιτυγχάνεται αλλάζοντας το κινητικό πρότυπο των κάτω άκρων και τροποποιώντας το επίπεδο ενεργοποίησης των σχετικών εκτεινόντων και καμπτήρων μυών (Leroux et al., 1999; Lange,

Hintermeister, Schlegel, Dillman, & Steadman, 1996).

Έχει παρατηρηθεί ότι η βάδιση σε ανωφέρεια προκαλεί αλλαγές και στην ενεργοποίηση των μυών και αυξάνει το μεταβολικό κόστος, σε σύγκριση με τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια (Kang et al., 2002). Επίσης, πρόσθετη μυϊκή προσπάθεια απαιτείται και για την ανύψωση του κέντρου βάρους του σώματος (Franz & Kram, 2012).

Ο Sagin και οι συνεργάτες (2000) παρατήρησαν στατιστικά σημαντική επίδραση του βάρους του φορτίου στην καρδιακή συχνότητα κατά τη βάδιση σε δαπεδοεργόμετρο με κλίση 5% και 10%. Επιπλέον, οι Lloyd and Cooke (2000) ανέφεραν πως και η θέση του φορτίου επηρέασε σημαντικά την καρδιακή συχνότητα κατά τη βάδιση σε ανωφέρεια με κλίση 10%, 15% και 20%.

Η μελέτη του Paul και των συνεργατών (2015) διερεύνησε τις επιδράσεις της αύξησης του φορτίου, της ταχύτητας και της κλίσης σε διαφορετικούς μυς κατά τη βάδιση σε ανωφέρεια. Δώδεκα στρατιώτες βάδισαν σε δαπεδοεργόμετρο με δύο ταχύτητες (2,5 και 4 km/h) χωρίς φορτίο και με φορτίο 10.7, 17 και 21.4 κιλών σε κλίσεις 0%, 5%, 10%, 15%, 20% και 25%. Παρατηρήθηκε ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού αυξήθηκε γραμμικά καθώς αυξήθηκαν η μάζα του φορτίου, η ταχύτητα και η κλίση. Όλοι οι μύες έδειξαν μέγιστη ενεργοποίηση κατά τη βάδιση με ταχύτητα 4 km/h σε κλίση 25% και με φορτίο 21.4 kg (ισοδύναμο με 32,2% του ΣΒ). Αντιθέτως, ο Al-Khabbaz και οι συνεργάτες (2008) είχαν παρατηρήσει ότι στην όρθια στάση με φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού ίσο με το 20% του ΣΒ, η ΗΜΓ

δραστηριότητα ορθωτήρα του κορμού δεν παρουσίασε καμία αύξηση.

Η αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού κατά τη μεταφορά φορτίου σε ανωφέρεια μπορεί να αποδοθεί στην προσαρμογή της στάσης σε σύγκριση με τη συνθήκη χωρίς φορτίο. Έχει παρατηρηθεί ότι καθώς το μέγεθος του φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού αυξάνεται, ο κορμός κλίνει προς τα εμπρός για να διατηρηθεί το κέντρο μάζας πάνω από τα πόδια (Harman et al., 2000). Ωστόσο, αυτή η τροποποίηση στη στάση δεν μπορεί να φέρει το κέντρο μάζας ακριβώς στη θέση που ήταν πριν την προσθήκη του φορτίου. Έτσι, μπορεί να θεωρηθεί ότι η προσθήκη του φορτίου γίνεται πιο απαιτητική για τον ορθωτήρα του κορμού όταν ένα άτομο βαδίζει σε ανωφέρεια. Επομένως, η αύξηση του φορτίου εκτός από την πρόσθια κλίση του κορμού μπορεί να αυξήσει και τη ροπή γύρω από το κατώτερο τμήμα του κορμού η οποία θα μπορούσε να αντισταθμιστεί από τη ροπή που δημιουργείται από τον ορθωτήρα του κορμού αυξάνοντας έτσι τη δραστηριότητά του (Harman et al., 2000).

Αντιστοίχως, ο Pal και οι συνεργάτες (2014) εξέτασαν την επίδραση της κλίσης και του φορτίου στις καρδιοαναπνευστικές αποκρίσεις κατά τη μεταφορά φορτίου. Δέκα στρατιώτες βάδισαν με ταχύτητα 4,5 km/h σε δαπεδοεργόμετρο με τέσσερις διαφορετικές κλίσεις (0%, 5%, 10% και 15%) χωρίς και με φορτίο 4.4, 10.7, 17.0 και 21.4 κιλών στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Παρατηρήθηκε ότι η ΚΣ, η $\dot{V}O_2$, η ενεργειακή δαπάνη, ο αερισμός ανά λεπτό και η αναπνευστική συχνότητα αυξήθηκαν σταδιακά με την αύξηση της κλίσης

και του φορτίου. Τα ευρήματα αυτής της μελέτης συνάδουν με παλαιότερη μελέτη των Kirk και Schneider (1992), οι οποίοι διαπίστωσαν ότι οι αλλαγές στην κλίση του δαπεδοεργόμετρου είχαν σημαντική επίδραση στην ΚΣ, τη VO_2 και τον αερισμό ανά λεπτό ανεξάρτητα από τον τύπο φορτίου που μεταφέρεται. Ο Chung και οι συνεργάτες (2005) επιβεβαίωσαν επίσης ότι τα βαρύτερα φορτία είχαν ως αποτέλεσμα υψηλότερο φυσιολογικό κόστος συγκριτικά με τα ελαφρύτερα φορτία. Ομοίως, οι Perrey και Fabre (2008) ανέφεραν ότι κατά τη βάδιση σε ανωφέρεια το φορτίο και η κλίση αλληλεπιδράσαν σημαντικά στην ενεργειακή δαπάνη και την ΚΣ.

2.2. Φυσιολογικές επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους

2.2.1. Ενεργειακό κόστος

Ο τρόπος μεταφοράς ενός φορτίου επηρεάζει σημαντικά το ενεργειακό κόστος και τις καρδιαγγειακές και αναπνευστικές αποκρίσεις ενός ατόμου κατά τη βάδιση. Κατά τη μεταφορά ενός φορτίου σε σακίδιο πλάτης, προκύπτει σημαντική αύξηση στο ενεργειακό κόστος (αυξημένη κατανάλωση οξυγόνου) λόγω της αυξημένης ζήτησης ενέργειας που σχετίζεται με την παραγωγή μυϊκής δύναμης για την υποστήριξη του αυξημένου συνολικού βάρους (Griffin, Roberts, & Kram, 2003). Ο Quesada και οι συνεργάτες (2000) ανέφεραν αύξηση του ενεργειακού κόστους κατά τη βάδιση με φορτίο ίσο με 15% και 30% του ΣΒ σε σύγκριση με τη βάδιση χωρίς φορτίο. Ομοίως, ο Patton και οι συνεργάτες (1991) ανέφεραν ότι το ενεργειακό κόστος κατά τη μεταφορά βαρύτερου φορτίου 31,5 και 49,4 κιλών ήταν υψηλότερο συγκριτικά με το ενεργειακό κόστος της βάδισης χωρίς φορτίο. Επίσης,

μελέτες στις οποίες χρησιμοποιήθηκαν δαπεδοεργόμετρα για μικρές χρονικές περιόδους, έδειξαν ότι το ενεργειακό κόστος της μεταφοράς φορτίου σε σακίδιο πλάτης αυξάνεται συστηματικά με την αύξηση της σωματικής μάζας (Falls & Humphrey, 1976), της ταχύτητας (Soule & Goldman., 1969), της κλίσης του εδάφους (Borghols, Dresen, & Hollander, 1978) και του τύπου εδάφους (Pandolf, Haisman, & Goldman., 1976).

Ωστόσο, η τοποθέτηση του φορτίου όσο το δυνατόν πιο κοντά στο κέντρο μάζας του σώματος φαίνεται να μετριάζει αυτήν την αύξηση στο ενεργειακό κόστος (Winsmann & Goldman, 1976). Στο συμπέρασμα αυτό κατέληξαν και παλαιότερες μελέτες στις οποίες η τοποθέτηση του φορτίου πιο κοντά στο σώμα μείωσε την ποσότητα ενέργειας που δαπανήθηκε κατά τη μεταφορά του (Malhotra & Gupta, 1965). Η μεταφορά βάρους τόσο με σακίδιο πλάτης όσο και με double packs έχουν συσχετιστεί με χαμηλότερο ενεργειακό κόστος από τους άλλους τρόπους μεταφοράς (Knapik et al., 2004; Legg, 1985).

2.2.2. Καρδιαγγειακές αποκρίσεις

Επιπλέον, εκτός από την αύξηση του ενεργειακού κόστους κατά τη μεταφορά φορτίου, αλλαγές παρουσιάζονται και στην καρδιακή συχνότητα. Η Devroey και οι συνεργάτες (2007) παρατήρησαν στατιστικά σημαντική αύξηση της καρδιακής συχνότητας με την αύξηση του φορτίου (0%, 5%, 10%, 15% του ΣΒ), ανεξάρτητα από το ύψος τοποθέτησής του (θωρακική ή οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης). Ωστόσο, δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά

μεταξύ των συνθηκών φόρτισης αλλά και μεταξύ της θωρακικής και οσφυϊκής τοποθέτησης του φορτίου.

Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και οι Joseph και Sengupta (2014). Ο σκοπός της μελέτης τους ήταν να προσδιοριστούν οι φυσιολογικές επιδράσεις που έχει το ύψος/θέση τοποθέτησης ενός σακιδίου πλάτης. Στην έρευνα συμμετείχαν δώδεκα άνδρες οι οποίοι έπρεπε να βαδίσουν με γρήγορο ρυθμό κατά μήκος μιας πορείας μισού μιλίου που περιελάμβανε επίπεδους διαδρόμους, σκάλες και ράμπες μεταφέροντας βιβλία σε σακίδιο πλάτης βάρους ίσο με το 15% του ΣΒ σε τρεις συνθήκες (χωρίς σακίδιο, σακίδιο στη ΘΜΣΣ, σακίδιο στην ΟΜΣΣ). Στα αποτελέσματα φάνηκε ότι η μέση καρδιακή συχνότητα παρουσίασε αυξητικές τάσεις από τη συνθήκη χωρίς φορτίο, προς τη χαμηλή τοποθέτηση έως την υψηλή τοποθέτηση του σακιδίου. Η μέγιστη καρδιακή συχνότητα ήταν σημαντικά υψηλότερη για την τοποθέτηση στη ΘΜΣΣ σε σύγκριση με την τοποθέτηση στην ΟΜΣΣ. Έτσι, παρόλο που η μέση καρδιακή συχνότητα καθόλη τη διάρκεια της δοκιμασίας δεν είχε σημαντικές διαφορές μεταξύ χαμηλής και υψηλής τοποθέτησης, η μέγιστη καρδιακή συχνότητα ήταν σημαντικά υψηλότερη για την υψηλή τοποθέτηση, γεγονός που υποδηλώνει επιπλέον μεταβολικό κόστος.

2.2.3. Αναπνευστικές αποκρίσεις

Η λειτουργία των πνευμόνων σχετίζεται με την πρόσληψη οξυγόνου και ως εκ τούτου με την ενεργειακή δαπάνη, επομένως αποτελεί μια ζωτική φυσιολογική παράμετρο που προσδιορίζει το φυσιολογικό στρες (Basu, Dutta, S. Banerjee, Banerjee, &

Sen 2016). Η τοποθέτηση ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού φαίνεται να προκαλεί αλλαγές στη λειτουργία των πνευμόνων και στη μηχανική της αναπνοής. Το επιπλέον φορτίο θέτει έναν μηχανικό περιορισμό στο θωρακικό τοίχωμα, ο οποίος προκαλεί αλλαγές στη δυναμική ζωτική ικανότητα και στον δυναμικό εκπνευστικό όγκο σε ένα δευτερόλεπτο (Legg & Cruz, 2004). Επίσης, θα μπορούσε να προκαλέσει αύξηση του έργου των αναπνευστικών μυών και να οδηγήσει σε μυϊκή κόπωση αυτών (Tomczak, Guenette, Reid, McKenzie, & Sheel, 2011). Πρόσφατη μελέτη σε υγιείς άνδρες έδειξε ότι η μεταφορά φορτίου με τη χρήση σακιδίου πλάτης (15, 25, 35 κιλά) επηρέασε τη μηχανική των πνευμόνων και το πρότυπο της αναπνοής κατά τη βάδιση σε δαπεδοεργόμετρο (Dominelli, Guenette, Wilkie, Foster, & Sheel, 2011).

Ομοίως, η τοποθέτηση ενός φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού φαίνεται να επηρεάζει την αναπνευστική λειτουργία. Σε πρόσφατη μελέτη ερευνήθηκε η επίδραση του φορτίου στην αναπνευστική λειτουργία κατά τη μεταφορά του τόσο στην πρόσθια όσο και την οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Το δείγμα αποτελούνταν από δύο ισάριθμες ομάδες νεαρών κοριτσιών (ομάδα Ι πρόσθιο φορτίο, ομάδα ΙΙ οπίσθιο φορτίο). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι συγκεκριμένες παράμετροι της αναπνευστικής λειτουργίας (δυναμική ζωτική ικανότητα, δυναμικός εκπνευστικός όγκος σε ένα δευτερόλεπτο, μέγιστη ταχύτητα εκπνοής) μειώθηκαν σημαντικά και στις δύο ομάδες. Συγκρίνοντας τις δύο ομάδες μεταξύ τους, η μείωση των λειτουργιών αερισμού κατά τη

μεταφορά του πρόσθιου φορτίου ήταν υψηλότερη από ό, τι κατά τη μεταφορά του οπίσθιου φορτίου, ωστόσο αυτή η διαφορά δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Ενδέχεται λοιπόν, η μεταφορά ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού να πλεονεκτεί έναντι της πρόσθιας μεταφοράς, αναφορικά με την αναπνευστική λειτουργία (Yousef, Ali, & Ahmed, 2019).

2.2.4. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στη μυϊκή λειτουργία

2.2.4.1. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών

Μία συνηθισμένη περιοχή για τη συλλογή δεδομένων ως προς την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού κατά τη μεταφορά ενός φορτίου είναι η ΟΜΣΣ και η κοιλιακή χώρα, με αντιπροσωπευτικότερους μυς τον ορθωτήρα του κορμού και τον ορθό κοιλιακό αντίστοιχα (Cook & Neumann, 1987).

Ήδη από το 1984 οι Bobet και Norman αξιολόγησαν την ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού και του ορθωτήρα του κορμού κατά τη μεταφορά ενός φορτίου 19,5 κιλών τοποθετημένο στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές στη συν-σύσπαση των μυών όταν αλλάζει η συνθήκη από την όρθια στάση (στατική) στη βάδιση (δυναμική). Υπήρξε σημαντική αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού και μείωση του ορθωτήρα του κορμού κατά τη βάδιση συγκριτικά με την όρθια στάση. Αυτό πιθανότατα οφείλεται στο γεγονός ότι κατά τη διάρκεια μιας δυναμικής προσπάθειας οι μύες πρέπει να

αντισταθμίζουν συνεχώς την κίνηση του σώματος και να κάνουν διορθώσεις για να παρέχουν δυναμική σταθερότητα στο σύστημα.

Σε πιο πρόσφατη μελέτη αναλύθηκαν η ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού και οι αλλαγές στη στάση του σώματος κατά την τοποθέτηση διαφορετικών φορτίων στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού στην όρθια στάση. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε τέσσερις συνθήκες: (1) χωρίς φορτίο, (2) φορτίο ίσο με το 10% του ΣΒ, (3) 15% του ΣΒ και (4) 20% του ΣΒ. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού αυξήθηκε σταδιακά και δυσανάλογα με την αύξηση του βάρους του σακιδίου ενώ η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού (Ο4-Ο5) δεν παρουσίασε σημαντική αλλαγή. Αναφορικά με τη στάση του σώματος παρατηρήθηκε οπίσθια κλίση του κορμού (Al-Khabbaz et al., 2008).

Ο Motmans και οι συνεργάτες (2006) συνέκριναν την ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού και του ορθωτήρα του κορμού στην όρθια στάση με φορτίο ίσο με το 15% του ΣΒ τοποθετημένο στο σώμα με 4 διαφορετικούς τρόπους (στον ώμο, στην πλάτη, στο θώρακα, διπλό φορτίο στην πλάτη και το θώρακα). Διαπίστωσαν ότι η μυϊκή ομάδα που ενεργοποιείται περισσότερο σχετίζεται με τη θέση του φορτίου. Παρατηρήθηκε αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού με μειωμένη δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού όταν το σακίδιο τοποθετήθηκε στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Όταν το ίδιο φορτίο τοποθετήθηκε στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού, η ΗΜΓ

δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού αυξήθηκε.

Παλαιότερες μελέτες αναφέρουν ότι, κατά τη βάδιση με φορτίο έως 30 κιλά στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού η ΗΜΓ δραστηριότητα ορισμένων μυών (πχ ορθωτήρας κορμού) μειώνεται συγκριτικά με τη βάδιση χωρίς φορτίο (Knapik et al., 1996), ενώ διαφορετικοί τρόποι μεταφοράς (πχ στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού) αυξάνουν σημαντικά αυτή τη δραστηριότητα (Anderson et al., 2007). Ομοίως, οι Cook και Neumann (1987) επεσήμαναν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού κατά τη βάδιση με φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού μειώθηκε συγκριτικά με τη βάδιση χωρίς φορτίο. Επίσης, ανέφεραν ότι οι οσφυϊκοί παρασπονδυλικοί μύες ενεργοποιήθηκαν περισσότερο όταν το φορτίο τοποθετήθηκε στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού και λιγότερο όταν τοποθετήθηκε στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Ο Anderson και οι συνεργάτες (2007) αξιολογήσαν την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού και τη στάση του σώματος κατά τη μεταφορά φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές στο μοτίβο συν-σύσπασης των μυών και τη στάση του σώματος κατά τη μετάβαση από την όρθια στάση στη βάδιση με φορτίο. Παρατηρήθηκαν σημαντικές αυξήσεις στην ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων και καμπτήρων του κορμού από τη στάση στη βάδιση. Δεν αποτελεί έκπληξη το γεγονός ότι η μεταφορά του φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού κατά τη βάδιση

απαιτεί μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών του κορμού. Η μετάβαση από τη στατική στη δυναμική κατάσταση επηρέασε επίσης τη στάση του σώματος. Παρατηρήθηκε οπίσθια μετατόπιση του κορμού για να μετατοπιστεί το κέντρο μάζας του νέου συστήματος (φορτίο συν σώμα) σε μια πιο ισορροπημένη θέση.

Η Devroey και οι συνεργάτες (2007) μελέτησαν τις επιδράσεις της αύξησης του φορτίου (0%, 5%, 10%, 15% του ΣΒ) και της διαφορετικής τοποθέτησής του στη σπονδυλική στήλη, (θωρακική, η κορυφή του σακιδίου στη γραμμή των ώμων έναντι οσφυϊκής, η βάση του σακιδίου πάνω από την οπίσθια άνω λαγόνια άκανθα), στην όρθια στάση και κατά τη βάδιση σε 20 φοιτητές αναλύοντας φυσιολογικές και βιομηχανικές παραμέτρους. Παρατηρήθηκε ότι στην όρθια στάση, με την αύξηση του φορτίου σημειώθηκε αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού και μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού, και για τις δύο τοποθετήσεις του σακιδίου. Κατά τη βάδιση, και για τις δύο τοποθετήσεις του σακιδίου, η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού αυξήθηκε με την αύξηση του φορτίου ειδικά για το 10% και 15% του ΣΒ σε σύγκριση με 0% του ΣΒ. Αντίθετα, η δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού μειώθηκε με την αύξηση του φορτίου ειδικά για το 10% του ΣΒ και 15% του ΣΒ σε σύγκριση με 0% του ΣΒ. Συνεπώς, τόσο για τη θωρακική όσο και για την οσφυϊκή τοποθέτηση, τα αποτελέσματα δείχνουν μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού με αύξηση της ενεργοποίησης των κοιλιακών μυών καθώς αυξάνεται το φορτίο. Το

έλλειμμα συν-σύσπασης των κοιλιακών και των εκτεινόντων του κορμού είναι μια σημαντική ένδειξη ότι το φορτίο μεταφέρεται παθητικά, επισημαίνοντας έναν πιθανό κίνδυνο για αυτές τις δομές.

Αυτή η έλλειψη αυξημένης δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού κατά τη μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνειά του αποδίδεται από τους ερευνητές στην ελαφριά πρόσθια κλίση του κορμού που προκαλείται, η οποία προσφέρει μηχανικό πλεονέκτημα στους εκτεινόντες μυς του κορμού, πιθανόν αυξάνοντας την τάση σε άλλες μυϊκές ομάδες, όπως τους κοιλιακούς (ορθός, πλάγιοι) (Seay, 2015). Φαίνεται ότι οι ανταγωνιστές μύες του κορμού ενεργοποιούνται με αντίστροφο τρόπο προκειμένου να αντισταθμίσουν τις δυνάμεις που ασκούνται σε αυτόν. Κατά την προσθήκη φορτίων στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, αναμένεται ότι ο ορθός κοιλιακός μπορεί να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στην επαναφορά του σώματος στην όρθια στάση. Οι κοιλιακοί μύες συμβάλλουν στη σταθερότητα της σπονδυλικής στήλης και μια καθυστερημένη ενεργοποίηση αυτών των μυών πιθανόν να οδηγεί σε διαφοροποίηση της δραστηριότητας των υπολοίπων μυών του κορμού (Hodges & Richardson, 1996). Τέλος, η μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού προκαλεί ιδιαίτερα χαμηλή φόρτιση στη σπονδυλική στήλη σε σύγκριση με άλλους τρόπους μεταφοράς όπως φάνηκε στη μελέτη του Rose και των συνεργατών (2013).

2.2.4.2. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στη βιο-μηχανική του σώματος

Ο έλεγχος της πυέλου και του κορμού είναι σημαντικός για την επίτευξη της ομαλής μετακίνησης και τη διατήρηση της ισορροπίας του σώματος κατά τη διάρκεια της βάδισης. Η πύελος και ο κορμός πρέπει να αλληλεπιδράσουν με τα κάτω άκρα για να επιτύχουν την ομαλή βάδιση. Το ανθρώπινο κινητικό πρότυπο έχει φανεί ότι είναι εξαιρετικά προσαρμοστικό σε διαφορετικές συνθήκες, όπως κατά το ανέβασμα σκαλοπατιών (Andriacchi, Andersson, Fermier, Stern, & Galante, 1980), την προσθήκη φορτίου, τις αλλαγές στην ταχύτητα βάδισης (Nilsson, Thorstensson, & Halbertsma, 1985) ή της κλίσης του εδάφους (Leroux, Fung, & Barbeau, 1999).

Η κύρια απόκριση που παρατηρείται κατά την προσθήκη ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού είναι η πρόσθια κλίση του κορμού (Gillet, Foissac, Leteneur, Barbier, 2006; Goh, Thambyah, & Bose, 1998; Kinoshita, 1985; Vacheron et al., 1999). Αυτή η απόκριση συμβαίνει προκειμένου να διατηρηθεί το κέντρο μάζας του συστήματος (σώμα συν φορτίο) πάνω από τη βάση στήριξης (τα πόδια). Η πρόσθια κλίση του κορμού μπορεί να συμβεί ακόμη και με ελαφριά φορτία (πχ 6 κιλά) και το μέγεθος της κλίσης για βαρύτερα φορτία (πχ 40 κιλά) μπορεί να φτάσει τις 11° ως προς το οριζόντιο επίπεδο (Attwells, Birrell, Hooper, & Mansfield, 2006). Έχει αναφερθεί σημαντική πρόσθια κλίση του κορμού για φορτίο 15% του ΣΒ και άνω (Hong et al., 2003; Li et al., 2003).

Σε πρόσφατη μελέτη του Graham και των συνεργατών (2018) η μέση τιμή της γωνίας κάμψης κορμού ήταν $0.9^{\circ} \pm 1.1^{\circ}$ κατά τη βάδιση χωρίς φορτίο και $12.4^{\circ} \pm 2.3^{\circ}$, κατά τη βάδιση με σακίδιο πλάτης βάρους 29 κιλών, παρουσιάζοντας διαφορά περίπου 11.5° .

Η αρχική υπόθεση για την αιτία της πρόσθιας κλίσης του κορμού όταν φέρει φορτίο στην οπίσθια επιφάνειά του υποστηρίχθηκε από τον Goh και τους συνεργάτες (1998) όπου έθεσαν για πρώτη φορά τον όρο «αντισταθμιστική κάμψη του κορμού». Με τον όρο αυτό πρότειναν ότι οι συμμετέχοντες στη μελέτη τους μετατόπισαν ενστικτωδώς τμήματα του σώματος τους προς τα εμπρός για να δημιουργήσουν ροπή προς τα εμπρός και να αντισταθμίσουν την ροπή προς τα πίσω που δημιουργήθηκε από το πρόσθετο φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Το επιπλέον φορτίο μετατόπισε το κέντρο βάρους του συστήματος (σώμα συν φορτίο) προς τα πίσω δημιουργώντας μια ροπή έκτασης που πιθανότατα θα οδηγούσε τα άτομα να πέσουν πίσω, εάν δεν γινόταν η αντιδραστική κάμψη κορμού. Όσο πιο πίσω είναι το κέντρο βάρους του φορτίου ή όσο μεγαλύτερη είναι η μάζα του φορτίου, τόσο μεγαλύτερη είναι η οπίσθια μετατόπιση του κέντρου βάρους του συστήματος και τόσο μεγαλύτερη είναι η αναμενόμενη κάμψη του κορμού (Graham, Alexander, Leiter, Glazebrook, & Langdon, 2018).

Έχει παρατηρηθεί πως με την προσθήκη ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού το κέντρο βάρους του σώματος μετακινείται προς τα πίσω. Χωρίς φορτίο, το κέντρο βάρους βρίσκεται κοντά στο

κέντρο του σώματος εντός του κατώτερου τμήματος του κορμού. Μετά την προσθήκη του φορτίου, ο κορμός μετακινείται σε θέση κάμψης για να μετατοπίσει το κέντρο βάρους του σώματος προς τα εμπρός, στην αρχική του θέση, πάνω από τη βάση στήριξης (τα πόδια). Ιδανικά, αυτή η μετατόπιση θα τοποθετούσε το κέντρο μάζας του συστήματος ακριβώς πάνω από τα ισχία βελτιστοποιώντας τη μηχανική απόδοση (Graham et al., 2018). Οι μέγιστες τιμές της πρόσθιας κλίσης του κορμού γίνονται πιο έντονες καθώς αυξάνεται το φορτίο. Στη μελέτη του Harman και των συνεργατών (2000) η τιμή αυξήθηκε από τις 6° στις 15.5° καθώς το φορτίο αυξήθηκε από 6 σε 47 κιλά, με αρκετούς ακόμα ερευνητές να αναφέρουν παρόμοιες αποκρίσεις (Attwells et al., 2006; D. Majumdar, Pal, & Majumdar, 2010; Simpson, Munro, & Steele, 2012). Τα μεγέθη των υπολογισμένων δυνάμεων και ροπών στους σπονδύλους O5 / I1 και η γωνία κάμψης του κορμού είναι πιθανό να σχετίζονται με τον κίνδυνο τραυματισμού της οσφυϊκής μοίρας (Goh et al., 1998).

Κάποιες ακόμα προσαρμογές που συμβαίνουν λόγω του πρόσθετου φορτίου περιλαμβάνουν τη μεγαλύτερη κάμψη στο γόνατο μετά την επαφή με το έδαφος (που βοηθά στην απορρόφηση των κραδασμών) και τη μικρότερη στροφή της πυέλου (Kinoshita, 1985).

Μία επιπλέον μελέτη (Chow et al., 2011) εξέτασε τις επιδράσεις της μεταφοράς ενός σακιδίου πλάτης στη στάση του σώματος. Το δείγμα αποτελείτο από δεκατρείς υγιείς ενήλικες οι οποίοι βάδισαν σε δαπεδοεργόμετρο για 30 λεπτά αρχικά με σακίδιο πλάτης βάρους ίσου με το

10% του ΣΒ και στη συνέχεια για 30 λεπτά χωρίς φορτίο. Κατά τη βάρδια με το σακίδιο πλάτης, παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση στην αυχενική λόρδωση και τη θωρακική κύφωση, πρόσθια κλίση του κορμού, μείωση της οσφυϊκής λόρδωσης και οπίσθια κλίση της πυέλου. Παρατηρήθηκε επίσης μια τάση αύξησης της κάμψης στην ΟΜΣΣ. Η στρατηγική της κάμψης στην ΟΜΣΣ υιοθετήθηκε για να μετατοπίσει το κέντρο βάρους του κορμού και του σακιδίου πρόσθια ώστε να ελαχιστοποιηθεί το έργο του ορθού κοιλιακού (Al-Khabbaz et al., 2008; Motmans et al., 2006). Η αύξηση αυχενικής λόρδωσης έγινε για να διατηρηθεί το βλέμμα στο ίδιο επίπεδο μετά την πρόσθια κλίση του κορμού (Chow et al., 2011).

Όταν τα φορτία είναι βαρύτερα, ο φορέας πιθανόν να μετακινήσει και την κεφαλή για να λειτουργήσει ως ένα επιπλέον αντίβαρο. Αυτό το φαινόμενο έχει παρατηρηθεί κυρίως όταν μεταφέρονται φορτία άνω των 35 κιλών (Attwells et al., 2006). Σε ορισμένες περιπτώσεις, η πρόσθια προβολή της κεφαλής έχει παρατηρηθεί και με ελαφρύτερα φορτία (15% του ΣΒ) (Fiolkowski, Horodyski, Bishop, Williams, & Stylianou, 2006).

Αντιθέτως, στη μελέτη της Devroey (2007) δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στην κλίση της κεφαλής και του αυχένα από την αύξηση του φορτίου κατά τη διάρκεια της στάσης ή της βάρδιας. Ίσως, η οδηγία προς τους δοκιμαζόμενους να κοιτάζουν ευθεία στην όρθια στάση να επηρέασε τη στάση του σώματος. Ωστόσο, κατά τη διάρκεια της βάρδιας, δεν δόθηκαν οδηγίες που θα μπορούσαν να επηρεάσουν τη φυσική θέση της κεφαλής. Τα αποτελέσματα είναι

παρόμοια με του Pascoe και των συνεργατών (1997), οι οποίοι δεν βρήκαν αλλαγές στη γωνία της κεφαλής. Στην ίδια μελέτη (Devroey et al., 2007) αναφέρεται επίσης σημαντική αύξηση στην κάμψη του θώρακα για φορτίο ίσο με το 10% του ΣΒ και άνω.

Εξίσου σημαντικό κομμάτι της έρευνας έχει προσανατολιστεί στη μελέτη των δυνάμεων που ασκούνται στη σπονδυλική στήλη κατά τη μεταφορά φορτίων. Οι δυνάμεις που ασκούνται στους μεσοσπονδύλιους δίσκους και τους νωτιαίους συνδέσμους δεν αυξάνονται μόνο, αλλά θα μπορούσαν να μετατραπούν από συμπιεστικές σε στρεπτικές ή διατμητικές, οι οποίες συνήθως σχετίζονται με τραυματισμό (White & Panjabi, 1990).

Ο Chow και οι συνεργάτες (2011) μελέτησαν την επίδραση διαφορετικών τρόπων μεταφοράς ενός φορτίου στη φόρτιση της σπονδυλικής στήλης μέσω της μέτρησης της σπονδυλικής συμπίεσης. Στη μελέτη συμμετείχαν 8 άνδρες οι οποίοι μετέφεραν φορτίο ίσο με το 15% του ΣΒ είτε στην πρόσθια είτε στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού για 20 λεπτά και στη συνέχεια ακολούθησε 10λεπτη βάρδια χωρίς φορτίο. Τόσο η πρόσθια όσο και η οπίσθια μεταφορά του φορτίου είχαν ως αποτέλεσμα σημαντική αύξηση της σπονδυλικής συμπίεσης η οποία φάνηκε να αυξάνεται με την πάροδο του χρόνου. Αυτό πιθανόν να σχετίζεται με την απώλεια υγρού από τους μεσοσπονδύλιους δίσκους λόγω της συμπιεστικής δύναμης που προήλθε από το σωματικό βάρος και το φορτίο (Burns, Kaleps, & Kazarian, 1984). Η σπονδυλική συμπίεση κατά τη διάρκεια της πρόσθιας μεταφοράς

ήταν σταθερά μεγαλύτερη από αυτήν της οπίσθιας μεταφοράς, αν και οι διαφορές δεν ήταν στατιστικά σημαντικές μεταξύ όλων των χρονικών σημείων. Συνεπώς, η φόρτιση που εφαρμόστηκε στη σπονδυλική στήλη κατά τη διάρκεια της πρόσθιας μεταφοράς ήταν μεγαλύτερη από εκείνη της οπίσθιας μεταφοράς. Αυτό μπορεί να οφείλεται στην αυξημένη δραστηριότητα των μυών της οπίσθιας επιφάνειας του κορμού που απαιτείται για την εξισορρόπηση της αυξημένης ροπής κάμψης που προκαλείται από την τοποθέτηση του φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού.

Σε πρόσφατη μελέτη ο Graham και οι συνεργάτες (2018) διερεύνησαν την ύπαρξη βιο-μηχανικών διαφορών στην ΟΜΣΣ κατά τη βάρδιση χωρίς φορτίο, με φορτίο στην πλάτη (σακίδιο) και με άτομο στην πλάτη. Οι δυνάμεις αντίδρασης (συμπιεστική, διατμητική και συνολική) είχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές για καθεμιά από τις τρεις συνθήκες, με αυξητική τάση από το μηδενικό φορτίο στη μεταφορά ατόμου στην πλάτη και στη μεταφορά σακιδίου στην πλάτη.

2.2.4.3. Επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους στις χωροχρονικές παραμέτρους της βάρδισης

Κατά τη μεταφορά ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού επηρεάζονται επίσης βασικές παράμετροι του κύκλου βάρδισης. Μία από τις πιο αξιοσημείωτες τροποποιήσεις στη βάρδιση είναι ο αυξημένος χρόνος παραμονής στη διπλή στήριξη για κάθε διασκελισμό (Birrell & Haslam, 2009; Martin & Nelson, 1986). Ενώ η διάρκεια της φάσης μονής στήριξης (πόδι στο έδαφος) δεν επηρεάζεται από φορτία

έως και 50% του ΣΒ, η διάρκεια της φάσης αιώρησης (πόδι στον αέρα) μειώνεται με την αύξηση του φορτίου (Kinoshita, 1985; Martin et al., 1986). Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της διάρκειας διπλής στήριξης (και τα δύο πόδια στο έδαφος ταυτόχρονα) (Harman, Frykman, Knapik, & Han, 1994).

Επίσης, κατά τη μεταφορά φορτίου έχει παρατηρηθεί η μείωση του μήκους διασκελισμού και η αύξηση της συχνότητας διασκελισμού για τη διατήρηση του φυσιολογικού προτύπου βάρδισης. Ωστόσο, υπάρχουν αμφιβολίες σχετικά με το εάν τα περισσότερα άτομα κάνουν τέτοιες προσαρμογές. Σε χαμηλές ταχύτητες βάρδισης (περίπου 5 km/h) το μήκος του διασκελισμού μπορεί να παραμείνει σταθερό ή να μειωθεί καθώς αυξάνεται το φορτίο (Harman et al., 1994; Kinoshita, 1985; Martin et al., 1986).

