



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΘΛΗΤΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΣΚΗΣΗΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΤΑΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ
ΕΛΑΧΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΒΑΣΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ»**

Παντερή Φανή

A.M:9980201600088

ΕΙΔΙΚΕΥΣΗ: «Ευρωστία και υγεία»

Επιβλέπουσα: Ελισσάβετ Ρουσάνογλου

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής

ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2020

*«Η ευτυχία δεν είναι ζήτημα έντασης,
αλλά ισορροπίας, τάξης, ρυθμού και αρμονίας».*

Thomas Merton.

© Copyright
Παντερή Φανή
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη, Αθήνα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θερμές ευχαριστίες

- ✧ Στην κα Ελισσάβετ Ρουσάνογλου, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Αθλητικής Βιομηχανικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, για την καθοδήγηση και την πολύτιμη βοήθειά της, καθώς και τις χορεύτριες κλασσικού χορού για την εθελοντική συμμετοχή τους στην παρούσα μελέτη.
- ✧ Στη μητέρα μου για όλη τη στήριξή της και τη βοήθειά της κατά τη διάρκεια των σπουδών μου.

ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑ ΣΩΜΑΤΙΚΗΣ ΣΤΑΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΛΑΧΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΒΑΣΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή: Η ισορροπία της στάσης του ανθρώπινου σώματος αναφέρεται στην ικανότητα του ανθρώπου να εξισορροπεί σε μια στατική ή δυναμική κατάσταση, διατηρώντας την προβολή του κέντρου μάζας εντός των ορίων της βάσης στήριξης. Η μείωση της επιφάνειας της βάσης στήριξης συνεπιφέρει και μείωση του εύρους των ορίων σταθερότητας της σωματικής στάσης, μια κατάσταση που οδηγεί και σε αύξηση των διεργασιών κινητικού ελέγχου για τη διατήρηση της ισορροπίας. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η αξιολόγηση της σταθερότητας της σωματικής στάσης, κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης και συγκεκριμένα κατά την ανυπόδητη ακροστασία και κατά την ακροστασία με το ειδικό υπόδημα του κλασσικού χορού γνωστό ως *pointe*.

Μέθοδος: Στην μελέτη συμμετείχαν 8 υγιείς γυναίκες (Ηλικία: $22,4 \pm 2,5$ έτη, Σωματικό ανάστημα: $162,6 \pm 6,0$ cm, Σωματική μάζα: $54,6 \pm 8,0$ kg), με εμπειρία στον κλασσικό χορό $11,8 \pm 4,1$ έτη και εμπειρία χορού με υποδήματα *pointe* $5,6 \pm 3,1$ έτη. Η εμπειρία κλασσικού χορού με χρήση υποδημάτων *pointe* αποτελούσε βασικό κριτήριο συμμετοχής στην εργασία με ελάχιστο όριο τα 2 έτη. Η διαδικασία της μέτρησης περιλάμβανε 10 προσπάθειες στατικής ισορροπίας σε ακροστασία χωρίς υπόδημα (ανυπόδητη ακροστασία) και σε ακροστασία με υποδήματα κλασσικού χορού *pointe* (10 δευτ. κάθε προσπάθεια, με διάλειμμα 2 λεπτών μεταξύ προσπαθειών). Η συλλογή των δεδομένων πραγματοποιήθηκε μέσω της δοκιμασίας Vestibule της εφαρμογής Balance Test YMED (διαθέσιμο από την Google Play Store TM για smartphone με λογισμικό Android). Η εφαρμογή Balance Test YMED, αξιοποιεί τα ενσωματωμένα επιταχυνσιόμετρα του κινητού τηλεφώνου για τη συλλογή δεδομένων με βάση τον προσανατολισμό του σώματος σε ογδομημόρια καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων. Αυτή προσφέρει δεδομένα για τη συνολική βαθμολογία ισορροπίας, για το άθροισμα των σημείων της διαδρομής του σώματος σε κάθε ογδομημόριο, τη μέγιστη απόσταση του σώματος από την αρχική θέση όπως αυτή ορίζεται κατά τη διαδικασία βαθμονόμησης, και την ποσοστιαία διάρκεια παραμονής σε κάθε ένα ογδομημόριο. Για τη στατιστική σύγκριση των δύο συνθηκών ακροστασίας πραγματοποιήθηκε t-test εξαρτημένων δειγμάτων (SPSS version 25.0, $p < 0.05$).

Αποτελέσματα: Κατά την ακροστασία με υπόδημα *pointe* υπήρχε συστηματικά μικρότερη ($p < 0.05$) σταθερότητα της σωματικής στάσης, όπως αυτή αποτυπώθηκε στη γενική βαθμολογία αλλά και σε κάθε επιμέρους ογδοημόριο προσανατολισμού του σώματος για τις μεταβλητές των σημείων διαδρομής και μέγιστης απόστασης από την αρχική θέση. Εντούτοις, ο ποσοστιαίος χρόνος παραμονής σε κάθε ογδοημόριο δεν διέφερε σημαντικά στην ακροστασία με *pointe* συγκριτικά με την ανυπόδητη ακροστασία ($p > 0.05$). Η μεταβλητότητα των προσπαθειών δεν φαίνεται να διαφέρει σημαντικά μεταξύ των δύο συνθηκών ακροστασίας ($p > 0.05$).

Συμπεράσματα: Η μείωση της σταθερότητας της σωματικής στάσης κατά την ακροστασία με *pointe* ήταν αναμενόμενη σύμφωνα με προηγούμενες μελέτες που δείχνουν ότι η μείωση της βάσης στήριξης ή η ανύψωση του ΚΒ (συνδυαστική συνθήκη στη ακροστασία με *pointe*) αποτελούν σημαντική πρόκληση στον ισορροπιστικό έλεγχο της στάσης. Η παρούσα εργασία αξιοποίησε εφαρμογή κινητού τηλεφώνου για την καταγραφή της αλλαγής στον ισορροπιστικό έλεγχο, αναδεικνύοντας την δυνατότητα για γρήγορη και εύχρηστη χρήση της σε χορεύτριες του κλασσικού χορού. Οι χορεύτριες στο κλασσικό μπαλέτο, εκπαιδεύονται να εκτελούν δυναμικές και στατικές στάσεις ενώ στηρίζονται σε ασταθείς και μικρές επιφάνειες όπως αυτή των υποδημάτων *pointe*, οι οποίες θέτουν ιδιαίτερα περιορισμένο εύρος των ορίων σταθερότητας στην προσθιοπίσθια κατεύθυνση, επιτρέποντας έτσι περισσότερο τη πλευρική κατεύθυνση ως τη διαθέσιμη λύση για τη διατήρηση της ορθοστατικής ισορροπίας. Τα σημαντικότερα ευρήματα στη παρούσα μελέτη ήταν τα εξής: Η συνολική βαθμολογία δηλώνει σημαντικά χαμηλότερη σταθερότητα της ισορροπίας ($p = 0.00$) στη συνθήκη *pointe* συγκριτικά με την ανυπόδητη ακροστασία. Κατά την ακροστασία με υπόδημα *pointe*, η διαδρομή του ΚΒ και η μέγιστη μετατόπισή του από την αρχική θέση αυξάνονται σημαντικά ($p \leq 0.05$), συστηματικά σε όλα τα ογδοημόρια προσανατολισμού του ΚΒ, χωρίς σημαντική αλλαγή ($p > 0.05$) στην ποσοστιαία διάρκεια του χρόνου παραμονής σε κάθε ογδοημόριο.

Λέξεις κλειδιά: Ισορροπία, βάση στήριξης, έλεγχος σωματικής στάσης, ανυπόδητη ακροστασία, ακροστασία *pointe*, Balance Test YMED

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Περίληψη.....	iii
Πίνακας Περιεχομένων.....	v
Κατάλογος Εικόνων.....	vii
Κατάλογος Πινάκων.....	viii
Κατάλογος Γραφημάτων.....	viii

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι: ΕΙΣΑΓΩΓΗ..... 1

1.1. Σημασία της εργασίας.....	1
1.2. Σκοπός της έρευνας.....	2
1.3. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος.....	3
1.4. Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις.....	3
1.4.1 Ερευνητικά ερωτήματα.....	3
1.4.2 Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις.....	3
1.5. Μεταβλητές.....	3
1.5.1. Ανεξάρτητη μεταβλητή.....	3
1.5.2. Εξαρτημένη μεταβλητή.....	4
1.6. Οριοθέτηση.....	4
1.7. Διευκρίνηση όρων.....	4

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ: ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ..... 6

2.1. Μηχανικός και νευρομυϊκός έλεγχος της σταθερότητας της ισορροπίας στην όρθια στάση.....	6
2.1.1. Μηχανικός έλεγχος.....	7
2.1.2. Νευρομυϊκός έλεγχος.....	10
2.2. Έλεγχος της σταθερότητας και της ισορροπίας του ανθρώπινου σώματος με ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης.....	15
2.3. Όρθια στάση σε ακροστασία και σε ακροστασία pointe	22
2.3.1. Γενικά.....	22

2.3.2. Στάση σε ακροστασία με γυμνό πόδι.....	25
2.3.3. Στάση σε ακροστασία με pointe	25
2.4. Μέθοδοι αξιολόγησης της ισορροπίας.....	30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	33
3.1. Δείγμα.....	33
3.2. Όργανα μέτρησης.....	34
3.3. Διαδικασία συλλογής δεδομένων.....	35
3.4. Χρονοδιάγραμμα.....	37
3.5. Στατιστική ανάλυση.....	37
ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙV: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	38
4.1 Ενδοομαδική σταθερότητα ισορροπίας.....	38
4.2 Ενδοατομική σταθερότητα ισορροπίας.....	40
ΚΕΦΑΛΑΙΟ V: ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	43
5.1. Σύγκριση με άλλες μελέτες.....	44
5.2. Ερμηνεία αποτελεσμάτων.....	45
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	47
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	53
ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας.....	54
ΠΑΡ-2. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων.....	55
ΠΑΡ-3. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης κόπωσης.....	57
ΠΑΡ-4. Πρωτόκολλο Μετρήσεων.....	58
ΠΑΡ-5. Έντυπο Συγκατάθεσης.....	59

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1. Το εκκρεμές υποκείμενο, σε ήσυχη στάση (όρθια στάση), στέκεται σε μία δυναμική πλατφόρμα. Φανερώνονται σε 5 σημεία του χρόνου, οι κινήσεις του ΚΜ και ΚΠ , σχετιζόμενες με τη γωνιακή επιτάχυνση(α) και τη γωνιακή ταχύτητα(ω). (Figure 1: Winter et al., 1995).....	10
Εικόνα 2.2. Συνθήκες που εκτιμήθηκαν από τη μονάδα αποκατάστασης της ισορροπίας, οι οποίες προσαρμόστηκαν για τις ανάγκες της μελέτης (Table 1: Macedo et al., 2015).....	13
Εικόνα 2.3. Φυσιολογικά και μη φυσιολογικά όρια της σταθερότητας. Α) Ένας υγιής άντρας με πρόσθια κλίση του ΚΜ (λευκή κουκκίδα), στα όρια της σταθερότητάς του, που εκπροσωπούνται από την περιοχή οριοθέτησης του κώνου. Β) Γυναίκα με αισθητηριακά ελλείμματα, προσπαθεί να κλίνει εμπρόσθια χωρίς να μετακινήσει προς τα εμπρός το ΚΒ. Γ) Γυναίκα με αισθητηριακά ελλείμματα, επιχειρεί οπίσθια κλίση, αλλά αμέσως κάνει ένα βήμα ώστε να αυξήσει τη βάση στήριξης. Η προβολή του ΚΒ πάνω από τη βάση στήριξης υποδεικνύεται σχηματικά με το λευκό βέλος(Figure 2:Horak, 2006).....	15
Εικόνα 2.4. Επίδραση των πλευρικών παραλλαγών της θέσης των ποδιών α)στη μεταφορά του ΚΠ β)τη μέση θέση* του ΚΠ. (Figure1: Kirby et al., 1987).....	17
Εικόνα 2.5 Επίδραση των προσθιοπίσθιων παραλλαγών της θέσης των ποδιών α) στη μεταφορά του ΚΠ β) τη μέση θέση* του ΚΠ (Figure 2:Kirby et al., 1987).....	18
Εικόνα 2.6. Επίδραση των γωνιακών παραλλαγών της θέσης των ποδιών α)στη μεταφορά του ΚΠ β)τη μέση θέση* του ΚΠ (Figure 2.: Kirby et al., 1987).....	18
Εικόνα 2.7. Η τροχιά του ΚΜ (πυκνή γραμμή) και το εξωτερικό σχήμα είναι η βάση στήριξης(λεπτές ίσιες γραμμές) ενός δοκιμαζόμενου(20 ετών, 58kg, μήκος ποδιού 0,89m) στις 4 συνθήκες: (α) διποδικά, β) μονοποδικά, γ) διποδικά σε ακροστασία, δ) μονοποδικά σε ακροστασία αντίστοιχα (Figure 4: Hofet al., 2005).....	19
Εικόνα 2.8. Τα αποτελέσματα της έρευνας των Kim & Kim, (2016) (Table 1). Σύγκριση της ηλεκτρομυϊκής δραστηριότητας των κάτω άκρων στις κινήσεις relevel και ακροστασίας (heel rise).....	23
Εικόνα 2.9. Κατά τη πελματιαία κάμψη, ο πρόσθιος αστραγαλοπερνιαίος σύνδεσμος είναι κατακόρυφα προσανατολισμένος και είναι ιδιαίτερα ευάλωτος σε δυνάμεις αναστροφής(Figure 4: Malone & Hardaker,1990).....	24

Εικόνα 2.10. Τμήματα παπουτσιών pointe και αντίστοιχα ισοδύναμα τους σε υποδήματα τρεξίματος (Figure 5: Colucci & Klein, 2008).....	26
Εικόνα 2.11. Πόδι σε pointe (Figure 6: Colucci, & Klein, 2008).....	27
Εικόνα 2.12. Αποτυπώνεται η επιφάνεια στήριξης για την κάθε συνθήκη καθώς και η μετακίνηση του KB (Pearson & Whitaker, 2012).....	29
Εικόνα 3.1 Συνθήκες ισορροπίας (Αριστερά-ΠΑΝΩ) και εισαγωγή προσωπικών στοιχείων (Δεξιά-ΠΑΝΩ), και έκθεση αναφοράς (ΚΑΤΩ)για την εφαρμογή YMED balance (https://play.google.com/store/apps/details?id=com.hyunc.rehatrain.balancecheck&hl=en_US).....	36

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Τμήμα ποδιού, υποδημάτων pointe και χρησιμότητα σχεδιασμών (Colucci & Klein, 2008).....	26
Πίνακας 2.2. Μέθοδοι αξιολόγησης της ισορροπίας (Mancini & Horak, 2010, Browne, 2001).....	32
Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά των δοκιμαζόμενων (n=8).....	33

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Γράφημα 4.1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση γενικής Βαθμολογίας σταθερότητας από την YMED στις δύο συνθήκες ισορροπίας (ακροστασία με γυμνό πόδι και ακροστασία με pointe) P=0,000.....	38
Γράφημα 4.2. Άθροισμα Διαδρομής KB, Μέγιστη μετατόπιση KB (cm) και % χρόνου παραμονής. Μέση τιμή , τυπική απόκλιση και μεταβλητότητα: αθροίσματος ογδοημορίων μετατόπισης του KB (πάνω), της μέγιστης μετατόπισης KB (μεσαίο) και %χρόνου παραμονής σε κάθε ογδοημόριο (κάτω).....	39
Γράφημα 4.3. Γενική βαθμολογία και η μέση τιμή της γενικής βαθμολογίας των δοκιμαζόμενων κατά τις δύο συνθήκες ακροστασίας.....	40
Γράφημα 4.4. Μέση τιμή αθροίσματος διαδρομής KB (πάνω), μέγιστης μετατόπισης KB (cm) (μέση) και %χρόνου παραμονής στα ογδοημόρια (κάτω) για κάθε δοκιμαζόμενη.....	41
Γράφημα.4.5. Υποκειμενικής αξιολόγησης της κόπωσης και της σταθερότητας της σωματικής στάσης από τις δοκιμαζόμενες μετά το τέλος κάθε μίας από το σύνολο των 10	

επαναληπτικών προσπαθειών, για την ανυπόδητη ακροστασία (μπλε χρώμα) και την ακροστασία με pointe (κόκκινο χρώμα). Οι διακεκομμένες γραμμές δηλώνουν τη μέση τιμή των 10 προσπαθειών, αντίστοιχα (κλίμακα απαντήσεων: 0=Καθόλου, 1=Λίγο, Πολύ=2, Πάρα πολύ =3).....42

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Σημασία της εργασίας

Η ικανότητα ελέγχου της ισορροπίας αποτελεί ένα σημαντικό και αναπόσπαστο μέρος σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Οι άνθρωποι είναι δίποδοι οργανισμοί, γεγονός το οποίο καθιστά το ανθρώπινο σώμα ως μία δομή μεγάλου ύψους, η οποία ισορροπεί σε μία μικρότερη αναλογικά βάση στήριξης (Winter, 1995 & Hoogenboom et al., 2016). Η παραπάνω υπόθεση προβάλλει ότι το ανθρώπινο σώμα δύναται να ταυτιστεί ως ένα εγγενώς ασταθές σύστημα, εφόσον η περισσότερη μάζα του κατανέμεται στα $\frac{2}{3}$ του σωματικού του ύψους και συνάμα επάνω από το έδαφος. Η προσπάθεια του ανθρώπου να εξουδετερώσει αυτές τις προκλήσεις, δημιουργεί πολλαπλά ερεθίσματα στο σύστημα ελέγχου της ισορροπίας. Το σύστημα ελέγχου της ισορροπίας, αντιμετωπίζοντας αδιάκοπα αυτές τις προκλήσεις, φαίνεται να έχει και πρόσθετα εμπόδια στο έργο του για τη διατήρηση του σώματος στην επιθυμητή θέση. Τροχοπέδη για το σύστημα αυτό είναι ότι εξασθενεί αναπόφευκτα με το πέρασ του χρόνου και επίσης είναι ευάλωτο σε παθολογικές καταστάσεις, όπως είναι και τα υπόλοιπα φυσιολογικά συστήματα, τα οποία λειτουργούν ανελλιπώς για τη διατήρηση της ζωής (Winter, 1995).

Ο έλεγχος της ισορροπίας μπορεί να μεταβληθεί λόγω ηλικιακών ή παθολογικών καταστάσεων, καθώς και λόγω των εσωτερικών και εξωτερικών αποσταθεροποιητικών ερεθισμάτων (διαταραχές) που δέχεται το σώμα. Η εσωτερική διαταραχή αναφέρεται στις εθελοντικές κινήσεις του σώματος, όπως για παράδειγμα η ανύψωση χεριών ή η κάμψη του κορμού εμπρόσθια, δημιουργώντας σοβαρές προκλήσεις στα συστήματα ισορροπίας (Winter, 1995). Οι εξωτερικές διαταραχές, εφαρμόζονται χωρίς τη γνώση του ατόμου και έχουν ως στόχο να θέσουν σε δοκιμασία τις αντιδραστικές ικανότητες του καθώς και την αποτελεσματικότητα των τριών συστημάτων ελέγχου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, εσωτερικών και εξωτερικών διαταραχών, δεν μας ενδιαφέρει δηλαδή μόνο η καταγωγή της διαταραχής, αλλά και ο βαθμός ανταπόκρισης του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ), να αποτρέψει την ανισορροπία και την πτώση (Winter, 1995).

Η ανταπόκριση του οργανισμού για τον έλεγχο της στάσης, πραγματοποιείται από ένα κύκλωμα ελέγχου και περιλαμβάνει τη δράση του εγκεφάλου κυρίως μέσω τριών συστημάτων και παράλληλα του μυοσκελετικού συστήματος (Hoogenboom et al., 2016). Το γεγονός ότι έχουμε τρία κύρια ξεχωριστά συστήματα ελέγχου (σωματοαισθητικό, οπτικό, αιθουσαίο) πέραν του μυοσκελετικού, υποδεικνύει ότι υπάρχει ένας βαθμός πλεονασμού και επομένως κάποια από αυτά μπορούν να λειτουργήσουν επικουρικά, όταν ένα ή περισσότερα από αυτά τα συστήματα έχουν υποστεί βλάβες ή έχουν χαθεί πλήρως (Winter, 1995).

