



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ**

**«ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΤΑΣΗΣ ΚΑΙ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ
ΑΝΑΠΝΟΗΣ ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΣΤΗ
ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΩΝ ΜΥΩΝ»**

**Αποστολίνα Φώσκολου
ΑΜ:15028**

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

ΑΘΗΝΑ 2019

© Copyright

Αποστολίνα Φώσκολου

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικών και Καποδιστριακών

Πανεπιστημίων Αθηνών

ΕΣΤΥΟΝ ΤΟ 1837

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών "Βιολογία της Άσκησης"

ΠΡΑΚΤΙΚΟ

ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

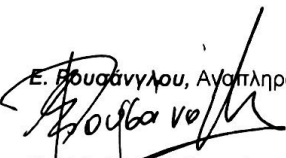
ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Της Αποστολίνας Φώσκολου

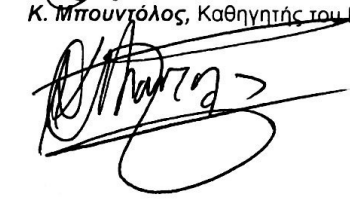
Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 14/5/2018 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής της κ. Αποστολίνας Φώσκολου με τίτλο: «Επίδραση σωματικής στάσης και κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Ε. Ρουσάνογλου** Αναπλ. Καθηγήτρια της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπουσα), **Ν. Γελαδά** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Κ. Μπουρντόλο** Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, εκλήθησαν σήμερα 11/1/2019 ημέρα Παρασκευή και ώρα 14:00 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:


Ε. Ρουσάνογλου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών


Ν. Γελαδάς, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών


Κ. Μπουρντόλος, Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

«Η αλήθεια βγαίνει χυτή σαν το νιόκοπο άγαλμα, μόνον μέσ' από τα καθάρια νερά της
μοναξιάς· κι η μοναξιά της πένας είναι από τις πιο μεγάλες.»

Οδυσσέας Ελύτης

Έκφραση Ευχαριστιών

Και κάπου εδώ το ταξίδι φτάνει στο τέλος του...

Ένα ταξίδι που δεν μπορεί να χαρακτηριστεί ως ευχάριστο ή δυσάρεστο, παρά μονάχα ως ένα ταξίδι μοναδικό. Ένα ταξίδι που αναμφισβήτητα μου άλλαξε τη ζωή. Φτάνοντας στο τέλος του έχω αποκομίσει εμπειρίες και γνώση, μαθαίνοντας πτυχές του εαυτού μου που δεν γνώριζα. Όχι, η διαδρομή δεν ήταν εύκολη, στρωμένη με ροδοπέταλα, αλλά δύσκολη και απαιτητική. Τα συναισθήματα πολλά... ενθουσιασμός, απογοήτευση, χαρά, αγανάκτηση, ανυπομονησία. Και έρχονται και αυτές οι στιγμές που αναρωτιέσαι «να τα παρατήσω;», «αξίζει τον κόπο;». Και η απάντηση για μένα ήταν μονόδρομος, καθώς δεν έχω μάθει να τα παρατάω ποτέ. Και αν «αξίζει τον κόπο;»...μα φυσικά! Η αξία του βρίσκεται ακριβώς σε αυτές εδώ τις σελίδες, που πήραν μορφή γεμίζοντάς με υπερηφάνεια και ανακούφιση.

Μα όλα αυτά δεν θα τα είχα πετύχει δίχως την καθοδήγηση της επιβλέπουσας μου κ. Ελισσάβετ Ρουσάνογλου, Αναπληρώτριας Καθηγήτριας Αθλητικής Βιομηχανικής, την οποία οφείλω να ευχαριστήσω θερμά. Μου χάρισε απλόχερα τις γνώσεις και τις συμβουλές της και είχε έναν μοναδικό τρόπο να μου δίνει ώθηση κάθε φορά που την χρειαζόμουν. Την ευχαριστώ για τις ατελείωτες ώρες συνεργασίας που περάσαμε μαζί και που πίστεψε σε μένα όταν δεν πίστευα ούτε εγώ η ίδια στον εαυτό μου. Είναι ένας άνθρωπος που με βοήθησε να ανοίξω τους ορίζοντες στον τρόπο σκέψης μου και την ευχαριστώ πολύ γι' αυτό.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω επίσης τον Καθηγητή Αθλητικής Βιομηχανικής κ. Κωνσταντίνο Μπουντόλο και μέλος της εξεταστικής μου επιτροπής, για τις βάσεις που μου έδωσε ως διδάσκων στην Πειραματική Αθλητική Βιομηχανική, στη σωστή κατανόηση των οργάνων μέτρησης που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη μου. Θέλω επίσης να τον ευχαριστήσω θερμά για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε εντός του εργαστηρίου Αθλητικής Βιομηχανικής, δίνοντάς μου το ελεύθερο αυτόνομο της χρήσης του εργαστηρίου. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω και το δεύτερο μέλος της εξεταστικής μου επιτροπής, τον Καθηγητή Εργοφυσιολογίας κ. Νικόλαο Γελαδά, για την υποστήριξη και τις ανεκτίμητες συμβουλές του.

Φυσικά, δεν θα μπορούσα να βρίσκομαι σε αυτήν τη θέση σήμερα δίχως την στήριξη και την υπομονή της οικογένειάς μου και των δικών μου ανθρώπων. Τους ευχαριστώ που ήταν δίπλα μου σε κάθε δυσκολία και με ενθάρρυναν. Τους ευχαριστώ που πίστευαν σε μένα και δεν έπαψαν στιγμή να μου το δείχνουν. Τους ευχαριστώ για την υπομονή που έδειχναν τις ατελείωτες ώρες που κλεινόμουν στη μοναξιά του υπολογιστή μου. Όσα ευχαριστώ και να τους πω θα είναι λίγα για να μπορέσουν να αντιληφθούν την τεράστια ψυχολογική υποστήριξη που μου προσέφεραν.

Θα ήθελα επίσης να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην Επίκουρη Καθηγήτρια κ. Ολύβια Δόντη και στην κ. Αναστασία Δόντη μέλος του Ειδικού Εκπαιδευτικού Προσωπικού (ΕΕΠ), για την πολύτιμη βοήθεια τους στην εύρεση δείγματος. Επίσης, ευχαριστώ θερμά όλους τους δοκιμαζόμενους που έλαβαν μέρος εθελοντικά στην παρούσα μελέτη και βοήθησαν και αυτοί με την σειρά τους στην εκπλήρωση της παρούσας μεταπτυχιακής διατριβής. Σημαντική συνεργάτιδα και φίλη εντός του εργαστηρίου Εργαστηρίου της Αθλητικής Βιομηχανικής ήταν η μεταπτυχιακή συμφοιτήτρια μου Αναλίνα Εμμανουήλ, την οποία θα ήθελα να ευχαριστήσω για την πολύτιμη βοήθειά της όποτε χρειάστηκε.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η σωματική στάση και ο τύπος της αναπνοής φαίνεται να επιδρούν τόσο στην κινητική σταθερότητα όσο και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών. Στις σχετικές μελέτες δεν εξετάζονται σωματικές στάσεις οι οποίες να θέτουν το σώμα έως και την κατάσταση μιας ιδιαίτερα ασταθούς ισορροπίας, όπως οι ημιπρηνείς και οι ανεστραμμένες στηρίξεις. Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η εξέταση της επίδρασης της σωματικής στάσης και της κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών σε σωματικές στάσεις διαφορετικού βαθμού σταθερότητας. Είκοσι εννέα άτομα (21 γυναίκες και 8 άνδρες 25,4 ± 7,8 ετών, ΣΑ: 168 ± 0,08 εκ και ΣΜ: 62,8 ± 9,54 κιλά), διατήρησαν την όρθια κατακόρυφη θέση (ΟΣ), την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V (ΑΣ-V), την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο (ΗΣ), και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (ΑΣ-K) για 40 δευτ, με πραγματοποίηση φυσικής ήρεμης (ΦΑ) και κοιλιακής (ΚΑ) αναπνοής, αντίστοιχα (3 προσπάθειες σε κάθε συνθήκη). Έγινε συγχρονισμένη καταγραφή των δισδιάστατων χαρακτηριστικών του κέντρου πίεσης (ΚΠ) (δυναμοδάπεδο Kistler 9281B11, Bioware) και της δραστηριότητας τεσσάρων αναπνευστικών μυών μέσω της μεθόδου δονησιομιογραφίας (MEMS, MP150, Biopac Systems, Inc.) (στερνοκλειδομαστοειδής: ΣΚΜ, έξω μεσοπλεύριοι: ΕΜ, διάφραγμα: ΔΙΑ, και ορθός κοιλιακός: ΟΚ). Ταυτόχρονα, έγινε τρισδιάστατη καταγραφή των γωνιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος (MicroStrain, 3DM-GX3®-45) για την πιστοποίηση της ΚΑ. Ο στατιστικός έλεγχος αφορούσε την επίδραση της σωματικής στάσης ξεχωριστά σε κάθε τύπο αναπνοής, και

την επίδραση του τύπου της αναπνοής ξεχωριστά σε κάθε σωματική στάση, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας και της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (SPSS 25.0, $p \leq 0,05$). Η σωματική στάση είχε σημαντική επίδραση στην κινητική σταθερότητα και στη λειτουργία των αναπνευστικών μυών, και στους δύο τύπους αναπνοής ($p \leq 0,05$). Τη χαμηλότερη κινητική σταθερότητα εμφάνισε η ΑΣ-K (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση), ενώ την υψηλότερη εμφάνισαν η ΑΣ-V (προσθιοπίσθια διεύθυνση) και η ΗΣ (πλάγια διεύθυνση). Η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών ήταν μεγαλύτερη στην ΗΣ και την ΑΣ-K και μικρότερη στην ΟΣ. Η ΚΑ φάνηκε να μειώνει την κινητική σταθερότητα μόνο στην ΟΣ και την ΑΣ-K ($p \leq 0,05$). Η ΚΑ αύξησε σημαντικά τη αναπνευστική δραστηριότητα του ΟΚ και του ΔΙΑ ($p \leq 0,05$) αλλά όχι του ΣΚΜ και των ΕΜ ($p > 0,05$). Συμπερασματικά, η σωματική στάση φαίνεται να επιδρά στην κινητική σταθερότητα και στη λειτουργία των αναπνευστικών μυών, σε ιδιαίτερες στάσεις όπως οι ημιπρηνείς και οι ανεστραμμένες στηρίξεις που χρησιμοποιούνται σε αθλητικές ή ασκησιακές δραστηριότητες. Η ΑΣ-K θέτει το σώμα συνδυαστικά σε κατάσταση μειωμένης κινητικής σταθερότητας και αυξημένης δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών, με την εφαρμογή ΚΑ να δυσχεραίνει περαιτέρω την ήδη χαμηλή κινητική σταθερότητα.

ABSTRACT

Body posture as well as breathing type appear to have a significant effect on kinetic stability and respiratory muscle activity. The relevant studies do not examine postures that set the body in positions of particularly unstable equilibrium as the as the lateral and inverted supports. The purpose of this study was to examine the effect of body posture and abdominal breathing on the kinetic stability and the respiratory muscle activity in body postures of a variable degree of stability. Twenty-nine participants (age: 25.4 ± 7.8 years, height: 168 ± 0.08 cm and body mass: 62.8 ± 9.54 kg) maintained (40 sec) the quiet standing (QS), the inverted V support (IVS), the elbow side bridge (ESB) and the headstand (HS), using normal (NB) and abdominal breathing (AB), respectively (3 trials in each condition). A synchronized recording of the 2-dimensional characteristics of the center of pressure (Kistler Type 9281B11, Bioware, Software Kistler Instrument, Amherst, NY) and the activity of four respiratory muscles through the vibromyography method (VMG) (MEMS, MP150, AcqKnowledge software v. 5.0, Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA) was made. (sternocleidomastoid: SCM, external intercostal: EX.I., diaphragm: DIA, rectus abdominis: RA). A 3-dimensional recording of angular changes of the abdominal wall (MicroStrain, 3DM-GX3®-45) was also performed to validate the use of AB. Statistical analysis aimed to test the effect of body posture (univariate analysis of variance separately in each breathing type) and the effect breathing type (univariate analysis of variance separately in each body posture), for the variables of kinetic stability and respiratory muscle activity

(SPSS 25.0, $p < 0.05$). Body posture appeared to have a significant effect on the kinetic stability and the respiratory muscle function ($p \leq 0.05$). The lowest kinetic stability was observed in the HS (anteroposterior and lateral direction), while the highest one was observed in IVS (anteroposterior direction) and the ESB (lateral direction). The activity of the respiratory muscles was greater in ESB (EXI, DIA, RA) and the HS (SCM) and lower in the QS. AB appeared to have a significant negative effect on kinetic stability only during QS and HS ($p \leq 0.05$). AB significantly increased the respiratory activation of the RA and the DIA ($p \leq 0.05$) but not the activation of the SCM and the EXI ($p > 0.05$). In conclusion, body posture appears to have a significant effect on kinetic stability and respiratory muscle function, in non-everyday postures as the inverted and lateral supports which are used in popular exercise programs. HS is documented as a particularly demanding posture as it sets the body in a state of unstable equilibrium and increased respiratory muscle activity. The use of AB further increases the already unstable equilibrium of the HS, as the particular type of breathing inherently induces a destabilizing stimulus due to the demand for low muscular tension in the abdominal wall during the inhalation phase.

respiratory muscles in combination with the reduction of the activation of abdominal wall is an inherent destabilizing stimulus of that breathing type.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΕΞΕΤΑΣΗΣ.....	ii
ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΕΛΛΗΝΙΚΗ	v
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΑΓΓΛΙΚΗ.....	vi
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	x
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	xii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ Α	xiii
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ Β.....	xiii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xv

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Σημασία της έρευνας.....	1
1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος.....	3
1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων ερευνητικών υποθέσεων.....	4
1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα.....	4
1.3.2. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις.....	4
1.4. Μεταβλητές.....	4
1.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές.....	4
1.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές.....	4
1.5. Οριοθετήσεις και περιορισμοί.....	4
1.5.1. Οριοθετήσεις.....	4
1.5.2. Περιορισμοί.....	5

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Κινητική σταθερότητα.....	6
2.2. Σωματική στάση και κινητική σταθερότητα	7
2.3. Αναπνευστική λειτουργία.....	9
2.3.1. Φυσική αναπνοή.....	10
2.3.2. Κοιλιακή αναπνοή	10

2.3.3. Ταυτοποίηση τύπου αναπνοής.....	11
2.4. Κινητική σταθερότητα και τύπος αναπνοής.....	12
2.5. Σωματική στάση και δραστηριότητα αναπνευστικών μυών	13
2.5.1. Γενικά στοιχεία αναπνευστικής λειτουργίας	13
2.5.2. Αναπνευστικοί μύες.....	14
2.5.2.1. Στερνοκλειδομαστοειδής.....	14
2.5.2.2. Μεσοπλεύριοι μύες και διάφραγμα	15
2.5.2.3. Κοιλιακοί μύες	16
2.6. Σύνοψη βιβλιογραφικής ανασκόπησης.....	17

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

3. ΜΕΘΟΔΟΣ

3.1. Χαρακτηριστικά δείγματος	19
3.2. Διαδικασία μέτρησης.....	19
3.3. Όργανα μέτρησης.....	21
3.3.1. Μέτρηση κινητικής σταθερότητας	21
3.3.2. Μέτρηση δραστηριότητας αναπνευστικών μυών.....	22
3.3.3. Μέτρηση επιταχυνσιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος.....	22
3.4. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων	24
3.4.1. Δεδομένα κινητικής σταθερότητας	24
3.4.2. Δεδομένα δραστηριότητας αναπνευστικών μυών.....	25
3.4.3. Δεδομένα επιταχυνσιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος.....	27
3.5. Στατιστική ανάλυση.....	27

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Κινητή σταθερότητα	29
4.1.1. Επίδραση σωματικής στάσης	29
4.1.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής	31
4.2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών	33
4.2.1. Επίδραση σωματικής στάσης	33
4.2.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής.....	33

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

5.1. Κινητική σταθερότητα.....	38
5.1.1. Επίδραση σωματικής στάσης	38
5.1.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής.....	40
5.2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών	41
5.2.1. Επίδραση σωματικής στάσης	41
5.2.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής.....	43
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	46
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.....	56
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β.....	64

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 3.1. Κινηματική αναπνοής. Γραφική απεικόνιση της καταγραφής του αναπνευστικού κύκλου ως συνάρτηση του χρόνου με τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων, οι οποίοι επιτρέπουν την καταγραφή των επιταχυνσιακών και γωνιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος. Η περιοδική κίνηση στην κοιλιακή περιοχή κατά τη χρήση της φυσικής (πάνω) και της κοιλιακής (κάτω) αναπνοής, δημιουργεί μία κυματομορφή που επιτρέπει την εκτίμηση της αναπνευστικής συχνότητας και του εύρους της αναπνοής. Η συγκεκριμένη απεικόνιση αφορά καταγραφή στην όρθια κατακόρυφη στάση και τη γωνία Euler-Roll. σελ. 23

Σχήμα 4.1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα και την συνισταμένη τους (Ar), του συνολικού εύρους του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα, του ελλειπτικού εμβαδού (E) της διαδρομής του ΚΠ και των ημιαξόνων (α και β) του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ. Αριστερά: φυσική αναπνοή, Δεξιά: κοιλιακή αναπνοή. * Όλες οι διαφορές μεταξύ στάσεων ήταν στατιστικά σημαντικές εκτός από αυτές που σημειώνονται με ns (στατιστικά μη σημαντικές διαφορές). σελ. 29

Σχήμα 4.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών κινητικής σταθερότητας σε κάθε τύπο αναπνοής κατά την όρθια στάση (ΟΣ), την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου (ΑΣ-V), την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο (ΗΣ), και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (ΑΣ-K). ΦΑ: φυσική αναπνοή, ΚΑ: κοιλιακή αναπνοή. * $p \leq 0,05$, ns: μη σημαντική διαφορά. σελ. 31

Σχήμα 4.3. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της συνολικής έντασης και του ολοκληρώματος της δονησιογραφικής καμπύλης του σήματος σε κάθε μυ και με τους δύο τύπους αναπνοής. Αριστερά: φυσική αναπνοή, Δεξιά: κοιλιακή αναπνοή. ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ.: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ.: ορθός κοιλιακός. * Οι διαφορές μεταξύ στάσεων ήταν στατιστικώς σημαντικές, εκτός από αυτές που σημειώνονται στο γράφημα (ns) σελ. 33

Σχήμα 4.4. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), για κάθε μυ (ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ.: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ.: ορθός κοιλιακός) σε κάθε τύπο αναπνοής * $p \leq 0,05$, ns: μη σημαντική διαφορά. σελ. 36

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 3.1. Οι 4 στάσεις σώματος του πειραματικού πρωτοκόλλου. (Α) όρθια κατακόρυφη στάση (Β) πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, (Γ) ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο και (Δ) ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. σελ. 20

Εικόνα 3.2. Φυσική (πάνω) και κοιλιακή (κάτω) αναπνοή. Είναι εμφανής η προβολή του κοιλιακού τοιχώματος κατά την κοιλιακή εισπνοή. σελ. 21

Εικόνα 3.3. Όργανο Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (Α). Απεικόνιση του δυναμοδαπέδου (40 X 60 εκ) (Β). Συνισταμένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ), η προσθιοπίσθια (ay) και η πλάγια (ax) συντεταγμένη της διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΚΠ). Ο προσανατολισμός των ατόμων πάνω στο δάπεδο ήταν τέτοιος ώστε, η προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ να εξελίσσεται στον άξονα X (συντεταγμένη ax του ΚΠ) και η πλάγια διαδρομή στον άξονα Y (συντεταγμένη ay του ΚΠ).σελ. 21

Εικόνα 3.4. Όργανο δονησιογράφησης: Αριστερά: επιφανειακός αισθητήρας δονησιογράφησης (VMG-TSD250) για την παρακολούθηση και καταγραφή των μυϊκών δονήσεων των αναπνευστικών μυών. Δεξιά: τοποθέτηση αισθητήρων με χρήση ειδικής κολλητικής ταινίας. σελ.22

Εικόνα 3.5. Όργανο Επιταχυνσιομέτρησης: Πάνω: Αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45) (Α), Αναπαράσταση συστήματος συντεταγμένων του αδρανειακού αισθητήρα και γωνίες Euler: Roll, Pitch, και Yaw (Β). Κάτω: Σημείο τοποθέτησης του αδρανειακού αισθητήρα πάνω στο κοιλιακό τοίχωμα. σελ. 23

Εικόνα 3.6. Απεικόνιση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης (πάνω) και της διαδρομής του κέντρου πίεσης στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα ως συνάρτηση του χρόνου (κάτω). σελ. 25

Εικόνα 3.7. Συνδεσμολογία του αισθητήρα δονησιογραφίας (αριστερά) με αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (Biopac MP150) (κέντρο) και στη συνέχεια με Η/Υ (δεξιά). σελ. 25

Εικόνα 3.8. Απεικόνιση μυϊκής δραστηριότητας (ακατέργαστα δεδομένα) του στερνοκλειδομαστοειδή (1ο κανάλι), των έξω μεσοπλεύριων (2ο κανάλι), του διαφράγματος (3ο κανάλι) και του ορθού κοιλιακού (4ο κανάλι) κατά την όρθια κατακόρυφη στάση. σελ. 26

Εικόνα 3.9. Σημεία τοποθέτησης των δονησιογραφικών αισθητήρων για τους έξω μεσοπλεύριους (1), τον στερνοκλειδομαστοειδή (2), το διάφραγμα (3 & 4) και τον ορθό κοιλιακό μυ (5). σελ. 26

Εικόνα 3.10. Απεικόνιση τρισδιάτατης γωνιακής μεταβολής (Euler angles: Roll-Pitch-Yaw) του κοιλιακού τοιχώματος στη φυσική ήρεμη (πάνω) και στην κοιλιακή (κάτω) αναπνοή. Είναι εμφανής η διαφορά της γωνιακής μετατόπισης του κοιλιακού τοιχώματος στη κοιλιακή αναπνοή. σελ. 27

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 3.1. Μέσοι όροι (M), Τυπικές Αποκλίσεις (SD) και Συντελεστές Μεταβλητότητας (%CV) της Χρονολογικής Ηλικίας, του Σωματικού Αναστήματος και της Σωματικής Μάζας των δοκιμαζόμενων (N=29). σελ. 19

Πίνακας 3.2. Ποσοστό κατανομής του δείγματος σύμφωνα με τη χρονική εμπειρία στην εκτέλεση της αναστραμμένης στήριξης στο κεφάλι (ΑΣ-K) και της κοιλιακής αναπνοής (ΚΑ). * ΧΠΕ: Χωρίς προηγούμενη εμπειρία σελ. 20

Πίνακας 3.3. Μέσοι όροι (Mean), τυπικές αποκλίσεις (SD) και τα αποτελέσματα του ελέγχου t για τους δύο τύπους αναπνοής, στη συνολική διαδρομή της κυματομορφής των γωνιών Roll, Pitch και Yaw. ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, ΗΣ: ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-K: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. σελ. 24

Πίνακας 4.1. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοξευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B6). σελ. 30

Πίνακας 4.2. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση της κοιλιακής αναπνοής, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B7). σελ. 32

Πίνακας 4.3. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοξευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B8). σελ. 34

Πίνακας 4.4. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών -Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση του τύπου της αναπνοής, στη δονησιογραφική δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης) κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B9). σελ. 37

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ Α - ΕΝΤΥΠΑ

1. Ιατρικό Ιστορικό-Ερωτηματολόγιο δοκιμαζομένων.	σελ. 58
2. Δήλωση Συγκατάθεσης.	σελ. 61
3. Έγκριση Επιτροπής Δεοντολογίας.	σελ. 64

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ Β - ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας ΠΑΡ-B1. Κινητική σταθερότητα: Μέση τιμή (m) και τυπική απόκλιση (sd) των μεταβλητών του κέντρου πίεσης (ΚΠ), σε κάθε σωματική στάση για τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή. Για τη σημαντικότητα των ενδοζευγικών διαφορών δείτε στον Πίνακα 4.1 στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων. σελ. 66

Πίνακας ΠΑΡ-B2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών: Μέση τιμή (m) και τυπική απόκλιση (sd) των μεταβλητών της έντασης της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για το σύνολο των 30 δευτ διατήρησης κάθε σωματικής στάσης, κατά τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή. Για τη σημαντικότητα των ενδοζευγικών διαφορών δείτε στον Πίνακα 4.3 στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων. σελ. 67

Πίνακας ΠΑΡ-B3. Συντελεστές αξιοπιστίας ICC και Cronbach's alpha για τη διαδρομή ΚΠ, κατά την εκτέλεση 2, 3, 4 και 5 προσπαθειών σε κάθε σωματική στάση κατά τη χρήση της φυσικής (ΠΑΝΩ) και της (ΚΑΤΩ) κοιλιακής αναπνοής, Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ως βέλτιστη επιλογή ένα πρωτόκολλο 3 προσπαθειών. σελ. 68

Πίνακας ΠΑΡ-B4. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας ($CV_{\text{ΑΤΟΜΙΚΟ}}$) για τα αποτελέσματα του συνόλου των 3 προσπαθειών πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες. σελ. 69

Πίνακας ΠΑΡ-B5. Σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για τα πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες. Όπως φαίνεται, η σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ σωματικών στάσεων δεν αλλάζει μεταξύ των πρωτογενών δεδομένων και των δεδομένων με διατήρηση της μεταβλητότητας $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$. σελ. 70

Πίνακας ΠΑΡ-B6. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. σελ. 71

Πίνακας ΠΑΡ-B7. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση της κοιλιακής αναπνοής, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. σελ. 72

Πίνακας ΠΑΡ-B8. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. σελ. 73

Πίνακας ΠΑΡ-B9. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών -Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση του τύπου της αναπνοής, στη δονησιογραφική δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. σελ. 74

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ΚΠ = κέντρο πίεσης

ΣΣ= σωματική στάση

ΦΑ = φυσική αναπνοή

ΚΑ = κοιλιακή αναπνοή

ΟΣ = όρθια κατακόρυφη στάση

ΑΣ-V = πρηγής στήριξη ανεστραμμένου V

ΗΠ = ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο

ΑΣ-K = ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι

ΣΚΜ = στερνοκλειδομαστοειδής

ΕΜ = έξω μεσοπλεύριοι

ΔΙΑ = διάφραγμα

ΟΚ = ορθός κοιλιακός

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Σημασία της έρευνας

Η επίδραση της σωματικής στάσης (ΣΣ) (πχ. όρθια κατακόρυφη, καθιστή, ύπτια, πρηνής, ημιπρηνής κατάκλιση) έχει ελεγχθεί για ποικιλία βιολογικών μηχανισμών, όπως η *κινητική σταθερότητα*, (Caron, Fontanari, Cremieux, & Fabrice, 2004; Gautier, Thouvarecq, & Chollet, 2007; Hamaoui, Gonneau, & Le, 2010; Sakellari & Bronstein, 1997; Slobounov & Newell, 1996; Sobera, Siedlecka, Piestrak, Sojka-Krawiec, & Graczykowska, 2007; Valenzuela, Miralles, Santander, Bull, Cordova, Celhay, Cavada, & Gutiérrez, 2017), η *αναπνευστική μηχανική* (Attinger, Monroe, & Segal, 1956; Behrakis, Baydur, Jaeger, & Milic-Emili, 1983; Fenn, 1951; Hodges & Gandevia, 2000; Nyrén, Mure, Jacobsson, Larsson, & Lindahl, 1999; Pelosi, Brazzi, & Gattinoni, 2002; Perilli, Sollazzi, Bozza, Modesti, Chierichini, Tacchino, & Ranieri, 2000; Xu, Deng, Han, Zhou, He, Chen, Nong, Huang, Zhang, & Yu, 2015), η *δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών* (de Mayo, Barrero, Bulboa, Carvajal, Valenzuela, & Ormeño, 2005; Druz & Sharp, 1981, 1982; Hudson, Fabrice, Butler, Fitzpatrick, Gandevia, & Butler, 2016; Kera & Maruyama, 2005; Santos, Ruas, Sande deSouza, & Volpe, 2012; Segizbaeva, Pogodin, & Aleksandrova, 2013; Takazakura, Takahashi, Nitta, & Murata, 2004; Valenzuela *et al.*, 2017) και η *μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας* (Avbelj, Kalisnik, Trobec, & Gersak, 2003; Barak, Jakovljevic, Popadic, Gacesa, Ovcin, Brodie, & Grujic, 2010; Buchheit, Al Haddad, Laursen, & Ahmaidi, 2009; Chen & Kuo, 1997; Lipsitz, Mietus, Moody, & Goldberger,

1990; Nepal & Paudel, 2012). Το μεγαλύτερο ποσοστό των ερευνών που έχουν εκπληρωθεί έως σήμερα αναφέρονται κυρίως στις διαφορές που παρουσιάζονται μεταξύ καθημερινών λειτουργικών θέσεων όπως η όρθια και καθιστή θέση καθώς και η ύπτια, η πρηνής και η ημιπρηνής κατάκλιση (Attinger, *et al.*, 1956; Avbelj, *et al.*, 2003; Barak *et al.*, 2010; Behrakis, *et al.*, 1983; Buchheit, *et al.*, 2009; Caron, *et al.*, 2004; Chen & Kuo, 1997; De Mayo, *et al.*, 2005; Druz & Sharp, 1981, 1982; Fenn, 1951; Hamaoui, *et al.*, 2010; Hodges & Gandevia, 2000; Lipsitz, *et al.*, 1990; Malagoli, *et al.*, 2012; Nepal & Paudel, 2012; Nyrén, *et al.*, 1999; Pelosi, *et al.*, 2002; Perilli, *et al.*, 2000; Sakellari & Bronstein, 1997; Segizbaeva, *et al.*, 2013; Takazakura, *et al.*, 2004; Valenzuela, *et al.*, 2017; Xu, *et al.*, 2015). Είναι μικρός ο αριθμός των μελετών που αναφέρεται σε μη συνηθισμένες θέσεις, όπως για παράδειγμα οι ανεστραμμένες και ημιπρηνείς στηρίξεις (Campos, *et al.*, 2017; Clément & Rézette, 1985; Dean, 1985; Gautier, *et al.*, 2007; LeMarr, Golding, & Crehan, 1983; Omorczyk, Bujas, Puszczalowska-Lizis, & Biskup, 2018; Slobounov & Newell, 1996; Sobera, *et al.*, 2007). Τέτοιες ιδιαίτερες θέσεις χρησιμοποιούνται σε δημοφιλή συστήματα φυσικής δραστηριότητας όπως είναι η yoga και το pilates και διάφορα είδη χορού, αλλά και σε αθλήματα όπως η ενόργανη, η ακροβατική και η ρυθμική γυμναστική (Campos, *et al.*, 2017; Hector & Jensen, 2015; Hedbávný, *et al.*, 2013).

Στον τομέα της φυσικής αγωγής και του αθλητισμού, μεταξύ των πολυάριθμων συνιστωσών που μπορούν να επηρεάσουν την αθλητική απόδοση, σημαντικό ρόλο έχει και η ικανότητα διατήρησης της σταθερότητας του σώματος (Omorczyk, *et al.*, 2018). Η ρύθμιση της σταθερότητας επιτυγχάνεται

μέσω αντισταθμιστικών κινήσεων μέρους ή ολόκληρου του σώματος. Συνεπώς, η σταθερότητα του ανθρώπινου σώματος μπορεί να χαρακτηριστεί και ως κινητική σταθερότητα. Η μελέτη της κινητικής σταθερότητας σε θέσεις που χρησιμοποιούνται στον αθλητισμό, αποτελεί σημαντικό πεδίο μελέτης, καθώς μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της επίδοσης των αθλητών (Kioumourtzoglou, Derri, Mertzaniidou, & Tzetzis, 1997), αλλά και στη μείωση του κινδύνου κάκωσης ή τραυματισμού του αθλητή κατά τη διάρκεια της εκτελούμενης στάσης (Omorczyk, *et al.*, 2018). Ως όρος, η κινητική σταθερότητα, συνδυάζεται με άλλους όρους όπως η ισορροπία και ο κινητικός έλεγχος (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000). Η ισορροπία διακρίνεται σε στατική και δυναμική, και ρυθμίζεται από τα αισθητήρια συστήματα του ανθρώπου, συμπεριλαμβανομένου του αιθουσαίου, της ιδιοδεκτικότητας, και των οπτικών συστημάτων (Gautier, *et al.*, 2007). Αρκετές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί για τη στατική ισορροπία εξετάζοντας τη σωματική ταλάντωση (postural sway) του σώματος κατά την όρθια και καθιστή θέση (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010; Jeong, 1991; Kuczyński & Wieloch, 2008; Milkowski, Myklebust, Prieto, Kreis, & Myklebust, 1993; Sakellari & Bronstein, 1997). Εντούτοις, είναι ελάχιστες οι μελέτες που έχουν εξετάσει πιο ιδιαίτερες θέσεις οι οποίες θέτουν το σώμα σε κατάσταση ευαίσθητης ισορροπίας όπως οι ανεστραμμένες και οι ημιπρηνείς στηρίξεις (Gautier, *et al.*, 2007; Slobounov & Newell, 1996; Sobera, *et al.*, 2007), οι οποίες αποτελούν βασικό στοιχείο στην ενόργανη (Hedbávný, *et al.*, 2013; Omorczyk, *et al.*, 2018) και ακροβατική γυμναστική (Mohammadi, 2016), αλλά και σε δημοφιλή

προγράμματα άσκησης.