Ο Pascoe και οι συνεργάτες (1997) μελέτησαν την επίδραση διαφορετικών τρόπων μεταφοράς σακιδίων στη στάση και τη βάρδιση σε νέους ηλικίας 11-13 ετών. Κατά τη βάρδιση με φορτίο παρατηρήθηκε σημαντική μείωση στο μήκος διασκελισμού και αύξηση στη συχνότητα διασκελισμού συγκριτικά με τη βάρδιση χωρίς φορτίο.

Επιπλέον, η μελέτη της La Fiandra και των συνεργατών (2003) καταδεικνύει ότι το μικρότερο μήκος διασκελισμού και η υψηλότερη συχνότητα διασκελισμού που παρατηρούνται κατά τη μεταφορά φορτίου σχετίζονται με αλλαγές στην κινηματική στο εγκάρσιο επίπεδο. Στη μελέτη έγινε η υπόθεση ότι, κατά τη μεταφορά φορτίου, σε σύγκριση με τη βάρδιση χωρίς φορτίο, μειώνεται η στροφή της πυέλου και του θώρακα ως

προς το εγκάρσιο επίπεδο και αυξάνεται η προβολή του ισχίου. Ακόμη, θεωρήθηκε ότι αυτές οι αλλαγές στο συντονισμό του κορμού σχετίζονται με το μειωμένο μήκος διασκελισμού και την αυξημένη συχνότητα. Η ανάλυση των αποτελεσμάτων επιβεβαίωσε τη μικρότερη συμβολή της στροφής της πυέλου και τη μεγαλύτερη συμβολή της προβολής του ισχίου στο μήκος διασκελισμού σε όλες τις συνθήκες ταχύτητας κατά τη μεταφορά φορτίου (σακίδιο πλάτης). Ωστόσο, η αύξηση της προβολής του ισχίου κατά τη μεταφορά φορτίου δεν αντισταθμίζει πλήρως τη μειωμένη πυελική στροφή. Απαιτείται αύξηση της συχνότητας διασκελισμού για να παραμείνει σταθερή η ταχύτητα βάδισης.

Κατά τον ίδιο τρόπο, φαίνεται ότι οι έγκυες γυναίκες εμφανίζουν ταυτόχρονες μεταβολές στις παραμέτρους της βάδισης. Η μάζα του κορμού αυξάνεται κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης με το μεγαλύτερο μέρος της να τοποθετείται στην πρόσθια επιφάνεια (Jensen, Doucet, & Treitz, 1996). Το πρόσθετο βάρος κυμαίνεται από 11–16 κιλά (Viswanathan et al., 2008) Έχει παρατηρηθεί μείωση του μήκους διασκελισμού, γεγονός που οδηγεί σε μικρότερα βήματα (Forczek & Staszkiwicz, 2012) και αύξηση του πλάτους του βήματος (Gilleard, 2013). Οι παραπάνω τροποποιήσεις μπορεί να αυξήσουν τη σταθερότητα στη βάδιση και στη συνέχεια να βελτιώσουν την κακή ισορροπία (Yu, Chung, Hemingway, & Stoffregen, 2013). Ωστόσο, ο Murray και οι συνεργάτες (1970) ισχυρίστηκαν ότι ένα μικρότερο βήμα πιθανόν να προκαλεί αυξημένη μηχανική καταπόνηση λόγω της αυξημένης επαναλαμβανόμενης κίνησης.

Σε μεταγενέστερη μελέτη (Qun & Yeo, 2011) διερευνήθηκε η επίδραση της μεταφοράς φορτίου και της κόπωσης στα χαρακτηριστικά της βάδισης. Το δείγμα αποτελείτο από δώδεκα νέους άνδρες. Το πρωτόκολλο κόπωσης περιλάμβανε τρέξιμο σε δαπεδοεργόμετρο και η κόπωση θεωρήθηκε ότι προκλήθηκε όταν οι συμμετέχοντες έδωσαν για πρώτη φορά βαθμολογία για την Κλίμακα Αντιλαμβανόμενης Κόπωσης ΚΑΚ >17. Τα δεδομένα βάδισης συλλέχθηκαν όταν οι συμμετέχοντες βάδιζαν στο δαπεδοεργόμετρο με επιλεγμένη από αυτούς ταχύτητα, τόσο πριν όσο και αμέσως μετά την κόπωση. Κατά τη διάρκεια της βάδισης εφαρμόστηκαν τρία φορτία στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού (0, 7,5 και 15 κιλά). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μεταβλητότητα του πλάτους βάδισης, το εύρος κίνησης του ισχίου και το εύρος κίνησης του κορμού αυξήθηκαν με την κόπωση και με την εφαρμογή του μεγάλου φορτίου. Επίσης, φάνηκε ότι δεν υπάρχει αλληλεπίδραση ανάμεσα στην κόπωση και τη μεταφορά φορτίου δηλαδή οι μεταβολές στη βάδιση κατά τη μεταφορά φορτίου δεν επηρεάστηκαν από την παρουσία ή απουσία της κόπωσης.

Ο Fiolkowski και οι συνεργάτες (2006) σύγκριναν το πρότυπο βάδισης ανάμεσα στην πρόσθια και οπίσθια μεταφορά φορτίου ίσου με το 15% του ΣΒ. Διαπίστωσαν ότι κατά τη μεταφορά του φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, αυξήθηκε σημαντικά η κάμψη του ισχίου και η πρόσθια προβολή της κεφαλής με την πάροδο του χρόνου. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η μεταφορά ενός φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού θα μπορούσε να διατηρήσει μια πιο όρθια στάση κατά τη βάδιση

σε σύγκριση με τη μεταφορά του ίδιου φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Συνοπτικά, η διαθέσιμη βιβλιογραφία έχει δείξει ότι η μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού συσχετίζεται με αρκετές συνεχείς αλλαγές στη βάδιση: αυξημένη γωνία κάμψης κορμού, αυξημένο εύρος κίνησης του ισχίου και της ποδοκνημικής, αυξημένες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους (οριζόντιες και κάθετες συνιστώσες), αυξημένο ρυθμό βάδισης και μειωμένο μήκος διασκελισμού (Liew, Morris, & Netto, 2016).

2.2.4.4. Επιπτώσεις του ύψους τοποθέτησης του φορτίου στη στάση και ταλάντωση του σώματος

Σε προηγούμενες μελέτες έχει αναφερθεί ότι όχι μόνο το βάρος του φορτίου αλλά και η θέση του στη σπονδυλική στήλη μπορούν να επηρεάσουν την αποτελεσματική μεταφορά του στο οπίσθιο τμήμα του κορμού. Η αποτελεσματική μεταφορά έχει συσχετιστεί με την ελάχιστη κατανάλωση ενέργειας και την ελάχιστη φόρτιση που προκαλείται στη σπονδυλική στήλη. Η υπέρμετρη φόρτιση της σπονδυλικής στήλης σχετίζεται με την αλλοιωμένη στάση του σώματος (δηλαδή τη στάση που αποκλίνει από τη βαρυτική ευθυγράμμιση). Ως προς το οριζόντιο επίπεδο, η τοποθέτηση του φορτίου κοντά στο κέντρο βάρους του σώματος έχει αναφερθεί ότι ελαχιστοποιεί την ενεργειακή δαπάνη (Cook & Neumann, 1987). Ως προς το κατακόρυφο επίπεδο, παραμένει ασαφές εάν η υψηλή ή χαμηλή θέση στη σπονδυλική στήλη είναι η βέλτιστη θέση μεταφοράς και συνεπώς οι προτάσεις στη

βιβλιογραφία είναι αντιφατικές (Devroey et al., 2003).

Ο Grimmer και οι συνεργάτες (2002) διερεύνησαν τις αλλαγές στη στάση του σώματος ως προς το προσθιοπίσθιο επίπεδο κατά τη μεταφορά ενός σακιδίου πλάτης με το κέντρο βάρους του στις θέσεις των σπονδύλων Θ7, Θ12 και Ο3. Οι συμμετέχοντες βάδιζαν για 10 λεπτά σε δαπεδοεργόμετρο φέροντας σακίδιο βάρους ίσου με το 5%, 10% και 15% του ΣΒ. Κάθε φορτίο μελετήθηκε και στις τρεις θέσεις. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην κάμψη της κεφαλής, του κορμού και την οσφυϊκή γωνία μεταξύ της βάδισης χωρίς σακίδιο και της βάδισης με σακίδιο βάρους 15% του ΣΒ. Επιπλέον, κατά την όρθια στάση παρατηρήθηκε μεγαλύτερη πρόσθια κλίση του κορμού με την τοποθέτηση στον Θ7 σπόνδυλο. Συνεπώς, διαπίστωσαν ότι η τοποθέτηση του σακιδίου κοντά στη θέση του σπονδύλου Θ12 μπορεί να αποτρέψει την υπερβολική ενόχληση και πρότειναν τη χαμηλή τοποθέτηση των φορτίων στο επίπεδο της μέσης ή των ισχίων. Ομοίως, οι O Bobet και Norman (1984) βρήκαν υψηλότερα επίπεδα ενεργοποίησης της άνω μοίρας τραπεζοειδή και του ορθωτήρα του κορμού κατά την τοποθέτηση του φορτίου στη θωρακική περιοχή.

Αντιθέτως, η Devroey και οι συνεργάτες (2003) διαπίστωσαν ότι κατά τη βάδιση, οι περισσότερες αλλαγές στη στάση του σώματος παρατηρήθηκαν με την οσφυϊκή τοποθέτηση (η βάση του σακιδίου ακριβώς πάνω από τις οπίσθιες άνω λαγόνιες άκανθες), ενώ στην όρθια στάση οι περισσότερες αλλαγές στη στάση του σώματος παρατηρήθηκαν με τη θωρακική τοποθέτηση (η

κορυφή του σακιδίου ήταν στο επίπεδο των ώμων). Επομένως, η θωρακική τοποθέτηση θα μπορούσε να είναι επωφελής κατά τη διάρκεια της βάδισης για άτομα που πάσχουν από πόνο στη μέση/οσφυαλγία, καθώς επηρεάζει την ευθυγράμμιση της σπονδυλικής στήλης ελάχιστα.

Ομοίως, αρκετές έρευνες (Orloff et al., 2004; Stuempfle, Drury, & Wilson, 2004) έχουν αναφέρει ότι μπορεί να παρατηρηθεί μεγαλύτερη σωματική καταπόνηση κατά την τοποθέτηση του φορτίου στην οσφυϊκή περιοχή. Η μελέτη των Bloom και Woodhull-McNeal (1987), αναφέρει μεγαλύτερη πρόσθια κλίση του κορμού και μεγαλύτερη μη αντισταθμισμένη ροπή στα ισχία κατά την όρθια στάση με το σακίδιο πλάτης τοποθετημένο πιο χαμηλά και πιο κοντά στο σώμα.

Παλαιότερες μελέτες, που αξιολόγησαν τη σταθερότητα του σώματος κατά τη μεταφορά φορτίων, έδειξαν ότι η προσθήκη βάρους αύξησε την αστάθεια του σώματος (Schiffman, Bense, Hasselquist, Gregorczyk, & Piscitelle, 2006) και την ταλάντωση (Rugelj & Sevshek, 2011), μείωσε την ισορροπία (M. Pau & Pau, 2010), και προκάλεσε μηχανικές αλλαγές που επηρέασαν κυρίως τον έλεγχο ισορροπίας (Qu & Nussbaum, 2009). Η μελέτη των Qu και Nussbaum (2009) έδειξε ότι τα φορτία που είναι τοποθετημένα υψηλότερα στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού οδηγούν σε λιγότερο αποτελεσματικό έλεγχο της στάσης. Η θέση του φορτίου σε σχέση με το κέντρο μάζας του σώματος φάνηκε να επηρεάζει το μέγεθος της ταλάντωσης του σώματος καθώς όταν το φορτίο τοποθετήθηκε πάνω από το κέντρο μάζας οι παράμετροι της ταλάντωσης

αυξήθηκαν. Όταν το φορτίο τοποθετήθηκε ακόμη πιο ψηλά, παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ταλάντωση (Lee T. & Lee Y., 2003).

2.2.4.5. Κλινικές επιπτώσεις της μεταφοράς βάρους

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, τα φορτία που τοποθετούνται συμμετρικά στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού προκαλούν την πρόσθια κλίση του κορμού η οποία μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένη οσφυϊκή λόρδωση προκαλώντας συμπίεση των οσφυϊκών σπονδυλικών σωμάτων, αυξημένη πίεση στους μεσοσπονδύλιους δίσκους και στένωση του μεσοσπονδύλιου τρήματος με αποτέλεσμα την εμφάνιση χρόνιων διαταραχών στην ΟΜΣΣ αλλά και πόνου (Pascoe et al., 1997). Επιπλέον, είναι πιθανό να εμφανιστεί μια αντισταθμιστική καμπύλη στη θωρακική περιοχή που οδηγεί σε θωρακική κύφωση (Filaire et al., 2001). Περαιτέρω αντισταθμιστικές αλλαγές μπορεί να συμβούν και στην κεφαλή με αποτέλεσμα τη δυσλειτουργία της κροταφογναθικής άρθρωσης, της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, αλλά και συμπτώματα ριζικών πόνων, σύνδρομο θωρακικής εξόδου και άλλες παθολογίες στην ΑΜΣΣ (Norkin et al., 1992).

Μία μακροπρόθεσμη επίπτωση της μεταφοράς φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού πιθανόν να είναι η παρέκκλιση της σπονδυλικής στήλης από την ουδέτερη θέση της, η οποία ασκεί συμπιεστικές δυνάμεις στη σπονδυλική στήλη γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε παθολογικά προβλήματα στην πλάτη, όπως εκφυλιστική νόσο ή κήλη στους μεσοσπονδύλιους δίσκους (Filaire et al., 2001; Norkin et al., 1992; Pascoe

et al., 1997). Επιπλέον, οι αντισταθμιστικές κινήσεις της πύελου λόγω του αυξημένου φορτίου έχουν ως αποτέλεσμα αλλαγές στη βάδιση, πρόσθετες κινήσεις στα ανώτερα τμήματα της σπονδυλικής στήλης, καθώς και αυξημένες ροπές και δυνάμεις στις σωματικές δομές (Cook et al., 1987; Filaire et al., 2001). Αυτές οι αλλαγές μπορεί να συμβάλουν σε μυοσκελετικούς τραυματισμούς ή τραυματισμούς των μαλακών ιστών (Smith et al., 2006).

Τα βαρύτερα φορτία επίσης αποτελούν παράγοντα κινδύνου για τραυματισμούς στην πλάτη. Καθώς δεν κινούνται συγχρονισμένα με τον κορμό προκαλούν αυξημένη τάση στους μυς της οπίσθιας επιφάνειας του κορμού, των συνδέσμων και της σπονδυλικής στήλης (Knapik et al., 1996).

Ο πόνος στην πλάτη που προκαλείται κατά τη μεταφορά ενός φορτίου μπορεί να συμβεί και ως αποτέλεσμα της αυξημένης δραστηριότητας των μυών της πλάτης (Elfving, Dederling, & Németh, 2003) η οποία, με τη σειρά της, προκαλεί μυϊκή κόπωση και κίνδυνο τραυματισμού (Piscione & Garnet, 2006). Ομοίως, ο Chow και οι συνεργάτες (2011) συνέδεσαν την αυξημένη μυϊκή δραστηριότητα με αυξημένο πόνο στην πλάτη και τραυματισμό. Οι αναφορές για πόνο στην πλάτη είναι περισσότερες στις γυναίκες σε σύγκριση με τους άνδρες (Korovessis et al., 2005), πιθανόν επειδή οι γυναίκες έχουν λιγότερη δύναμη στον κορμό (Haselgrove et al., 2008).

Επιπλέον, η αύξηση της ταλάντωσης του σώματος που παρατηρείται κατά τη μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια του

κορμού δυνητικά αυξάνει τον κίνδυνο πτώσης, ιδιαιτέρως σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας (Li et al., 2019).

2.3. Κλινικές εφαρμογές της κινησιο-επίδεσης

2.3.1. Κινησιο-επίδεση και δύναμη

Η έρευνα έχει παρουσιάσει αντικρουόμενα αποτελέσματα σχετικά με την αποτελεσματικότητα της κινησιο-επίδεσης. Αρκετές μελέτες έχουν δείξει ότι ρυθμίζει τη μυϊκή λειτουργία (Huang, Hsieh, Lu, & Su, 2011; Lin, Hung, & Yang, 2011; Yasukawa, Patel, & Sisung, 2006), βελτιώνει την ιδιοδεκτικότητα (μέσω της διέγερσης των δερματικών μηχανοϋποδοχέων) (Murray, 2000), βελτιστοποιεί την ευθυγράμμιση των αρθρώσεων (μέσω της ενίσχυσης των αδύναμων μυών), μειώνει τον πόνο (μέσω της μείωσης της πίεσης των αισθητηριακών υποδοχέων) (Callaghan, Selfe, McHenry, & Oldham., 2008; Kneeshaw, 2002), αυξάνει το εύρος κίνησης των αρθρώσεων (Yoshida & Kahanov, 2007), βελτιώνει την αιματική και λεμφική κυκλοφορία (μέσω της αύξησης του διάμεσου διαστήματος μεταξύ του δέρματος και των υποκείμενων συνδετικών ιστών) (Yasukawa et al., 2006) και αποφορτίζει τον ευερέθιστο νευρικό ιστό (Alexander et al., 2008; Host, 1995; Morrissey, 2000).

Αντιθέτως, αρκετές μελέτες ανέφεραν ότι η εφαρμογή της κινησιολταινίας δεν βελτιώνει τη μυϊκή δύναμη, την ισχύ και τον πόνο (Firth, Dingley, Davies, Lewis & Alexander, 2010; Fu et al., 2008). Για παράδειγμα, ο Fu και οι συνεργάτες (2008) έδειξαν ότι η κινησιο-επίδεση δεν επηρέασε την σύγκεντρη και έκκεντρη μυϊκή δύναμη των τετρακέφαλων και των

οπίσθιων μηριαίων σε υγιή άτομα. Επίσης, ο Firth και οι συνεργάτες (2010) ανέφεραν ότι η κινησιολογία δεν ενίσχυσε την απόδοση και δεν μείωσε τον πόνο στην ποδοκνημική άρθρωση.

2.3.2. Κινησιο-επίδεση και μυϊκή δραστηριότητα

Η υπόθεση ότι η κινησιολογία ρυθμίζει τη μυϊκή δραστηριότητα είναι επίσης αμφισβητήσιμη. Η Hsu και οι συνεργάτες (2009) μελέτησαν την επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών της ωμοπλάτης σε παίκτες μπίτμπωλ με σύνδρομο πρόσκρουσης του ώμου. Διαπίστωσαν αύξηση της ενεργοποίησης της κάτω μοίρας τραπεζοειδή κατά την επαναφορά του άνω άκρου μετά από ανύψωση και πρότειναν τη χρήση της στη θεραπεία του συνδρόμου. Στη μελέτη του Lin και των συνεργατών (2011) διαπιστώθηκε μικρή αλλά στατιστικά σημαντική αύξηση (πρόσθιος οδοντωτός) και μείωση (άνω μοίρα τραπεζοειδή και πρόσθια μοίρα δελτοειδή) στην ενεργοποίηση των μυών όταν έγινε εφαρμογή της κινησιολογίας κατά την τοποθέτηση του ώμου σε διάφορες θέσεις. Ο Huang και οι συνεργάτες (2011) ανέφεραν αύξηση στην ενεργοποίηση του γαστροκνήμιου κατά τη διάρκεια κατακόρυφων αλμάτων με κινησιολογία που εφαρμόστηκε σε αυτόν, αλλά όχι στον πρόσθιο κνημιαίο ή τον υποκνημίδιο.

Αντίθετα, ο Briem και οι συνεργάτες (2011) ανέφεραν ότι η δραστηριότητα του μακρού περνιαίου αυξήθηκε με την εφαρμογή μη ελαστικής ταινίας στην ποδοκνημική ως απόκριση στη διατάραξη της ισορροπίας. Ωστόσο, αυτό το αποτέλεσμα δεν

επαναλήφθηκε με την εφαρμογή ελαστικής κινησιολογίας. Επίσης, στη μελέτη του Mak και των συνεργατών (2018) δε βρέθηκε καμία διαφορά στην ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων του καρπού χωρίς και με κινησιο-επίδεση. Τέλος, ο Yoosefinejad και οι συνεργάτες, σε πρόσφατη έρευνα (2016) όπου μελέτησαν τις άμεσες επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης (ενισχυτική και αναχαιτιστική) στη διεγερσιμότητα των κινητικών νευρώνων στο γαστροκνήμιο δεν διαπίστωσαν ενδείξεις αλλαγής αυτής της λειτουργίας.

2.3.3. Κινησιο-επίδεση και ιδιοδεκτικότητα

Αντικρουόμενα είναι τα στοιχεία και ως προς την εφαρμογή της κινησιολογίας για τη βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας. Οι Lin, Hung και Yang (2011) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η εφαρμογή κινησιολογίας στον ώμο υγιών ατόμων ενίσχυσε την ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση, όπως φάνηκε από τη βελτίωση της αντιστοίχισης της θέσης της άρθρωσης. Οι Murray και Husk, (2001) πρότειναν ότι η ταινία κινησιο-επίδεσης στην ποδοκνημική αυξάνει την προσαγωγή πληροφόρηση, ενισχύοντας έτσι την ιδιοδεκτική ικανότητα. Προσφάτως, ερευνητές μελέτησαν τις επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στην ιδιοδεκτικότητα και ανέφεραν ότι μπορεί να βελτιώσει την κιναισθησία και δυναμαιοσθησία μέσω της διέγερσης των δερματικών και αισθητηριακών υποδοχέων (Chang, Chou, J. Lin, Lin, & Wang, 2010; Chang, Wang, Chou, & Cheng, 2012; Chen & Lou, 2008). Ωστόσο, σε μια μελέτη σε ασθενείς με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου, οι

συμμετέχοντες δεν έδειξαν βελτιωμένη αίσθηση της θέσης της άρθρωσης του γόνατος (Aytar et al., 2011). Η παρατήρηση αυτή ήταν σύμφωνη με το εύρημα παλαιότερης μελέτης που ανέφερε ότι η ταυτοποίηση της θέσης της άρθρωσης δεν βελτιώθηκε με την εφαρμογή ταινίας κινησιο-επίδεσης στην ποδοκνημική (Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004). Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξε μεταγενέστερη μελέτη στην οποία συγκρίθηκαν οι επιδράσεις της επίδεσης με λευκή αθλητική ταινία και με κινησιολταινία στον έλεγχο της όρθιας στάσης. Η εφαρμογή έγινε σε υγιείς ενήλικες στους οποίους δεν παρουσιάστηκε βελτίωση του ελέγχου της όρθιας στάσης με κανέναν από τους δύο τρόπους επίδεσης. Επίσης, συμπέραναν ότι η επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ιδιοδεκτικότητα εξαρτάται από την ορθή (ακέραιη) λειτουργία των υπολοίπων συστημάτων που συμβάλλουν στον έλεγχο της όρθιας στάσης (Silva, Cruz, & Ganesan, 2015). Ο Akbari και οι συνεργάτες (2016) μελέτησαν τις επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στον έλεγχο της όρθιας στάσης σε υγιείς ενήλικες μετά από κόπωση των εκτεινόντων μυών της οσφυϊκής μοίρας. Τα αποτελέσματά τους κατέδειξαν βελτίωση (στατιστικά σημαντική μείωση της μέσης ταχύτητας ταλάντωσης του κέντρου πίεσης) και οι ερευνητές υπέθεσαν ότι αυτό συνέβη μέσω της βελτίωσης της ιδιοδεκτικότητας στην οσφυϊκή περιοχή.

2.3.4. Κινησιο-επίδεση και στάση του σώματος

Ο Greig και οι συνεργάτες (2008) μελέτησαν την επίδραση της επίδεσης

(με σκοπό τη διόρθωση της στάσης) στη θωρακική κύφωση και την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού. Το δείγμα αποτελείτο από δεκαπέντε γυναίκες με οστεοπόρωση στις οποίες εφαρμόστηκαν δύο τρόποι επίδεσης, η επίδεση για τη διόρθωση της στάσης και η εικονική επίδεση. Η γωνία της θωρακικής κύφωσης μετρήθηκε μετά από κάθε συνθήκη. Η τεχνική της επίδεσης που εφαρμόστηκε για τη διόρθωση της στάσης έχει αναφερθεί από τον Bennell και τους συνεργάτες. (2000). Η άκαμπτη ταινία εφαρμόστηκε ξεκινώντας από την ακρωμιοκλειδική άρθρωση, περνώντας πάνω από την άνω μοίρα τραπεζοειδή και στη συνέχεια διαγώνια προς την ακανθώδη απόφυση του σπονδύλου Θ6. Καθώς η ταινία εφαρμόστηκε και στις δύο πλευρές του κορμού, υπήρχε μια τομή (διασταύρωση) στο επίπεδο του σπονδύλου Θ6. Η ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού (ορθωτήρας του κορμού στο επίπεδο των Θ8 και Ο3, ορθός κοιλιακός) καταγράφηκε κατά την παραμονή στην όρθια στάση για 40 δευτερόλεπτα. Φάνηκε σημαντική επίδραση της ταινίας στη θωρακική κύφωση, με τη μεγαλύτερη να παρουσιάζεται μετά την επίδεση σε σύγκριση τόσο με την εικονική επίδεση όσο και χωρίς επίδεση. Επίσης, φάνηκε ότι δεν υπήρχαν επιδράσεις της επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού. Συνεπώς, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εφαρμογή μη ελαστικής ταινίας για τον έλεγχο της στάσης στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης προκάλεσε άμεση μείωση της θωρακικής κύφωσης χωρίς ωστόσο, αυτή η μείωση να σχετίζεται με σημαντικές αλλαγές στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού.

Σε πρόσφατη μελέτη του Haghighi και των συνεργατών (2019) συγκρίθηκαν δύο τρόποι κινησιο-επίδεσης για τη μείωση της θωρακικής κύφωσης. Το δείγμα αποτελείτο από 32 γυναίκες οι οποίες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Στη μία ομάδα εφαρμόστηκε επίδεση σε σχήμα V και στην άλλη ομάδα επίδεση σε σχήμα I. Οι τεχνικές πραγματοποιήθηκαν εφαρμόζοντας στην ταινία δύναμη εφελκυσμού η οποία προκάλεσε αύξηση του αρχικού μήκους κατά 50%. Για την επίδεση σχήματος V η ταινία εφαρμόστηκε από την ακρομυοκλειδική άρθρωση μέχρι την ακανθώδη απόφυση του σπόνδυλου Θ6, και στις δύο πλευρές του κορμού. Για την επίδεση σχήματος I η ταινία εφαρμόστηκε κατά μήκος της ΣΣ από το σπόνδυλο Θ1 μέχρι τη βαθύτερη περιοχή της οσφυϊκής λόρδωσης. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν πριν, αμέσως, 24 και 48 ώρες μετά την επίδεση χρησιμοποιώντας έναν εύκαμπτο χάρακα. Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική μείωση του βαθμού κύφωσης στην ομάδα με επίδεση σχήματος V 48 ώρες μετά την ταινία. Ωστόσο, στην ομάδα με επίδεση σχήματος I ο βαθμός κύφωσης μειώθηκε μετά από 24 ώρες. Επιπλέον, δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο παρεμβάσεων όσον αφορά στη μείωση του βαθμού κύφωσης σε οποιοδήποτε χρονικό διάστημα εκτός από τις 24 ώρες. Συνεπώς, φαίνεται ότι η εφαρμογή κινησιο-επίδεσης μειώνει το βαθμό κύφωσης, με το σχηματισμό I (ακολουθώντας την ευθυγράμμιση των εκτεινόντων μυών της σπονδυλικής στήλης) να την καθιστά πιο αποτελεσματική.

Σε μία μελέτη περίπτωσης γυναίκας με κυρτούς ώμους η οποία εκτελούσε καθιστική εργασία, ο Gak

και οι συνεργάτες (2013) ανέφεραν μείωση του πόνου στο άνω μέρος της οπίσθιας επιφάνειας του κορμού όταν εφαρμόστηκε κινησιο-επίδεση για τη διόρθωση της στάσης. Η κινησιοταινία εφαρμόστηκε σε σχήμα V ξεκινώντας από την πρόσθια επιφάνεια του ακρωμίου και διαγωνίως κατέληγε στην ακανθώδη απόφυση του σπονδύλου Θ10. Η εφαρμογή διήρκεσε 1 μήνα και δεν υπήρξαν άλλες παρεμβάσεις. Μετά την κινησιο-επίδεση, η κυρτότητα των ώμων μειώθηκε προοδευτικά και ο πόνος εξαφανίστηκε σταδιακά.

Παρόμοια μελέτη διεξήχθη από τον Han και τους συνεργάτες (2015), οι οποίοι μελέτησαν τις αλλαγές στο μήκος του ελάσσονα θωρακικού, στην κυρτότητα των ώμων και στην απόσταση των ωμοπλατών σε άνδρες με κυρτότητα στους ώμους, μετά από εφαρμογή κινησιο-επίδεσης για τη διόρθωση στάσης. Δεκατέσσερις άντρες οι οποίοι εργάζονταν για τουλάχιστον 7 ώρες/ημέρα σε καθιστή θέση, επιλέχθηκαν, για την εφαρμογή κινησιο-επίδεσης με δύο τρόπους: (1) με τάση 35%-40% του αρχικού της μήκους και (2) χωρίς τάση. Η κινησιοταινία με τάση εφαρμόστηκε σε σχήμα V από την πρόσθια όψη του ακρωμίου έως την ακανθώδη απόφυση του σπονδύλου Θ10. Αξιολογήθηκαν το μήκος του ελάσσονα θωρακικού, η κυρτότητα των ώμων στην ύπτια θέση και η συνολική απόσταση των ωμοπλατών, πριν και μετά την επίδεση, με και χωρίς τάση. Η επίδεση με τάση αύξησε σημαντικά το μήκος του ελάσσονα θωρακικού και μείωσε σημαντικά την κυρτότητα των ώμων στην ύπτια θέση και τη συνολική απόσταση των ωμοπλατών. Αντιθέτως, η επίδεση χωρίς τάση δεν είχε καμία επίδραση. Συνεπώς,

φάνηκε ότι η κινησιο-επίδεση με τάση προκάλεσε άμεση μηχανική διόρθωση στην κυρτότητα των ώμων ενώ χωρίς τάση δεν βοήθησε σημαντικά στη μείωσή της.

Ακόμη, η μελέτη του Hajibashi και των συνεργατών (2014) διερεύνησε την επίδραση της κινησιο-επίδεσης σε συνδυασμό με διατάσεις στην κυρτότητα των ώμων. Το δείγμα αποτελείτο από 20 γυναίκες με κυρτότητα στους ώμους οι οποίες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Η μία ομάδα εφάρμοσε μόνο διατάσεις για τον ελάσσινα θωρακικό και η άλλη ομάδα εφάρμοσε διατάσεις για τον ελάσσινα θωρακικό και κινησιο-επίδεση στις ωμοπλάτες, για δύο εβδομάδες. Η κινησιολογία εφαρμόστηκε με την τεχνική της μηχανικής διόρθωσης σε σχήμα V και τάση που προκαλούσε αύξηση του αρχικού μήκους κατά 50%-100%. Αρχικά εφαρμόστηκε τάση 50% και στην τελευταία συνεδρία έφτασε το 100%. Η εφαρμογή έγινε από το ακρώμιο μέχρι την ακανθώδη απόφυση του σπονδύλου Θ12 στις δύο πλευρές του κορμού. Η κυρτότητα των ώμων μετρήθηκε πριν την επίδεση (πρώτη συνεδρία), αμέσως μετά την επίδεση (δεύτερη συνεδρία), την τέταρτη ημέρα (τρίτη συνεδρία) και στο τέλος δύο εβδομάδων (τέταρτη συνεδρία). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ομάδα της κινησιο-επίδεσης παρουσίασε σημαντική μείωση της προβολής των ώμων προς τα εμπρός (γωνία που σχηματίζεται μεταξύ της κάθετης ευθείας που διέρχεται από την ακανθώδη απόφυση του Α7 σπονδύλου και της ευθείας που διέρχεται από την ακανθώδη απόφυση του Α7 σπονδύλου και το ακρώμιο) μεταξύ της πρώτης συνεδρίας και των τριών επόμενων. Παρόλο που δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ

των ομάδων και το συνολικό αποτέλεσμα μετά από δύο εβδομάδες ήταν το ίδιο, σημαντική διαφορά βρέθηκε για τις δύο ομάδες μεταξύ των μετρήσεων. Φάνηκε ότι η κυρτότητα μειώθηκε σημαντικά στην ομάδα με την κινησιο-επίδεση στη δεύτερη συνεδρία και τη διατήρησε μέχρι το τέλος της θεραπείας. Αυτή η διαφορά θα μπορούσε να αποδοθεί στα επιπρόσθετα οφέλη από την κινησιολογία δείχνοντας ότι η κινησιο-επίδεση θα μπορούσε να επιταχύνει τη διαδικασία της θεραπείας. Συνεπώς, ίσως μπορεί να αποτελέσει συμπληρωματικό μέσο με άμεσες επιδράσεις στη διόρθωση της κυρτότητας των ώμων.

Ο Takasaki και οι συνεργάτες (2015) διερεύνησαν την επίδραση της κινησιολογίας στην ΗΜΓ δραστηριότητα της άνω μοίρας τραπεζοειδή κατά τη διάρκεια δακτυλογράφησης με τρεις τόπους (ταινία με τάση, ταινία χωρίς τάση και ομάδα ελέγχου χωρίς ταινία). Η ταινία εφαρμόστηκε από το μέσον της κλείδας σε όλη τη γαστέρα του μυός μέχρι περίπου το επίπεδο της έβδομης πλευράς. Η δραστηριότητα της άνω μοίρας τραπεζοειδή μειώθηκε όχι μόνο με την ταινία σε τάση αλλά και με την ταινία χωρίς τάση σε σύγκριση με συνθήκη χωρίς ταινία. Επίσης, δεν υπήρχε διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων επίδεσης στην αλλαγή της ΗΜΓ δραστηριότητας της άνω μοίρας τραπεζοειδή.

Αρκετές ακόμη έρευνες έχουν διεξαχθεί με σκοπό τη σύγκριση μεταξύ της κινησιο-επίδεσης και της θεραπευτικής άσκησης για τη διόρθωση αποκλίσεων της όρθιας στάσης και τη μείωση του πόνου. Ο El-Abd και οι συνεργάτες (2017) σύγκριναν την επίδραση της

κινησιολογίας έναντι των ασκήσεων διόρθωσης της στάσης στην ένταση του πόνου και την ενεργοποίηση των μυών (άνω μοίρα τραπεζοειδή, ανελκτήρας της ωμοπλάτης) σε ασθενείς με μηχανική δυσλειτουργία του αυχένα. Το δείγμα αποτελείτο από 46 άτομα τα οποία χωρίστηκαν σε 2 ομάδες και έλαβαν θεραπεία 4 εβδομάδων. Στη μία ομάδα εφαρμόστηκε κινησιολογία και η άλλη ομάδα εκτέλεσε ασκήσεις διόρθωσης της στάσης. Η κινησιο-επίδεση φάνηκε να είναι πιο αποτελεσματική για τη μείωση του πόνου στον αυχένα, ωστόσο και οι δύο παρεμβάσεις είχαν παρόμοια αποτελέσματα στη μείωση της ενεργοποίησης των μυών.