Για την κατανόηση των μηχανισμών λειτουργίας του ορθοστατικού συστήματος ελέγχου, απαιτείται η εξέταση πολλών φυσιολογικών αλλά και μηχανικών συστημάτων, που αποτελούν τη βάση ενός ατόμου, την ικανότητα του να στέκεται, να περπατάει και να αλληλεπιδρά με το περιβάλλον του με ασφάλεια και αποτελεσματικότητα (Horak, 2006). Η αξιολόγηση της ισορροπίας είναι σημαντική και σχετίζεται με την εκτίμηση πολλών ασθενειών, συμπεριλαμβάνοντας άτομα με νευρολογικά, ορθοπεδικά και αιθουσαία ελλείμματα. Αξιολογώντας τις δυσλειτουργίες στην ικανότητα του ασθενούς να διατηρεί τον έλεγχο του σώματός του και εκτιμώντας ταυτόχρονα τις υπάρχουσες ελλείψεις στη σταθερότητα του, φανερώνεται η ύπαρξη κάποιας διαταραχής σε κάποιο ή κάποια συστήματα ελέγχου (Pollock et al., 2000).

Υπό φυσιολογικές συνθήκες και χωρίς κάποιον υφιστάμενο περιορισμό στα συστήματα ελέγχου, η ισορροπία βασίζεται σε μία υποθετικά οριοθετημένη τρισδιάστατη περιοχή, δηλαδή τη βάση στήριξης του σώματος και στη θέση του κέντρου μάζας σε σχέση με αυτή. Τα ανώτερα και κατώτερα όρια της εφικτής θέσης (στατικής και δυναμικής) του κέντρου μάζας, φαίνεται να καθορίζονται από την ταχύτητα και τη θέση του κέντρου μάζας εντός της βάσης στήριξης (Pai & Patton, 1997).

Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν να εξεταστεί ο τρόπος με τον οποίο η βάση στήριξης επηρεάζει την ισορροπία και να μελετηθεί ο τρόπος με τον οποίο η ελαχιστοποίηση της οριοθετημένης περιοχής βάσης στήριξης, επιδρά στην σταθερότητα της όρθιας στάσης.

1.2 Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της έρευνας είναι η μελέτη και η αξιολόγηση της σταθερότητας της σωματικής στάσης μέσω της διαδρομής του κέντρου μάζας, κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης.

1.3 Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος

Το ερευνητικό πρόβλημα, το οποίο διερευνάται στην παρούσα εργασία, είναι η μελέτη της σταθερότητας της σωματικής στάσης όσο μειώνεται η βάση στήριξης, δηλαδή πως και πόσο επηρεάζεται η σωματική στάση, ελαχιστοποιώντας την επιφάνεια στήριξης των ποδιών στην όρθια θέση, ξεκινώντας από την όρθια στάση με γυμνό πόδι σε θέση ακροστασίας και ελαχιστοποιώντας ακόμα περισσότερο τη βάση στήριξης με τη χρήση υποδημάτων pointe και εκτελώντας ακροστασία.

1.4 Ερευνητικά ερωτήματα και υποθέσεις

1.4.1 Ερευνητικά ερωτήματα

Υπάρχει διαφοροποίηση στη σταθερότητα της σωματικής στάσης κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης μεταξύ ανυπόδητης ακροστασίας και ακροστασίας με υποδήματα μπαλέτου pointe ;

1.4.2 Ερευνητικές υποθέσεις

Η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης μεταξύ ανυπόδητης ακροστασίας και ακροστασίας με υποδήματα μπαλέτου pointe θα επιδράσει αρνητικά (θα μειώσει) τη σταθερότητα της σωματικής στάσης.

1.5 Μεταβλητές

1.5.1 Ανεξάρτητη μεταβλητή

Η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης με τη χρήση δύο διαφορετικών συνθηκών στατικής ισορροπίας α) ανυπόδητη ακροστασία και β) ακροστασία με υποδήματα μπαλέτου pointe .

1.5.2 Εξαρτημένες μεταβλητές

Εξαρτημένες μεταβλητές είναι :

1) Η γενική Βαθμολογία Ισορροπίας

και για κάθε ογδομήριο προσανατολισμού του ΚΒΣ σώματος:

2) Η διαδρομή ΚΒΣ = το άθροισμα των σημείων της διαδρομής του ΚΒΣ

3) Η μέγιστη μετατόπιση ΚΒΣ ως προς την αρχική θέση (cm)

4) Η ποσοστιαία διάρκεια του χρόνου παραμονής του ΚΒΣ

1.6 Οριοθέτηση

Η μελέτη αφορά χορεύτριες κλασικού χορού, με προπονητική εμπειρία στην τεχνική του μπαλέτου με υποδήματα *pointe* .

1.7 Διευκρίνιση όρων

Ισορροπία: Ισορροπία ορίζεται η κατάσταση στην οποία όλες οι δυνάμεις που ενεργούν στο σώμα δρουν έτσι ώστε το σώμα να τείνει να παραμείνει στην συγκεκριμένη επιθυμητή θέση και προσανατολισμό (στατική ισορροπία) ή να κινείται με ελεγχόμενο τρόπο (δυναμική ισορροπία) (Horak & MacPherson, 1996). Σε συνθήκη ορθοστατικής ισορροπίας, όλες οι δυνάμεις που ενεργούν στο σώμα είναι ισορροπημένες έτσι ώστε το κέντρο μάζας να ελέγχεται σε σχέση με τη βάση στήριξης είτε σε μια συγκεκριμένη θέση είτε κατά τη διάρκεια των κινήσεων (Horak et al., 1997).

Κέντρο μάζας: Στο παγκόσμιο σύστημα αναφοράς, το κέντρο μάζας (ΚΜ) ενός σώματος είναι ένα σημείο, ισοδύναμο της συνολικής μάζας του σώματος. Σε εκείνο το σημείο δηλαδή, η μάζα του σώματος είναι ισοδύναμα κατανεμημένη προς όλες τις κατευθύνσεις και η θέση του ΚΜ μετριέται σε μέτρα (m) (Winter et al., 1995). Η κατακόρυφη προβολή του κέντρου μάζας στο έδαφος καλείται συχνά και το κέντρο βάρους. Στα σώματα που υπόκεινται στη δύναμη της βαρύτητας, το κέντρο μάζας συγχέεται με το κέντρο βάρους (ΚΒ), όπου το βάρος του σώματος είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο προς όλες τις κατευθύνσεις αντίστοιχα (Winter, 1995).

Κέντρο πίεσης: Κέντρο πίεσης (ΚΠ) είναι το σημείο αναφοράς του διανύσματος της κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους. Αντιπροσωπεύει έναν σταθμισμένο μέσο όρο όλων των πιέσεων, πάνω στην επιφάνεια της περιοχής που έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Είναι απόλυτα ανεξάρτητο από το κέντρο μάζας (Winter, 1995).

Σταθερότητα: Σταθερότητα ορίζεται η ικανότητα ελέγχου του εύρους και της ταχύτητας μετατόπισης του κέντρου βαρύτητας (ΚΒ) κατά την όρθια στάση (Danis et al, 1998). Όσο μεγαλύτερη είναι η μετατόπιση της γραμμής της βαρύτητας, χωρίς να γίνει ασταθές (ανισόρροπο) ένα αντικείμενο, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του. Όμοια, όσο μεγαλύτερη είναι η εξωτερική δύναμη που μπορεί να εφαρμοστεί στο αντικείμενο χωρίς να βρεθεί σε ανισορροπία, τόσο μεγαλύτερη είναι η σταθερότητα του (Pollock et al., 2000).

Βάση στήριξης: Σε κατάσταση ισορροπίας, η θέση του κέντρου μάζας και η γραμμή βαρύτητας εμπίπτουν μέσα σε μία περιοχή, η οποία ορίζεται ως βάση στήριξης. Αν η γραμμή βάρους μετατοπιστεί έξω από τη βάση του στήριξης, το αντικείμενο βρίσκεται εκτός ισορροπίας και επέρχεται πτώση (Pollock et al., 2000).

Γραμμή βαρύτητας: Γραμμή βαρύτητας (ΓΒ) είναι μία νοητή κάθετη γραμμή που διέρχεται από το κέντρο βάρους προς το κέντρο της Γης (Pollock et al., 2000).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1 Μηχανικός και νευρομυϊκός έλεγχος της σταθερότητας της ισορροπίας στην όρθια στάση

Ο έλεγχος της ισορροπίας αποτελεί ένα αναπόσπαστο στοιχείο σχεδόν όλων των κινήσεων του ανθρώπινου σώματος. Έχει τεκμηριωθεί ότι ο επαρκής έλεγχος της ισορροπίας κατά την εκτέλεση ενός έργου σε ένα συγκεκριμένο περιβάλλον, ενδέχεται να μη γενικεύεται με εύκολο τρόπο σε άλλες εργασίες ή καταστάσεις (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Η διατήρηση της ισορροπίας ενός σώματος υπό την ταυτόχρονη επίδραση εξωτερικών δυνάμεων, φανερώνει τον βαθμό της σταθερότητάς του (Pollock et al., 2000). Αξιοσημείωτο είναι ότι η ισορροπία και η σταθερότητα είναι διαφορετικές αλλά και αλληλοεξαρτώμενες έννοιες. Γενικά ένα υλικό σώμα βρίσκεται σε κατάσταση ισορροπίας όταν τείνει να παραμείνει στην συγκεκριμένη επιθυμητή θέση και προσανατολισμό (στατική ισορροπία) ή να κινείται με ελεγχόμενο τρόπο (δυναμική ισορροπία) (Horak & MacPherson, 1996). Ως σταθερότητα ορίζεται η αντίσταση στη γραμμική ή γωνιακή επιτάχυνση, ή ως η αντίσταση στη διατάραξη της ισορροπίας ενός σώματος. Η σταθερότητα ορίζεται και ως ικανότητα μας να ελέγξουμε το εύρος και την ταχύτητα μετατόπισης του κέντρου βαρύτητας ενώ παραμένουμε στην όρθια στάση. Η στάση του σώματος και η σταθερότητα συνδέονται μηχανικά. Ο βαθμός ευθυγράμμισης των μελών του σώματος ή οι επιμέρους μεταβολές της στάσης λόγω αλλαγής της θέσης των μελών του σώματος, επηρεάζουν τη θέση του κέντρου βάρους (KB), γεγονός που μπορεί να μεταβάλλει τη σταθερότητα του, και επομένως να διαταράξει την ισορροπία του σώματος (Danis et al., 1998 & Hall, 2005).

Αναφερόμενοι στο ανθρώπινο σώμα και την προσπάθεια του να ισορροπίσει πάνω σε μία επιφάνεια στήριξης, παρατηρείται ότι το άτομο χρησιμοποιεί διάφορες επικουρικές κινήσεις, τις οποίες επιλέγει στρατηγικά για τον έλεγχο της ορθοστατικής ισορροπίας. Ο ρόλος της ταλάντωσης σώματος δεν είναι πλήρως κατανοητός, αλλά θεωρείται πιθανόν ότι οι κινήσεις χαμηλής συχνότητας αποτελούν μέρος μιας στρατηγικής του κεντρικού νευρικού συστήματος (ΚΝΣ) για τη διατήρηση του συστήματος ισορροπίας σε εγρήγορση (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002). Οι κινήσεις αυτές προάγουν με αποτελεσματικό τρόπο τον

έλεγχου του κέντρου μάζας (ΚΜ) σώματος, καθώς ο έλεγχος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, συμπεριλαμβανομένων των βιομηχανικών, αισθητηριακών και νευρομυϊκών περιορισμών του ατόμου, αλλά και από τις εξωτερικές επιδράσεις του περιβάλλοντος και του έργου. Ταυτόχρονα οι εσωτερικοί βιομηχανικοί παράγοντες, όπως ο αριθμός των διαθέσιμων άκρων, το εύρος κίνησης, η δύναμη των μυών που εμπλέκονται στο μηχανικό έργο, οι νευρικοί περιορισμοί όπως ο βαθμός στον οποίο εστιάζεται η προσοχή του ατόμου, οι ιδιοδεκτικές πληροφορίες και οι μηχανισμοί ελέγχου της δύναμης και της θέσης του σώματος που αποτελούν τις πληροφορίες εισόδου στο νευρικό σύστημα, θα διαμορφώσουν τελικά την αναδυόμενη στρατηγική ορθοστατικού ελέγχου. Η έννοια της στρατηγικής του ορθοστατικού ελέγχου προέκυψε από τους ερευνητές στη προσπάθεια τους να αποδώσουν γενικές, αισθητικές, κινητικές λύσεις στον έλεγχο της στάσης του σώματος. Στην εξήγησή τους όσο αφορά τις στρατηγικές που ακολουθεί το ανθρώπινο σώμα, συμπεριέλαβαν τις μυϊκές συνέργειες, τα διάφορα πρότυπα κίνησης και τις ροπές που δημιουργούνται στις αρθρώσεις.

Φαίνεται ότι ο ρόλος του νευρικού συστήματος είναι να ανιχνεύει και να προβλέπει την αστάθεια παράγοντας τις κατάλληλες μυϊκές δυνάμεις, οι οποίες «εξουδετερώνουν» όλες τις εξωτερικές δυνάμεις που δρουν στο σώμα, έτσι ώστε το ΚΜ να ελέγχεται ορθά και να διατηρείται η ισορροπία. Συνάμα, σημαντική είναι και η συμβολή των μυϊκών συνεργειών για τη διατήρηση της όρθιας στάσης οι οποίες οργανώνονται σε χώρο και χρόνο για την εφαρμογή αποτελεσματικών δυνάμεων στην επιφάνεια στήριξης, έτσι ώστε να υπάρχει ελεγχόμενη κίνηση του ΚΜ εντός των ορίων αυτής (Horak et al., 1997).

2.1.2 Μηχανικός έλεγχος

Οι αρχές της Νευτώνειας μηχανικής καθώς και οι σχέσεις που περιγράφονται μεταξύ της σταθερότητας, της βάσης στήριξης, της γραμμής βαρύτητας και του κέντρου βάρους, ισχύουν εξίσου για την ισορροπία των ανθρώπων (ή των ζώων) όπως ισχύουν και για τα άψυχα αντικείμενα (Pollock et al., 2000). Σύμφωνα με τον νόμο της αδράνειας (1ος νόμος του Νεύτωνα) ένα σώμα θα παραμείνει ακίνητο ή θα διατηρήσει μια σταθερή ταχύτητα, εκτός αν επιδράσει στο σώμα αυτό μια εξωτερική δύναμη και αλλάξει η κινητική του κατάσταση. Ένα άτομο σε ισορροπία είναι ακίνητο είτε κινείται με σταθερή ταχύτητα, όταν οι συνισταμένες των δυνάμεων σε κάθετο και οριζόντιο άξονα ισούνται με μηδέν, και ταυτόχρονα η συνισταμένη ροπή που παράγεται μέσω των δυνάμεων ισούται επίσης με

μηδέν. Γύρω από το ΚΜ του σώματος, το άθροισμα των ροπών που παράγεται από το βάρος των μελών του σώματος είναι μηδενικό. Επομένως, οι ροπές που παράγονται από τις δυνάμεις βάρους και βρίσκονται σε αντίθετες πλευρές του ΚΜ είναι ίσες (όχι όμως απαραίτητα και τα μέτρα των δυνάμεων βάρους στις αντίθετες πλευρές του ΚΜ) (Hall, 2005).

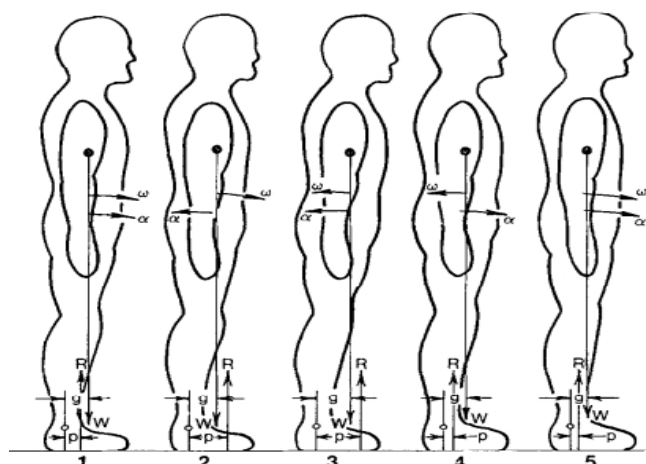
Η ανθρώπινη διποδική στάση είναι από τη φύση της μια «ασταθής» κατάσταση, καθώς το ΚΜ κινείται διαρκώς παράγοντας ροπές, ενώ ταυτόχρονα το σώμα ανατροφοδοτείται με διάφορους τύπους αισθητηριακών πληροφοριών (Horak, 1997). Κατά την όρθια στάση, ακόμα και μικρές αποκλίσεις από την ουδέτερη θέση (θέση μέγιστης ευστάθειας όπου το ΚΜ προβάλλεται στο κέντρο της βάσης στήριξης), έχουν ως αποτέλεσμα τη παραγωγή βαρυτικής ροπής, η οποία ενεργεί προκαλεί επιτάχυνση του ΚΒ αλλά και περαιτέρω απομάκρυνση της θέσης του σώματος από την ουδέτερη θέση (Peterka & Loughlin, 2004). Το ανθρώπινο σύστημα ορθοστατικού ελέγχου είναι εξαιρετικά περίπλοκο και περιλαμβάνει αρκετές μηχανικές συνιστώσες, καθώς και πολλαπλά αισθητήρια συστήματα. Αυτοί οι αυτοματοποιημένοι ενεργοί μηχανισμοί ελέγχου, συμβάλλουν στη δημιουργία μίας διορθωτικής ροπής, για την αντιμετώπιση της αποσταθεροποιητικής βαρυτικής ροπής, και την επαναφορά του σώματος σε σταθερότερη στάση (Lauk et al., 1998; Peterka & Loughlin, 2004). Ερμηνεύοντας τα αποτελέσματα της έρευνας του Collins και συνεργατών (1995), φαίνεται ότι κατά τη διάρκεια της ουδέτερης στάσης το σύστημα ορθοστατικού ελέγχου χρησιμοποιεί κάποια σχήματα ελέγχου όπως το σύστημα ανοιχτού βρόχου, το οποίο λειτουργεί βραχυπρόθεσμα και χωρίς ανατροφοδότηση, καθώς και το σύστημα κλειστού βρόχου το οποίο παρέχει ανατροφοδότηση σε μακροπρόθεσμα διαστήματα.

Η ισορροπία της στάσης του ανθρώπινου σώματος, επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες όπως τη σωματική μορφολογική διάπλαση, το μέγεθος της βάσης στήριξης, το ανάστημα και το βάρος του ατόμου (Allard et al., 2001). Ταυτόχρονα, εξαρτάται από την ικανότητα του ατόμου να διατηρεί την προβολή της βαρυτικής του δύναμης (γραμμή βαρύτητας) εντός των ορίων της βάσης στήριξης που δημιουργείται από την επαφή των ποδιών με το έδαφος. Η βαρυτική δύναμη του ατόμου δημιουργεί και την ανάλογη εδαφική αντίδραση και εάν η προβολή της μετατοπιστεί έξω από τη βάση στήριξης, τότε σώμα εκτρέπεται από την κατάσταση ισορροπίας και πέφτει (Le Huec et al., 2011). Ωστόσο, όταν η προβολή της βαρυτικής γραμμής διαταραχθεί από κάποιο παράγοντα, ο άνθρωπος έχει έμφυτη την ικανότητα να αναγνωρίζει την απειλή στη σταθερότητα του, και να ενεργοποιεί

τους μηχανισμούς ελέγχου της ισορροπίας, με σκοπό να εξουδετερώσει τους παράγοντες διαταραχής και να αποτρέψει την πτώση του (Pollock et al., 2000).