Σημαντικό παράγοντα για τον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας φαίνεται ν' αποτελεί η διαδικασία της αναπνοής, τόσο σε μηχανικό όσο και σε νευρομυϊκό επίπεδο (Kuznetsov, *et al.*, 2012). Η ύπαρξη της αναπνοής από μόνη της φαίνεται να αποτελεί παράγοντα διατάραξης της κινητικής σταθερότητας (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010; Schmid, *et al.*, 2004). Κατά τη διαδικασία της αναπνοής υπάρχει μια εγγενής ταλαντωτική μετατόπιση της προβολής του κέντρου βάρους του σώματος ως προς τα όρια της βάσης στήριξης (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010) την οποία καλείται το σώμα να αντισταθμίσει μέσω αλλαγών της διαδρομής του κέντρου της πελματικής πίεσης (ΚΠ) έτσι ώστε να διατηρηθεί μια όσον το δυνατόν πιο σταθερή κατάσταση ισορροπίας (Hamaoui, *et al.*, 2010). Ο τύπος (ήρεμη φυσική, θωρακική, κοιλιακή ή διαφραγματική), ο ρυθμός και το εύρος της αναπνοής, φαίνεται να καθορίζει και το μέγεθος των ταλαντωτικών μετατοπίσεων του κέντρου βάρους του σώματος (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010; Sakellari & Bronstein, 1997; Jeong, 1991) καθορίζοντας ενδεχομένως και το βαθμό κινητικής σταθερότητας της σωματικής στάσης.

Κατά την αλλαγή της σωματικής στάσης αλλά και του τύπου της αναπνοής είναι αναμενόμενη μια αλλαγή και της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών. Η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών συνδέεται τόσο με τον έλεγχο της διαδικασίας της αναπνοής (Hutten, vanThuijl, vanBellegem, vanEyckern, & vanAalderen, 2010) όσο και με τον έλεγχο της σταθερότητας του κορμού (Kim & Lee, 2013; Nelson, 2012) ο οποίος αποτελεί κρίσιμο παράγοντα

καθορισμού της συνολικής κινητικής σταθερότητας του σώματος καθώς αποτελεί σχεδόν το 50% της μάζας του. Η μελέτη της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών συμβάλλει στη βελτίωση της λειτουργικότητας και της ποιότητας ζωής, ιδιαίτερα σε άτομα με αναπνευστικά προβλήματα (Pelosi, *et al.*, 2002; Kallet, 2003; Malagoli, Santos, *et al.*, 2012; Xu, *et al.*, 2015). Επιπλέον, δίνεται μία πλήρη εικόνα για τις απαιτήσεις των σωματικών στάσεων ως προς τη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών.

Η συνδυαστική μελέτη της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών υπό συνθήκες χρήσης διαφορετικών τύπων αναπνοής σε ποικιλία σωματικών στάσεων που δυσχεραίνουν την κινητική σταθερότητα και θέτουν το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ευαίσθητης ισορροπίας, μπορεί να συμβάλει στη διασαφήνιση των παραγόντων που καθορίζουν την κινητική σταθερότητα του σώματος. Παραδείγματα σωματικών στάσεων που θέτουν το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ασταθούς ή ευαίσθητης ισορροπίας είναι οι ανεστραμμένες και πρηνείς ή ημιπρηνείς στηρίξεις, και οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως σε δημοφιλή συστήματα σωματικής δραστηριότητας αλλά και σε αγωνιστικές αθλητικές δραστηριότητες. Από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας, δεν εντοπίζονται μελέτες οι οποίες να έχουν εξετάσει συνδυαστικά την επίδραση της σωματικής στάσης και του τύπου της αναπνοής σε στάσεις που θέτουν το σώμα υπό διαφορετικές συνθήκες κινητικής σταθερότητας, τέτοιες που να επιτρέπουν τη σύγκριση στο φάσμα μεταξύ σταθερής και ευαίσθητης κατάστασης ισορροπίας. Από το ερευνητικό αυτό κενό εκπορεύεται και ο σκοπός της παρούσας εργασίας για εξέταση της επίδρασης της σωματικής στάσης και της κοιλιακής

αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών σε ιδιαίτερες θέσεις, όπως οι ανεστραμμένες και πλάγιες στηρίξεις, που χρησιμοποιούνται σε προγράμματα άσκησης και αγωνιστικού αθλητισμού.

Η επίδραση της σωματικής στάσης και της κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα αλλά και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών αποτελεί σημαντικό αντικείμενο μελέτης, καθώς παρέχει σημαντικές πληροφορίες στους τομείς της ιατρικής, της άσκησης για ευρωστία-υγεία, της φυσικής αγωγής και του αθλητισμού. Μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της επίδοσης των αθλητών και των αθλούμενων, στον καλύτερο έλεγχο της αναπνοής και της ισορροπίας, καθώς και στην απόκτηση πληρέστερης εικόνας για τις απαιτήσεις των συγκεκριμένων σωματικών στάσεων (τόσο προς τη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών όσο προς τις απαιτήσεις τους σε κινητική σταθερότητα).

1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Η επίδραση της σωματικής στάσης και της κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών αποτελεί ένα πεδίο μελέτης ιδιαίτερα σημαντικό, το οποίο δεν έχει μελετηθεί σε μεγάλο εύρος. Αρκετές σωματικές στάσεις οι οποίες χρησιμοποιούνται σε ιδιαίτερα δημοφιλείς δραστηριότητες (yoga, Pilates, προγράμματα λειτουργικής (functional) προπόνησης, ακροβατικής, ενόργανης και ρυθμικής γυμναστικής) θέτουν το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ευαίσθητης ισορροπίας αυξάνοντας το βαθμό δυσκολίας για επίτευξη κινητικής σταθερότητας. Επιπλέον, σε αρκετές από αυτές τις δημοφιλείς δραστηριότητες και ενώ το σώμα βρίσκεται σε κατάσταση ιδιαίτερα ευαίσθητης ισορροπίας,

εφαρμόζεται η χρήση της κοιλιακής (ή διαφραγματικής) αναπνοής η οποία εγγενώς διαταράσσει την κινητική σταθερότητα του σώματος. Το ερευνητικό πρόβλημα που θα προσπαθήσει να απαντήσει η παρούσα μελέτη, είναι, «εάν επιδρά η σωματική στάση (ΣΣ) και η κοιλιακή αναπνοή (ΚΑ) στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών».

1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων και ερευνητικών υποθέσεων

1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα

1) Υπάρχει επίδραση της ΣΣ

- A) στην κινητική σταθερότητα;
- B) στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών;

2) Υπάρχει επίδραση της ΚΑ

- A) στην κινητική σταθερότητα;
- B) στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών;

1.3.2 Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

1) Η ΣΣ θα επιδρά σημαντικά

- A) στην κινητική σταθερότητα
- B) στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών

2) Η ΚΑ θα επιδρά σημαντικά

- A) στην κινητική σταθερότητα
- B) στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών

1.4. Μεταβλητές

1.4.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

Η συγκεκριμένη μελέτη αφορά έναν πειραματικό σχεδιασμό επαναληπτικών μετρήσεων. Ως ανεξάρτητες μεταβλητές (παράγοντες) ορίστηκαν:

A) Η ΣΣ σε 4 επίπεδα (όρθια στάση, πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο και ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι).

B) Ο τύπος της αναπνοής σε 2 επίπεδα (φυσική και κοιλιακή αναπνοή).

1.4.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Στον πειραματικό σχεδιασμό επαναληπτικών μετρήσεων ως εξαρτημένες μεταβλητές ορίστηκαν: (A) οι μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας (B) οι μεταβλητές της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών. Αναλυτικά, για τα δεδομένα της κινητικής σταθερότητας υπολογίστηκαν: η διαδρομή (mm) (προσθιοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση), η μέση ταχύτητα (mm/s) (προσθιοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση) και το εύρος μετατόπισης (mm) (προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση) του κέντρου πίεσης (ΚΠ), το ελλειπτικό εμβαδόν (mm²) της διαδρομής του ΚΠ (με διάστημα εμπιστοσύνης 95%) και οι ημιάξονες (mm) (μεγάλος και μικρός) του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ. Για τα δεδομένα της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών υπολογίστηκαν: η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και το ολοκλήρωμα της έντασης της δονησιογραφικής καμπύλης (VMG units) για κάθε έναν από τους τέσσερις εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες (στερνοκλειδομαστοειδής, έξω μεσοπλεύριοι, διάφραγμα και ορθός κοιλιακός).

1.5. Οριοθετήσεις και περιορισμοί

1.5.1. Οριοθετήσεις

Οι συμμετέχοντες της παρούσας μελέτης ήταν 29 άνδρες και γυναίκες οι οποίοι συμμετείχαν εθελοντικά. *Κριτήρια αποκλεισμού* από τη μελέτη αποτέλεσαν: πρόσφατο χειρουργείο (< 6 μήνες), πρόσφατη ασθένεια (< 2 μήνες) ή τραυματισμός, αναπνευστικά

προβλήματα, υψηλή αρτηριακή πίεση ($\geq 140\text{mmHg}$ συστολική, $\geq 90\text{mmHg}$ διαστολική), σοβαρή οφθαλμική πάθηση (π.χ. γλαύκωμα), εμφάνιση μεγάλου βαθμού βιομηχανικών αποκλίσεων στα άκρα και την σπονδυλική στήλη (π.χ. διαφορά μήκους των σκελών $> 3\text{cm}$) (McCaw, 1992; Roaf, 1960; Roccella, 2000; Trobisch, Suess, & Schwab, 2010). Κριτήρια επιλογής στη μελέτη αποτέλεσαν: η δυνατότητα εκτέλεσης των επιλεγμένων ΣΣ για συγκεκριμένη χρονική διάρκεια (τουλάχιστον 40 δευτερόλεπτα) (Gautier, *et al.*, 2007; Slobounov & Newell, 1996; Sobera, *et al.*, 2007) και η δυνατότητα σωστής εκτέλεσης της ΚΑ. Τα αποτελέσματα της εργασίας δεν μπορούν να γενικευθούν για πληθυσμούς που ανήκουν σε: Α) ευπαθείς ομάδες, Β) παιδιά ή άτομα τρίτης ηλικίας, Γ) σε άτομα που δεν πληρούν τα χαρακτηριστικά του δείγματος (εκτέλεση ΚΑ και εξεταζόμενων ΣΣ).

1.5.2. Περιορισμοί

Ως περιορισμοί της παρούσας έρευνας αναφέρονται:

(Α) τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του ερευνητικού δείγματος, καθώς αυτό επιλέχθηκε να πληροί κάποια κριτήρια όσον αφορά την εμπειρία στις εκτελούμενες στάσεις και την ικανότητα πραγματοποίησης της ΚΑ. Ως εκ τούτου, οι δοκιμαζόμενοι αποτελούνταν από αθλητές και αθλούμενους με πολύ καλή φυσική κατάσταση, μικρής ηλικίας χωρίς ιδιαίτερα προβλήματα υγείας, με αποτέλεσμα τη μη γενίκευση των αποτελεσμάτων σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες.

(Β) Η μη παρεμβατική ταυτοποίηση του κοιλιακού τύπου αναπνοής αλλά η χρήση αδρανειακών αισθητήρων τοποθετημένων στην επιφάνεια του κοιλιακού τοιχώματος. Εντούτοις, η χρήση των αδρανειακών αισθητήρων ως

ερευνητικό εργαλείο για την εξέταση της αναπνευστικής διαδικασίας, όπως αυτή εφαρμόστηκε στην παρούσα μελέτη, είναι τεκμηριωμένη σε πρωτόκολλα προγενέστερων μελετών, όσον αφορά τις κινηματικές μεταβολές είτε του θωρακικού κλωβού (Bates, *et al.*, 2010; Phan, *et al.*, 2008) είτε του κοιλιακού τοιχώματος (Haescher, *et al.*, 2015).

(Γ) Η μη παρεμβατική καταγραφή της δραστηριότητας του διαφράγματος αλλά χρήση επιφανειακής δονησιογραφίας για τις μεταβολές της ενεργοποίησής του. Ωστόσο, υπάρχουν αρκετές ερευνητικές μελέτες που εφαρμόζουν την επιφανειακή καταγραφή της δραστηριότητας του διαφράγματος (Chien, *et al.*, 2008; Santos, *et al.*, 2012; Segizbaeva, *et al.*, 2013; Valenzuela, *et al.*, 2017) έναντι παρεμβατικών μεθόδων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Κινητική σταθερότητα

Η κινητική σταθερότητα είναι ένας όρος που χρησιμοποιείται σε ένα ευρύ φάσμα κλινικών ειδικοτήτων σε παγκόσμιο επίπεδο (Pollock, *et al.*, 2000). Πολλές φορές συνδυάζεται αλλά ταυτόχρονα συγχέεται με τους όρους ισορροπία και κινητικός έλεγχος (Pollock, *et al.*, 2000). Ο όρος ισορροπία (balance) είναι η κατάσταση στην οποία η κάθετη στο έδαφος προβολή του κέντρου βάρους διατηρείται εντός των ορίων της βάσης στήριξης του σώματος (Pollock, *et al.*, 2000). Στη μηχανική, η ισορροπία (balance) ή εξισορρόπηση (equilibrium) είναι η κατάσταση στην οποία οι δυνάμεις και οι ροπές που ενεργούν στο σώμα προκαλούν μηδενική επιτάχυνση (Pollock, *et al.*, 2000). Όπως αναφέρεται χαρακτηριστικά και στον πρώτο νόμο του Νεύτωνα «κάθε σώμα διατηρεί την κατάσταση ηρεμίας ή ομαλής ευθύγραμμης κίνησης, εφόσον καμία εξωτερική δύναμη δεν επιδρά για τη μεταβολή της ή η συνισταμένη των δυνάμεων ισούται με μηδέν». Η ισορροπία μπορεί να χαρακτηριστεί ως σταθερή (stable), ασταθής (unstable) ή ουδέτερη (neutral). Ο όρος σταθερότητα (stability) είναι η ικανότητα παραμονής ή επιστροφής ενός σώματος σε κατάσταση επιτυχούς εξισορρόπησης (Pollock, *et al.*, 2000). Συνεπώς, δύο σώματα μπορεί να ισορροπούν αλλά με διαφορετικό βαθμό σταθερότητας.

Η ικανότητα ενός σώματος να ισορροπεί καθώς και ο βαθμός σταθερότητας, εξαρτώνται από τη θέση του κέντρου μάζας του ως προς την περιοχή που ορίζει τη βάσης στήριξης του σώματος (Pollock, *et al.*, 2000). Όσον αφορά τον άνθρωπο, ο όρος ισορροπία χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη

δυναμική της στάσης του ανθρώπινου σώματος για να αποφεύγονται οι πτώσεις κατά τη διάρκεια της στάσης ή της κίνησης (Pollock, *et al.*, 2000). Στο ανθρώπινο σώμα, η θέση του κέντρου μάζας μεταβάλλεται συνεχώς εξαιτίας της επίδρασης διαφόρων εξωτερικών και εσωτερικών αποσταθεροποιητικών ερεθισμάτων (δυνάμεις) που δέχεται το σώμα. Όσο οι μεταβολές αυτές δεν οδηγούν στην μετατόπιση της κάθετης προβολής του κέντρου μάζας εκτός των ορίων της βάσης στήριξης, το σώμα εξισορροπεί επιτυχώς τα αποσταθεροποιητικά ερεθίσματα και διατηρεί τελικά την ισορροπία του. Η ρύθμιση της προβολής του κέντρου μάζας εντός των ορίων της βάσης στήριξης επιτυγχάνεται μέσω αντισταθμιστικών κινήσεων μέρους ή ολόκληρου του σώματος. Συνεπώς, η σταθερότητα του ανθρώπινου σώματος μπορεί να χαρακτηριστεί και ως κινητική σταθερότητα.

Η διατήρηση της κινητικής σταθερότητας του σώματος επιτυγχάνεται μέσω μιας πολύπλοκης διαδικασίας, που ονομάζεται κινητικός έλεγχος ή πολλές φορές και στατικός έλεγχος. Ο έλεγχος αυτός περιλαμβάνει τις συντονισμένες δραστηριότητες πολλαπλών αισθητηριακών, κινητικών συνιστωσών (Palmieri, Ingersoll, Stone, & Krause, 2002) και ρυθμίζεται από το νευρομυϊκό σύστημα και τις πληροφορίες που λαμβάνει από τα τρία μεγάλα αισθητηριακά συστήματα (αιθουσαίο, ιδιοδεκτικό, οπτικό) (Gautier, *et al.*, 2007). Ο έλεγχος της κινητικής σταθερότητας έχει συνδεθεί με δύο βασικές κατηγορίες ανθρώπινης δραστηριότητας: (Α) τη διατήρηση μιας καθορισμένης στάσης του σώματος, όπως όρθια ή καθιστή θέση (στατική ισορροπία) και (Β) τη μετακίνηση μέλους ή ολόκληρου του σώματος, από μία θέση σε μια άλλη (δυναμική ισορροπία). Ο έλεγχος της σταθερότητας και της

ισορροπίας διαφέρει στις δύο αυτές κατηγορίες. Κατά τη διάρκεια της κίνησης, ο έλεγχος μπορεί να θεωρηθεί πιο πολύπλοκος συγκριτικά με τον έλεγχο σε στατικές θέσεις. Στη στατική ισορροπία, απαραίτητος είναι ο έλεγχος της προβολής του κέντρου μάζας και η διατήρηση αυτής εντός των ορίων της βάσης στήριξης, με τη μικρότερη δυνατή κίνηση του σώματος (Jeter, Nkodo, Moonaz, & Dagnelie, 2014; Winter, 1996). Στη δυναμική ισορροπία, είναι απαραίτητος ο έλεγχος της προβολής του κέντρου μάζας του σώματος, έτσι ώστε αυτή να διατηρείται ομαλά και σταθερά εντός της μεταβαλλόμενης βάσης στήριξης καθώς επίσης και η εξισορρόπηση των δυνάμεων εκτροπής της ισορροπίας τις στιγμές που η προβολή του κέντρου μάζας μεταβαίνει από την προηγούμενη στην επόμενη βάση στήριξης (Jeter, *et al.*, 2014; Winter, 1996).

Η αξιολόγηση της κινητικής σταθερότητας γίνεται με ποικίλες τεχνικές και μεθόδους, χρησιμοποιώντας διάφορες κινητικές δοκιμασίες. Μία από τις πιο συνηθισμένες και διαδεδομένες μεθόδους είναι η μέτρηση της διαδρομής του κέντρου της πελματικής πίεσης (γνωστό ως κέντρο πίεσης – ΚΠ), με τη χρήση δυναμοδάπεδου. Από τις αρχές της δεκαετίας του 1970, τα δυναμοδάπεδα χρησιμοποιήθηκαν για την απόκτηση ποσοτικών μετρήσεων και αναλύσεων της κινητικής σταθερότητας (Palmieri, *et al.*, 2002). Το δυναμοδάπεδο είναι μια συσκευή που παρέχει εκτίμηση των μεταβολών της ταλάντωσης του σώματος μέσω των δυνάμεων εδαφικής αντίδρασης (Palmieri, *et al.*, 2002). Το σημείο εφαρμογής της συνισταμένης δύναμης εδαφικής αντίδρασης ορίζει και το ΚΠ, η διαδρομή του οποίου αποτελεί και μέτρο εκτίμησης της σωματικής ταλάντωσης (postural sway) κατά τη διατήρηση μιας σωματικής στάσης ή και

κατά την εκούσια μετακίνηση του κέντρου μάζας τους σώματος με ή χωρίς μεταβολή της χωρικής του θέσης. Η μεταβολή της διαδρομής του ΚΠ ως συνάρτηση του χρόνου εξαρτάται από τις δυνάμεις και τις αντίστοιχες ροπές που αναπτύσσονται προκειμένου να διατηρηθεί η κινητική του σταθερότητα (Palmieri, *et al.*, 2002; Winter, 1996).

2.2. Σωματική στάση και κινητική σταθερότητα

Η κινητική σταθερότητα του σώματος έχει εξεταστεί από τους ερευνητές σε συνηθισμένες καθημερινές θέσεις, όπως είναι η όρθια, η καθιστή, η πρηνής και η ύπτια θέση. Εντούτοις, είναι περιορισμένος ο αριθμός των μελετών που έχουν εξετάσει πιο ιδιαίτερες θέσεις, οι οποίες θέτουν το σώμα σε κατάσταση ευαίσθητης ισορροπίας, όπως οι ανεστραμμένες θέσεις και οι πρηνείς και ημιπρηνείς στηρίξεις. Τέτοιες ιδιαίτερες θέσεις χρησιμοποιούνται σε δημοφιλή συστήματα φυσικής δραστηριότητας όπως είναι η Yoga και το Pilates, σε διάφορα είδη χορού, αλλά και σε αθλήματα όπως η ενόργανη, η ακροβατική και η ρυθμική γυμναστική (Campos, *et al.*, 2017; Hector & Jensen, 2015; Hedbávný, *et al.*, 2013). Μεταξύ των πολυάριθμων συνιστωσών που μπορούν να επηρεάσουν την απόδοση των αθλητών, γίνεται συχνή αναφορά στην ικανότητα διατήρησης της κινητικής σταθερότητας (Omorczyk, *et al.*, 2018). Η ικανότητα αυτή είναι βασική για τους αθλητές, καθώς, μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της αθλητικής επίδοσης (Kioumourtzoglou, *et al.*, 1997), αλλά και στη βελτίωση της ασφάλειας του αθλητή κατά τη διάρκεια της εκτελούμενης στάσης (Omorczyk, *et al.*, 2018). Συνεπώς, η αξιολόγηση και μελέτη του ελέγχου της κινητικής σταθερότητας κατά την εφαρμογή των ιδιαίτερων σωματικών στάσεων

ευαίσθητης ισορροπίας αποτελεί σημαντικό ερευνητικό πεδίο, ιδιαίτερα στον χώρο του αθλητισμού.

Η κατακόρυφη ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι ή στα χέρια, αποτελεί μια βασική στάση εξάσκησης στην ενόργανη, ακροβατική και ρυθμική γυμναστική, αθλητικές ειδικεύσεις στις οποίες η εξάσκηση γίνεται σε ελεγχόμενο περιβάλλον και με τον ενδεικνύμενο βαθμό προοδευτικότητας όσον αφορά την ασφάλεια του ατόμου που την εκτελεί. Εντούτοις, παρά τους κινδύνους που ενδεχομένως συνοδεύουν την εξάσκηση της κατακόρυφης ανεστραμμένης στήριξης στο κεφάλι ή στα χέρια, αυτή φαίνεται να έχει γίνει ιδιαίτερα δημοφιλής και σε μη αγωνιστικές δραστηριότητες οι οποίες προσελκύουν ιδιαίτερα μεγάλο αριθμό ατόμων (π.χ. στο σύστημα της yoga η οποία συγκεντρώνει περισσότερο από 15,8 εκατομμύρια ασκούμενους στην Αμερική) (Hector & Jensen, 2015). Αν και η κατακόρυφη ανεστραμμένη στήριξη διαφέρει αρκετά από την κατακόρυφη όρθια στάση, έχουν και οι δύο ένα κοινό στόχο: τη διατήρηση της ισορροπίας σε σχέση με τη βαρύτητα (Slobounov & Newell, 1996). Η ανεστραμμένη θέση του σώματος διαφοροποιεί τις πληροφορίες που διατίθενται στο άτομο (σε σχέση το περιβάλλον και το σώμα), γεγονός το οποίο θα μπορούσε να αποτελέσει έναν περιοριστικό παράγοντα στην κινητική σταθερότητα (Slobounov & Newell, 1996). Επιπλέον, κατά την ανεστραμμένη στάση, απαιτείται μια ασυνήθιστη μυϊκή δραστηριότητα από τα άνω άκρα, δεδομένου ότι καλούνται να αναπτύξουν στηρικτικό μυϊκό έργο έναντι της βαρύτητας αντίστοιχο με αυτό των κάτω άκρων κατά την όρθια στάση (Gautier, *et al.*, 2007). Η αντοχή του μυϊκού συστήματος και η δυνατότητα για παραγωγή δύναμης του άνω μέρους του σώματος, κυμαίνεται συνήθως σε

χαμηλότερα επίπεδα από αυτή των κάτω άκρων που χρησιμοποιούνται για τη διατήρηση της όρθιας θέσης και αυτό μπορεί να αποτελέσει έναν ακόμη περιοριστικό παράγοντα στην κινητική σταθερότητα (Slobounov & Newell, 1996).

Κατά τη διάρκεια της ανεστραμμένης θέσης με στήριξη στα χέρια, η ρύθμιση της κινητικής σταθερότητας επιτυγχάνεται με παρόμοιο ταλαντωτικό τρόπο όπως και κατά τη στήριξη στα κάτω άκρα, δηλαδή μέσω της προσθιοπίσθιας ταλαντωτικής μετατόπισης του ΚΠ προς την άκρη των δακτύλων (πρόσθια) και προς την πηχεοκαρπική άρθρωση (οπίσθια), και της πλάγιας ταλαντωτικής μετατόπισης του ΚΠ προς την έσω και προς την έξω πλευρά της παλάμης ή δεξιά και αριστερή πλευρά στο μετωπιαίο επίπεδο (Sobera, *et al.*, 2007). Η σταθερότητα κατά τη ανεστραμμένη στήριξη στα χέρια είναι μικρότερη από ό,τι στην όρθια στάση (Slobounov & Newell, 1996) εξαιτίας του μικρότερου εμβαδού της βάσης στήριξης συγκριτικά με την όρθια στάση (Gautier, *et al.*, 2007). Επιπλέον, στην ανεστραμμένη στήριξη η απόσταση μεταξύ του εδάφους και του κέντρου μάζας είναι μεγαλύτερη λόγω της ευθυγράμμισης των άνω άκρων με το μηχανικό άξονα του κορμού (Gautier, *et al.*, 2007; Slobounov & Newell, 1996). Ο συνδυασμός της μικρότερης επιφάνειας στήριξης και της μεγαλύτερης απόστασης του κέντρου βάρους του σώματος από την επιφάνεια στήριξης αποτελεί παράγοντα μείωσης της κινητικής σταθερότητας κατά την ανεστραμμένη στήριξη στα χέρια (Gautier, *et al.*, 2007; Slobounov & Newell, 1996). Οι κινηματικές αναλύσεις κατά τη διάρκεια της ανεστραμμένης στάσης έχουν παρουσιάσει αυξημένο πλάτος ταλάντωσης κατά κύριο λόγο στα περιφερικά τμήματα του σώματος, ενώ ο κορμός και το κεφάλι φαίνεται να

παραμένουν σχετικά σταθερά (Slobounov & Newell, 1996). Αυτό πιθανόν να υποδεικνύει ότι οι δυνάμεις αντίδρασης και οι δυνάμεις αλληλεπίδρασης μεταξύ των μελών των άκρων παρέχουν σταθερότητα στις ανεστραμμένες στάσεις (Slobounov & Newell, 1996).

Κατά την ανεστραμμένη στήριξη στα αντιβράχια και το κεφάλι, τα αποτελέσματα είναι συναφή με αυτά της ανεστραμμένης στήριξης στα χέρια, εμφανίζοντας μειωμένη κινητική σταθερότητα σε σύγκριση με την όρθια κατακόρυφη στάση. Ο Campos και συνεργάτες (2016), εξέτασαν τη συμπεριφορά της γεωμετρικής καμπυλότητας της σπονδυλικής στήλης, μέσω στερεοφωτομετρικής ανάλυσης, κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι σε σύγκριση με την όρθια θέση και τη βάδιση. Στη μελέτη αυτή βρέθηκε ότι, στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης, οι πλάγιες αποκλίσεις ήταν σημαντικά μεγαλύτερες κατά την διάρκεια της ανεστραμμένης στάσης (Campos, *et al.*, 2017). Η αύξηση των πλάγιων αποκλίσεων σε οποιαδήποτε επίπεδο της σπονδυλικής στήλης έχει ως αποτέλεσμα το μειωμένο σωματικό έλεγχο στο επίπεδο αυτό (Campos, *et al.*, 2017) και κατά συνέπεια την μείωση της κινητικής σταθερότητας.

2.3. Αναπνευστική λειτουργία

Η αναπνευστική λειτουργία είναι ζωτικής σημασίας σε όλα τα θηλαστικά, καθώς μέσω της αναπνευστικής διαδικασίας επιτυγχάνεται η οξυγόνωση του αίματος (Ratnovsky, Elad, & Halpern, 2008). Ο αναπνευστικός κύκλος διακρίνεται στη φάση της εισπνοής και στη φάση της εκπνοής. Κατά την εισπνοή διευρύνεται ο θωρακικός κλωβός και αυξάνεται η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών, με χαρακτηριστική την επιπέδωση του διαφράγματος. Κατά

την εκπνοή οι εισπνευστικοί μύες χαλαρώνουν και ο θωρακικός κλωβός επανέρχεται στις αρχικές του διαστάσεις με επαναφορά του διαφράγματος στη μορφή θόλου (Stamenović, 1990).

Η διαδικασία της αναπνοής, σε κατάσταση ηρεμίας, μπορεί να κατηγοριοποιηθεί σε διαφορετικούς τύπους ανάλογα με το βάθος της αναπνοής, την κίνηση του θωρακικού κλωβού και την ένταση της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών. Πιο συχνά, γίνεται αναφορά κυρίως στην φυσική ήρεμη αναπνοή, στην κοιλιακή (γνωστή και ως διαφραγματική) αναπνοή, στη θωρακική αναπνοή (Kendall, *et al.*, 2005), καθώς επίσης και στον ολοκληρωμένο (ή πλήρη) τύπο αναπνοής ο οποίος συνδυάζει ισότιμα και τη θωρακική και την κοιλιακή συνιστώσα της αναπνευστικής λειτουργίας (Celhay *et al.*, 2015; De Mayo *et al.*, 2005; Valenzuela *et al.*, 2017). Ο διαφορετικός τύπος αναπνοής επιφέρει και αλλαγή στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών. Κατά τις αναπνευστικές προσπάθειες με βάθος, όπως στην κοιλιακή συγκριτικά με την φυσική ήρεμη αναπνοή, ή κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής δραστηριότητας, εκτός των κύριων αναπνευστικών μυών, ενεργοποιούνται και οι επικουρικοί μύες (Berne & Levy, 1996; Sieck, Ferreira, Reid, & Mantilla, 2013). Κατά τη θωρακική συγκριτικά με την κοιλιακή αναπνοή έχει βρεθεί μεγαλύτερη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή μυ, των έξω μεσοπλεύριων μυών και του διαφράγματος (Valenzuela, *et al.*, 2017).

2.3.1. Φυσική ήρεμη αναπνοή

Η φυσική ήρεμη αναπνοή (στη συνέχεια θα αναφέρεται ως φυσική αναπνοή) αποτελεί τη διαδικασία αναπνοής σε κατάσταση ηρεμίας και δεν

απαιτεί την γνωστική σκέψη του ατόμου. Κατά τη διάρκεια της φυσικής αναπνοής (ΦΑ), η εισπνοή εξαρτάται κυρίως από τη δραστηριοποίηση του διαφράγματος και των μεσοπλεύριων μυών. Η εκπνοή επέρχεται παθητικά με την ελαστική σύμπτυξη των πνευμόνων (Berne, 1999; Russo, *et al.*, 2017). Κατά τη ΦΑ, ο θωρακικός κλωβός διευρύνεται κατά 1,2 εκ. και 0,7 εκ. περίπου στην όρθια και στην ύπτια θέση, αντίστοιχα, με το διάφραγμα να κατέρχεται (επιπέδωση διαφράγματος) περίπου 1,5 εκ. και 1,8 εκατ. κατά την όρθια και την ύπτια θέση, αντίστοιχα (Wade, 1953).