Ομοίως, ο Shih και οι συνεργάτες (2017) μελέτησαν την επίδραση της κινησιολογίας έναντι της θεραπευτικής άσκησης στην πρόσθια μετατόπιση της κεφαλής, το εύρος κίνησης και τη λειτουργικότητα της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης. Το δείγμα αποτελείτο από εξήντα άτομα με αυξημένη προβολή των ώμων προς τα εμπρός τα οποία χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες: (1) ομάδα άσκησης, (2) ομάδα κινησιο-επίδεσης και (3) ομάδα ελέγχου. Και οι δύο ομάδες (κινησιο-επίδεση και θεραπευτική άσκηση) παρουσίασαν μείωση της πρόσθιας μετατόπισης της κεφαλής μετά την παρέμβαση και για 2 ακόμη εβδομάδες. Ωστόσο, συνολικά η θεραπευτική άσκηση ήταν πιο αποτελεσματική από την κινησιο-επίδεση.

Θα πρέπει να αναφερθεί ότι έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές μελέτες αναφορικά με την αποτελεσματικότητα του συνδυασμού κινησιο-επίδεσης και άσκησης έναντι της εφαρμογής αποκλειστικά

ασκήσεων για την αντιμετώπιση μυοσκελετικών προβλημάτων παρουσιάζοντας διαφορετικά αποτελέσματα. Ο Akbas και οι συνεργάτες (2011) έδειξαν ότι η άσκηση αποκλειστικά είχε καλύτερα αποτελέσματα στη θεραπεία του επιγονατιδομηριαίου συνδρόμου. Αντιθέτως, ο Paoloni και οι συνεργάτες (2011) διαπίστωσαν ότι η εφαρμογή κινησιολογίας στην ΟΜΣΣ σε συνδυασμό με θεραπευτική άσκηση ήταν εξίσου αποτελεσματική με την αποκλειστική άσκηση στη μείωση του πόνου. Μία ακόμη μελέτη ανέφερε ότι η προσθήκη κινησιο-επίδεσης σε θεραπευτικές ασκήσεις βελτίωσε περισσότερο την κινητικότητα από ό,τι η άσκηση στο σύνδρομο υπακρωμιακής προστριβής (Şimşek, Balki, Keklik, Öztürk, & Elden, 2013).

2.3.5. Κινησιο-επίδεση και πόνος

Τέλος, αντιφατικά αποτελέσματα παρουσιάζονται και σχετικά με την εφαρμογή της κινησιο-επίδεσης για τη βελτίωση του πόνου. Ο Howatson και οι συνεργάτες (2012) διαπίστωσαν ότι έχει ευεργετική επίδραση στον καθυστερημένο μυϊκό πόνο μετά από έκκεντρες μυϊκές συστολές τόσο στα κάτω όσο και στα άνω άκρα. Παρόμοια συμπεράσματα παρουσίασε πιο πρόσφατη μελέτη (Hazar Kanik et al., 2018) στην οποία οι ερευνητές εξέτασαν την επίδραση της κινησιο-επίδεσης στον καθυστερημένο μυϊκό πόνο και διαπίστωσαν ότι ήταν μικρότερος στην ομάδα που εφαρμόστηκε κινησιο-επίδεση συγκριτικά με την ομάδα που εφαρμόστηκε εικονική κινησιο-επίδεση. Επιπλέον, έχει αναφερθεί ταχύτερη ανάκαμψη μετά την προπόνηση (Boobphachart, N. Manimmanakorn, Manimmanakorn,

Thuwakum, & Hamlin, 2017; J. Kim, Kim, & Lee, 2016) καθώς και αποκατάσταση του μυοπεριτονιακού πόνου (Öztürk, Külcü, Mesci, Şilte, & Aydog, 2016). Ομοίως, πρόσφατη συστηματική ανασκόπηση πρότεινε τη χρήση της κινησιο-επίδεσης σαν κύρια ή συμπληρωματική παρέμβαση για τη θεραπεία του μυοπεριτονιακού πόνου (Wu, Hong, & Chou, 2015).

Επιπλέον, η μελέτη του Alvarez και των συνεργατών (2014) απέδειξε τη θετική επίδραση της κινησιολαϊνίας στην κόπωση των μυών της ΟΜΣΣ, επιδεικνύοντας βελτίωση της αντοχής των εκτεινόντων μυών, έναν σημαντικό παράγοντα για τη διαχείριση της οσφυαλγίας. Αυτό το αποτέλεσμα επιβεβαιώθηκε επίσης από ακόμη δύο μελέτες (Nelson, 2016; Castro-Sánchez et al., 2012), στις οποίες φάνηκε ότι μία εβδομάδα εφαρμογής της κινησιολαϊνίας επηρεάζει θετικά τον πόνο και τη μυϊκή αντοχή, ακόμη και αν κάποια από τα αποτελέσματα δεν διατηρούνται με το πέρασμα του χρόνου. Ακόμη, οι Preece και White (2017) εξήγησαν την άμεση βελτίωση της πρόσθιας κάμψης του κορμού σε ασθενείς με ιστορικό οσφυαλγίας μέσω της επίδρασης της κινησιολαϊνίας. Ωστόσο, σε πρόσφατες έρευνες έχουν βρεθεί και αντίθετα αποτελέσματα, όπου φάνηκε ότι δεν υπήρξε βελτίωση μέσα σε 24 ώρες σε άτομα με χρόνια οσφυαλγία μετά από εφαρμογή κινησιολαϊνίας (Velasco-Roldán et al., 2018). Αυτό το εύρημα υποστηρίχθηκε επίσης από τον Parreira και τους συνεργάτες (2014), οι οποίοι δεν βρήκαν σημαντικές επιδράσεις στην ένταση του πόνου από τη χρήση της κινησιολαϊνίας, ανεξάρτητα από την τεχνική εφαρμογής.

Τα επιστημονικά ευρήματα σχετικά με τις επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στη λειτουργικότητα των μυών όπως, η μυϊκή δύναμη, η αντοχή, η ιδιοδεκτικότητα, η μυϊκή δραστηριότητα καθώς και στον ασκησιογενή ή μη πόνο, είναι αντιφατικά. Αν και η εφαρμογή κινησιο-επίδεσης φαίνεται να έχει θετική επίδραση στη διόρθωση της στάσης του σώματος σε στατικές συνθήκες (π.χ. όρθια ή καθιστή θέση) δεν είναι γνωστό κατά πόσο η εφαρμογή της αυτή έχει ευεργετικές επιδράσεις σε λειτουργικές συνθήκες όπως η βάδιση σε επίπεδες ή επικλινείς επιφάνειες με ή χωρίς τη μεταφορά βάρους. Ως εκ τούτου περαιτέρω έρευνα καθίσταται αναγκαία για τη διερεύνηση της των επιδράσεων της κινησιο-επίδεσης σε παρόμοιες δραστηριότητες δεδομένου ότι αποτελούν αναπόσπαστο μέρος της καθημερινότητας των ατόμων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα

Στη μελέτη συμμετείχαν 30 νεαρά ενήλικα άτομα ($n=15$ άνδρες και $n=15$ γυναίκες) ηλικίας 20-30 έτη, χωρίς μυοσκελετικές αποκλίσεις (π.χ. σκολίωση, ανισοσκελία, δυσ-ευθυγράμμιση της πύελου), νευρολογικά προβλήματα, επώδυνα σύνδρομα (π.χ. οσφυαλγία) ή/και τραυματισμούς κατά τη διάρκεια του έτους πριν από τη συμμετοχή στη μελέτη. Άτομα με σκολίωση ($> 5.0^\circ$ στροφή κορμού στη θωρακική ή οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας Adam) (Bunnell, 1984), με διαφορά στο μήκος των σκελών > 0.5 cm (Sabharwal & Kumar, 2008) ή με πλάγια κλίση της πύελου $> 2^\circ$ (Young, Andrew, & Cummings, 2000) αποκλείστηκαν από τη μελέτη. Τα άτομα έδωσαν γραπτή συγκατάθεση για τη συμμετοχή τους στην πειραματική διαδικασία. Η ερευνητική πρόταση εγκρίθηκε με την υπ' αριθμ. 1177/11-03-2020 απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της ΣΕΦΑΑ.

3.2. Πειραματική διαδικασία

Η πειραματική διαδικασία διεξήχθη σε δύο συνεδρίες. Στην πρώτη συνεδρία έγινε περιγραφή της πειραματικής διαδικασίας και ζητήθηκε η γραπτή συγκατάθεση προκειμένου τα άτομα να συμμετάσχουν σε αυτή. Έγινε καταγραφή των ατομικών στοιχείων, των σωματομετρικών χαρακτηριστικών, του ιατρικού ιστορικού, των πιθανών προηγούμενων τραυματισμών και του επιπέδου φυσικής δραστηριότητας. Επίσης, αξιολογήθηκε η κυρτότητα

των ώμων, το θωρακικό κύρτωμα, η σκολίωση, η θέση της πύελου, το μήκος των σκελών, η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων και ο τύπος του ποδιού, προκειμένου να διαπιστωθούν τυχόν ασυμμετρίες μεταξύ της δεξιάς και της αριστερής πλευράς του σώματος.

3.3. Μετρήσεις σωματομετρικών χαρακτηριστικών

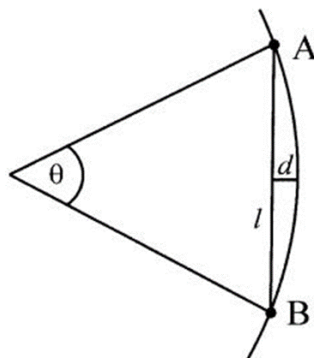
Η μέτρηση του αναστήματος και του σωματικού βάρους πραγματοποιήθηκε με τον κάθε δοκιμαζόμενο στην όρθια στάση χρησιμοποιώντας μηχανικό ζυγό και αναστημόμετρο, αντίστοιχα (Seca, GmbH & Co, Germany).

3.4. Μυοσκελετική αξιολόγηση

Μέτρηση κυρτότητας ώμων. Η κυρτότητα των ώμων αξιολογήθηκε με μεταλλική γωνία μαραγκού ρυθμιζόμενου μήκους. Πρόκειται για ένα βραχίονα βαθμονομημένο σε εκατοστά, όπου στο ένα άκρο του είναι προσαρμοσμένη μία βάση, η ράχη της οποίας εφάπτεται στον τοίχο προκειμένου να διασφαλίσει την κάθετη εφαρμογή του βραχίονα σε αυτόν. Στο άλλο άκρο είναι προσαρμοσμένη μια άλλη βάση σε ανεστραμμένη διάταξη σε σχέση με την πρώτη, με την οποία διεξάγεται η μέτρηση της προβολής των ώμων. Ο δοκιμαζόμενος βρίσκεται στην όρθια στάση με την πλάτη και τις πτέρνες να εφάπτονται στον τοίχο. Η βάση, στο ένα άκρο της γωνίας σταθεροποιείται στον τοίχο ενώ με τη βάση στο άλλο άκρο της γωνίας εντοπίζεται η πρόσθια επιφάνεια του ακρωμίου όπου και μετράται η απόσταση μεταξύ τους. Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος αυτών λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων. Η μέθοδος αυτή

χαρακτηρίζεται από υψηλή ενδοταξική συσχέτιση ($ICC=0.89$) (Peterson et al., 1997).

Μέτρηση θωρακικού κυρτώματος. Το μέγεθος του θωρακικού κυρτώματος προσδιορίστηκε με τη μέθοδο του εύκαμπτου χάρακα. Ο εύκαμπτος χάρακας εφαρμόστηκε κατά μήκος της θωρακικής μοίρας της ΣΣ, από την ακανθώδη απόφυση του Α7 σπονδύλου έως την ακανθώδη απόφυση του Θ12 σπονδύλου, σχηματίζοντας το περίγραμμά της με τον κάθε συμμετέχοντα στην όρθια στάση. Τα σημεία τοποθέτησης του χάρακα εντοπίστηκαν με ψηλάφηση πριν την αξιολόγηση του κυρτώματος. Οι ακανθώδεις αποφύσεις των Α7, Θ1, Θ2, Θ12 και Ο1 σπονδύλων σημειώθηκαν με βάση τον εντοπισμό της προεξέχουσας ακανθώδους αποφύσεως του Α7 σπονδύλου. Με ψηλάφηση επίσης σημειώθηκαν οι ακανθώδεις αποφύσεις του Ο3 και Ο4 σπονδύλου εντοπίζοντας αρχικά το μεσοσπονδύλιο διάστημά τους με βάση την ευθεία που διέρχεται οριζόντια στο επίπεδο των λαγόνιων ακρολοφιών (Lewis & Valentine., 2010). Η καμπύλη που σχηματίστηκε στον εύκαμπτο χάρακα αποτυπώθηκε σε χαρτί στο οποίο διαγράφεται η χορδή του σχηματιζόμενου τόξου και η κάθετη απόσταση στο μέσο της χορδής. Το μέγεθος του θωρακικού κυρτώματος καθορίστηκε με βάση τον υπολογισμό της επίκεντρης γωνίας που αντιστοιχεί στο τόξο που ορίζεται από το περίγραμμα της καμπύλης (εικ.1). Η επίκεντρη γωνία υπολογίστηκε με βάση την αντίστροφη τριγωνομετρική συνάρτηση της εφαπτομένης σύμφωνα με τον τύπο $\theta = 4\arctan(2d/l)$ όπου θ η επίκεντρη γωνία τόξου, l η χορδή του τόξου και d η απόσταση



Εικόνα 1. Περίγραμμα καμπύλης θωρακικού κυρτώματος

που διέρχεται κάθετα στο μέσο της χορδής.

Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος αυτών λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων. Η μέθοδος του εύκαμπτου χάρακα έχει άριστο βαθμό ενδοταξικής αξιοπιστίας ($ICC=0.94$, 95% CI: 0.88-0.97) και καλό βαθμό διαταξικής αξιοπιστίας ($ICC=0.86$, 95% CI: 0.51-0.96) και ως εκ τούτου χρησιμοποιείται ευρέως στην κλινική πρακτική ως μια αξιόπιστη μέθοδος προσδιορισμού του θωρακικού κυρτώματος (Barrett, McCreesh, & Lewis, 2013).

Προσδιορισμός της σκολίωσης. Το μέγεθος της σκολίωσης προσδιορίστηκε με βάση το μέγεθος της στροφής της ΣΣ όπως αυτή καθορίζεται από την κλίση που σχηματίζεται μεταξύ των δύο ημιθωρακίων στο επίπεδο της θωρακικής και/ή οσφυϊκής μοίρας χρησιμοποιώντας ένα σκολιόμετρο με φουσαλίδα. Το σκολιόμετρο τοποθετήθηκε κάθετα προς τον επιμήκη άξονα της οπίσθιας επιφάνειας του κορμού, στην κορυφή της μέγιστης παραμόρφωσης της ΣΣ, κατά την πρόσθια κάμψη του κορμού (Adam's test). Η μετακίνηση της φουσαλίδας υποδηλώνει το μέγεθος της σκολίωσης σε μοίρες (Bunnell, 1984).

Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος των μετρήσεων λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων.

Καθορισμός της θέσης της πυέλου. Η θέση της πυέλου αξιολογήθηκε, ως προς την πλάγια κλίση και στροφή της, με τον κάθε δοκιμαζόμενο να στέκεται όρθιος επάνω σε ειδική ξύλινη βάση χωρίς υποδήματα έχοντας (α) τα κάτω άκρα συμμετρικά τοποθετημένα, στο άνοιγμα των ώμων, (β) τα άνω άκρα να φέρονται χαλαρά στα πλάγια του κορμού και (γ) την κεφαλή στην ουδέτερη θέση με το βλέμμα να εστιάζει μπροστά, σε κοντινό σημείο, στο ύψος των ματιών. Για την μείωση της ταλάντωσης του σώματος όλοι οι εξεταζόμενοι, κατά την εκτέλεση της μέτρησης, ακουμπούσαν ελαφρά τον δείκτη του δεξιού τους χεριού στο άκρο μιας κεραίας (Chen & Tsai, 2015). Η κεραία ήταν προσαρμοσμένη πάνω σε ένα σταδιόμετρο και προεκτείνετο τόσο ώστε κάθε δοκιμαζόμενος να ακουμπά τον δείκτη του χεριού του σε αυτή διατηρώντας τον ώμο και τον αγκώνα του στις 0° και 90° κάμψη, αντίστοιχα. Στη συνέχεια μετρήθηκαν (α) η απόσταση μεταξύ της δεξιάς και αριστερής πρόσθιας άνω λαγόνια άκανθας (ΠΑΛΑ) με κοινή μετροταινία, (β) η κάθετη απόσταση των ΠΑΛΑ από το έδαφος καθώς και (γ) η οριζόντια απόσταση των ΠΑΛΑ από σταθερό σημείο χρησιμοποιώντας δύο αποστασιόμετρα τεχνολογίας λέιζερ (PLR 50, Robert Bosch GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Germany). Τόσο η μετροταινία όσο και τα αποστασιόμετρα ήταν τοποθετημένα πάνω σε ιδιοκατασκευή, μέσω της οποίας επιτρεπόταν ο εντοπισμός των ΠΑΛΑ, οι οποίες είχαν προσδιοριστεί με ψηλάφηση πριν την έναρξη της μέτρησης (Mandalidis, Glakousakis &

Kalatzis, 2022). Η πλάγια κλίση και η στροφή της λεκάνης σε μοίρες υπολογίστηκαν με βάση την αντίστροφη τριγωνομετρική συνάρτηση της εφαπτομένης σύμφωνα με τον τύπο $\theta = \arctan(d/l)$ όπου d η διαφορά μεταξύ των κάθετων και μεταξύ των οριζόντιων αποστάσεων των ΠΑΛΑ από το έδαφος και από σταθερό σημείο στο χώρο και l η απόσταση μεταξύ των ΠΑΛΑ. Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος αυτών λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων. Οι μετρήσεις της απόστασης μεταξύ των ΠΑΛΑ και των αποστάσεων από τις ΠΑΛΑ μέχρι το έδαφος, έχουν υψηλή διαταξική αξιοπιστία (ICC=0.98 και ICC=1.00 αντιστοίχως) και συστήνονται στην κλινική πρακτική (Egan & Twomey, 1999).

Μέτρηση του μήκους των σκελών. Το μήκος των σκελών μετρήθηκε από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα έως το κάτω χείλος του έσω σφυρού κάθε σκέλους με τη χρήση κοινής μετροταινίας. Η μέτρηση πραγματοποιήθηκε με τον κάθε δοκιμαζόμενο στην ύπτια κατάκλιση και με τις αρθρώσεις του ισχίου και της ποδοκνημικής σε ουδέτερη θέση ως προς την έσω-έξω στροφή και τον πρηνισμό-υπτιασμό, αντίστοιχα. Η θέση αυτή του κάτω άκρου διασφαλίστηκε με την τοποθέτηση του ποδιού εντός ενός, ειδικά κατασκευασμένου, κυτίου από ακρυλικό γυαλί (Plexiglas), αποτελούμενο από τέσσερις επιφάνειες (μία οριζόντια, μία οπίσθια και δύο πλάγιες) συνδεδεμένες κάθετα μεταξύ τους, έτσι ώστε το πέλμα να εφάπτεται στην οπίσθια επιφάνεια και το έξω χείλος του ποδιού στην πλησιέστερη εκ των πλαγίων επιφανειών. Η διαδικασία

πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος αυτών λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων. Η μέθοδος αυτή έχει υψηλή διαταξική αξιοπιστία (ICC=0.99) (Sabharwal & Kumar, 2008) και χρησιμοποιείται ευρέως στην κλινική πρακτική.

Μέτρηση των πελματιαίων πιέσεων. Για την αξιολόγηση της κατανομής των πελματιαίων πιέσεων χρησιμοποιήθηκε μια πλατφόρμα καταγραφής πιέσεων, διαστάσεων 57 cm (μήκος) x 40 cm (πλάτος) x 1,5 cm (ύψος), αποτελούμενη από 1920 αισθητήρες (PDM Pressure Distribution Measurement Platform, Zebris Medical GmbH, Germany). Ο κάθε δοκιμαζόμενος στεκόταν (α) με τον κορμό στην όρθια στάση στη μέση της επιφάνειας, χωρίς υποδήματα, (β) τα κάτω άκρα σε απόσταση μεταξύ τους ίση με το εύρος της πυέλου, (γ) τα άνω άκρα χαλαρά στα πλάγια του κορμού, (δ) την κεφαλή στην ουδέτερη θέση και (ε) το βλέμμα εστιασμένο σε κοντινό σημείο στο ύψος των ματιών. Η συχνότητα δειγματοληψίας της καταγραφής των πελματιαίων πιέσεων ήταν 120 Hz και διαρκούσε δέκα δευτερόλεπτα ενώ η αποθήκευση των δεδομένων που αφορούσαν στην κατανομή των πιέσεων μεταξύ δεξιού και αριστερού ποδιού καθώς και μεταξύ του πρόσθιου και οπίσθιου μέρους του ποδιού πραγματοποιήθηκε σε ηλεκτρονικό υπολογιστή με τον οποίο ήταν συνδεδεμένη η πλατφόρμα χρησιμοποιώντας το λογισμικό πρόγραμμα πλατφόρμας (Zebris, FDM v1. 18.40, Germany) που παρέχεται από την εταιρεία κατασκευής της. Η καταγραφή των πελματιαίων πιέσεων πραγματοποιήθηκε δύο φορές και ο μέσος όρος αυτών λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων.

Προσδιορισμός του τύπου του ποδιού. Ο τύπος ποδιού θα προσδιορίστηκε με βάση το δείκτη Foot Posture Index (FPI-6). Πρόκειται για μία αξιολόγηση έξι σημείων με βάση την οποία καθορίζεται η θέση του ποδιού ως προς την ουδέτερη θέση (0), καθώς και ο βαθμός τυχόν πρηνισμού (+1 και +2) ή υπτιασμού (-1 και -2). Ο δοκιμαζόμενος βρισκόταν στην όρθια στάση και αξιολογήθηκε από την πρόσθια, οπίσθια και πλάγια όψη. Τα σημεία που αξιολογήθηκαν είναι (α) η συμμετρία μεταξύ του έσω και του έσω χείλους του αυχένα του αστραγάλου με ψηλάφηση, καθώς και (β) οι επιφάνειες άνωθεν και κάτωθεν του έξω σφυρού, (γ) ο προσανατολισμός του Αχιλλείου τένοντα, (δ) η προβολή της αστραγαλοσκαφοειδούς άρθρωσης, το ύψος της ποδικής καμάρας και (ε) ο αριθμός των ορατών δακτύλων κατά την επισκόπηση του ποδιού από την οπίσθια πλευρά του σώματος. Ο τύπος του ποδιού καθορίστηκε με βάση το άθροισμα των βαθμών που δόθηκαν για κάθε ένα από τα σημεία (-2 έως +2) του FPI-6. Η μέθοδος χαρακτηρίζεται από υψηλή διαταξική και ενδοταξική αξιοπιστία (ICC:0,62-0,91 και ICC:0,81-0,91, αντίστοιχα) και ως εκ τούτου μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην κλινική πρακτική για την αξιολόγηση του τύπου του ποδιού (Redmond, Crosbie, & Ounvier, 2006).

Προσδιορισμός του επιπέδου φυσικής δραστηριότητας. Το επίπεδο φυσικής δραστηριότητας των συμμετεχόντων καθορίστηκε με βάση την Ελληνική έκδοση (Stribakos et al., 2015) του τροποποιημένου ερωτηματολογίου του Baecke για τη συνήθη φυσική δραστηριότητα (Baecke et al., 1982).

3.5. Μέτρηση της ΗΜΓ δραστηριότητας

Τοποθέτηση ηλεκτροδίων. Η καταγραφή της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα της αυχενικής, θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της ΣΣ (Ο-ΑΜΣΣ, Ο-ΘΜΣΣ, Ο-ΟΜΣΣ) καθώς και του ορθού κοιλιακού (ΟΚ) πραγματοποιήθηκε με ένα σύστημα καταγραφής βιοσημάτων (BiopacMP 100, Aero Camino Goleta, CA, USA), το οποίο αποτελείται από έναν διαφορικό ενισχυτή και τέσσερα κανάλια εισόδου, χρησιμοποιώντας αυτοκόλλητα μονοπολικά Ag-AgCl ηλεκτρόδια διαμέτρου 1,0 cm. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν επιφανειακά σε ζεύγη κατά τη φορά των μυϊκών ινών και με απόσταση 2 cm μεταξύ των ηλεκτροδίων μόνο στη δεξιά πλευρά του κορμού. Τα ηλεκτρόδια τοποθετήθηκαν δύο εκατοστά δεξιά της ΣΣ στο επίπεδο του Α5, πέντε εκατοστά δεξιά της ΣΣ στο επίπεδο του Θ9 και δύο εκατοστά δεξιά της ΣΣ στο επίπεδο του μεσοδιαστήματος μεταξύ του Ο4 και του Ο5 για την καταγραφή της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα της αυχενικής, θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της ΣΣ, αντίστοιχα. Τα ηλεκτρόδια για την καταγραφή της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού τοποθετήθηκαν στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού στο επίπεδο της πρόσθιας άνω λαγόνιας άκανθας 2 εκατοστά δεξιά της μέσης γραμμής. Τέλος, το ηλεκτρόδιο της γείωσης τοποθετήθηκε στο μέσον της κλείδας (Motmans et al., 2006; Al-Khabbaz et al., 2008). Ο ορθωτήρας του κορμού επιλέχθηκε επειδή συμμετέχει σημαντικά στην αντιστάθμιση των εφαρμοζόμενων εξωτερικών φορτίων (π.χ. ανάρτηση φορτίου στην πρόσθια ή οπίσθια επιφάνεια του κορμού) ως κύριος

εκτεινών μυς του κορμού (Anderson et al., 2007; Motmans et al., 2006). Επίσης, κατά τη μεταφορά φορτίου, το μήκος του δεν αλλάζει αισθητά και η ΗΜΓ του δραστηριότητα μπορεί εύκολα να απομονωθεί από εκείνη των γειτονικών μυών (Bobet et al., 1984). Ο ορθός κοιλιακός επιλέχθηκε επειδή ως καμπτήρας του κορμού και ως εκ τούτου ανταγωνιστής των παρασπονδυλικών εκτεινόντων του κορμού συμβάλλει με τη συν-σύσπασή του στην σταθεροποίηση της ΣΣ (Hong et al., 2008). Τα σημεία τοποθέτησης των ηλεκτροδίων εντοπίστηκαν με ψηλάφηση με τον κάθε δοκιμαζόμενο στην όρθια στάση. Πριν την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων προηγήθηκε αφαίρεση των τριχών, όπου κρίθηκε απαραίτητο, και καθαρισμός της επιφάνειας του δέρματος με βαμβάκι εμποτισμένο σε αιθυλική αλκοόλη για την μεγιστοποίηση της αγωγής του σήματος (Xie, Szeto, Dai, & Madeleine, 2016).

Καταγραφή, επεξεργασία και ανάλυση του σήματος. Η καταγραφή της ΗΜΓ δραστηριότητας πραγματοποιήθηκε με συχνότητα 1000 samples/sec χρησιμοποιώντας φίλτρο διέλευσης φάσματος (Band Pass FIR) συχνότητας 50-500 Hz, ενώ για τον περιορισμό του θορύβου από το ηλεκτρικό ρεύμα εφαρμόστηκε φίλτρο αποκοπής (Band Stop FIR) 50 Hz. Τα δεδομένα μεταδίδονταν ενσύρματα σε πραγματικό χρόνο σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, η σύνδεση του οποίου με το σύστημα καταγραφής εξασφάλιζε την απεικόνιση, την αποθήκευση αλλά και την ανάλυση των δεδομένων με τη χρήση ειδικού λογισμικού (AcqKnowledge, v. 3.9.1.6, Biopac Systems, Inc. Aero Camino Goleta, CA, USA).

Η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της αυχενικής, θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της ΣΣ (παρασπονδυλικοί εκτείνοντες του κορμού) καθώς και του ορθού κοιλιακού που αντιστοιχεί σε κάθε μια από τις συνθήκες της πειραματικής διαδικασίας προσδιορίστηκε με βάση τον υπολογισμό της ρίζας του μέσου των τετραγώνων (Root Mean Square – RMS) σε mV και εκφράστηκε ως ποσοστιαία αναλογία του μέσου όρου της ΗΜΓ δραστηριότητας που παράγεται κατά τη μέγιστη εκούσια ισομετρική συστολή (ΜΕΙΣ) του εκάστοτε μυός (normalization) (Al-Khabbaz et al., 2008).

Αξιολόγηση της μέγιστης εκούσιας ισομετρικής συστολής. Κάθε δοκιμαζόμενος εκτέλεσε πριν την έναρξη του πρωτοκόλλου των μετρήσεων δύο μέγιστες ισομετρικές συστολές για τον ορθωτήρα της αυχενικής, της θωρακικής και της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης, διάρκειας 5 sec η κάθε μια. Η μέγιστη ισομετρική συστολή του ορθωτήρα του κορμού για τη θωρακική και οσφυϊκή μοίρα πραγματοποιήθηκε με το δοκιμαζόμενο σε πρηνή κατάκλιση, με τα γόνατα και τα ισχία σε πλήρη έκταση και τα άνω άκρα τοποθετημένα πίσω από την κεφαλή με τους αγκώνες σε κάμψη. Ένας βοηθός σταθεροποιούσε με τα χέρια του τους αστραγάλους του δοκιμαζόμενου. Η εξετάστρια ασκούσε πίεση με τα χέρια της στις ωμοπλάτες του δοκιμαζόμενου κι εκείνος προσπαθούσε να υπερνικήσει την εξωτερική πίεση και να εκτελέσει έκταση κορμού. Η μέγιστη ισομετρική συστολή του ορθωτήρα του κορμού για την αυχενική μοίρα πραγματοποιήθηκε από την ίδια θέση καθώς η εξετάστρια εφάρμοζε

αντίσταση με τα χέρια της στην οπίσθια επιφάνεια της κεφαλής του δοκιμαζόμενου. Η μέγιστη ισομετρική συστολή του ορθού κοιλιακού πραγματοποιήθηκε με το δοκιμαζόμενο στην ύπτια κατάκλιση, με τα γόνατα σε κάμψη περίπου 100°, τα πέλματα να ακουμπούν στο έδαφος και τα άνω άκρα «δεμένα» πίσω από την κεφαλή με τους αγκώνες σε κάμψη. Ένας βοηθός σταθεροποιούσε με τα χέρια του τα πόδια του κάθε δοκιμαζόμενου. Η εξετάστρια εφάρμοζε αντίσταση με τα χέρια της στο στήθος του δοκιμαζόμενου κι εκείνος προσπαθούσε να την υπερνικήσει εκτελώντας κάμψη κορμού. Για την ανάλυση των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος των ενδιάμεσων τριών δευτερολέπτων της κάθε μιας εκ των ΜΕΙΣ και ο μέσος όρος των δύο επαναλήψεων για κάθε ένα από τους υπό αξιολόγηση μυς λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση των αποτελεσμάτων (Szpala, Rutkowska-Kucharska, Drapała, & Brzostowski, 2011).

3.6. Καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού

Για την καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού χρησιμοποιήθηκε ένας αδρανειακός αισθητήρας διαστάσεων 50 mm (πλάτος) × 70 mm (ύψος) × 20 mm (πάχος) και βάρος 35 gr (Gyko, Microgate, Bolzano, Italy), ο οποίος εφαρμόστηκε σε ειδικό γιλέκο και τοποθετήθηκε στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού του δοκιμαζόμενου μεταξύ των ωμοπλατών, στο επίπεδο των ωμοπλατιαίων ακανθών (εικ. 2). Πρόκειται για ένα όργανο, το οποίο αποτελείται από ένα 3D επιταχυνσιόμετρο, ένα 3D γυροσκόπιο και ένα 3D μαγνητόμετρο που επιτρέπουν καταγραφές της



Εικόνα 2. Αδρανειακός αισθητήρας, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή της ταλάντωσης του κορμού

προσθιοπίσθιας και πλάγιας μετατόπισης του άνω κορμού του σώματος με συχνότητα 1000 Hz. Τα δεδομένα μεταφέρονταν μέσω τεχνολογίας Bluetooth σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, για την αποθήκευση, απεικόνιση και επεξεργασία των οποίων χρησιμοποιήθηκε ειδικό λογισμικό (GykoRepower έκδοση 1.2.2.0). Η λειτουργία του αδρανειακού αισθητήρα εξασφαλιζόταν μέσω ενός συστήματος ανάλυσης της βάρδισης, το οποίο αποτελούνταν από δύο μπάρες με ενσωματωμένους οπτικούς αισθητήρες μήκους ενός μέτρου η κάθε μία (Optogait, Microgate, Bolzano, Italy), τοποθετημένες στις άκρες του δαπεδοεργόμετρου (RS-10 Treadmill, SALTER, Spain).

Καταγραφή της καρδιακής συχνότητας και της κόπωσης. Η καταγραφή της καρδιακής συχνότητας έγινε με παλμικό οξύμετρο δακτύλου (Fingertip Pulse Oximeter A1113, OEM, Sweden) (Sen & Ajita, 2016). Για την καταγραφή της αντιλαμβανόμενης κόπωσης χρησιμοποιήθηκε η κλίμακα Borg (Borg, 1982).

3.7. Πρωτόκολλο μετρήσεων

Η ΗΜΓ δραστηριότητα των υπό μελέτη μυών, η ταλάντωση του κορμού, η καρδιακή συχνότητα και η αντιλαμβανόμενη κόπωση των συμμετεχόντων καταγράφηκαν κατά τη βάρδιση σε επίπεδη (0%) και διαδοχικά σε επικλινείς επιφάνειες (5%, 10% και 15%) με ταχύτητα 5 km/h, χωρίς και με φορτίο ίσο με το 15% του σωματικού βάρους των συμμετεχόντων αναρτημένο στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του άνω κορμού πριν και μετά την χρήση κινησιολταινίας. Η διάρκεια της βάρδισης σε κάθε μια από τις κλίσεις του δαπέδου ήταν 2,5 λεπτά.

Η ΗΜΓ δραστηριότητα των υπό μελέτη μυών και οι παράμετροι της ταλάντωσης του κορμού που συμπεριλήφθηκαν στην ανάλυση των δεδομένων προήλθαν από τον μέσο όρο των ενδιάμεσων δύο λεπτών (αφού αφαιρέθηκαν τα πρώτα και τα τελευταία 15 sec) που καταγράφηκαν κατά τη βάρδιση σε κάθε κλίση. Η καρδιακή συχνότητα και η αντιλαμβανόμενη κόπωση (κλίμακα Borg) καταγράφονταν 15 sec πριν από την αλλαγή κλίσης του δαπέδου βάρδισης.