Βιομηχανικά, ο έλεγχος της στάσης επιτυγχάνεται όταν το ΚΜ (ή ΚΒ) (βρίσκεται εντός της βάσης στήριξης και ευθυγραμμίζεται με το κέντρο πίεσης (ΚΠ) (Winter, 1995). Κάθε φορά που κινείται ένα άνω ή κάτω άκρο, ακόμα και ένα δάχτυλο, η θέση του ΚΒ μετακινείται έστω και ελάχιστα προς την κατεύθυνση που μετακινήθηκε το μέλος του σώματος (Susan, 2005). Η ικανότητα διατήρησης του ΚΒ του σώματος μέσα σε ένα συγκεκριμένο όριο υπαγορεύεται από την αποτελεσματικότητα των μηχανισμών ισορροπίας του ατόμου (Raine et al., 2009). Την ίδια στιγμή, η θέση του ΚΠ έχει άμεση συσχέτιση με τον νευρικό έλεγχο των μυών του αστραγάλου. Η αυξημένη δραστηριότητα των πελματιαίων καμπτήρων, μετακινεί το ΚΠ πρόσθια, ενώ η σύσπαση των υπτιαστών το μετακινεί πλευρικά. Εφόσον το άτομο στηρίζεται και στα δύο πόδια, το ΚΠ θα βρίσκεται κάπου μεταξύ αυτών, ανάλογα με το σχετικό βάρος που δέχεται κάθε πόδι. Εντούτοις η δυναμική περιοχή του ΚΠ πρέπει να είναι μεγαλύτερη από εκείνη του ΚΒ, καθώς το ΚΠ πρέπει να κινείται πρόσθια και οπίσθια σε σχέση με το ΚΒ ώστε να αποκαθιστά την ισορροπία. Εάν δεν επαρκεί μία αντισταθμιστική πρόσθια κίνηση του ΚΠ για να αντιστραφεί η γωνιακή ταχύτητα του ΚΜ, τότε ακολουθεί βηματισμός με προβολή του κάτω άκρου προς εμπρός, ώστε να αποφευχθεί η πρόσθια πτώση του σώματος (Winter, 1995).

Όπως αναφέρθηκε, η όρθια στάση του ανθρώπινου σώματος, είναι μία «ασταθής» θέση (Horak, 1997). Όπως παρατηρείται στο Σχήμα 1 (Winter, 1995), ακόμα και σε ήσυχη στάση, το ΚΜ ταλαντεύεται καθώς το σώμα ενσωματώνει διάφορους τύπους αισθητηριακών πληροφοριών, δηλαδή οπτικών, ιδιοδεκτικών και αιθουσαίων (Horak, 1997). Ο ρόλος της ταλάντωσης του σώματος δεν είναι καλά κατανοητός, αλλά ενδεχομένως, οι κινήσεις χαμηλής συχνότητας αποτελούν μέρος μιας στρατηγικής για να διατηρηθεί σε ετοιμότητα το σύστημα ισορροπίας (Moe-Nilssen & Helbostad, 2002).



Εικόνα 2.1 . Το άτομο ως ανεστραμμένο εκκρεμές, σε ήσυχη στάση (όρθια στάση), στέκεται σε μία δυναμική πλατφόρμα. Σημειώνονται 5 σημεία του χρόνου, οι κινήσεις του ΚΜ και ΚΠ , σχετιζόμενες με τη γωνιακή επιτάχυνση (α) και τη γωνιακή ταχύτητα (ω). (Winter et al., 1995).

Η στάση και η σταθερότητα του σώματος απαιτούν την ενσωμάτωση στρατηγικών μηχανικής, αισθητηριακής και κινητικής επεξεργασίας, που επιτρέπουν την όρθια στάση. Εντούτοις, απαιτείται και μυϊκή προσπάθεια για να διατηρηθεί η ουδέτερη ευθυγράμμιση, εφόσον η όρθια στάση δεν είναι εντελώς στατική (Danis et al., 1998). Ο έλεγχος της όρθιας στάσης, παραδοσιακά, θεωρείται ως κάποια αντίδραση αντανακλαστικού τύπου και ενεργοποιείται αυτόματα μετά από ένα αισθητήριο ερέθισμα. Στην πραγματικότητα, η στάση του σώματος και οι απαντήσεις για τη διατήρηση της ισορροπίας εξαρτώνται από την επεξεργασία πολλών μεταβλητών από το ΚΝΣ (Pollock et al., 2000). Συνεπώς ο ορθοστατικός έλεγχος αποτελεί μία σύνθετη ικανότητα που βασίζεται στην αλληλεπίδραση δυναμικών, αισθητικών και κινητικών διεργασιών (Horak, 2006). Καθίσταται εμφανές λοιπόν το γεγονός ότι όσο αναφερόμαστε στην ανθρώπινη ισορροπία, εκτός από τα αμιγώς μηχανικά στοιχεία, θα πρέπει να λάβουμε υπόψη και τους νευρομυϊκούς παράγοντες, προκειμένου αυτές οι αρχές να έχουν λειτουργική εφαρμογή στην ανθρώπινη ισορροπιστική συμπεριφορά.

2.1.3 Νευρομυϊκός έλεγχος

Το φυσιολογικό σύστημα ελέγχου της ισορροπίας, αποτελείται από διάφορα αισθητήρια συστήματα και περιλαμβάνει το σωματοαισθητικό, το οπτικό, το αιθουσαίο καθώς και το κεντρικό σύστημα ελέγχου, το οποίο περιλαμβάνει πολύπλοκες

αλληλεπιδράσεις μεταξύ πολλαπλών νευρικών συστημάτων. Οι πληροφορίες από όλα αυτά τα συστήματα φαίνεται να ερμηνεύονται από το νευρικό σύστημα σύμφωνα με μία εσωτερική αναπαράσταση της κινητικής, αισθητηριακής και δυναμικής κατάστασης του σώματος (Horak & MacPherson, 1996). Σύμφωνα με τις αναφορές των Horak και MacPherson (1996), το σύστημα ελέγχου της στάσης του σώματος, περιλαμβάνει όλες τις αισθητικοκινητικές και μυοσκελετικές συνιστώσες, οι οποίες εμπλέκονται στον έλεγχο δύο σημαντικών στόχων συμπεριφοράς, του ορθοστατικού προσανατολισμού και της ορθοστατικής ισορροπίας. Ο ορθοστατικός προσανατολισμός είναι η θέση των τμημάτων του σώματος σε σχέση με άλλα τμήματα και με το περιβάλλον. Οι Peterka, (2001) και Horak, (2006), ανέφεραν ότι οι αισθητηριακές πληροφορίες από αυτά τα συστήματα πρέπει να είναι ολοκληρωμένες, ώστε να μπορούν να ερμηνεύσουν τις πολύπλοκες καταστάσεις του περιβάλλοντος. Καθώς τα άτομα αλλάζουν αισθητήριο περιβάλλον, πρέπει να προσαρμόσουν τη σχετική τους εξάρτηση ως προς κάθε μία από τις αισθήσεις. Σε ένα καλά φωτισμένο περιβάλλον και με σταθερή βάση στήριξης, τα υγιή άτομα βασίζονται κατά 70% στο σωματοαισθητικό, κατά 10% στο οπτικό και κατά 20% στο αιθουσαίο σύστημα.

Με την αναφορά τους οι Peterka & Loughlin (2004), επισήμαναν ότι οι μηχανισμοί ελέγχου ανατροφοδότησης, έχουν σημαντικό ρόλο στη δημιουργία μίας αντιβαρυντικής ροπής για την εξουδετέρωση της ροπής της βαρύτητας. Αυτή η αντιβαρυντική δραστηριότητα αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος της απόδοσης του σωματοαισθητικού συστήματος κατά την όρθια στάση. Αυτό επιτυγχάνεται με την ενεργοποίηση των μυών του ατόμου από το κινητικό σύστημα, για την παραγωγή ροπών στις αρθρώσεις, που αντισταθμίζουν τις αποσταθεροποιητικές επιδράσεις των βαρυντικών δυνάμεων στα διάφορα τμήματα του σώματος. Ο προσανατολισμός των αρθρώσεων γίνεται σε σχέση με το διάνυσμα της βαρύτητας, δηλαδή η στιγμιαία στάση μας, καθορίζει πόση ροπή απαιτείται για την αντιμετώπιση της βαρύτητας (Mergner & Rosemeier, 1998). Τα αισθητήρια όργανα του οπτικού συστήματος ανιχνεύουν τον προσανατολισμό της κεφαλής σε σχέση με το περιβάλλον, ενώ οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς ανιχνεύουν τον προσανατολισμό των ποδιών σε σχέση με την βάση στήριξης. Το σωματοαισθητικό σύστημα και η όραση παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τον προσανατολισμό του σώματος και του κεφαλιού σε σχέση με τις επιφάνειες και τα αντικείμενα του εξωτερικού περιβάλλοντος (Nashner, 1982). Το αιθουσαίο σύστημα ανιχνεύει αποκλίσεις του προσανατολισμού της κεφαλής ως προς το έδαφος (Peterka, 2001). Ταυτόχρονα παρέχει άμεσες πληροφορίες στους σταθεροποιητικούς μύες, αν

και στις περισσότερες φυσιολογικές καταστάσεις, η επίδραση του αιθουσαίου στην παροχή μηνυμάτων είναι μικρότερη από εκείνη του σωματοαισθητικού συστήματος (Nashner, 1982).

Όταν το ΚΒ μετακινείται ως προς το προσθοπίσθιο επίπεδο, η όρθια στάση ελέγχεται από την ενεργοποίηση των μυών είτε της ποδοκνημικής είτε του ισχίου, σε συνεργασία/συνεργία με τους αστραγάλους, τόσο με την ταυτόχρονη ενεργοποίησή τους, όσο και από τον συνδυασμό της ενεργοποίησης αυτών. Η στρατηγική του αστραγάλου χαρακτηρίζεται από την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από την περιφέρεια προς το κέντρο, ενώ η στρατηγική των ισχίων περιλαμβάνει την ενεργοποίηση των εμπρόσθιων ή οπίσθιων μυών από το κέντρο προς την περιφέρεια (Frank & Earl, 1990). Έτσι, οι στρατηγικές ορθοστατικού ελέγχου ποικίλλουν ανάλογα με τους στόχους και το περιβάλλον του ατόμου. Ο έλεγχος της ισορροπίας μπορεί να θεωρηθεί ως μία θεμελιώδης κινητική επιδεξιότητα στην οποία εκπαιδεύτηκε το ΚΝΣ. Η ισορροπία δεν βασίζεται σε ένα σταθερό σύνολο αντανακλαστικών ισορροπίας αλλά σε μια ευέλικτη, λειτουργική και κινητική ικανότητα που μπορεί να προσαρμοστεί με την εκπαίδευση και την εμπειρία (Horak et al., 1997). Έτσι οι στρατηγικές του ορθοστατικού ελέγχου, όπως και κάθε άλλη κινητική δεξιότητα, μπορούν να γίνουν πιο αποδοτικές και αποτελεσματικές με την εκπαίδευση και την πρακτική εξάσκηση (Pollock et al., 2000).

Τα συστήματα ελέγχου της ισορροπίας, όπως τα συστήματα του ανθρώπου, υπόκεινται σε φθορά ή εκφύλιση λόγω διαφόρων παραγόντων όπως η ηλικία ή η παρουσία κάποιας ασθένειας. Στην έρευνα του Macedo και συνεργατών (2015), συμμετείχαν 123 ασθενείς με χρόνια αιθουσαία δυσλειτουργία, κυρίως γυναίκες ($n = 98, 79,7\%$), με μέση ηλικία 73,11 έτη. Οι δοκιμαζόμενοι εκτιμήθηκαν σε 10 διαφορετικές συνθήκες για 30''. Πραγματοποίησαν κλινική δοκιμή αισθητηριακής αλληλεπίδρασης και ισορροπίας μέσω μίας μονάδας αποκατάστασης της ισορροπίας (BRUTM), η οποία είναι μια συσκευή ανάλυσης της στατικής ισορροπίας με τεχνολογία εικονικής πραγματικότητας. Η συσκευή αυτή επιτρέπει τη δημιουργία οπτικών και αισθητηριακών συνθηκών και μπορεί να διαφοροποιήσει τα οπτικά ερεθίσματα των δοκιμαζομένων και να μετρηθεί η απόκρισή τους σε αυτά. Οι συνθήκες της μελέτης όσο αφορά τα οπτικά ερεθίσματα για τον έλεγχο της ισορροπίας φαίνονται στην Εικόνα 2.2.

Πατήστε στον παρακάτω σύνδεσμο για να δείτε την εικόνα:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1808869414001530>

Εικόνα 2.2 Συνθήκες που εκτιμήθηκαν από τη μονάδα αποκατάστασης της ισορροπίας, οι οποίες προσαρμόστηκαν για τις ανάγκες της μελέτης (Macedo et al., 2015) <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2014.11.004>

Η μελέτη του [Macedo και συνεργατών \(2015\)](#), έδειξε μείωση στην ισορροπία των δοκιμαζόμενων, όσο οι αισθητήριες καταστάσεις καθίστανται πιο προκλητικές. Η συνθήκη 6, είχε τον υψηλότερο βαθμό δυσκολίας τόσο για το αισθητηριακό σύστημα όσο και για το ΚΠ, καθώς εκτός από την καταστολή του οπτικού συστήματος περιλαμβάνει και την αλλοίωση της σωματοαισθητικής πληροφορίας με τη χρήση αφρού, που αναγκάζει τα άτομα να εξαρτώνται περισσότερο από τη λειτουργία του αιθουσαίου συστήματος γεγονός το οποίο εξηγεί τη δυσκολία των δοκιμαζομένων εφόσον εκείνο υπολειτουργεί ([Macedo et al., 2015](#)).

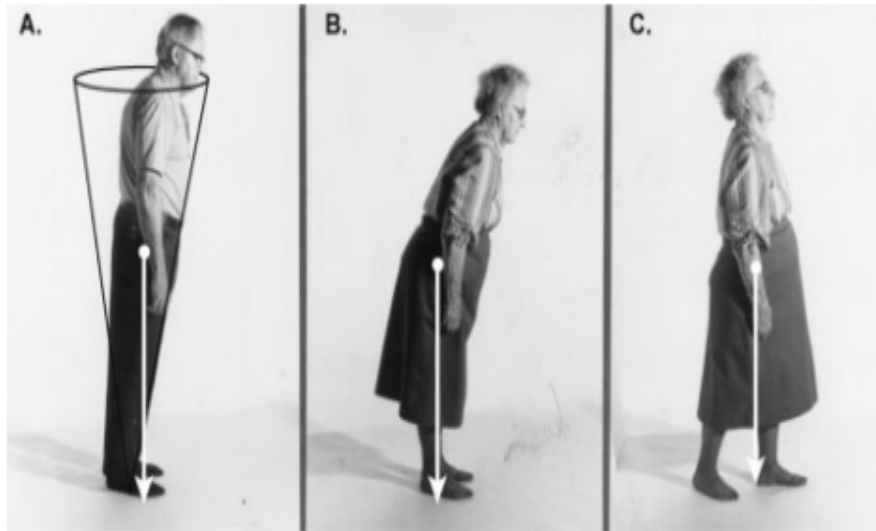
Οποιαδήποτε γνωστική, κινητική ή αισθητηριακή βλάβη στα συστήματα ελέγχου, μπορεί να οδηγήσει σε έλλειμμα ορθοστατικού ελέγχου καθώς και αλλαγές στη στάση του σώματος ([Pollock et al., 2000](#)). Όμως στην έρευνα των [Danis et al., \(1998\)](#), όπου συλλέχθηκαν δεδομένα από 27 άτομα με αιθουσαία υπολειτουργία (είχαν μειωμένη λειτουργία αιθουσαίου συστήματος, όχι όμως με καλοήγη παροξυσμικό ίλιγγο θέσεως ή Νόσος του Meniere) και από 26 άτομα χωρίς υπολειτουργία. Οι πλατφόρμες δυνάμειος μέτρησαν τις εδαφικές δυνάμεις αντίδρασης, ενώ οι δοκιμαζόμενοι στέκονταν με άνοιγμα ποδιών 30 cm μεταξύ τους διατηρώντας τα μάτια ανοικτά, και με τα πόδια μαζί και τα μάτια κλειστά. Η μέτρηση ήταν 17 δευτ. σε κάθε συνθήκη. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα άτομα με αιθουσαία υπολειτουργία εμφάνισαν μικρότερη σταθερότητα από ό, τι τα άτομα χωρίς υπολειτουργία, αλλά δεν υπήρχαν διαφορές στη στάση του σώματος.

Τα αποτελέσματα της μελέτης των [Kouzaki & Masani \(2012\)](#), υποδηλώνουν ότι, σε νεαρούς ενήλικες και ηλικιωμένους, ο φυσιολογικός μυϊκός τρόμος αντανακλά διακυμάνσεις υψηλής συχνότητας στην ταλάντωση του σώματος κατά τη διάρκεια της ήρεμης στάσης. Υπήρξαν σχετιζόμενες με την ηλικία αυξήσεις του πλάτους της προσθιοπίσθιας ορθοστατικής ταλάντωσης οι οποίες μπορεί να σχετίζονται με τη φυσιολογική μείωση της

μυϊκής μάζας πελματιαίων καμπτήρων, οι οποίοι είναι σημαντικοί για τη διατήρηση της όρθιας στάσης. Για πολλά ηλικιωμένα άτομα, η διαδικασία της γήρανσης συνοδεύεται από περιορισμό της κινητικότητας τους, αλλά και μείωση της ισορροπιστικής τους ικανότητας καθώς εξασθενεί η λειτουργία αυτών των αισθητήριων συστημάτων (Abrahamová et al., 2007). Ο εκφυλισμός της ισορροπιστικής ικανότητας, λόγω ηλικίας ή διαφόρων παθολογικών καταστάσεων, ανάγκασε τους ερευνητές να μελετήσουν διεξοδικά τη λειτουργία των συστημάτων ελέγχου και να ποσοτικοποιήσουν την κατάστασή τους οποιαδήποτε στιγμή. Ειδικότερα, η διατήρηση της ισορροπίας καθίσταται ολοένα και πιο σημαντική, λαμβάνοντας υπόψη την επιδημιολογία των πτώσεων οι οποίες συχνά οδηγούν σε τραυματισμό ή ακόμα και απώλεια ζωής (Winter, 1995).

Στην [Εικόνα 2.3](#) παρουσιάζονται διαφορετικές μορφές αποκατάστασης της ισορροπίας ενός υγιούς ατόμου, συγκριτικά με ένα άτομο, το οποίο παρουσιάζει ορισμένα αισθητηριακά ελλείμματα. Ο υγιής άντρας, κλίνει προς τα εμπρός από τις ποδοκνημικές με σκοπό να φέρει το ΚΜ μπροστά από τα πόδια του, ενώ η γυναίκα προσπαθεί να κλίνει εμπρόσθια κάμπτοντας τα ισχία της για να περιορίσει την πρόσθια μεταφορά του ΚΜ και όταν επιχειρεί οπίσθια κλίση κάνει ένα βήμα για να αυξήσει τη βάση στήριξης (Horak, 2006).

Τα άτομα που είναι επιρρεπή σε πτώσεις, τείνουν να έχουν μικρά όρια σταθερότητας. Είναι σημαντικό για το ΚΝΣ να έχει ακριβή αναπαράσταση των ορίων σταθερότητας, όπως ο περιορισμός που δίνει ο κώνος στο [Σχήμα 2.2](#). Υπάρχουν περιπτώσεις, στις οποίες είναι ανώμαλη η αναπαράσταση των ορίων σταθερότητας, όπως συμβαίνει στη νόσο του Parkinson, κατά την οποία δημιουργούνται φθορές σε βασικά γάγγλια, οδηγώντας σε αστάθεια (Horak, 2006). Σύμφωνα με τα προαναφερόμενα, θα πρέπει οι θεραπευτές, για να χαρακτηρίσουν πλήρως τον ορθοστατικό έλεγχο ενός ασθενούς, να εξετάσουν τους μηχανισμούς που σχετίζονται με τον έλεγχο της σταθερότητας και του αντιβαρυντικού μυϊκού τόνου σε θέσεις σταθερής κατάστασης όπως η όρθια ή καθιστή θέση, την αισθητική ερμηνεία του προσανατολισμού και της ευθυγράμμισης του σώματος και τον έλεγχο της ισορροπίας κατά τη διάρκεια κάποιας κίνησης, μετακίνησης ή αλλαγή της στάσης του σώματος (Horak et al., 1997).