2.3.2. Κοιλιακή αναπνοή

Η κοιλιακή αναπνοή (ΚΑ), γνωστή και ως διαφραγματική αναπνοή, έχει ως βασικό στόχο την αύξηση του χώρου της κοιλιακής περιοχής (Yamaguti *et al.*, 2012) ώστε να είναι δυνατή η εμβάθυνση της εισπνοής (Ma *et al.*, 2017), με ταυτόχρονη μείωση της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών του θωρακικού τοιχώματος (Yamaguti *et al.*, 2012). Χαρακτηρίζεται από έντονη ενεργοποίηση του διαφράγματος, με το θόλο του διαφράγματος να κατέρχεται πολύ περισσότερο απ' ό,τι κατά τη διάρκεια της ΦΑ (Wade, 1953). Κατά την ΚΑ, ο εισπνεόμενος όγκος είναι μεγαλύτερος από αυτόν της ΦΑ, καθώς το διάφραγμα κινείται προς τα κάτω έτσι ώστε να αυξηθεί ο χώρος της θωρακικής κοιλότητας (Chen, Hsiao, Hsu, & Chen, 2014). Με την αύξηση της αναπνευστικής προσπάθειας, αυξάνεται και η δραστηριότητα των κοιλιακών μυών (εκπνευστικοί μύες), οι οποίοι κατά την ενεργοποίησή τους έλκουν το κοιλιακό τοίχωμα προς τα μέσα (εισολκή κοιλιακού τοιχώματος), αναγκάζοντας με αυτόν τον τρόπο το διάφραγμα να κατευθυνθεί προς τα πάνω, δηλαδή προς το εσωτερικό του θωρακικού κλωβού (Russo, *et al.*, 2017). Η εμβάθυνση της εισπνοής και η συνεπακόλουθη

επιμήκυνση της εκπνοής κατά την ΚΑ, έχει ως συνέπεια τη μείωση της αναπνευστικής συχνότητας (Ma, *et al.*, 2017). Κατά την εκτέλεση της ΚΑ η μετατόπιση του διαφράγματος μπορεί να ξεπεράσει τα 10 εκ. και τα 8 εκ., κατά την όρθια και την ύπτια θέση, αντίστοιχα (Wade, 1953). Η αύξηση του βάθους της εισπνοής κατά την ΚΑ, μέσω της ενεργούς δραστηριοποίησης του διαφράγματος, φαίνεται να ωφελεί την υγεία καθώς μεταφέρει αέρα βαθιά μέσα στις κυψελίδες και αυξάνει τον αερισμό τους (Chen, Hsiao, Hsu, & Chen, 2014).

Η ΚΑ είναι ίσως το πιο πολυσυζητημένο πρότυπο αναπνοής, αφού έχει θεωρηθεί από πολλούς ως αυτόνομο στοιχείο συμπληρωματικής και εναλλακτικής θεραπείας (Martarelli, Cocchioni, Scuri, & Pompei, 2011; Mehling, Hamel, Acree, Byl, & Hecht, 2005; Johnson & Kushner, 2001; Steurer-Stey, Russi, & Steurer, 2002). Τα οφέλη της έχουν διερευνηθεί σε συνδυασμό με τεχνικές διαλογισμού και με αρχαίες ανατολικές προσεγγίσεις θρησκείας (πχ Βουδισμός), καθώς και σε συνδυασμό με διάφορες πολεμικές τέχνες (Ma, *et al.*, 2017) όπως η παραδοσιακή κινέζικη πολεμική τέχνη Tai chi (Dhanani, Caruso, & Carinci, 2011). Η ΚΑ έχει τεκμηριωθεί ως τύπος αναπνοής με ιδιαίτερα θετικές επιδράσεις στο βιολογικό σύστημα, μέσω της επίδρασης της στο παρασυμπαθητικό νευρικό σύστημα, ιδιαίτερα όταν αυτή πραγματοποιείται με χαμηλή συχνότητα κύκλων αναπνοής (Busch, Magerl, Kern, Haas, Hajak, Eichhammer, 2012; Jerath, Edry, Barnes, Jerath, 2006; Russo *et al.*, 2017). Στον τομέα της ψυχολογίας, η ΚΑ αποτελεί ένα προτεινόμενο μοντέλο αναπνοής που έχει ως στόχο τη χαλάρωση του ατόμου, καθώς θεωρείται ότι ενισχύει τα άλφα και θήτα εγκεφαλικά κύματα και διεγείρει τη λειτουργία του παρασυμπαθητικού κλάδου του νευρικού συστήματος, επιτυγχάνοντας έτσι

συναισθηματική σταθερότητα και κοινωνική προσαρμογή (Brown & Gerbarg, 2005; Chen, *et al.*, 2014; Johnson & Kushner, 2001; Ma, *et al.*, 2017; Martarelli, *et al.*, 2011; Wahbeh, Elsas, & Oken, 2008). Επιπροσθέτως, η χρήση της ΚΑ μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση συναισθημάτων που συνδέονται με αισθήματα τάσης, φόβου ή ακόμη και τρόμου, όπως για παράδειγμα το άγχος και η κατάθλιψη (Ma, *et al.*, 2017). Εντούτοις, απέκτησε υψηλή δημοφιλία λόγω της εκτεταμένης χρήσης της κατά την διάρκεια διαφόρων πρακτικών του συστήματος της yoga, στις οποίες είναι ενσωματωμένη ως αναπόσπαστο δομικό στοιχείο και είναι ευρέως γνωστή με τον όρο pranayama (Brown & Gerbarg, 2005; Dhruva, Miaskowski, Abrams, Acree, Cooper, Goodman, Hecht, 2012; Ma, *et al.*, 2017; Martarelli, *et al.*, 2011; Mehling, *et al.*, 2005; Posadzki & Ernst, 2011; Ripoll & Mahowald, 2002; Singh, Wisniewski, Britton, & Tattersfield, 1990; Wahbeh, Elsas, & Oken, 2008). Επιπλέον, έχει υποστηριχθεί ότι η έντονη διαφραγματική δραστηριότητα που παρατηρείται κατά την ΚΑ, μπορεί να συμβάλει στην ενδυνάμωση των κοιλιακών μυών, καθώς και στην αύξηση της έκπτυξης του θωρακικού κλωβού (Shaw, Shaw, & Brown, 2010). Τα πρότυπα που βελτιστοποιούν το διαφραγματικό έλεγχο συνδέονται και με τη βελτιστοποίηση της σταθερότητας του κορμού (Nelson, 2012), η οποία είναι καθοριστική και για τη σταθερότητα του συνόλου της σωματικής μάζας της οποίας ο κορμός αποτελεί σχεδόν το 50%.

Εκτός από τη ΦΑ και ΚΑ, γίνεται συχνή αναφορά και στη θωρακική αναπνοή, η οποία χαρακτηρίζεται από την εμφανή ανύψωση του θωρακικού κλωβού κατά τη φάση εισπνοής (με πρωταγωνιστές τους μεσοπλευρίους και στερνοκλειδομαστοειδείς μυς) (De

Mayo, *et al.*, 2005) σε συνδυασμό με την εισολκή του κοιλιακού τοιχώματος (Wade, 1953). Κατά τη διάρκεια της θωρακικής αναπνοής, η περιφέρεια του θωρακικού κλωβού, φαίνεται να διευρύνεται κατά 2-3 εκ. περισσότερο συγκριτικά με τη βαθιά ΚΑ (Wade, 1953). Η εφαρμογή της θωρακικής αναπνοής υιοθετείται κατά την εκτέλεση ασκήσεων της μεθόδου Pilates (Isacowitz & Clippinger, 2011). Ο συγκεκριμένος τύπος αναπνοής, έχει υποστηριχθεί ότι ενισχύει τη δύναμη των αναπνευστικών μυών καθώς και τη σταθερότητα του κορμού (Barbosa, Guedes, Bonifácio, de FátimaSilva, Martins, Almeida & Barbosa, 2013; Kwon, Moon, & Kim, 2016).

2.3.3. Ταυτοποίηση τύπου αναπνοής

Η αξιολόγηση της αναπνευστικής διαδικασίας και λειτουργίας είναι ζωτικής σημασίας για τη διάγνωση και παρακολούθηση ευρέος φάσματος αναπνευστικών διαταραχών, καθώς και μια χρήσιμη μέτρηση της ευρύτερης κατάστασης ενός ατόμου (Bates, Ling, Mann, & Arvind, 2010). Οι συνηθέστερες μετρήσεις για την αξιολόγηση της αναπνευστικής διαδικασίας και λειτουργίας περιλαμβάνουν μετρήσεις αναπνευστικών προτύπων, ρυθμού της αναπνοής, ροή του αέρα και αναπνευστικών όγκων (Bates, *et al.*, 2010). Οι τεχνικές παρακολούθησης της αναπνευστικής διαδικασίας και λειτουργίας μπορούν να διακριθούν σε τρεις κατηγορίες: (Α) στις συσκευές οι οποίες μετρούν τις μεταβολές της κίνησης του θώρακα και του όγκου τον πνευμόνων (π.χ. επαγωγική και οπτοηλεκτρονική πληθυσμογραφία θωρακικού κλωβού) (Β) στις συσκευές που μετρούν τη ροή του αέρα (αισθητήρες θερμοκρασίας για τη μέτρηση της ρινοστοματικής ροής του

αέρα), και (Γ) στις συσκευές που εκτιμούν τις αλλαγές αερίων στο αίμα (π.χ. οξυμετρία) (Phan, Bonnet, Guillemaud, Castelli, & PhamThi, 2008).

Η κινηματική της αναπνοής εξετάζεται με τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων οι οποίοι επιτρέπουν την καταγραφή των επιταχυνσιακών και γωνιακών μεταβολών του θωρακικού ή του κοιλιακού τοιχώματος (Bates, *et al.*, 2010). Ο αδρανειακός αισθητήρας επιτρέπει την τρισδιάστατη καταγραφή των γωνιακών μεταβολών μέσω των γωνιών Euler (Roll, Pitch, Yaw) (Phan, *et al.*, 2008) παρέχοντας έτσι τη δυνατότητα διάκρισης του τύπου αναπνοής ως φυσική, κοιλιακή ή θωρακική, στη βάση των γωνιακών μεταβολών του θωρακικού κλωβού και του κοιλιακού τοιχώματος. Κατά τη διάρκεια της καταγραφής του αναπνευστικού κύκλου προκαλείται μια περιοδική κίνηση στη θωρακική και κοιλιακή περιοχή, η οποία επηρεάζει τη τρισδιάστατη γωνιακή μεταβολή του επιταχυνσιομέτρου (Phan, *et al.*, 2008). Από την κυματομορφή που δημιουργείται κατά την αναπνευστική προσπάθεια μπορεί να γίνει εκτίμηση της αναπνευστικής συχνότητας και του εύρους (βάθους) της αναπνοής (Bates, *et al.*, 2010; Haescher, *et al.*, 2015; Phan, *et al.*, 2008). Η διαφορά της τρισδιάστατης κατά Euler γωνιακής μεταβολής του κοιλιακού τοιχώματος επιτρέπει και την ταυτοποίηση του τύπου αναπνοής, καθώς κατά την ΚΑ παρατηρείται αυξημένο εύρος αναπνοής και μειωμένη αναπνευστική συχνότητα (Ma, *et al.*, 2017).

2.4. Κινητική σταθερότητα και τύπος αναπνοής

Η κινητική σταθερότητα και η αναπνοή αποτελούν αλληλεξαρτώμενες έννοιες, σε μηχανικό και νευρομυϊκό επίπεδο (Kuznetsov, *et al.*, 2012). Είναι γνωστό ότι το ανθρώπινο σώμα

βρίσκεται σε μία διαρκή ταλαντωτική κίνηση, ακόμα και κατά τη διατήρηση μιας «ακίνητης» στάσης (Caron, *et al.*, 2004). Μία από τις αιτίες αυτών των ταλαντωτικών κινήσεων αποτελεί και η αναπνοή (Caron, *et al.*, 2004). Κατά τη διάρκεια του αναπνευστικού κύκλου, η κίνηση των εσωτερικών οργάνων, του διαφράγματος και του θωρακικού κλωβού, δημιουργούν εσωτερικά αποσταθεροποιητικά ερεθίσματα (δυνάμεις) που μπορούν να μετατοπίσουν τη θέση του κέντρου μάζας και να επηρεάσουν την κινητική σταθερότητα (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010; Kuznetsov, *et al.*, 2012; Schmid, *et al.*, 2004). Η αρνητική επίπτωση της αναπνοής στην κινητική σταθερότητα έχει τεκμηριωθεί σε ερευνητικό επίπεδο, καθώς έχει παρατηρηθεί πως η συγκράτηση της αναπνοής για τουλάχιστον 20 δευτ. μετά την εισπνοή ή την εκπνοή, επιδρά θετικά στην κινητική σταθερότητα συγκριτικά με τη ΦΑ (Caron, *et al.*, 2004; Jeong, 1991; Hamaoui, *et al.*, 2010), με τη συγκράτηση της αναπνοής μετά την εκπνοή να αυξάνει ακόμα περισσότερο τη σταθερότητα του σώματος (Jeong, 1991).

Εντούτοις, το μέγεθος της επίδρασης της αναπνοής στην κινητική σταθερότητα, φαίνεται να επηρεάζεται από τους διαφορετικούς τύπους-πρότυπα αναπνοής (φυσική, κοιλιακή, θωρακική). Η σύγκριση της ΚΑ με άλλους τύπους αναπνοής όσον αφορά την επίδρασή τους στην κινητική σταθερότητα έχει αποτελέσει πόλο έλξης για αρκετούς ερευνητές. Οι στάσεις που έχουν μελετηθεί κατά κύριο λόγο από τους ερευνητές είναι η όρθια και η καθιστή στάση. Ο Hamaoui, και συνεργάτες (2010), εξέτασαν την επίδραση της ΚΑ σε σύγκριση με τη θωρακική αναπνοή και παρατήρησαν ότι η ΚΑ μεταβάλλει σε μικρότερο βαθμό την ταλάντωση του σώματος (postural sway). Η αύξηση της σωματικής ταλάντωσης κατά τη

θωρακική αναπνοή, πιθανόν να εκφράζει ότι η κινητικότητα της θωρακικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης ασκεί μεγαλύτερη επίδραση στη σωματική σταθερότητα απ' ότι η κινητικότητα της οσφυϊκής μοίρας της σπονδυλικής στήλης (Hamaoui, *et al.*, 2010). Αυτό θα μπορούσε να εξηγηθεί από την υψηλότερη θέση του θώρακα σε σχέση με την επιφάνεια στήριξης, η οποία μπορεί να προσδώσει μεγαλύτερο μοχλοβραχίονα στη δύναμη ταλάντωσης (Hamaoui, *et al.*, 2010). Ως εκ τούτου, για μια ισότιμη δύναμη, η ροπή θα είναι υψηλότερη και το φαινόμενο της ταλάντωσης θα κυριαρχεί στο θωρακικό επίπεδο (Hamaoui, *et al.*, 2010). Επιπλέον, η κινητικότητα του θωρακικού κλωβού προωθεί την ενεργοποίηση των επικουρικών αναπνευστικών μυών, όπως ο στερνοκλειδομαστοειδής και οι σκαληνοί μύες, οι οποίοι εκφύονται από τη σπονδυλική στήλη και παράγουν ταλαντωτικές κινήσεις κατά την ενεργοποίησή τους (Hamaoui, *et al.*, 2010). Παράλληλα, το διάφραγμα το οποίο έχει κεντρική θέση μέσα στον κορμό, φαίνεται να έχει μικρότερη επίδραση στην κινητική σταθερότητα του σώματος (Hamaoui, *et al.*, 2010).

Ένας ακόμη παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει την κινητική σταθερότητα είναι και η αλλαγή του εύρους (βάθους) και της συχνότητας της αναπνοής. Συγκρίνοντας τη σταθερότητα του σώματος κατά τη ΦΑ και τη βαθιά αναπνοή, αυτή φαίνεται να είναι μεγαλύτερη κατά τη ΦΑ. Επομένως, γίνεται σαφές πως με την αύξηση του βάθους της αναπνοής δημιουργούνται αυξημένες ταλαντώσεις στο σώμα, οι οποίες δυσχεραίνουν την κινητική σταθερότητα (Bouisset, *et al.*, 1994; Hamaoui, *et al.*, 2010). Εκτός από την αύξηση του βάθους της αναπνοής, και η αύξηση της συχνότητας αυτής φαίνεται να επιδρά αρνητικά στην κινητική

σταθερότητα συγκριτικά με τη ΦΑ (Sakellari & Bronstein, 1997). Ο Kuczyński, και συνεργάτες (2008), μελέτησαν τις επιπτώσεις της υψηλής έντασης επιταχυνόμενης αναπνοής (αναπνευστική συχνότητα 1 Hz) στη σωματική σταθερότητα σε σύγκριση με τη ΦΑ. Τα αποτελέσματα της έρευνας ανέφεραν ότι, η επιταχυνόμενη συγκριτικά με τη ΦΑ, προκαλεί σημαντική αύξηση της διασποράς και της ταχύτητας του ΚΠ, (Kuczyński, *et al.*, 2008). Συνεπώς, από τα παραπάνω, η αύξηση του εύρους και της συχνότητας της αναπνοής φαίνεται να επιδρούν αρνητικά στην κινητική σταθερότητα.

2.5. Σωματική στάση και δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών

2.5.1. Γενικά στοιχεία αναπνευστικής λειτουργίας

Οι αλλαγές στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών ως απόκριση σε μια ΣΣ διαφορετική από την τυπική όρθια στάση, μπορούν να παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την αναπνευστική λειτουργία (Pelosi, *et al.*, 2002; Kallet, 2003; Malagoli, *et al.*, 2012; Xu, *et al.*, 2015). Κατά κύριο λόγο, η αναπνευστική λειτουργία έχει μελετηθεί με στόχο τον προσδιορισμό εκείνης της σωματικής στάσης η οποία θα επιφέρει τη μικρότερη δυνατή επιβάρυνση στο αναπνευστικό σύστημα κατά την διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων (Macklem, 1998; Perilli, *et al.*, 2000; Pelosi, *et al.*, 1995). Μερικές απ' τις σημαντικότερες αλλαγές που παρατηρούνται στην αναπνευστική λειτουργία και στη μηχανική της αναπνοής μεταξύ διαφορετικών ΣΣ αφορούν κυρίως τη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών, την ενδοτικότητα των πνευμόνων, την αντίσταση στη ροή του αέρα, τους αναπνευστικούς όγκους και χωρητικότητες των πνευμόνων, καθώς

και τη συγκέντρωση οξυγόνου στο αίμα (Attinger, 1955; Baydur, 1996; Behrakis, 1983; Pelosi, 1995; Perilli, 2000; Malagoli, 2012; Xu, 2005).

2.5.2. Αναπνευστικοί μύες

Οι αναπνευστικοί μύες, αποτελούν βασικά στοιχεία της λειτουργίας του αναπνευστικού συστήματος, αφού είναι οι μόνοι μύες, μαζί με την καρδιά, που λειτουργούν συνεχώς για τη διατήρηση της ζωής. Οι αναπνευστικοί μύες κατατάσσονται στους σκελετικούς μύες και μεταβάλλουν τις διαστάσεις του θωρακικού κλωβού κατά τη διαδικασία της αναπνοής (Ratnovsky, *et al.*, 2008; Valenzuela, *et al.*, 2017). Η κατηγοριοποίηση των αναπνευστικών μυών μπορεί να γίνει είτε με κριτήριο την ενεργοποίησή τους, είτε με κριτήριο το στάδιο του αναπνευστικού κύκλου κατά το οποίο ενεργούν. Με βάση την ενεργοποίησή τους, οι αναπνευστικοί μύες, κατηγοριοποιούνται σε κύριους και επικουρικούς μύες (Sieck, *et al.*, 2013). Στους κύριους αναπνευστικούς μύες συγκαταλέγονται το διάφραγμα και οι έσω και έξω μεσοπλεύριοι μύες, οι οποίοι αποτελούν καθοριστικούς παράγοντες της λειτουργίας του αναπνευστικού συστήματος (Sieck, *et al.*, 2013). Οι επικουρικοί μύες αποτελούνται από τον ελάσσων θωρακικό, το στερνοκλειδομαστοειδή, τους σκαληνούς και τους κοιλιακούς μύες, οι οποίοι ενεργοποιούνται κατά την διάρκεια αναπνοών μεγάλου βάθους ή κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής δραστηριότητας (Berne & Levy, 1996; Sieck, *et al.*, 2013). Με κριτήριο το στάδιο του αναπνευστικού κύκλου που ενεργούν, οι αναπνευστικοί μύες μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε εισπνευστικούς και εκπνευστικούς μύες (Ratnovsky, *et al.*, 2008). Στους εισπνευστικούς μύες ανήκουν το διάφραγμα, οι έξω μεσοπλεύριοι, ο ελάσσων θωρακικός, ο

στερνοκλειδομαστοειδής και οι σκαληνοί μύες, ενώ στους εκπνευστικούς μύες ανήκουν οι έσω μεσοπλεύριοι, και οι κοιλιακοί μύες (Ratnovsky, *et al.*, 2008).

Η μηχανική δράση των αναπνευστικών μυών καθορίζεται, όπως και όλων των σκελετικών μυών, από τις οστικές δομές στις οποίες προσαρτώνται και την μετατόπιση αυτών των δομών κατά τη μυϊκή ενεργοποίηση (Hudson, *et al.*, 2016). Στους τομείς της φυσιολογίας της άσκησης, της αναπνευστικής φυσικοθεραπείας και της ιατρικής (Santos, *et al.*, 2012), η παρακολούθηση της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών αποτελεί πεδίο μεγάλου ενδιαφέροντος (Chien, *et al.*, 2008). Μέσω της καταγραφής της ενεργοποίησης των αναπνευστικών μυών, μπορούν να ληφθούν σημαντικές πληροφορίες για τη διάγνωση δυσλειτουργιών και για την αξιολόγηση της επίδρασης θεραπευτικών παρεμβάσεων (Segizbaeva, *et al.*, 2013). Παράλληλα, οι πληροφορίες που συλλέγονται μπορούν να βοηθήσουν στην παροχή μιας πληρέστερης εικόνας για τον έλεγχο της αναπνοής (Hutten, vanT huijl, van Belleghem, van Eykern, & van Aalderen, 2010), καθώς επίσης και για τον καλύτερο έλεγχο της σωματικής στάσης και της σταθερότητας του κορμού (Kim & Lee, 2013; Nelson, 2012). Ως εκ τούτου, η πιθανή τροποποίηση της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών κατά την παραμονή σε στάσεις διαφορετικές από την τυπική όρθια στάση παρουσιάζει ιδιαίτερο ερευνητικό ενδιαφέρον (Hudson, *et al.*, 2016).

2.5.2.1. Στερνοκλειδομαστοειδής

Ο στερνοκλειδομαστοειδής μυς ανήκει στους επικουρικούς εισπνευστικούς μύες, και η αύξηση της ενεργοποίησής του γίνεται αισθητή όταν αλλάζουν οι απαιτήσεις του αναπνευστικού συστήματος, όπως κατά

τη διάρκεια της βαθιάς ή μεγάλης έντασης αναπνοής (Valenzuela, *et al.*, 2017). Αποτελεί έναν επιφανειακό μυ, του οποίου τα όρια είναι εύκολο να ανιχνευθούν και γι' αυτό έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετές μελέτες. Οι σχετικές μελέτες δείχνουν μια σημαντική επίδραση της ΣΣ στη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή, σε στάσεις όπως η ημιπρηνής κατάκλιση, η ύπτια, η πρηνής και η καθιστή στάση (De Mayo, *et al.*, 2005; Segizbaeva, Pogodin, & Aleksandrova, 2013; Valenzuela, *et al.*, 2017). Ειδικότερα, έχει βρεθεί αύξηση της δραστηριότητας του στερνοκλειδομαστοειδή μυός κατά την ημιπρηνή κατάκλιση όταν αυτή συγκρίνεται με την όρθια (Valenzuela, *et al.*, 2017) και την καθιστή στάση (De Mayo, *et al.*, 2005). Σύμφωνα με τους Druz & Sharp (1981), μεταξύ όρθιας, ύπτιας και καθιστής στάσης, η δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή παρουσιάζεται μεγαλύτερη κατά την όρθια στάση και μικρότερη κατά την ύπτια στάση. Η χαμηλότερη ενεργοποίηση του στερνοκλειδομαστοειδή κατά την ύπτια στάση πιθανότατα να οφείλεται στην μειωμένη διεύρυνση του θωρακικού κλωβού σε σύγκριση με την όρθια στάση (Druz & Sharp, 1981).

2.5.2.2. Μεσοπλεύριοι μύες και διάφραγμα

Η δραστηριότητα των μεσοπλεύριων μυών και του διαφράγματος καθορίζεται αμφότερα από τον τύπο της αναπνοής και από την στάση του σώματος (Hodges & Gandevia, 2000). Οι μεσοπλεύριοι μύες αποτελούν βασικούς μύες του θωρακικού τοιχώματος και συμμετέχουν, εκτός της αναπνοής, στις σωματικές και κινητικές δραστηριότητες για τη σταθεροποίηση ή την κίνηση του θωρακικού κλωβού (Rimmer, Ford, & Whitelaw, 1995). Παράλληλα, το διάφραγμα εκτός από

κύριος μυς της αναπνοής, αναπτύσσει και σταθεροποιητική δράση κατά τη διατάραξη της σπονδυλικής στήλης (Hodges & Gandevia, 2000).

Σύμφωνα με τις υπάρχουσες μελέτες, η δραστηριότητα των μεσοπλεύριων μυών και του διαφράγματος φαίνεται να επηρεάζεται από την αλλαγή της ΣΣ. Η μεγαλύτερη δραστηριότητα εμφανίζεται κατά την όρθια και καθιστή κατακόρυφη στάση, σε σύγκριση με την ύπτια, την ημιπρηνή κατάκλιση και την καθιστή κεκλιμένη στάση (Druz & Sharp, 1981; Valenzuela, *et al.*, 2017). Ο Segizbaeva, και συνεργάτες (2013) εξέτασαν την επίδραση της ΣΣ στη δραστηριότητα των μεσοπλεύριων μυών και του διαφράγματος κατά τη χρήση μιας ιδιαίτερης τεχνικής αναπνοής, της τεχνικής Müller, η οποία χρησιμοποιείται για τη διάγνωση πιθανών αιτιών σε περιπτώσεις άπνοιας. Η τεχνική Müller συνίσταται σε μια διαδικασία αναπνοής κατά την οποία, ύστερα από μια βίαιη εκπνοή, γίνεται προσπάθεια εισπνοής διατηρώντας κλειστά το στόμα και τη μύτη. Ως αποτέλεσμα της τεχνικής Müller, η ήδη αρνητική πίεση (χαμηλότερη της ατμοσφαιρικής) της θωρακικής κοιλότητας γίνεται ακόμη πιο αρνητική (δηλαδή γίνεται ακόμη χαμηλότερη συγκριτικά με την ατμοσφαιρική πίεση). Οι στάσεις που εξετάστηκαν στη συγκεκριμένη μελέτη ήταν η όρθια, η πρηνής, η ημιπρηνής (δεξιά και αριστερή) και η ύπτια κατάκλιση (ύπτια οριζόντια και ύπτια με κλίση της κεφαλής και του σώματος προς το έδαφος κατά 30°) (Segizbaeva, *et al.*, 2013). Τα αποτελέσματα έδειξαν σημαντική μείωση της δραστηριότητας των παραστερνικών μυών (στους οποίους εντάσσονται και οι μεσοπλεύριοι μύες) και αύξηση της δραστηριότητας του διαφράγματος κατά την ύπτια κατάκλιση με κλίση 30° της κεφαλής και του σώματος ως προς το έδαφος (Segizbaeva,

et al., 2013). Οι παραστερνικοί μύες, έδειξαν μεγαλύτερο επίπεδο δραστηριότητας κατά την όρθια κατακόρυφη στάση (Segizbaeva, *et al.*, 2013).

2.5.2.3. Κοιλιακοί μύες

Οι κοιλιακοί μύες, εκτός από το ρόλο τους ως εκπνευστικοί μύες, συμβάλλουν επίσης στη σταθερότητα του κορμού (Kim & Lee, 2013). Η ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών παρατηρείται πιο έντονα κατά τη διάρκεια αναπνοών μεγάλου βάθους ή μεγάλης έντασης (Berne & Levy, 1996; Sieck, *et al.*, 2013). Στη μελέτη των Druz και Sharp (1981), πραγματοποιήθηκε καταγραφή της δραστηριότητας των λοξών κοιλιακών μυών κατά την όρθια κατακόρυφη, την ύπτια, την καθιστή κατακόρυφη και την κεκλιμένη καθιστή στάση. Τα αποτελέσματα της μελέτης ανέδειξαν την όρθια στάση ως τη ΣΣ με την μεγαλύτερη δραστηριότητα των λοξών κοιλιακών μυών (Druz & Sharp, 1981). Αυξημένη δραστηριότητα στους έξω λοξούς κοιλιακούς αναφέρουν και οι Kera & Maruyama (2005). Συγκεκριμένα, μελέτησαν τη δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού και των έσω και έξω λοξών κοιλιακών μυών κατά τη ΦΑ, στην όρθια, στην ύπτια, στην κατακόρυφη καθιστή, και στην καθιστή στάση με στήριξη των αγκώνων στα γόνατα. Τα αποτελέσματα των Kera & Maruyama (2005) δείχνουν ότι, η καθιστή στάση με στήριξη των αγκώνων στα γόνατα παρουσιάζει μεγαλύτερη δραστηριότητα των έξω λοξών κοιλιακών μυών και η όρθια στάση των έσω λοξών κοιλιακών. Η αύξηση της ενεργοποίησης των έξω μεσοπλευρίων θεωρήθηκε ότι οφειλόταν στην ανατομική διάταξη των έξω λοξών κοιλιακών μυών, η οποία ευνοεί την ευθυγράμμιση της γραμμής δράσης του μυός και της κίνησης των πλευρών (Kera & Maruyama, 2005). Παράλληλα, η αύξηση της δραστηριότητας των έσω

λοξών κοιλιακών, θα μπορούσε να εξηγηθεί από το γεγονός, ότι κατά την όρθια θέση, δημιουργείται τάνυση του κοιλιακού τοιχώματος από τα σπλάχνα η οποία επηρεάζει τους συγκεκριμένους μύες (Kera & Maruyama, 2005). Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα αποτελέσματα για τον ορθό κοιλιακό μυ, του οποίου η δραστηριότητα δεν βρέθηκε να αλλάζει στις διαφορετικές ΣΣ (Kera & Maruyama, 2005).

Μια πιο ιδιαίτερη ΣΣ κατά την οποία έχει εξετασθεί η δραστηριότητα των κοιλιακών μυών είναι η πρηνής και ημιπρηνής στήριξη, οι οποίες στα προγράμματα άσκησης συνήθως αναφέρονται με τους εκλαϊκευμένους όρους «σανίδα» ή «γέφυρα» για την πρηνή στήριξη και «πλάγια σανίδα» ή «πλάγια γέφυρα» για την ημιπρηνή στήριξη. Οι έρευνες που έχουν μελετήσει τις παραπάνω στάσεις, έχουν καταγράψει τη δραστηριότητα των κοιλιακών μυών σε διάφορες παραλλαγές στήριξης. Οι παραλλαγές αυτές αφορούν κυρίως την επιφάνεια στήριξης των άνω ή κάτω άκρων (πάτωμα, μπάλα σταθεροποίησης, επιφάνειες ασταθούς ισορροπίας, ιμάντες εξάρτησης) (Lehman, Hoda, & Oliver, 2005; Snarr & Escó, 2014), την τοποθέτηση των χεριών (σε ευθυγράμμιση με, πιο μπροστά ή πιο πίσω από, την κάθετη ως προς την επιφάνεια στήριξης προβολή των ώμων), καθώς και την κλίση της πυέλου (Schoenfeld, Contreras, Tiriyaki-Sonmez, Willardson, & Fontana, 2014;). Η πρηνής στήριξη σε ασταθείς επιφάνειες φάνηκε να αυξάνει τη δραστηριότητα των κοιλιακών μυών (Lehman, *et al.*, 2005; Snarr & Escó, 2014). Επίσης κατά την πρηνή στήριξη, η δραστηριότητα των κοιλιακών μυών ήταν μεγαλύτερη κατά την οπίσθια κλίση της πυέλου συγκριτικά με την ουδέτερη θέση της πυέλου (Schoenfeld, Contreras, Tiriyaki-Sonmez, Willardson, & Fontana, 2014). Κατά την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο έχει

βρεθεί αύξηση της δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού μυός η οποία ανέρχεται στο 24,4% της δραστηριότητας που καταγράφεται κατά τη μέγιστη εθελούσια συστολή του (Lehman, Hoda, & Oliver, 2005).

2.6. Σύνοψη βιβλιογραφικής ανασκόπησης

Η επίδραση της ΣΣ και της ΚΑ όσον αφορά την κινητική σταθερότητα, και τη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών έχει κατά κύριο λόγο εξετασθεί σε τυπικές καθημερινές θέσεις σώματος, όπως η όρθια και η καθιστή θέση καθώς και η ύπτια, η πρηνής και η ημιπρηνής κατάκλιση. Είναι μικρός ο αριθμός των μελετών που αναφέρεται σε μη συνηθισμένες θέσεις, όπως για παράδειγμα οι ανεστραμμένες και πρηνείς ή ημιπρηνείς στηρίξεις οι οποίες χρησιμοποιούνται ευρέως σε δημοφιλείς μορφές σωματικής δραστηριότητας (π.χ. Yoga, Pilates, χορός) αλλά και σε αγωνιστικές αθλητικές δραστηριότητες (π.χ. ενόργανη, ακροβατική και ρυθμική γυμναστική). Η μελέτη της κινητικής σταθερότητας σε θέσεις που χρησιμοποιούνται σε αθλητικές δράσεις, αποτελεί σημαντικό πεδίο μελέτης, καθώς μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της επίδοσης των αθλητών, αλλά και στη μείωση του κινδύνου κάκωσης ή τραυματισμού του αθλητή κατά τη διάρκεια της εκτελούμενης στάσης. Η διαδικασία της αναπνοής φαίνεται ν' αποτελεί σημαντικό παράγοντα για τον έλεγχο της κινητικής σταθερότητας. Αυτή καθ' αυτή η διαδικασία της αναπνοής συνιστά ένα εγγενή παράγοντα διατάραξης της κινητικής σταθερότητας καθώς, κατά τη διάρκεια της συμβαίνει μια ταλαντωτική μετατόπιση της προβολής του κέντρου βάρους του σώματος ως προς τα όρια της βάσης στήριξης. Αυτήν την ταλαντωτική μετατόπιση του κέντρου βάρους του

σώματος, καλείται να αντιρροπίσει το νευρομυϊκό σύστημα μέσω αλλαγών της διαδρομής του ΚΠ έτσι ώστε να διατηρηθεί μια όσον το δυνατόν πιο σταθερή κατάσταση ισορροπίας. Ο τύπος (ήρεμη φυσική, κοιλιακή, θωρακική), το εύρος (βάθος) και η συχνότητα της αναπνοής, φαίνεται να καθορίζει και το μέγεθος των ταλαντωτικών μετατοπίσεων του κέντρου βάρους του σώματος, καθορίζοντας ενδεχομένως και το βαθμό κινητικής σταθερότητας.