Για την ανάρτηση του φορτίου στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κορμού χρησιμοποιήθηκε σακίδιο πλάτης, διαστάσεων 49 cm (ύψος) × 27 cm (πλάτος) × 15 cm (πάχος), με 2 ιμάντες, στο εσωτερικό του οποίου τοποθετήθηκαν βιβλία, βάρους ίσου με το 15% του ΣΒ του κάθε συμμετέχοντα. Οι ιμάντες του σακιδίου πλάτης προσαρμόστηκαν έτσι ώστε το αναρτώμενο βάρος να κατανέμεται ομοιόμορφα και συμμετρικά στους δύο ώμους, προκειμένου να αποτραπεί η μονόπλευρη επιστράτευση των μυών

για την αντιστάθμιση μιας ανομοιόμορφης φόρτισης (Rose et al., 2013). Η βάση του σακιδίου εντοπίζονταν ακριβώς πάνω από τις οπίσθιες άνω λαγόνιες άκανθες.

Η κινησιο-επίδεση εφαρμόστηκε χιαστί, στην οπίσθια άνω επιφάνεια του κορμού, εφαρμόζοντας δύο ταινίες από την πρόσθια επιφάνεια της ακρομιοκλειδικής άρθρωσης έως την κάτω γωνία της αντίθετης ωμοπλάτης (TheraBand XactStretch Kinesiology Tape, Ohio, USA), με τον κάθε δοκιμαζόμενο στην όρθια στάση έχοντας τις ωμοπλάτες σε ελαφριά προσαγωγή και οπίσθια κλίση (Bennell et al., 2000). Κατά την εφαρμογή των ταινιών εφαρμόστηκε τάση 50% ενώ η επικόλληση αυτών στα σημεία στήριξης έγινε χωρίς τάση. Το μήκος των ταινιών που χρησιμοποιήθηκαν επιλέχθηκε με βάση την απόσταση από την ακρομιοκλειδική άρθρωση μέχρι την κάτω γωνία της αντίθετης ωμοπλάτης.

Πριν την έναρξη των μετρήσεων προηγήθηκε προθέρμανση όπου ο δοκιμαζόμενος βάρδισε για 5 λεπτά με ταχύτητα 5 km/h και εκτέλεσε ασκήσεις διάτασης των μυών των κάτω άκρων. Μεταξύ των συνθηκών φόρτισης μεσολαβούσε ανάπαυση 5-7 λεπτών ενώ 30 λεπτά διάλειμμα μεσολαβούσε μεταξύ των συνθηκών μέτρησης με και χωρίς κινησιο-επίδεση. Τα πρώτα και τα τελευταία 15 δευτερόλεπτα κάθε φάσης (βαθμός κλίσης του δαπέδου) δεν υπολογίστηκαν στην καταγραφή του σήματος προκειμένου να γίνεται η αλλαγή του δαπέδου από τη μία κλίση στην επόμενη και το σήμα να αντιστοιχεί απόλυτα σε κάθε ένα από αυτά. Η ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών στις διάφορες συνθήκες (με και χωρίς φορτίο, κλίσεων επιφάνειας

βάρδισης, με και χωρίς επίδεση), αξιολογήθηκε με τυχαία σειρά για την αποφυγή κόπωσης.

3.8. Στατιστική ανάλυση

Το μέγεθος του δείγματος, προκειμένου να επιτευχθεί στατιστική σημαντικότητα σε επίπεδο $\alpha = 0.05$, 80% στατιστική ισχύ και επίδραση μεγέθους (f) = 0.2526 (υπολογισμένο με βάση το $\eta^2 = 0.06$), έχει υπολογιστεί εκ των προτέρων με ανάλυση στατιστικής ισχύος χρησιμοποιώντας τη διαδικτυακή εφαρμογή G*Power, έκδοση 3.1.9.2. (FranzFaul, Universität Kiel, Germany). Τα αποτελέσματα της ανάλυσης έδειξαν ότι ο αριθμός των συμμετεχόντων που θα έπρεπε να συμμετέχει στην παρούσα μελέτη ήταν 30 άτομα.

Όλα τα δεδομένα ελέγχθηκαν ως προς την κανονικότητα με το Shapiro-Wilk test και την οπτική παρατήρηση των γραφικών παραστάσεων Q-Q και box plot. Μετά την επιβεβαίωση της κανονικότητας των δεδομένων πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση διακύμανσης ANOVA σε δύο επίπεδα (two-way ANOVA) για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις με σκοπό να διαπιστωθούν τυχόν διαφορές (α) μεταξύ των διαφορετικών κλίσεων του δαπέδου βάρδισης (0%, 5%, 10% και 15%) και των συνθηκών μεταφοράς φορτίου (χωρίς και με φορτίο αναρτημένο στην πρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια του κορμού), και ακολούθως (β) μεταξύ της βάρδισης χωρίς ή με την εφαρμογή κινησιοταινίας στην κάθε συνθήκη μεταφοράς φορτίου, για την ΗΜΓ δραστηριότητα των υπό εξέταση μυών και την μετατόπιση της προβολής του κέντρου πίεσης (ταλάντωση του κορμού).

Οι παρατηρήσεις έγιναν αρχικά επί των κύριων επιδράσεων και ακολούθως ανά ζεύγη μεταξύ των επιμέρους συνθηκών, χρησιμοποιώντας την προσαρμογή Bonferroni προκειμένου να αποφευχθεί στατιστικό σφάλμα Τύπου Ι. Η σφαιρικότητα προσδιορίστηκε με βάση το Mauchly's Test και όπου παρουσιάστηκε σημαντικότητα χρησιμοποιήθηκε η διόρθωση Greenhouse-Geisser.

Η στατιστική ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό πρόγραμμα στατιστικής επεξεργασίας και ανάλυσης δεδομένων SPSS 25.0 (IBM Corp, Armonk, NY, USA), ενώ το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο επίπεδο $p \leq 0,05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

Στον πίνακα 4.1. παρουσιάζονται τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά των 30 δοκιμαζόμενων που συμμετείχαν στη μελέτη.

4.1. ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ και του ορθού κοιλιακού

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν σημαντικές διαφορές

για τις κύριες επιδράσεις της κλίσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ ($F = 40,769$, $p < 0,001$), της ΘΜΣΣ ($F = 160,034$, $p < 0,001$), της ΟΜΣΣ ($F = 226,811$, $p < 0,001$) και του ορθού κοιλιακού ($F = 5,209$, $p < 0,01$), η οποία αυξάνονταν σταδιακά για όλους τους μυς με την αύξηση της κλίσης του εδάφους ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους (Σχήματα 4.1- 4.4).

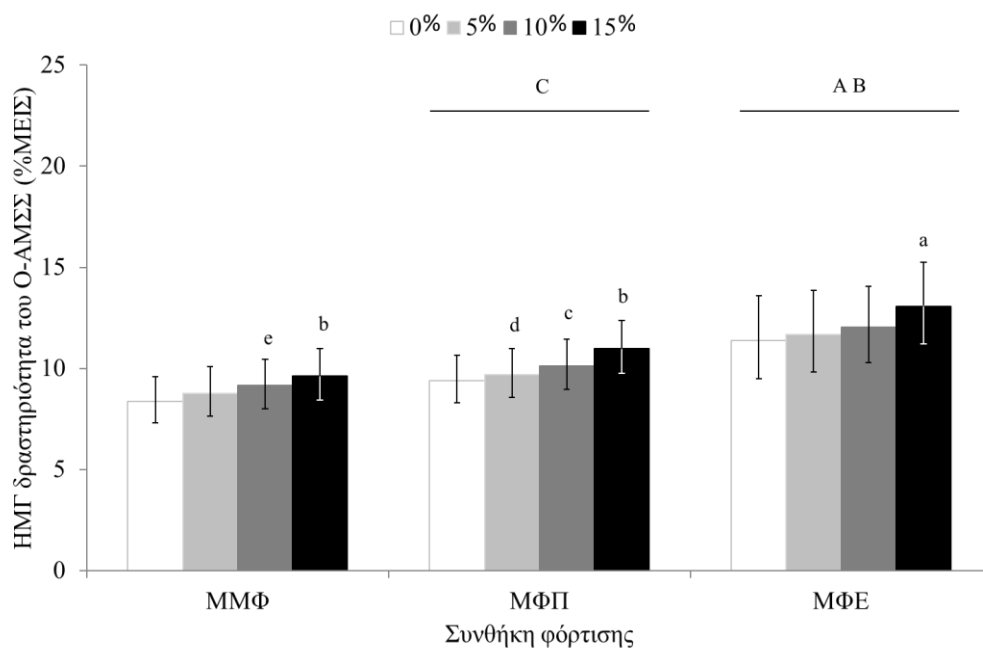
Πίνακας 4.1. Μέσοι όροι $\pm$ τυπικές αποκλίσεις (T.A.) των σωματομετρικών χαρακτηριστικών των δοκιμαζόμενων

Χαρακτηριστικά	Μέσος όρος $\pm$ T.A.
Φύλο (Ανδρες/Γυναίκες)	15/15
Ηλικία (έτη)	25,6 $\pm$ 3,3
Ανάστημα (m)	1,7 $\pm$ 0,1
Σωματικό βάρος (kg)	67,9 $\pm$ 11,1
Δείκτης Μάζας Σώματος (kg/m ²)	22,9 $\pm$ 2,8
Πλάγια κλίση πυέλου (°)	0,7 $\pm$ 1,1
Στροφή πυέλου (°)	0,9 $\pm$ 2,9
Διαφορά πελματιαίων πιέσεων (%)	3,8 $\pm$ 10,9
Απόσταση δεξιού ώμου από τοίχο (cm)	10,3 $\pm$ 1,6
Απόσταση αριστερού ώμου από τοίχο (cm)	10,2 $\pm$ 1,5
Μήκος δεξιού σκέλους (cm)	88,0 $\pm$ 5,1
Μήκος αριστερού σκέλους (cm)	88,0 $\pm$ 5,2
Στροφή κορμού (°)	2,3 $\pm$ 0,9
Θωρακικό κύρτωμα(°)	32,8 $\pm$ 7,6

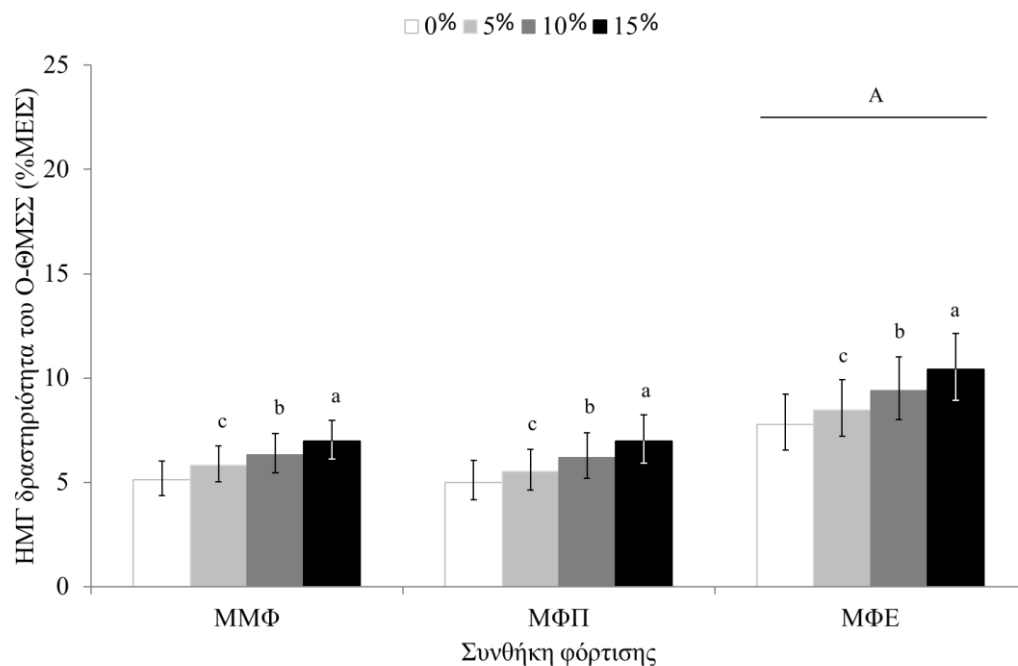
Όμοια, διαπιστώθηκαν σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις του φορτίου στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ ($F = 27,636$, $p < 0,001$), της ΘΜΣΣ ($F = 75,363$, $p < 0,001$), της ΟΜΣΣ ($F = 107,312$, $p < 0,001$) και του ορθού κοιλιακού ($F = 7,261$, $p = 0,006$). Η μεγαλύτερη δραστηριότητα για τον ορθωτήρα μυ της ΣΣ καταγράφηκε κατά τη μεταφορά βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Η μικρότερη δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ καταγράφηκε κατά τη μη μεταφορά βάρους (Σχήμα 4.1) ενώ του ορθωτήρα μυ της ΘΜΣΣ (Σχήμα 4.2) και ΟΜΣΣ (Σχήμα 4.3) κατά τη μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, ανεξάρτητα από την κλίση του εδάφους. Ο ορθός κοιλιακός (Σχήμα 4.4) παρουσίασε

την μεγαλύτερη ενεργοποίηση κατά τη βάρδιση φέροντας το βάρος στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού σε σχέση με την οπίσθια και τη μη μεταφορά βάρους ανεξάρτητα από την κλίση του εδάφους.

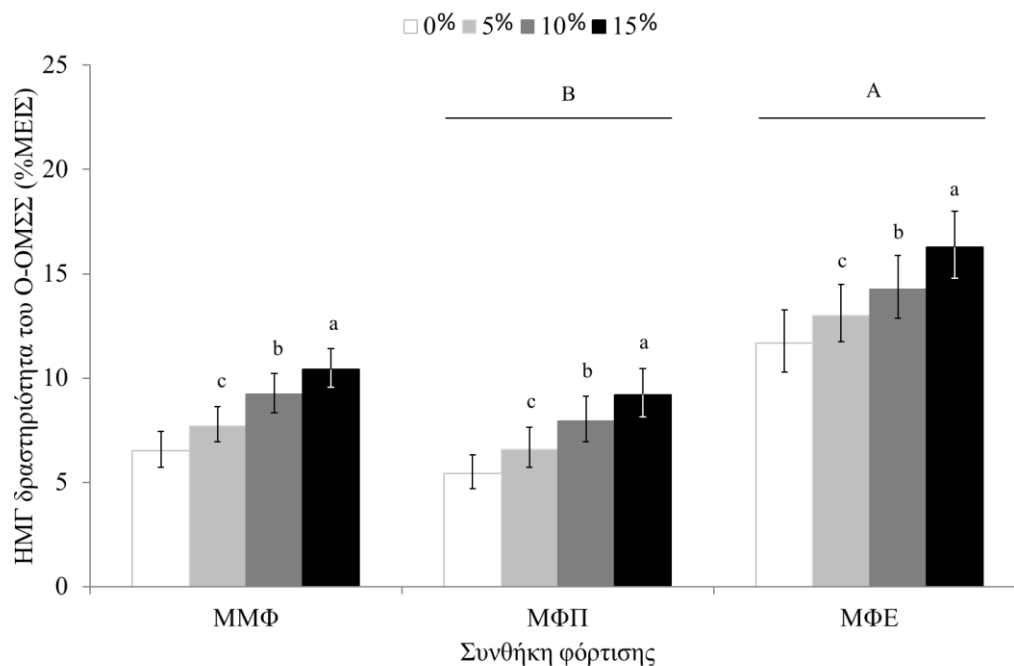
Σημαντική αλληλεπίδραση κλίσης-φορτίου βρέθηκε μόνο στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της ΟΜΣΣ ($F = 8,266$, $p < 0,001$). Η μεγαλύτερη αύξηση παρατηρήθηκε κατά τη μεταφορά βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού σε σχέση με την μεταφορά βάρους στην οπίσθια επιφάνεια ή την μη μεταφορά βάρους και εμφάνισε μικρότερη αύξηση με τη σταδιακή αύξηση της κλίσης του εδάφους (δείτε συγκρίσεις κατά ζεύγη και στον Πίνακα 1 στο Παράρτημα II).



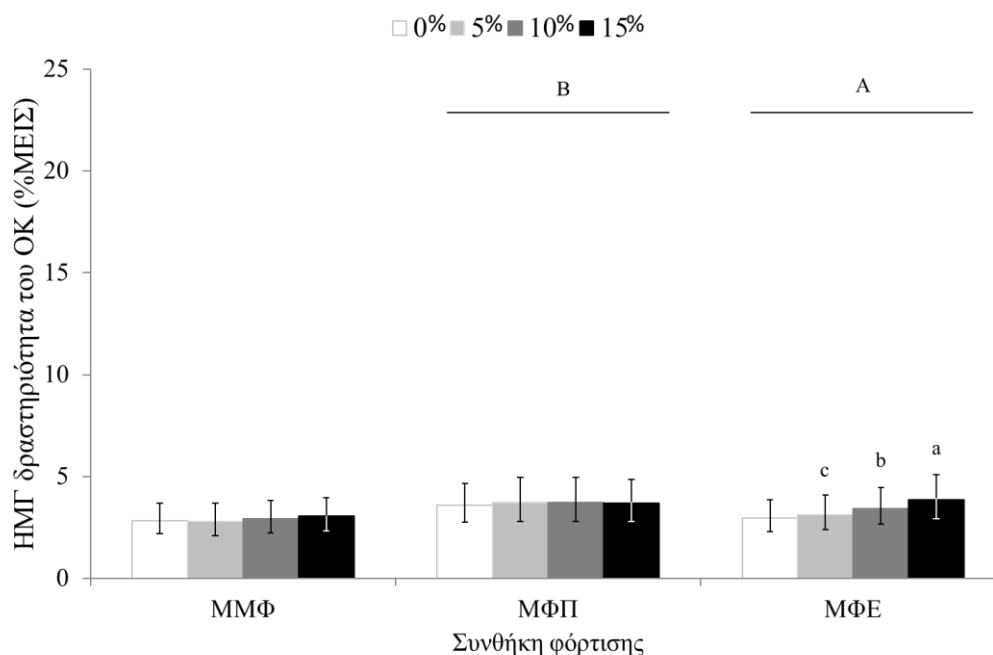
Σχήμα 4.1. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΑΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος). ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0% ($p < 0.01$), 5% ($p < 0.05$) και 10% ($p \leq 0.001$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.001$), ^d: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.05$), ^e: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.001$), A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ στις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), B: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΦΠ στις κλίσεις 0% ($p < 0.05$), 5% ($p < 0.01$), 10% και 15% ($p \leq 0.001$), C: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ στις κλίσεις 0% ($p < 0.01$), 5% ($p < 0.05$), 10% και 15% ($p < 0.01$).



Σχήμα 4.2. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της θωρακικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΘΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος). ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.001$), A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ και τη ΜΦΠ στις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$).



Σχήμα 4.3. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μν της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΟΜΣΣ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος). ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.001$), A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ και τη ΜΦΠ στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15% ($p \leq 0.001$), B: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ στις κλίσεις 0% ($p \leq 0.01$), 5%, 10% και 15% ($p \leq 0.001$).



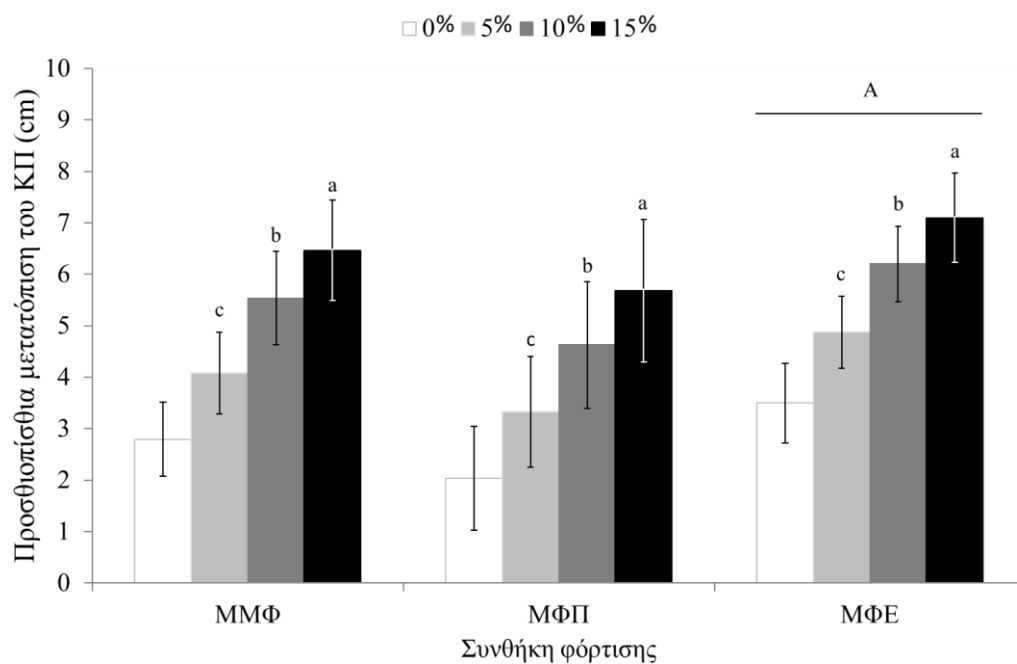
Σχήμα 4.4. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) ορθού κοιλιακού (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος), ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% ($p \leq 0.01$) και 5% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.01$), A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ στις κλίσεις 10% και 15% ($p \leq 0.001$), B: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ στις κλίσεις 0%, 10% και 15% ($p \leq 0.01$).

4.2. Ταλάντωση του κορμού

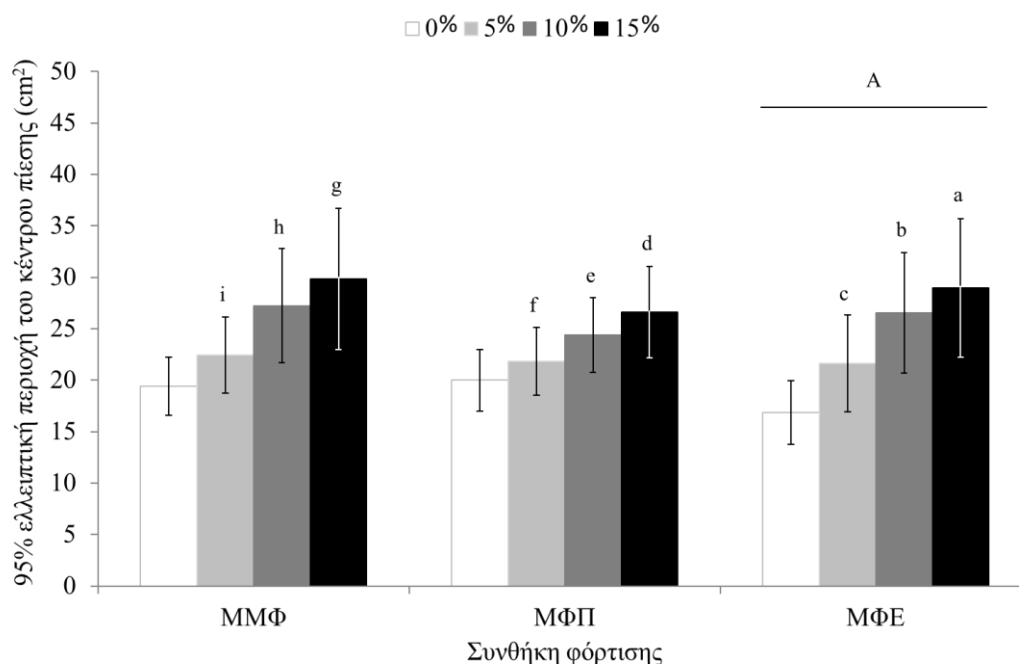
Αναφορικά με την ταλάντωση του κορμού, παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις της κλίσης στην προσθιοπίσθια μετατόπιση (Σχήμα 4.5) ($F = 149,358$, $p < 0,001$) και την περιοχή ταλάντωσης του κορμού (95% ελλειπτική περιοχή του κέντρου πίεσης) (Σχήμα 4.6) ($F = 22,585$, $p < 0,001$), οι οποίες αυξάνονταν σταδιακά με την αύξηση της κλίσης του εδάφους ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους.

Σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις του φορτίου διαπιστώθηκαν μόνο στην

προσθιοπίσθια μετατόπιση του κέντρου πίεσης ($F = 3,567$, $p = 0,042$). Παρότι στις συγκρίσεις κατά ζεύγη δεν φάνηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των φορτίων, η μεγαλύτερη τιμή για την προσθιοπίσθια μετατόπιση του κέντρου πίεσης καταγράφηκε κατά τη μεταφορά του φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού ενώ η μικρότερη κατά τη μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού (δείτε συγκρίσεις κατά ζεύγη και στον Πίνακα 2 στο Παράρτημα II). Σημαντική αλληλεπίδραση κλίσης-φορτίου παρατηρήθηκε μόνο στην περιοχή ταλάντωσης του κορμού ($F = 3,534$, $p = 0,032$).



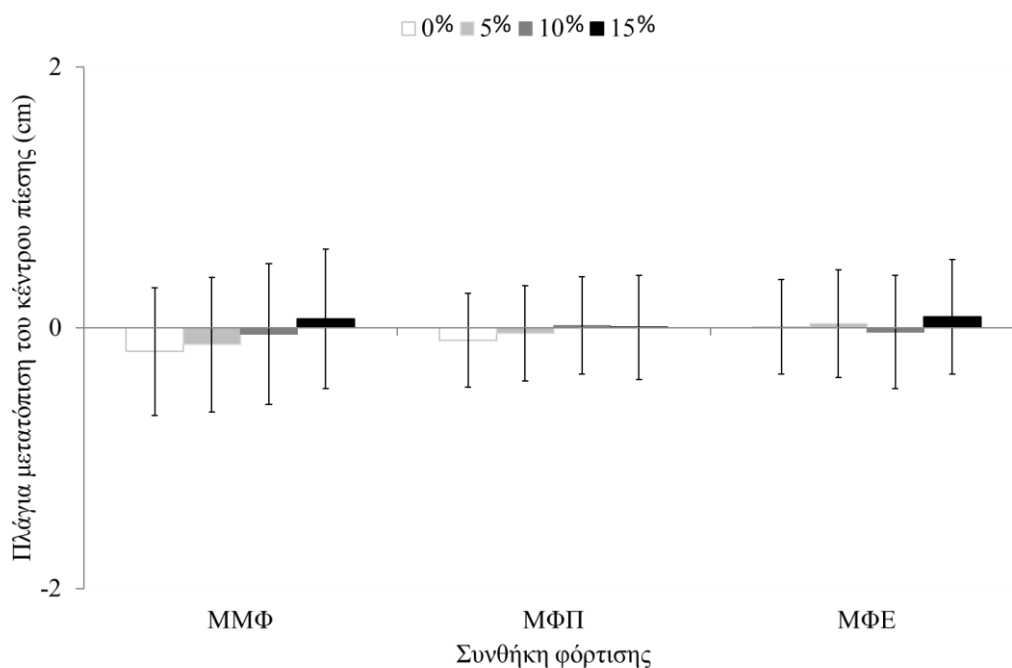
Σχήμα 4.5. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της προσθιοπίσθιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος). ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0%, 5% και 10% ($p \leq 0.001$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.001$), A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΦΠ στην κλίση 5% ($p < 0.05$).



Σχήμα 4.6. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της 95% ελλειπτικής περιοχής του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους (0%, 5%, 10%, 15%: λευκή, γκρι, γκρι σκούρο, μαύρη ράβδος). ^a: Σημαντική Διαφορά (ΣΔ) συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.01$), ^b: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% ($p < 0.01$) και 5% ($p \leq 0.001$), ^c: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p < 0.001$), ^d: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% ($p < 0.05$) και 5% ($p \leq 0.01$), ^e: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.001$), ^f: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p < 0.05$), ^g: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% και 5% ($p \leq 0.01$), ^h: ΣΔ συγκριτικά με τις κλίσεις 0% ($p < 0.01$) και 5% ($p \leq 0.001$), ⁱ: ΣΔ συγκριτικά με την κλίση 0% ($p \leq 0.001$). A: ΣΔ συγκριτικά με τη ΜΜΦ και τη ΜΦΠ στην κλίση 0% ($p < 0.05$).

Όσον αφορά στην πλάγια μετατόπιση του κορμού δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις της κλίσης, του φορτίου αλλά και της αλληλεπίδρασης κλίσης-φορτίου

(Σχήμα 4.7), (δείτε συγκρίσεις κατά ζεύγη και στον Πίνακα 2 στο Παράρτημα ΙΙ). Αύξηση σε μία ή σε όλες τις παραπάνω μεταβλητές της ταλάντωσης συνεπάγεται αυξημένη ταλάντωση του σώματος ή αστάθεια.

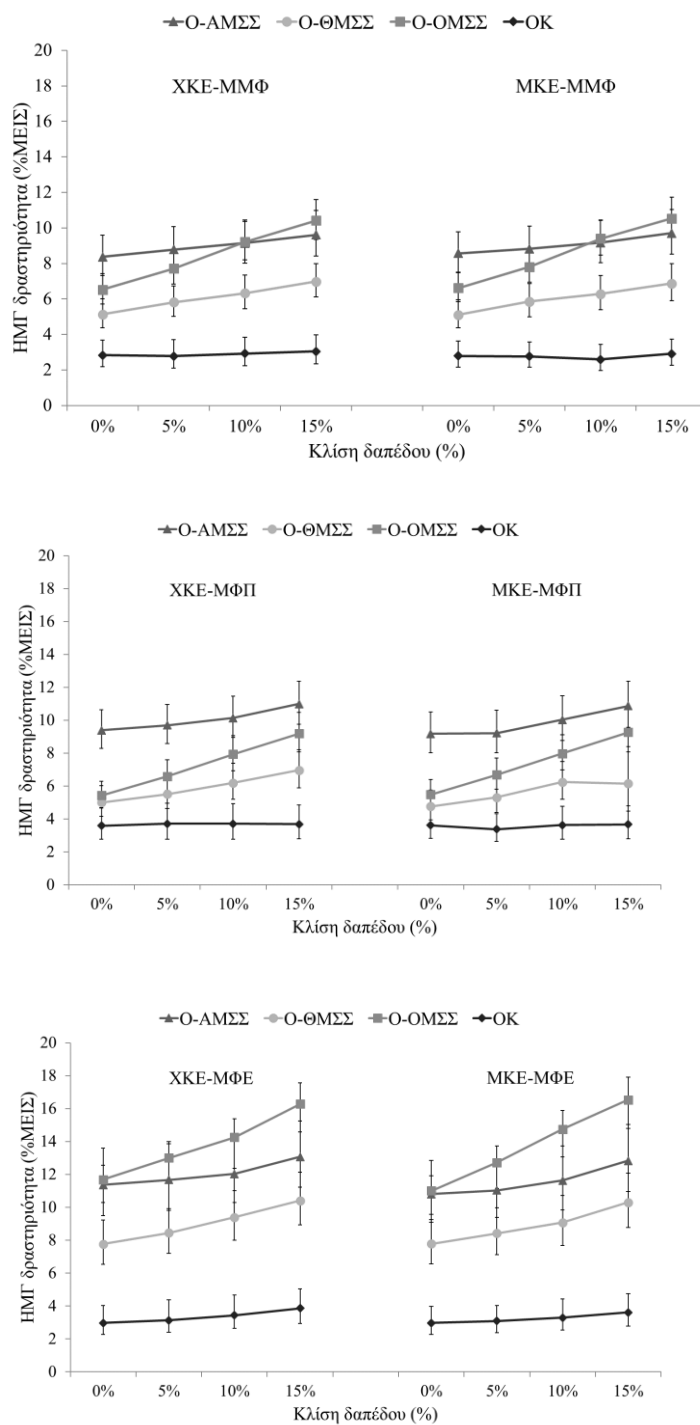


Σχήμα 4.7. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της πλάγιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ) σε κάθε μία από τις τέσσερις κλίσεις του εδάφους: 0%, 5%, 10%, 15%.

4.3. Κινησιο-επίδεση

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν μη σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ

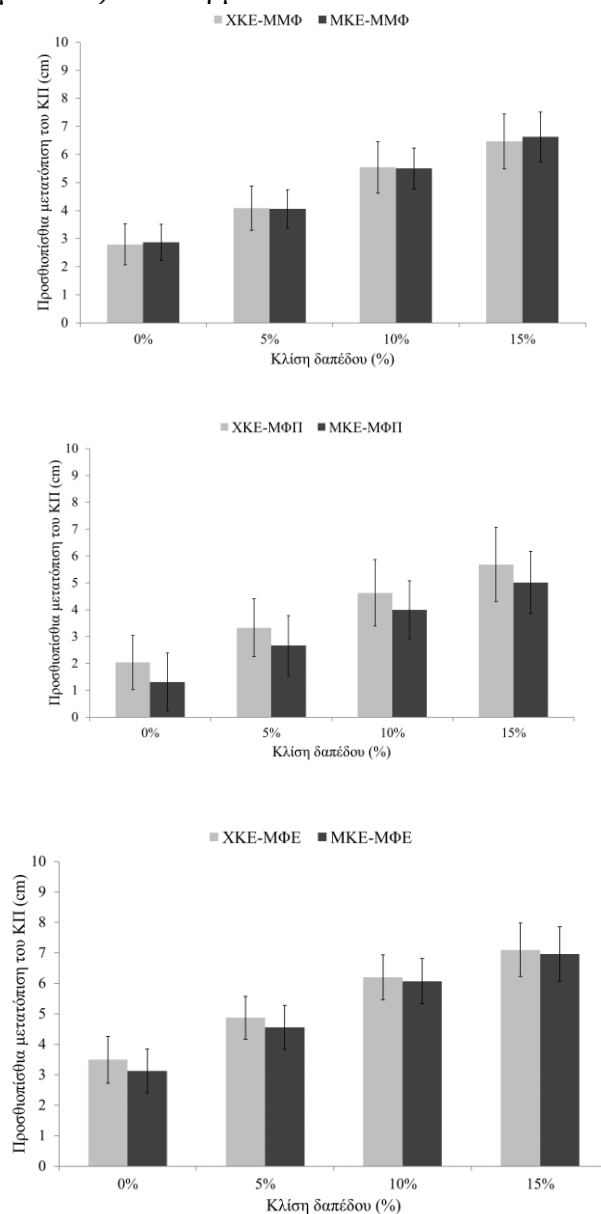
δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και του ορθού κοιλιακού ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους (Σχήμα 4.8). (Για τις ακριβείς τιμές δείτε: Πίνακες 3–5 στο Παράρτημα ΙΙ).