Εικόνα 2.3 Φυσιολογικά και μη φυσιολογικά όρια της σταθερότητας. Α) Ένας υγιής άντρας με πρόσθια κλίση του ΚΜ (λευκή κουκκίδα), στα όρια της σταθερότητάς του, που εκπροσωπούνται από την περιοχή οριοθέτησης του κώνου. Β) Γυναίκα με αισθητηριακά ελλείμματα, προσπαθεί να κλίνει εμπρόσθια χωρίς να μετακινήσει προς τα εμπρός το ΚΒ. Γ) Γυναίκα με αισθητηριακά ελλείμματα, επιχειρεί οπίσθια κλίση, αλλά αμέσως κάνει ένα βήμα ώστε να αυξήσει τη βάση στήριξης. Η προβολή του ΚΒ πάνω από τη βάση στήριξης υποδεικνύεται σχηματικά με το λευκό βέλος (Horak, 2006) <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>

Όπως προκύπτει από τη βιβλιογραφική ανασκόπηση, για τη διατήρηση της ισορροπίας στην όρθια στάση, αλλά και τη μέγιστη σταθερότητα αυτής, θα πρέπει να συνεκτιμά κάποιος τόσο τους μηχανικούς, όσο και τους σωματικούς παράγοντες που προκαλούν διαταράξεις στα συστήματα ελέγχου της ισορροπίας. Οι μηχανικές και σωματικές πληροφορίες που αναλύονται από το ΚΝΣ κατά την όρθια στάση, προέρχονται από την επαφή του ατόμου με το έδαφος η οποία ορίζεται από τα χαρακτηριστικά της βάσης στήριξης, για παράδειγμα το μέγεθος και το σχήμα αυτής. Είναι λογικό το ερώτημα, για το τι συμβαίνει στη ισορροπιστική σταθερότητα κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης.

2.2 Έλεγχος ισορροπιστικής σταθερότητας κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης.

Αν και το σώμα μπορεί να λάβει μια ευρεία ποικιλία κινήσεων και σχηματισμών, οι απαιτήσεις της στατικής ισορροπίας θέτουν έναν περιορισμό στην στάση του σώματος. Η "βάση στήριξης" ή "περιοχή στήριξης", ορίζεται ως το πιθανό εύρος της διαδρομής του ΚΠ,

του σημείο εφαρμογής της κατακόρυφης αντίδρασης του εδάφους (Hof et al., 2005). Η ισορροπία του σώματος βασίζεται σε αυτή την οριοθετημένη περιοχή. Οι Horak & MacPherson, (1996) όρισαν τη βάση στήριξης σε όρθια θέση ως ένα τρισδιάστατο τετράπλευρο που οριοθετείται από τις φτέρνες και τα δάχτυλα των ποδιών, και περιορίζεται από τα σημεία διεπαφής των μελών του σώματος και της επιφάνειας στήριξης. Αυτοί οι ερευνητές (Horak & MacPherson, 1996), επισήμαναν ότι το νευρικό σύστημα εντοπίζει τη σύσπαση και χαλάρωση των μυών σε όλο το σώμα, κατά τη προσπάθεια του να ανταποκριθεί στην όρθια στάση. Ο Hof και συνεργάτες (2005) επισήμαναν ότι, ακόμα και αν το ΚΜ είναι πάνω από τη βάση στήριξης, η ισορροπία μπορεί να είναι αδύνατη εάν το άνυσμα της ταχύτητας του ΚΜ έχει κατεύθυνση προς το εξωτερικό της βάσης στήριξης. Επίσης είναι δυνατό και το αντίστροφο, ακόμα και αν το ΚΜ είναι εκτός της βάσης στήριξης, αλλά η ταχύτητα του ΚΜ έχει κατεύθυνση προς το εσωτερικό αυτής, τότε ίσως επιτευχθεί ισορροπία.

Ο Danis και συνεργάτες (1998), επιβεβαιώνουν ότι περιορίζοντας τη βάση της στήριξης, το άτομο είναι πιο πιθανό να ταλαντώνεται ή και να εφαρμόσει τη στρατηγική βηματισμού ώστε να μην επιτρέψει την απώλεια της ισορροπίας του και να αποφύγει μια ενδεχόμενη πτώση. Παράλληλα, η κατανομή του βάρους με πιο ομοιόμορφο τρόπο ως προς την βάση στήριξης, ίσως και να αποτρέψει τον βηματισμό προκειμένου να διατηρηθεί η όρθια στάση. Ο Danis και συνεργάτες (1998) τεκμηριώνουν ότι, καθώς η βάση στήριξης μειώνεται, τα όρια της σταθερότητας επίσης μειώνονται.

Επιπροσθέτως, όμοια οι Horak & MacPherson, (1996), σημειώνουν ότι οι δυνάμεις οι οποίες αναπτύσσονται από τους μυς δημιουργούν αρθρικές ροπές οι οποίες με τη σειρά τους δημιουργούν δυνάμεις που ασκούνται τελικά στην επιφάνεια της βάσης στήριξης. Οι ροπές στις αρθρώσεις αυτές προκαλούν μετατόπιση των μελών του σώματος, για τη διατήρηση ή την αποκατάσταση του ορθοστατικού προσανατολισμού.

Σύμφωνα με τον Δεύτερο Νόμο του Νεύτωνα (νόμος της επιτάχυνσης), κάθε φορά που μία δύναμη επιδρά σε ένα σώμα, προκαλεί επιτάχυνση του σώματος, το μέτρο της οποίας είναι ανάλογο της δύναμης και αντιστρόφως ανάλογο της μάζας του σώματος, με την κατεύθυνση μετατόπισης του σώματος να είναι ίδια με αυτή της εξωτερικής δύναμης. Επομένως, όταν η γραμμή δράσης του βάρους ενός σώματος κινείται έξω από τη βάση στήριξης παύει να ισχύει η συνθήκη ισορροπίας στο ΚΒ, και έτσι δημιουργείται μία ροπή μέσω της βαρύτητας που τείνει να προκαλέσει γωνιακή κίνηση του σώματος, διαταράσσοντας τελικά την ισορροπία. (Susan, 2005). Εάν η βάση στήριξης μεγαλώσει, τότε

θα είναι μικρότερες οι πιθανότητες να κινηθεί το ΚΒ έξω από αυτή τη βάση, αυξάνοντας έτσι και η σταθερότητα του. Αντίστροφα, εάν μειώσουμε τη βάση στήριξης, το ΚΒ υπόκειται σε ευκολότερη μετατόπιση εκτός του άξονα της γραμμής δράσης του βάρους, συνθήκη που επιφέρει ανισορροπία στο σώμα. Έτσι, η ισορροπία δεν είναι μια συγκεκριμένη θέση, αλλά ένας χώρος ο οποίος καθορίζεται από το μέγεθος της βάσης στήριξης (όπως αυτή ορίζεται από την επιφάνεια που δημιουργούν τα πόδια κατά την όρθια στάση) καθώς και τους περιορισμούς στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων, τη μυϊκή δύναμη και τις αισθητηριακές πληροφορίες που διατίθενται για την ανίχνευση των ορίων σταθερότητας (Horak, 2006).

Οι Kirby et al., (1987) μελέτησαν τον τρόπο με τον οποίο επιδρά η τοποθέτηση των ποδιών στην ισορροπία του σώματος. Στην έρευνα συμμετείχαν 10 υγιή άτομα και μετρήθηκε η μετακίνηση του ΚΠ για διάρκεια 20 δευτ. μέσω ενός δυναμοδαπέδου Kistler. Οι παραλλαγές τοποθέτησης των ποδιών κατά την όρθια στάση ήταν πλευρικές, προσθιοπίσθιες και υπό γωνία ως εξής πλευρικές (4): πόδια μαζί και με απόσταση 15, 30, 45 cm μεταξύ τους, προσθιοπίσθιες (5) : πόδια δίπλα, δεξί πόδι μπροστά 10 και 30 cm, δεξί πόδι πίσω 10 και 30 cm, υπό γωνία (5): δάχτυλα ευθεία μπροστά , προς τα έσω 25° και 45°, προς τα έξω 25° και 45°. Στο παρακάτω σχήμα εμφανίζονται τα αποτελέσματα της έρευνας:

Πατήστε στον παρακάτω σύνδεσμο για να δείτε την εικόνα:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929087900492?via=ihub>

Εικόνα 2.4: Επίδραση των πλευρικών παραλλαγών τοποθέτησης των ποδιών α) στη διαδρομή του ΚΠ β) τη μέση θέση* του ΚΠ. (Figure1: Kirby et al., 1987).

Πατήστε στον παρακάτω σύνδεσμο για να δείτε την εικόνα:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929087900492?via=ihub>

Εικόνα 2.5: Επίδραση των προσθιοπίσθιων παραλλαγών τοποθέτησης των ποδιών α) στη διαδρομή του ΚΠ β) τα η μέση θέση* του ΚΠ (Figure 2.: Kirby et al., 1987)

Πατήστε στον παρακάτω σύνδεσμο για να δείτε την εικόνα:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0021929087900492?via=ihub>

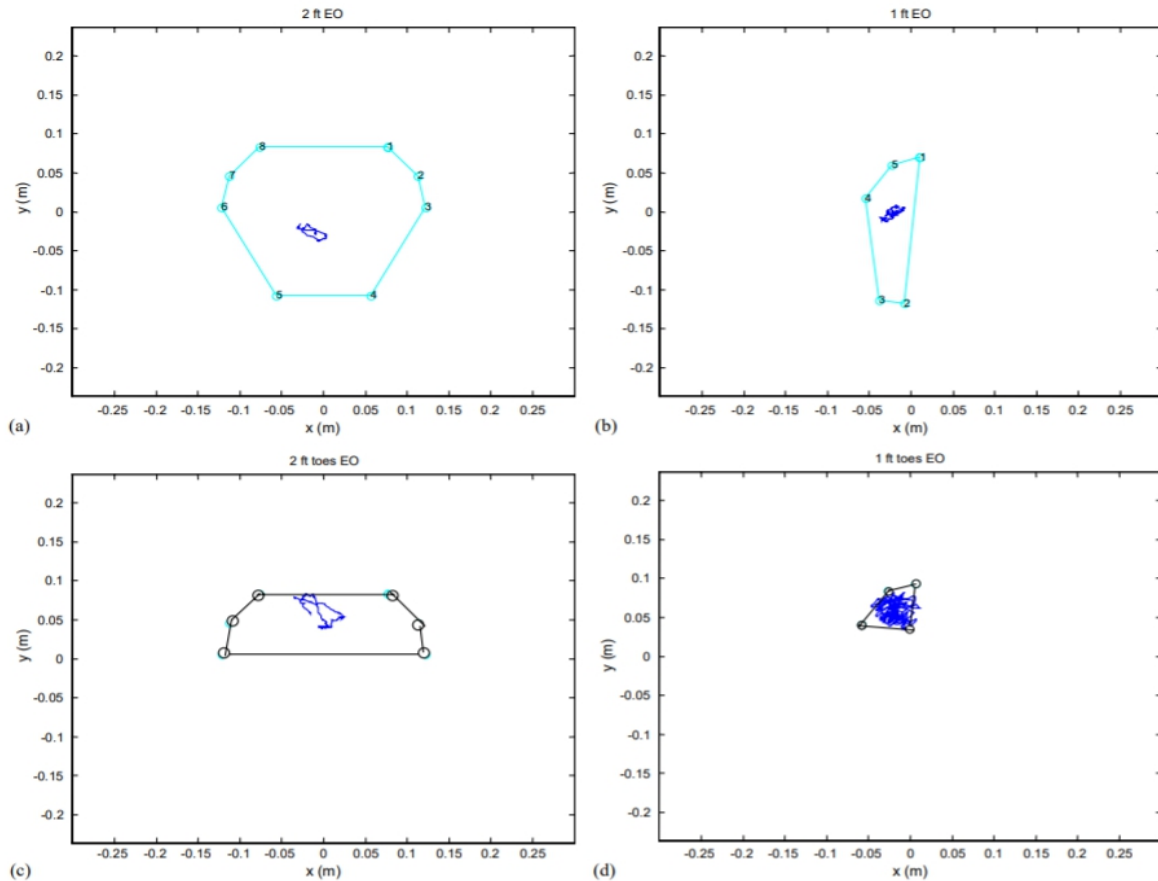
Εικόνα 2.6: Επίδραση των γωνιακών παραλλαγών της τοποθέτησης των ποδιών α) στη μεταφορά του ΚΠ β) τη μέση θέση* του ΚΠ (Figure 2.: Kirby, et al., 1987).

*Οι μέσες τιμές εμφανίζονται για τη θέση του κέντρου πίεσης εκφραζόμενη ως ποσοστό της απόστασης από τη μέση γραμμή- του δεξιού ποδιού προς το αριστερό (πλευρικά) και από τις φτέρνες προς τα δάκτυλα (προσθιοπίσθια).

Όπως φαίνεται στην εικόνα 2.4, και αυξάνεται η βάση στήριξης πλευρικά, μειώνεται η διαδρομή του ΚΠ. Κατά τις παραλλαγές προσθιοπίσθιας τοποθέτησης, η μικρότερη διαδρομή του ΚΠ παρατηρείται στην παράλληλη τοποθέτηση, με αύξηση της διαδρομής του ΚΠ όταν υπάρχει πρόσθια η οπίσθια τοποθέτηση του ενός εκ των δύο ποδιών αυξάνεται η προβολή του ποδιού μειώνεται η βάση στήριξης και μετακινείται το ΚΠ. Στις παραλλαγές τοποθέτησης με μεταβολή της σχετικής γωνίας μεταξύ των ποδιών, δεν φαίνεται να υπάρχει μεταβολή στη σταθερότητα, εκτός τις ακραίες τοποθετήσεις προς τα έσω (υπό γωνία 45°).

Στην έρευνα του Hof et al. (2005), μελετήθηκε η μετακίνηση του ΚΜ σε 4 διαφορετικές συνθήκες βάσης στήριξης, συλλέγοντας δεδομένα μέσω δυναμοδαπέδου Bertec (40 x 60

cm²). Ο αριθμός των δοκιμαζομένων ήταν 10 υγιή άτομα (5 άντρες, 5 γυναίκες). Οι συνθήκες αφορούσαν διποδική και μονοποδική όρθια στάση κατά την πλήρη επαφή του/των ποδιού/ιών στο έδαφος καθώς και σε ακροστασία. Στην Εικόνα 2.7., φαίνεται ότι μειώνοντας το μέγεθος της



Εικόνα 2.7 Η διαδρομή του ΚΜ (πυκνή γραμμή) και το εξωτερικό σχήμα είναι η βάση στήριξης (λεπτές ίσιες γραμμές) ενός δοκιμαζόμενου (20 ετών, 58kg, μήκος ποδιού 0,89m) στις 4 συνθήκες: (a) διποδικά, b) μονοποδικά, c) διποδικά σε ακροστασία, d) μονοποδικά σε ακροστασία αντίστοιχα (Figure 4: Hof., et al., 2005).

βάσης στήριξης, η διαδρομή του ΚΜ γίνεται μεγαλύτερη και πυκνότερη (d), ενώ σε μεγαλύτερη βάση στήριξης η γραμμή έχει πιο μικρή και σταθερή διαδρομή (a). Οι συγγραφείς στη βάση του μοντέλου του ανεστραμμένου εκκρεμούς, συζητούν ότι σε δυναμικές καταστάσεις, η θέση του ΚΜ (η κατακόρυφη προβολή του), καθώς και η ταχύτητα του ΚΜ συνιστούν μια διανυσματική παράμετρο L/g (όπου L το μήκος του ποδιού και g η επιτάχυνση της βαρύτητας), ο οποίος θα πρέπει να προβάλλεται εντός της βάσης στήριξης. Σύμφωνα με τους Hof et al. (2005) ορίζεται αυτή η διανυσματική παράμετρος ως

«προβαλλόμενο κέντρο μάζας». Ο ορισμός αυτός υποδεικνύει τη μέτρηση της στατικής σταθερότητας, ένα μέτρο που καλείται «όρια σταθερότητας» και το οποίο δηλώνει την ελάχιστη δυνατή απόσταση από το «προβαλλόμενο κέντρο μάζας» έως τα όρια της βάσης στήριξης, η οποία επιτρέπει την δυνατότητα διατήρησης της ισορροπίας.

Ο έλεγχος του ΚΜ σε σχέση με τη βάση στήριξης, εξαρτάται από τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους και το σημείο εφαρμογής αυτών των δυνάμεων, δηλαδή το ΚΠ. Επιπρόσθετα, το ύψος του ΚΒ σε σχέση με τη βάση στήριξης μπορεί να επηρεάσει τη σταθερότητα. Σε ψηλότερο σημείο του ΚΒ, ενδέχεται να αναπαραχθεί μεγαλύτερη ροπή και να διαταράξει την ισορροπία του σώματος, ενώ όσο το ΚΒ χαμηλώνει, αυξάνεται η σταθερότητα του (Susan, 2005). Τα ευρήματα της μελέτης των Nichols et al. (1995), έδειξαν ότι η θέση του ΚΒ κατά μήκος του άξονα Υ, σε ένα καρτεσιανό σύστημα αξόνων, επηρεάζεται από την όραση, τη θέση των ποδιών και την κινητικότητα της επιφάνειας στήριξης. Επιπλέον, η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης όπως για παράδειγμα κατά τη χρήση υποδημάτων με υψηλά τακούνια, αποτελεί πρωταρχικό παράγοντα μείωσης της ταχύτητας βάρδισης και της διάρκειας του κύκλου βάρδισης (Chien et al., 2012).

Η όρθια στάση διατηρείται με ταχείες, αντισταθμιστικές αντιδράσεις, που προκαλούνται από τις τοπικές σωματοαισθητικές πληροφορίες, μέσω της επαφής με το έδαφος (επιφάνεια στήριξης), ανταποκρινόμενες στις κινήσεις των ποδιών σε σχέση με τη βάση στήριξης. Έτσι η είσοδος των σωματοαισθητικών πληροφοριών, από την διεπιφάνεια στήριξης, είναι ιδιαίτερα σημαντική για τη δημιουργία αυτόνομων ρυθμίσεων της στάσης του σώματος (Nashner, 1982). Η διατήρηση της προβολής του ΚΜ εντός της επιφανείας της βάσης στήριξης περιλαμβάνει την εισροή οπτικών, αιθουσαίων και σωματοαισθητικών πληροφοριών από τα αντίστοιχα συστήματα και την εκροή πληροφοριών από το κινητήριο σύστημα το οποίο συντονίζει τις μυϊκές συσπάσεις (Nashner, 1982). Χρησιμοποιώντας μηχανισμούς, όπως η κάμψη των ισχίων ή η μετακίνηση των βραχιόνων, μπορεί να αποκατασταθεί μία ασταθής στάση ακόμα και με το ΚΜ κινούμενο εκτός της βάσης στήριξης (Otten, 1999). Οι Nichols et al. (1995), ανέφεραν επίσης, ότι δεν είναι αρκετό για έναν ασθενή να είναι σε θέση να διατηρήσει την προβολή του ΚΜ εντός της βάσης στήριξης μόνο υπό στατικές συνθήκες. Θα πρέπει επίσης να είναι σε θέση να διατηρεί την προβολή του ΚΜ εντός της επιφανείας της βάσης στήριξης ακόμα και σε πιο δύσκολες συνθήκες, όπως για παράδειγμα η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης.