Κατά την αλλαγή της ΣΣ αλλά και του τύπου της αναπνοής είναι αναμενόμενη μια αλλαγή και της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών. Η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών συνδέεται τόσο με τον έλεγχο της διαδικασίας της αναπνοής αλλά και με τον έλεγχο της σταθερότητας του κορμού. Η σταθερότητα του κορμού αποτελεί κρίσιμο παράγοντα καθορισμού της συνολικής κινητικής σταθερότητας του σώματος καθώς ο κορμός αποτελεί σχεδόν το 50% της μάζας του σώματος. Η χρήση ενός τύπου αναπνοής διαφορετικού από τη φυσική αναπνοή (π.χ. κοιλιακή αναπνοή) ενδεχομένως να αλλάζει και την κινητική σταθερότητα του σώματος, καθιστώντας πιο σταθερή ή πιο ευαίσθητη την ισορροπία του σώματος. Η συνδυαστική μελέτη της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών υπό συνθήκες χρήσης διαφορετικών τύπων αναπνοής σε ποικιλία σωματικών στάσεων που δυσχεραίνουν την κινητική σταθερότητα και θέτουν το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ευαίσθητης ισορροπίας, μπορεί να συμβάλει στη διασαφήνιση των παραγόντων που καθορίζουν την κινητική σταθερότητα του σώματος. Παραδείγματα σωματικών στάσεων που θέτουν το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ασταθούς ή ευαίσθητης ισορροπίας είναι οι ανεστραμμένες και πρηνείς ή ημιπρηνείς στηρίξεις, και οι οποίες

χρησιμοποιούνται ευρέως σε δημοφιλείς μορφές σωματικής δραστηριότητας αλλά και σε αγωνιστικές αθλητικές δραστηριότητες.

Από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας, δεν εντοπίζονται μελέτες οι οποίες να έχουν εξετάσει συνδυαστικά την επίδραση της ΣΣ και της ΚΑ σε στάσεις που θέτουν το σώμα υπό διαφορετικές συνθήκες κινητικής σταθερότητας, τέτοιες που να επιτρέπουν τη σύγκριση στο φάσμα μεταξύ σταθερής και ευαίσθητης κατάστασης ισορροπίας. Από το ερευνητικό αυτό κενό εκπορεύεται και ο σκοπός της παρούσας εργασίας για εξέταση της επίδρασης της σωματικής στάσης και της κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών σε ιδιαίτερες θέσεις, όπως οι ανεστραμμένες και ημιπρηνείς στηρίξεις, που χρησιμοποιούνται σε δημοφιλή προγράμματα σωματικής δραστηριότητας αλλά και σε αγωνιστικές αθλητικές δραστηριότητες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

ΜΕΘΟΔΟΣ

3.1. Χαρακτηριστικά δείγματος

Στην παρούσα μελέτη έλαβαν μέρος 29 άτομα (Γυναίκες N=21, Άνδρες N=8), με μέση τιμή $\pm$ τυπική απόκλιση ηλικίας $25,4 \pm 7,8$ έτη, σωματικό ανάστημα $168 \pm 0,08$ εκατοστά και σωματική μάζα $62,8 \pm 9,54$ κιλά. Τα χαρακτηριστικά του δείγματος παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1. Τα κριτήρια αποκλεισμού ήταν: πρόσφατο χειρουργείο (< 6 μήνες), πρόσφατη (< 2 μήνες) ασθένεια ή τραυματισμός, αναπνευστικά προβλήματα, υψηλή αρτηριακή πίεση (≥ 140 mmHg συστολική, ≥ 90 mmHg διαστολική), σοβαρή πάθηση στους οφθαλμούς (π.χ. γλαύκωμα).

Όλοι οι δοκιμαζόμενοι απάντησαν σε ειδικά διαμορφωμένο ερωτηματολόγιο σχετικά με την εμπειρία τους στις επιλεγμένες σωματικές στάσεις και στην κοιλιακή αναπνοή (Πίνακας 3.2), και πραγματοποιήθηκε συλλογή ανθρωπομετρικών μετρήσεων και ιατρικού ιστορικού (ΕΝΤΥΠΟ 1- Παράρτημα Α). Όλοι οι συμμετέχοντες διάβασαν και υπέγραψαν το γραπτό έντυπο δήλωσης συγκατάθεσης, στο

οποίο υπήρχε λεπτομερής περιγραφή για όλες τις διαδικασίες του πρωτοκόλλου συλλογής των δεδομένων της μελέτης (ΕΝΤΥΠΟ 2- Παράρτημα Α). Η μελέτη είχε εγκριθεί από την επιτροπή ερευνητικής δεοντολογίας-βιοηθικής (αρ. πρωτ. 1046/14/02/2018) (ΕΝΤΥΠΟ 3- Παράρτημα Α).

3.2. Διαδικασία μέτρησης

Οι δοκιμαζόμενοι έπρεπε να παραμείνουν για τουλάχιστον 40 δευτερόλεπτα, αντίστοιχα, στην όρθια κατακόρυφη στάση (ΟΣ) (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui *et al.*, 2002; Jeong, 1991; Kuczyński & Wieloch, 2008), στην πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V (ΑΣ-V), στην ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο (ΗΣ) (Schoenfeld, *et al.*, 2014), και στην ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (ΑΣ-K) (Gautier, *et al.*, 2007; Slobounov & Newell, 1996; Sobera *et al.*, 2007) (Εικόνα 3.1). Ο κάθε δοκιμαζόμενος παρέμενε σε κάθε στάση 40 δευτ., ώστε να υπάρχει η δυνατότητα καθαρού χρόνου 30 δευτ. μετά την αφαίρεση των πρώτων και των τελευταίων 5 δευτ. ώστε να αποκλειστεί τυχόν επίδραση των μεταβατικών φάσεων έναρξης και λήξης της διατήρησης της στάσης. Λόγω της ιδιαιτερότητας των σωματικών στάσεων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, το μεγαλύτερο

Πίνακας 3.1. Μέσοι όροι (Mean), Τυπικές Αποκλίσεις (SD) και Συντελεστές Μεταβλητότητας (%CV) της Χρονολογικής Ηλικίας, του Σωματικού Αναστήματος και της Σωματικής Μάζας των δοκιμαζόμενων (N=29).

Χαρακτηριστικά	Σύνολο			Γυναίκες			Άνδρες		
	Mean	SD	%CV	Mean	SD	%CV	Mean	SD	%CV
Χρονολογική ηλικία (έτη)	25	7,8	30,9	23	4,9	21,8	33	9,7	29,7
Σωματικό ανάστημα (εκ.)	168	0,08	4,73	166	0,1	3,7	174	0,1	5,7
Σωματική μάζα (κιλά)	63	9,54	15,2	59	7,2	12,1	72	9	12,5

Πίνακας 3.2. Ποσοστό κατανομής του δείγματος σύμφωνα με τη χρονική εμπειρία στην εκτέλεση της αναστραμμένης στήριξης στο κεφάλι (ΑΣ-Κ) και της κοιλιακής αναπνοής (ΚΑ). * ΧΠΕ: Χωρίς προηγούμενη εμπειρία

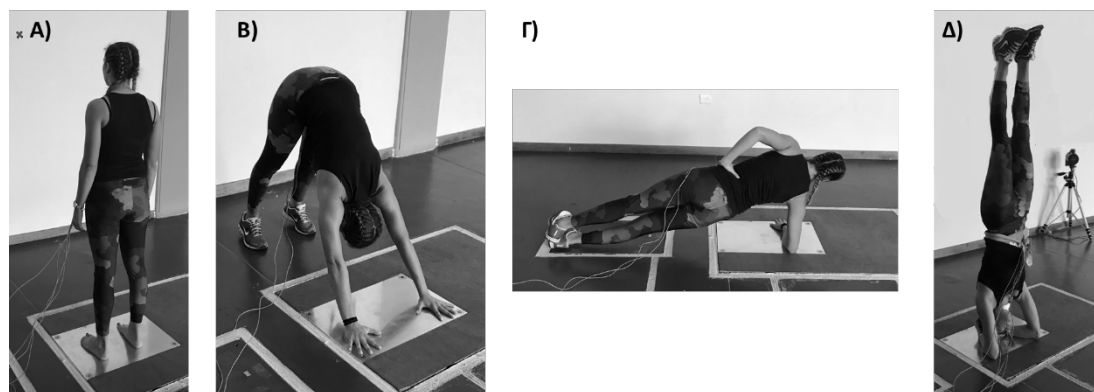
Χρονική εμπειρία (έτη)	Ποσοστό κατανομής (%)					ΧΠΕ
	<1	1-2	2-4	4-8	>8	
ΑΣ-Κ	10	10	21	21	38	-
ΚΑ	10	6,9	14	3,4	14	51,8

ποσοστό των δοκιμαζόμενων απαρτιζόταν από αθλητές, με την πλειοψηφία να είναι αθλητές της ενόργανης (34,5% του δείγματος) ή της ρυθμικής γυμναστικής (13,8% του δείγματος), καθώς και δάσκαλοι ή μαθητές Yoga (31% του δείγματος). Τέσσερις συμμετέχοντες ήταν αυτοδίδακτοι στην αναστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (13,8% του δείγματος), ενώ δύο συμμετέχοντες είχαν εξασκηθεί στην αναστραμμένη στήριξη κατά την εξάσκησή τους σε δραστηριότητες όπως η συγχρονισμένη κολύμβηση και το breakdance (6,9% του δείγματος). Κατά την εκτέλεση των επιλεγμένων σωματικών στάσεων, οι δοκιμαζόμενοι έπρεπε να πραγματοποιήσουν 3 προσπάθειες με

χρήση ΦΑ και 3 προσπάθειες με χρήση ΚΑ (24 προσπάθειες συνολικά) (Εικόνα 3.2).

Τα άτομα χωρίς προηγούμενη εμπειρία στη χρήση της ΚΑ, εκπαιδεύτηκαν σε αυτήν σε ειδικές συνεδρίες πριν την εφαρμογή του πρωτοκόλλου συλλογής των δεδομένων. Οι οδηγίες που δόθηκαν στους δοκιμαζόμενους για την εκτέλεση της ΚΑ ήταν να προσπαθήσουν να πάρουν μία βαθιά αναπνοή επιδιώκοντας μία εντονότερη επιπέδωση του ΦΑ αναπνοή και μια μετατόπιση του κοιλιακού τοιχώματος προς τα έξω, με τη διατήρηση του θωρακικού τοιχώματος σταθερού (Lee, Cheon, & Yong, 2017). Πριν την έναρξη του πειραματικού πρωτοκόλλου ελέγχθηκε εάν οι δοκιμαζόμενοι μπορούσαν να εκτελέσουν ΚΑ μέσω της καταγραφής των τρισδιάστατων γωνιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος.

Για την επιλογή του αριθμού των προσπαθειών που θα εκτελούσαν οι δοκιμαζόμενοι προηγήθηκε μέτρηση αξιοπιστίας, κατά την οποία χρησιμοποιήθηκαν 5 προσπάθειες σε κάθε στάση (Παράρτημα Β-Πίνακας ΠΑΡ-1). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα



Εικόνα 3.1. Οι 4 στάσεις σώματος του πειραματικού πρωτοκόλλου. (Α) όρθια κατακόρυφη στάση (Β) πρηγής στήριξη αναστραμμένου V, (Γ) ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο και (Δ) αναστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.



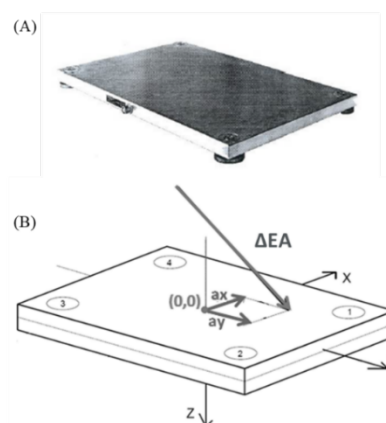
Εικόνα 3.2. Φυσική (πάνω) και κοιλιακή (κάτω) αναπνοή. Είναι εμφανής η προβολή του κοιλιακού τοιχώματος κατά την κοιλιακή εισπνοή.

της ανάλυσης, αναδείχθηκε ως βέλτιστη επιλογή η εκτέλεση 3 προσπαθειών για το πρωτόκολλο της παρούσας μελέτης. Μεταξύ των 3 προσπαθειών στην ίδια στάση υπήρχε διάλειμμα 1 λεπτού, ενώ μεταξύ των 4 διαφορετικών στάσεων υπήρχε διάλειμμα 3 λεπτών. Η σειρά εφαρμογής των στάσεων και του τύπου της αναπνοής πραγματοποιήθηκε με απλή τυχαία δειγματοληψία για κάθε δοκιμαζόμενο (μέσω δειγματοληψίας του προγράμματος Microsoft Excel 2016). Η συχνότητα αναπνοών ήταν η προτιμώμενη τόσο κατά τη συνθήκη φυσικής αναπνοής όσο και κατά τη συνθήκη κοιλιακής αναπνοής.

3.3. Όργανα μέτρησης

3.3.1. Μέτρηση κινητικής σταθερότητας.

Για τη μέτρηση της κινητικής σταθερότητας χρησιμοποιήθηκε δυναμοδάπεδο (Type 9281B11, Kistler Instrument, Amherst, NY) για την καταγραφή της διαδρομής του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο και πλάγιο άξονα (Εικόνα 3.3). Ο προσανατολισμός του κάθε ατόμου πάνω στο δυναμοδάπεδο (Εικόνα 3.1) δεν ακολουθούσε τον τυπικό ορισμό των αξόνων του δυναμοδαπέδου με την προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ να εξελίσσεται στον άξονα X (συντεταγμένη ax του ΚΠ) και η πλάγια διαδρομή στον άξονα Y (συντεταγμένη ay του ΚΠ). Το δυναμοδάπεδο συνδέθηκε με ενισχυτή σήματος (Kistler Type 9861A8), ο οποίος με τη σειρά του συνδέθηκε με κουτί διασύνδεσης (Kistler 1759A1-DAQ System for Bioware Type 5691).



Εικόνα 3.3. Όργανο Δυναμογράφησης: Φορητό δυναμοδάπεδο Kistler (Α). Απεικόνιση του δυναμοδαπέδου (40 X 60 εκ) (Β). Συνισταμένη δύναμη εδαφικής αντίδρασης (ΔΕΑ), η προσθιοπίσθια (ay) και η πλάγια (ax) συντεταγμένη της διαδρομής του κέντρου πίεσης (ΚΠ). Ο προσανατολισμός των ατόμων πάνω στο δάπεδο ήταν τέτοιος ώστε, η προσθιοπίσθια διαδρομή του ΚΠ να εξελίσσεται στον άξονα X (συντεταγμένη ax του ΚΠ) και η πλάγια διαδρομή στον άξονα Y (συντεταγμένη ay του ΚΠ).

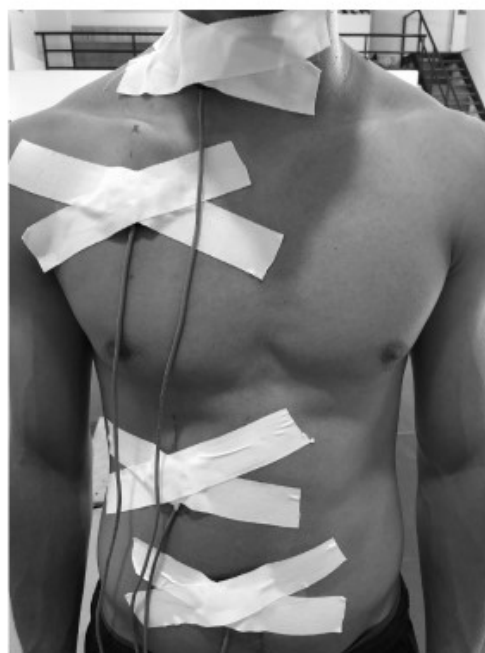
3.3.2. Μέτρηση δραστηριότητας αναπνευστικών μυών.

Η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών καταγράφηκε μέσω επιφανειακού δονησιομιογράφου (VMG TSD250) (Εικόνα 3.4.) ο οποίος διαθέτει ευαίσθητα επιταχυνσιόμετρα MEMS (Microelectromechanical systems) για την παρακολούθηση και καταγραφή των μυϊκών δονήσεων. Η καταγραφή της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών έγινε σε συγχρονισμό με την καταγραφή της διαδρομής του ΚΠ. Τα δονησιογραφικά σήματα σχετίζονται με τη μηχανική απόκριση της ενεργοποίησης των μυών (Mañanas, Fiz, Morera, & Caminal, 2001). Η συχνότητα δειγματοληψίας των δονησιογράφων ορίστηκε στα 2.000 Hz σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή (Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA.). Οι αισθητήρες δονησιογραφίας σταθεροποιήθηκαν με

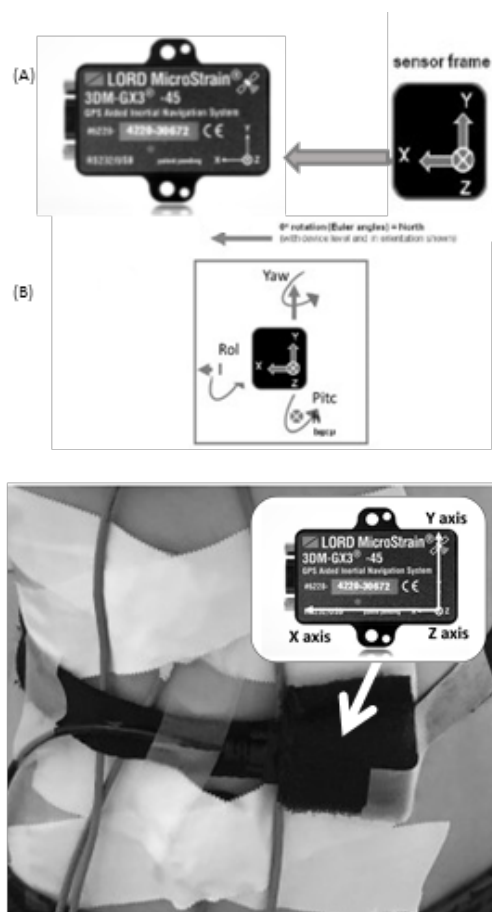
χρήση ειδικής κολλητικής ταινίας (Εικόνα 3.4).

3.3.3. Μέτρηση μεταβολών κοιλιακού τοιχώματος.

Ταυτόχρονα με την καταγραφή των μεταβολών του ΚΠ και την καταγραφή της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών πραγματοποιήθηκε και καταγραφή των επιταχυνσιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος ώστε να ελεγχθεί ότι πράγματι οι δοκιμαζόμενοι εκτελούσαν κοιλιακή αναπνοή. Ως κριτήριο βάσης, ζητήθηκε από τους δοκιμαζόμενους να πάρουν μια βαθιά κοιλιακή αναπνοή πριν την έναρξη της δοκιμασίας σε κάθε στάση (Σχήμα 3.1). Η καταγραφή έγινε με τη χρήση ενός αδρανειακού αισθητήρα (LORD MicroStrain®, 3DM-GX3® -45) (Εικόνα 3.5), ο οποίος διαθέτει σύστημα πλοήγησης (GPS/INS) που αποτελείται



Εικόνα 3.4. Όργανο δονησιογράφησης: Αριστερά: επιφανειακός αισθητήρας δονησιογράφησης (VMG-TSD250) για την παρακολούθηση και καταγραφή της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών. Δεξιά: τοποθέτηση αισθητήρων με χρήση ειδικής κολλητικής ταινίας.

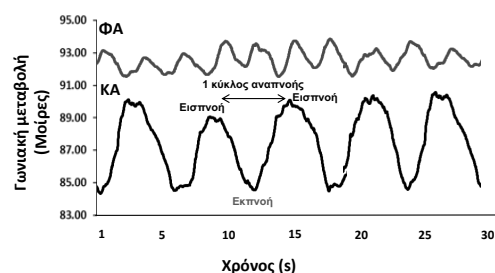


Εικόνα 3.5. Όργανο Επιταχυνσιομέτρησης: Πάνω: Αδρανειακός αισθητήρας (MicroStrain, 3DM-GX3-45) (Α), αναπαράσταση συστήματος συντεταγμένων του αδρανειακού αισθητήρα και (Β) γωνίες Euler: Roll, Pitch, και Yaw. Κάτω: Σημείο τοποθέτησης του αδρανειακού αισθητήρα πάνω στο κοιλιακό τοίχωμα.

από μονάδα αναφοράς θέσης και κατεύθυνσης (AHRS), δέκτη GPS (Global Positioning System) και επεξεργαστή εφαρμογών που εκτελεί ένα ειδικό φίλτρο (Extended Kalman Filter). Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούν AHRS είναι διατεταγμένοι στους τρεις βασικούς άξονες (xyz) για να αντλαμβάνονται τη γωνιακή ταχύτητα, την επιτάχυνση και το τοπικό μαγνητικό πεδίο και ως επακόλουθο χρησιμοποιούν σαν γυροσκόπια, επιταχυνσιόμετρα και μαγνητόμετρα.

Στην παρούσα μελέτη ο αδρανειακός αισθητήρας τοποθετήθηκε στο κοιλιακό

τοίχωμα (Εικόνα 3.5), ώστε να πραγματοποιηθεί η τρισδιάστατη καταγραφή των γωνιακών μεταβολών στο σημείο τοποθέτησης. Μέσω αυτής της καταγραφής υπολογίζεται η γωνιακή θέση του σώματος, η οποία περιγράφεται από τις γωνίες του Euler (Roll, Pitch, Yaw) (Jagadish & Chang, 2007) οι οποίες περιγράφουν τον προσανατολισμό ενός σώματος σε σχέση με ένα σταθερό σύστημα συντεταγμένων. Η τοποθέτηση του αισθητήρα κατά την όρθια στάση ήταν τέτοια ώστε η γωνία Roll να δείχνει τη γωνιακή μεταβολή γύρω από τον άξονα x, η γωνία Yaw να δείχνει τη γωνιακή μεταβολή γύρω από τον άξονα y και η γωνία Pitch να δείχνει τη γωνιακή μεταβολή γύρω από τον άξονα z (Εικόνα 3.5). Η τοποθέτηση του αισθητήρα παρέμεινε ίδια σε όλες τις στάσεις. Κατά τη διάρκεια της καταγραφής του αναπνευστικού κύκλου προκαλείται μια περιοδική κίνηση στην κοιλιακή περιοχή, η οποία επηρεάζει τη τρισδιάστατη γωνιακή μεταβολή του επιταχυνσιομέτρου (Phan, *et al.*, 2008).



Σχήμα 3.1. Κινηματική αναπνοής. Γραφική απεικόνιση της καταγραφής του αναπνευστικού κύκλου ως συνάρτηση του χρόνου με τη χρήση αδρανειακών αισθητήρων, οι οποίοι επιτρέπουν την καταγραφή των επιταχυνσιακών και γωνιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος. Η περιοδική κίνηση στην κοιλιακή περιοχή κατά τη χρήση της φυσικής (πάνω) και της κοιλιακής (κάτω) αναπνοής, δημιουργεί μία κυματομορφή που επιτρέπει την εκτίμηση της αναπνευστικής συχνότητας και του εύρους της αναπνοής. Η συγκεκριμένη απεικόνιση αφορά καταγραφή στην όρθια κατακόρυφη στάση και τη γωνία Euler-Roll.

Πίνακας 3.3. Μέσοι όροι (Mean), τυπικές αποκλίσεις (SD) και τα αποτελέσματα του ελέγχου *t* για τους δύο τύπους αναπνοής, στη συνολική διαδρομή της κυματομορφής των γωνιών Roll, Pitch και Yaw. ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηγής στήριξη ανεστραμμένου V, ΗΣ: ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-Κ: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

	ΟΣ		ΑΣ-V		ΗΣ		ΑΣ-K	
	Φυσική αναπνοή							
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Roll	30,71	12,96	63,29	30,91	247,61	110,19	120,34	69,18
Pitch	11,32	3,37	27,29	9,57	63,94	34,61	43,88	17,23
Yaw	23,15	9,07	31,42	11,60	257,08	117,64	103,41	41,61
	Κοιλιακή αναπνοή							
Roll	75,14	35,21	123,56	73,72	266,90	99,04	161,59	80,41
Pitch	20,93	7,24	48,66	22,50	71,43	41,61	52,55	29,14
Yaw	42,16	14,21	43,68	19,32	288,49	114,50	120,53	49,49
	Έλεγχος t							
	t	p value	t	p value	t	p value	t	p value
Roll	-6,81	0,000	-5,05	0,000	-1,54	0,136	-4,32	0,000
Pitch	-7,50	0,000	-6,31	0,000	-1,99	0,057	-2,38	0,025
Yaw	-7,81	0,000	-3,43	0,002	-2,35	0,026	-2,58	0,016

Από την κυματομορφή που δημιουργείται κατά την αναπνευστική προσπάθεια μπορεί να γίνει εκτίμηση τις αναπνευστικής συχνότητας και του εύρους τις αναπνοής (Bates, *et al.*, 2010; Haescher, *et al.*, 2015; Phan, *et al.*, 2008). και ως εκ τούτου επιτρέπει την ταυτοποίηση του τύπου αναπνοής, καθώς κατά την κοιλιακή αναπνοή παρατηρείται αυξημένο εύρος αναπνοής και μειωμένη αναπνευστική συχνότητα (Ma, *et al.*, 2017). Όπως φαίνεται στον Πίνακα 3.3., σε όλες σωματικές στάσεις, η μεταβολή του κοιλιακού τοιχώματος ήταν σημαντικά μεγαλύτερη κατά τη χρήση κοιλιακής αναπνοής συγκριτικά με την ήρεμη φυσική αναπνοή ($p \leq 0,05$), γεγονός που επιτρέπει την ασφαλή παραδοχή ότι οι δοκιμαζόμενοι πράγματι εκτελούσαν κοιλιακή αναπνοή. Η μη σημαντική διαφορά των γωνιών Roll ($p = 0,136$) και Pitch ($p = 0,057$) για την ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο ήταν αναμενόμενη και αιτιολογημένη, καθώς για τη σταθεροποίηση σε αυτή τη σωματική αυτή στάση απαιτείται υψηλή ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών κάτι που φυσιολογικά δεν επιτρέπει τη

γωνιακή μεταβολή (προβολή) του κοιλιακού τοιχώματος.

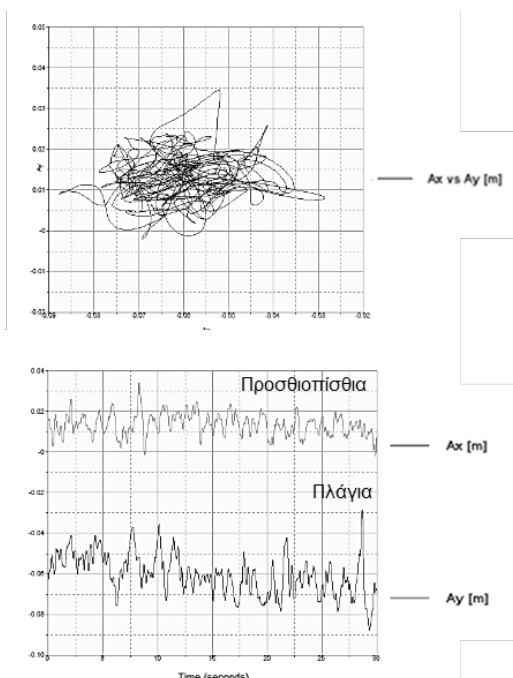
3.4. Συλλογή και ανάλυση δεδομένων

3.4.1. Δεδομένα κινητικής σταθερότητας

Η συλλογή και ανάλυση των δεδομένων του ΚΠ πραγματοποιήθηκε μέσω του προγράμματος Bioware 5.3.0 (Kistler Instrument, Amherst, NY) για καθαρό χρόνο 30 δευτ μετά την αφαίρεση των πρώτων και των τελευταίων 5 δευτ ώστε να αποκλειστεί τυχόν επίδραση των μεταβατικών φάσεων έναρξης και λήξης της διατήρησης της στάσης. Πριν την έναρξη συλλογής των δεδομένων ορίστηκε συχνότητα δειγματοληψίας 100 Hz (Milkowski, Myklebust, Prieto, Kreis, & Myklebust, 1993; Slobounov & Newell, 1996).

Πριν την ανάλυση των δεδομένων, εφαρμόστηκε στο πρωτογενές σήμα φίλτρο (10 Hz low pass, Bioware software Kistler) και στη συνέχεια έγινε υπολογισμός των χαρακτηριστικών του ΚΠ κατά μήκος του προσθιοπίσθιου (ax) και πλάγιου (ay) άξονα (Εικόνα

3.6). Σε κάθε προσπάθεια, ως μεταβλητές κινητικής σταθερότητας υπολογίσθηκαν η διαδρομή ΚΠ, η ταχύτητα ΚΠ και το εύρος ΚΠ στην προσθιοπίσθια (Ax), στην πλάγια (Ay) και στη συνισταμένη (Ar) διεύθυνση, αντίστοιχα. Επίσης, με χρήση του λογισμικού προγράμματος OriginPro 9.0 (SR1 b76), υπολογίσθηκε το ελλειπτικό εμβαδόν της διαδρομής του ΚΠ με διάστημα εμπιστοσύνης 95%, και οι ημιάξονες α και β της ελλειπτικής συναρτησιακής προσαρμογής της διαδρομής του ΚΠ (Schubert & Kirchner, 2014). Για κάθε μία από τις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, για τη στατιστική ανάλυση εισήχθη η μέση τιμή των τριών προσπαθειών κάθε συνθήκης.



Εικόνα 3.6. Απεικόνιση της συνισταμένης διαδρομής του κέντρου πίεσης (πάνω) και της διαδρομής του κέντρου πίεσης στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα ως συνάρτηση του χρόνου (κάτω) όπως παρουσιάζονται μέσω του προγράμματος Bioware 5.3.0.

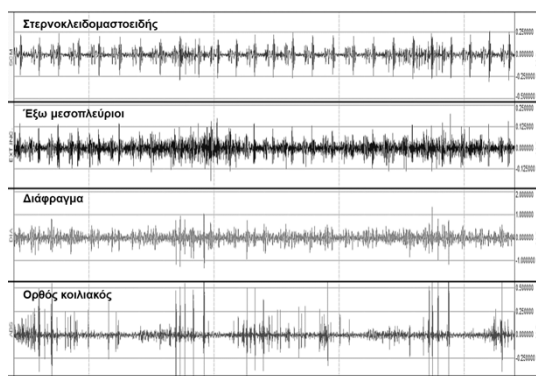
3.4.2. Δεδομένα δραστηριότητας αναπνευστικών μυών

Η συλλογή των δεδομένων της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών έγινε με τη χρήση δονησιογραφικών αισθητήρων, σε συγχρονισμό με την καταγραφή της διαδρομής του ΚΠ. Οι δονησιογραφικοί αισθητήρες συνδέονταν μέσω ενός αναλογικού-

ψηφιακού μετατροπέα (Biopac MP150) με ηλεκτρονικό υπολογιστή (Εικόνα 3.7). Για την καταγραφή της δονησιογραφικής δραστηριότητας χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό AcqKnowledge 5.0 (Εικόνα 3.8). (Windows). Κατά την καταγραφή της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών οι αισθητήρες τοποθετήθηκαν στη δεξιά πρόσθια πλευρά του σώματος (Chien, *et al.*, 2008). Η τοποθέτηση των τεσσάρων δονησιογραφικών αισθητήρων για την καταγραφή της δραστηριότητας των τεσσάρων αναπνευστικών μυών απεικονίζεται στην Εικόνα 3.9. Ειδικότερα, για τον στερνοκλειδομαστοειδή μυ (ΣΚΜ) ο αισθητήρας τοποθετήθηκε στο μέσο τρίτο του μήκους της γαστέρας του μυός (Segizbaeva, *et al.*, 2013), για τους έξω μεσοπλεύριους (ΕΜ) μεταξύ 2^{ου} και 3^{ου} μεσοπλεύριου χώρου, και για το



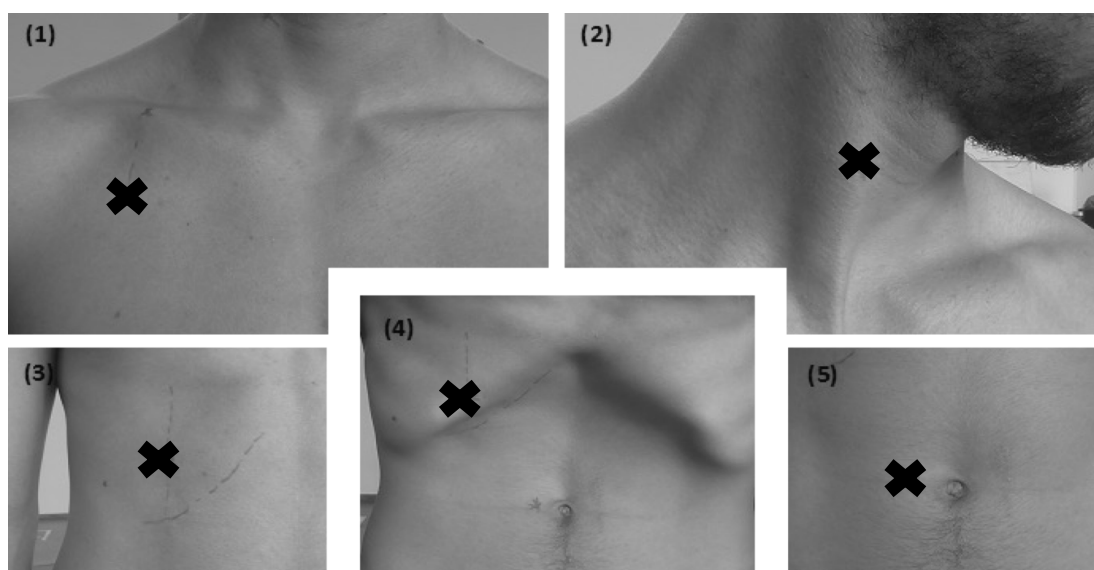
Εικόνα 3.7. Συνδεσμολογία του αισθητήρα δονησιογραφίας (αριστερά) με αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (Biopac MP150) (κέντρο) και στη συνέχεια με Η/Υ (δεξιά).