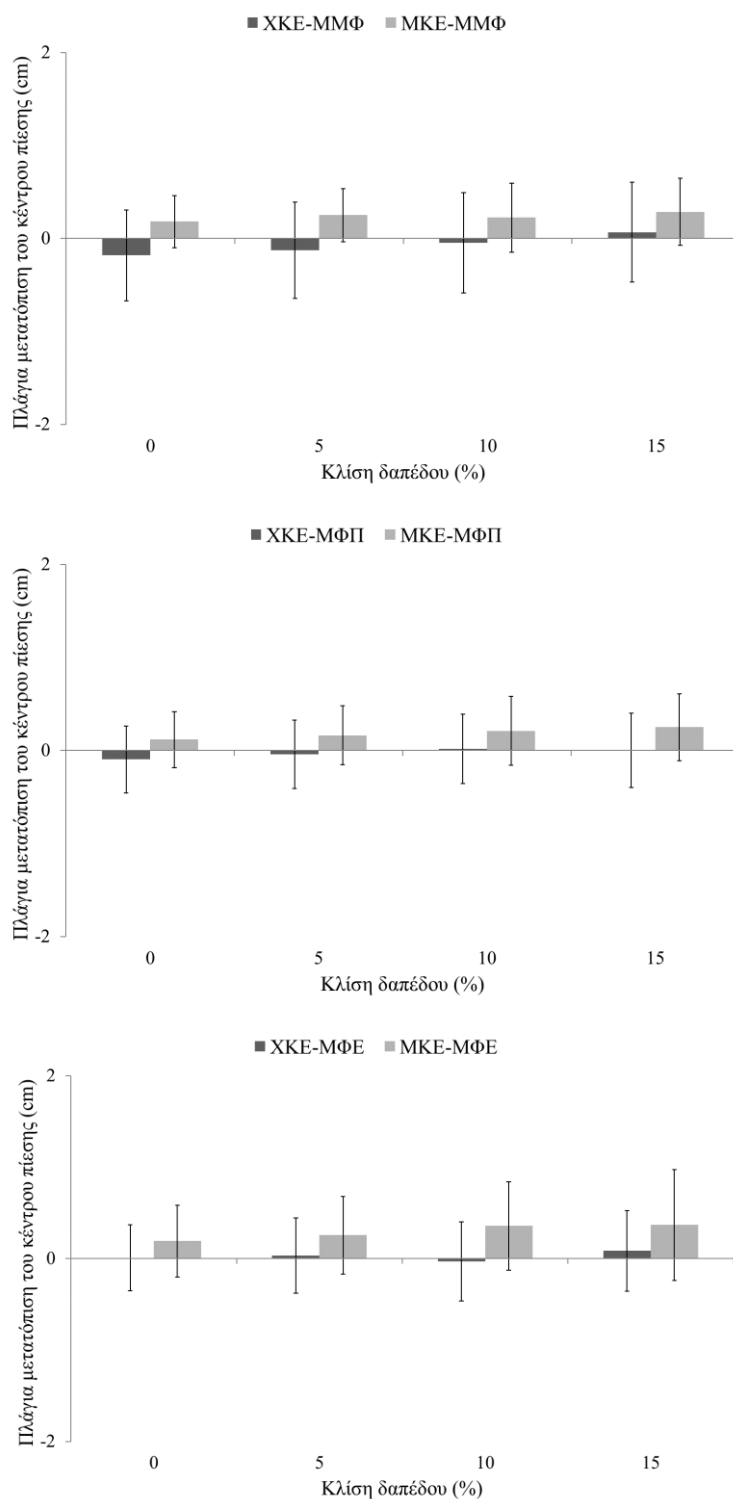
Σχήμα 4.8. Γεωμετρικοί μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της ΗΜΓ δραστηριότητας (%ΜΕΙΣ) του ορθωτήρα μυ της αυχενικής, θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Ο-ΑΜΣΣ, Ο-ΘΜΣΣ, Ο-ΟΜΣΣ) και του ορθού κοιλιακού (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ).

Ομοίως, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές για τις κύριες επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στην προσθιοπίσθια (Σχήμα 4.9) και πλάγια μετατόπιση (Σχήμα 4.10) του κορμού

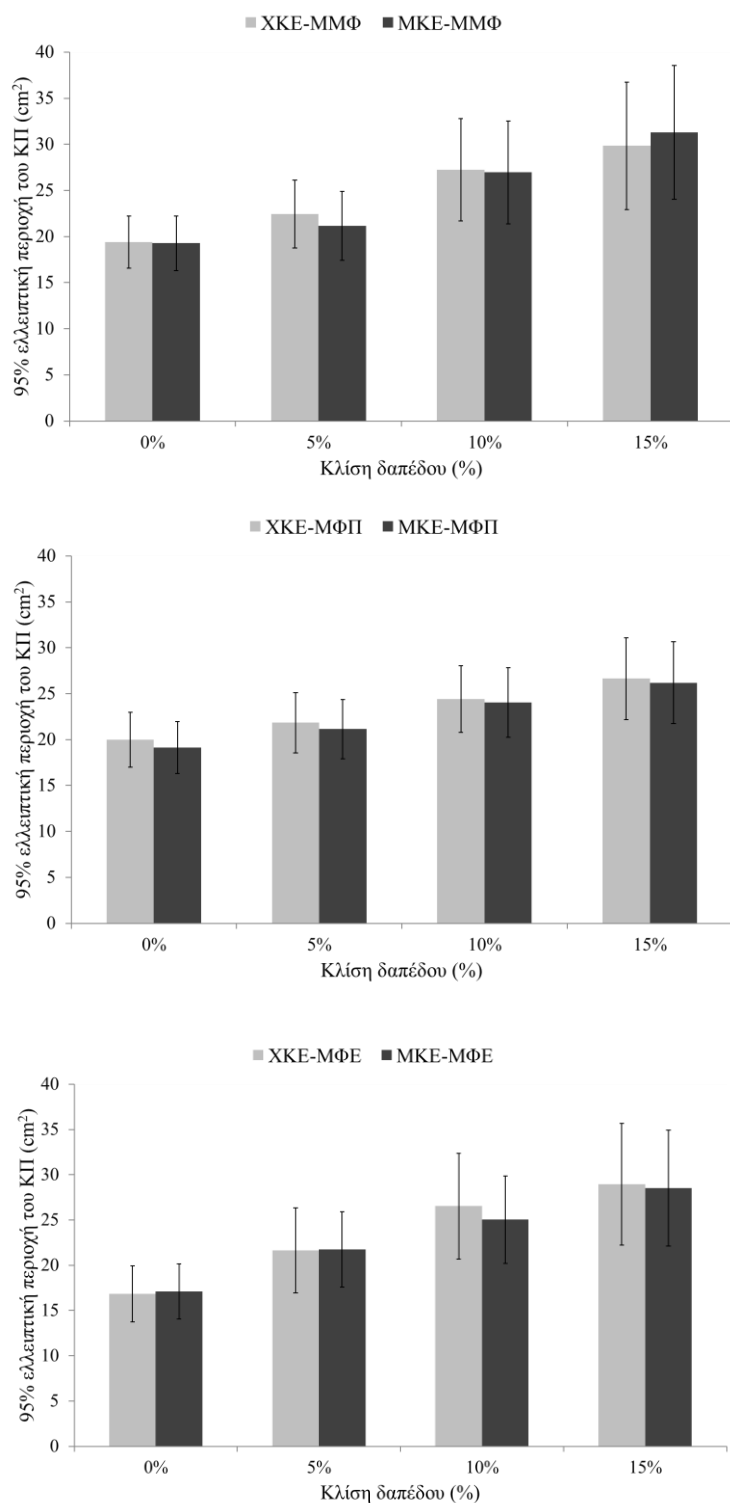
και την περιοχή ταλάντωσης (Σχήμα 4.11) ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους (Για τις ακριβείς τιμές δείτε: Πίνακες 6-8 στο Παράρτημα II).



Σχήμα 4.9. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της προσθιοπίσθιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15%.



Σχήμα 4.10. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της πλάγιας μετατόπισης του κέντρου πίεσης κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15%.



Σχήμα 4.11. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης της 95% ελλειπτικής περιοχής του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ), χωρίς κινησιο-επίδεση (ΧΚΕ) και με κινησιο-επίδεση (ΜΚΕ) στις κλίσεις 0%, 5%, 10% και 15%.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

5.1. Η επίδραση της κλίσης του δαπέδου στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού κατά τη βάδιση σε όλες τις υπό μελέτη συνθήκες και του ορθού κοιλιακού αλλά μόνο στη συνθήκη μεταφοράς βάρους στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού αυξήθηκε σταδιακά με την αύξηση της κλίσης της επιφάνειας βάδισης επιβεβαιώνοντας τα συμπεράσματα παλαιότερων μελετών.

Πρόσφατη μελέτη του Paul και των συνεργατών (2015) έδειξε ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού στο ύψος της ΟΜΣΣ αυξήθηκε γραμμικά καθώς αυξανόταν η κλίση της επιφάνειας βάδισης (0%-25%). Ομοίως, το 2014 ο Lee και οι συνεργάτες παρατήρησαν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού στο ύψος της ΟΜΣΣ αυξήθηκε σημαντικά κατά τη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια 15° σε σύγκριση με τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξε και παλαιότερη μελέτη (Cooper et al., 1989) στην οποία η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού στην ΟΜΣΣ κατά τη βάδιση σε επιφάνεια κλίσης 15° ήταν σημαντικά μεγαλύτερη από την αντίστοιχη κατά τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια.

Τα ευρήματα αυτά είχαν παρουσιαστεί ήδη από το 1967 στη μελέτη των Joseph και Watson, στην οποία φάνηκε ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού κατά τη διάρκεια της βάδισης

σε επικλινή επιφάνεια ήταν σημαντικά μεγαλύτερη σε σύγκριση με τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια.

Ως προς την ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού, η μελέτη του Cooper και των συνεργατών (1989) έδειξε ότι ήταν μικρή κατά τη βάδιση τόσο στην επίπεδη όσο και στην επικλινή επιφάνεια.

Φαίνεται ότι η επιστράτευση περισσότερων κινητικών μονάδων του ορθωτήρα του κορμού κατά τη διάρκεια της βάδισης σε επικλινή επιφάνεια είναι αναμενόμενη, λαμβάνοντας υπόψη τις βιο-μηχανικές αλλαγές του σώματος που συμβαίνουν σε αυτήν τη συνθήκη.

Ήδη, σε παλαιότερες μελέτες (Joseph & Watson, 1967; Cooper et al., 1989; Cromwell, 2003) έχει διαπιστωθεί ότι η πρόσθια κλίση τόσο του κορμού όσο και της πυέλου είναι μεγαλύτερη κατά τη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια, πιθανώς επειδή η πρόσθια μετατόπιση του κέντρου βάρους αυτών των τμημάτων βοηθά στην προώθηση του σώματος προς τα εμπρός. Αυτή η κάμψη της σπονδυλικής στήλης παρατηρείται και κατά τη διάρκεια της βάδισης σε επίπεδη επιφάνεια (Thurston & Harris, 1983). Ωστόσο, κατά τη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια, καθώς η επίδραση της βαρύτητας είναι πιο έντονη, δημιουργείται η ανάγκη για προσαρμογή του κινητικού σχεδιασμού προκειμένου το σώμα να ανταποκριθεί στις διαφορετικές απαιτήσεις ισορροπίας (Conrad et al., 1983). Συνεπώς, η μετάβαση από τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια στη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια απαιτεί έναν επαναπροσανατολισμό των τμημάτων του σώματος σε σχέση με τη βαρύτητα (Suzuki, Timerick, & Wilson, 1985).

Εξαιτίας αυτής της αλλαγής στην κίνηση του κορμού, προκύπτει το ζήτημα της διατήρησης της σταθεροποίησης της κεφαλής καθώς κατά τη βάδιση πρέπει να παραμένει σε σχετικά σταθερή θέση προκειμένου να διατηρείται η οπτική επαφή με το περιβάλλον και να παρέχονται οι βέλτιστες πληροφορίες στο αιθουσαίο σύστημα (Thorstensson et al., 1984). Όπως φάνηκε στη μελέτη της Cromwell (2003), η κεφαλή κάμπτεται σε μεγαλύτερο βαθμό κατά τη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια συγκριτικά με τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια. Αυτή η αυξημένη κάμψη του αυχένα σε συνδυασμό με την αυξημένη κάμψη του κορμού οδηγεί στην πρόσθια μετατόπιση του κέντρου μάζας της κεφαλής δημιουργώντας υψηλότερες απαιτήσεις σταθεροποίησής της λόγω της αδράνειας και της βαρύτητας.

Συνεπώς, προκειμένου να παρέχεται η δύναμη για να εξισορροπηθεί η ροπή κάμψης προς τα εμπρός και να ελεγχθεί η μετατόπιση του κορμού και της κεφαλής αυξάνεται η ΗΜΓ δραστηριότητα των παρασπονδυλικών εκτεινόντων μυών (Schultz et al., 1982). Αυτή η αλλαγή της μυϊκής δραστηριότητας εξαιτίας της αλλαγής της θέσης των τμημάτων του σώματος, γίνεται με βάση τις πληροφορίες που λαμβάνονται από τους ιδιοδεκτικούς υποδοχείς του αυχένα σχετικά με τον προσανατολισμό του σώματος και από το αιθουσαίο σύστημα σχετικά με τον προσανατολισμό της κεφαλής (Suzuki et al., 1985).

Οι παρατηρήσεις αυτές υποδεικνύουν ότι εν αναμονή μιας αλλαγής στην κλίση της επιφάνειας βάδισης, το νευρομυϊκό μοτίβο που ενεργοποιείται κατά τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια πριν από

επερχόμενη αλλαγή της κλίσης διαφέρει σημαντικά από το αντίστοιχο μοτίβο χωρίς τη μελλοντική αλλαγή της κλίσης. Περαιτέρω έρευνες έδειξαν ότι οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς του αυχένα μπορεί να είναι μια αρχική πηγή πληροφόρησης για τις επερχόμενες μεταβολές της κλίσης της επιφάνειας βάδισης (Gottschall & Nichols, 2011).

Σύμφωνα με τα παραπάνω, γίνεται αντιληπτό ότι οι μεταβολές των συνθηκών βάδισης και συγκεκριμένα η κλίση της επιφάνειας βάδισης έχει τη δυνατότητα να επηρεάζει την ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού.

5.2. Η επίδραση της κλίσης του δαπέδου στην ταλάντωση του σώματος

Αναφορικά με την ταλάντωση του σώματος, τα συμπεράσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν ότι η περιοχή ταλάντωσης και η προσθιοπίσθια μετατόπιση του κορμού αυξήθηκαν σταδιακά με την αύξηση της κλίσης της επιφάνειας βάδισης.

Προηγούμενες μελέτες έχουν δείξει ότι η παραμονή πάνω σε μια επικλινή επιφάνεια διαταράσσει τη σταθερότητα του σώματος (Hsiao & Simeonov, 2001; Simeonov et al., 2003; Sun et al., 1996). Οι Wade και Davis (2005) διαπίστωσαν στην έρευνά τους σημαντική αύξηση της ταλάντωσης του σώματος (ως προς την προσθιοπίσθια και πλάγια κατεύθυνση) κατά τη μετάβαση από μια επικλινή σε μια επίπεδη επιφάνεια, εύρημα που υποδηλώνει ότι υπάρχει σημαντική μείωση στη σταθερότητα του σώματος λόγω της παραμονής σε κεκλιμένη επιφάνεια στήριξης. Επίσης, οι Mezzarane και Kohn (2007) διερεύνησαν τον έλεγχο της

όρθιας στάσης σε επικλινή επιφάνεια (14°) και παρατήρησαν αύξηση της ταλάντωσης του σώματος ως προς την προσθιοπίσθια κατεύθυνση κατά την αύξηση της κλίσης της επιφάνειας στήριξης. Τέλος, η πρόσφατη μελέτη του Walsh και των συνεργατών (2018) έδειξε σημαντική αύξηση της ταλάντωσης του σώματος (περιοχή ταλάντωσης, προσθιοπίσθια κατεύθυνση) μετά τη βάδιση σε επικλινή επιφάνεια.

Η μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση που προκαλεί η βάδιση σε επικλινή επιφάνεια, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, θα μπορούσε να έχει μεγαλύτερη επίδραση στον έλεγχο της στάσης συγκριτικά με τη βάδιση σε επίπεδη επιφάνεια. (Lin et al., 2009; Morrison et al., 2016; Paillard, 2012; Simoneau et al., 2006).

5.3. Η επίδραση του φορτίου στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν σημαντικές μεταβολές στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα μυ του κορμού κατά τη μεταφορά φορτίου. Η μεγαλύτερη τιμή καταγράφηκε κατά τη μεταφορά φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Αντιθέτως, η μικρότερη τιμή του ορθωτήρα μυ της ΘΜΣΣ και της ΟΜΣΣ καταγράφηκε κατά τη μεταφορά του φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού και της ΑΜΣΣ κατά τη μη μεταφορά φορτίου. Αναφορικά με τον ορθό κοιλιακό, η μεγαλύτερη δραστηριότητα καταγράφηκε κατά τη μεταφορά φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού χωρίς ωστόσο να διαφέρει σημαντικά από την αντίστοιχη κατά τη μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Ομοίως, ο Motmans και οι συνεργάτες (2006) παρατήρησαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού κατά την τοποθέτηση φορτίου ίσου με το 15% του ΣΒ στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξε και η μελέτη του Anderson και των συνεργατών (2007). Οι παρατηρήσεις αυτές είχαν γίνει ήδη από το 1987 από τους Cook και Newman, οι οποίοι ανέφεραν ότι οι οσφυϊκοί παρασπονδυλικοί μύες παρουσίασαν μεγαλύτερη ενεργοποίηση κατά την τοποθέτηση του φορτίου (10% και 20% του ΣΒ) στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού και μικρότερη κατά την τοποθέτηση στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Αυτή η μεταβολή στην ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών του κορμού φαίνεται να εξηγείται από τη μεταβολή στη στάση του σώματος. Η τοποθέτηση του φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού μετατοπίζει το κέντρο βάρους του συστήματος (φορτίο συν σώμα) προς τα εμπρός και αυξάνει τη ροπή κάμψης. Προκειμένου να επανέλθει το κέντρο βάρους πάνω από τη βάση στήριξης (κάτω άκρα) πραγματοποιείται μια οπίσθια μετατόπιση του κορμού και της κεφαλής η οποία συνεπάγεται μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών του κορμού (Chow et al., 2011).

Αντιθέτως, η προσθήκη ενός φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού μετατοπίζει το κέντρο βάρους του συστήματος προς τα πίσω. Το πρόσθετο φορτίο δημιουργεί μια ροπή έκτασης απαλλάσσοντας τους εκτεινόντες μυς από το έργο της έκτασης και συνεπώς η παραγόμενη δύναμη αυτών των μυών μπορεί

ακόμη και να μειωθεί (McGill, Marshall, & Andersen, 2013). Η ροπή έκτασης εξισορροπείται τόσο από την πρόσθια κλίση του κορμού όσο και από τη μετατόπιση της κεφαλής προς τα εμπρός. (Goh et al. 1998). Η πρόσθια κλίση του κορμού συνεπάγεται μια αυξημένη δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού η οποία μειώνει τη δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού στην ΟΜΣΣ λειτουργώντας αντισταθμιστικά (Pascoe et al., 1997).

Η πρόσθια κλίση του κορμού αυξάνεται με την αύξηση του φορτίου. Ο ορθωτήρας του κορμού ενεργεί έκκεντρα για να επιβραδύνει την κίνηση του κορμού καθώς ο κορμός πλησιάζει τη μέγιστη πρόσθια κλίση (Harman et al., 2000).

Η μικρότερη ενεργοποίηση των παρασπονδυλικών εκτεινόντων μυών της ΟΜΣΣ και ΘΜΣΣ και η μεγαλύτερη ενεργοποίηση του ορθού κοιλιακού κατά τη μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού που καταγράφηκε στην παρούσα μελέτη είναι σύμφωνη με τα ευρήματα παλαιότερων μελετών. Ο Hoseini και οι συνεργάτες (2012) παρατήρησαν σημαντική μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού και σημαντική αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού κατά τη βάδιση με σακίδιο πλάτης βάρους ίσου με το 12,5% και 14% του ΣΒ. Ομοίως, ο Lin και οι συνεργάτες (2011) μελετώντας την επίδραση της μεταφοράς φορτίου (0%, 10% και 15% του ΣΒ) στην ενεργοποίηση των μυών του κορμού κατά τη βάδιση διαπίστωσαν σημαντική μείωση στην ενεργοποίηση του ορθωτήρα του κορμού στην ΟΜΣΣ για φορτίο ίσο με το 10% του ΣΒ και σημαντική αύξηση της ΗΜΓ

δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού για φορτίο ίσο με το 15% του ΣΒ.

Αντιστοίχως, η Devroey και οι συνεργάτες (2007) κατέγραψαν μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού και αύξηση του ορθού κοιλιακού κατά τη βάδιση με φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού βάρους ίσου με το 10% και 15% του ΣΒ. Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξε και ο Knapik με τους συνεργάτες (1996) κατά τη βάδιση με φορτίο έως 30 κιλά στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Επίσης, στη μελέτη του Harman και των συνεργατών (2000) σημειώθηκε μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού κατά τη βάδιση με φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού όταν το βάρος του αυξήθηκε από 6 σε 20 κιλά. Επίσης, σε πρόσφατη μελέτη (Rodrigues et al., 2017) αναλύθηκε η επίδραση του φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού (0%, 10%, 15% 20% του ΣΒ) στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού και του ορθού κοιλιακού. Παρατηρήθηκε αύξηση στην ενεργοποίηση της ΑΜΣΣ και του ορθού κοιλιακού και μείωση στην ΟΜΣΣ για φορτία ίσα με 15% και 20%. Συγκεκριμένα, το μέγιστο επίπεδο ενεργοποίησης του ορθού κοιλιακού σημειώθηκε κατά την εφαρμογή του μέγιστου φορτίου (20% του ΣΒ). Όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία, η δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού αυξάνεται σημαντικά με την αύξηση του βάρους του φορτίου (Goh et al., 1998).

Αντιθέτως, ο Son (2013) μελετώντας τις μεταβολές στην ενεργοποίηση των μυών του κορμού κατά τη βάδιση με σακίδιο πλάτης (βάρος ίσο με το 0%, 10%, 15% και 20% του ΣΒ) διαπίστωσε σημαντική

αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα του κορμού αλλά όχι του ορθού κοιλιακού. Ομοίως, οι Bobet και Norman (1984) διαπίστωσαν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού αυξήθηκε με την εφαρμογή φορτίου που κυμαινόταν από 23% έως 36% του ΣΒ.

Επίσης, στη μελέτη του Kim και των συνεργατών (2008) η ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών του αυχένα (στο ύψος του Α4) κατά τη βάρδια με σακίδιο πλάτης (15% του ΣΒ) ήταν σημαντικά υψηλότερη από την αντίστοιχη κατά τη βάρδια χωρίς φορτίο. Ωστόσο, σε μεταγενέστερη μελέτη (Kim C. S. et al., 2012) δεν βρέθηκαν σημαντικές διαφορές κατά τη μεταφορά φορτίου (10% και 15% του ΣΒ) συγκριτικά με τη βάρδια χωρίς φορτίο. Αντιστοίχως, στη μελέτη του Al-Khabbaz και των συνεργατών (2008) δεν παρατηρήθηκε σημαντική αλλαγή στην ΗΜΓ δραστηριότητα του ορθωτήρα του κορμού με φορτίο ίσο με το 10%, 15% και 20% του ΣΒ.

5.4. Η επίδραση του φορτίου στην ταλάντωση του σώματος

Ως προς την ταλάντωση του σώματος, σημαντική επίδραση του φορτίου διαπιστώθηκε μόνο ως προς την προσθιοπίσθια μετατόπιση του κορμού. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν και οι Rugelj και Sevsek (2011), οι οποίοι διερεύνησαν την επίδραση ενός φορτίου (12-30 κιλά) στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού. Τα αποτελέσματα της μελέτης τους έδειξαν αύξηση της προσθιοπίσθιας μετατόπισης συγκριτικά με την αντίστοιχη χωρίς φορτίο. Όπως ανέφεραν, η αύξηση της ταλάντωσης του σώματος όταν προστίθεται ένα φορτίο εξαρτάται από το ύψος της τοποθέτησης και από το μέγεθος του

φορτίου. Επίσης, όσο μεγαλύτερο είναι το φορτίο, τόσο μεγαλύτερη είναι η ταλάντωση που παρατηρείται. Ομοίως, η υψηλότερη τοποθέτηση οδηγεί σε λιγότερο αποτελεσματικό έλεγχο της στάσης επηρεάζοντας τις παραμέτρους της ταλάντωσης του σώματος (Qu & Nussbaum, 2009). Επίσης, παρόμοια συμπεράσματα αναδείχθηκαν και από τη μελέτη του Heller και των συνεργατών (2009) οι οποίοι διερεύνησαν τις αλλαγές που επέρχονται στην ταλάντωση του σώματος λόγω της προσθήκης φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια το κορμού και διαπίστωσαν αύξηση τόσο της προσθιοπίσθιας μετατόπισης όσο και της περιοχής ταλάντωσης του κορμού.

Αντίστοιχα, η μελέτη του Roberts και των συνεργατών (2018) εξέτασε τις επιδράσεις της μεταφοράς φορτίου στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού στις παραμέτρους της ταλάντωσης, όπου φάνηκε ότι προσθήκη φορτίου ίσου με το 10% του ΣΒ προκάλεσε αύξηση της προσθιοπίσθιας μετατόπισης. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξε και η προγενέστερη μελέτη του Shigaki και των συνεργατών (2017).

Η αύξηση της ταλάντωσης του σώματος λόγω της προσθήκης φορτίου αποδίδεται τόσο σε μηχανικούς όσο και φυσιολογικούς παράγοντες. Από μηχανικής άποψης, η όρθια στάση χαρακτηρίζεται συχνά ως ένα ανεστραμμένο εκκρεμές όπου η μάζα του προστιθέμενου φορτίου κάνει ένα τέτοιο σύστημα λιγότερο σταθερό. Όταν ένα άτομο είναι στην «ουδέτερη» όρθια στάση, η βαρύτητα δρα μέσω του κέντρου μάζας του και μέσω του κέντρου της βάσης στήριξης, δημιουργώντας ένα σταθερό σύστημα. Ωστόσο, μια μικρή

απόκλιση από αυτή τη θέση λόγω της προσθήκης φορτίου επιτρέπει στο σώμα να επιταχύνει μακριά από την «ουδέτερη» θέση. Η προκύπτουσα κίνηση πρέπει να εξισορροπηθεί με μία από τις προαναφερθείσες στρατηγικές και ως εκ τούτου θα αυξήσει την ταλάντωση του σώματος (Heller, Challis, & Sharkey, 2009).

Από φυσιολογικής άποψης, η ιδιοδεκτικότητα έχει αποδειχθεί ότι επηρεάζει τον έλεγχο της στάσης του σώματος. Η μεταβολή του μοτίβου ενεργοποίησης των μυών που είναι απαραίτητοι για τη διατήρηση της όρθιας στάσης μετά την προσθήκη φορτίου, μεταβάλλει με τη σειρά της την ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση του νευρικού συστήματος και συνεπώς την ταλάντωση του σώματος (Heller et al., 2009).

5.5. Η επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν μη σημαντική επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα των παρασπονδυλικών εκτεινόντων μυών της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και του ορθού κοιλιακού ανεξάρτητα από την μεταφορά ή όχι βάρους.

Τα παραπάνω ευρήματα συμφωνούν με αρκετές παλαιότερες μελέτες. Σε μετα-ανάλυση που πραγματοποιήθηκε το 2012 για την επίδραση της κινησιολογίας στην πρόληψη και τη θεραπεία αθλητικών τραυματισμών οι συγγραφείς κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η κινησιολογία επηρεάζει λίγο τη μυϊκή ενεργοποίηση ή τη μυϊκή δύναμη. (Williams et al., 2012). Ομοίως, σε πιο πρόσφατη μετα-ανάλυση (Csapo et

al., 2015) όπου διερευνήθηκε η αποτελεσματικότητα της κινησιολογίας στην ενεργοποίηση των μυών, οι ερευνητές διαπίστωσαν ότι οι επιδράσεις στην ενίσχυση της μυϊκής συστολής και δύναμης είναι αμελητέες καθώς επίσης και ότι τα αποτελέσματα είναι ανεξάρτητα από την εκάστοτε μυϊκή ομάδα στην οποία εφαρμόζεται. Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξε η μελέτη του Cai και των συνεργατών (2015) οι οποίοι μελέτησαν τη νευρομυϊκή δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών του καρπού και τη μέγιστη δύναμη λαβής με ενισχυτική και ανασταλτική εφαρμογή της κινησιολογίας αλλά και χωρίς κινησιολογία σε υγιείς ενήλικες. Συγκρίνοντας την ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών του καρπού και τη μέγιστη δύναμη λαβής μεταξύ των τριών συνθηκών δεν παρατηρήθηκε ενισχυτική ή αναχαιτιστική επίδραση. Ο Au και οι συνεργάτες (2017) επίσης αξιολόγησαν τη μέγιστη δύναμη λαβής και την ΗΜΓ δραστηριότητα των εκτεινόντων μυών του καρπού κατά τη διάρκεια της λαβής (σε άτομα με έξω επικονδυλίτιδα). Εφαρμόστηκε ενισχυτική, αναχαιτιστική, εικονική κινησιο-επίδεση και δοκιμασία χωρίς επίδεση και οι μεταβλητές μετρήθηκαν αμέσως μετά από κάθε εφαρμογή, όπου δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές αλλαγές σε καμία από αυτές μεταξύ των συνθηκών. Επιπλέον, σε παλαιότερη έρευνα ο Lee και οι συνεργάτες (2011) ανέφεραν ότι δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στη διεγερσιμότητα των μυών του αντιβράχιου με βάση τη μέτρηση της ταχύτητας αγωγιμότητας του κερκιδικού, του ωλένιου και του μέσου νεύρου πριν και μετά την εφαρμογή κινησιολογίας στην

πρόσθια επιφάνεια του αντιβράχιου σε υγιείς ενήλικες. Οι ίδιοι ερευνητές (2010) μετρώντας τη μυϊκή δραστηριότητα του ορθού μηριαίου και του έσω και έξω πλατύ πριν και μετά την εφαρμογή κινησιοταινίας δεν παρατήρησαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο συνθήκες.

Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν ο Carlson και οι συνεργάτες (2016) οι οποίοι μελέτησαν την επίδραση των μεθόδων κινησιο-επίδεσης (ενισχυτική, αναχαιτιστική) στην ΗΜΓ δραστηριότητα του έσω και έξω πλατύ κατά την έκταση του γόνατος σε υγιή άτομα. Η έρευνά τους έδειξε ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα δεν μεταβλήθηκε σημαντικά με καμία από τις μεθόδους κινησιο-επίδεσης. Αντιστοίχως, η μελέτη του Lins και των συνεργατών (2013), η οποία διερεύνησε τις άμεσες επιδράσεις της κινησιοταινίας στη νευρομυϊκή απόδοση του τετρακέφαλου υγιών ατόμων, δεν έδειξε σημαντικές διαφορές στην ΗΜΓ δραστηριότητα του μυός αλλά και τη συνολική λειτουργία του κάτω άκρου. Η σύγκριση πραγματοποιήθηκε ανάμεσα στην ομάδα ελέγχου, την ομάδα που εφαρμόστηκε μη ελαστική αυτοκόλλητη ταινία και την ομάδα που εφαρμόστηκε κινησιοταινία. Επίσης, σε πρόσφατη μελέτη ο Dolphin και οι συνεργάτες (2021) εφάρμοσαν ενισχυτική και αναχαιτιστική κινησιο-επίδεση στον τετρακέφαλο. Μετρήθηκε η ΗΜΓ δραστηριότητα πριν και μετά την εφαρμογή της κινησιοταινίας κατά τη διάρκεια ισοκινητικής δοκιμασίας και τα αποτελέσματα έδειξαν μη στατιστικά σημαντικές αλλαγές στην ΗΜΓ δραστηριότητα του τετρακέφαλου ανεξαρτήτως της φοράς εφαρμογής της. Οι

Janwantanakul και Gaogasigam (2005) ομοίως ανέφεραν ότι η κινησιο-επίδεση (ενισχυτική ή αναχαιτιστική) δεν επηρέασε τη μυϊκή δραστηριότητα του έσω και έξω πλατύ κατά το κατέβασμα κλίμακας. Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξε και η μελέτη του Serrão και των συνεργατών (2016), οι οποίοι μελέτησαν την επίδραση της κινησιοταινίας (ενισχυτική, αναχαιτιστική και εικονική επίδεση) στην ΗΜΓ δραστηριότητα του τετρακέφαλου και των οπίσθιων μηριαίων κατά την εκτέλεση του καθίσματος με μπάρα και δεν παρατήρησαν αλλαγές στο μέγεθος του ΗΜΓ σήματος με κανέναν τρόπο επίδεσης.

Η πρόσφατη μελέτη του Pires και των συνεργατών (2020) ανέδειξε παρόμοια αποτελέσματα. Διερευνήθηκαν οι επιδράσεις της κινησιοταινίας στην ένταση του ΗΜΓ σήματος των οσφυϊκών μυών (μήκιστος, λαγονοπλευρικός) σε ασθενείς με χρόνια οσφυαλγία και μετρήθηκε η μέγιστη ισομετρική συστολή με και χωρίς κινησιοταινία. Παρατηρήθηκε ότι η κινησιοταινία δεν άλλαξε την ένταση του ΗΜΓ σήματος όπως επίσης δεν μείωσε την ένταση του πόνου. Σε παλαιότερη μελέτη (Lee & Kim, 2012) αξιολογήθηκαν οι επιδράσεις της κινησιοταινίας στη μυϊκή δραστηριότητα των παρασπονδυλικών εκτεινόντων μυών του κορμού (οσφυϊκός λαγονοπλευρικός, μήκιστος, πολυσχιδής), όπου δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές πριν και μετά την εφαρμογή της κινησιοταινίας. Επίσης, δεν φάνηκε σημαντική διαφορά μεταξύ της πειραματικής ομάδας και της ομάδας ελέγχου, συνεπώς η κινησιοταινία δεν

επηρέασε (ενισχυτικά ή αναχαιτιστικά) τη μυϊκή δραστηριότητα των συγκεκριμένων μυών. Τέλος, σε πρόσφατη μελέτη του Grześkowiak και των συνεργατών (2019) αξιολογήθηκε η επίδραση της κινησιολογίας στην λειτουργία των παρασπονδυλικών μυών σε άτομα με κήλη μεσοσπονδύλιου δίσκου στην οσφυϊκή μοίρα. Η κινησιολογία εφαρμόστηκε χιαστί κατά μήκος των ινών της θωρακο-οσφυϊκής περιτονίας με σκοπό την αύξηση της κινητικότητας και της λειτουργικότητας της οσφυϊκής περιοχής. Το ΗΜΓ σήμα καταγράφηκε για τον πολυσχιδή και το θωρακικό τμήμα του μήκιστου θωρακικού και διαπιστώθηκε ότι η εφαρμογή της κινησιολογίας διάρκειας επτά ημερών δεν άλλαξε τη μυϊκή δραστηριότητα.

Σε αντίθεση με τα παραπάνω ευρήματα, ορισμένες μελέτες αναφέρουν ότι η εφαρμογή της κινησιολογίας μπορεί να αυξήσει τη μυϊκή δραστηριότητα. Ο Csapo και οι συνεργάτες (2012) εφάρμοσαν την κινησιολογία στο γαστροκνήμιο (ενισχυτική εφαρμογή) και διαπίστωσαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του γαστροκνήμιου μόνο σε μία από τις πέντε γωνίες κατά τη μέτρηση της μέγιστης ισομετρικής συστολής. Νωρίτερα, ο Huang και οι συνεργάτες (2011) διαπίστωσαν ότι η ΗΜΓ δραστηριότητα του γαστροκνήμιου αυξήθηκε όταν η κινησιολογία εφαρμόστηκε με αντίθετη φορά, από την κατάφυση προς την έκφυση του μυός. Είναι αξιοσημείωτο ότι οι συγκεκριμένες μελέτες που διαπίστωσαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας δεν έδειξαν συνεπή αποτελέσματα ως προς τη συνιστάμενη μέθοδο εφαρμογής της κινησιολογίας.