Κατά την προσπάθεια του σώματος να ισορροπήσει σε ελαχιστοποιημένη βάση στήριξης χωρίς υποβοήθηση, ξεκινάει μία αλληλουχία κινήσεων όπως η ταχεία ανύψωση του βραχίονα, η οποία προκαλεί μία περιστροφική μετατόπιση του κορμού ενώ αργότερα μετατοπίζεται και το ΚΜ για την αποκατάσταση της ισορροπίας (Nashner, 1982). Έτσι η κίνηση αλληλουχία ξεκινάει από τους κοιλιακούς μύες και μύες των μηρών και όχι από τους μύες της ποδοκνημικής (Nashner, 1982). Από μελέτη των ορθοστατικών αντιδράσεων παιδιών με ήπια σπαστικότητα (Nashner et al., 1983), αναδεικνύεται ότι η αλληλουχία αυτών των μυϊκών συσπάσεων είναι σημαντική για τον συντονισμό όλων των πολυαρθρικών κινήσεων του σώματος. Σε αυτήν την έρευνα, προκλήθηκαν κινήσεις σε προσθιοπίσθιο επίπεδο μέσω μίας πλατφόρμας. Τα παιδιά που συμμετείχαν στην μελέτη του Nashner (1982) ενεργοποίησαν συστηματικά τους μύες των μηρών καθώς και των άνω άκρων πριν από τους μύες της ποδοκνημικής παρά το γεγονός ότι αυτοί βρίσκονται πλησιέστερα στη βάση στήριξης.

Όπως προαναφέρθηκε, η βάση στήριξης οριοθετείται μέσω της επαφής των μελών του σώματος με το έδαφος. Η σχηματική τοποθέτηση των ποδιών επηρεάζει τη σταθερότητα του σώματος. Για παράδειγμα η θέση των ποδιών υπό γωνία 45° ενώ διατηρείται επαφή μεταξύ των πτερνών είναι πιο σταθερή συγκριτικά με τη θέση Romberg κατά την οποία είναι σε επαφή και οι πτέρνες και τα δάχτυλα (Fearing, 1924). Στα ευρήματα αυτής της μελέτης αναφέρεται περισσότερη ταλάντωση στο πρόσθιο-οπίσθιο επίπεδο από ό, τι στο πλευρικό επίπεδο στη θέση Romberg, και για τις δύο θέσεις των ποδιών. Αυτό συμβαίνει παρά το γεγονός ότι στη θέση Romberg η βάση στήριξης έχει μεγαλύτερο μήκος στην προσθιοπίσθια διάστασή της συγκριτικά με την πλάγια. Η ταλάντωση στα δύο επίπεδα, προσθιοπίσθιο και πλευρικό, δεν είναι η ίδια για τις δύο τοποθετήσεις των ποδιών (μεγαλύτερη προσθιοπίσθια ταλάντωση συγκριτικά με την πλευρική κατά 70% και 12%, στη τοποθέτηση υπό γωνία 45° και στην τοποθέτηση Romberg, αντίστοιχα. Όσο αφορά τους παράγοντες βάρος και ανάστημα, αυτοί εμφάνιζαν χαμηλή συσχέτιση με τη διαδρομή του ΚΜ στη μελέτη του Fearing (1924), σε όλες τις συνθήκες τοποθέτησης ποδιών.

2.3. Όρθια στάση σε ακροστασία και σε ακροστασία pointe

2.3.1 Γενικά

Η σωματική τοποθέτηση σε ακροστασία, χρησιμοποιείται από τον άνθρωπο για να εκτελέσει διάφορες δραστηριότητες τόσο σε απλές καθημερινές κινήσεις, όσο και σε χορευτικές ή σε αθλητικές δεξιότητες. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελούν οι χορευτές κλασσικού χορού, οι οποίοι υιοθετούν συστηματικά την ακροστασία ενώ φορούν τα ειδικά υποδήματα (pointe). Σε αυτήν τη σωματική τοποθέτηση, οι χορευτές στην κυριολεξία στηρίζονται στα δάχτυλα των ποδιών τους, με το κύριο φορτίο στο μεγάλο δάκτυλο του ποδιού (Εικόνα 2.11), διατηρώντας μια καλά ελεγχόμενη ισορροπία, εν αναμονή της επόμενης κίνησης (Nolan & Kerrigan, 2004). Ο κλασσικός χορός είναι μία σωματική δραστηριότητα που απαιτεί μυοσκελετική ενεργοποίηση με τη χρήση σύνθετων κινήσεων μεγάλης έντασης και μεγάλου εύρους κίνησης, και συμβάλει στην ανάπτυξη του κινητικού συντονισμού και ισορροπίας, αποτελεσματικής μυϊκής δύναμης, ευκαμψίας και ευκινησίας και για την ορθή τεχνική εκτέλεση των κινήσεων (Costa et al., 2013 από Thiesen & Sumiya, 2011). Η ισορροπία και η σταθερότητα του χορευτή κλασσικού χορού πρέπει να είναι καλύτερη από κάθε άλλη μορφή χορού για να ικανοποιήσει την εκτέλεση απαιτητικών δεξιοτήτων, όπως το turn out (έξω στροφή ισχίου), en pointé (ακροστασία σε pointe), grand plié (βαθύ κάθισμα διατηρώντας έξω στροφή ισχίου), οι οποίες απαιτούν από τους χορευτές να φέρουν έντονο φορτίο στο ακραίο εύρος κίνησης στις αρθρώσεις των ισχίων και της ποδοκνημικής, ενώ ταυτόχρονα διατηρούν στάσεις ισορροπίας σε μια ιδιαίτερα ελαχιστοποιημένη επιφάνεια της βάσης στήριξης αυτής της ακροστασίας (relevé) σε υπόδημα pointe (Lin et al., 2005).

2.3.2 Στάση σε ανυπόδητη ακροστασία

Οι Kim και Kim (2016), εξέτασαν τη στάση της ανυπόδητης ακροστασίας με τα πόδια σε σχεδόν παράλληλη-ουδέτερη θέση και σε πελματιαία κάμψη (Εικόνα 2.9). Στην ορολογία του κλασσικού χορού, η ακροστασία ονομάζεται relevé, και η τεχνική της απαιτεί οι δύο πτέρνες να διατηρούνται σε επαφή μεταξύ τους, διατηρώντας την έξω στροφή από τις αρθρώσεις των ισχίων έως και τις αρθρώσεις των γονάτων και των ποδοκνημικών, ενώ

ταυτόχρονα γίνεται η πελματιαία κάμψη (Kim & Kim, 2016). Σύμφωνα με τους Nolan και Kerrigan, (2004), η διερεύνηση της ισορροπίας κατά την ακροστασία πρέπει να παρέχει πληροφορίες σχετικά με τον τρόπο με τον οποίο χρησιμοποιείται ο έλεγχος ανοικτού και κλειστού βρόχου για να διατηρείται σταθερό το σώμα κατά την ακροστασία. Στη μελέτη τους, έλαβαν μέρος 10 υγιείς ενήλικες χωρίς κάποια δυσλειτουργία και αξιολογήθηκαν μέσω δυναμοδαπέδου για 10 προσπάθειες των 30 δευτ. σε τρεις συνθήκες ως εξής: Α) ουδέτερη όρθια στάση, Β) μισή ακροστασία (όχι πλήρη πελματιαία κάμψη), Γ) πλήρη ακροστασία. Οι Nolan και Kerrigan, (2004) καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι, κατά τη διάρκεια του ελέγχου ανοικτού βρόχου (βραχυπρόθεσμα), η σταθερότητα είναι μικρότερη κατά την ακροστασία συγκριτικά με την ουδέτερη στάση ($p < 0,05$) και ότι υπάρχει μεγαλύτερη στοχαστική δραστηριότητα σε ακροστασία ($p < 0,05$) γεγονός που υποδηλώνει ότι οποιαδήποτε βραχυπρόθεσμη αστάθεια αντισταθμίζεται από αύξηση της μυϊκής δραστηριότητας στις κάτω αρθρώσεις. Επιπρόσθετα, κατά τη διάρκεια του ελέγχου κλειστού βρόχου (μακροπρόθεσμα), δεν υπάρχει διαφορά στη πλευρική στοχαστική δραστηριότητα, (η αυξημένη δραστηριότητα έχει συνδεθεί με πτώσεις) μεταξύ της ακροστασίας και της ουδέτερης όρθιας στάσης. Όταν οι δοκιμαζόμενοι βρίσκονται σε ακροστασία, υπάρχει μεγαλύτερη βραχυπρόθεσμη στοχαστική δραστηριότητα που επιτρέπει μεγαλύτερη αντοχή και διόρθωση για παροδικές διαταραχές εν ελλείψει ανατροφοδότησης.

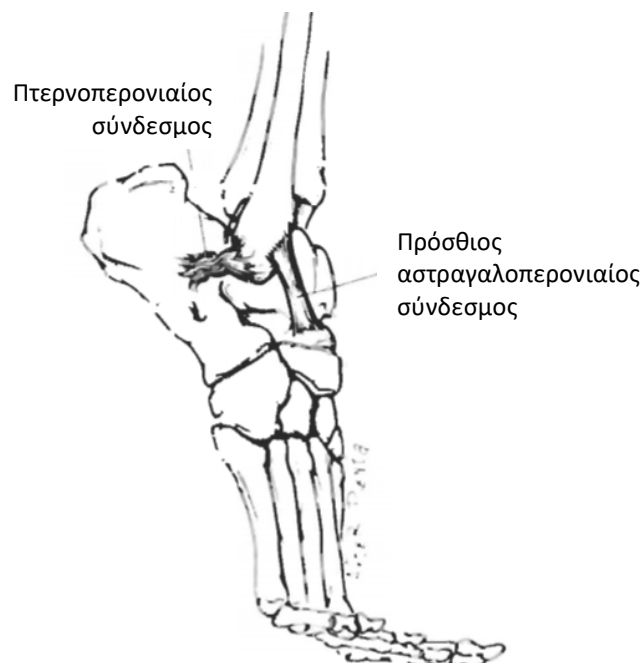
Μύες	Releve	Ακροστασία
Μείζων γλουτιαίος	16.1± 10.8	7.8± 2.3**
Μέσος γλουτιαίος	29.3± 17.0	5.6± 2.0**
Ορθός μηριαίος	36.9± 18.0	21.1± 15.6**
Μακρός προσαγωγός	24.2± 13.5	9.9± 5.9**
Μέσος γαστροκνήμιος	160.1± 50.2	129.3± 50.8**
Πλάγιος γαστροκνήμιος	63.6± 32.1	73.0± 40.2*

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$ (paired t-test)

Εικόνα 2.8: Σύγκριση της ηλεκτρομυϊκής δραστηριότητας των κάτω άκρων στις κινήσεις releve και ακροστασίας (heel rise). (Kim & Kim, 2016 - Table 1).

Όσο αφορά την ενεργοποίηση των μυών, οι [Kim και Kim, \(2016\)](#) μελέτησαν συγκριτικά την ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα των κάτω άκρων κατά την παραμονή (10 δευτ) στις θέσεις ακροστασία με έξω στροφή (releuvé) και ακροστασίας (heel rise) όπως φαίνεται στην [Εικόνα 2.9](#). Στην έρευνα έλαβαν μέρος 30 υγιή άτομα (8 άντρες, 22 γυναίκες) χωρίς κακώσεις στο κατώτερο άκρο και οι οποίοι δε ασκούσαν τους τελευταίους 6 μήνες.

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα της μελέτης των [Kim και Kim, \(2016\)](#) ([Εικόνα 2.8](#)), γίνεται αντιληπτό ότι κατά τη στάση releuvé σύμφωνα με την τεχνική του κλασικού χορού, υπάρχει μεγαλύτερη ηλεκτρομυϊκή δραστηριότητα στους μύες των κάτω άκρων συγκριτικά με την ακροστασία, πιθανότατα λόγω της έξω στροφής που απαιτεί η τεχνική του κλασικού χορού. Οι συγγραφείς προτείνουν ότι οι κινήσεις releuvé και demi plié (μεγαλύτερη ενεργοποίηση μυών σε σύγκριση με το ημικάθισμα) μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ασκήσεις αποκατάστασης, λόγω της αυξημένης μυϊκής ενεργοποίησης στις κινήσεις αυτές ([Εικόνα 2.8](#)). Η ακροστασία με ταυτόχρονη έξω στροφή των ισχίων φαίνεται να προκαλεί το κέντρο ελέγχου της στατικής ισορροπίας περισσότερο συγκριτικά με την ακροστασία στη οποία διατηρείται η ουδέτερη αρθρική θέση των ισχίων ([Kim & Kim, 2016](#)).

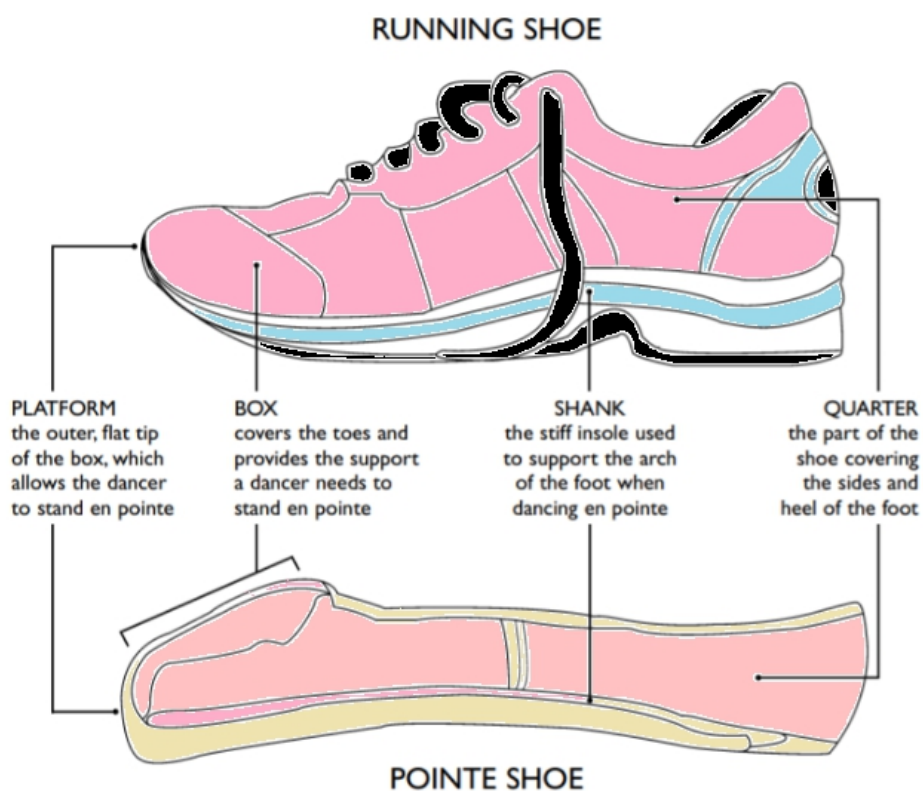


Εικόνα 2.9 Κατά τη πελματιαία κάμψη, ο πρόσθιος αστραγαλοπερονιαίος σύνδεσμος είναι κατακόρυφα προσανατολισμένος και είναι ιδιαίτερα ευάλωτος σε δυνάμεις υπτιασμού ([Figure 4: Malone & Hardaker, 1990](#)).

Όπως φαίνεται η ακροστασία είναι μηχανικά πιο σύνθετη από την τυπική όρθια στάση όπου υπάρχει πλήρης επαφή των ποδιών με το έδαφος, καθώς οι βαθμοί ελευθερίας των αρθρώσεων που διατίθενται είναι μεγαλύτεροι και επιπλέον το ΚΜ του σώματος βρίσκεται υψηλότερα και ταυτόχρονα σε μικρότερη βάση στήριξης. Στη διποδική στάση του ανθρώπου το ΚΜ βρίσκεται μπροστά από την άρθρωση της ποδοκνημικής. Από μηχανική άποψη γύρω από την ταρσοφαλαγγική άρθρωση βρίσκονται μυϊκές ομάδες που έχουν σημαντικό ρόλο στον ισορροπιστικό έλεγχο κατά τη διάρκεια ακροστασίας (Tanabe et al., 2012). Στην έρευνά τους οι Tanabe και συνεργάτες (2012), συμπεραίνουν ότι ο έλεγχος της κίνησης του ΚΠ κατά την ακροστασία είναι παρόμοιος με εκείνον της όρθιας στάσης, παρά τις μεγάλες διακυμάνσεις του ΚΠ κατά την ακροστασία. Τα αποτελέσματά τους υποδηλώνουν ότι, προκειμένου να διατηρηθεί η ισορροπία του σώματος, η αστάθεια που δημιουργείται ελαχιστοποιώντας τη βάση στήριξης κατά την ακροστασία, αντισταθμίζεται από τις δραστηριότητες των μυών όπως είναι ο πελματικός και ο βραχύς καμπτήρας του μεγάλου δακτύλου, οι οποίοι ενισχύουν τον ορθοστατικό έλεγχο.

2.3.3 Στάση σε ακροστασία με pointe

Η τεχνική του κλασσικού χορού συγκριτικά με το παρελθόν έχει γίνει πιο απαιτητική, στοχεύοντας στη βελτίωση της δύναμης, της τεχνικής και των εργαλείων του χορευτή. Αυτό επισημάνθηκε από την Taglioni Marie το 1832 (<https://www.britannica.com/biography/Marie-Taglioni>), η οποία ήταν η πρώτη που χόρεψε με τα ειδικά υποδήματα που είναι ευρέως γνωστά ως pointe (Εικόνα 2.10). Αυτό έγινε αρχικά με μαλακά υποδήματα από σατέν ύφασμα που περιείχαν μία δερμάτινη σόλα. Καθώς όμως αναπτυσσόταν η τεχνική του υποδήματος pointe ,αυτά εξελίχθηκαν για να επιτρέπουν πιο απαιτητικές κινήσεις. Με την πάροδο του χρόνου οι σόλες έγιναν πιο σκληρές, τα «κουτιά» των δακτύλων πιο σκληρά και ανθεκτικά και αυξήθηκε το πλάτος της πλατφόρμας των δακτύλων (Cunningham et al., 1998).

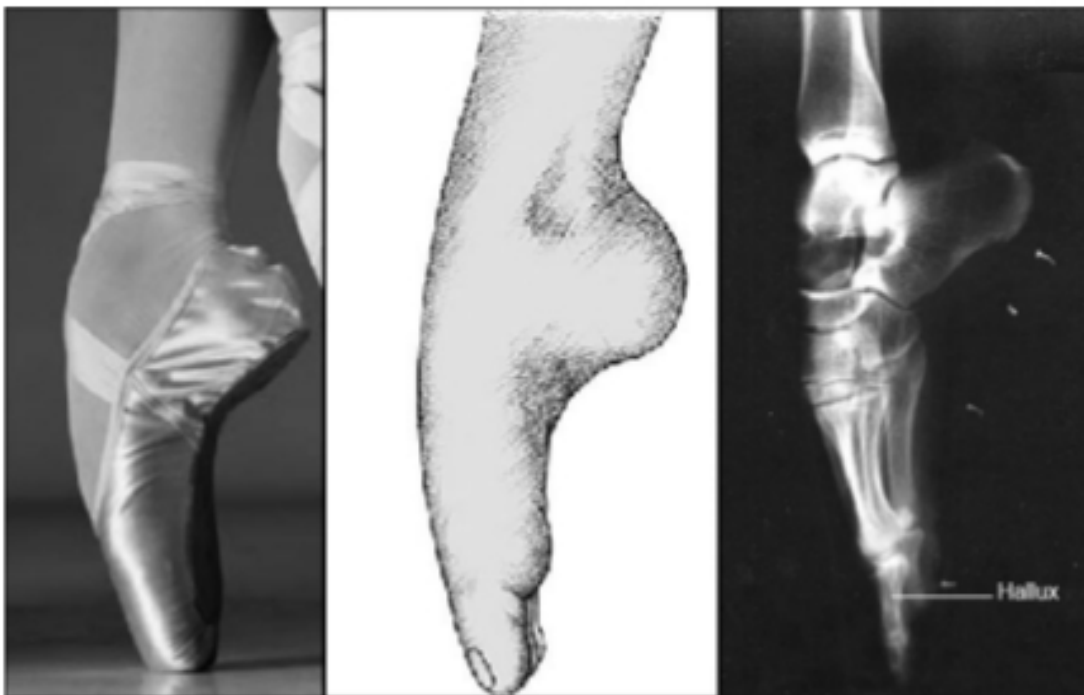


Εικόνα 2.10 Τμήματα παπουτσιών pointe και αντίστοιχα ισοδύναμα τους σε υποδήματα τρεξίματος (Figure 5: Colucci & Klein, 2008)

Πίνακας 2.1. Τμήμα ποδιού, υποδημάτων pointe και χρησιμότητα σχεδιασμών (Colucci & Klein, 2008) (βλέπε και Εικόνα 2.10).