Εικόνα 3.8. Απεικόνιση μυϊκής δραστηριότητας (ακατέργαστα δεδομένα) του στερνοκλειδομαστοειδούς (1^ο κανάλι), των έξω μεσοπλευρίων (2^ο κανάλι), του διαφράγματος (3^ο κανάλι) και του ορθού κοιλιακού (4^ο κανάλι) κατά την όρθια κατακόρυφη στάση.

διάφραγμα (ΔΙΑ) μεταξύ 7^{ου} και 8^{ου} μεσοπλευρίου χώρου αντίστοιχα, στην προβολή του μέσου της κλείδας (Chien, *et al.*, 2008; Segizbaeva, *et al.*, 2013; Santos, *et al.*, 2012), και για τον ορθό κοιλιακό μύ (ΟΚ) δύο εκατοστά δεξιά από τον ομφαλό (Maarsingh, van Eykern, Sprickelman, Hoekstra, & van Aalderen, 2000) (Εικόνα 3.9).

Όπως και στα δεδομένα του ΚΠ, έτσι και στα δεδομένα της δονησιογραφίας, η ανάλυση αφορούσε τον καθαρό χρόνο 30 δευτ μετά την αφαίρεση των πρώτων και των τελευταίων 5 δευτ (σε συγχρονισμό με τα δεδομένα του ΚΠ) ώστε να αποκλειστεί τυχόν επίδραση των μεταβατικών φάσεων έναρξης και λήξης της διατήρησης της στάσης. Κατά την ανάλυση των σημάτων δονησιογραφίας (Matlab R2018A, Mathworks) εφαρμόστηκε ζωνοπερατό φίλτρο (5-100Hz) και έγινε αποκοπή σήματος με κατώφλι 3 τυπικές αποκλίσεις της μέσης τιμής (σε θετικά και αρνητικά). Στη συνέχεια ακολούθησε ανόρθωση σήματος και κατωπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής 6 Hz. Οι μεταβλητές που υπολογίστηκαν αφορούσαν τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση της έντασης του δονησιογραφικού σήματος στο σύνολο των 30 δευτ τα οποία



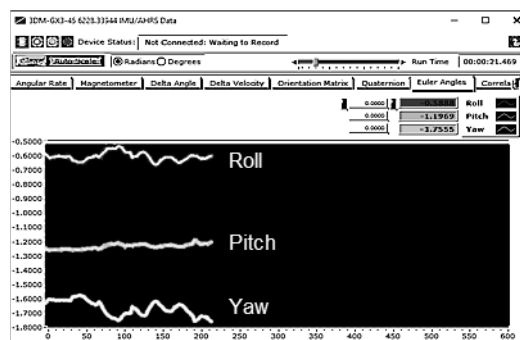
Εικόνα 3.9. Σημεία τοποθέτησης των δονησιομογραφικών αισθητήρων για τους έξω μεσοπλευρίους(1), τον στερνοκλειδομαστοειδή (2), το διάφραγμα (3 & 4) και τον ορθό κοιλιακό μύ (5).

εκφράζονται σε μονάδες δονησιογραφίας (VMG units). Λόγω περιπτώσεων υψηλής μεταβλητότητας των 3 προσπαθειών, πραγματοποιήθηκαν 3 διαφορετικές στατιστικές αναλύσεις για τον ορισμό του βέλτιστου αποδεκτού ορίου μεταβλητότητας. Στην 1^η ανάλυση, εισήχθησαν τα δεδομένα όλων ανεξαιρέτως των προσπαθειών. Στη 2^η και 3^η ανάλυση, αντίστοιχα, δεν συμπεριλήφθηκαν οι προσπάθειες που επέτρεπαν ανώτατο συντελεστή μεταβλητότητας το 50% και το 30%. Η 2^η και 3^η ανάλυση δεν ανέδειξε διαφορετικά αποτελέσματα και τελικά επιλέχθηκε να εισαχθεί στη στατιστική ανάλυση η μέση τιμή του αριθμού των προσπαθειών που επέτρεπε μεταβλητότητα έως και 30% για το σύνολο των ατόμων, σε όλες της σωματικές στάσεις και τύπους αναπνοής, σε όλους τους εξεταζόμενους μύες (Παράρτημα Β, Πίνακες ΠΑΡ-2 και ΠΑΡ-3).

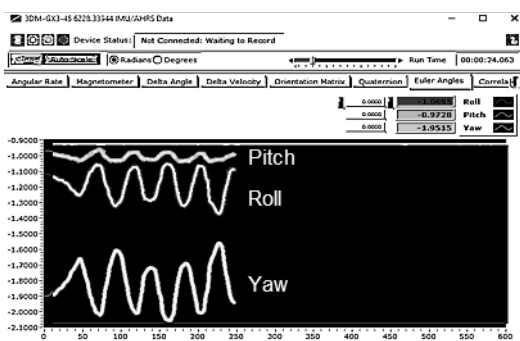
3.4.3. Δεδομένα μεταβολών κοιλιακού τοιχώματος

Η συλλογή των δεδομένων για την επιταχυνσιακή μεταβολή του κοιλιακού τοιχώματος έγινε με χρήση του λογισμικού προγράμματος 3DM-GX3®-45 (LORD MicroStrain®). Η ανάλυση των αποτελεσμάτων της επιταχυνσιομέτρησης αφορούσε την εξαγωγή των χρονοσειρών για τη τρισδιάστατη γωνιακή μεταβολή του κοιλιακού τοιχώματος όπως αυτή καταγράφεται μέσω των γωνιών Euler (Roll, Pitch, Yaw). Για κάθε προσπάθεια κάθε συνθήκης, υπολογίστηκε η συνολική γωνιακή διαδρομή σε κάθε άξονα γωνιακής περιστροφής (Εικόνα 3.10). Στη συνέχεια, υπολογίστηκε η μέση τιμή των 3 προσπαθειών κάθε συνθήκης η οποία αποτέλεσε και τη μεταβλητή για

Φυσική αναπνοή



Κοιλιακή αναπνοή



Εικόνα 3.10. Απεικόνιση τρισδιάστατης γωνιακής μεταβολής (Euler angles: Roll-Pitch-Yaw) του κοιλιακού τοιχώματος στη φυσική ήρεμη (πάνω) και στην κοιλιακή (κάτω) αναπνοή. Είναι εμφανής η διαφορά της γωνιακής μετατόπισης του κοιλιακού τοιχώματος στη κοιλιακή αναπνοή.

τη στατιστική σύγκριση ΦΑ και ΚΑ. Σε κάθε σωματική στάση ξεχωριστά, εφαρμόστηκε t-test εξαρτημένων δειγμάτων για τη σύγκριση της επιταχυνσιακής μεταβολής του κοιλιακού τοιχώματος μεταξύ της ΦΑ και της ΚΑ ώστε να τεκμηριωθεί η πραγματοποίηση ΚΑ.

3.5. Στατιστική ανάλυση

Για τον έλεγχο της επίδρασης της σωματικής στάσης εφαρμόστηκε μονοπαραγοντική ανάλυση διασποράς 1 X 4, ξεχωριστά σε κάθε τύπο αναπνοής, όσον αφορά τις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας. Για τον έλεγχο του τύπου της αναπνοής εφαρμόστηκε επίσης μονοπαραγοντική

ανάλυση διασποράς ξεχωριστά σε κάθε σωματική στάση, όσον αφορά τις μεταβλητές της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών, αντίστοιχα. Ο έλεγχος αλληλεπίδρασης σωματικής στάσης και τύπου αναπνοής δεν επιλέχθηκε για το συγκεκριμένο πρωτόκολλο καθώς σκοπός της εργασίας ήταν να ελεγχθούν οι δύο κύριες επιδράσεις ως αυτόνομοι παράγοντες επίδρασης. Για όλους τους στατιστικούς ελέγχους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό IBM SPSS Statistics (version 24.0) και το επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας ορίστηκε σε $p \leq 0.05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων παρουσιάζονται η μέση τιμή και τυπική απόκλιση των εξεταζόμενων μεταβλητών με τη μορφή γραφημάτων, με συνοδευτικούς πίνακες των στατιστικών δεικτών για τις στατιστικές αναλύσεις ελέγχου της σημαντικότητας της επίδρασης της ΣΣ και της ΚΑ σε πίνακες, καθώς και των ενδοζευγικών συγκρίσεων που αφορούν κάθε ανάλυση.

Οι αριθμητικές τιμές της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης των εξεταζόμενων μεταβλητών παρουσιάζονται σε πίνακες στο παράρτημα Β, και αναφέρονται στα σχετικά σημεία του κειμένου του κεφαλαίου των αποτελεσμάτων με την ένδειξη Πίνακας ΠΑΡ-Β, με την αντίστοιχη για κάθε πίνακα αρίθμηση.

4.1. Κινητή σταθερότητα

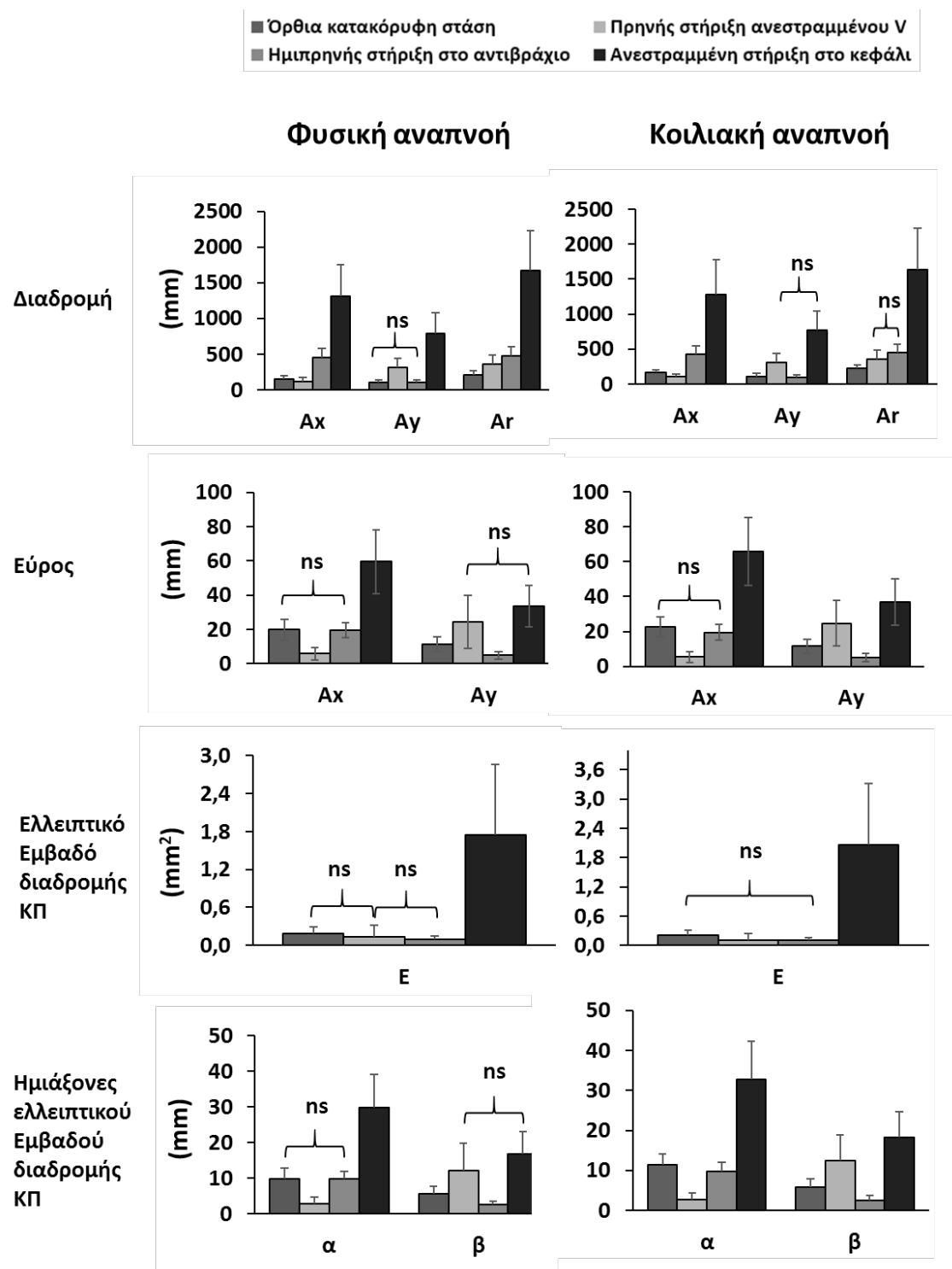
4.1.1. Επίδραση σωματικής στάσης

Η κύρια επίδραση της ΣΣ ήταν σημαντική ($p \leq 0,05$) για το σύνολο των εξεταζόμενων μεταβλητών, και στους δύο τύπους αναπνοής (Σχήμα 4.1 και Πίνακας 4.1). Οι ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των στάσεων εμφανίζουν το ίδιο συνολικό πρότυπο ενδοζευγικών διαφορών και στους δύο τύπους αναπνοής (Πίνακας 4.1). Εξαίρεση αποτελούν έξι περιπτώσεις ενδοζευγικών διαφορών όπου αλλάζουν οι σημαντικότητες από τη ΦΑ στη ΚΑ. Συγκεκριμένα: η συνισταμένη διεύθυνση της διαδρομής ΚΠ (πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V έναντι ημιπρηνούς στήριξης στο αντιβράχιο), το εύρος στον άξονα ay (πρηνής στήριξης ανεστραμμένου V έναντι

ανεστραμμένης στήριξης στο κεφάλι), το ελλειπτικό εμβαδόν της διαδρομής ΚΠ (όρθια στάση έναντι πρηνούς στήριξης ανεστραμμένου V, καθώς και στήριξης ανεστραμμένου V έναντι ημιπρηνούς στήριξης στο αντιβράχιο), ο α του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής ΚΠ (όρθια στάση έναντι ημιπρηνούς στήριξης στο αντιβράχιο) και ο ημιάξονας β του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής ΚΠ (πρηνής στήριξης ανεστραμμένου V έναντι ανεστραμμένης στήριξης στο κεφάλι) (Πίνακας 4.1).

Επίσης, εξαίρεση στη γενική σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ ΣΣ αποτελεί, η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, η οποία εμφανίζει αρκετές μη σημαντικές διαφορές ($p > 0,05$) κατά τη σύγκρισή της με την όρθια στάση (Πίνακας 4.1). Ειδικότερα, και για τους δύο τύπους αναπνοής, η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο εμφάνισε μη σημαντική διαφορά με την όρθια στάση για την πλάγια διαδρομή ΚΠ και την πλάγια ταχύτητα ΚΠ, το προσθιοπίσθιο και πλάγιο εύρος ΚΠ, καθώς και τον ημιάξονα β του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ (Πίνακας 4.1). Επιπλέον, η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο δεν εμφανίζει σημαντική διαφορά σε σύγκριση με την πρηνή ανεστραμμένου V για το ελλειπτικό εμβαδόν της διαδρομής του ΚΠ αλλά μόνο κατά τη ΦΑ (Πίνακας 4.1).

Τέλος, και μόνο κατά τη ΦΑ, η πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V εμφανίζει και αυτή μη σημαντικές ενδοζευγικές διαφορές κατά τη σύγκρισή της με την όρθια στάση για το ελλειπτικό εμβαδόν της διαδρομής του ΚΠ (Πίνακας 4.1).



Σχήμα 4.1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της διαδρομής του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα και την συνισταμένη τους (Ar), του συνολικού εύρους του ΚΠ στον προσθιοπίσθιο (Ax) και πλάγιο (Ay) άξονα, του ελλειπτικού εμβαδού (E) της διαδρομής του ΚΠ και των ημιάξονων (α και β) του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ. Αριστερά: φυσική αναπνοή, Δεξιά: κοιλιακή αναπνοή. * Όλες οι διαφορές μεταξύ στάσεων ήταν στατιστικά σημαντικές εκτός από αυτές που σημειώνονται με ns (στατιστικά μη σημαντικές διαφορές).

Πίνακας 4.1. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-Β6).

		Φυσική αναπνοή								
		Κύρια Επίδραση			Ενδοζευγικές διαφορές (p value)					
		F	p	Power	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
Διαδρομή ΚΠ	Ax	184,20	0,000	1,000	*	**	**	**	**	**
	Ay	152,26	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ar	176,19	0,000	1,000	**	**	**	*	**	**
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	183,64	0,000	1,000	*	**	**	**	**	**
	Ay	152,69	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ar	176,12	0,000	1,000	**	**	**	*	**	**
Εύρος ΚΠ	Ax	182,80	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ay	52,77	0,000	1,000	**	**	**	**	ns	**
Εμβαδόν		61,49	0,000	1,000	ns	**	**	ns	**	**
A ημιάξονας		184,18	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
B ημιάξονας		52,76	0,000	1,000	**	**	**	**	ns	**

		Κοιλιακή αναπνοή								
Διαδρομή ΚΠ	Ax	149,52	0,000	1,000	**	**	**	**	**	**
	Ay	148,66	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ar	155,13	0,000	1,000	**	**	**	ns	**	**
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	149,51	0,000	1,000	**	**	**	**	**	**
	Ay	148,47	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ar	154,95	0,000	1,000	**	**	**	ns	*	*
Εύρος ΚΠ	Ax	209,70	0,000	1,000	**	ns	**	**	**	**
	Ay	75,19	0,000	1,000	**	**	**	**	**	**
Εμβαδόν		71,08	0,000	1,000	*	**	**	ns	**	**
A ημιάξονας		213,98	0,000	1,000	**	*	**	**	**	**
B ημιάξονας		77,51	0,000	1,000	**	**	**	**	**	**

Ax, Ay και Ar: προσθιοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση, αντίστοιχα.

Στάσεις: 1: όρθια στάση, 2: πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, 2: ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, 4: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι

* $p \leq 0,05$. ** $p \leq 0,001$, ns: μη σημαντική διαφορά

4.1.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής

Η ΚΑ (Σχήμα 4.2 και Πίνακας 4.2) φαίνεται να επιδρά σημαντικά στην κινητική σταθερότητα μόνο κατά την όρθια στάση και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι ($p \leq 0,05$) με τις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας να παρουσιάζουν μεγαλύτερες τιμές (Σχήμα 4.2 και

Πίνακας ΠΑΡ-Β1). Συγκεκριμένα, κατά την όρθια στάση, η χρήση ΚΑ αύξησε σημαντικά όλα τα χαρακτηριστικά της διαδρομής του ΚΠ ($p \leq 0,05$) με εξαίρεση το εύρος Ay, το ελλειπτικό εμβαδό και τον ημιάξονα β του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ (Πίνακας 4.2). Κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι, η χρήση ΚΑ αύξησε σημαντικά τα

χαρακτηριστικά της διαδρομής του ΚΠ ($p \leq 0,05$) ως προς το εύρος (ax, ay), το ελλειπτικό εμβαδό και τον ημιάξονα α του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ (Πίνακας 4.2). Η διαδρομή (ax, ay, ar), η ταχύτητα (ax, ay, ar) και ο β ημιάξονας του ελλειπτικού εμβαδού της διαδρομής του ΚΠ δεν φάνηκε να επηρεάζονται σημαντικά από την αλλαγή του τύπου αναπνοής.

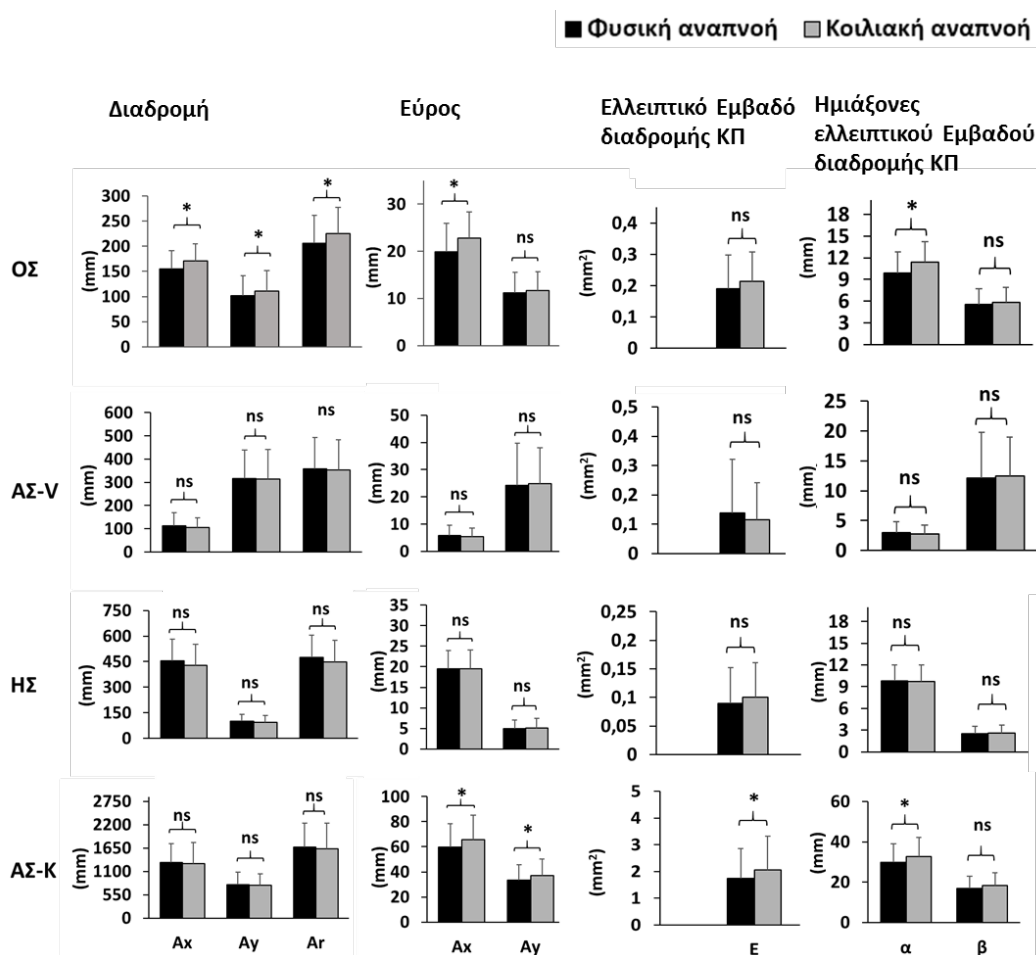
4.2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών

4.2.1. Επίδραση σωματικής στάσης

Η επίδραση (Πίνακας 4.3.) της ΣΣ στη δραστηριότητα των αναπνευστικών

μυών (Σχήμα 4.3, και Πίνακας ΠΑΡ-B2) ήταν στατιστικά σημαντική ($p \leq 0,05$) για όλους τους εξεταζόμενους μύες, τόσο κατά τη χρήση της ΦΑ όσο και κατά τη χρήση της ΚΑ.

Για όλους τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες, η μικρότερη δραστηριότητα βρέθηκε κατά την όρθια στάση και η μεγαλύτερη δραστηριότητα κατά την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο εκτός του στερνοκλειδομαστοειδή μυός ο οποίος εμφάνισε μεγαλύτερη δραστηριότητα κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (Σχήμα 4.3, και Πίνακας ΠΑΡ-B2).



Σχήμα 4.2. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση των μεταβλητών κινητικής σταθερότητας σε κάθε τύπο αναπνοής κατά την όρθια στάση (ΟΣ), την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου (ΑΣ-V), την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο (ΗΣ), και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (ΑΣ-K). ΦΑ: φυσική αναπνοή, ΚΑ: κοιλιακή αναπνοή. * $p \leq 0,05$, ns: μη σημαντική διαφορά.

Πίνακας 4.2. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση της κοιλιακής αναπνοής, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. (οι τιμές *p value* αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-Β7). Ax, Ay και Ar: προσθιοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση, αντίστοιχα.

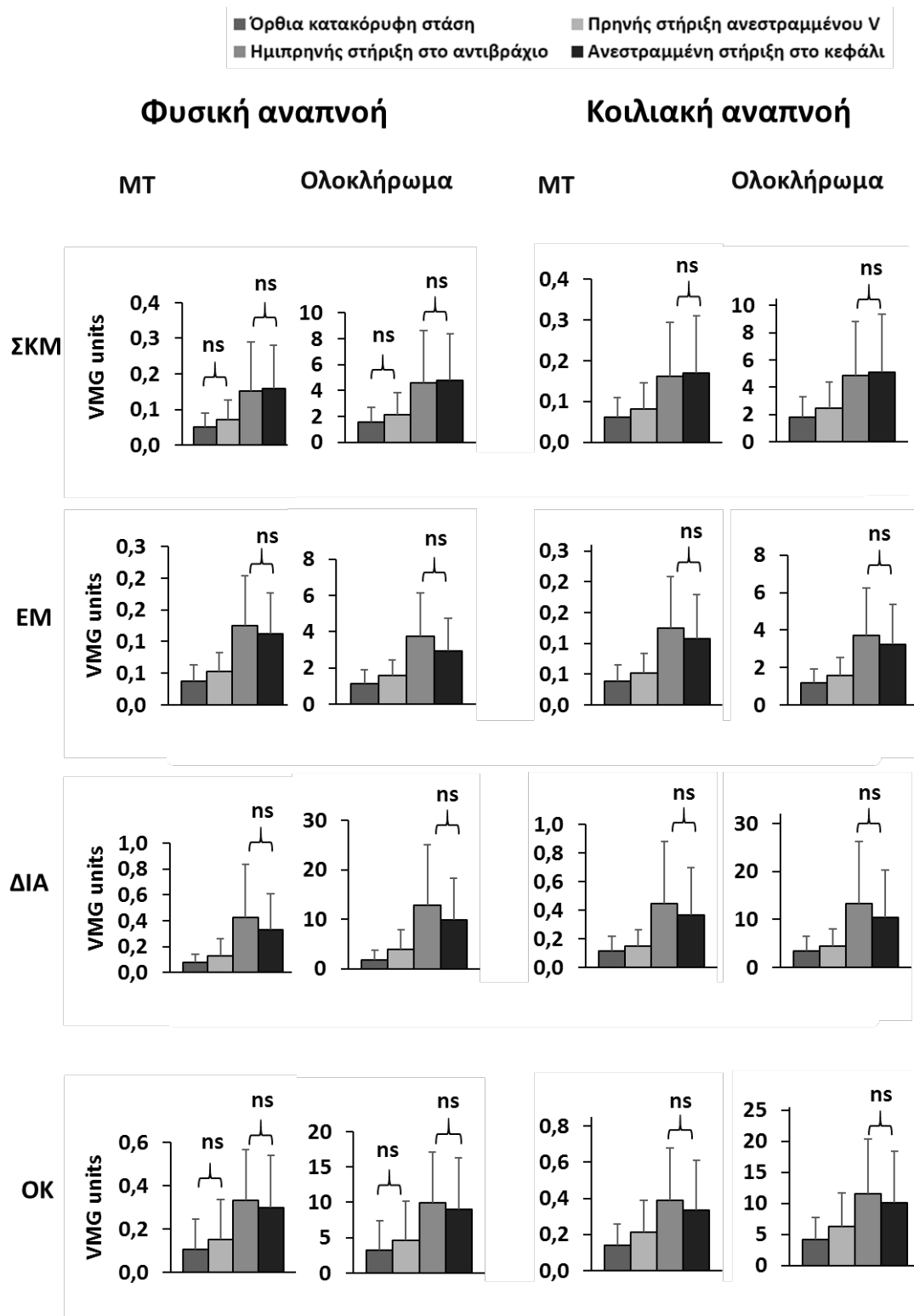
		Όρθια στάση			Πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V			Ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο			Ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι		
		F	p	Power	F	p	Power	F	p	Power	F	p	Power
Διαδρομή ΚΠ	Ax	6,795	*	0,711	1,328	ns	0,200	3,900	ns	0,479	0,220	ns	0,074
	Ay	5,973	*	0,655	0,187	ns	0,070	0,982	ns	0,160	0,638	ns	0,120
	Ar	7,380	*	0,746	0,043	ns	0,0546	3,806	ns	0,470	0,373	ns	0,091
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	7,080	*	0,728	1,521	ns	0,221	3,961	ns	0,485	0,210	ns	0,073
	Ay	5,601	*	0,627	0,166	ns	0,067	0,907	ns	0,151	0,637	ns	0,120
	Ar	7,132	*	0,731	0,027	ns	0,052	3,769	ns	0,466	0,386	ns	0,092
Εύρος ΚΠ	Ax	9,585	*	0,848	0,745	ns	0,132	0,036	ns	0,054	9,237	*	0,835
	Ay	1,542	ns	0,224	0,156	ns	0,066	0,287	ns	0,081	4,610	*	0,545
Εμβαδόν		2,984	ns	0,385	0,478	ns	0,102	0,813	ns	0,140	4,274	*	0,514
A ημιάξονας		11,089	*	0,895	0,929	ns	0,153	0,114	ns	0,062	7,112	*	0,731
B ημιάξονας		1,644	ns	0,236	0,131	ns	0,064	0,056	ns	0,056	2,964	ns	0,383

* $p \leq 0,05$, ** $p \leq 0,001$, ns: μη σημαντική διαφορά

Οι ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ των τεσσάρων στάσεων δείχνουν ότι, και στους δύο τύπους αναπνοής, για το σύνολο σχεδόν των συγκρίσεων, η δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών διαφέρει σημαντικά μεταξύ των στάσεων ($p \leq 0,05$), (Πίνακας 4.3). Εξάιρεση, με μη σημαντική ($p > 0,05$) διαφορά μεταξύ ΣΣ, αποτελεί η δραστηριότητα και των τεσσάρων εξεταζόμενων μυών κατά τη σύγκριση της ημιπρηνούς στήριξης στο αντιβράχιο και της ανεστραμμένης στήριξης στο κεφάλι (και στους δύο τύπους αναπνοής), καθώς και η δραστηριότητα του ορθού κοιλιακού μυός κατά τη σύγκριση της όρθιας στάσης με την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V (μόνο στην ΦΑ) (Πίνακας 4.3).

4.2.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής

Η ΚΑ συγκριτικά με την ΦΑ έχει σημαντική **αυξητική** επίδραση ($p \leq 0,05$) στη δραστηριότητα του διαφράγματος και του ορθού κοιλιακού μυός, και μη σημαντική επίδραση ($p > 0,05$) στη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδούς μυός και των έξω μεσοπλευρίων μυών (Πίνακας 4.4, Σχήμα 4.4). Η αύξηση της δραστηριότητας του διαφράγματος κατά την ΚΑ είναι σημαντική ($p \leq 0,05$) μόνο στην όρθια στάση και στην ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (Πίνακας 4.4, Σχήμα 4.4). Η αύξηση της δραστηριότητας του ορθού κοιλιακού είναι σημαντική ($p \leq 0,05$) κατ'πα την όρθια στάση και την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο (Πίνακας 4.4 & Σχήμα 4.4).