Σε πρόσφατη μελέτη ο Groop και οι συνεργάτες (2017) εξέτασαν τη επίδραση της κινησιολογίας στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του στροφικού πετάλου κατά την εκτέλεση διαφόρων λειτουργικών κινήσεων. Παρατήρησαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του υπακάνθιου κατά την έξω στροφή και μείωση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ελάσσονα στρογγύλου και του υπερακάνθιου κατά την κάμψη. Ο Donec και οι συνεργάτες (2012) βρήκαν επίσης σημαντικές βελτιώσεις στη δύναμη λαβής και την ΗΜΓ δραστηριότητα των καμπτήρων και εκτεινόντων του καρπού, ωστόσο αυτό δε συνέβη αμέσως μετά την εφαρμογή της κινησιολογίας αλλά 30 και 60 λεπτά αργότερα. Επιπλέον, ο Dhein και οι συνεργάτες (2017) διερεύνησαν τις άμεσες επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης στην ΗΜΓ δραστηριότητα της μέσης μοίρας του δελτοειδούς, του πρόσθιου οδοντωτού και της άνω μοίρας του τραπεζοειδούς, σε άτομα με σύνδρομο πρόσκρουσης του ώμου, κατά την κάμψη και απαγωγή του ώμου έως 90°. Η αναχαιτιστική μέθοδος εφαρμογής της κινησιολογίας είχε ως αποτέλεσμα τη μείωση της μέγιστης ΗΜΓ δραστηριότητας της άνω μοίρας του τραπεζοειδούς και της μέσης μοίρας του δελτοειδούς κατά την κίνηση της απαγωγής. Τέλος, οι Tobin και Robinson (2000) ανέφεραν ότι η εφαρμογή της κινησιολογίας στον έξω πλατύ μυ με την αναχαιτιστική μέθοδο οδηγεί σε αισθητή μείωση της μυϊκής δραστηριότητας.

Οι αποκλίσεις στη βιβλιογραφία μπορούν να εξηγηθούν από την έλλειψη σαφών φυσιολογικών μηχανισμών με τους οποίους η εφαρμογή της κινησιολογίας και συγκεκριμένα η φορά εφαρμογής της

μπορεί να επηρεάσει την ενεργοποίηση των μυών. Έχουν προταθεί διάφοροι μηχανισμοί συμπεριλαμβανομένων των νευρικών επιδράσεων και των μηχανικών επιδράσεων. Οι νευρικές επιδράσεις πιθανόν να προκύπτουν μέσω της απτικής διέγερσης των δερματικών υποδοχέων ενώ οι μηχανικές από την επίδραση της κινησιότητας στο μήκος των μυών (Cai et al., 2016).

Η διέγερση των δερματικών υποδοχέων είναι ευρέως γνωστό ότι επηρεάζει την ανατακλαστική δραστηριότητα (Jenner & Stephens, 1982). Ωστόσο, η υπόθεση της ενισχυτικής ή αναχαιτιστικής επίδρασης της κινησιο-επίδεσης μέσω της εξωτερικής εφαρμογής αυτοκόλλητων ταινιών, μπορεί να είναι πολύ απλή σε σχέση με την πολυπλοκότητα του νευρομυϊκού συστήματος (Staudenmann et al., 2010).

Η υπόθεση της μεταβολής της μυϊκής ενεργοποίησης μέσω της απτικής δερματικής διέγερσης είχε προταθεί από τους Johansson και Sojka ήδη από το 1985. Οι ίδιοι πρότειναν ότι η διέγερση των δερματικών υποδοχέων θα μπορούσε να διεγείρει τους γ-κινητικούς νευρώνες (απαγωγός πληροφόρηση), οι οποίοι με τη σειρά τους θα μπορούσαν να προκαλέσουν την ενεργοποίηση των προσαγωγών νευρικών (αισθητικών) ινών Ia και εμμέσως των α-κινητικών νευρώνων.

Αρκετές νεότερες μελέτες, που έχουν δείξει αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας μετά την κινησιο-επίδεση σε διάφορες συνθήκες και διαφορετικές παθολογίες (Hsu et al., 2009; Huang et al., 2011; Konishi, 2013), απέδωσαν τα συμπεράσματά τους στη νευροδιαμόρφωση του

κεντρικού νευρικού συστήματος (διέγερση κινητικών νευρώνων) που προωθείται από τη διέγερση των δερματικών μηχανικών υποδοχέων (Yoshida & Kahanov, 2007; Akbas et al., 2011), συμπεριλαμβανομένης της εμπλοκής των προσαγωγών νευρικών ινών Ia (Konishi, 2013).

Οι μηχανικές επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης αναφέρονται επίσης στη βιβλιογραφία ως ένας πιθανός μηχανισμός δράσης. Πιστεύεται ότι η ενίσχυση των μυών μπορεί να επιτευχθεί εφαρμόζοντας την κινησιότητα από την έκφυση προς την κατάφυση έτσι ώστε μέσω της διέγερσης της μυϊκής ατράκτου να προκληθεί το μυοτατικό ανατακλαστικό. Αντίθετα, εφαρμόζοντας την κινησιότητα από την κατάφυση προς την έκφυση η αναχαίτιση μπορεί να επιτευχθεί με την ενεργοποίηση των τενόντιων οργάνων Golgi στο απομακρυσμένο άκρο των μυών (Skirven, Osterman, Fedorczyk, & Amadiol, 2011).

Μία ακόμα υπόθεση για την εξήγηση της ενίσχυσης της δύναμης από την εφαρμογή της κινησιότητας προτείνει τη συνεχή σύγκεντρη έλξη στην περιτονία ώστε να προκληθεί αυξημένη μυϊκή συστολή μειώνοντας την απόσταση μεταξύ της έκφυσης και της κατάφυσης η οποία θα μπορούσε να βελτιστοποιήσει τη σχέση μήκους-δύναμης (μηκο-δυναμική σχέση) του μυός (Myrtos, 2011). Ομοίως, έχει αναφερθεί (Basset, Lingman, & Ellis, 2010) ότι η εφαρμογή της κινησιότητας από την έκφυση στην κατάφυση προκαλεί έκκεντρη έλξη στην υποκείμενη περιτονία η οποία αναχαιτίζει/αναστέλλει τη μυϊκή δραστηριότητα.

Ωστόσο, καθώς οι μελέτες στη βιβλιογραφία αναφέρουν ασυνεπή αποτελέσματα σχετικά με την επίδραση της κινησιολογίας στη διαμόρφωση/ρύθμιση της ΗΜΓ δραστηριότητας, έχει υποτεθεί ότι η απτική δερματική διέγερση που προκαλείται ίσως δεν είναι αρκετή για να προωθήσει αυτή την αλλαγή (στην επιστράτευση των κινητικών μονάδων). Ειδικότερα, η προσαγωγός διέγερση από την επίδεση μπορεί να μην φτάνει το κατώφλι ενεργοποίησης των μυών (επιστράτευση περισσότερων κινητικών μονάδων) (Au et al., 2017).

Αρκετοί είναι οι ερευνητές οι οποίοι στα συμπεράσματά τους εικάζουν ότι το απτικό ερέθισμα μέσω της κινησιολογίας μπορεί να μην είναι αρκετά ισχυρό για να διεγείρει τους μυς (Au et al., 2017; Csapo et al., 2015; Fu et al., 2008). Επίσης, είναι πιθανό η επίδραση να διαφέρει ανάλογα με τον συγκεκριμένο πληθυσμό στον οποίο εφαρμόζεται η κινησιολογία καθώς μπορεί να είναι μικρότερη σε άτομα που δεν έχουν κάποιο μυοσκελετικό τραυματισμό ή δεν νιώθουν πόνο. Σε αρκετές μελέτες οι συμμετέχοντες ήταν υγιείς και σωματικά δραστήριοι νεαροί ενήλικες χωρίς πρόσφατους τραυματισμούς ή αναφορές για πόνο (Dolphin et al., 2021).

Τέλος, πιθανόν να απαιτείται μεγαλύτερη διάρκεια εφαρμογής για την ανίχνευση αλλαγών στη μυϊκή δραστηριότητα. Όπως προτείνεται από τον Kase (2003), η εφαρμογή της θα πρέπει να γίνεται για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα προκειμένου να παρατηρηθούν οι μακροπρόθεσμες επιπτώσεις της χρήσης της. Η διέγερση του δέρματος μέσω της αφής απαιτεί ορισμένο χρονικό διάστημα

για την ομαλοποίηση της σωστής ανατροφοδότησης και την πλήρη κινητική ανίχνευση, (Morrissey, 2000) επομένως η περίοδος εφαρμογής στην παρούσα μελέτη μπορεί να ήταν πολύ μικρή.

5.6. Η επίδραση της κινησιο-επίδεσης στην ταλάντωση του σώματος

Στην παρούσα μελέτη δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές μεταβολές στην ταλάντωση του σώματος όπως μετρήθηκε με βάση την προσθιοπίσθια και πλάγια μετατόπιση και την περιοχή ταλάντωσης του σημείου στο οποίο ήταν τοποθετημένος ο αδρανειακός αισθητήρας. Ωστόσο, παρατηρήθηκε μείωση της προσθιοπίσθιας μετατόπισης του κορμού κατά τη μεταφορά φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, η οποία όμως δεν ήταν στατιστικά σημαντική.

Αρκετές παλαιότερες έρευνες έχουν μελετήσει τις επιδράσεις της κινησιολογίας στον έλεγχο της όρθιας στάσης (Yi, Brunt, Kim, & Fiolkowski, 2003; Bennell & Goldie, 1994). Ο Leanderson και οι συνεργάτες (1996) ανέφεραν ότι η κινησιο-επίδεση στην ποδοκνημική άρθρωση μείωσε την ταλάντωση του σώματος σε άνδρες ποδοσφαιριστές με μονόπλευρη λειτουργική αστάθεια. Ομοίως, στη μελέτη του Rojhani-Shirazi και των συνεργατών (2015) παρατηρήθηκε βελτίωση του ελέγχου της όρθιας στάσης μετά την εφαρμογή κινησιολογίας γύρω από την ποδοκνημική σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο. Επίσης, τα αποτελέσματα παλαιότερης μελέτης (Kim, Choi, Lee, & Park., 2014) έδειξαν ότι η κινησιο-επίδεση που εφαρμόστηκε στους μυς του κορμού

και των άκρων της πάσχουσας πλευράς ασθενών με εγκεφαλικό επεισόδιο βελτίωσε τον έλεγχο της όρθιας στάσης.

Αντιθέτως, οι Gross και Liu (2003) έδειξαν ότι η κινησιο-επίδεση στην ποδοκνημική άρθρωση μπορεί να έχει δυσμενείς επιπτώσεις στον έλεγχο της όρθιας στάσης σε υγιείς ενήλικες κατά την προσγείωση πάνω σε πλατφόρμα δύναμης, επειδή η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους αυξήθηκε μετά την κινησιο-επίδεση. Επίσης, οι Bennell και Goldie (1994) έδειξαν ότι υγιή νεαρά άτομα με κινησιο-επίδεση στην ποδοκνημική ήταν λιγότερο σταθερά κατά την μονοποδική στήριξη σε σύγκριση με την ομάδα χωρίς κινησιοταινία.

Η προτεινόμενη εξήγηση, που αναφέρεται στη βιβλιογραφία, για τη βελτίωση του ελέγχου της όρθιας στάσης με την εφαρμογή κινησιοταινίας είναι η πιθανώς ενισχυμένη ιδιοδεκτικότητα της περιοχής στην οποία εφαρμόζεται. Συγκεκριμένα, η πρώτη μελέτη πραγματοποιήθηκε το 2001 από τους Murray και Husk και έδειξε θετική επίδραση της κινησιοταινίας στην ιδιοδεκτικότητα της ποδοκνημικής σε υγιή άτομα.

Ωστόσο, ο μηχανισμός με τον οποίο η κινησιοταινία βελτιώνει την ιδιοδεκτικότητα δεν είναι ακόμη κατανοητός. Ορισμένοι ερευνητές έχουν υποθέσει ότι η συνεχής εφαρμοζόμενη πίεση και διάταση του δέρματος λόγω της εφαρμογής της κινησιοταινίας μπορεί να διεγείρει τους δερματικούς μηχανοϋποδοχείς παρέχοντας πληροφορίες στο κεντρικό νευρικό σύστημα για την κίνηση ή τη θέση της άρθρωσης (Seo et al., 2016; Lohrer, Alt, & Gollhofer, 1999; Riemann & Lephart, 2002).

Ειδικότερα, ο μηχανισμός αυτός θα πρέπει να σχετίζεται με την αύξηση των προσαγωγών πληροφοριών λόγω της διέγερσης των δερματικών υποδοχέων και πιο συγκεκριμένα των σωματίων Ruffini. Τα σωματίδια Ruffini είναι μηχανοϋποδοχείς τύπου 2 βραδείας προσαρμογής, σε σχήμα ατράκτου και βρίσκονται στο συνδετικό ιστό του δέρματος. Είναι, με αυτόν τον τρόπο, παρόμοια με τα τενόντια όργανα Golgi στους μυς. Η επαφή τους με τον συνδετικό ιστό τα καθιστά ιδιαίτερα ευαίσθητα στη διάταση του δέρματος (Johnson, 2001).

Ο Strzalkowski και οι συνεργάτες σε πρόσφατη μελέτη (2015) έδειξαν ότι η ιδιοδεκτική ικανότητα μπορεί να επηρεαστεί από τις μηχανικές ιδιότητες των επιφανειακών ιστών στους οποίους βρίσκονται οι δερματικοί μηχανοϋποδοχείς, οι οποίοι είναι υπεύθυνοι για την αίσθηση της αφής και της διάτασης του δέρματος.

Ωστόσο, αρκετές μελέτες αμφισβητούν την ενίσχυση της ιδιοδεκτικότητας που προκαλείται από την κινησιοταινία. Ο Halseth και οι συνεργάτες (2004) πραγματοποίησαν μια έρευνα με σκοπό να προσδιορίσουν εάν η κινησιοταινία που εφαρμόζεται στο πρόσθιο και πλάγιο τμήμα της ποδοκνημικής ενισχύει την ιδιοδεκτικότητά της καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι δεν υπήρξε καμία επίδραση αυτής της παρέμβασης στην αίσθηση της θέσης της άρθρωσης. Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και άλλοι ερευνητές (Torres, Trindade, & Gonçalves, 2016; Callaghan, Selfe, Bagley, & Oldham, 2002) οι οποίοι μελέτησαν την επίδραση της κινησιο-επίδεσης του τετρακέφαλου στην

ιδιοδεκτικότητα του γόνατος και δεν παρατήρησαν σημαντικές διαφορές στην αξιολόγηση που έγινε πριν και μετά την παρέμβαση.

Έτσι, στην παρούσα μελέτη θα μπορούσαμε να ισχυριστούμε ότι η κινησιολογία μπορεί να επηρεάσει τη δερματική ανατροφοδότηση στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης και να ενισχύσει τις ιδιοδεκτικότητες προκαλώντας μικρή μείωση της ταλάντωσης του σώματος. Ωστόσο, τα συνολικά αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι η απτική διέγερση από την κινησιολογία ίσως δεν ήταν αρκετή για να βελτιώσει την ιδιοδεκτικότητα και κατ' επέκταση την ταλάντωση του σώματος, γεγονός που μπορεί να οφείλεται στη βραχυπρόθεσμη εφαρμογή και αξιολόγηση ή στη μέθοδο επίδεσης που χρησιμοποιήθηκε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ VI

Συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να εξετάσει την επίδραση της μεταφοράς βάρους στην ΗΜΓ δραστηριότητα των μυών του κορμού και την ταλάντωσή του με και χωρίς κινησιο-επίδεση κατά τη βάδιση σε επίπεδη και επικλινή επιφάνεια. Τα αποτελέσματα έδειξαν αύξηση της ΗΜΓ δραστηριότητας του ορθωτήρα της ΣΣ αλλά και της ταλάντωσης με τη σταδιακή αύξηση της κλίσης του εδάφους ανεξάρτητα από τη μεταφορά ή όχι βάρους. Ομοίως, η προσθήκη του φορτίου είτε στην πρόσθια είτε στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού μετέβαλε την ΗΜΓ δραστηριότητα των υπό εξέταση μυών και την ταλάντωση του κορμού ως προς την προσθιοπίσθια μετατόπιση. Αντιθέτως, η κινησιο-επίδεση φάνηκε να μην επηρεάζει την ενεργοποίηση των μυών ανεξάρτητα από τη μεταφορά ή όχι βάρους. Τέλος, με την εφαρμογή της κινησιο-επίδεσης παρατηρήθηκε μια βελτίωση της ταλάντωσης του κορμού ως προς την προσθιοπίσθια μετατόπιση κατά τη μεταφορά του φορτίου στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού, η οποία όμως δεν ήταν στατιστικά σημαντική.

Ωστόσο, αυτή η παρατήρηση θα μπορούσε να είναι κλινικά σημαντική καθώς η μικρότερη ταλάντωση του κορμού συνεπάγεται μεγαλύτερη σταθερότητα και πιθανή αποφυγή πτώσεων. Συνεπώς, χρειάζεται περαιτέρω έρευνα γύρω από τις επιδράσεις της κινησιο-επίδεσης σε καθημερινές λειτουργικές δραστηριότητες προκειμένου αυτή η θεραπευτική μέθοδος να έχει ευρεία εφαρμογή. Μελλοντικές μελέτες θα μπορούσαν να πραγματοποιηθούν σε διαφορετικές πληθυσμιακές ομάδες,

με διαφορετικούς τρόπους μεταφοράς φορτίων, σε διαφορετικές κλίσεις της επιφάνειας βάδισης ή ακόμη και με ταχύτητες βάδισης προσαρμοσμένες στις κλίσεις.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Adams, M. A., & Hutton, W. C. (1983). The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine*, 8(6), 665–671.
<https://doi.org/10.1097/00007632-198309000-00013>
- Akbari, M., Ahmadi, M., Pahnabi, G. (2017). Effects of Kinesiotaping on postural control of the healthy adults after lumbar muscle fatigue. *Journal of Clinical Physiotherapy Research*, 2(1), 43-47.
<https://doi.org/10.22037/jcpr.2017.07>
- Akbaş, E., Atay, A. O., & Yüksel, I. (2011). The effects of additional kinesio taping over exercise in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 45(5), 335–341.
<https://doi.org/10.3944/AOTT.2011.2403>
- Alexander, C. M., McMullan, M., & Harrison, P. J. (2008). What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Manual Therapy*, 13(1), 57–62.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2006.08.003>
- Al-Khabbaz, Y. S., Shimada, T., & Hasegawa, M. (2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture*, 28(2), 297–302.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.002>
- Álvarez-Álvarez, S., José, F. G., Rodríguez-Fernández, A. L., Güeita-Rodríguez, J., & Waller, B. J. (2014). Effects of Kinesio® Tape in low back muscle fatigue: randomized, controlled, doubled-blinded clinical trial on healthy subjects. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(2), 203–212.
<https://doi.org/10.3233/BMR-130437>
- Anderson, A. M., Meador, K. A., McClure, L. R., Makrozahopoulos, D., Brooks, D. J., & Mirka, G. A. (2007). A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics*, 50(12), 2104–2117.
<https://doi.org/10.1080/00140130701450195>
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D., & Galante, J. O. (1980). A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone Joint Surgery. American volume*, 62(5), 749–757.

- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527–1537.
<https://doi.org/10.1080/00140130600757237>
- Au, I., Fan, P., Lee, W. Y., Leong, M. W., Tang, O. Y., An, W. W., & Cheung, R. T. (2017). Effects of Kinesio tape in individuals with lateral epicondylitis: A deceptive crossover trial. *Physiotherapy Theory and Practice*, 33(12), 914–919.
<https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1359871>
- Aytar, A., Ozunlu, N., Surenkok, O., Baltacı, G., Oztop, P., & Karatas, M. (2011). Initial effects of kinesio® taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinetics and Exercise Science*, 19(2), 135–142.
<https://doi.org/10.3233/ies-2011-0413>
- Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936–942.
<https://doi.org/10.1093/ajcn/36.5.936>
- Barrett, E., McCreesh, K., & Lewis, J. (2013). Intrarater and interrater reliability of the flexicurve index, flexicurve angle, and manual inclinometer for the measurement of thoracic kyphosis. *Rehabilitation Research and Practice*.
<https://doi.org/10.1155/2013/475870>
- Basset, K.T., Lingman, S.A., Ellis, R.F. (2010). The use and treatment efficacy of kinaesthetic taping for musculoskeletal conditions: a systematic review. *New Zealand Journal of Physiotherapy*, 38 (2), 56-62.
- Basu, B., Dutta, K., Banerjee, S., Banerjee, K., & Sen D. (2016). Effect of Magnitude of Backpack Load and Duration of Carriage on Pulmonary Function Parameters among Urban Young Adults of West Bengal, India: An Ergonomic Study. *Ergonomics*, 6(5).
<https://doi.org/10.4172/2165-7556.1000175>
- Bennell, K., Khan, K., & McKay, H. (2000). The role of physiotherapy in the prevention and treatment of Osteoporosis. *Manual Therapy*, 5(4), 198–213.
<https://doi.org/10.1054/math.2000.0369>

- Bennell, K. L., & Goldie, P. A. (1994). The differential effects of external ankle support on postural control. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 20(6), 287–295.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1994.20.6.287>
- Bhambhani, Y., Buckley, S., & Maikala, R. (1997). Physiological and biomechanical responses during treadmill walking with graded loads. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76(6), 544–551.
<https://doi.org/10.1007/s004210050288>
- Birrell, S. A., & Haslam, R. A. (2009). The effect of military load carriage on 3-D lower limb kinematics and spatiotemporal parameters. *Ergonomics*, 52(10), 1298–1304.
<https://doi.org/10.1080/00140130903003115>
- Bloom, D. & Woodhull-McNeal, A.P. (1987). Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack. *Ergonomics*, 30, 1425–1430.
<https://doi.org/10.1080/00140138708966036>
- Bobet, J., & Norman, R. W. (1984). Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 53(1), 71–75.
<https://doi.org/10.1007/BF00964693>
- Boobphachart, D., Manimmanakorn, N., Manimmanakorn, A., Thuwakum, W., & Hamlin, M. J. (2017). Effects of elastic taping, non-elastic taping and static stretching on recovery after intensive eccentric exercise. *Research in Sports Medicine (Print)*, 25(2), 181–190.
<https://doi.org/10.1080/15438627.2017.1282360>
- Borg G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377–381.
- Borghols, E. A., Dresen, M. H., & Hollander, A. P. (1978). Influence of heavy weight carrying on the cardiorespiratory system during exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 38(3), 161–169.
<https://doi.org/10.1007/BF00430074>
- Brackley, H. M., & Stevenson, J. M. (2004). Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. *Spine*, 29(19), 2184–2190.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000141183.20124.a9>

- Briem, K., Eythörsdóttir, H., Magnúsdóttir, R. G., Pálmarsson, R., Rúnarsdóttir, T., & Sveinsson, T. (2011). Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 41(5), 328–335.
<https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3501>
- Bunnell W. P. (1984). An objective criterion for scoliosis screening. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 66(9), 1381–1387.
- Burns, M. L., Kaleps, I., & Kazarian, L. E. (1984). Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to a uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin-solid models-Part I. *Human Intervertebral Joints. Journal of biomechanics*, 17(2), 113–130.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90129-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90129-5)
- Cai, C., Au, I. P., An, W., & Cheung, R. T. (2016). Facilitatory and inhibitory effects of Kinesio tape: Fact or fad? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(2), 109–112.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.01.010>
- Callaghan, M. J., Selfe, J., Bagley, P. J., & Oldham, J. A. (2002). The effects of patellar taping on knee joint proprioception. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 19–24.
- Callaghan, M. J., Selfe, J., McHenry, A., & Oldham, J. A. (2008). Effects of patellar taping on knee joint proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome. *Manual Therapy*, 13(3), 192–199.
<https://doi.org/10.1016/j.math.2006.11.004>
- Carlson, C. D., McLean, S. P. & Smith, J. (2016). Effects of kinesio taping® on muscular motor unit recruitment in the quadriceps in healthy individuals. *International Journal of Exercise Science: Conference Proceedings: Vol. 2: Iss. 8, Article 66.*
- Castro-Sánchez, A. M., Lara-Palomo, I. C., Matarán-Peñarrocha, G. A., Fernández-Sánchez, M., Sánchez-Labraca, N., & Arroyo-Morales, M. (2012). Kinesio Taping reduces disability and pain slightly in chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 58(2), 89–95.
[https://doi.org/10.1016/S1836-9553\(12\)70088-7](https://doi.org/10.1016/S1836-9553(12)70088-7)

- Chang, H. Y., Chou, K. Y., Lin, J. J., Lin, C. F., & Wang, C. H. (2010). Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11(4), 122–127.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.007>
- Chang, H. Y., Wang, C. H., Chou, K. Y., & Cheng, S. C. (2012). Could forearm kinesiotaping improve strength, force sense, and pain in baseball pitchers with medial epicondylitis? *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 22(4), 327–333.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318254d7cd>
- Chen, C., Lou, M. (2008). Effects of the application of Kinesio-tape and traditional tape on motor perception. *British Journal of Sports Medicine*, (42), 513–514.
- Chen, F. C., & Tsai, C. L. (2015). The mechanisms of the effect of light finger touch on postural control. *Neuroscience letters*, 605, 69–73.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2015.08.016>
- Chow, D. H., Kwok, M. L., Au-Yang, A. C., Holmes, A. D., Cheng, J. C., Yao, F. Y., & Wong, M. S. (2005). The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics*, 48(6), 642–656.
<https://doi.org/10.1080/00140130500070921>
- Chow, D. H., Leung, K. T., & Holmes, A. D. (2007). Changes in spinal curvature and proprioception of schoolboys carrying different weights of backpack. *Ergonomics*, 50(12), 2148–2156.
<https://doi.org/10.1080/00140130701459832>
- Chow, D. H., Li, M. F., Lai, A., & Pope, M. H. (2011). Effect of load carriage on spinal compression. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(3), 219–223.
<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.03.001>
- Chung, M. K., Lee, Y. J., Lee, I., & Choi, K. I. (2005). Physiological workload evaluation of carrying soft drink beverage boxes on the back. *Applied Ergonomics*, 36(5), 569–574.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2005.02.003>
- Cook, T. M., & Neumann, D. A. (1987). The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by men and women. *Ergonomics*, 30(10), 1413–1423.
<https://doi.org/10.1080/00140138708966035>

- Conrad, B., Benecke, R., Carnehl, J., Höhne, J., & Meinck, H. M. (1983). Pathophysiological aspects of human locomotion. *Advances in Neurology*, 39, 717–726.
- Cooper, J., Quanbury, A., Grahame, R., & Dubo, H. (1989). Trunk kinematics and trunk muscle EMG activity during five functional locomotor types. *Canadian Journal of Occupational Therapy*, 56(3), 120–127.
<https://doi.org/10.1177/000841748905600305>
- Cromwell R. L. (2003). Movement strategies for head stabilization during incline walking. *Gait & Posture*, 17(3), 246–253.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00094-2](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00094-2)
- Csapo, R., & Alegre, L. M. (2015). Effects of kinesio(®) taping on skeletal muscle strength-A meta-analysis of current evidence. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(4), 450–456.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.06.014>
- Csapo, R., Herceg, M., Alegre, L. M., Crevenna, R., & Pieber, K. (2012). Do kinaesthetic tapes affect plantarflexor muscle performance? *Journal of Sports Sciences*, 30(14), 1513–1519.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2012.712713>
- Dang, Q. K., Seo, H. G., Pham, D. D., & Chee, Y. (2019). Wearable sensor based stooped posture estimation in simulated Parkinson's disease gaits. *Sensors* (Basel, Switzerland), 19(2), 223.
<https://doi.org/10.3390/s19020223>
- Devroey, C., Jonkers, I., de Becker, A., Lenaerts, G., & Spaepen, A. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*, 50(5), 728–742.
<https://doi.org/10.1080/00140130701194850>
- Dhein, W., Torre, M. L., & Loss, and J. F. (2017). Effect of kinesio taping in myoelectric activity in patients with shoulder impingement. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 1–7.
<https://doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2017.15.489>
- Diedrich, F. J., & Warren, W. H. (1998). The dynamics of gait transitions: effects of grade and load. *Journal of Motor Behavior*, 30(1), 60–78.
<https://doi.org/10.1080/00222899809601323>

- Dolphin, M., Brooks, G., Calancie, B., & Rufa, A. (2021). Does the direction of kinesiology tape application influence muscle activation in asymptomatic individuals? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 16(1), 135–144. <https://doi.org/10.26603/001c.18799>
- Dominelli, P. B., Guenette, J. A., Wilkie, S. S., Foster, G. E., & Sheel, A. W. (2011). Determinants of expiratory flow limitation in healthy women during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1666–1674. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318214679d>
- Donec, V., Varžaitytė, L., & Kriščiūnas, A. (2012). The effect of kinesio taping on maximal grip force and key pinch force. *Polish Annals of Medicine*, 19(2), 98–105. [doi:10.1016/j.poamed.2012.08.000](https://doi.org/10.1016/j.poamed.2012.08.000)
- Egan, D. A., Cole, J., & Twomey, L. (1999). An alternative method for the measurement of pelvic skeletal asymmetry (PSA) using an asymmetry ratio (AR). *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 7(1), 11–19. <https://doi.org/10.1179/106698199790811889>
- El-Abd, A. M., Ibrahim, A. R., & El-Hafez, H. M. (2017). Efficacy of kinesio taping versus postural correction exercises on pain intensity and axioscapular muscles activation in mechanical neck dysfunction: a randomized blinded clinical trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(10), 1311–1317. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06522-1>
- Elfving, B., Dederig, A., & Németh, G. (2003). Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 619–630. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(03\)00095-0](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(03)00095-0)
- Falls, H. B., & Humphrey, L. D. (1976). Energy cost of running and walking in young women. *Medicine and Science in Sports*, 8(1), 9–13.
- Filaire, M., Vacheron, J. J., Vanneuville, G., Poumarat, G., Garcier, J. M., Harouna, Y., Guillot, M., Terver, S., Toumi, H., & Thierry, C. (2001). Influence of the mode of load carriage on the static posture of the pelvic girdle and the thoracic and lumbar spine in vivo. *Surgical and Radiologic Anatomy: SRA*, 23(1), 27–31. <https://doi.org/10.1007/s00276-001-0027-9>

- Fiolkowski, P., Horodyski, M., Bishop, M., Williams, M., & Stylianou, L. (2006). Changes in gait kinematics and posture with the use of a front pack. *Ergonomics*, 49(9), 885–894. <https://doi.org/10.1080/00140130600667444>
- Firth, B. L., Dingley, P., Davies, E. R., Lewis, J. S., & Alexander, C. M. (2010). The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with Achilles tendinopathy. *Clinical journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 20(6), 416–421. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181f479b0>
- Forczek, W., & Staszkievicz, R. (2012). Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(4), 113–119.
- Franz, J. R., & Kram, R. (2012). The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait & Posture*, 35(1), 143–147. <https://doi.org/10.1016/j.gaitp.ost.2011.08.025>
- Fu, T. C., Wong, A. M., Pei, Y. C., Wu, K. P., Chou, S. W., & Lin, Y. C. (2008). Effect of kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(2), 198–201. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.02.011>
- Gak, H. B., Lee, J. H., & Kim, H. D. (2013). Efficacy of kinesiology taping for recovery of dominant upper back pain in female sedentary worker having a rounded shoulder posture. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 21(6), 607–612. <https://doi.org/10.3233/THC-130753>
- Gilleard W. L. (2013). Trunk motion and gait characteristics of pregnant women when walking: report of a longitudinal study with a control group. *BMC Pregnancy and Childbirth*, 13, (71). <https://doi.org/10.1186/1471-2393-13-71>
- Gillet, C., Foissac, M., Leteneur, S., P., Barbier F. (2006) Influence of a new backpack design on kinematics and dynamics of walking. In: Moritz E.F., Haake S. (eds) *The Engineering of Sport* (6). New York, NY: Springer. https://doi.org/10.1007/978-0-387-45951-6_66
- Goh, J. H., Thambyah, A., & Bose, K. (1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(1 Suppl 1), 26–31. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(97\)00071-5](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(97)00071-5)

- Gottschall, J. S., & Nichols, T. R. (2011). Neuromuscular strategies for the transitions between level and hill surfaces during walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 366(1570), 1565–1579. <https://doi.org/10.1098/rstb.2010.0355>
- Graham, S., Alexander, M., Leiter, J., Glazebrook, C., Langdon, D. T. (2018). Comparison of the spinal loads produced by carrying a backpack and carrying a person piggyback: crossfit training. *International Journal of Kinesiology & Sports Science*, 6(4), 25-37. <http://dx.doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.6n.4p.25>
- Greig, A. M., Bennell, K. L., Briggs, A. M., & Hodges, P. W. (2008). Postural taping decreases thoracic kyphosis but does not influence trunk muscle electromyographic activity or balance in women with osteoporosis. *Manual Therapy*, 13(3), 249–257. <https://doi.org/10.1016/j.math.2007.01.011>
- Griffin, T. M., Roberts, T. J., & Kram, R. (2003). Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md: 1985)*, 95(1), 172–183. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00944.2002>
- Grimmer, K., Dansie, B., Milanese, S., Pirunsan, U., & Trott, P. (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 3 (10). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-3-10>
- Grimmer, K., Williams, M., & Gill, T. (1999). The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*, 24(21), 2262–2267. <https://doi.org/10.1097/00007632-199911010-00015>
- Groop, K., Sanzo, P., & Zerpa, C. (2017). The effect of kinesiotaping compared to no tape on surface emg activity of the shoulder muscles during overhead functional movements. *35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports*, Cologne, Germany.
- Gross, M. T., & Liu, H. Y. (2003). The role of ankle bracing for prevention of ankle sprain injuries. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(10), 572–577. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.572>

- Grześkowiak, M., Krawiecki, Z., Łabędź, W., Kaczmarczyk, J., Lewandowski, J., & Łochyński, D. (2019). Short-term effects of kinesio taping® on electromyographic characteristics of paraspinal muscles, pain, and disability in patients with lumbar disk herniation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(5), 402–412.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0086>
- Haghighi, F. M., Rezaei, K., Etminan, Z., Lari, H. (2019). Comparison of the efficiency of two taping techniques in reducing thoracic kyphosis among girls aged 18-30 years. *Journal of Rehabilitation Sciences and Research*, 6, 41-46.
<https://dx.doi.org/10.30476/jrsr.2019.44738>
- Hajibashi, A., Amiri, A., Sarrafzadeh, J., Maroufi, N., Jalaei, S. (2014). Effect of Kinesiotaping and stretching exercise on forward shoulder angle in females with rounded shoulder posture. *Journal of Rehabilitation Sciences and Research*, 1, 78-83.
<https://dx.doi.org/10.30476/jrsr.2014.41060>
- Halseth, T., McChesney, J. W., Debeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(1), 1–7.
- Hamill, J., & Knutzen, K. (1995). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Philadelphia: Williams & Wilkins.
- Han, J. T., Lee, J. H., & Yoon, C. H. (2015). The mechanical effect of kinesiology tape on rounded shoulder posture in seated male workers: a single-blinded randomized controlled pilot study. *Physiotherapy Theory and Practice*, 31(2), 120–125.
<https://doi.org/10.3109/09593985.2014.960054>
- Hardie, R., Haskew, R., Harris, J., & Hughes, G. (2015). The Effects of bag style on muscle activity of the trapezius, erector spinae and latissimus dorsi during walking in female university students. *Journal of Human Kinetics*, 45(1), 39–47.
<https://doi:10.1515/hukin-2015-0005>
- Harman, E. A., Frykman, P. N., Knapik, J. J., & Han, K. H. (1994). Backpack vs front-back: differential effects of load on walking posture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, S140.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199405001-00787>
- Harman, E., Han, K., Frykman, P., Pandorf, C. (2000). The effects of backpack weight on the biomechanics of load carriage (Trans: Division MP). *Army Technical Report T00-17*. U.S. Army Research Institute of Environmental Medicine, Natick, MA, USA.