Τμήμα ποδιού που αφορά	Τμήμα Υποδήματος	Περιγραφή	Χρησιμότητα
Δάχτυλα	Πλατφόρμα δαχτύλων (platform)	Πρόσθια άκρη υποδήματος	Ανθεκτικότητα, ακαμψία, σταθερότητα: Υφίσταται το μεγαλύτερο φορτίο επαφής με την επιφάνεια στην οποία η χορεύτρια θα ισοροπήσει.
Δάχτυλα & μετατάρσια	Κουτί (box)	Εγκλείει τα δάχτυλα της χορεύτριας	Σκληρότητα στο οβελιαίο: Παρέχει ελεγχόμενη ευκαμψία στο εγκάρσιο επίπεδο.
Ποδική καμάρα	Σόλα (shank)	Υποστηρικτική δομή	Σταθερότητα στο οβελιαίο επίπεδο : Παρέχει ελεγχόμενη ευκαμψία κατά μήκος του εγκάρσιου επιπέδου και δίνει υποστήριξη της ποδικής καμάρας της χορεύτριας ώστε να μπορεί να ισοροπήσει.
Ολόκληρο το πόδι	Φόντι ή κεφαλίδα υποδήματος (quarter)	Το ύφασμα που περιβάλλει το πόδι.	Πρέπει να ταιριάζει σα δεύτερο δέρμα στο πόδι της χορεύτριας. Επιτρέπει στα τμήματα του υποδήματος σφιχτή εφαρμογή στο πόδι.

Η κατασκευή αυτών των υποδημάτων, διατηρεί τα πόδια σε μία σφιχτή, ελεγχόμενη θέση, επιτρέποντας στη χορεύτρια να σταθεί στην άκρη των παπουτσιών. Η θέση αυτή υποδηλώνει ότι τα δάχτυλα των ποδιών είναι κάθετα τοποθετημένα ως συνέχεια των μεταταρσίων, και μειώνουν τη βάση στήριξης στα τρία πρώτα δάχτυλα των ποδιών (Hugel et al., 1999). Η ακροστασία σε pointe περιλαμβάνει την κύλιση πάνω στο εξωτερικό περίγραμμα του ποδιού, ενώ η χορεύτρια είναι σε πλήρη πελματιαία κάμψη (Lin et al., 2005). Η ικανότητα των χορευτριών να παραμένουν σταθερές και να αναπτύσσουν κίνηση οφείλεται στην επίτευξη ισορροπίας και διατήρηση της βάσης στήριξης που παρέχεται από τα πόδια (Thiesen & Sumiya, 2011). Οι μπαλαρίνες απαιτούνται να έχουν σημαντικά μεγαλύτερο εύρος κίνησης ποδοκνημικής και ποδικών αρθρώσεων από το γενικό πληθυσμό για να εκτελέσει κινήσεις en pointe . Σε πλήρη ακροστασία φορώντας pointe , ο άξονας του άκρου ποδιού είναι συννευθισμένος με αυτόν της κνήμης (Εικόνα 2.11) (Macintyre & Joy, 2000).



Εικόνα 2.11 Πόδι σε pointe (Figure 6: Colucci, & Klein, 2008)

Κατά την εκτέλεση μιας ισορροπίας en pointe στο μπαλέτο, είναι επιτακτική ανάγκη, το ΚΒ να προβάλλεται κάθετα στη βάση στήριξης. Δεδομένης της μικρής επιφάνειας της βάσης στήριξης που προσφέρουν οι pointe και της εγγύτητας των ορίων σταθερότητας ως προς το

κέντρο της βάσης στήριξης (σημείο της μέγιστης ισορροπιστικής σταθερότητας), ο στατικός έλεγχος της χορεύτριας θα χαθεί εύκολα εάν ακόμη και με μικρή προβολή του KB προς ή πέρα από τα όρια της σταθερότητας (Simmons, 2005).

Τα υποδήματα pointe που χρησιμοποιούνται από υψηλού επιπέδου χορεύτριες κλασικού χορού προκαλούν αφύσικη φόρτιση στο πόδι. Αυτό οδηγεί σε πολλές οξείες και χρόνιες καταστάσεις, όπως φουσκάλες, βλαισό μέγα δάχτυλο, μώλωπες στα νύχια, τενοντίτιδα και εκφυλιστικές ασθένειες των αρθρώσεων (Torba & Rice, 1993). Σύμφωνα με τη μελέτη των Torba & Rice (1993), φορώντας pointe το 80% του βάρους του σώματος βρίσκεται στις μεταταρσοφαλαγγικές αρθρώσεις και στα άκρα των δαχτύλων με πιέσεις που κυμαίνονται από 0-500 kPa. Επίσης, κατά την επαναλαμβανόμενη υπερ-πελματιαία κάμψη ασκείται με υψηλή τάση στους συνδέσμους της ποδοκνημικής άρθρωσης με κίνδυνο οπίσθιας πρόσκρουσης. Ιδιαίτερα για το οστό του αστραγάλου, η ανατομική του δομή και η κάθετη ευθυγράμμιση του πρόσθιου αστραγαλοπτερνικού συνδέσμου κατά την υπερ-πελματιαία κάμψη στην ακροστασία en pointe ,τον καθιστά ιδιαίτερα ευάλωτο (Macintyre & Joy, 2000).

Σε έρευνα των Pearson & Whitaker (2012) μελετήθηκε η πελματική πίεση κατά την ελαχιστοποίηση της βάση στήριξης με διαφοροποίηση των υποδημάτων που χρησιμοποιούνται στον κλασικό χορό. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν από 8 χορεύτριες κλασικού χορού μέσου επιπέδου (intermediate) κατά την εκτέλεση ανοδικής κίνησης από το demi-plié σε demi-pointe (τοποθέτηση ποδιών στην 1^η θέση) σε τέσσερις συνθήκες υποδημάτων: α) γυμνό πόδι, β) μαλακά παπούτσια (soft-shoes), γ) demi-pointe (μαλακά παπούτσια pointe τα οποία δεν επιτρέπουν πλήρη πελματιαία κάμψη)δ) κανονικές pointe . Σύμφωνα με τα δεδομένα της παραπάνω μελέτης, κατά τη στάση με γυμνό πόδι στην 1^η θέση μπαλέτου, η επιφάνεια στήριξης είναι περίπου $22.80 \pm 2.57 \text{ cm}^2$, ενώ φορώντας pointe μειώνεται σε $12.93 \pm 4.24 \text{ cm}^2$ ($p \leq 0,01$). Επιπλέον εντοπίζεται η πίεση στο πόδι με γυμνό πόδι $249.41 \pm 52.23 \text{ kPa}$ ενώ με pointe είναι περίπου $436.51 \pm 152.69 \text{ kPa}$ ($p \leq 0,01$) (Pearson & Whitaker, 2012)

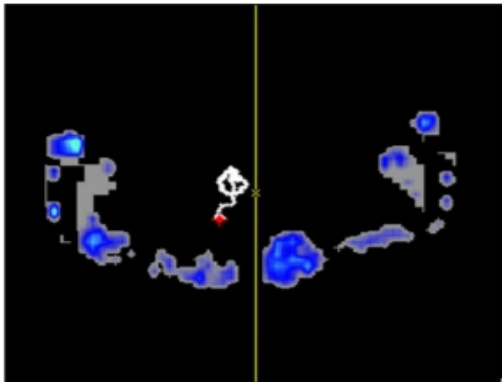


Figure 2 Barefoot: pressure and center of gravity.

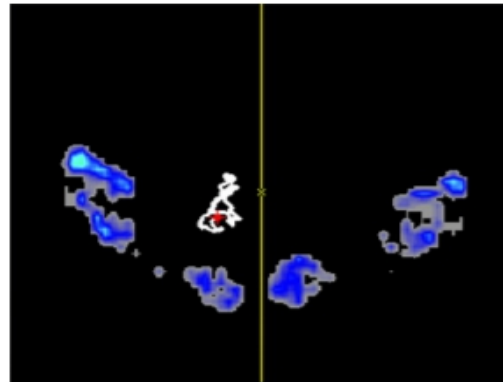


Figure 3 Soft shoes: pressure and center of gravity.

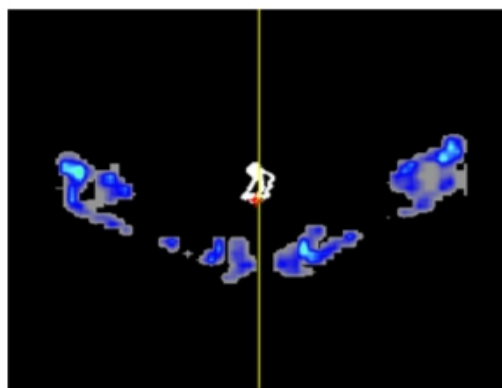


Figure 4 Demi-pointe shoes: pressure and center of gravity.

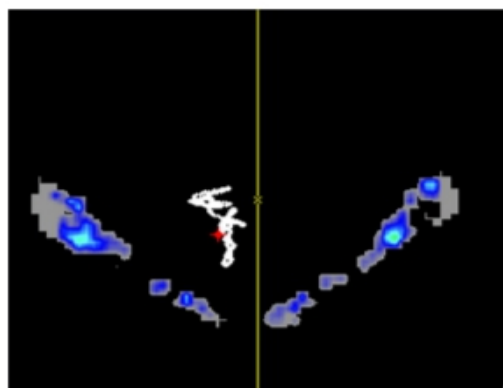


Figure 5 Pointe shoes: pressure and center of gravity.

Εικόνα 2.12 Αποτυπώνεται η επιφάνεια στήριξης, η πελματική πίεση για την κάθε συνθήκη υπόδησης (γυμνό πόδι, μαλακά υποδήματα, demi-pointe, pointe) καθώς και η διαδρομή του ΚΒ (Pearson & Whitaker, 2012).

Η βάση στήριξης μειώνεται σημαντικά φορώντας υποδήματα pointe ακόμα και χωρίς την εκτέλεση ακροστασίας. Αυτό φαίνεται και στο Figure 5 της [Εικόνας 2.12](#) όπου αποτυπώνεται η μικρότερη επιφάνεια στήριξης συγκριτικά με τα Figures 1, 2 και 3. στη χρήση pointe (5). Λαμβάνοντας υπόψη τις παραπάνω μελέτες, η μετατόπιση του ΚΜ είναι σαφώς μεγαλύτερη όταν η βάση στήριξης των ποδιών ελαχιστοποιείται φορώντας pointe, συνεπώς υπάρχει μεγαλύτερη αστάθεια στην περίπτωση αυτή. Η αστάθεια αυτή παρατηρείται ακόμα και στην όρθια θέση χωρίς πελματιαία κάμψη. Αυτό δημιουργεί την υπόθεση ότι φορώντας υποδήματα pointe και επιχειρώντας την εκτέλεση ακροστασίας, η μετατόπιση του ΚΜ θα είναι αρκετά μεγάλη και θα υπάρχει σημαντική αστάθεια στη σωματική στάση του ατόμου. Σε αυτή τη περίπτωση το άτομο είναι πιο πιθανό να

ταλαντεύεται ή και να κάνει ένα βήμα ώστε να αποκαταστήσει την ισορροπία του και να αποτρέψει την πτώση (Danis et al., 1998).

2.4 Μέθοδοι αξιολόγησης της ισορροπίας

Μελετώντας την ανασκόπηση των Mancini & Horak, (2010), είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι ένα μεγάλο ποσοστό του πληθυσμού άνω των 65 ετών αντιμετωπίζει δυσκολίες στον έλεγχο της ισορροπίας του. Επιπλέον οι ασθενείς με νευρολογικές ή μυοσκελετικές διαταραχές, είναι πιο πιθανό να εμφανίσουν προβλήματα ισορροπίας που επηρεάζουν την ασφαλή κινητικότητα τους. Ο έλεγχος της ισορροπίας είναι αρκετά πολύπλοκος και χρειάζεται συστηματική κλινική αξιολόγηση. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για την κατανόηση του συστήματος ορθοστατικού ελέγχου και την αξιολόγηση της ισορροπίας, έχουν εξελιχθεί με το πέρασμα του χρόνου. Οι πρώτες μελέτες επικεντρώθηκαν στην αξιολόγηση σε ανωμαλίες στη στάση του σώματος ως δείκτης της σοβαρότητας διαταραχών ισορροπίας και στη συνέχεια, διάφορες μελέτες προχώρησαν σε πιο πολύπλοκες εργαστηριακές δοκιμές αξιολόγησης υπό διάφορες συνθήκες. Η αξιολόγηση των διαταραχών ισορροπίας έχει σημαντικό ρόλο στην κατανόηση του τρόπου λειτουργίας του συστήματος ορθοστατικού ελέγχου. Επίσης είναι ένα βοήθημα για την κλινική διάγνωση και την εκτίμηση της αποτελεσματικότητας μιας παρέμβασης, και φαίνεται να χρησιμοποιείται ιδιαίτερος για την αναγνώριση ηλικιωμένων ατόμων με κίνδυνο απώλειας ισορροπίας (Mancini & Horak, 2010; Browne, 2001). Στον Πίνακα 2.2 συνοψίζονται τα διαθέσιμα εργαλεία αξιολόγησης ισορροπίας. Ο Πίνακας 2.2. δεν αποτελεί μια ολοκληρωμένη λίστα όλων των μέσων, αλλά συνοψίζει τις πιο συχνές προσεγγίσεις, για την αντικειμενική και ποσοτική αξιολόγηση της ισορροπίας και της κινητικής απόδοσης σε κλινικό περιβάλλον (Mancini & Horak, 2010).

Οι λειτουργικές αξιολογήσεις της ισορροπίας παρέχουν πληροφορίες σχετικά με την ικανότητα των ατόμων να λειτουργούν ανεξάρτητα και είναι χρήσιμες για τη αναγνώριση ατόμων με προβλήματα ισορροπίας, τα οποία χρειάζονται πλήρη αξιολόγηση (Browne, 2001). Επομένως τα λειτουργικά εργαλεία αναπτύχθηκαν για να προσδιορίσουν εάν κάποιο άτομο έχει ή όχι έλλειψη ισορροπιστικού ελέγχου και όχι για να διακρίνουν διαφορετικούς τύπους ελλειμμάτων (Mancini & Horak, 2010). Τα δύο συστήματα κλινικής αξιολόγησης BESTest, και PPA, στοχεύουν στον εντοπισμό πιθανής βλάβης του βασικού ορθοστατικού ή

φυσιολογικού συστήματος ελέγχου με επακόλουθο διάφορα προβλήματα ισορροπίας. Μελλοντικά, ενδεχομένως να είναι δυνατόν η παροχή μεθόδων αξιολόγησης της ισορροπίας ή των συστημάτων τα οποία την καθορίζουν χρησιμοποιώντας αδρανειακούς αισθητήρες για πιο ακριβή, ευαίσθητη και περιεκτική χρήση σε ένα κλινικό περιβάλλον (Mancini & Horak, 2010).

Πέρα από αυτές τις μεθόδους εκτίμησης της ισορροπίας, τα τελευταία χρόνια αυξάνεται ραγδαία η χρήση εφαρμογών smartphone, καθώς ενσωματώνουν διαφορετικά στοιχεία λογισμικού που επιτρέπουν την αξιολόγηση της ισορροπίας σώματος. Οι Moral-Munoz, et al., (2018) στην μελέτη τους ανέλυσαν τις τρέχουσες σχετικές εφαρμογές οι οποίες είναι διαθέσιμες στο Google Play Store™ και το iTunes App Store™. Για την συγκριτική αυτή ανάλυση, χρησιμοποίησαν το Mobile Application Rating Scale (MARS), δηλαδή μία κλίμακα αξιολόγησης εφαρμογών για κινητά τηλέφωνα. Το MARS παρέχει μια πολυδιάστατη, αξιόπιστη και ευέλικτη κλίμακα βαθμολογίας ποιότητας εφαρμογών για ερευνητές, προγραμματιστές και επαγγελματίες υγείας με συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης ICC =0.79 (Stoyanov et al., 2015). Στην μελέτη των Moral-Munoz, και συνεργατών (2018) τους τρεις εφαρμογές iOS και δύο εφαρμογές Android πληρούσαν τα κριτήρια συμπερίληψης. Τρεις από αυτές τις εφαρμογές έχουν επιστημονική υποστήριξη, το Balance test YMED, το Balance Test by Slani και το Sway. Σύμφωνα με τη κλίμακα αξιολόγησης εφαρμογών, οι κύριες βαθμολογίες για κάθε τομέα που αξιολογήθηκε ήταν: δράση 2.04, λειτουργικότητα 3.8, αισθητική 3.53, πληροφορία 3.80. Οι παραπάνω εφαρμογές απέκτησαν καλές μέσες βαθμολογίες. Η εφαρμογή Sway είχε τις υψηλότερες βαθμολογίες σε όλους τους τομείς τους τομείς (Moral-Munoz, et al., 2018).

Η ισορροπία της στάσης του ανθρώπινου σώματος αναφέρεται στην ικανότητα του ανθρώπου να εξισορροπεί σε μια στατική ή δυναμική κατάσταση, διατηρώντας την προβολή του κέντρου μάζας εντός των ορίων της βάσης στήριξης. Η μείωση της επιφάνειας της βάσης στήριξης συνεπιφέρει και μείωση του εύρους των ορίων σταθερότητας της σωματικής στάσης, μια κατάσταση που οδηγεί και σε αύξηση των διεργασιών κινητικού ελέγχου για τη διατήρηση της ισορροπίας. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η αξιολόγηση της σταθερότητας της σωματικής στάσης, κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης και συγκεκριμένα κατά την ανυπόδητη ακροστασία και κατά την ακροστασία με το ειδικό υπόδημα του κλασσικού χορού γνωστό ως pointe.