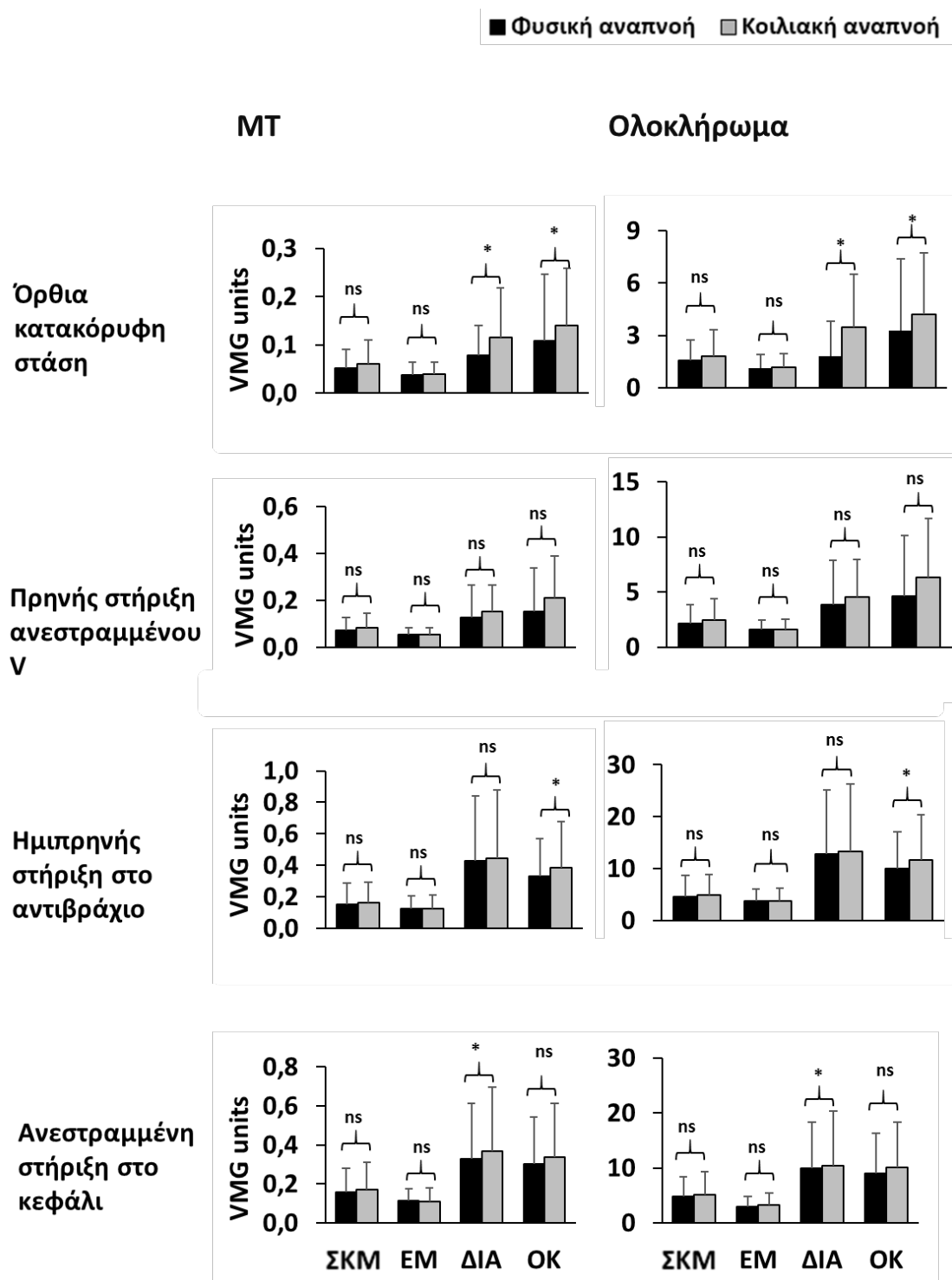


Σχήμα 4.3. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της συνολικής έντασης και του ολοκληρώματος της δονησιογραφικής καμπύλης του σήματος σε κάθε μυ και με τους δύο τύπους αναπνοής. Αριστερά: φυσική αναπνοή, Δεξιά: κοιλιακή αναπνοή. ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ.: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ.: ορθός κοιλιακός. * Οι διαφορές μεταξύ στάσεων ήταν στατιστικώς σημαντικές, εκτός από αυτές που σημειώνονται στο γράφημα (ns).

Πίνακας 4.3. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B8).

		Φυσική αναπνοή								
		ANOVA			Ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ στάσεων (p values)					
		F	Sig.	Power	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
ΣΚΜ	Mean	21,470	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	21,729	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	Integral	21,423	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΕΜ	Mean	31,891	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	27,959	0,000	1,000	ns	**	**	**	**	ns
	Integral	31,988	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΔΙΑ	Mean	22,741	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	23,224	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	Integral	22,738	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΟΚ	Mean	19,913	0,000	1,000	ns	**	**	**	*	ns
	SD	20,642	0,000	1,000	ns	**	**	**	*	ns
	Integral	19,894	0,000	1,000	ns	**	**	**	*	ns
		Κοιλιακή αναπνοή								
ΣΚΜ	Mean	20,548	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	18,339	0,000	1,000	ns	**	**	**	**	ns
	Integral	20,541	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΕΜ	Mean	32,232	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	20,180	0,000	1,000	ns	**	**	**	**	ns
	Integral	32,240	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΔΙΑ	Mean	23,704	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
	SD	19,277	0,000	1,000	ns	**	**	*	**	ns
	Integral	23,692	0,000	1,000	*	**	**	**	**	ns
ΟΚ	Mean	29,927	0,000	1,000	*	**	**	**	*	ns
	SD	19,028	0,000	1,000	ns	**	**	**	*	ns
	Integral	29,935	0,000	1,000	*	**	**	**	*	ns

Στάσεις: 1: όρθια στάση, 2: πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, 3: ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, 4: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι, * $p \leq 0,05$, ** $p \leq 0,001$, ns: μη σημαντική διαφορά



Σχήμα 4.4. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση για τις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), για κάθε μυ (ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ.: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ.: ορθός κοιλιακός) σε κάθε τύπο αναπνοής * $p \leq 0,05$, ns: μη σημαντική διαφορά.

Πίνακας 4.4. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών -Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση του τύπου της αναπνοής, στη δονησιογραφική δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης) κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. (οι τιμές p value αναφέρονται αναλυτικά στο ΠΑΡ-B9).

		Όρθια στάση			Πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V			Ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο			Ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι		
		F	Sig.	Power	F	Sig.	Power	F	Sig.	Power	F	Sig.	Power
ΣΚΜ	Mean	1,876	ns	0,263	2,080	ns	0,286	5,016	*	0,580	1,307	ns	0,197
	SD	0,314	ns	0,084	6,964	*	0,722	0,275	ns	0,080	1,646	*	0,236
	Integral	1,835	ns	0,258	2,082	ns	0,286	5,109	*	0,588	1,300	ns	0,196
ΕΜ	Mean	0,272	ns	0,080	0,089	ns	0,060	0,085	ns	0,059	0,020	ns	0,052
	SD	0,436	ns	0,098	0,970	ns	0,158	0,165	ns	0,068	0,415	ns	0,095
	Integral	0,280	ns	0,080	0,096	ns	0,060	0,082	ns	0,059	0,026	ns	0,053
ΔΙΑ	Mean	12,459	*	0,926	1,854	ns	0,260	2,611	ns	0,345	10,664	*	0,883
	SD	20,219	**	0,991	22,473	*	0,996	0,137	ns	0,065	4,407	*	0,527
	Integral	12,448	**	0,926	1,837	ns	0,258	2,605	ns	0,344	10,632	*	0,882
ΟΚ	Mean	9,970	*	0,862	3,028	ns	0,390	10,052	*	0,864	0,931	ns	0,154
	SD	39,827	**	1,000	13,824	*	0,948	9,083	*	0,829	1,150	ns	0,179
	Integral	9,839	*	0,857	3,020	ns	0,389	10,057	*	0,865	0,923	ns	0,153

ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ.: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ.: ορθός κοιλιακός

* $p \leq 0,05$, ** $p \leq 0,001$, ns: μη σημαντική διαφορά

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η εξέταση της επίδρασης της σωματικής στάσης και της κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών σε ιδιαίτερες θέσεις, όπως οι ανεστραμμένες και πλάγιες στηρίξεις, που χρησιμοποιούνται σε δημοφιλή προγράμματα σωματικής δραστηριότητας και αγωνιστικού αθλητισμού

Τα αποτελέσματα αναδεικνύουν τη σημαντική επίδραση της ΣΣ τόσο στην κινητική σταθερότητα όσο και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών. Εκτός από την περίπτωση της όρθιας στάσης και της ανεστραμμένης στήριξης στο κεφάλι, η ΚΑ δεν εμφανίζει συστηματική σημαντική επίδραση τόσο στην κινητική σταθερότητα όσο και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών.

5.1. Κινητική σταθερότητα

5.1.1. Επίδραση σωματικής στάσης

Η ΣΣ είχε σημαντική επίδραση στην κινητική σταθερότητα με σημαντικές ενδοξευγικές διαφορές μεταξύ στάσεων σχεδόν για το σύνολο των εξετασθείσων μεταβλητών (διαδρομή ΚΠ, εύρος ΚΠ, ταχύτητα ΚΠ, ελλειπτικό εμβαδόν διαδρομής ΚΠ και ημιάξονες ελλειπτικού εμβαδού διαδρομής ΚΠ). Η επίδραση της ΣΣ ήταν ίδια τόσο στη ΦΑ όσο και στην ΚΑ εύρημα που επιτρέπει το συμπέρασμα ότι, ανεξάρτητα από τη διατάραξη που προκαλεί η ΚΑ λόγω της αυξημένης δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών, το κινητικό σύστημα χρησιμοποιεί μια σταθερή

στρατηγική για την αντιρρόπηση των δυνάμεων που τείνουν είτε να το εκτρέψουν από την ισορροπία είτε να αυξήσουν το βαθμό ευαισθησίας της ισορροπίας του. Το μέγεθος της κινητικής σταθερότητας φαίνεται να εξαρτάται από τη διεύθυνση της σωματικής ταλάντωσης, με μεγαλύτερη διαδρομή και εύρος προσθιοπίσθιας ταλάντωσης για την όρθια κατακόρυφη στάση, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. Σε προηγούμενες μελέτες, έχει υποστηριχθεί ότι για την οργάνωση και τη διατήρηση της κινητικής σταθερότητας φαίνεται να χρησιμοποιείται παραπλήσια στρατηγική στην όρθια και στην ανεστραμμένη κατακόρυφη στήριξη (Clément & Rézette, 1985; Gautier, *et al.*, 2007; Sobera, *et al.*, 2007), παρά τις ποσοτικές και ποιοτικές διαφορές μεταξύ τους (Slobounov, *et al.*, 1996). Η πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, ήταν η μοναδική στάση που εμφάνισε μεγαλύτερη διαδρομή και εύρος στον πλάγιο άξονα ταλάντωσης.

Ειδικότερα, και για τους δύο τύπους αναπνοής, οι μεταβολές των εξετασθείσων μεταβλητών του ΚΠ αναδεικνύουν την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι ως τη στάση με τη μικρότερη κινητική σταθερότητα. Η ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι είναι μία στάση που θέτει το σώμα σε κατάσταση ιδιαίτερα ευαίσθητης ισορροπίας, με αυξημένες απαιτήσεις σε ότι αφορά τον έλεγχο του κορμού, αλλά και ολόκληρου του σώματος. Το ανθρώπινο σώμα, στην καθημερινή ζωή, δεν είναι συνηθισμένο σε ΣΣ οι οποίες απαιτούν τον προσανατολισμό της κεφαλής προς το έδαφος. Ο ανεστραμμένος προσανατολισμός της κεφαλής αλλάζει τις χωρικές και ιδιοδεκτικές πληροφορίες που διατίθενται στο άτομο, γεγονός που θα

μπορούσε να αποτελέσει έναν περιοριστικό παράγοντα στην κινητική σταθερότητα (Slobounov & Newell, 1996). Επιπλέον, απαιτείται μία ασυνήθιστη μυϊκή δραστηριότητα από τα άνω άκρα, δεδομένου ότι αναλαμβάνουν ένα στηρικτικό ρόλο ενάντια της βαρύτητας (Gautier, *et al.*, 2007), ο οποίος σε φυσιολογικές καθημερινές αλλά και αθλητικές συνθήκες αφορά τα κάτω άκρα. Η δύναμη του μυϊκού συστήματος του άνω μέρους του σώματος, είναι χαμηλότερη συγκριτικά με αυτή του μυϊκού συστήματος των κάτω άκρων με συνέπεια τα άνω άκρα να αναλαμβάνουν ένα ρόλο για τον οποίο δεν διαθέτουν ενδεχομένως τις προδιαγραφές, αυτόν της στήριξης του βάρους όλου του σώματος (Slobounov & Newell, 1996). Σε παρόμοια αποτελέσματα με τη παρούσα μελέτη είχαν καταλήξει και ο Campos και συνεργάτες (2016), οι οποίοι εξέτασαν τη συμπεριφορά της γεωμετρικής καμπυλότητας της σπονδυλικής στήλης, μέσω στερεοφωτομετρικής ανάλυσης, κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι, σε σύγκριση με την όρθια θέση και τη βάδιση. Στη μελέτη αυτή βρέθηκε ότι στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης οι πλάγιες αποκλίσεις ήταν σημαντικά μεγαλύτερες κατά την διάρκεια της ανεστραμμένης στάσης (Campos, *et al.*, 2017). Όσο μεγαλύτερη είναι η πλάγια απόκλιση σε οποιαδήποτε επίπεδο της σπονδυλικής στήλης, τόσο χειρότερος θα είναι στο επίπεδο αυτό ο σωματικός έλεγχος (Campos, *et al.*, 2017).

Η στάση με την μεγαλύτερη κινητική σταθερότητα στον προσθιοπίσθιο άξονα ήταν η πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V. Το αποτέλεσμα αυτό, ενδέχεται να οφείλεται στη χρησιμοποίηση και των

τεσσάρων άκρων για τη στήριξη του βάρους του σώματος, τοποθέτηση που δημιουργεί τη μεγαλύτερη βάση στήριξης (στον προσθιοπίσθιο άξονα) μεταξύ των τεσσάρων στάσεων που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη. Επιπλέον, το κέντρο βάρους του σώματος κατά την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V βρίσκεται σχεδόν στο κέντρο της βάσης στήριξης. Είναι γνωστό ότι όσο μεγαλύτερη είναι η βάση στήριξης και όσο πιο κεντρικά είναι η θέση του κέντρου βάρους του σώματος, τόσο καλύτερη είναι η κινητική σταθερότητα (Pollock, *et al.*, 2000). Αντίστοιχα, στον πλάγιο άξονα, η στάση με τη μεγαλύτερη βάση στήριξης ήταν η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, της οποίας η βάση ορίζεται από το αντιβράχιο και την έξω πλευρά του δεξιού άκρου πόδα. Σύμφωνα με όσα προαναφέρθηκαν, ήταν προσδόκιμο η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο να εμφανίσει μεγαλύτερη κινητική σταθερότητα λόγω της μεγαλύτερης βάσης στήριξης (Pollock, *et al.*, 2000) σε σύγκριση με τις υπόλοιπες ΣΣ.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός της μικρότερης κινητικής σταθερότητας κατά την όρθια κατακόρυφη στάση σε σύγκριση με την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V και την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, δεδομένου ότι η όρθια στάση αποτελεί μία ΣΣ που χρησιμοποιείται με μεγάλη συχνότητα, σε καθημερινή βάση. Λόγω της συχνής της χρήσης ενδεχομένως να αναμέναμε ότι θα έχει αναπτυχθεί μία στρατηγική κινητικού ελέγχου για την αύξηση της κινητικής σταθερότητας. Εντούτοις, το μέγεθος της βάσης στήριξης (Pollock, *et al.*, 2000) φαίνεται ότι υπερισχύει έναντι της συχνής χρήσης μιας ΣΣ. Επιπλέον, είναι γνωστό ότι η θωρακική και κοιλιακή κοιλότητα συμβάλλει στη

σταθερότητα του κορμού και στον έλεγχο της ΣΣ (Hodges, *et al.*, 1997). Ενδεχομένως, το παραπάνω αποτέλεσμα να οφείλεται και στην αυξημένη δυσκολία της πρηγής στήριξης ανεστραμμένου V και της ημιπρηγής στήριξης στο αντιβράχιο, η οποία είχε ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη ενεργοποίηση των μυών του κορμού και των άκρων και κατ' επέκταση πιθανόν να υπήρξε καλύτερος έλεγχος της ΣΣ.

5.1.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής

Η ΚΑ βρέθηκε να έχει σημαντική αρνητική επίδραση στην κινητική σταθερότητα κατά την όρθια κατακόρυφη στάση και κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. Η αναπνοή αποτελεί εγγενή μηχανισμό διατάραξης της κινητικής σταθερότητας σε μηχανικό και νευρομυϊκό επίπεδο (Kuznetsov, *et al.*, 2012). Η διαδικασία της αναπνοής αυτή καθ' αυτή δημιουργεί εσωτερικές διαταράξεις στο ανθρώπινο σώμα (Caron, *et al.*, 2004; Hamaoui, *et al.*, 2010; Schmid, *et al.*, 2004). Οι εσωτερικές διαταράξεις κατά τη διαδικασία της αναπνοής επιφέρουν και αλλαγές στη προβολή του κέντρου βάρους του ως προς τα όρια της βάσης στήριξης, οι οποίες απαιτούν αντιρροπιστικές αποκρίσεις μέσω του ΚΠ ώστε να διατηρηθεί επιτυχώς η ισορροπία (Kuznetsov, *et al.*, 2012). Στην παρούσα μελέτη αυτές οι αντιρροπιστικές αποκρίσεις του ΚΠ ήταν εμφανείς σε όλες τις εξετασθείσες μεταβλητές του ΚΠ τόσο κατά την προσθιοπίσθια όσο και κατά την πλάγια διεύθυνση της διαδρομής του. Η αύξηση των χαρακτηριστικών της διαδρομής ΚΠ κατά την ΚΑ συνδέεται με την αύξηση του βάθους της αναπνοής συγκριτικά με τη ΦΑ (Macmahon, 1934; Hamaoui, *et al.*, 2010; Bouisset, *et al.*, 1994). Το

αυξημένο βάθος αναπνοής απαιτεί την αυξημένη καθοδική κίνηση του διαφράγματος (επιπέδωση διαφράγματος) και την προβολή του κοιλιακού τοιχώματος ώστε να διευκολυνθεί η αύξηση πίεσης από τη θωρακική κοιλότητα προς την κοιλιακή περιοχή. Η χαλάρωση της ενεργοποίησης του κοιλιακού τοιχώματος και η αύξηση της πρόσθιας προβολής αυτού είναι ένα από τα εξωτερικά χαρακτηριστικά της διαδικασίας της ΚΑ. Η χαλάρωση της ενεργοποίησης των κοιλιακών μυών θα μειώσει τη σταθερότητα του κορμού (Hedbány, *et al.*, 2013) η οποία είναι σημαντική για τη σταθερότητα ολόκληρου του σώματος καθώς ο κορμός αποτελεί σχεδόν το 50% της μάζας του σώματος. Επιπλέον, ο κορμός αποτελεί τη σωματική δομή στην οποία αρθρώνονται τα άκρα, και κατά συνέπεια η μείωση της σταθερότητας του έχει ως συνέπεια τη δημιουργία μιας ασταθούς βάσης άρθρωσης των άνω και κάτω άκρων. Η λογική αντίφαση μεταξύ ΚΑ και υψηλής ενεργοποίησης των κοιλιακών μυών ήταν εμφανής στην ημιπρηγή στήριξη στο αντιβράχιο, όπου, όπως ήταν αναμενόμενο, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές γωνιακές μεταβολές του κοιλιακού τοιχώματος μεταξύ των δύο τύπων αναπνοής κατά τη διαδικασία πιστοποίησης του εφαρμοζόμενου τύπου της αναπνοής. Κατά την ημιπρηγή στήριξη στο αντιβράχιο είναι απαραίτητη η υψηλή ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία και να αποφευχθεί η προβολή του κέντρου βάρους του σώματος εκτός των ορίων της βάσης στήριξης (Lehman, Hoda, & Oliver, 2005), γεγονός που καθιστά την πραγματοποίηση της ΚΑ δύσκολη, αν όχι και επικίνδυνη.

5.2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών

5.2.1. Επίδραση σωματικής στάσης

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρατηρήθηκε σημαντική επίδραση της ΣΣ στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών με τα αποτελέσματα να είναι παρόμοια και στους δύο τύπους αναπνοής. Η διαφοροποίηση της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών ως συνάρτηση της θέσης του σώματος, μπορεί να παρέχει σημαντικές πληροφορίες για την αναπνευστική λειτουργία του ανθρώπου (Pelosi, *et al.*, 2002; Kallet, *et al.*, 2003; Malagoli, *et al.*, 2012; Xu, *et al.*, 2015). Στην παρούσα μελέτη, η όρθια κατακόρυφη στάση παρουσίασε τη μικρότερη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών, ενώ η ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο και η ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι παρουσίασαν τη μεγαλύτερη δραστηριότητα, χωρίς σημαντική διαφορά μεταξύ τους.

Ο στερνοκλειδομαστοειδής, ο οποίος αποτελεί έναν από τους κύριους μύες υποστήριξης της κεφαλής (De Mayo, *et al.*, 2005; Valenzuela, *et al.*, 2017), φαίνεται να επηρεάζεται από την αλλαγή της ΣΣ. Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έρχονται σε συμφωνία με προηγούμενες μελέτες οι οποίες έχουν βρει σημαντική επίδραση της ΣΣ στη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή για στάσεις όπως η πλάγια κατάκλιση, η ύπτια, η πρηνής και η καθιστή στάση (De Mayo, *et al.*, 2005; Segizbaeva, Pogodin, & Aleksandrova, 2013; Valenzuela, *et al.*, 2017). Η επίδραση της ΣΣ στο στερνοκλειδομαστοειδή ίσως να σχετίζεται με το ρόλο του στην υποστήριξη ή συγκράτηση της κεφαλής και του αυχένα σε ευθυγράμμιση με τη σπονδυλική στήλη

(Valenzuela, *et al.*, 2017). Σε ανεστραμμένες σωματικές στάσεις έχει διαπιστωθεί αύξηση της αυχενικής λόρδωσης που μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της ευαισθησίας στα συμπιεστικά φορτία και να προκαλέσει βλάβη της σπονδυλικής στήλης (Newell, *et al.*, 2013). Στην πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, η κεφαλή βρίσκεται σε κατάσταση εξάρτησης με τη βαρυτική έλξη να δημιουργεί την ανάπτυξη μιας τάσης εξάρθρωσης αυτής. Επιπλέον, το αυχενικό κύρτωμα μπορεί να υφίσταται συμπίεση η οποία να οδηγεί σε αύξηση της αυχενικής λόρδωσης επιπλέον αυτής που σύμφωνα με τους Newell, και συνεργάτες (2013) θα προέκυπτε λόγω μιας ανεστραμμένης στάσης χωρίς στήριξη του σώματος στην κεφαλή. Συνεπώς, η αύξηση της δραστηριότητας του στερνοκλειδομαστοειδή κατά την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V σε σύγκριση με την όρθια στάση, μπορεί να εξηγηθεί από την αύξηση των απαιτήσεων αντιρρόπησης της τάσης εξάρθρωσης της κεφαλής λόγω της βαρυτικής έλξης αλλά και τις αλλαγές που ενδεχομένως δημιουργούνται στο αυχενικό κύρτωμα. Αντίστοιχα, στην ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο η αυξημένη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή μπορεί να συνδέεται με αυξημένες απαιτήσεις συγκράτησης της κεφαλής ενάντια στη βαρύτητα, έτσι ώστε να διατηρηθεί σε ευθυγράμμιση με τη σπονδυλική στήλη ως φυσική συνέχεια αυτής. Η αυξημένη δραστηριότητα του στερνοκλειδομαστοειδή κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι (σχεδόν τριπλάσια συγκριτικά με την όρθια στάση) μπορεί να εξηγηθεί από τη χρήση του κεφαλιού ως κεντρικό μέρος της βάσης στήριξης που δημιουργείται συνδυαστικά με τα αντιβράχια και την υποδοχή από την

επιφάνεια του κεφαλιού μεγάλου στηρικτικού φορτίου. Το φορτίο που δέχεται το κεφάλι κατά την ανεστραμμένη στήριξη, αντιστοιχεί στο 40-48% της συνολικής σωματικής μάζας (Hector & Jensen, 2015). Σύμφωνα με τους ερευνητές, η διαφοροποίηση της δραστηριότητας του στερνοκλειδομαστοειδή ως απόρροια στην αλλαγή της σωματικής στάσης, μπορεί να εξηγηθεί και από τη διαφορετική ρύθμιση των κινητικών νευρώνων του στερνοκλειδομαστοειδή μυός στην κάθε ΣΣ (De Mayo, *et al.*, 2005; Valenzuela, *et al.*, 2017). Οι νευρώνες των τριών τμημάτων του κρανιακού νεύρου V (τρίδυμο νεύρο) και των κρανιακών νεύρων VII (προσωπικό νεύρο), IX (γλωσσοφαρυγγικό νεύρο) και X (πνευμονογαστρικό νεύρο) μοιράζονται την ίδια κοιλότητα νευρώνων με νευρώνες από τα ανώτερα αυχενικά τμήματα (De Mayo, *et al.*, 2005). Ως εκ τούτου, η αλλαγή της ΣΣ επιδρά στις εισόδους των συγκεκριμένων νεύρων που συμμετέχουν στον νευρομυϊκό προγραμματισμό και μπορούν να επηρεάσουν την κοιλότητα των κινητικών νευρώνων του στερνοκλειδομαστοειδή μυός (De Mayo, *et al.*, 2005).

Εκτός από το στερνοκλειδομαστοειδή μυ, η επίδραση της ΣΣ στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών ήταν σημαντική και στους τρεις άλλους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες, με συστηματικά μικρότερη και μεγαλύτερη, αντίστοιχα, δραστηριότητα κατά την όρθια κατακόρυφη στάση και την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο. Οι έξω μεσοπλεύριοι, το διάφραγμα και ο ορθός κοιλιακός, εκτός από το ρόλο τους ως κύριοι αναπνευστικοί μύες, συμβάλλουν επίσης στη σταθερότητα του κορμού και στον έλεγχο της ΣΣ

(Hodges, *et al.*, 1997; Kim & Lee, 2013; Rimmer, Ford, & Whitelaw, 1995). Ο ρόλος τους στη σταθεροποίηση του κορμού αναδεικνύεται σε στάσεις όπου θέτουν το σώμα σε κατάσταση ευαίσθητης ισορροπίας όπου η κινητική σταθερότητα είναι ιδιαίτερα μειωμένη. Για παράδειγμα, η αυξημένη ενεργοποίηση των έξω μεσοπλεύριων μυών κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι ενδεχομένως να οφείλεται στη συμβολή των έξω μεσοπλεύριων στη σταθεροποίηση του θωρακικού κλωβού (Rimmer, Ford, & Whitelaw, 1995), για να αντισταθμίσει τις αυξημένες πλάγιες αποκλίσεις που εμφανίζονται στη θωρακική μοίρα της σπονδυλικής στήλης κατά την ανεστραμμένη στήριξη (Campos, *et al.*, 2017).

Συνεχίζοντας με το διάφραγμα, τον κύριο αναπνευστικό μυ του ανθρώπινου οργανισμού, παρατηρούμε ότι εμφάνισε τις μεγαλύτερες τιμές κατά την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο και κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. Το διάφραγμα συνεισφέρει στη σταθερότητα του κορμού μέσω της αύξησης της ενδοκοιλιακής πίεσης, ενισχύοντας με αυτόν τον τρόπο την οσφυϊκή περιοχή της σπονδυλικής στήλης (Lee, *et al.*, 2017). Στην ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο και στην ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι, οι απαιτήσεις σταθερότητας του κορμού είναι ιδιαίτερα αυξημένες και ήταν λογική η υπόθεση ότι η δραστηριότητα του διαφράγματος θα αυξηθεί. Μερικές γνωστές μηχανικές αλλαγές που επηρεάζουν τη διαφραγματική δράση στην ανεστραμμένη στάση (σε σύγκριση με την όρθια στάση) είναι οι μεταβολές του μήκους των ινών λόγω της αλλαγής του πνευμονικού όγκου (Hudson *et al.*, 2016), οι οποίες ενδεχομένως να οφείλονται για την

αύξηση της δραστηριότητας του διαφράγματος κατά τις ανεστραμμένες ΣΣ που εξετάστηκαν. Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έρχονται σε συμφωνία με τη Segizbaeva και οι συνεργάτες της (2013) οι οποίοι εξέτασαν τη δραστηριότητα του διαφράγματος κατά την ύπτια κατάκλιση με κλίση 30° της κεφαλής και του σώματος ως προς το έδαφος. Αντίθετα, τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης δεν συμφωνούν με την Hudson και οι συνεργάτες της (2016), όπου αξιολόγησαν τις μεταβολές της διαφραγματικής πίεσης και της δραστηριότητας του διαφράγματος κατά την ανεστραμμένη θέση (ανάρτηση με έναν ιμάντα ποδοκνημικής από την οροφή), και δεν παρατήρησαν αλλαγή στη δραστηριότητα του διαφράγματος. Ωστόσο, στις παραπάνω μελέτες αν και το σώμα ήταν αναστραμμένο, δεν υπήρχε στήριξη στο κεφάλι ούτε απαίτηση κινητικής σταθερότητας. Παράλληλα, ο τρόπος καταγραφής του διαφράγματος ήταν επιφανειακός μόνο στην εργασία της Segizbaeva, ενώ στην μελέτη της Hudson η καταγραφή του διαφράγματος έγινε με παρεμβατική μέθοδο, γεγονός που πιθανόν να επηρεάζει τα αποτελέσματα.

Η ΣΣ φαίνεται να επηρεάζει και τη δραστηριότητα των κοιλιακών μυών λόγω του καθοριστικού ρόλου τους στη σταθεροποίηση του κορμού (Drysdale, Earl, & Hertel, 2004; Kera & Maruyama, 2005). Έχει βρεθεί ότι ο ορθός κοιλιακός κατά την εκτέλεση της ημιπρηνούς στήριξης στο αντιβράχιο, εμφανίζει αύξηση της ενεργοποίησης του κατά 24,4% μεγαλύτερη της μέγιστης εθελούσιας συστολής του ώστε να συμβάλει στον έλεγχο της ΣΣ και στη σταθεροποίηση του σώματος (Lehman, Hoda, & Oliver, 2005). Επίσης κατά την ημιπρηνή στήριξη στο

αντιβράχιο, οι έξω λοξοί κοιλιακοί μύες εμφανίζουν αύξηση της ενεργοποίησης τους κατά 46 % της μέγιστης εθελούσιας συστολής τους (Lehman, Hoda, & Oliver, 2005). Τέτοιου είδους στήριξεις χρησιμοποιούνται σε προγράμματα άσκησης για αύξηση της μυϊκής δύναμης, της αντοχής αλλά και της σταθερότητας του κορμού, (Snarr & Escó, 2014). Συνεπώς, ήταν λογική η υπόθεση ότι σε στάσεις μειωμένης κινητικής σταθερότητας οι κοιλιακοί μύες, θα ανέπτυσαν μεγαλύτερη ενδεχομένως δραστηριότητα, για να συμβάλλουν στον έλεγχο της ΣΣ μέσω του ρόλου τους για τη σταθεροποίηση του κορμού (Drysdale, Earl, & Hertel, 2004; Kera & Maruyama, 2005). Εκτός από την αλλαγή της ΣΣ, οι κοιλιακοί μύες, φαίνεται να επηρεάζονται και από μικρότερες σωματικές αλλαγές, όπως για παράδειγμα η οπίσθια κλίση της πυέλου η οποία παρουσιάζει αύξηση της δραστηριότητας των κοιλιακών μυών (Drysdale, Earl, & Hertel, 2004; Schoenfeld, *et al.*, 2014; Workman, *et al.*, 2008). Ειδικότερα για την αυξημένη ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι, αυτή ίσως να συνδέεται με οπίσθια κλίση της πυέλου. Η υποθετική αυτή ερμηνεία βασίζεται στην έρευνα του Campos και των συνεργατών του (2016), όπου παρατηρήθηκε μείωση του οσφυϊκού κυρτώματος (μείωση λόρδωσης) κατά την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι σε σύγκριση με την όρθια στάση.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσίασαν και τα αποτελέσματα της ενεργοποίησης των αναπνευστικών μυών κατά την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, η οποία αποτελεί μία ανάστροφη στάση, όπως και η ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Όπως αναδείχθηκε στα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης, η κινητική σταθερότητα στη συγκεκριμένη στάση είναι καλύτερη, πιθανόν λόγω της μεγαλύτερης βάσης στήριξης σε σύγκριση με την όρθια στάση. Συγκρίνοντας την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V με την όρθια κατακόρυφη στάση, παρατηρήθηκε αύξηση της δραστηριότητας όλων των εξεταζόμενων αναπνευστικών μυών κατά την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, με τα ποσοστά αύξησης να αγγίζουν έως και το 63% της όρθιας στάσης. Τη μεγαλύτερη δραστηριότητα στην πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V φάνηκε να παρουσιάζει το διάφραγμα. Μία πιθανή εξήγηση της αύξησης της δραστηριότητας του διαφράγματος είναι η αντίσταση της βαρύτητας την οποία πρέπει να υπερνικήσει κατά τη διαδικασία της εισπνοής. Εξετάζοντας τις καρδιο-αναπνευστικές αποκρίσεις στην ανάστροφη θέση, ο LeMarr και οι συνεργάτες του (1983), παρατήρησαν αύξηση της κατανάλωσης οξυγόνου στη συγκεκριμένη θέση. Η πιθανή εξήγηση που έδωσαν γι' αυτό το αποτέλεσμα ήταν πως μπορεί να οφείλεται στη φυσική τάση των μυών ως απάντηση στην μη φυσιολογική κίνησή τους στην ανάστροφη θέση (LeMarr, Golding, & Crehan, 1983). Κατά τις ανεστραμμένες στάσεις, οι διάφορες προσαρμογές που πραγματοποιούνται για την υπέρβαση των επιδράσεων της βαρύτητας διαταράσσονται (Rao, 1968). Συνεπώς, η αυξημένη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών ενδεχομένως να οφείλεται στην ιδιαιτερότητα των ανεστραμμένων θέσεων, οι οποίες αναγκάζουν τους μύες να λειτουργούν διαφορετικά από τη συνήθη όρθια στάση.