- Haselgrove, C., Straker, L., Smith, A., O'Sullivan, P., Perry, M., & Sloan, N. (2008). Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are associated with spinal pain in adolescents: an observational study. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 54(3), 193–200.
[https://doi.org/10.1016/s0004-9514\(08\)70026-6](https://doi.org/10.1016/s0004-9514(08)70026-6)
- Hazar Kanik, Z., Citaker, S., Yilmaz Demirtas, C., Celik Bukan, N., Celik, B., & Gunaydin, G. (2019). Effects of kinesio taping on the relief of delayed onset muscle soreness: A randomized, placebo-controlled trial. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1–6.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0040>
- Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2009). Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. *Gait & Posture*, 30(1), 115–117.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.015>
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640–2650.
<https://doi.org/10.1097/00007632-199611150-00014>
- Hong, Y., & Brueggemann, G. P. (2000). Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait & Posture*, 11(3), 254–259.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00055-2](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00055-2)
- Hong, Y., & Cheung, C. K. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait & Posture*, 17(1), 28–33.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00050-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00050-4)
- Hong, Y., Li, J. X., & Fong, D. T. (2008). Effect of prolonged walking with backpack loads on trunk muscle activity and fatigue in children. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(6), 990–996.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.06.013>
- Hong, Y., Li, J. X., Wong, A. S., & Robinson, P. D. (2000). Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. *Ergonomics*, 43(6), 717–727.
<https://doi.org/10.1080/001401300404698>
- Host H. H. (1995). Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Physical Therapy*, 75(9), 803–812.
<https://doi.org/10.1093/ptj/75.9.803>

- Howatson, G., Hoad, M., Goodall, S., Tallent, J., Bell, P. G., French, D.N. (2012). Exercise-induced muscle damage is reduced in resistance-trained males by branched chain amino acids: a randomized, double-blind, placebo controlled study. *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, 9(20).
- Hsiao, H., & Simeonov, P. (2001). Preventing falls from roofs: a critical review. *Ergonomics*, 44(5), 537–561. <https://doi.org/10.1080/00140130110034480>
- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., Wang, W. T., & Shih, Y. F. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), 1092–1099. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.11.003>
- Huang, C. Y., Hsieh, T. H., Lu, S. C., & Su, F. C. (2011). Effect of the kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. *Biomedical Engineering online*, 10, 70. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-70>
- Iatridis, J. C., & Gwynn, I. (2004). Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*, 37(8), 1165–1175. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.12.026>
- Janwantanakul, P., & Gaogasigam, C. (2005). Vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscle activity during the application of inhibition and facilitation taping techniques. *Clinical Rehabilitation*, 19(1), 12–19. <https://doi.org/10.1191/0269215505cr834oa>
- Jenner, J. R., & Stephens, J. A. (1982). Cutaneous reflex responses and their central nervous pathways studied in man. *The Journal of Physiology*, 333, 405–419. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014461>
- Jensen, R. K., Doucet, S., & Treitz, T. (1996). Changes in segment mass and mass distribution during pregnancy. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 251–256. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00042-9](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00042-9)
- Johansson, H., & Sojka, P. (1985). Actions on gamma-motoneurons elicited by electrical stimulation of cutaneous afferent fibres in the hind limb of the cat. *The Journal of Physiology*, 366, 343–363. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1985.sp015802>

- Johnson K. O. (2001). The roles and functions of cutaneous mechanoreceptors. *Current Opinion in Neurobiology*, 11(4), 455–461. [https://doi.org/10.1016/s0959-4388\(00\)00234-8](https://doi.org/10.1016/s0959-4388(00)00234-8)
- Jørgensen, K., & Nicolaisen, T. (1987). Trunk extensor endurance: determination and relation to low-back trouble. *Ergonomics*, 30(2), 259–267. <https://doi.org/10.1080/00140138708969704>
- Joseph, J., & Watson, R. (1967). Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 49(4), 774–780. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.49B4.774>
- Joseph, S., & Sengupta, A. (2014). Effect of backpack carriage position on physiological cost and subjective responses of university students. *Proceedings of the 5th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics AHFE 2014*, Kraków, Poland
- Kachanathu, S. J., Alenazi, A. M., Seif, H. E., Hafez, A. R., & Alroumim, M. A. (2014). Comparison between kinesio taping and a traditional physical therapy program in treatment of nonspecific low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(8), 1185–1188. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1185>
- Kang, J., Chaloupka, E. C., Mastrangelo, M. A., & Hoffman, J. R. (2002). Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 503–508. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0583-7>
- Karimi, M. T. (2016). Effect of brace on kyphosis curve management: A review of literature. *Health Rehabilitation*, 1(1), 1-4.
- Kim, J., Kim, S., & Lee, J. (2016). Longer application of kinesio taping would be beneficial for exercise-induced muscle damage. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 12(5), 456–462. <https://doi.org/10.12965/jer.1632702.351>
- Kase, K. (2003). Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Methods.
- Kase, K. (2005). *Illustrated Kinesio taping*. Tokyo: Ken Nikai, Company Limited.
- Kase, K., Wallis, J., Kase, T. (2003). Clinical therapeutic application of the taping method (39–42) (3rd ed). Boston, MA, USA: Kinesio Taping Association.

- Kaya, E., Zinnuroglu, M., & Tugcu, I. (2011). Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology*, 30(2), 201–207.
<https://doi.org/10.1007/s10067-010-1475-6>
- Kim, M. H., Yi, C. H., Kwon, O. Y., Cho, S. H., & Yoo, W. G. (2008). Changes in neck muscle electromyography and forward head posture of children when carrying schoolbags. *Ergonomics*, 51(6), 890–901.
<https://doi.org/10.1080/00140130701852747>
- Kim, W. I., Choi, Y. K., Lee, J. H., & Park, Y. H. (2014). The effect of muscle facilitation using kinesio taping on walking and balance of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(11), 1831–1834.
<https://doi.org/10.1589/jpts.26.1831>
- Kinoshita, H. (1985). Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics*, 28(9), 1347–1362.
- Kirk, J., & Schneider, D. A. (1992). Physiological and perceptual responses to load-carrying in female subjects using internal and external frame backpacks. *Ergonomics*, 35(4), 445–455.
<https://doi.org/10.1080/00140139208967825>
- Knapik, J., Harman, E., & Reynolds, K. (1996). Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied Ergonomics*, 27(3), 207–216.
[https://doi.org/10.1016/0003-6870\(96\)00013-0](https://doi.org/10.1016/0003-6870(96)00013-0)
- Knapik, J., Reynolds, K., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military Medicine*, 169(1), 45–56.
<https://doi.org/10.7205/milmed.169.1.45>
- Knapik, J., Reynolds, K., Santee, W. R., & Friedl, K. (2012). Load carriage in military operations: a review of historical, physiological, biomechanical and medical aspects. *Military Quantitative Physiology: Problems and Concepts in Military Operational Medicine Office of the Surgeon General and the Borden Institute, Ft Detrick, MD*, 303–37.
- Kneeshaw, D. (2002). Shoulder taping in the clinical setting. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 6(1), 2–8.
<https://doi.org/10.1054/jbmt.2001.0233>
- Konishi Y. (2013). Tactile stimulation with kinesiology tape alleviates muscle weakness attributable to attenuation of Ia afferents. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(1), 45–48.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.04.007>

- Korovessis, P., Koureas, G., Zacharatos, S., & Papazisis, Z. (2005). Backpacks, back pain, sagittal spinal curves and trunk alignment in adolescents: a logistic and multinomial logistic analysis. *Spine*, 30(2), 247–255.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000150505.59690.1b>
- LaFiandra, M., Wagenaar, R. C., Holt, K. G., & Obusek, J. P. (2003). How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *Journal of Biomechanics*, 36(1), 87–95.
[https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(02\)00243-9](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(02)00243-9)
- Lange, G. W., Hintermeister, R. A., Schlegel, T., Dillman, C. J., & Steadman, J. R. (1996). Electromyographic and kinematic analysis of graded treadmill walking and the implications for knee rehabilitation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23(5), 294–301.
<https://doi.org/10.2519/jospt.1996.23.5.294>
- Leanderson, J., Ekstam, S., & Salomonsson, C. (1996). Taping of the ankle-the effect on postural sway during perturbation, before and after a training session. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 4(1), 53–56.
<https://doi.org/10.1007/BF01565999>
- Lee, H. S., Shim, J. S., Lee, S. T., Kim, M., & Ryu, J. S. (2014). Facilitating effects of fast and slope walking on paraspinal muscles. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(4), 514–522.
<https://doi.org/10.5535/arm.2014.38.4.514>
- Lee, M. H., & Kim, S. Y. (2012). The immediate effects of kinesio taping on the maximal power and muscle activity of erector spinae in normal subjects. *International Journal of Contents*, 8(4), 70-73.
<http://dx.doi.org/10.5392/IJoC.2012.8.4.070>
- Lee, M. H., Lee, C. R., Park, J. S., Lee, S. Y., Jeong, T. G., Son, G. S., Lee, Y. J., Kim, C. E., & Kim, Y. K. (2011). Influence of kinesio taping on the motor neuron conduction velocity. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(2), 313–315.
<https://doi.org/10.1589/jpts.23.313>
- Lee, N. H., Jung, H. C., Ok, G., & Lee, S. (2017). Acute effects of Kinesio taping on muscle function and self-perceived fatigue level in healthy adults. *European Journal of Sport Science*, 17(6), 757–764.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2017.1294621>
- Legg S. J. (1985). Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics*, 28(1), 197–212.
<https://doi.org/10.1080/00140138508963128>

- Legg, S. J., & Cruz, C. O. (2004). Effect of single and double strap backpacks on lung function. *Ergonomics*, 47(3), 318–323.
<https://doi.org/10.1080/0014013032000157878>
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (1999). Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Experimental Brain Research*, 126(3), 359–368.
<https://doi.org/10.1007/s002210050743>
- Leroux, A., Fung, J., & Barbeau, H. (2002). Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture*, 15(1), 64–74.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00181-3](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00181-3)
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2010). Clinical measurement of the thoracic kyphosis. A study of the intra-rater reliability in subjects with and without shoulder pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 39.
<https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-39>
- Li, J. X., & Hong, Y. (2004). Age Difference in trunk kinematics during walking with different backpack weights in 6- to 12-year-old children. *Research in Sports Medicine*, 12(2), 135–142
<https://doi.org/10.1080/15438620490460486>
- Li, J. X., Hong, Y., & Robinson, P. D. (2003). The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1-2), 35–43.
<https://doi.org/10.1007/s00421-003-0848-9>
- Li, S., Chan, O., Ng, T. Y., Kam, L. H., Ng, C. Y., Chung, W. C., & Chow, D. (2019). Effects of backpack and double pack loads on postural stability. *Ergonomics*, 62(4), 537–547.
<https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1552764>
- Liew, B., Morris, S., & Netto, K. (2016). The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: a systematic review and preliminary meta-analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 614–629.
<https://doi.org/10.1123/jab.2015-0339>
- Lin, D., Nussbaum, M.A., Seol, H., Singh, N.B., Madigan, M.L., & Wojcik, L.A. (2009). Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. *European Journal of Applied Physiology*, 106(3), 425–434.
<https://doi.org/10.1007/s00421-009-1026-5>

- Lin, J. J., Hung, C. J., & Yang, P. L. (2011). The effects of scapular taping on electromyographic muscle activity and proprioception feedback in healthy shoulders. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 29(1), 53–57. <https://doi.org/10.1002/jor.21146>
- Lins, C. A., Neto, F. L., Amorim, A. B., Macedo, L., & Brasileiro, J. S. (2013). Kinesio taping(®) does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: randomized, blind, controlled, clinical trial. *Manual Therapy*, 18(1), 41–45. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.06.009>
- Lloyd, R., & Cooke, C. B. (2000). The oxygen consumption associated with unloaded walking and load carriage using two different backpack designs. *European Journal of Applied Physiology*, 81(6), 486–492. <https://doi.org/10.1007/s004210050072>
- Lohrer, H., Alt, W., & Gollhofer, A. (1999). Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(1), 69–75. <https://doi.org/10.1177/03635465990270012001>
- Majumdar, D., Pal, M. S., & Majumdar, D. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, 53(6), 782–791. <https://doi.org/10.1080/00140131003672015>
- Mak, D. N., Au, I. P., Chan, M., Chan, Z. Y., An, W. W., Zhang, J. H., Draper, D., & Cheung, R. T. (2019). Placebo effect of facilitatory kinesio tape on muscle activity and muscle strength. *Physiotherapy Theory and Practice*, 35(2), 157–162. <https://doi.org/10.1080/09593985.2018.1441936>
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), 72–84. <https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.m72>
- Malhotra, M. S. & J. S. Gupta. (1965). Carrying of School Bags by Children. *Ergonomics*, 8, 55–60
- Mandalidis, D., Glakousakis, G., Kalatzis, P. (2022). An anthropometric-based method for the assessment of pelvis position in three-dimensional space. *MethodsX*, 9, 101616. <https://doi.org/10.1016/j.mex.2022.101616>

- Martin, P. E., & Nelson, R. C. (1986). The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, 29(10), 1191–1202. <https://doi.org/10.1080/00140138608967234>
- McGill, S. M., Marshall, L., & Andersen, J. (2013). Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. *Ergonomics*, 56(2), 293–302. <https://doi.org/10.1080/00140139.2012.752528>
- Mezzarane, R. A., & Kohn, A. F. (2007). Control of upright stance over inclined surfaces. *Experimental Brain Research*, 180(2), 377–388. <https://doi.org/10.1007/s00221-007-0865-8>
- Morrisey, D. (2000). Proprioceptive shoulder taping. *Journal of Body Work and Movement Therapies*, 94, 189. <https://doi.org/10.1054/jbmt.2000.0156>
- Morrison, S., Colberg, S. R., Parson, H. K., Neumann, S., Handel, R., Vinik, E. J., Paulson, J., & Vinik, A. I. (2016). Walking-induced fatigue leads to increased falls risk in older adults. *Journal of the American Medical Directors Association*, 17(5), 402–409. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2015.12.013>
- Mostafavifar, M., Wertz, J., & Borchers, J. (2012). A systematic review of the effectiveness of kinesio taping for musculoskeletal injury. *The Physician and Sports Medicine*, 40(4), 33–40. <https://doi.org/10.3810/psm.2012.11.1986>
- Motmans, R. R., Tomlow, S., & Vissers, D. (2006). Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. *Ergonomics*, 49(2), 127–138. <https://doi.org/10.1080/00140130500435066>
- Murray, H. (2000). Effects of kinesio taping on muscle strength and ROM after ACL-repair (abstract). *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(1), A-14.
- Murray, H., & Husk, L. (2001). Effect of kinesiotaping on proprioception in the ankle. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 31, A-37.
- Murray, M. P., Kory, R. C., & Sepic, S. B. (1970). Walking patterns of normal women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(11), 637–650.
- Myrtos C. D. (2011). Functional Soft-Tissue Examination and Treatment by Manual Methods. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 55(1), 64.

- Negrini, S., & Carabalona, R. (2002). Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine*, 27(2), 187–195.
<https://doi.org/10.1097/00007632-200201150-00014>
- Nelson N. L. (2016). Kinesio taping for chronic low back pain: A systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(3), 672–681.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.04.018>
- Nilsson, J., Thorstensson, A., & Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123(4), 457–475.
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1985.tb07612.x>
- Norkin C., Levangie P. (1992). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*, (2nd ed.), Philadelphia, PA: FA Davis Company.
- Orloff, H. A., & Rapp, C. M. (2004). The effects of load carriage on spinal curvature and posture. *Spine*, 29(12), 1325–1329.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000127185.74191.b1>
- Öztürk, G., Külçü, D. G., Mesci, N., Şilte, A. D., & Aydog, E. (2016). Efficacy of kinesio tape application on pain and muscle strength in patients with myofascial pain syndrome: a placebo-controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(4), 1074–1079.
<https://doi.org/10.1589/jpts.28.1074>
- Paillard T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176.
<https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>
- Pal, M. S., Majumdar, D., Pramanik, A., Chowdhury, B., & Majumdar, D. (2014). Optimum load for carriage by Indian soldiers on different uphill gradients at specified walking speed. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(2), 260–265.
<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.09.001>
- Pandolf, K. B., Haisman, M. F., & Goldman, R. F. (1976). Metabolic energy expenditure and terrain coefficients for walking on snow. *Ergonomics*, 19(6), 683–690.
<http://dx.doi.org/10.1080/00140137608931583>

- Paoloni, M., Bernetti, A., Fracocchi, G., Mangone, M., Parrinello, L., Del Pilar Cooper, M., Sesto, L., Di Sante, L., & Santilli, V. (2011). Kinesio taping applied to lumbar muscles influences clinical and electromyographic characteristics in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 47(2), 237–244.
- Parreira, P., Costa, L., Takahashi, R., Hespanhol Junior, L. C., Luz Junior, M. A., Silva, T. M., & Costa, L. O. (2014). Kinesio taping to generate skin convolutions is not better than sham taping for people with chronic non-specific low back pain: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy*, 60(2), 90–96. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2014.05.003>
- Pascoe, D.D., Pascoe, D.E., Wang, Y.T., Shim, D.M., Kim, C.K. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics* 40(6), 631-641. <https://doi.org/10.1080/001401397187928>
- Patton, J. F., Kaszuba, J., Mello, R. P., & Reynolds, K. L. (1991). Physiological responses to prolonged treadmill walking with external loads. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 63(2), 89–93. <https://doi.org/10.1007/BF00235175>
- Pau, M., & Pau, M. (2010). Postural sway modifications induced by backpack carriage in primary school children: a case study in Italy. *Ergonomics*, 53(7), 872–881. <https://doi.org/10.1080/00140139.2010.489965>
- Paul, S., Bhattacharyya, D., Chatterjee, T., & Majumdar, D. (2015). Effect of uphill walking with varying grade and speed during load carriage on muscle activity. *Ergonomics*, 59(4), 514–525. <https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1073792>
- Perrey, S., & Fabre, N. (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *Journal of sports science & medicine*, 7(1), 32–38.
- Peterson, D. E., Blankenship, K. R., Robb, J. B., Walker, M. J., Bryan, J. M., Stetts, D. M., Mincey, L. M., & Simmons, G. E. (1997). Investigation of the validity and reliability of four objective techniques for measuring forward shoulder posture. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(1), 34–42. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.1.34>

- Pires, L. G., Padula, R. S., Junior, M., Santos, I., Almeida, M. O., Tomazoni, S. S., Costa, L., & Costa, L. (2020). Can Kinesio Taping® influence the electromyographic signal intensity of trunk extensor muscles in patients with chronic low back pain? A randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 24(6), 539–549. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2019.12.001>
- Piscione, J., & Gamet, D. (2006). Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. *European Journal of Applied Physiology*, 97(5), 573–581. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0221-x>
- Preece, H., & White, P. (2017). Does kinesiology tape increase trunk forward flexion? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(3), 618–625. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.09.011>
- Qu, X., & Nussbaum, M. A. (2009). Effects of external loads on balance control during upright stance: experimental results and model-based predictions. *Gait & Posture*, 29(1), 23–30. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.05.014>
- Qu, X., & Yeo, J. C. (2011). Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *Journal of Biomechanics*, 44(7), 1259–1263. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.02.016>
- Quesada, P. M., Mengelkoch, L. J., Hale, R. C., & Simon, S. R. (2000). Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. *Ergonomics*, 43(3), 293–309. <https://doi.org/10.1080/001401300184413>
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(1), 89–98. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71–79.
- Roberts, M., Talbot, C., Kay, A., Price, M., & Hill, M. (2018). Changes in postural sway and gait characteristics as a consequence of anterior load carriage. *Gait & Posture*, 66, 139–145. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.08.039>

- Rodrigues, S., Domingues, G., Ferreira, I., Faria L., & Seixas, A. (2017). *Occupational Safety and Hygiene V* (1st edition). London: Taylor & Francis Group.
- Rojhani-Shirazi, Z., Amirian, S., & Meftahi, N. (2015). Effects of ankle kinesio taping on postural control in stroke patients. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: the Official Journal of National Stroke Association*, 24(11), 2565–2571.
<https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.07.008>
- Rose, J. D., Mendel, E., & Marras, W. S. (2013). Carrying and spine loading. *Ergonomics*, 56(11), 1722–1732.
<https://doi.org/10.1080/00140139.2013.835870>
- Rugelj, D., & Sevšek, F. (2011). The effect of load mass and its placement on postural sway. *Applied Ergonomics*, 42(6), 860–866.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.02.002>
- Sabharwal, S., & Kumar, A. (2008). Methods for assessing leg length discrepancy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 466(12), 2910–2922.
<https://doi.org/10.1007/s11999-008-0524-9>
- Sagiv, M., Ben-Gal, S., & Ben-Sira, D. (2000). Effects of gradient and load carried on human haemodynamic responses during treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*, 83(1), 47–50.
<https://doi.org/10.1007/s004210000250>
- Serrão, J. C., Mezêncio, B., Claudino, J. G., Soncin, R., Miyashiro, P. L., Sousa, E. P., Borges, E., Zanetti, V., Phillip, I., Mochizuki, L., & Amadio, A. C. (2016). Effect of 3 different applications of kinesio taping denko® on electromyographic activity: inhibition or facilitation of the quadriceps of males during squat exercise. *Journal of Sports science & Medicine*, 15(3), 403–409.
- Schiffman, J. M., Bense, C. K., Hasselquist, L., Gregorczyk, K. N., & Piscitelle, L. (2006). Effects of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway. *Applied Ergonomics*, 37(5), 607–614.
<https://doi.org/10.1016/j.apergo.2005.10.002>
- Schultz, A., Andersson, G. B., Ortengren, R., Björk, R., & Nordin, M. (1982). Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. *Spine*, 7(4), 390–397.
<https://doi.org/10.1097/00007632-198207000-00009>

- Seay J. F. (2015). Biomechanics of Load carriage-historical perspectives and recent insights. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(11), 129–133. <https://doi.org/10.1519/JSC.000000000001031>
- Sen, S., Ajita. (2016) Influence of carrying loads on ratings of perceived exertion and heart rate during walking. *Journal of Ergonomics* 6(5). <https://doi.org/10.4176/2165-7556.1000176>
- Seo, H. D., Kim, M. Y., Choi, J. E., Lim, G. H., Jung, S. I., Park, S. H., Cheon, S. H., & Lee, H. Y. (2016). Effects of kinesio taping on joint position sense of the ankle. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(4), 1158–1160. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.1158>
- Shah, M., Julu, P., Monro, J. A., Coutinho, J., Ijeh, C., & Puri, B. K. (2018). Neuromuscular taping reduces blood pressure in systemic arterial hypertension. *Medical Hypotheses*, 116, 30–32. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2018.04.014>
- Sheir-Neiss, G. I., Kruse, R. W., Rahman, T., Jacobson, L. P., & Pelli, J. A. (2003). The association of backpack use and back pain in adolescents. *Spine*, 28(9), 922–930. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000058725.18067.F7>
- Shigaki, L., Vieira, E. R., de Oliveira Gil, A. W., Araújo, C., Carmargo, M. Z., Sturion, L. A., de Oliveira, M. R., & da Silva, R. A. (2017). Effects of holding an external load on the standing balance of older and younger adults with and without chronic low back pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 40(4), 284–292. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2017.01.007>
- Shih, H. S., Chen, S. S., Cheng, S. C., Chang, H. W., Wu, P. R., Yang, J. S., Lee, Y. S., & Tsou, J. Y. (2017). Effects of kinesio taping and exercise on forward head posture. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(4), 725–733. <https://doi.org/10.3233/BMR-150346>
- Silva, A. G., Cruz, A., & Ganesan, M. (2015). A comparison of the effects of white athletic tape and kinesiotape on postural control in healthy individuals. *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 22(4), 160–165. <https://doi.org/10.12968/ijtr.2015.22.4.160>
- Simeonov, P. I., Hsiao, H., Dotson, B. W., & Ammons, D. E. (2003). Control and perception of balance at elevated and sloped surfaces. *Human Factors*, 45(1), 136–147. <https://doi.org/10.1518/hfes.45.1.136.27232>

- Simon, S. W., Li, Otto H. T. Chan, T. Y. Ng, L. H. Kam, C. Y. Ng, W. C. Chung & Daniel H. K. Chow (2018): Effects of backpack and double pack loads on postural stability, *Ergonomics*, 62(4), 537–547 <https://doi.org/10.1080/00140139.2018.1552764>
- Simoneau, M., Bégin, F., & Teasdale, N. (2006). The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3, 22. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-22>
- Simpson, K. M., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2012). Does load position affect gait and subjective responses of females during load carriage? *Applied Ergonomics*, 43(3), 479–485. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.07.005>
- Şimşek, H. H., Balki, S., Keklik, S. S., Öztürk, H., & Elden, H. (2013). Does kinesio taping in addition to exercise therapy improve the outcomes in subacromial impingement syndrome? A randomized, double-blind, controlled clinical trial. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 47(2), 104–110. <https://doi.org/10.3944/aott.2013.2782>
- Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait & Posture*, 29(1), 49–53. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.06.006>
- Sixt, E., & Landahl, S. (1987). Postural disturbances in a 75-year-old population: I. Prevalence and functional consequences. *Age and Ageing*, 16(6), 393–398. <https://doi.org/10.1093/ageing/16.6.393>
- Skaggs, D. L., Early, S. D., D'Ambra, P., Tolo, V. T., & Kay, R. M. (2006). Back pain and backpacks in school children. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 26(3), 358–363. <https://doi.org/10.1097/01.bpo.0000217723.14631.6e>
- Skirven, T.M., Osterman, A.L., Fedorczyk, J., & Amadio, P.C. (2011). *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*, 2-volume set, 6th edition. Amsterdam: Elsevier.
- Smith, B., Ashton, K. M., Bohl, D., Clark, R. C., Metheny, J. B., & Klassen, S. (2006). Influence of carrying a backpack on pelvic tilt, rotation, and obliquity in female college students. *Gait & Posture*, 23(3), 263–267. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.009>

- Son H. (2013). The effect of backpack load on muscle activities of the trunk and lower extremities and plantar foot pressure in flatfoot. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(11), 1383–1386.
<https://doi.org/10.1589/jpts.25.1383>
- Soule, R. G., & Goldman, R. F. (1969). Energy cost of loads carried on the head, hands, or feet. *Journal of Applied Physiology*, 27(5), 687–690.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1969.27.5.687>
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F., & van Dieën, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *Journal of electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(3), 375–387.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.08.005>
- Steele, E., Bialocerkowski, A., & Grimmer, K. (2003). The postural effects of load carriage on young people-a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 4, 12.
<https://doi.org/10.1186/1471-2474-4-12>
- Strimpakos, N., Anastasiadi, E., Panayiotou, G., Athanasopoulos, S., Karteroliotis, K., & Kapreli, E. (2015). Greek version of modified Baecke physical activity questionnaire (mBQ): cross-cultural adaptation and psychometric properties. *Physiotherapy*, 101, 1446–1447.
<https://doi.org/10.1016/j.physio.2015.03.14>
- Strzalkowski, N. D., Triano, J. J., Lam, C. K., Templeton, C. A., & Bent, L. R. (2015). Thresholds of skin sensitivity are partially influenced by mechanical properties of the skin on the foot sole. *Physiological Reports*, 3(6), 12425.
<https://doi.org/10.14814/phy2.12425>
- Stuempfle, K. J., Drury, D. G., & Wilson, A. L. (2004). Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*, 47(7), 784–789.
<https://doi.org/10.1080/0014013042000193264>
- Sun, J., Walters, M., Svensson, N., & Lloyd, D. (1996). The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics*, 39(4), 677–692.
<https://doi.org/10.1080/00140139608964489>

- Suzuki, I., Timerick, S. J., & Wilson, V. J. (1985). Body position with respect to the head or body position in space is coded by lumbar interneurons. *Journal of Neurophysiology*, 54(1), 123–133. <https://doi.org/10.1152/jn.1985.54.1.123>
- Szpala, A., Rutkowska-Kucharska, A., Drapała, J., & Brzostowski, K. (2011). Choosing the right body position for assessing trunk flexors and extensors torque output. *Human Movement*, 12(1), 57-64. <https://doi.org/10.2478/v10038-011-0005-y>
- Takahashi, K., Demura, S., Noguchi, T., Demura, G., & Ning, X. (2013). Effects of elastic wrist taping on maximum grip strength. *American Journal of Sports Science and Medicine*. 1(3), 33-36. <https://doi.org/10.12691/ajssm-1-3-1>
- Takasaki, H., Delbridge, B. M., & Johnston, V. (2015). Taping across the upper trapezius muscle reduces activity during a standardized typing task - an assessor-blinded randomized cross-over study. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(1), 115–120. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.10.004>
- Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(7), 389–395. <https://doi.org/10.2519/jospt.2008.2791>
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9–22. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1984.tb10452.x>
- Thurston, A. J., & Harris, J. D. (1983). Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine*, 8(2), 199–205. <https://doi.org/10.1097/00007632-198303000-00012>
- Tobin, S., & Robinson, G. (2000). The effect of McConnell’s vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy*, 86(4), 173–183. [https://doi.org/10.1016/s0031-9406\(05\)60960](https://doi.org/10.1016/s0031-9406(05)60960)
- Tomczak, S. E., Guenette, J. A., Reid, W. D., McKenzie, D. C., & Sheel, A. W. (2011). Diaphragm fatigue after submaximal exercise with chest wall restriction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(3), 416–424. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181ef5e67>

- Torres, R., Trindade, R., & Gonçalves, R. S. (2016). The effect of kinesiology tape on knee proprioception in healthy subjects. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(4), 857–862. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.02.009>
- Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., & Vanneuville, G. (1999). The effect of loads carried on the shoulders. *Military Medicine*, 164(8), 597–599. <https://doi.org/10.1093/milmed/164.8.597>
- Velasco-Roldán, O., Riquelme, I., Ferragut-Garcías, A., Heredia-Rizo, A. M., Rodríguez-Blanco, C., & Oliva-Pascual-Vaca, Á. (2018). Immediate and short-term effects of kinesio taping tightness in mechanical low back pain: a randomized controlled trial. *PM & R: the Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 10(1), 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2017.05.003>
- Viswanathan, M., Siega-Riz, A. M., Moos, M. K., Deierlein, A., Mumford, S., Knaack, J., Thieda, P., Lux, L. J., & Lohr, K. N. (2008). Outcomes of maternal weight gain. *Evidence Report/Technology Assessment*, (168), 1–223.
- Wade, C., Davis, J. (2005). Experience on an elevated inclined surface and postural control. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting* 49 (14). <https://doi.org/10.1177/154193120504901410>
- Walsh, G. S., Low, D. C., & Arkesteijn, M. (2018). The effect of prolonged level and uphill walking on the postural control of older adults. *Journal of Biomechanics*, 69, 19–25. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.01.015>
- White, A. A., Panjabi, M. M. (1990.) *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott.
- Williams, S., Whatman, C., Hume, P. A., & Sheerin, K. (2012). Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 42(2), 153–164. <https://doi.org/10.2165/11594960-000000000-00000>
- Winsmann, F. R. & Goldman, R. F. (1976). Methods for evaluation of load-carriage systems. *Perceptual and Motor Skills*, 43, 1211-1218. <https://psycnet.apa.org/doi/10.2466/pms.1976.43.3f.1211>
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)

- Wu, W. T., Hong, C. Z., & Chou, L. W. (2015). The kinesio taping method for myofascial pain control. *Evidence-based Complementary and Alternative Medicine: eCAM*, 950519.
<https://doi.org/10.1155/2015/950519>
- Xie, Y., Szeto, G. P., Dai, J., & Madeleine, P. (2016). A comparison of muscle activity in using touchscreen smartphone among young people with and without chronic neck-shoulder pain. *Ergonomics*, 59(1), 61–72.
<https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1056237>
- Yasukawa, A., Patel, P., & Sisung, C. (2006). Pilot study: investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting. *The American Journal of Occupational therapy: Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, 60(1), 104–110.
<https://doi.org/10.5014/ajot.60.1.104>
- Yeung, S. S., & Yeung, E. W. (2016). Acute effects of kinesio taping on knee extensor peak torque and stretch reflex in healthy adults. *Medicine*, 95(4), 2615.
<https://doi.org/10.1097/MD.0000000000002615>
- Yi, C.H., Brunt, D., Kim, H.D., & Fiolkowski, P. (2003). Effect of ankle taping and exercise on EMG and kinetics during landing. *Journal of Physical Therapy Science*, 15(2), 81–85.
<https://doi:10.1589/jpts.15.81>
- Yoo W. G. (2013). Effect of the Neck Retraction Taping (NRT) on forward head posture and the upper trapezius muscle during computer work. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(5), 581–582.
<https://doi.org/10.1589/jpts.25.581>
- Yoosefinejad, A. K., Motealleh, A., Abbasalipur, S., Shahroei, M., Sobhani, S. (2016). Can inhibitory and facilitatory kinesiotaping techniques affect motor neuron excitability? A randomized cross-over trial. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2016.06.011>
- Yoshida, A., & Kahanov, L. (2007). The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in Sports Medicine*, 15(2), 103–112.
<https://doi.org/10.1080/15438620701405206>
- Young, R. S., Andrew, P. D., & Cummings, G. S. (2000). Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait & Posture*, 11(3), 217–223.
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(00\)00048-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(00)00048-5)

- Yousef, A. M., Ali, S. E., & Ahmed, S.S. (2019). Effect of front pack and backpack load on pulmonary function among 9-12 years old Saudi girls. *Physical Therapy and Rehabilitation*, 6(6). <http://dx.doi.org/10.7243/2055-2386-6-6>
- Yu, Y., Chung, H. C., Hemingway, L., & Stoffregen, T. A. (2013). Standing body sway in women with and without morning sickness in pregnancy. *Gait & Posture*, 37(1), 103–107. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.06.021>
- Zoffoli, L., Lucertini, F., Federici, A., & Ditroilo, M. (2016). Trunk muscles activation during pole walking vs. walking performed at different speeds and grades. *Gait & Posture*, 46, 57–62. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.015>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

1. Δήλωση συγκατάθεσης



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ
ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ
ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
Δ/ντής: Δημήτριος Μανδαλίδης Επ. Καθηγητής

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ

Τίτλος Ερευνητικής
εργασίας:

**«Η επίδραση της κνησιο-επίδεσης στην ηλεκτρομυογραφική
δραστηριότητα των μυών του κορμού κατά τη μεταφορά
βάρους»**

Επιστημονικός
Υπεύθυνος:
Ερευνητής:

Δημήτριος Μανδαλίδης, Επ. Καθηγητής, ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ,
email: dmndldis@phed.uoa.gr, Τηλ. 2109702485
Ασημίνα Μέξη, Μεταπτυχιακή φοιτήτρια, ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ,
email: asimmexi@yahoo.gr, Τηλ. 6946738424

Η επικόλληση ελαστικών αυτοκόλλητων ταινιών στην επιφάνεια του δέρματος, γνωστή και ως κνησιο-επίδεση, αποτελεί μια τεχνική που επιτρέπει την αναχαίτιση ή ενίσχυση της λειτουργίας των μυών δια της διέγερσης δερματικών υποδοχέων. Ως εκ τούτου η εφαρμογή τους στην επιφάνεια των μυών του κορμού θα μπορούσε να συμβάλλει στην μείωση της ενεργοποίησης, και συνεπώς της κόπωσης τους, ιδιαίτερα σε συνθήκες μεταφοράς βάρους. Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να διερευνήσει την επίδραση της κνησιο-επίδεσης στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών του κορμού κατά τη μεταφορά βάρους στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κορμού.