Πίνακας 2.2 Μέθοδοι αξιολόγησης της ισορροπίας (Mancini & Horak, 2010; Browne, 2001)

Μέθοδος	Είδος/Μέσο μέτρησης	Ερευνητές
A. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΕΙΣ		
Activities of Balance Confidence (ABC)	Ερωτηματολόγιο	Meyers, 1998
Tinetti Balance and Gait Test	Κλινική δοκιμασία	Tinetti 1986
Berg Balance Scale(BBS)	Κλινική δοκιμασία	Berg et al., 1992
The Timed “Up and Go Test”(TUG)	Κλινικό τεστ	Mathias et al., 1986
The Fugl-Meyer test	Κλινική δοκιμασία	Fugl-Meyer et al, 1975
One-leg stance duration	Τεστ ισορροπίας	Fregly, 1968 Fregly & Graybiel, 1973
The functional reach test	Τεστ ορίων σταθερότητας	Duncan et al, 1990
The fall risk index	Κλινική εκτίμηση (σκορ κινδύνου)	Tinetti et al, 1986
The Barthel Index	Αξιολόγηση ανεξαρτησίας καθημερινών κινήσεων	Mahoney and Barthel, 1965
B. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ		
Balance Evaluation Systems Test (BESTest)	6 συστήματα ισορροπίας	Horak, Wrisley, Frank 2009
Physiological Profile Approach (PPA)	Φυσιολογικά ελλείμματα	Lord, 1993
Γ. ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΙΚΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΕΙΣ		
Static Posturography	Δυναμική πλατφόρμα-Κέντρο πίεσης	Bloem, Visser, Allum 2003
Dynamic posturography	Κινούμενη ηλεκτρονική επιφάνεια στήριξης-Κέντρο πίεσης	Bloem 2003 κ.α
Wearable inertial sensors - Αδρανειακοί αισθητήρες	Γραμμική επιτάχυνση-Γωνιακή ταχύτητα κ.α	Aminian et al., 1999 κ.α
Anticipatory postural adjustments (APAs)	Επιτάχυνση ΚΜ	Brienere et al & Winter 1995
The potentiometric displacement transducer	Μοτίβα ταλάντευσης-μετακίνηση μέσης	Fernie and Holiday, 1978
Mechanical ataxia meters	Προσθιοπίσθια ταλάντευση-μέσω χορδής στη μέση του ατόμου	Wright, 1971
Sway magnetometry	Ταλάντευση σώματος προς προσθιοπίσθια και πλευρική κατεύθυνση	Dean et al, 1986
Multi-sensor polymer insoles	Μέτρηση κατανομής πίεσης στα πόδια	Pedotti et al, 1984
Three-dimensional video analysis	Ισορροπία σε δυναμική πλατφόρμα-τριδιάστατη ανάλυση ισορροπίας	Newton and Neal, 1994
Muscle electrodes	Συμβολή κύριων μυϊκών ομάδων στον ορθοστατικό έλεγχο	Signorile et al, 1995
Tracking	Αξιολόγηση αιθουσαίου συστήματος-αιθουσαίο-οφθαλμικό αντανακλαστικό	Rubin, 1984, Jones et al, 1984, Allison et al, 1996

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 Δείγμα

Για τη δοκιμασία ισορροπίας με ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης, πήραν μέρος (5-10) υγιείς γυναίκες. Οι δοκιμαζόμενες είχαν προπονητική εμπειρία κλασικού μπαλέτου τουλάχιστον 8 ετών και φορούσαν υποδήματα μπαλέτου pointe για τουλάχιστον 2 έτη μέσα σε αυτό το χρονικό διάστημα, που ασκούσαν τη τεχνική του μπαλέτου. Δεν λαμβάνουμε υπόψη το επίπεδο των δοκιμαζόμενων στο κλασικό μπαλέτο, αλλά μας ενδιαφέρει η ικανότητα στατικής ισορροπίας σε ακροστασία με γυμνό πόδι, αλλά και πάνω σε pointe . Οι χορεύτριες που πήραν μέρος στη μελέτη δεν φορούσαν ακριβώς τα ίδια υποδήματα pointe , η κάθε δοκιμαζόμενη είχε επιλέξει συγκεκριμένο ζευγάρι pointe , το οποίο ήταν άνετη για εκείνη. Οι συμμετέχουσες δεν είχαν κάποιο πρόσφατο σοβαρό μυοσκελετικό τραυματισμό ή διαταραχή του αιθουσαίου συστήματος και πήραν μέρος στην δοκιμασία εφόσον είχαν ενημερωθεί πλήρως για τον σκοπό και τη διαδικασία της εργασίας. Όλες οι δοκιμαζόμενες υπέγραψαν το έντυπο συγκατάθεσης και συμπλήρωσαν το έντυπο ατομικών στοιχείων καθώς και ιατρικού ιστορικού, πριν από την έναρξη των μετρήσεων.

Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά των δοκιμαζόμενων (n=8)

Χαρακτηριστικά	Μέση τιμή ± Τυπική απόκλιση
Ηλικία (έτη)	22,37±2,5
Σωματικό Ανάστημα (cm)	162,6±5,95
Σωματική μάζα (kg)	54,62±8,03
Προπονητική εμπειρία κλασικού χορού (έτη)	11,75±4,13
Προπονητική εμπειρία pointe (έτη)	5,62±3,11

3.2 Όργανα μέτρησης

Για την αξιολόγηση της ισορροπίας, χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή Balance Test YMED για κινητό τηλέφωνο Xiaomi Redmi Note 5, διαθέσιμο από την Google Play Store™ για smart phone με λογισμικό Android (https://play.google.com/store/apps/details?id=com.hyunc.rehatrain.balancecheck&hl=en_US). Η εφαρμογή Balance Test YMED αναπτύχθηκε από την Physiotools YMED, μια ομάδα από το Gwangju Health College στη Νότια Κορέα και χρησιμοποιείται και έχει χρησιμοποιηθεί για την κλινική αξιολόγηση της ισορροπίας σε ασθενείς (Moral-Munoz, 2018) με συντελεστή ενδοταξικής συσχέτισης (τιμές ICC= 0.62-0,91) δηλαδή μέτρια προς υψηλή συσχέτιση (Domholdt, 2005) και συστηματικό σφάλμα 0,01-0,08 (Park et al., 2013). Το λογισμικό πρόγραμμα της εφαρμογής Balance Test YMED χρησιμοποιεί το ενσωματωμένο επιταχυνσιόμετρο του κινητού τηλεφώνου και προσφέρει συλλογή δεδομένων διάρκειας 10 δευτερολέπτων με συχνότητα δειγματοληψίας 16,6 Hz (166 δείγματα ανά δευτ). Η συλλογή δεδομένων γίνεται στη βάση οκτώ επιμέρους τμημάτων της επιφάνειας στήριξης (ογδοημόρια) στη βάση ενός καρτεσιανού συστήματος συντεταγμένων (Εικόνα 3.1.). Τα ογδοημόρια αναπαριστούν κατευθύνσεις όπου Q1,Q2 πρόσθια κατεύθυνση Q3,Q4 η δεξιά κατεύθυνση Q5,Q6 οπίσθια και τέλος Q7,Q8 η αριστερή κατεύθυνση. Διαθέτει 4 συνθήκες ισορροπίας Εικόνα 3.1. ΠΑΝΩ-Αριστερά (Vestibule, Sitting, Knee, Balance Board) και επιτρέπει την εισαγωγή ατομικών δεδομένων φύλου και ηλικίας (Εικόνα 3.1. ΠΑΝΩ-Δεξιά).

Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η συνθήκη Vestibule με σταθεροποιημένη τοποθέτηση του κινητού τηλεφώνου στη ραχιαία επιφάνεια του σώματος περίπου στο ύψος του κέντρου μάζας σώματος (KM). Σε κάθε συνθήκη, με την έναρξη της διαδικασίας γίνεται βαθμονόμηση ως προς την αρχική θέση τοποθέτησής του, και στη συνέχεια ακολουθεί ζεύγος διαδοχικών χρονικών παραθύρων συλλογής δεδομένων, διάρκειας 10 δευτ έκαστο. Το δεύτερο χρονικό παράθυρο συλλογής δεδομένων 10 δευτ ξεκινά όταν ο εξεταστής πατήσει το πλήκτρο START. Με την ολοκλήρωση του ζεύγους των χρονικών παραθύρων συλλογής δεδομένων, ο εξεταστής έχει στη διάθεσή του έκθεση αναφοράς αποτελεσμάτων με τις εξής παραμέτρους (Park et al., 2013): Συνολική βαθμολογία ισορροπίας (όσο καλύτερη η ισορροπία τόσο μεγαλύτερη η βαθμολογία (Hou et al., 2020), γραφική παράσταση της διαδρομής του KM στην προσθιοπίσθια και πλάγια κατεύθυνση, το σύνολο των θέσεων του KM σε κάθε ογδοημόριο, την απόσταση μεταξύ της αρχικής και της πιο απομακρυσμένης

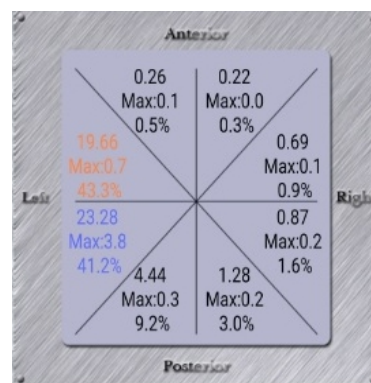
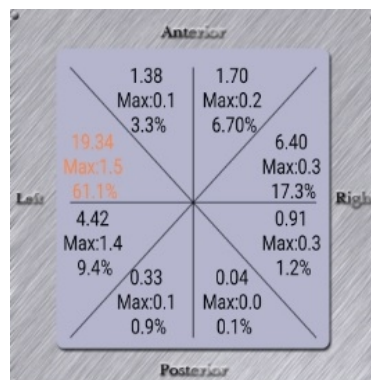
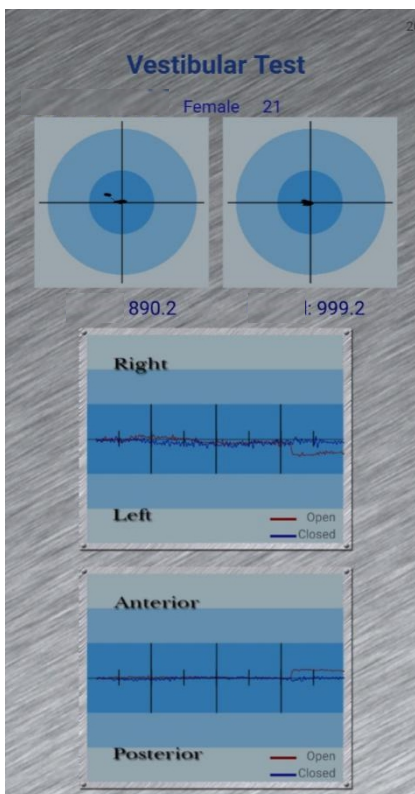
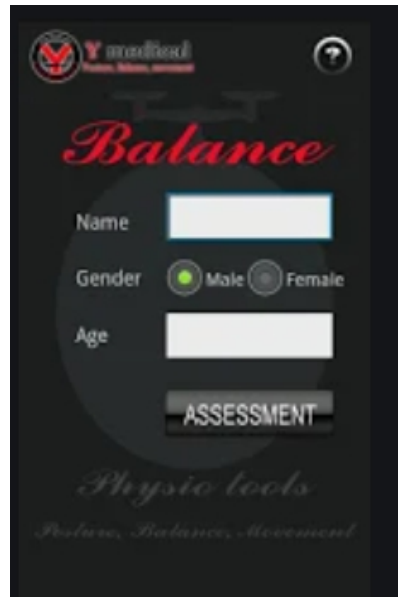
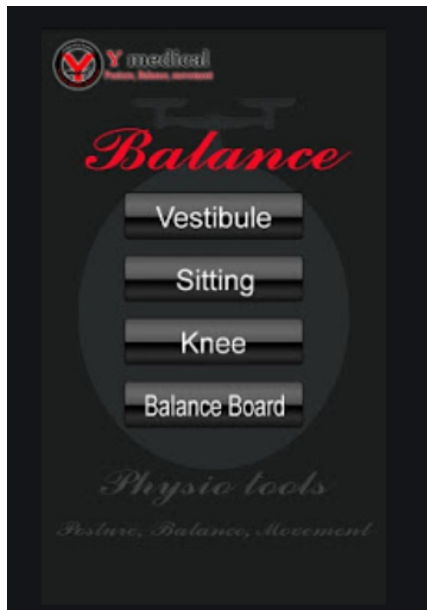
θέσης του ΚΜ σε κάθε ογδομήριο, και το ποσοστό του χρόνου παραμονής σε κάθε ογδομήριο, Ένα μειονέκτημα της εφαρμογής είναι ότι δεν προσφέρει αναλυτικές λεπτομέρειες για τις διαδικασίες της.

Τα υποδήματα *pointe* που χρησιμοποιήθηκαν, ελέγχθηκαν ως προς το χρόνο χρησιμοποίησής τους, εφόσον έρευνες όπως του [Bickle και συνεργατών \(2018\)](#) δείχνουν ότι ένα φθαρμένο υπόδημα *pointe* προκάλεσε σημαντικά μεγαλύτερη κάμψη του μεταταρσίου ($p < 0,01$), καθώς και μεγαλύτερη πελματιαία κάμψη ($p < 0,01$) σε θέση *full-pointe* (πλήρη πελματιαία κάμψη) σε σύγκριση με το νέο παπούτσι *pointe* αλλά δεν φάνηκαν διαφορές στην κατακόρυφη δύναμη ή στη σταθερότητα μεταξύ του νέου και του φθαρμένου παπουτσιού.

3.3 Διαδικασία συλλογής δεδομένων

Η διαδικασία της μέτρησης περιλάμβανε 10 προσπάθειες στατικής ισορροπίας σε ακροστασία χωρίς υπόδημα (ανυπόδητη ακροστασία) (*demi pointe /releve/full toes*) και 10 προσπάθειες στατικής ισορροπίας σε ακροστασία με υποδήματα κλασικού χορού *pointe* (*pointe full relevé*). Κατά τις δοκιμασίες ισορροπίας, οι οδηγίες που δόθηκαν στις δοκιμαζόμενες ήταν να έχουν τα χέρια τους χαλαρά δίπλα στο σώμα τους και να εστιάσουν το βλέμμα τους σε ένα σημείο το οποίο ήταν τοποθετημένο απέναντί τους στο ύψος των ματιών τους.

Πραγματοποιήθηκαν τρεις δοκιμαστικές προσπάθειες σε κάθε συνθήκη ακροστασίας, με 2 λεπτά διάλειμμα ανάμεσα στις προσπάθειες, και 5 λεπτά διάλειμμα πριν από την κύρια μέτρηση. Στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκαν 10 προσπάθειες για κάθε συνθήκη με 2 λεπτά διάλειμμα μεταξύ προσπαθειών (επιπλέον χρόνος ανάπαυσης μεταξύ προσπαθειών δινόταν μόνο εάν το ζητούσε η δοκιμαζόμενη). Μετά από κάθε προσπάθεια, κάθε δοκιμαζόμενη κατέγραφε σε ειδικό έντυπο την υποκειμενική της αίσθηση ως προς την κόπωση και την σταθερότητα της προσπάθειάς της, σύμφωνα με ειδικά διαμορφωμένα κλίμακα, αλλά και με τη δυνατότητα περαιτέρω προσωπικών της σχολίων. Σε ειδικό χαρτόνι το οποίο είχε τοποθετηθεί σταθερά στο πάτωμα, σχεδιάστηκε το περίγραμμα της βάσης στήριξης όπως αυτό οριζόταν από την τοποθέτηση των ποδιών κατά την ανυπόδητη ακροστασία και όπως οριζόταν από την ακροστασία με υπόδημα *pointe*, καθώς και το περίγραμμα επαφής κάθε επιμέρους ποδιού στη συνολική βάση στήριξης.



Εικόνα 3.1 Συνθήκες ισορροπίας (Αριστερά-ΠΑΝΩ) και εισαγωγή προσωπικών στοιχείων (Δεξιά-ΠΑΝΩ), και έκθεση αναφοράς (ΚΑΤΩ)για την εφαρμογή YMED balance (https://play.google.com/store/apps/details?id=com.hyunc.rehatrain.balancecheck&hl=en_US).

3.4 Χρονοδιάγραμμα

Οι κύριες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά από τη πιλοτική μελέτη και ολοκληρώθηκαν σε διάστημα 30 ημερών. Η διαδικασία συλλογής δεδομένων για κάθε δοκιμαζόμενη ήταν περίπου 30-40 λεπτά, συμπεριλαμβάνοντας τη συλλογή των αρχικών στοιχείων ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών καθώς και τις δοκιμαστικές προσπάθειες.

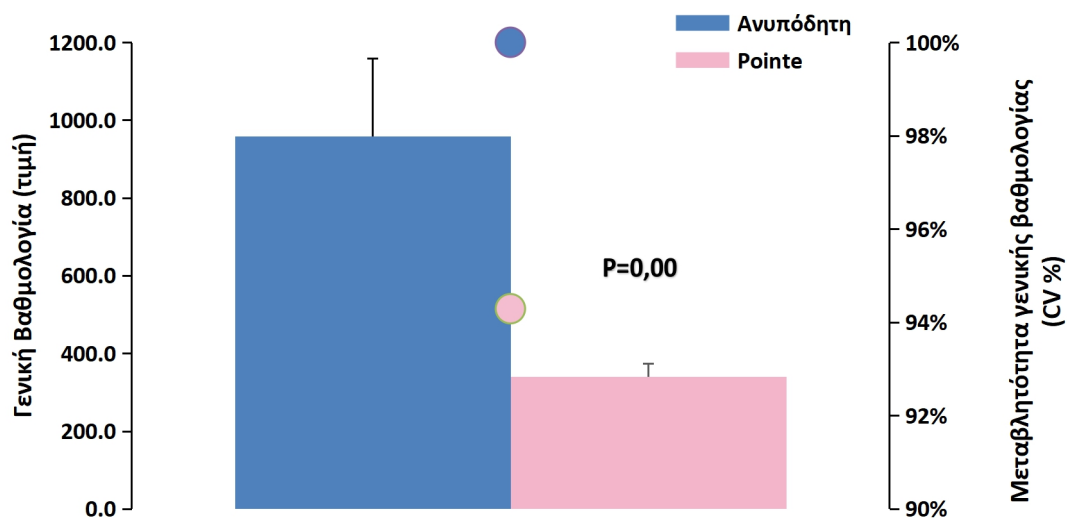
3.5 Στατιστική ανάλυση

Η επίδραση της ελαχιστοποίησης της βάσης στήριξης στη σταθερότητα της σωματικής στάσης ελέγχθηκε ως προς τη σημαντικότητα των διαφορών για τις ανυπόδητη ακροστασία και ακροστασία με υπόδημα pointe. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε μέσω t-test εξαρτημένων δειγμάτων. Το στατιστικό πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν SPSS v. 25.0 με επίπεδο σημαντικότητας $p < 0,05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

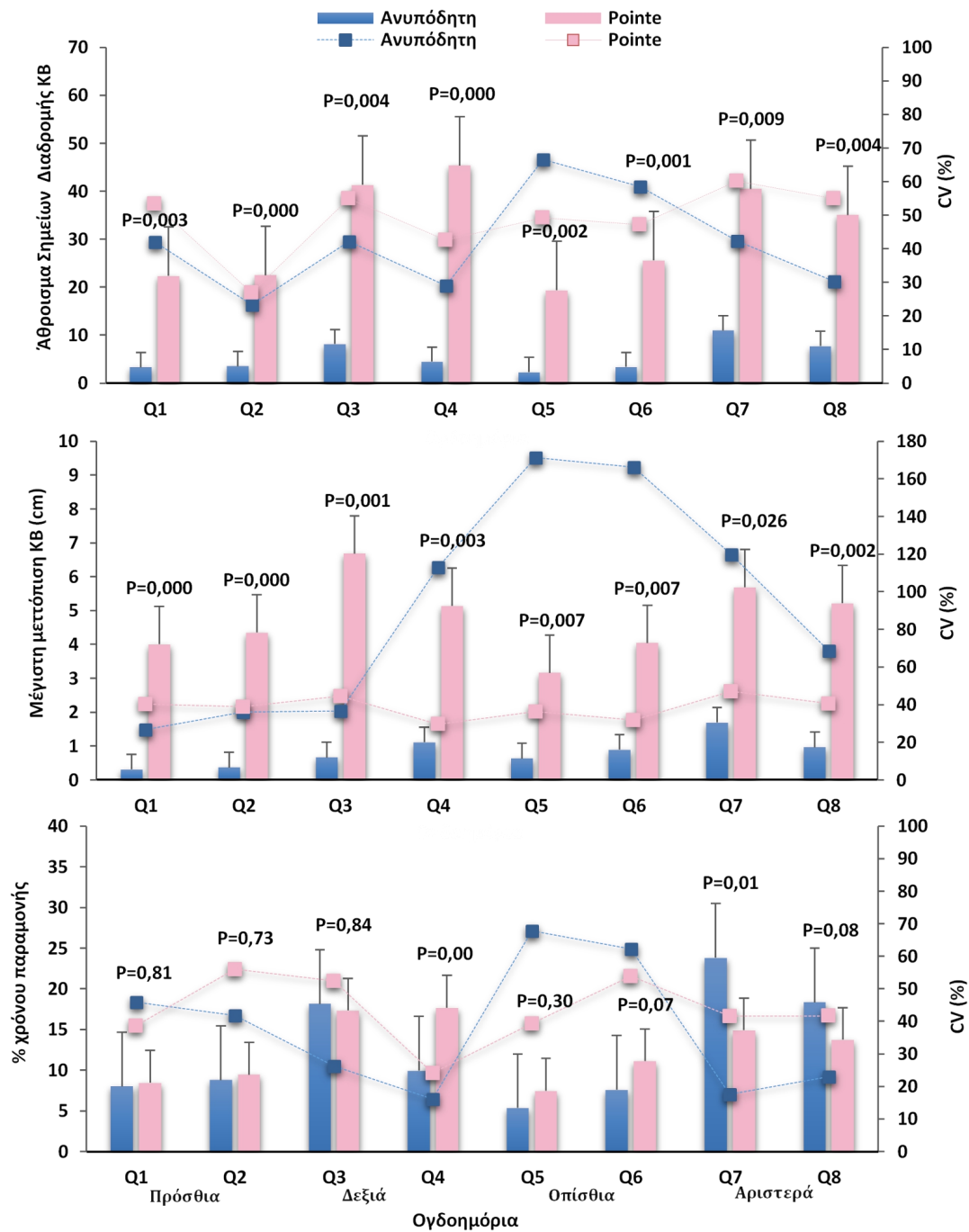
4.1. Ενδοομαδική σταθερότητα ισορροπίας

Η συνολική βαθμολογία (Γράφημα 4.1) δηλώνει σημαντικά χαμηλότερη σταθερότητα της ισορροπίας ($p = 0,00$) στη συνθήκη pointe συγκριτικά με την ανυπόδητη ακροστασία.