5.2.2. Επίδραση κοιλιακής αναπνοής

Η ΚΑ φαίνεται ότι επηρέασε με σημαντική αύξηση τη δραστηριότητα του διαφράγματος και του ορθού κοιλιακού μυός σε σύγκριση με τη ΦΑ, ενώ ο στερνοκλειδομαστοειδής μυς και οι έξω μεσοπλευριοί μύες δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές. Η μηχανική της ΚΑ περιλαμβάνει την επιπέδωση του θόλου του διαφράγματος συγκριτικά με τη ΦΑ λόγω του αυξημένου βάθους εισπνοής (Wade, 1953). Επίσης, κατά τη ΚΑ συμβαίνει μετατόπιση του περιεχόμενου της κοιλίας λόγω της διαφοράς πίεσης που ασκεί η επιπέδωση του διαφράγματος, η οποία συνοδεύεται από χαλάρωση της δραστηριότητας των κοιλιακών μυών ώστε να επιτραπεί η προβολή του του κοιλιακού τοιχώματος προς τα εμπρός και πλάγια (Macmahon, 1934). Σε όλη αυτή τη διαδικασία της ΚΑ, επιδιώκεται η διατήρηση του θωρακικού κλωβού σταθερού. Σε προηγούμενες μελέτες τεκμηριώνεται η αυξημένη ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών, στη φάση της εκπνοής, κατά τη διάρκεια αναπνοών με βάθος (Berne & Levy, 1996; Sieck, *et al.*, 2013). Με βάση τη μηχανική της ΚΑ και τις προηγούμενες μελέτες σε αναπνοές αυξημένου βάθους, ήταν αναμενόμενη μια σημαντική αύξηση της δραστηριότητας των κοιλιακών μυών κατά την εκπνοή και του διαφράγματος κατά την εισπνοή και μια μη σημαντική διαφορά της δραστηριότητας των έξω μεσοπλευρίων μυών, κάτι που επιβεβαιώθηκε από τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας.

Τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας θα πρέπει να εκτιμηθούν υπό τους περιορισμούς των χαρακτηριστικών του δείγματος καθώς αυτό επιλέχθηκε έτσι ώστε να πληροί

συγκεκριμένα κριτήρια όσον αφορά την εμπειρία στην ΚΑ και στις εξεταζόμενες ΣΣ. Κατά συνέπεια, τα αποτελέσματα δεν μπορούν να γενικευθούν σε πληθυσμούς που δεν διαθέτουν τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά. Επίσης, θα μπορούσε να αμφισβητηθεί η εγκυρότητα της πραγματοποίησης ΚΑ καθώς η ταυτοποίηση του τύπου της αναπνοής έγινε με μη παρεμβατικό τρόπο. Εντούτοις, η χρήση των αδρανειακών αισθητήρων ως ερευνητικό εργαλείο για την εξέταση της μηχανικής της διαδικασίας της αναπνοής, όπως αυτή εφαρμόστηκε στην παρούσα μελέτη, είναι τεκμηριωμένη σε πρωτόκολλα προγενέστερων μελετών, όσον αφορά τις κινηματικές μεταβολές είτε του θωρακικού κλωβού (Bates, *et al.*, 2010; Phan, *et al.* 2008) είτε του κοιλιακού τοιχώματος (Haescher, *et al.*, 2015). Επιπλέον, με μη παρεμβατικό τρόπο έγινε και η καταγραφή της δραστηριότητας του διαφράγματος, μια προσέγγιση που ενδεχομένως επιδέχεται αμφισβήτηση κατά πόσο οι αισθητήρες δονησιογραφίας πράγματι κατέγραφαν την δραστηριότητα του διαφράγματος. Εντούτοις, υπάρχουν αρκετές ερευνητικές μελέτες που εφαρμόζουν την επιφανειακή καταγραφή της δραστηριότητας του διαφράγματος (Chien, *et al.*, 2008; Santos, *et al.*, 2012; Segizbaeva, *et al.*, 2013; Valenzuela, *et al.*, 2017) αντί της παρεμβατικής εισόδου του ειδικού γαστροεισοφαγικού καθετήρα (Druz & Sharp, 1982; Maarsingh, *et al.*, 2000)

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα αναδεικνύουν τη σημαντική επίδραση της ΣΣ τόσο στην κινητική σταθερότητα όσο και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών, με την ΚΑ να εμφανίζει σημαντική επίδραση στην κινητική

σταθερότητα κατά την όρθια στάση και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι και στη δραστηριότητα του διαφράγματος (όρθια στάση και ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι) και του ορθού κοιλιακού μυός (όρθια στάση και ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο). Με στάση αναφοράς την όρθια κατακόρυφη στάση, η ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι παρουσίασε τη μικρότερη κινητική σταθερότητα.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης μπορεί να έχουν πρακτική εφαρμογή για τη διαβάθμιση του επιπέδου δυσκολίας ασκήσεων που εκτελούνται σε ΣΣ όπως αυτές που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη, στην ορθή χρήση της ΚΑ κατά τη διατήρηση στάσεων μειωμένης κινητικής σταθερότητας αλλά και την διεξοδικότερη κατανόηση της επίδρασης της ΣΣ και της ΚΑ τόσο στην κινητική σταθερότητα όσο και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Attinger, E. O., Monroe, R. G., & Segal, M. S. (1956). The mechanics of breathing in different body positions. I. In normal subjects. *The Journal of Clinical Investigation*, 35(8), 904–11. <https://doi.org/10.1172/JCI103343>
- Avbelj, V., Kalisnik, J.-M., Trobec, R., & Gersak, B. (2003). Breathing rates and heart rate spectrograms regarding body position in normal subjects. *Computers in Biology and Medicine*, 33(3), 259–66. [https://doi.org/10.1016/S0010-4825\(02\)00092-6](https://doi.org/10.1016/S0010-4825(02)00092-6)
- Barak, O. F., Jakovljevic, D. G., Popadic Gacesa, J. Z., Ovcin, Z. B., Brodie, D. A., & Grujic, N. G. (2010). Heart rate variability before and after cycle exercise in relation to different body positions. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9(2), 176–82. <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3761735>
- Barbosa, A. W. C., Guedes, C. A., Bonifácio, D. N., de Fátima Silva, A., Martins, F. L. M., & Almeida Barbosa, M. C. S. (2015). The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(1), 57–61. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.05.011>
- Bates, A., Ling, M. J., Mann, J., & Arvind, D. K. (2010). Respiratory rate and flow waveform estimation from tri-axial accelerometer data. In *2010 International Conference on Body Sensor Networks* (Vol. 191, pp. 144–150). IEEE. <https://doi.org/10.1109/BSN.2010.50>
- Baydur, A., Sassoon, C. S., & Carlson, M. (1996). Measurement of lung mechanics at different lung volumes and esophageal levels in normal subjects: effect of posture change. *Lung*, 174(3), 139–51. <https://doi.org/10.1007/BF00173306>
- Behrakis, P. K., Baydur, -Ahmet, Jaeger, M. J., & Milic-Emili, J. (1983). Lung mechanics in sitting and horizontal body positions. *Chest*, 83(4), 643–646. <https://doi.org/10.1378/chest.83.4.643>
- Berne, R. M., & Levy, M. N. (1996). *Principles of physiology* (2nd ed.). United Kingdom: Mosby.
- Bouisset, S., & Duchêne, J. L. (1994). Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? *Neuroreport*, 5(8), 957–60. <https://europepmc.org/abstract/med/8061303>
- Brown, R. P., & Gerbarg, P. L. (2005). Sudarshan Kriya yogic breathing in the treatment of stress, anxiety, and depression: Part II—Clinical applications and guidelines. *Journal of Alternative And Complementary Medicine*, 11(4), 711–717. <https://doi.org/10.1089/acm.2005.11.711>
- Buchheit, M., Al Haddad, H., Laursen, P. B., & Ahmaidi, S. (2009). Effect of body posture on postexercise parasympathetic reactivation in men. *Experimental Physiology*, 94(7), 795–804. <https://doi.org/10.1113/expphysiol.2009.048041>
- Busch, V., Magerl, W., Kern, U., Haas, J., Hajak, G., & Eichhammer, P. (2012). The Effect of deep and

- slow breathing on pain perception, autonomic activity, and food processing—an experimental study. *Pain Medicine*, 13(2), 215–228.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1111/j.1526-4637.2011.01243.x>
- Campos, M. H., Giraldi, N. M., Gentil, P., de Lira, C. A. B., Vieira, C. A., & de Paula, M. C. (2017). The geometric curvature of the spine during the sirshasana, the yoga's headstand. *Journal of Sports Sciences*, 35(12), 1134–1141.
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1211310>
- Caron, O., Fontanari, P., Cremieux, J., & Joulia, F. (2004). Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neuroscience Letters*, 366(1), 6–9.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2004.04.085>
- Celhay, I., Cordova, R., Miralles, R., Meza, F., Erices, P., Barrientos, C., & Valenzuela, S. (2015). Effect of upper costal and costo-diaphragmatic breathing types on electromyographic activity of respiratory muscles. *CRANIO®*, 33(2), 100–106.
<https://doi.org/10.1179/2151090314Y.0000000011>
- Chen, G. Y., & Kuo, C. D. (1997). The effect of the lateral decubitus position on vagal tone. *Anaesthesia*, 52(7), 653–7.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2044.1997.114-az0106.x>
- Chen, Y.-C., Hsiao, T.-C. R., Hsu, J.-H., & Chen, J.-L. (2014). Breathing pattern recognition of abdominal wall movement by using ensemble empirical mode decomposition. *Advances in Adaptive Data Analysis*, 06(01), 1450002.
<https://doi.org/10.1142/S1793536914500022>
- Chien, M.-Y., Wu, Y.-T., & Chang, Y.-J. (2008). Assessment of diaphragm and external intercostals fatigue from surface EMG using cervical magnetic stimulation. *Sensors*, 8(4), 2174–2187.
<https://doi.org/10.3390/s8042174>
- Clément, G., & Rézette, D. (1985). Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. *Experimental Brain Research*, 59(3), 478–84.
<https://doi.org/10.1007/BF00261337>
- De Mayo, T., Miralles, R., Barrero, D., Bulboa, A., Carvajal, D., Valenzuela, S., & Ormeño, G. (2005). Breathing type and body position effects on sternocleidomastoid and suprahyoid EMG activity. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(7), 487–494.
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01453.x>
- Dean, E. (1985). Effect of body position on pulmonary function. *Physical Therapy*, 65(5), 613–8.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3991806>
- Dhanani, N. M., Caruso, T. J., & Carinci, A. J. (2011). Complementary and alternative medicine for pain: an evidence-based review. *Current Pain and Headache Reports*, 15(1), 39–46.
<https://doi.org/10.1007/s11916-010-0158-y>
- Dhruva, A., Miaskowski, C., Abrams, D., Acree, M., Cooper, B., Goodman, S., & Hecht, F. M. (2012). Yoga breathing for cancer chemotherapy-associated symptoms and quality of life: results of a pilot randomized controlled trial. *Journal of Alternative and Complementary*

- Medicine (New York, N.Y.)*, 18(5), 473–9.
<https://doi.org/10.1089/acm.2011.0555>
- Druz, W. S., & Sharp, J. T. (1981). Activity of respiratory muscles in upright and recumbent humans. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 51(6), 1552–61.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6459313>
- Druz, W. S., & Sharp, J. T. (1982). Electrical and mechanical activity of the diaphragm accompanying body position in severe chronic obstructive pulmonary disease. *The American Review of Respiratory Disease*, 125(3), 275–80.
<https://doi.org/10.1164/arrd.1982.125.3.275>
- Drysdale, C. L., Earl, J. E., & Hertel, J. (2004). Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. *Journal of Athletic Training*, 39(1), 32–36.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15085209>
- Fenn, W. O. (1951). Mechanics of respiration. *The American Journal of Medicine*, 10(1), 77–90.
[https://doi.org/10.1016/0002-9343\(51\)90221-5](https://doi.org/10.1016/0002-9343(51)90221-5)
- Gautier, G., Thouvaecq, R., & Chollet, D. (2007). Visual and postural control of an arbitrary posture: The handstand. *Journal of Sports Sciences*, 25(11), 1271–1278.
<https://doi.org/10.1080/02640410601049144>
- Haescher, M., Matthies, D. J. C., Trimpop, J., & Urban, B. (2015). A study on measuring heart- and respiration-rate via wrist-worn accelerometer-based seismocardiography (SCG) in comparison to commonly applied technologies. *Proceedings of the 2nd International Workshop on Sensor-Based Activity Recognition and Interaction*, (Mv), 1–6.
<https://doi.org/10.1145/2790044.2790054>
- Hamaoui, A., Gonneau, E., & Le Bozec, S. (2010). Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience Letters*, 475(3), 141–144.
<https://doi.org/10.1016/j.neulet.2010.03.064>
- Hector, R., & Jensen, J. L. (2015). Sirsasana (headstand) technique alters head/neck loading: Considerations for safety. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 19(3), 434–441.
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.10.002>
- Hedbávný, P., Sklena, J., Hupka, D., & Kalichová, M. (2013). Balancing in handstand on the floor. *Science of Gymnastics Journal*, 5(3), 69–80.
https://www.researchgate.net/publication/286310059_Balancing_in_handstand_on_the_floor
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 89(3), 967–76.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10956340>
- Hodges, P. W., Butler, J. E., McKenzie, D. K., & Gandevia, S. C. (1997). Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology*, 505(2), 539–548.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x>

- Hodges, P., Gurfinkel, V., Brumagne, S., Smith, T., & Cordo, P. (2002). Coexistence of stability and mobility in postural control: Evidence from postural compensation for respiration. *Experimental Brain Research*, 144(3), 293–302. <https://doi.org/10.1007/s00221-002-1040-x>
- Hodges, P. W., Heijnen, I., & Gandevia, S. C. (2001). Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *Journal of Physiology*, 537(3), 999–1008. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2001.012648>
- Hudson, A. L., Joulia, F., Butler, A. A., Fitzpatrick, R. C., Gandevia, S. C., & Butler, J. E. (2016). Activation of human inspiratory muscles in an upside-down posture. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 226, 152–159. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2015.05.012>
- Hutten, G. J., van Thuijl, H. F., van Bellegem, A. C. M., van Eykern, L. A., & van Aalderen, W. M. C. (2010). A literature review of the methodology of EMG recordings of the diaphragm. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 185–90. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.02.008>
- Isacowitz, R., & Clippinger, K. (2011). *Pilates anatomy*.
- Jagadish, C., & Chang, B. (2007). Diversified redundancy in the measurement of Euler angles using accelerometers and magnetometers. *2007 46th IEEE Conference on Decision and Control*, 2669–2674. <https://doi.org/10.1109/CDC.2007.4434730>
- Jeong, B. Y. (1991). Respiration effect on standing balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(9), 642–5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1859257>
- Jerath, R., Edry, J. W., Barnes, V. A., & Jerath, V. (2006). Physiology of long pranayamic breathing: Neural respiratory elements may provide a mechanism that explains how slow deep breathing shifts the autonomic nervous system. *Medical Hypotheses*, 67(3), 566–571. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2006.02.042>
- Jeter, P. E., Nkodo, A.-F., Moonaz, S. H., & Dagnelie, G. (2014). A systematic review of yoga for balance in a healthy population. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 20(4), 221–32. <https://doi.org/10.1089/acm.2013.0378>
- Johnson, S. S., & Kushner, R. F. (2001). Mind/body medicine: An introduction for the generalist physician and nutritionist. *Nutrition in Clinical Care*, 4(5), 256–264. <https://doi.org/10.1046/j.1523-5408.2001.00006.x>
- Kallet, R. H. (2003). Pressure-volume curves in the management of acute respiratory distress syndrome. *Respiratory Care Clinics of North America*, 9(3), 321–41. [https://doi.org/10.1016/S1078-5337\(03\)00041-8](https://doi.org/10.1016/S1078-5337(03)00041-8)
- Kera, T., & Maruyama, H. (2005). The effect of posture on respiratory activity of the abdominal muscles. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 24(4), 259–65. <https://doi.org/10.2114/jpa.24.259>

- Kim, E., & Lee, H. (2013). The effects of deep abdominal muscle strengthening exercises on respiratory function and lumbar stability. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(6), 663–665. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.663>
- Kioumourtzoglou, E., Derri, V., Mertzanidou, O., & Tzetzis, G. (1997). Experience with perceptual and motor skills in rhythmic gymnastics. *Perceptual and Motor Skills*, 84(3), 1363–1372. <https://doi.org/10.2466/pms.1997.84.3c.1363>
- Kuczyński, M., & Wieloch, M. (2008). Effects of accelerated breathing on postural stability. *Human Movement*, 9(2), 107–110. <https://doi.org/10.2478/v10038-008-0012-9>
- Kuznetsov, N. A., & Riley, M. A. (2012). Effects of breathing on multijoint control of center of mass position during upright stance. *Journal of Motor Behavior*, 44(4), 241–253. <https://doi.org/10.1080/00222895.2012.688894>
- Kwon, H., Moon, P. T. H., & Kim, P. T. M. (2016). The effects of pilates based breathing on changes in the thicknesses of the abdominal muscles. *Journal Of The Korean Society Of Physical Medicine*, 11(3), 59–63. <https://doi.org/10.13066/kspm.2016.11.3.59>
- Lee, H.-Y., Cheon, S.-H., & Yong, M.-S. (2017). Effect of diaphragm breathing exercise applied on the basis of overload principle. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(6), 1054–1056. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1054>
- Lehman, G. J., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropractic and Osteopathy*, 13, 1–8. <https://doi.org/10.1186/1746-1340-13-14>
- LeMarr, J. D., Golding, L. A., & Crehan, K. D. (1983). Cardiorespiratory responses to inversion. *The Physician and Sports medicine*, 11(11), 51–57. <https://doi.org/10.1080/00913847.1983.11708682>
- Li, X. (2017). Correlation and compatibility between surface respiratory electromyography and transesophageal diaphragmatic electromyography measurements during treadmill exercise in stable patients with COPD, 3273–3280. <https://doi.org/10.2147/COPD.S148980>
- Lipsitz, L. A., Mietus, J., Moody, G. B., & Goldberger, A. L. (1990). Spectral characteristics of heart rate variability before and during postural tilt. Relations to aging and risk of syncope. *Circulation*, 81(6), 1803–10. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2344676>
- Ma, X., Yue, Z.-Q., Gong, Z.-Q., Zhang, H., Duan, N.-Y., Shi, Y.-T., ... Li, Y.-F. (2017). The effect of diaphragmatic breathing on attention, negative affect and stress in healthy adults. *Frontiers in Psychology*, 8(JUN), 1–12. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00874>
- Maarsingh, E. J., van Eykern, L. A., Sprickelman, A. B., Hoekstra, M. O., & van Aalderen, W. M. (2000). Respiratory muscle activity measured with a noninvasive EMG technique: technical aspects and reproducibility. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 88(6), 1955–61.

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10846005>
- Macklem, P. T. (1998). The mechanics of breathing. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 157(4 Pt 2), S88-94. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.157.4.nhlbi-5>
- Macmahon, C. (1934). Prophylactic and remedial breathing and physical exercises. *British Journal of Tuberculosis*, 28(4), 184–189. [https://doi.org/10.1016/S0366-0850\(34\)80025-7](https://doi.org/10.1016/S0366-0850(34)80025-7)
- Malagoli, R. de C., Santos, F. F. A., Oliveira, E. A., & Bouzada, M. C. F. (2012). Influence of prone position on oxygenation, respiratory rate and muscle strength in preterm infants being weaned from mechanical ventilation. *Revista Paulista de Pediatria*, 30(2), 251–256. <https://doi.org/10.1590/S0103-05822012000200015>
- Mañanas, M. A., Fiz, J. A., Morera, J., & Caminal, P. (2001). Analyzing dynamic EMG and VMG signals of respiratory muscles. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine : The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 20(6), 125–32. <https://doi.org/10.1109/51.982284>
- Manjunath, N. K., & Telles, S. (2003). Effects of sirsasana (headstand) practice on autonomic and respiratory variables. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 47(1), 34–42. http://www.ijpp.com/IJPParchives/2003_47_1/vol47_no1_orgn_artcl_2.htm
- Martarelli, D., Cocchioni, M., Scuri, S., & Pompei, P. (2011). Diaphragmatic breathing reduces exercise-induced oxidative stress. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine : ECAM*, 2011, 932430. <https://doi.org/10.1093/ecam/nep169>
- Mehling, W. E., Hamel, K. A., Acree, M., Byl, N., & Hecht, F. M. (2005). Randomized, controlled trial of breath therapy for patients with chronic low-back pain. *Alternative Therapies in Health and Medicine*, 11(4), 44–52. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16053121>
- Milkowski, L. M., Myklebust, J. B., Prieto, T. E., Kreis, D. U., & Myklebust, B. M. (1993). Interaction of respiration and postural sway. In *Proceedings of the Twelfth Southern Biomedical Engineering Conference* (pp. 72–74). IEEE. <https://doi.org/10.1109/SBEC.1993.247345>
- Mohammadi, M. (2016). A dynamic model for handstand in gymnastics. *Journal of Sports and Physical Education*, 3(6), 8–11. <https://doi.org/10.9790/6737-03060811>
- Nelson, N. (2012). Diaphragmatic breathing: The foundation of core stability. *Strength and Conditioning Journal*, 34(5), 34–40. https://journals.lww.com/nsca-scj/Fulltext/2012/10000/Diaphragmatic_Breathing_The_Foundation_of_Core.5.aspx
- Nepal, G. B., & Paudel, B. H. (2012). Effect of posture on heart rate variability in school children. *Nepal Medical College Journal : NM CJ*, 14(4), 298–302. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24579538>
- Nyrén, S., Mure, M., Jacobsson, H., Larsson, S. a, & Lindahl, S. G. (1999). Pulmonary perfusion is

- more uniform in the prone than in the supine position: scintigraphy in healthy humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 86(4), 1135–41. <https://doi.org/10.1186/ccf-1999-102>
- Newell, R. S., Blouin, J., Street, J., Criton, P. A., & Siegmund, G. P. (2013). Neck posture and muscle activity are different when upside down: A human volunteer study. *Journal of Biomechanics*, 46(16), 2837–2843. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.013>
- Omorczyk, J., Bujas, P., Puszczłowska-Lizis, E., & Biskup, L. (2018). Balance in handstand and postural stability in standing position in athletes practicing gymnastics. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 20(2), 139–147. <https://doi.org/10.5277/ABB-01110-2018-02>
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D., Stone, M. B., & Krause, B. A. (2002). Center-of-pressure parameters used in the assessment of postural control. *Journal of Sport Rehabilitation*, 11(1), 56–66. <http://journals.humankinetics.com/doi/pdf/10.1123/jsr.11.1.51>
- Pelosi, P., Brazzi, L., & Gattinoni, L. (2002). Prone position in acute respiratory distress syndrome. *The European Respiratory Journal*, 20(4), 1017–28. <https://doi.org/10.1183/09031936.02.00401702>
- Pelosi, P., Croci, M., Calappi, E., Cerisara, M., Mulazzi, D., Vicardi, P., & Gattinoni, L. (1995). The prone positioning during general anesthesia minimally affects respiratory mechanics while improving functional residual capacity and increasing oxygen tension. *Anesthesia and Analgesia*, 80(5), 955–60. <https://doi.org/10.1213/00000539-199505000-00017>
- Perilli, V., Sollazzi, L., Bozza, P., Modesti, C., Chierichini, A., Tacchino, R. M., & Ranieri, R. (2000). The effects of the reverse trendelenburg position on respiratory mechanics and blood gases in morbidly obese patients during bariatric surgery. *Anesthesia and Analgesia*, 91(6), 1520–5. <https://doi.org/10.1097/00000539-200012000-00041>
- Phan, D. H., Bonnet, S., Guillemaud, R., Castelli, E., & Pham Thi, N. Y. (2008). Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, 4916–9. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4650316>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402–6. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Posadzki, P., & Ernst, E. (2011). Yoga for low back pain: a systematic review of randomized clinical trials. *Clinical Rheumatology*, 30(9), 1257–1262. <https://doi.org/10.1007/s10067-011-1764-8>
- Posadzki, P., Lizis, P., & Hagner-Derengowska, M. (2011). Pilates for low back pain: A systematic review. *Complementary Therapies in Clinical Practice*, 17(2), 85–89. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2010.09.005>

- Rao, S. (1968). Respiratory responses to headstand posture. *Journal of Applied Physiology*, 24(5), 697–699.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1968.24.5.697>
- Ratnovsky, A., Elad, D., & Halpern, P. (2008). Mechanics of respiratory muscles. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 163(1–3), 82–9.
<https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019>
- Rimmer, K. P., Ford, G. T., & Whitelaw, W. A. (1995). Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles. *Journal of Applied Physiology*, 79(5), 1556–1561.
<https://doi.org/10.1152/jappl.1995.79.5.1556>
- Ripoll, E., & Mahowald, D. (2002). Hatha Yoga therapy management of urologic disorders. *World Journal of Urology*, 20(5), 306–9.
<https://doi.org/10.1007/s00345-002-0296-x>
- Roccella, E. J. (2000). Report of the national high blood pressure education program working group on high blood pressure in pregnancy. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, 183(1), S1–S22.
<https://doi.org/10.1067/mob.2000.107928>
- Russo, M. A., Santarelli, D. M., & O'Rourke, D. (2017). The physiological effects of slow breathing in the healthy human. *Breathe*, 13(4), 298–309.
<https://doi.org/10.1183/20734735.009817>
- Sakellari, V., & Bronstein, A. M. (1997). Hyperventilation effect on postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(7), 730–736.
[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(97\)90081-2](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(97)90081-2)
- Santos, T. V., Ruas, G., Sande de Souza, L. A. P., & Volpe, M. S. (2012). Influence of forward leaning and incentive spirometry on inspired volumes and inspiratory electromyographic activity during breathing exercises in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(6), 961–967.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.05.001>
- Schmid, A. A., Van Puymbroeck, M., & Koceja, D. M. (2010). Effect of a 12-week yoga intervention on fear of falling and balance in older adults: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(4), 576–83.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.12.018>
- Schmid, M., Conforto, S., Bibbo, D., & D'Alessio, T. (2004). Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions. *Human Movement Science*, 23(2), 105–119.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2004.06.001>
- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Willardson, J. M., & Fontana, F. (2014). An electromyographic comparison of a modified version of the plank with a long lever and posterior tilt versus the traditional plank exercise. *Sports Biomechanics*, 13(3), 296–306.
<https://doi.org/10.1080/14763141.2014.942355>
- Schubert, P., & Kirchner, M. (2014). Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture*, 39(1), 518–522.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.09.001>

- Segizbaeva, M. O., Pogodin, M. A., & Aleksandrova, N. P. (2013). Effects of body positions on respiratory muscle activation during maximal inspiratory maneuvers. In M. Pokorski (Ed.), *Advances in experimental medicine and biology* (Vol. 756, pp. 355–363). Dordrecht: Springer Netherlands.
https://doi.org/10.1007/978-94-007-4549-0_43
- Shaw, I., Shaw, B. S., & Brown, G. A. (2010). Rôle de la respiration diaphragmatique et de l'exercice aérobie sur l'amélioration de la fonction pulmonaire et la consommation maximale d'oxygène chez les asthmatiques. *Science and Sports*, 25(3), 139–145.
<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2009.10.003>
- Sieck, G. C., Ferreira, L. F., Reid, M. B., & Mantilla, C. B. (2013). Mechanical properties of respiratory muscles. In *Comprehensive Physiology* (Vol. 3, pp. 1533–1567). Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc.
<https://doi.org/10.1002/cphy.c130003>
- Singh, V., Wisniewski, A., Britton, J., & Tattersfield, A. (1990). Effect of yoga breathing exercises (pranayama) on airway reactivity in subjects with asthma. *Lancet (London, England)*, 335(8702), 1381–3.
[https://doi.org/10.1016/0140-6736\(90\)91254-8](https://doi.org/10.1016/0140-6736(90)91254-8)
- Slobounov, S. M., & Newell, K. M. (1996). Postural Dynamics in Upright and Inverted Stances. *Journal of Applied Biomechanics*, 12(2), 185–196.
<https://doi.org/10.1123/jab.12.2.185>
- Snarr, R. L., & Esco, M. R. (2014). Electromyographical comparison of plank variations performed with and without instability devices. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(11), 3298–3305.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000521>
- Sobera, M., Siedlecka, B., Piestrak, P., Sojka-Krawiec, K., & Graczykowska, B. (2007). Maintaning body balance in extreme positions. *Biology of Sport*, 24(1), 81–88.
https://www.researchgate.net/publication/299081132_Maintaning_body_balance_in_extreme_positions
- Stamenović, D. (1990). Micromechanical foundations of pulmonary elasticity. *Physiological Reviews*, 70(4), 1117–34.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2217556>
- Steurer-Stey, C., Russi, E. W., & Steurer, J. (2002). Complementary and alternative medicine in asthma: do they work? *Swiss Medical Weekly*, 132(25–26), 338–44. <https://doi.org/2002/25/smw-09972>
- Takazakura, R., Takahashi, M., Nitta, N., & Murata, K. (2004). Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: JMRI*, 19(5), 605–9.
<https://doi.org/10.1002/jmri.20051>
- Valenzuela, S., Miralles, R., Santander, H., Bull, R., Cordova, R., Celhay, I., ... Gutiérrez, M. F. (2017). Effects of breathing type on electromyographic activity of

- respiratory muscles at different body positions. *CRANIO®*, 35(2), 110–115.
<https://doi.org/10.1080/08869634.2016.1159384>
- Wade, O. L. (1954). Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration*. *The Journal of Physiology*, 124(2), 193–212.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1954.sp005099>
- Wahbeh, H., Elsas, S.-M., & Oken, B. S. (2008). Mind-body interventions: applications in neurology. *Neurology*, 70(24), 2321–8.
<https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000314667.16386.5e>
- Workman, J. C., Docherty, D., Parfrey, K. C., & Behm, D. G. (2008). Influence of pelvis position on the activation of abdominal and hip flexor muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(5), 1563–1569.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181739981>
- Wu, W., Guan, L., Li, X., Lin, L., Guo, B., Yang, Y., ... Chen, R. (2017). Correlation and compatibility between surface respiratory electromyography and transesophageal diaphragmatic electromyography measurements during treadmill exercise in stable patients with COPD. *International Journal of COPD*.
<https://doi.org/10.2147/COPD.S148980>
- Xu, Y., Deng, X., Han, Y., Zhou, L., He, W., Chen, S., ... Liu, X. (2015). A multicenter retrospective review of prone position ventilation (PPV) in treatment of severe human H7N9 avian flu. *PloS One*, 10(8), e0136520.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0136520>
- Yamaguti, W. P., Claudino, R. C., Neto, A. P., Chammas, M. C., Gomes, A. C., Salge, J. M., ... Carvalho, C. R. (2012). Diaphragmatic breathing training program improves abdominal motion during natural breathing in patients with chronic obstructive pulmonary disease: A randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(4), 571–577.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.11.026>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α -ΕΝΤΥΠΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β - ΠΙΝΑΚΕΣ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α- ΕΝΤΥΠΑ

- Ιατρικό Ιστορικό -Ερωτηματολόγιο Δοκιμαζόμενων
- Δήλωση Συγκατάθεσης
- Έγκριση Επιτροπής Δεοντολογίας

Ιατρικό Ιστορικό

Όνοματεπώνυμο

Ηλικία

Σωματική μάζα

Σωματικό ανάστημα

Τηλέφωνο

Email

Παθολογικές παθήσεις

Υπέρταση

Υπόταση

Καρδιαγγειακή νόσος

Διαβήτης

Οστεοπόρωση

Άλλο.....

Νευρολογικές παθήσεις

Νόσος του Πάρκινσον

Σύνδρομο Kallmann

Επιληψία

Σκλήρυνση κατά πλάκας

Άλλο.....

Μυοσκελετικές παθήσεις

• **Σπονδυλική στήλη**

Αυχενικό σύνδρομο

Ισχιαλγία

Σπονδυλόλυση

Σκολίωση

• **Όμος**

Τενοντοπάθειες

Κακώσεις στροφικού πετάλου

Παγωμένος ώμος

• **Γόνατο**

Οστεοαρθρίτιδα

Κακώσεις συνδεσμικών στοιχείων

Τενοντίτιδα επιγονατιδικού

Χονδρομαλάκυνση επιγονατίδας

Άλλο.....