Η καταγραφή της ηλεκτρομυογραφικής δραστηριότητας (ΗΜΓ) των εκτεινόντων μυών του αυχένα και του κορμού στο επίπεδο της θωρακικής και οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (ορθωτήρας του κορμού) καθώς και των καμπτήρων του κορμού (ορθός κοιλιακός) θα πραγματοποιηθεί με ένα σύστημα καταγραφής βιοσημάτων κατά τη διάρκεια της όρθιας στάσης και της βάδισης επάνω σε κυλιόμενο δάπεδο. Η βάδιση θα πραγματοποιηθεί με ταχύτητα 5 km/h για 3 δεκάλεπτα, φέροντας ή όχι βάρος ίσο με το 15% του σωματικού σας βάρους στην πρόσθια και οπίσθια επιφάνεια του κορμού, χωρίς και με κνησιο-επίδεση, σε επίπεδη επιφάνεια (0%) και σε επιφάνειες με κλίση 5%, 10%, 15%. Η κλίση της επιφάνειας θα μεταβάλλεται ανά 2,5 λεπτά. Μεταξύ των συνθηκών φόρτισης θα μεσολαβεί ανάπαυση 5-7 λεπτών ενώ μεταξύ της καταγραφής της ΗΜΓ δραστηριότητας των μυών με και χωρίς κνησιο-επίδεση θα μεσολαβεί ανάπαυση 30 λεπτών.

Παρακαλούμε να λάβετε μέρος στην έρευνα συμπληρώνοντας τα παρακάτω στοιχεία έχοντας υπόψη ότι: (i) οι δοκιμασίες που θα συμμετέχετε είναι ακίνδυνες, (ii) η συμμετοχή σας είναι εθελοντική και οποιαδήποτε στιγμή μπορείτε να αποσυρθείτε από αυτή, (iii) τα στοιχεία που θα συλλεχθούν θα είναι απόρρητα και διαθέσιμα σε εσάς οποιαδήποτε στιγμή, (iv) τα

αποτελέσματα της έρευνας ενδεχομένως να δημοσιευθούν σε επιστημονικά περιοδικά, και θα χρησιμοποιηθούν για διδακτικούς σκοπούς και κλινική εφαρμογή, (v) έχετε τη δυνατότητα ατομικής ενημέρωσης σχετικά με τα αποτελέσματα της έρευνας καθώς και για τα συνολικά αποτελέσματα που θα προκύψουν με την ολοκλήρωσή της, (vi) δεν υπάρχει άλλο όφελος για τους συμμετέχοντες στην έρευνα πέραν της ικανοποίησης από τη συμμετοχή σας στο συγκεκριμένο επιστημονικό έργο (vii) η έρευνα γίνεται για καθαρά επιστημονικούς λόγους και δεν υπάρχει εμπορική εκμετάλλευση.

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμ. 1177/11-03-2020 απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής του τμήματος.

Ευχαριστούμε πολύ για τη συνεργασία σας.

Ονοματεπώνυμο δηλούντος ή χρήσης κωδικού ή αρχικών:

Τηλ. Επικοινωνίας:

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ

..... / / 2020

Διάβασα και κατανόησα τον σκοπό της έρευνας με τίτλο «**Η επίδραση της κνησιο-επίδρασης στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των μυών του κορμού κατά τη μεταφορά βάρους**», που διεξάγεται στο Εργαστήριο Αθλητικής Φυσικοθεραπείας της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και δηλώνω ότι δέχομαι να λάβω μέρος σε αυτήν. Γνωρίζω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και μπορώ να αποσυρθώ από αυτή οποιαδήποτε στιγμή.

Ο/Η Συμμετέχων/ουσα

.....

2. Έντυπο καταγραφής ατομικών στοιχείων



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
Εθνικών και Καποδιστριακών
Πανεπιστημίων Αθηνών
ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ & ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: Μανδαλίδης Δημήτριος, Επ. Καθηγητής

ΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

ΑΑ		ΦΥΛΟ	Α	Θ		/		/	
						Ημερομηνία αξιολόγησης			
Επώνυμο		Όνομα		Όνομα πατρός		Ημερομηνία γέννησης			

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ
ΚΑΤΟΙΚΙΑΣ

Οδός - αριθμός - ΤΚ

Περιοχή/Δήμος ή Κοινότητα

ΑΠΑΣΧΟΛΗΣΗ -
ΕΡΓΑΣΙΑ

Κύρια

Δευτερεύουσα/ες

ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑ

Οικίας

Εργασίας

Κινητό

E-mail

ΣΤΟΙΧΕΙΑ
ΦΟΙΤΗΣΗΣ

Ίδρυμα

Σχολή

Τμήμα

Έτος φοίτησης

ΣΤΟΙΧΕΙΑ
ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ
ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

<5

5-10

10-15

>15

Αναψυχή

Αγωνιστικό

Άθλημα (κύριο)

Σύλλογος/Κατηγορία

Έτη ενσχόλησης

Επίπεδο

ΣΤΟΙΧΕΙΑ
ΑΘΛΗΤΙΚΗΣ
ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ

<5

5-10

10-15

>15

Αναψυχή

Αγωνιστικό

Άθλημα (δευτερεύων)

Σύλλογος/Κατηγορία

Έτη ενσχόλησης

Επίπεδο

1. ΙΑΤΡΙΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ Παρακαλώ σημειώστε αν είχατε ποτέ:

Αρθρίτιδα	☐	Αιματολογικά προβλήματα	☐
Οστεοπόρωση	☐	Καρδιολογικά προβλήματα	☐
Αγγειακά προβλήματα	☐	Αναπνευστικά προβλήματα	☐
Υψηλή αρτηριακή πίεση	☐	Νευρολογικά προβλήματα	☐
Χαμηλό σάκχαρο αίματος/ υπογλυκαιμία	☐	Σακχαρώδη Διαβήτης/υψηλό σάκχαρο αίματος	☐
Δερματολογικά προβλήματα	☐	Αλλεργίες	☐
Επιληψίες	☐	Προβλήματα θυρεοειδής	☐
Προβλήματα ανάπτυξης	☐	Επαναλαμβανόμενες μολύνσεις	☐
Νεφρική πάθηση	☐	Κατάθλιψη	☐
Άλλο: _____		Έλκος / παθήσεις στομάχου	☐

2. ΠΡΟΗΓΟΥΜΕΝΟΙ ΤΡΑΥΜΑΤΙΣΜΟΙ

Χρονολογία τραυματισμού	Ανατομική περιοχή	Πλευρά Δ ή Α	Δραστηριότητα	Μέγεθος τραυματισμού	Περίσταση	Αγωνιστική επιφάνεια
						/
						/
						/

3. Έντυπο μυοσκελετικής αξιολόγησης

ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

ΑΑ

	Επώνυμο		Όνομα			/			/		

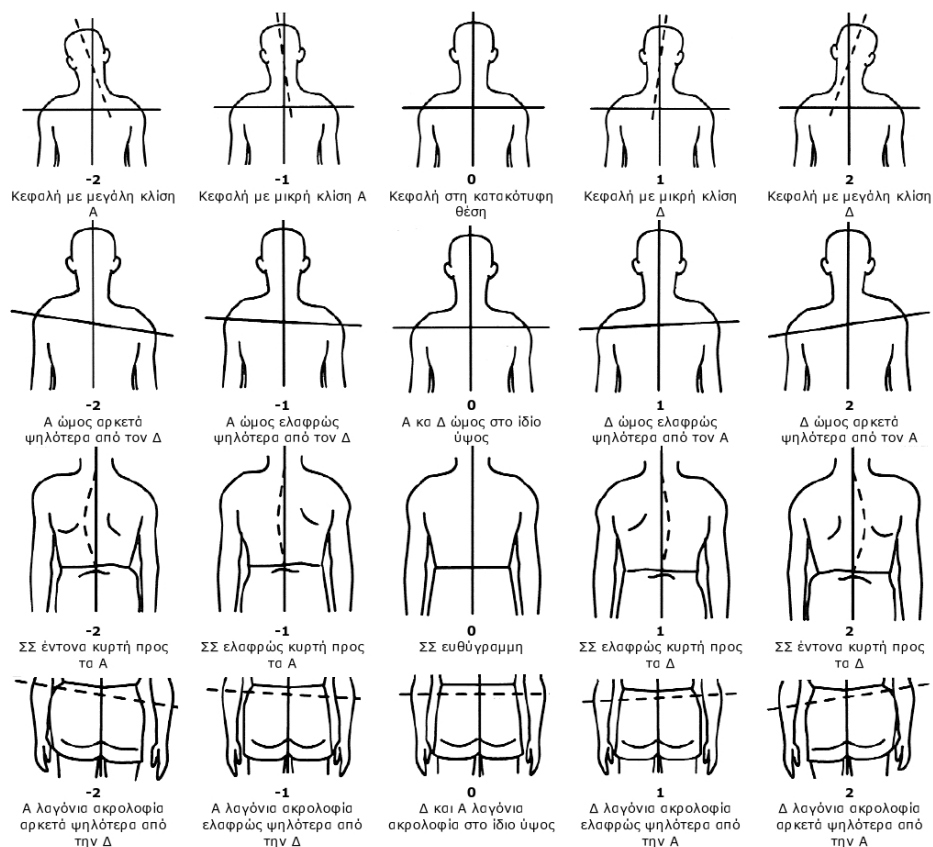
Ημερομηνία αξιολόγησης

ΧΑΛΑΡΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ

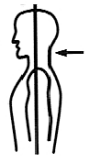
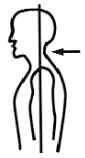
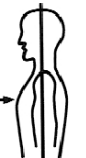
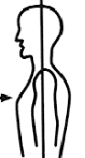
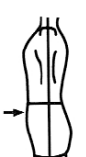
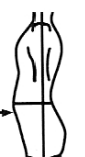
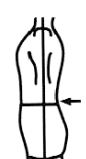
	Δ	A	Δ	A		Δ	A
				Δ			
				A			
				Δ			
				A			

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΣΤΑΣΗΣ (ΜΕΤΩΠΙΑΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ)

Προσοχή!!! Στις εικόνες απεικονίζεται η οπίσθια επιφάνεια του εξεταζόμενου/ης

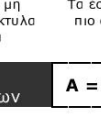
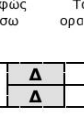


ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΣΤΑΣΗΣ (ΠΡΟΣΘΙΟΠΙΣΘΙΟ ΕΠΙΠΕΔΟ)

	0	Αυχένας ευθειασμένος και σιαγόني μέσα		1	Αυχένας σε ελαφριά προβολή και σιαγόني ελαφρώς έξω		2	Αυχένας με έντονη προβολή και σιαγόني έντονα έξω
	0	Θώρακας ανυψωμένος		1	Θώρακας με ελαφρά κατάσπαση		2	Θώρακας με έντονη κατάσπαση
	0	Ωμοι ανορθωμένοι		1	Ωμοι με ελαφριά προβολή προς τα εμπρός		2	Ωμοι με έντονη προβολή προς τα εμπρός
	0	ΘΜΣΣ με φυσιολογικό κύρτωμα		1	ΘΜΣΣ ελαφρώς κυρτή		2	ΘΜΣΣ έντονα κυρτή
	0	Κορμός ευθειασμένος		1	Κορμός με ελαφριά κλίση προς τα πίσω		2	Κορμός με έντονη κλίση προς τα πίσω
	0	Κοιλιακοί επιπεδωμένοι		1	Κοιλιακοί με ελαφριά προβολή προς τα εμπρός		2	Κοιλιακοί με έντονη προβολή προς τα εμπρός
	0	ΟΜΣΣ με φυσιολογική λόρδωση		1	ΟΜΣΣ με μικρή λόρδωση		2	ΟΜΣΣ με έντονη λόρδωση

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ

ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΟΔΙΟΥ (FPI-6)

-2 Η κεφαλή του αστραγάλου είναι ψηλαφητή στην έξω πλευρά/αλλά όχι στην έσω 		-1 Η κεφαλή του αστραγάλου είναι ψηλαφητή στην έξω πλευρά/ελαφρώς ψηλαφητή στην έσω 		0 Η κεφαλή του αστραγάλου είναι ισομερώς ψηλαφητή στην έξω και στην έσω πλευρά 		1 Η κεφαλή του αστραγάλου είναι ελαφρώς ψηλαφητή στην έξω πλευρά/ψηλαφητή στην έσω 		2 Η κεφαλή του αστραγάλου δεν είναι ψηλαφητή στην έξω πλευρά/ψηλαφητή στην έσω 	
-2 Η επιφάνεια κάτω από το έξω σφυρό επίπεδη ή κυρτή 		-1 Η επιφάνεια κάτω από το έξω σφυρό κοίλη αλλά πιο επίπεδη/πιο ρηχή από την επιφάνεια πάνω από το σφυρό 		0 Οι επιφάνειες πάνω και κάτω από το έξω σφυρό περίπου ίδιου σχήματος 		1 Η επιφάνεια κάτω από το έξω σφυρό ελαφρώς πιο κοίλη από την επιφάνεια πάνω από το σφυρό 		2 Η επιφάνεια κάτω από το έξω σφυρό έντονα πιο κοίλη από την επιφάνεια πάνω από το σφυρό 	
-2 Περισσότερο από 5° υπτιασμού (ραιβό) 		-1 Μεταξύ κάθετης θέσης και 5° υπτιασμού (ραιβό) 		0 Κάθετα 		1 Μεταξύ κάθετης θέσης και 5° πρηνισμού (βλαισό) 		2 Περισσότερο από 5° πρηνισμού (βλαισό) 	
-2 Η αστραγαλοσκαφοειδής άρθρωση έντονα κοίλη 		-1 Η αστραγαλοσκαφοειδής άρθρωση ελαφρώς αλλά οπωσδήποτε κοίλη 		0 Η αστραγαλοσκαφοειδής άρθρωση επίπεδη 		1 Η αστραγαλοσκαφοειδής άρθρωση ελαφρώς κυρτή 		2 Η αστραγαλοσκαφοειδής άρθρωση έντονα κυρτή 	
-2 Ποδική καμάρα με μεγάλο ύψος και οξεία γωνία με το οπίσθιο πέρας της έσω καμάρας 		-1 Ποδική καμάρα με μέτρια ύψος και μικρότερη οξεία γωνία με το οπίσθιο πέρας της έσω καμάρας 		0 Ποδική καμάρα με φυσιολογικό ύψος και καμπυλόγραμμη συγκεντρικά 		1 Ποδική καμάρα με μερική επιπέδωση στο μέσο τμήμα της 		2 Ποδική καμάρα με έντονη επιπέδωση στο μέσο τμήμα της - καμάρα σε επαφή με το έδαφος 	
-2 Τα έξω δάκτυλα μη ορατά. Τα έσω δάκτυλα σαφώς ορατά 		-1 Τα έσω δάκτυλα σαφώς πιο ορατά από τα έξω 		0 Τα έσω και έξω δάκτυλα ισομερώς ορατά 		1 Τα έξω δάκτυλα σαφώς πιο ορατά από τα έσω 		2 Τα έσω δάκτυλα μη ορατά. Τα έξω δάκτυλα σαφώς ορατά 	

Μήκος ΜΤΤ	A = 1>2>3>4>5	B = 1<2>3>4>5	Γ = 1=2>3>4>5	Δ	Α
Μήκος Δακτύλων				Δ	Α

ΑΝΘΡΩΠΟΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

		ΔΕΞΙΑ ή ΜΟΝΕΣ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ		ΑΡΙΣΤΕΡΑ	
		1 ^η μέτρηση (αρχ/τελ)	2 ^η μέτρηση (αρχ/τελ)	1 ^η μέτρηση (αρχ/τελ)	2 ^η μέτρηση (αρχ/τελ)
ΑΝΑΣΤΗΜΑ					
ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ					
ΘΕΣΗ ΛΕΚΑΝΗΣ	ΠΑΛΑ-ΕΔΑΦΟΣ				
	ΠΑΛΑ-ΟΡΓΑΝΟ				
	ΑΠΟΣΤΑΣΗ ΠΑΛΑ				
ΣΤΑΣΗ ΚΟΡΜΟΥ	ΚΥΡΤΩΜΑ ΘΜΣΣ (Θ_1 - Θ_{12})				
ΚΥΡΤΟΤΗΤΑ ΩΜΩΝ	ΑΠΟΣΤΑΣΗ ΑΠΟ ΤΟΙΧΟ				
ΑΝΙΣΟΣΚΕΛΙΑ	ΠΑΛΑ - ΕΣΩ ΣΦΥΡΟ				
ΣΚΟΛΙΩΣΗ	ΣΤΡΟΦΗ ΚΟΡΜΟΥ				

4. Ερωτηματολόγιο Baescke αξιολόγησης φυσικής δραστηριότητας

ΤΡΟΠΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΕΡΩΤΗΜΑΤΟΛΟΓΙΟ ΒΑΕΣΚΕ ΓΙΑ ΤΗ ΣΥΝΗΘΗ ΦΥΣΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

1 Ποιό είναι το κύριο επάγγελμά σου;

2	Στη δουλειά κάθομαι	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πάντα	☐
3	Στη δουλειά στέκομαι όρθιος	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πάντα	☐
4	Στη δουλειά περπατώ	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πάντα	☐
5	Στη δουλειά σηκώνω βαριά αντικείμενα	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
6	Μετά τη δουλειά είμαι κουρασμένος	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
7	Στη δουλειά ιδρώνω	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
8	Σε σύγκριση με άλλους της ηλικίας μου νομίζω ότι η δουλειά μου είναι σωματικά	πολύ ελαφρότερη	☐	ελαφρότερη	☐	το ίδιο σκληρή	☐	σκληρότερη	☐	πολύ σκληρότερη	☐
9	Παίζετε κάποιο σπορ;	Ναι	☐	Όχι	☐						
Εάν ναι ποιό σπορ παίζετε ποιό συχνά ;											
	-Πόσες ώρες την εβδομάδα;	<1	☐	1-2	☐	2-3	☐	3-4	☐	>4	☐
	-Πόσους μήνες το χρόνο;	<1	☐	1-3	☐	4-6	☐	7-9	☐	>9	☐
Εάν παίζετε ένα δεύτερο σπορ ποιό σπορ είναι αυτό;											
	-Πόσες ώρες την εβδομάδα;	<1	☐	1-2	☐	2-3	☐	3-4	☐	>4	☐
	-Πόσους μήνες το χρόνο;	<1	☐	1-3	☐	4-6	☐	7-9	☐	>9	☐
10	Σε σύγκριση με άλλους της ηλικίας μου νομίζω ότι η φυσική μου δραστηριότητα κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου είναι	πολύ λιγότερη	☐	λιγότερη	☐	η ίδια	☐	περισσότερη	☐	πολύ περισσότερη	☐
11	Κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου ιδρώνω	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
12	Κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου παίζω σπορ	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
13	Κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου βλέπω τηλεόραση	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
14	Κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου περπατώ	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
15	Κατά την διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου κάνω ποδήλατο	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
16	Πόσα λεπτά περπατάτε και/ή κάνετε ποδήλατο την ημέρα προς και από την δουλειά, σχολείο και ψώνια;	<5'	☐	5'-15'	☐	15'-30'	☐	30'-45'	☐	>45'	☐
17	Κατά τη διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου κάνω δραστηριότητες που πρέπει να τις κάνω μόνος μου	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
18	Κατά τη διάρκεια του ελεύθερου χρόνου μου δουλεύω στον κήπο	ποτέ	☐	σπάνια	☐	μερικές φορές	☐	συχνά	☐	πολύ συχνά	☐
19	Πόσες ώρες την ημέρα κοιμάστε κατά μέσο όρο;	≤5	☐	6	☐	7	☐	8	☐	≥9	☐

5. Έντυπο καταγραφής πρωτοκόλλου

Ονοματεπώνυμο:

Ημερομηνία:

ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΚΑΚ

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

	ΛΕΠΤΑ			
	2:15	4:45	07:15	09:45
ΚΣ				
ΚΑΚ				

6. Κλίμακα Αντιλαμβανόμενης Κόπωσης Borg

Table 1. The 15-grade scale for ratings of perceived exertion, the RPE Scale.

6	
7	Very, very light
8	
9	Very light
10	
11	Fairly light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard
16	
17	Very hard
18	
19	Very, very hard
20	

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ II

Πίνακας 1. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μν της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ)

ΜΥΕΣ	ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ	ΣΥΝΘΗΚΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑΣ ΦΟΡΤΙΟΥ		
		ΜΜΦ	ΜΦΠ	ΜΦΕ
Ο-ΑΜΣΣ	0%	8,4 (7,3, 9,6) ^c	9,4 (8,3, 10,6) ^{b c}	11,4 (9,5, 13,6) ^a
	5%	8,8 (7,6, 10,1) ^d	9,7 (8,6, 10,9) ^{b d}	11,7 (9,8, 13,9) ^a
	10%	9,2 (8,0, 10,5) ^e	10,1 (8,9, 11,5) ^{b e}	12,0 (10,3, 14,1) ^a
	15%	9,6 (8,4, 10,9)	11,0 (9,8, 12,4) ^b	13,1 (11,2, 15,2) ^a
Ο-ΘΜΣΣ	0%	5,1 (4,4, 6,0) ^c	5,0 (4,2, 6,0) ^c	7,8 (6,6, 9,2) ^{a c}
	5%	5,8 (5,0, 6,7) ^d	5,5 (4,6, 6,6) ^d	8,5 (7,2, 9,9) ^{a d}
	10%	6,3 (5,5, 7,4) ^e	6,2 (5,2, 7,4) ^e	9,4 (8,0, 11,0) ^{a e}
	15%	7,0 (6,1, 7,9)	7,0 (5,9, 8,2)	10,4 (8,9, 12,1) ^a
Ο-ΟΜΣΣ	0%	6,5 (5,7, 7,4) ^c	5,4 (4,7, 6,3) ^{b c}	11,7 (10,3, 13,3) ^{a c}
	5%	7,7 (6,8, 8,7) ^d	6,6 (5,7, 7,6) ^{b d}	13,0 (11,5, 14,7) ^{a d}
	10%	9,2 (8,2, 10,4) ^e	7,9 (6,9, 9,1) ^{b e}	14,3 (12,4, 16,4) ^{a e}
	15%	10,4 (9,4, 11,6)	9,2 (8,1, 10,5) ^b	16,3 (14,6, 18,2) ^a
ΟΚ	0%	2,8 (2,2, 3,7)	3,6 (2,8, 4,7)	3,0 (2,3, 3,9)
	5%	2,8 (2,1, 3,7)	3,7 (2,8, 4,9)	3,1 (2,4, 4,1)
	10%	2,9 (2,2, 3,8)	3,7 (2,8, 4,9)	3,5 (2,7, 4,5)
	15%	3,0 (2,3, 3,9)	3,7 (2,8, 4,9)	3,9 (2,9, 5,1)

^a $p < 0.001$ συγκριτικά με τη ΜΜΦ και τη ΜΦΠ για όλες τις κλίσεις

^b $p < 0.001$ συγκριτικά με τη ΜΜΦ για τις κλίσεις 0%, 5% και 10% και $p = 0.002$ για την κλίση 15%

^c $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 5%, 10% και 15%.

^d $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 10% και 15%.

^e $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 15% για ΜΜΦ και ΜΦΠ και $p < 0.05$ για ΜΦΕ

Πίνακας 2. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης (ΠΤ) του κορμού, την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη μη μεταφορά φορτίου (ΜΜΦ), τη μεταφορά φορτίου πίσω (ΜΦΠ) και τη μεταφορά φορτίου εμπρός (ΜΦΕ)

	ΚΛΙΣΗ	ΣΥΝΘΗΚΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑΣ ΦΟΡΤΙΟΥ		
		ΜΜΦ	ΜΦΠ	ΜΦΕ
ΠΤ (cm ²)	0%	19,4 (16,6, 22,2) ^c	20,0 (17,0, 22,9) ^c	16,8 (13,7, 19,9) ^c
	5%	22,4 (18,7, 26,1) ^d	21,8 (18,6, 25,1) ^d	21,6 (16,9, 26,3) ^d
	10%	27,2 (21,7, 32,8)	24,4 (20,8, 28,1)	26,5 (20,7, 32,4)
	15%	29,8 (22,9, 36,7)	26,6 (22,2, 31,1)	29,0 (22,1, 35,8)
ΠΟ (cm)	0%	2,8 (2,1, 3,5) ^c	2,0 (1,0, 3,0) ^c	3,5 (2,7, 4,3) ^c
	5%	4,1 (3,3, 4,9) ^d	3,3 (2,3, 4,4) ^d	4,9 (4,2, 5,6) ^d
	10%	5,5 (4,6, 6,5) ^e	4,6 (3,4, 5,9) ^e	6,2 (5,5, 6,9) ^e
	15%	6,5 (5,5, 7,4)	5,7 (4,3, 7,1)	7,1 (6,2, 8,0)
ΠΠ (cm)	0%	-0,2 (-0,7, 0,3)	-0,1 (-0,5, 0,3)	0,0 (-0,4, 0,4)
	5%	-0,1 (-0,6, 0,4)	0,0 (-0,4, 0,3)	0,0 (-0,4, 0,4)
	10%	0,0 (-0,6, 0,5)	0,0 (-0,4, 0,4)	0,0 (-0,5, 0,4)
	15%	0,1 (-0,5, 0,6)	0,0 (-0,4, 0,4)	0,1 (-0,4, 0,5)

^c $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 5%, 10% και 15%

^d $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 10% και 15%

^e $p < 0.001$ συγκριτικά με την κλίση εδάφους 15%

Πίνακας 3. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μν της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάρδια χωρίς φορτίο

ΜΥΕΣ	ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ	ΜΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ	
		ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ
Ο-ΑΜΣΣ	0%	8,4 (7,3, 9,6)	8,6 (7,5, 9,8)
	5%	8,8 (7,6, 10,1)	8,8 (7,7, 10,1)
	10%	9,2 (8,0, 10,5)	9,2 (8,1, 10,5)
	15%	9,6 (8,4, 10,9)	9,7 (8,5, 11,1)
Ο-ΘΜΣΣ	0%	5,1 (4,4, 6,0)	5,1 (4,4, 5,9)
	5%	5,8 (5,0, 6,7)	5,9 (5,0, 6,8)
	10%	6,3 (5,5, 7,4)	6,3 (5,4, 7,3)
	15%	7,0 (6,1, 7,9)	7,0 (5,9, 8,0)
Ο-ΟΜΣΣ	0%	6,5 (5,7, 7,4)	6,6 (5,8, 7,5)
	5%	7,7 (6,8, 8,7)	7,8 (6,9, 8,8)
	10%	9,2 (8,2, 10,4)	9,4 (8,5, 10,4)
	15%	10,4 (9,4, 11,6)	10,5 (9,5, 11,7)
ΟΚ	0%	2,8 (2,2, 3,7)	2,8 (2,2, 3,6)
	5%	2,8 (2,1, 3,7)	2,8 (2,2, 3,6)
	10%	2,9 (2,2, 3,8)	2,6 (1,9, 3,5)
	15%	3,0 (2,3, 3,9)	3,0 (2,8, 3,7)

Πίνακας 4. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μν της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάρδια με το φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού

ΜΥΕΣ	ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ	ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ ΠΙΣΩ	
		ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ
Ο-ΑΜΣΣ	0%	9,4 (8,3, 10,6)	9,2 (8,1, 10,5)
	5%	9,7 (8,6, 10,9)	9,2 (8,0, 10,6)
	10%	10,1 (8,9, 11,5)	10,0 (8,8, 11,5)
	15%	11,0 (9,8, 12,4)	10,9 (9,6, 12,4)
Ο-ΘΜΣΣ	0%	5,0 (4,2, 6,0)	4,8 (3,9, 5,8)
	5%	5,5 (4,6, 6,6)	5,3 (4,4, 6,4)
	10%	6,2 (5,2, 7,4)	6,2 (5,2, 7,5)
	15%	7,0 (5,9, 8,2)	6,2 (4,5, 8,4)
Ο-ΟΜΣΣ	0%	5,4 (4,7, 6,3)	5,5 (4,7, 6,4)
	5%	6,6 (5,7, 7,6)	6,7 (5,8, 7,7)
	10%	7,9 (6,9, 9,1)	8,0 (6,9, 9,2)
	15%	9,2 (8,1, 10,5)	9,3 (8,1, 10,7)
ΟΚ	0%	3,6 (2,8, 4,7)	3,6 (2,8, 4,6)
	5%	3,7 (2,8, 4,9)	3,4 (2,7, 4,3)
	10%	3,7 (2,8, 4,9)	3,6 (2,8, 4,8)
	15%	3,7 (2,8, 4,9)	3,7 (2,8, 4,8)

Πίνακας 5. Γεωμετρικοί μέσοι όροι (% της ΜΕΙΣ) και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για τον ορθωτήρα μν της ΑΜΣΣ, της ΘΜΣΣ, της ΟΜΣΣ και τον ορθό κοιλιακό (ΟΚ) κατά τη βάρδια με το φορτίο στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού

ΜΥΕΣ	ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ	ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ ΕΜΠΡΟΣ	
		ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ
Ο-ΑΜΣΣ	0%	11,4 (9,5, 13,6)	10,8 (9,1, 12,8)
	5%	11,7 (9,8, 13,9)	11,0 (9,4, 12,9)
	10%	12,0 (10,3, 14,1)	11,6 (9,9, 13,7)
	15%	13,1 (11,2, 15,2)	12,8 (10,9, 15,0)
Ο-ΘΜΣΣ	0%	7,8 (6,6, 9,2)	7,8 (6,6, 9,3)
	5%	8,5 (7,2, 9,9)	8,4 (7,1, 9,9)
	10%	9,4 (8,0, 11,0)	9,1 (7,7, 10,7)
	15%	10,4 (8,9, 12,1)	10,3 (8,8, 12,1)
Ο-ΟΜΣΣ	0%	11,7 (10,3, 13,3)	11,3 (9,8, 13,1)
	5%	13,0 (11,5, 14,7)	12,7 (11,2, 14,5)
	10°	14,3 (12,4, 16,4)	14,7 (13,1, 16,7)
	15%	16,3 (14,6, 18,2)	16,5 (14,8, 18,5)
ΟΚ	0%	3,0 (2,3, 3,9)	2,9 (2,3, 3,9)
	5%	3,1 (2,4, 4,1)	3,1 (2,4, 4,0)
	10%	3,5 (2,7, 4,5)	3,3 (2,6, 4,3)
	15%	3,9 (2,9, 5,1)	3,6 (2,8, 4,7)

Πίνακας 6. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης του κορμού (ΠΤ), την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάρδιση χωρίς φορτίο

		ΜΗ ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ	
	ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ	ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ
ΠΤ (cm ²)	0%	19,4 (16,6, 22,2)	19,3 (16,3, 22,3)
	5%	22,4 (18,7, 26,1)	21,2 (17,4, 24,9)
	10%	27,2 (21,7, 32,8)	27,0 (21,4, 32,5)
	15%	29,8 (22,9, 36,7)	31,3 (24,0, 38,6)
ΠΟ (cm)	0%	2,8 (2,1, 3,5)	2,9 (2,2, 3,5)
	5%	4,1 (3,3, 4,9)	4,1 (3,4, 4,7)
	10%	5,5 (4,6, 6,5)	5,5 (4,8, 6,2)
	15%	6,5 (5,5, 7,4)	6,6 (5,7, 7,5)
ΠΠ (cm)	0%	-0,2 (-0,7, 0,3)	0,2 (-0,1, 0,5)
	5%	-0,1 (-0,6, 0,4)	0,3 (0,0, 0,5)
	10%	0,0 (-0,6, 0,5)	0,2 (-0,1, 0,6)
	15%	0,1 (-0,5, 0,6)	0,3 (-0,1, 0,6)

Πίνακας 7. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης του κορμού (ΠΤ), την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάρδιση με το φορτίο στην οπίσθια επιφάνεια του κορμού

		ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ ΠΙΣΩ	
ΚΛΙΣΗ ΔΑΠΕΔΟΥ		ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟ-ΕΠΙΔΕΣΗ
ΠΤ (cm ²)	0%	20,0 (17,0, 22,9)	19,1 (16,3, 21,9)
	5%	21,8 (18,6, 25,1)	21,1 (17,9, 24,4)
	10%	24,4 (20,8, 28,1)	24,0 (20,3, 27,8)
	15%	26,6 (22,2, 31,1)	26,2 (21,7, 30,7)
ΠΟ (cm)	0%	2,0 (1,0, 3,0)	1,3 (0,2, 2,4)
	5%	3,3 (2,3, 4,4)	2,7 (1,6, 3,8)
	10%	4,6 (3,4, 5,9)	4,0 (2,9, 5,1)
	15%	5,7 (4,3, 7,1)	5,0 (3,9, 6,2)
ΠΠ (cm)	0%	-0,1 (-0,5, 0,3)	0,2 (-0,2, 0,6)
	5%	0,0 (-0,4, 0,3)	0,3 (-0,2, 0,7)
	10%	0,0 (-0,4, 0,4)	0,4 (-0,1, 0,8)
	15%	0,0 (-0,4, 0,4)	0,4 (-0,2, 1,0)

Πίνακας 8. Μέσοι όροι και 95% διαστήματα εμπιστοσύνης για την περιοχή ταλάντωσης (ΠΤ) του κορμού, την προσθιοπίσθια (ΠΟ) και πλάγια μετατόπιση (ΠΠ) του κορμού κατά τη βάρδιση με το φορτίο στην πρόσθια επιφάνεια του κορμού

		ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΦΟΡΤΙΟΥ ΕΜΠΡΟΣ	
		ΧΩΡΙΣ ΚΙΝΗΣΙΟΕΠΙΔΕΣΗ	ΜΕ ΚΙΝΗΣΙΟΕΠΙΔΕΣΗ
ΠΤ (cm ²)	0%	16,8 (13,7, 19,9)	17,1 (14,1, 20,1)
	5%	21,6 (16,9, 26,3)	21,8 (17,2, 25,9)
	10%	26,5 (20,7, 32,4)	25,0 (20,1, 29,9)
	15%	29,0 (22,1, 35,8)	28,5 (21,9, 35,0)
ΠΟ (cm)	0%	3,5 (2,7, 4,3)	3,1 (2,4, 3,8)
	5%	4,9 (4,2, 5,6)	4,6 (3,8, 5,3)
	10%	6,2 (5,5, 6,9)	6,1 (5,3, 6,8)
	15%	7,1 (6,2, 8,0)	7,0 (6,1, 7,9)
ΠΠ (cm)	0%	0,0 (-0,4, 0,4)	0,1 (-0,2, 0,4)
	5%	0,0 (-0,4, 0,4)	0,2 (-0,2, 0,5)
	10%	0,0 (-0,5, 0,4)	0,2 (-0,2, 0,6)
	15%	0,1 (-0,4, 0,5)	0,3 (-0,1, 0,6)