Αναπνευστικές παθήσεις

ΧΑΠ

Άσθμα

Χρόνια Βρογχίτιδα

Άλλο.....

Οφθαλμολογικές παθήσεις

Γλαύκωμα

Καταρράκτης

Μυωπία

Αστιγματισμός

Υπερμετροπία

Πρεσβυωπία

Πρόσφατη ασθένεια

Πρόσφατο χειρουργείο

• **Αγκώνας**

Επικονδυλίτιδα

• **Καρπός, Δάκτυλα**

Σύνδρομο καρπιαίου σωλήνα

Τενοντίτιδα

Ρευματοειδής αρθρίτιδα

• **Ισχίο**

Οστεοαρθρίτιδα

Τροχαντηρίτιδα

• **Ποδοκνημική**

Κακώσεις

Πελματιαία απονευρωσίτιδα

Διάστεμμα



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

Ερωτηματολόγιο δοκιμαζόμενων

A) Ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι

1) Πόσο χρονικό διάστημα πραγματοποιείτε την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι?

- ☐ < από 1 χρόνο
- ☐ 1-2 χρόνια
- ☐ 2-4 χρόνια
- ☐ 5-7 χρόνια
- ☐ > 8 χρόνια

2) Με ποιο τρόπο μάθατε ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι?

- ☐ Ενόργανη γυμναστική
- ☐ Ρυθμική γυμναστική
- ☐ Ακροβατική γυμναστική
- ☐ Yoga
- ☐ Άλλο.....

B) Κοιλιακή αναπνοή

3) Έχετε προηγούμενη εμπειρία στην κοιλιακή αναπνοή;

- ☐ Όχι
- ☐ Ναι

(Εάν η απάντησή σας είναι ΝΑΙ συνεχίστε στην ερώτηση 4)

4) Πόσο χρονικό διάστημα πραγματοποιείται κοιλιακή αναπνοή;

- ☐ < από 1 χρόνο
- ☐ 1-2 χρόνια
- ☐ 2-4 χρόνια
- ☐ 5-7 χρόνια
- ☐ > 8 χρόνια

Σας ευχαριστούμε για την συμμετοχή σας

Ονοματεπώνυμο δηλούντος.....

ΥπογραφήΗμερομηνία.....



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

Έντυπο συναίνεσης δοκιμαζόμενου

Τίτλος Ερευνητικής Εργασίας: «Επίδραση σωματικής στάσης και κοιλιακής αναπνοής στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών»

Επιβλέπουσα καθηγήτρια: κ. Ρουσάνογλου Ελισσάβετ, Αν. Καθηγήτρια Σ.Ε.Φ.Α.Α. Αθηνών (email: erousan@phed.uoa.gr, τηλ: 2107276158)

Μεταπτυχιακή φοιτήτρια: Φώσκολου Αποστολίνα (email: afoskolo@phed.uoa.gr, τηλ: 6987815265)

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμό 1046/14/02/2018 απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής του τμήματος.

ΣΚΟΠΟΣ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να εξετάσει κατά πόσο μπορεί να επηρεάσει η αλλαγή της στάσης σώματος, αλλά και ο διαφορετικός τύπος αναπνοής, την κινητική σταθερότητα και την δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών του ατόμου.

ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Η πειραματική διαδικασία θα λάβει μέρος στο εργαστήριο της Βιομηχανικής του Σ.Ε.Φ.Α.Α. Αθηνών και θα έχει διάρκεια περίπου μία ώρα και τριάντα λεπτά. Θα παρθούν σωματομετρικές μετρήσεις και ιατρικό ιστορικό. Πριν από την έναρξη των δοκιμασιών, θα πραγματοποιηθεί εκπαίδευση των συμμετεχόντων στην κοιλιακή αναπνοή. Κατά την έναρξη των δοκιμασιών, οι δοκιμαζόμενοι θα πρέπει να παραμείνουν για 30-40 δευτερόλεπτα στην όρθια κατακόρυφη στάση, στην πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, στην ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο και στην ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι. Σε κάθε μία στάση θα πρέπει να αναπνεύσουν με 2 διαφορετικούς τύπους αναπνοής – φυσική και κοιλιακή. Θα πραγματοποιηθούν 3 προσπάθειες για την κάθε στάση σώματος και τον κάθε τύπο αναπνοής. Ανάμεσα στις προσπάθειες για τον κάθε τύπο αναπνοής θα υπάρχει διάλειμμα 1 λεπτού, ενώ

ανάμεσα στις διαφορετικές στάσεις σώματος θα υπάρχει διάλειμμα 3 λεπτών. Κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών θα γίνει καταγραφή της διαδρομής του κέντρου πίεσης (COP) μέσω δυναμοδαπέδου (Type 9281B11, Kistler Instrument, Amherst, NY) και της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών μέσω επιφανειακής δονησιογραφίας (VMG-TSD250). Επιπλέον, θα γίνει καταγραφή των επιταχυνσιακών μεταβολών του κοιλιακού τοιχώματος για την εγκυρότητα του τύπου αναπνοής (MicroStrain, 3DM-GX3® -45).

ΣΗΜΕΙΑ ΠΡΟΣΟΧΗΣ: ΜΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗΣ ΣΤΗ ΜΕΛΕΤΗ

Κατά τις ανεστραμμένες θέσεις/στάσεις πιθανόν να υπάρξει κάποιο αίσθημα ζάλης λόγω της αύξησης της αρτηριακής πίεσης που παρουσιάζεται σε αυτές τις θέσεις. Επίσης, στις παραπάνω θέσεις παρουσιάζεται και αύξηση της ενδοφθάλμιας πίεσης. Παρακαλώ ενημερώστε μας εάν έχετε παθολογικά προβλήματα που να σχετίζονται με τις παραπάνω καταστάσεις για να μη λάβετε μέρος στη μελέτη.

ΟΦΕΛΗ

Η παρούσα έρευνα γίνεται για καθαρά επιστημονικούς λόγους και ότι δεν υπάρχει εκμετάλλευση. Με την συμμετοχή σας θα λάβετε πληροφορίες για τις προσωπικές σας μετρήσεις στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών στις διαφορετικές στάσεις σώματος. Επίσης, η συμμετοχή σας θα προσφέρει πολύτιμες πληροφορίες στον τομέα της έρευνας. Δεν προβλέπονται οικονομικά ή άλλα κίνητρα για την συμμετοχή σας στην έρευνα.

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ – ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

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

ΕΧΕΜΥΘΕΙΑ ΚΑΙ ΑΝΩΝΥΜΙΑ

Κάθε πληροφορία που σας αφορά θα είναι αυστηρά εμπιστευτική και κανένας άλλος εκτός του κύριου ερευνητή και του καθηγητή που επιβλέπει τη μελέτη δεν θα έχει πρόσβαση σε αυτές. Σε καμία από τις πιθανές δημοσιεύσεις που αφορούν στη συγκεκριμένη μελέτη δεν θα χρησιμοποιηθούν προσωπικά δεδομένα.

ΔΙΚΑΙΩΜΑ ΑΡΝΗΣΗΣ Η ΑΝΑΚΛΗΣΗΣ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗΣ

Η συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα είναι εντελώς εθελοντική. Έχετε κάθε δικαίωμα να μην πάρετε μέρος στην έρευνα ή να διακόψετε τη συμμετοχή σας όποτε το θελήσετε.

ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ

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

Σας ευχαριστούμε για την συμμετοχή σας

Υπογραφή ερευνητή:.....Ημερομηνία:.....

Δηλώνω ότι:

α) διάβασα και κατανόησα το περιεχόμενο έρευνας με τίτλο «*Επίδραση της σωματικής στάσης στην κινητική σταθερότητα και στη δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών*» που διεξάγεται από επιστημονικό προσωπικό της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών

β) μου δόθηκε το δικαίωμα να αποφασίσω αν θα συμμετάσχω ή όχι

γ) μου δόθηκε το δικαίωμα να κάνω διευκρινιστικές ερωτήσεις

δ) η συμμετοχή μου είναι εντελώς εθελοντική

ε) έχω δικαίωμα να διατηρήσω την ανωνυμία μου και

στ) έχω δικαίωμα να διακόψω όποτε θελήσω

Ονοματεπώνυμο δηλούντος:.....

Υπογραφή:.....Ημερομηνία:.....



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 14 Φεβρουαρίου 2018

Αγαπητή κυρία Φώσκολου,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 14-02-2018 εξέτασε την αίτησή σας με τίτλο "Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΤΑΣΗΣ ΣΤΗΝ ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΣΤΗΝ ΑΝΑΠΝΕΥΣΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ" (αρ. πρωτ. 1046/14/02/2018) και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται. Να προστεθούν όλοι όσοι θα συμβάλλουν στην έρευνα στον πίνακα των συνεργατών.

Ο συντονιστής της Επιτροπής

Γρηγόρης Μπογδάνης,
Επικ. Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β - ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας ΠΑΡ-B1. Κινητική σταθερότητα: Μέση τιμή (m) και τυπική απόκλιση (sd) των μεταβλητών του κέντρου πίεσης (ΚΠ), σε κάθε σωματική στάση για τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή. Για τη σημαντικότητα των ενδοζευγικών διαφορών δείτε στον Πίνακα 4.1 στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων.

Πίνακας ΠΑΡ-B2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών: Μέση τιμή (m) και τυπική απόκλιση (sd) των μεταβλητών της έντασης της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για το σύνολο των 30 δευτ διατήρησης κάθε σωματικής στάσης, κατά τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή. Για τη σημαντικότητα των ενδοζευγικών διαφορών δείτε στον Πίνακα 4.3 στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων.

Πίνακας ΠΑΡ-B3. Συντελεστές αξιοπιστίας ICC και Cronbach's alpha για τη διαδρομή ΚΠ, κατά την εκτέλεση 2, 3, 4 και 5 προσπαθειών σε κάθε σωματική στάση κατά τη χρήση της φυσικής (ΠΑΝΩ) και της (ΚΑΤΩ) κοιλιακής αναπνοής. Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ως βέλτιστη επιλογή ένα πρωτόκολλο 3 προσπαθειών.

Πίνακας ΠΑΡ-B4. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας ($CV_{\text{ΑΤΟΜΙΚΟ}}$) για τα αποτελέσματα του συνόλου των 3 προσπαθειών πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες.

Πίνακας ΠΑΡ-B5. Σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για τα πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες. Όπως φαίνεται, η σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ σωματικών στάσεων δεν αλλάζει μεταξύ των πρωτογενών δεδομένων και των δεδομένων με διατήρηση της μεταβλητότητας $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$

Πίνακας ΠΑΡ-B6. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής.

Πίνακας ΠΑΡ-B7. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση της κοιλιακής αναπνοής, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-B8. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδο-ζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής.

Πίνακας ΠΑΡ-B9. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών -Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση του τύπου της αναπνοής, στη δονησιογραφική δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-Β1. Κινητική σταθερότητα: Μέση τιμή (Mean) και τυπική απόκλιση (SD) των μεταβλητών του κέντρου πίεσης (ΚΠ), σε κάθε σωματική στάση για τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή. Για τη σημαντικότητα των ενδοζευγικών διαφορών δείτε στον Πίνακα 4.1 στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων.

	Φυσική αναπνοή				Κοιλιακή αναπνοή			
	ΟΣ	ΑΣ-V	ΗΣ	ΑΣ-K	ΟΣ	ΑΣ-V	ΗΣ	ΑΣ-K
Διαδρομή ΚΠ (mm)	155,53 (35,8)	112,77 (57,5)	454,22 (127,0)	1292,31 (445,2)	171,11 (33,8)	106,88 (42,6)	426,82 (121,8)	1283,95 (494,2)
	101,81 (39,8)	316,32 (123,4)	100,01 (41,1)	769,07 (286,9)	111,69 (40,4)	323,32 (127,7)	94,19 (39,4)	766,77 (272,3)
	205,93 (55,1)	358,62 (133,8)	474,37 (131,2)	1642,69 (562,3)	226,13 (52,4)	362,01 (129,9)	446,03 (126,6)	1634,68 (597)
Ταχύτητα ΚΠ (mm)	2,59 (0,6)	1,88 (1,0)	7,58 (2,1)	21,52 (7,4)	2,86 (0,6)	1,78 (0,7)	7,11 (2,0)	21,39 (8)
	1,4 (0,7)	5,28 (2,1)	1,66 (0,7)	12,82 (4,8)	1,86 (0,7)	5,39 (2,1)	1,57 (0,6)	12,78 (4,5)
	3,43 (0,9)	5,98 (2,2)	7,91 (2,2)	27,38 (9,4)	3,76 (0,9)	6,03 (2,2)	7,44 (2,1)	27,24 (9,9)
Εύρος ΚΠ (mm)	19,93 (6,0)	5,86 (3,7)	19,55 (4,4)	58,54 (18,6)	23,0 (5,6)	5,48 (3,0)	19,41 (4,6)	65,82 (19,6)
	11,17 (4,4)	24,17 (15,5)	4,93 (2,1)	32,64 (12,2)	11,79 (4,0)	25,52 (13,2)	5,1 (2,3)	36,89 (13,4)
Εμβαδόν (mm²)	0,19 (0,1)	0,14 (0,2)	0,09 (0,1)	1,65 (1,1)	0,22 (0,1)	0,12 (0,1)	0,1 (0,1)	2,06 (1,3)
Ημιάξονας α (mm)	9,89 (2,9)	2,95 (1,8)	9,81 (2,2)	29,29 (9,3)	11,53 (2,8)	2,75 (1,5)	9,68 (2,3)	32,66 (9,6)
Ημιάξονας β (mm)	5,58 (2,1)	12,18 (7,7)	2,53 (1,0)	16,33 (6,2)	5,9 (2,0)	12,79 (6,5)	2,57 (1,1)	18,22 (6,4)

ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, ΗΣ: ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-K: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-B2. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών: Μέση τιμή (Mean) και τυπική απόκλιση (SD) των μεταβλητών της έντασης της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για το σύνολο των 30 δευτ διατήρησης κάθε σωματικής στάσης, κατά τη φυσική και την κοιλιακή αναπνοή.

		Φυσική αναπνοή				Κοιλιακή αναπνοή			
		ΟΣ	ΑΣ-V	ΗΣ	ΑΣ-K	ΟΣ	ΑΣ-V	ΗΣ	ΑΣ-K
ΣΚΜ	Mean	0,052 (0,040)	0,072 (0,057)	0,155 (0,138)	0,163 (0,122)	0,057 (0,046)	0,079 (0,063)	0,160 (0,135)	0,171 (0,143)
	SD	0,027 (0,020)	0,021 (0,015)	0,047 (0,039)	0,046 (0,031)	0,028 (0,019)	0,025 (0,018)	0,049 (0,035)	0,050 (0,039)
	Integral	1,559 (1,198)	2,158 (1,713)	4,656 (4,151)	4,876 (3,658)	1,844 (1,504)	2,507 (1,919)	4,969 (4,022)	5,231 (4,26)
ΕΜ	Mean	0,037 (0,027)	0,053 (0,030)	0,126 (0,081)	0,112 (0,066)	0,039 (0,026)	0,053 (0,033)	0,128 (0,084)	0,111 (0,071)
	SD	0,017 (0,009)	0,016 (0,009)	0,033 (0,020)	0,034 (0,021)	0,017 (0,011)	0,017 (0,011)	0,034 (0,021)	0,032 (0,022)
	Integral	1,12 (0,805)	1,595 (0,885)	3,774 (2,423)	3,367 (1,964)	1,173 (0,782)	1,538 (0,977)	3,774 (2,572)	3,273 (2,165)
ΑΙΑ	Mean	0,079 (0,063)	0,131 (0,137)	0,439 (0,414)	0,339 (0,283)	0,119 (0,102)	0,155 (0,114)	0,460 (0,434)	0,379 (0,330)
	SD	0,028 (0,026)	0,043 (0,042)	0,126 (0,133)	0,100 (0,088)	0,045 (0,042)	0,053 (0,048)	0,131 (0,133)	0,112 (0,097)
	Integral	2,381 (1,893)	3,939 (4,11)	13,167 (12,42)	10,168 (8,477)	3,627 (3,03)	4,614 (3,457)	13,703 (13,11)	11,295 (9,967)
ΟΚ	Mean	0,108 (0,026)	0,151 (0,040)	0,331 (0,097)	0,300 (0,101)	0,140 (0,053)	0,213 (0,075)	0,396 (0,123)	0,342 (0,117)
	SD	0,020 (0,141)	0,038 (0,187)	0,070 (0,240)	0,088 (0,247)	0,035 (0,121)	0,062 (0,181)	0,093 (0,292)	0,096 (0,279)
	Integral	3,25 (4,215)	4,519 (5,609)	9,943 (7,197)	9,013 (7,404)	4,138 (3,623)	6,217 (5,41)	11,543 (8,894)	10,02 (8,408)

ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηγής στήριξη ανεστραμμένον V, ΗΣ: ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-K: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-Β3. Συντελεστές αξιοπιστίας ICC και Cronbach's alpha για τη διαδρομή ΚΠ, κατά την εκτέλεση 2, 3, 4 και 5 προσπαθειών σε κάθε σωματική στάση κατά τη χρήση της φυσικής (ΠΑΝΩ) και της (ΚΑΤΩ) κοιλιακής αναπνοής. Στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ως βέλτιστη επιλογή ένα πρωτόκολλο 3 προσπαθειών.

Αριθμός προσπαθειών		Φυσική αναπνοή							
		Ax				Ay			
		2	3	4	5	2	3	4	5
ΟΣ	ICC	0,753	0,772	0,085	0,797	0,790	0,477	0,706	0,544
	Cr. Alpha	0,722	0,739	0,833	0,762	0,743	0,538	0,730	0,542
ΑΣ-V	ICC	0,891	0,948	0,970	0,973	0,734	0,709	0,872	0,882
	Cr. Alpha	0,863	0,929	0,965	0,972	0,919	0,727	0,869	0,887
ΗΣ	ICC	0,991	0,954	0,925	0,948	0,646	0,471	0,760	0,822
	Cr. Alpha	0,990	0,954	0,923	0,946	0,735	0,526	0,793	0,845
ΑΣ-K	ICC	0,876	0,928	0,940	0,960	0,978	0,947	0,958	0,975
	Cr. Alpha	0,840	0,900	0,929	0,957	0,988	0,930	0,958	0,974
		Κοιλιακή αναπνοή							
ΟΣ	ICC	0,919	0,858	0,916	0,950	0,799	0,729	0,736	0,861
	Cr. Alpha	0,917	0,834	0,900	0,943	0,885	0,753	0,742	0,859
ΑΣ-V	ICC	0,954	0,970	0,929	0,907	0,685	0,819	0,893	0,924
	Cr. Alpha	0,980	0,978	0,922	0,903	0,738	0,861	0,903	0,934
ΗΣ	ICC	0,830	0,818	0,840	0,892	0,399	0,203	0,381	0,544
	Cr. Alpha	0,786	0,823	0,855	0,902	0,422	0,211	0,390	0,553
ΑΣ-K	ICC	0,510	0,796	0,908	0,938	0,887	0,956	0,931	0,940
	Cr. Alpha	0,412	0,767	0,890	0,924	0,839	0,941	0,937	0,959

ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, ΗΣ: ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-K: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-B4. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του ατομικού συντελεστή μεταβλητότητας ($CV_{\text{ΑΤΟΜΙΚΟ}}$) για τα αποτελέσματα του συνόλου των 3 προσπαθειών πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες.

		Φυσική αναπνοή						Κοιλιακή αναπνοή					
		Πρωτογενή		30%		50%		Πρωτογενή		30%		50%	
		Mean CV	SD CV	Mean CV	SD CV	Mean CV	SD CV	Mean CV	SD CV	Mean CV	SD CV	Mean CV	SD CV
ΣΚΜ	ΟΣ	8,2	6,1	8,2	6,1	8,2	6,1	7,9	7,4	6,7	4,8	7,9	7,4
	ΑΣ-V	10,3	9,5	9	6	10,3	9,5	9,6	9	8,5	5,9	9,6	9
	ΗΣ	8,2	4,3	8,2	4,3	8,2	4,3	7,2	4,7	7,2	4,7	7,2	4,7
	ΑΣ-K	14,2	12,6	12,3	7,4	12,3	7,4	13,4	17,1	9,6	6,4	9,6	6,4
ΕΜ	ΟΣ	18,9	31,1	10,4	9,2	10,4	9,2	10,2	14	7,9	4	7,9	4
	ΑΣ-V	16,0	24,9	9,5	5,8	9,5	5,8	16,6	20,4	9,9	5,6	10,2	6,3
	ΗΣ	8,2	4,2	8,2	4,2	8,2	4,2	15,9	31,1	9,8	10,7	9,8	10,7
	ΑΣ-K	23,3	27,5	15,2	19,7	15,2	19,7	20,7	35	10,3	6,8	16,2	30,6
ΔΙΑ	ΟΣ	16,3	26,1	8,7	8,7	11,3	11,4	15,7	28,3	7,6	5	8,6	7,9
	ΑΣ-V	19,5	28,9	11,9	8,7	12,9	9,1	13,5	18,7	11,8	10,1	11,8	10,1
	ΗΣ	8,2	4,6	8,2	4,6	8,2	4,6	12,6	20,3	8,3	5,1	7,9	4,6
	ΑΣ-K	15,9	27,8	8,4	4,7	8,4	4,7	19,2	35,9	8,2	6,3	11	16,5
ΟΚ	ΟΣ	11,3	9,4	10,4	8,2	11,3	9,4	12,4	16,6	8,8	4,6	10,1	8,3
	ΑΣ-V	16,9	16	14,2	8,2	14,9	9	14,3	15,5	11,4	7,3	12,1	9,3
	ΗΣ	8,1	5,1	8,1	5,1	8,1	5,1	10,9	16,7	7,5	4,9	8,4	8
	ΑΣ-K	15,4	15,1	11,7	7,3	13,8	9,3	16	19,2	11,1	7,3	11,6	8,5

ΣΚΜ: στερνοκλειδομαστοειδής, ΕΜ: έξω μεσοπλεύριοι, ΔΙΑ: διάφραγμα, ΟΚ: ορθός κοιλιακός
 ΟΣ: όρθια κατακόρυφη στάση, ΑΣ-V: πρηγής στήριξη ανεστραμμένου V, ΗΣ: ημιπρηγής στήριξη στο αντιβράχιο, ΑΣ-K: ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-B5. Σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων της δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών για τα πρωτογενή αποτελέσματα καθώς και για τα αποτελέσματα με διατήρηση των προσπαθειών που επιτρέπουν μεταβλητότητα $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$ για κάθε ένα από τους εξεταζόμενους αναπνευστικούς μύες. Όπως φαίνεται, η σημαντικότητα των ενδοζευγικών συγκρίσεων μεταξύ σωματικών στάσεων δεν αλλάζει μεταξύ των πρωτογενών δεδομένων και των δεδομένων με διατήρηση της μεταβλητότητας $\leq 30\%$ και $\leq 50\%$

		Φυσική αναπνοή			Κοιλιακή αναπνοή		
		<i>p values</i>					
		Πρωτογενή	30%	50%	Πρωτογενή	30%	50%
ΣΚΜ	1 - 2	0,043	0,050	0,048	0,002	0,005	0,004
	1 - 3	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2 - 3	0,000	0,001	0,001	0,000	0,000	0,000
	2 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,001
	3 - 4	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
ΕΜ	1 - 2	0,003	0,009	0,009	0,009	0,015	0,012
	1 - 3	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2 - 3	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	3 - 4	0,961	1,000	1,000	0,554	1,000	1,000
ΔΙΑ	1 - 2	0,028	0,030	0,032	0,008	0,004	0,006
	1 - 3	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2 - 3	0,000	0,000	0,000	0,001	0,001	0,001
	2 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	3 - 4	0,079	0,078	0,078	0,208	0,275	0,211
ΟΚ	1 - 2	1,000	1,000	1,000	0,007	0,013	0,013
	1 - 3	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 - 4	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	2 - 3	0,000	0,001	0,001	0,000	0,000	0,000
	2 - 4	0,007	0,018	0,012	0,000	0,002	0,002
	3 - 4	1,000	1,000	1,000	0,066	0,513	0,344

1=όρθια κατακόρυφη στάση, 2=πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, 3=ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, 4=ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-B6. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές του κέντρου πίεσης (ΚΠ), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής.

		Φυσική αναπνοή								
		Κύρια Επίδραση			Ενδοζευγικές διαφορές (p value)					
		F	p	Power	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
Διαδρομή ΚΠ	Ax	184,20	0,000	1,000	0,019	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	152,26	0,000	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ar	176,19	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,008	0,000	0,000
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	183,64	0,000	1,000	0,021	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	152,69	0,000	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ar	176,12	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,008	0,000	0,000
Εύρος ΚΠ	Ax	182,80	0,000	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	52,77	0,000	1,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,055	0,000
Εμβადόν		61,49	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000
A ημιάξονας		184,18	0,000	1,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000
B ημιάξονας		52,76	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,064	0,000
		Κοιλιακή αναπνοή								
Διαδρομή ΚΠ	Ax	149,52	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	148,66	0,000	1,000	0,000	0,500	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ar	155,13	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,115	0,000	0,000
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	149,51	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	148,47	0,000	1,000	0,000	0,495	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ar	154,95	0,000	1,000	0,000	0,108	0,000	0,049	0,000	0,000
Εύρος ΚΠ	Ax	209,70	0,000	1,000	0,000	0,057	0,000	0,000	0,000	0,000
	Ay	75,19	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000
Εμβადόν		71,08	0,000	1,000	0,004	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000
A ημιάξονας		213,98	0,000	1,000	0,000	0,490	0,000	0,000	0,000	0,000
B ημιάξονας		77,51	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,002	0,000

Ax, Ay και Ar: προσθιοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση, αντίστοιχα.

1=όρθια κατακόρυφη στάση, 2=πρηνής στήριξη ανεστραμμένου V, 3=ημιπρηνής στήριξη στο αντιβράχιο, 4=ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

Πίνακας ΠΑΡ-Β7. Κινητική σταθερότητα – Επίδραση κοιλιακής αναπνοής: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαγοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση της κοιλιακής αναπνοής, στις μεταβλητές της κινητικής σταθερότητας, κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

		Όρθια στάση			Πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V			Ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο			Ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι		
		F	p	Power	F	p	Power	F	p	Power	F	p	Power
Διαδρομή ΚΠ	Ax	6,795	0,014	0,7111	1,328	0,259	0,200	3,900	0,058	0,479	0,220	0,643	0,074
	Ay	5,973	0,021	0,6553	0,187	0,669	0,070	0,982	0,330	0,160	0,638	0,431	0,120
	Ar	7,380	0,011	0,7462	0,043	0,838	0,0546	3,806	0,061	0,470	0,373	0,546	0,091
Ταχύτητα ΚΠ	Ax	7,080	0,013	0,7286	1,521	0,228	0,2219	3,961	0,056	0,485	0,210	0,650	0,073
	Ay	5,601	0,025	0,6274	0,166	0,687	0,0679	0,907	0,349	0,151	0,637	0,431	0,120
	Ar	7,132	0,012	0,7317	0,027	0,870	0,0529	3,769	0,062	0,466	0,386	0,540	0,092
Εύρος ΚΠ	Ax	9,585	0,004	0,8481	0,745	0,395	0,1326	0,036	0,850	0,054	9,237	0,005	0,835
	Ay	1,542	0,225	0,2243	0,156	0,696	0,0668	0,287	0,596	0,081	4,610	0,041	0,545
Εμβαδόν		2,984	0,095	0,3854	0,478	0,495	0,1024	0,813	0,375	0,140	4,274	0,048	0,514
Α ημιάξονας		11,089	0,002	0,8951	0,929	0,343	0,1537	0,114	0,738	0,062	7,112	0,013	0,731
Β ημιάξονας		1,644	0,210	0,236	0,131	0,720	0,064	0,056	0,815	0,056	2,964	0,096	0,383

Ax, Ay και Ar: προσθοπίσθια, πλάγια και συνισταμένη διεύθυνση, αντίστοιχα.

Πίνακας ΠΑΡ-B8. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών – Επίδραση σωματικής στάσης: Στατιστικοί δείκτες της μονοπαραγοντικής ανάλυσης διασποράς (ξεχωριστά για κάθε τύπο αναπνοής) για την επίδραση της σωματικής στάσης στις μεταβλητές της δονησιογραφικής δραστηριότητας των αναπνευστικών μυών (μέση τιμή, τυπική απόκλιση και ολοκλήρωμα της δραστηριότητας για το σύνολο των 30 δευτ. διατήρησης της σωματικής στάσης), και η σημαντικότητα ($p \leq 0,05$) των ενδοζευγικών συγκρίσεων και μεταξύ των 4 στάσεων σε κάθε ξεχωριστό τύπο αναπνοής.

		Φυσική αναπνοή								
		ANOVA			Ενδοζευγικές συγκρίσεις μεταξύ στάσεων (p values)					
		F	Sig.	Power	1-2	1-3	1-4	2-3	2-4	3-4
ΣΚΜ	Mean	21,470	0,000	1,000	0,024	0,000	0,000	0,001	0,000	1,000
	SD	21,729	0,000	1,000	0,023	0,001	0,000	0,000	0,000	1,000
	Integral	21,423	0,000	1,000	0,024	0,000	0,000	0,001	0,000	1,000
ΕΜ	Mean	31,891	0,000	1,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
	SD	27,959	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
	Integral	31,988	0,000	1,000	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
ΔΙΑ	Mean	22,741	0,000	1,000	0,025	0,000	0,000	0,000	0,000	0,236
	SD	23,224	0,000	1,000	0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,078
	Integral	22,738	0,000	1,000	0,025	0,000	0,000	0,000	0,000	0,236
ΟΚ	Mean	19,913	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,007	1,000
	SD	20,642	0,000	1,000	0,105	0,000	0,000	0,000	0,002	1,000
	Integral	19,894	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,007	1,000
		Κοιλιακή αναπνοή								
ΣΚΜ	Mean	20,548	0,000	1,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
	SD	18,339	0,000	1,000	0,785	0,000	0,001	0,000	0,000	1,000
	Integral	20,541	0,000	1,000	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
ΕΜ	Mean	32,232	0,000	1,000	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	0,803
	SD	20,180	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000
	Integral	32,240	0,000	1,000	0,007	0,000	0,000	0,000	0,000	0,803
ΔΙΑ	Mean	23,704	0,000	1,000	0,050	0,000	0,000	0,000	0,000	0,248
	SD	19,277	0,000	1,000	0,076	0,000	0,000	0,002	0,000	0,396
	Integral	23,692	0,000	1,000	0,050	0,000	0,000	0,000	0,000	0,248
ΟΚ	Mean	29,927	0,000	1,000	0,004	0,000	0,000	0,000	0,001	0,136
	SD	19,028	0,000	1,000	0,076	0,000	0,000	0,000	0,009	1,000
	Integral	29,935	0,000	1,000	0,004	0,000	0,000	0,000	0,001	0,136

Πίνακας ΠΑΡ-B9. Δραστηριότητα αναπνευστικών μυών -Επίδραση κοιλιακής αναπνοής:
Στατιστικοί δείκτες της μονοπαρογοντικής ανάλυσης διασποράς για την επίδραση του τύπου της αναπνοής, στη δονησιογραφική δραστηριότητα των αναπνευστικών μυών κατά την όρθια στάση, την πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V, την ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο, και την ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι.

		Όρθια στάση			Πρηνή στήριξη ανεστραμμένου V			Ημιπρηνή στήριξη στο αντιβράχιο			Ανεστραμμένη στήριξη στο κεφάλι		
		F	Sig.	Power	F	Sig.	Power	F	Sig.	Power	F	Sig.	Power
ΣΚΜ	Mean	1,876	0,182	0,263	2,080	0,160	0,286	5,016	0,033	0,580	1,307	0,263	0,197
	SD	0,314	0,580	0,084	6,964	0,013	0,722	0,275	0,604	0,080	1,646	0,210	0,236
	Integral	1,835	0,186	0,258	2,082	0,160	0,286	5,109	0,032	0,588	1,300	0,264	0,196
ΕΜ	Mean	0,272	0,606	0,080	0,089	0,767	0,060	0,085	0,773	0,059	0,020	0,889	0,052
	SD	0,436	0,514	0,098	0,970	0,333	0,158	0,165	0,688	0,068	0,415	0,525	0,095
	Integral	0,280	0,601	0,080	0,096	0,759	0,060	0,082	0,776	0,059	0,026	0,874	0,053
ΔΙΑ	Mean	12,459	0,001	0,926	1,854	0,184	0,260	2,611	0,117	0,345	10,664	0,003	0,883
	SD	20,219	0,000	0,991	22,473	0,000	0,996	0,137	0,714	0,065	4,407	0,045	0,527
	Integral	12,448	0,001	0,926	1,837	0,186	0,258	2,605	0,118	0,344	10,632	0,003	0,882
ΟΚ	Mean	9,970	0,004	0,862	3,028	0,093	0,390	10,052	0,004	0,864	0,931	0,343	0,154
	SD	39,827	0,000	1,000	13,824	0,001	0,948	9,083	0,005	0,829	1,150	0,293	0,179
	Integral	9,839	0,004	0,857	3,020	0,093	0,389	10,057	0,004	0,865	0,923	0,345	0,153