Γράφημα 4. 1. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση (αριστερός άξονας- μπάρες) και μεταβλητότητα (δεξιός άξονας- κύκλοι) γενικής βαθμολογίας σταθερότητας, κατά την ανυπόδητη ακροστασία (μπλε χρώμα) και την ισορροπία σε pointe (κόκκινο χρώμα).

Στο Γράφημα 4.2. απεικονίζεται η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και η μεταβλητότητα των μεταβλητών που αφορούν το σύνολο των θέσεων του KB (Γράφημα 4.2. ΠΑΝΩ), η μέγιστη απόστασή του από την αρχική θέση (Γράφημα 4.2. ΚΕΝΤΡΟ), καθώς και η ποσοστιαία διάρκεια παραμονής (Γράφημα 4.2. ΚΑΤΩ), για κάθε ένα ογδομήριο προσανατολισμού του KB. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι κατά την ακροστασία με υπόδημα pointe, η διαδρομή του KB (Γράφημα 4.2. ΠΑΝΩ), και η μέγιστη μετατόπισή του από την αρχική θέση (Γράφημα 4.2. ΚΕΝΤΡΟ) αυξάνονται σημαντικά ($p \leq 0.05$), συστηματικά σε όλα τα ογδομήρια προσανατολισμού του KB, χωρίς σημαντική αλλαγή ($p > 0.05$) στην ποσοστιαία διάρκεια του χρόνου παραμονής σε κάθε ογδομήριο (Γράφημα 4.2. ΚΑΤΩ).

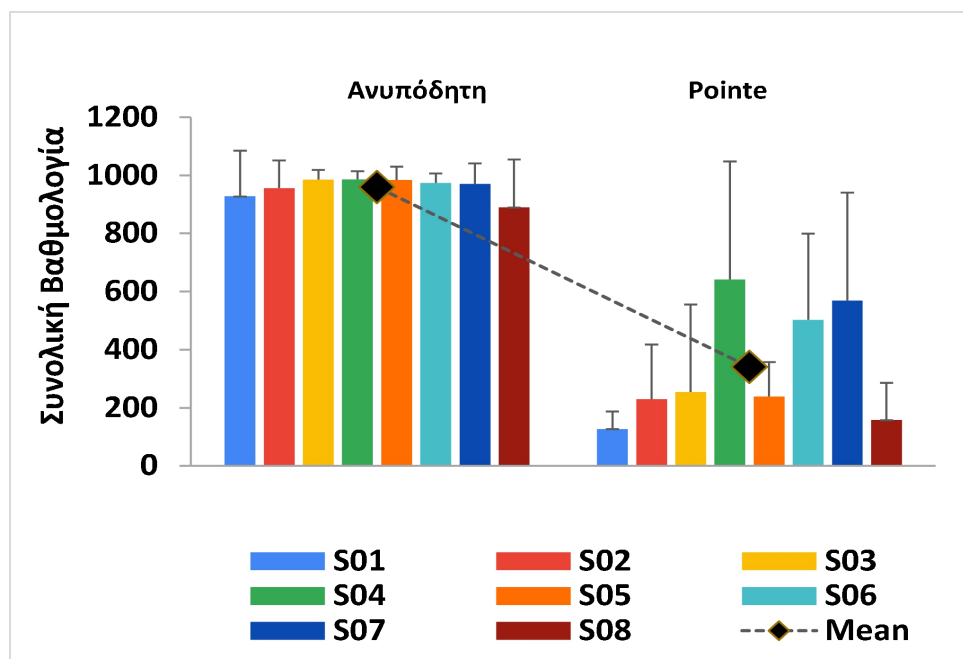


Γράφημα 4. 2. Μέση τιμή, τυπική απόκλιση (αριστερός άξονας) και μεταβλητότητα (δεξιός άξονας) σε κάθε ένα ογδομήριο προσανατολισμού του KB, για τις μεταβλητές που αφορούν το άθροισμα των σημείων της διαδρομής KB, τη μέγιστη απόσταση KB από αρχική θέση, και ποσοστιαία διάρκεια παραμονής στο αντίστοιχο ογδομήριο. Σημαντική διαφορά μεταξύ ανυπόδητης ακροστασίας και ακροστασίας με pointe όταν $p \leq 0,05$.

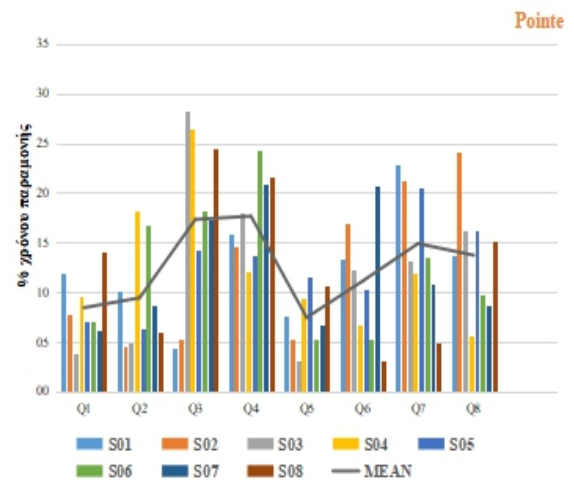
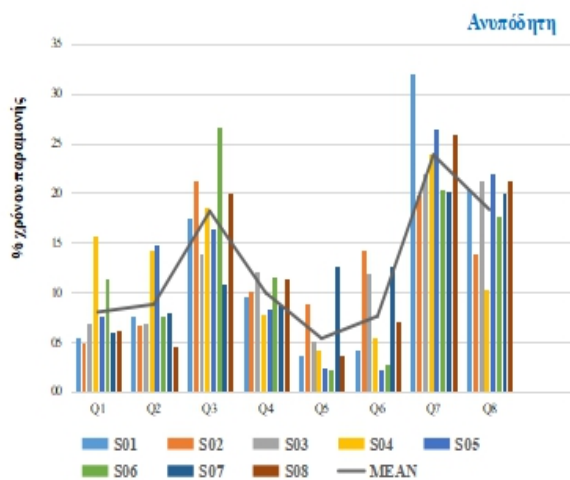
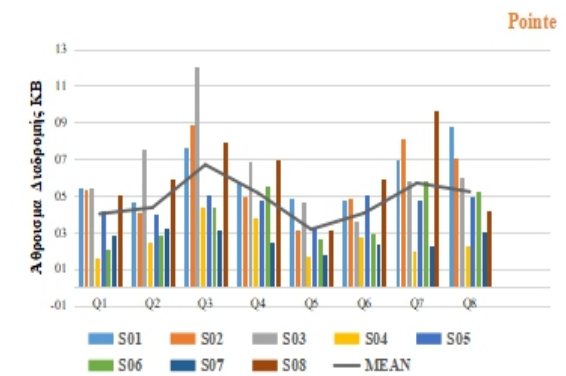
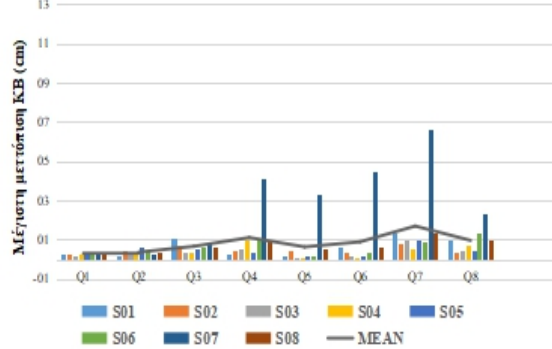
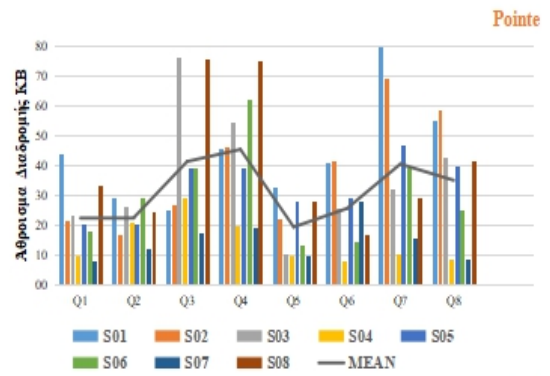
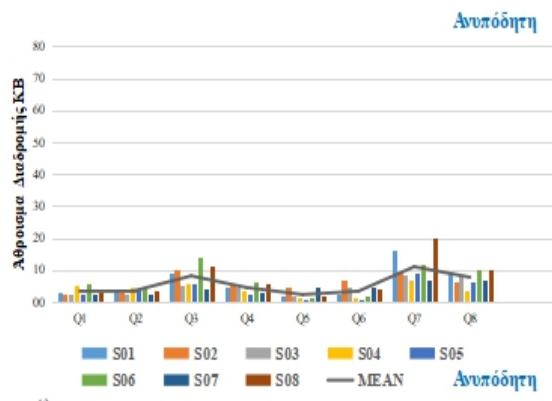
Η μέση τιμή της ατομικής μεταβλητότητας στις 10 προσπάθειες δεν φαίνεται να διαφέρει μεταξύ ανυπόδητης ακροστασίας και ακροστασίας με υπόδημα pointe , εκτός από τα ογδοημόρια Q4, Q5, Q6, Q7 για τη μέγιστη απόσταση μετατόπισης του ΚΒ από την αρχική θέση στην ανυπόδητη ακροστασία (Γράφημα 4.2- KENTPO). Η διαφορά αυτή δείχνει μια χαρακτηριστικά μεγαλύτερη μεταβλητότητα στην οπίσθια κατεύθυνση προσανατολισμού του ΚΒ η οποία συνδέεται με την εκτέλεση της δοκιμαζόμενης S05 όπως φαίνεται στο Γράφημα 4.4. στο οποίο απεικονίζονται οι ατομικές τιμές κάθε μίας δοκιμαζόμενης ξεχωριστά.

4.2 Ενδοατομική σταθερότητα ισορροπίας

Στο Γράφημα 4.3 παρουσιάζονται παρουσιάζεται η μέση τιμή και τυπική απόκλιση της συνολικής βαθμολογίας ισορροπίας για το σύνολο των 10 προσπαθειών σε κάθε συνθήκη ακροστασίας, σε κάθε μία δοκιμαζόμενη ξεχωριστά. Όπως φαίνεται στο Γράφημα 4.3, **συστηματικά όλες οι** δοκιμαζόμενες είχαν σημαντικά υψηλότερη γενική βαθμολογία κατά την ανυπόδητη ακροστασία ($p \leq 0,05$).

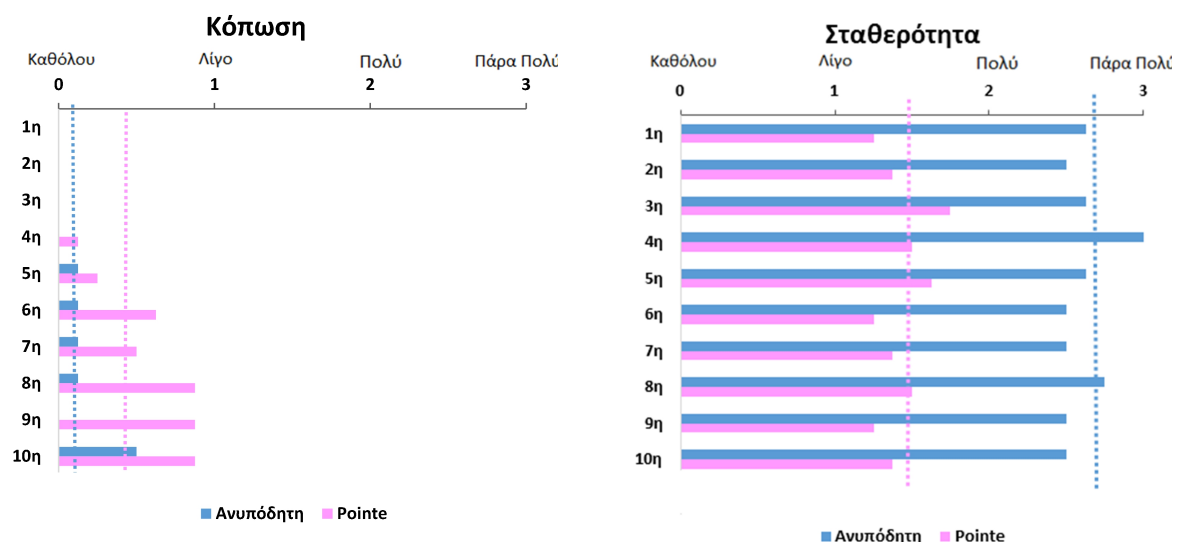


Γράφημα 4.3. Μέση τιμή και τυπική απόκλιση της γενικής βαθμολογίας των 10 προσπαθειών των δοκιμαζομένων στην ανυπόδητη ακροστασία και στην ακροστασία με pointe. Η ευθεία γραμμή δηλώνει τις μέσες τιμές του συνόλου των δοκιμαζομένων σε κάθε συνθήκη.



Γράφημα 4.4. Μέση τιμή αθροίσματος διαδρομής ΚΒ (πάνω), μέγιστης μετατόπισης ΚΒ (cm) (μέση) και %χρόνου παραμονής στα ογδομήτρια (κάτω) για κάθε δοκιμαζόμενη. Η τεθλασμένη γραμμή συνδέει τις μέσες τιμές του συνόλου των δοκιμαζομένων σε κάθε ογδομήριο.

Στο **Γράφημα 4.4** απεικονίζονται για κάθε μία δοκιμαζόμενη ξεχωριστά, η μέση τιμή και τυπική απόκλιση για το σύνολο των 10 προσπαθειών σε κάθε συνθήκη ακροστασίας, για τις μεταβλητές που αφορούν το σύνολο των θέσεων του ΚΒ (**Γράφημα 4.4 ΠΑΝΩ**), η μέγιστη απόστασή του από την αρχική θέση (**Γράφημα 4.4- ΚΕΝΤΡΟ**), καθώς και η ποσοστιαία διάρκεια παραμονής (**Γράφημα 4.4- ΚΑΤΩ**), για κάθε ένα ογδοημόριο προσανατολισμού του ΚΒ. Όπως φαίνεται στο **Γράφημα 4.4**, οι δοκιμαζόμενες εμφανίζουν μεταξύ τους παρόμοια ισορροπιστική εκτέλεση, με χαρακτηριστική την απόκλιση της δοκιμαζόμενης S05 στη μέγιστη μετατόπιση του ΚΒ στα ογδοημόρια Q4, Q5, Q6, Q7.



Γράφημα. 4.5. Υποκειμενικής αξιολόγησης της κόπωσης και της σταθερότητας της σωματικής στάσης από τις δοκιμαζόμενες μετά το τέλος κάθε μίας από το σύνολο των 10 επαναληπτικών προσπαθειών, για την ανυπόδητη ακροστασία (μπλε χρώμα) και την ακροστασία με pointe (κόκκινο χρώμα). Οι διακεκομμένες γραμμές δηλώνουν τη μέση τιμή των 10 προσπαθειών, αντίστοιχα (κλίμακα απαντήσεων: 0=Καθόλου, 1=Λίγο, Πολύ=2, Πάρα πολύ=3).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της εργασίας αυτής ήταν η μελέτη της επίδρασης της ελαχιστοποίησης της βάσης στήριξης στη σταθερότητα της ισορροπίας μέσω εφαρμογής κινητού τηλεφώνου που αξιοποιεί την τεχνολογία των επιταχυνσιομέτρων που είναι ενσωματωμένα στα κινητά τηλέφωνα για την καταγραφή των αλλαγών προσανατολισμού του σώματος. Συγκεκριμένα έγινε σύγκριση της σταθερότητας της ισορροπίας κατά την ανυπόδητη ακροστασία και κατά την ακροστασία με υπόδημα *pointe* , με χρήση της εφαρμογής κινητού YMED.

Τα αποτελέσματα δείχνουν την σημαντικά χαμηλότερη σταθερότητα της ισορροπίας κατά την ακροστασία με υπόδημα *pointe* , συστηματικά για όλες τις δοκιμαζόμενες και σε όλα τα ογδομήτρια προσανατολισμού του KB.

Ειδικότερα, η μείωση της ήδη μικρής βάσης στήριξης που προκύπτει με τις *pointe* είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση της της διαδρομής που διένυσε το KB για να διατηρηθεί η ισορροπία του σώματος και κατ' επέκταση την ελάττωση της σταθερότητας. Αυτή η αλλαγή φαίνεται να είναι μεγαλύτερη στην πλευρική μετατόπιση του KB συγκριτικά με την προσθιοπίσθια κατεύθυνση και στις δύο συνθήκες (Γράφημα 4.2.).

Εντούτοις, τόσο στην ανυπόδητη ακροστασία όσο και στην ακροστασία με *pointe* ο ποσοστιαίος χρόνος παραμονής σε κάθε ογδομήριο προσανατολισμού του KB δε διέφερε σημαντικά. Το εύρημα αυτό ενδεχομένως αποτυπώνει το όμοιο πρότυπο κινητικού ελέγχου του προσανατολισμού της ακροστασίας ανεξαρτήτως μεγέθους της βάσης στήριξης.

Το φυσιολογικό σύστημα ελέγχου της ισορροπίας, αποτελείται από διάφορα αισθητήρια συστήματα και περιλαμβάνει το σωματοαισθητικό, το οπτικό, το αιθουσαίο καθώς και το κινητικό σύστημα και ένα κεντρικό σύστημα ελέγχου, το οποίο περιλαμβάνει πολύπλοκες αλληλεπιδράσεις μεταξύ πολλαπλών νευρικών συστημάτων. Οι πληροφορίες από όλα αυτά τα συστήματα φαίνεται να ερμηνεύονται από το νευρικό σύστημα σύμφωνα με μία εσωτερική αναπαράσταση της κινητικής, αισθητηριακής και δυναμικής κατάστασης του σώματος (Horak & MacPherson, 1996). Η ισορροπία όμως μπορεί να επηρεαστεί από διάφορους παράγοντες όπως από τη βάση στήριξης, τη σωματική μορφολογική διάπλαση, το ύψος και το βάρος του ατόμου. Καθώς μειώνεται η βάση στήριξης ή/και ανυψώνεται το KB,

δημιουργούνται περισσότερες προκλήσεις με επακόλουθο να ελαττωθεί η ισορροπία του σώματος (Allard, et al., 2001).

Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι για την αξιολόγηση της ισορροπίας. Κυριότερα γίνεται με λειτουργικές αξιολογήσεις, με συστήματα αξιολόγησης και αντικειμενικές αξιολογήσεις, (Mancini & Horak, 2010, Browne, 2001). Η αξιολόγηση της ισορροπίας είναι αρκετά σημαντική με καθοριστικό ρόλο την κατανόηση της λειτουργίας των συστημάτων του ορθοστατικού ελέγχου. Επιπλέον προσφέρει πληροφορίες για την απόδοση καθώς και κλινική διάγνωση ορισμένων διαταραχών ενώ συνάμα βοηθάει τους επιστήμονες στην εκτίμηση της αντίστοιχης θεραπείας που εφήρμοσαν σε ασθενείς (Mancini & Horak, 2010, Browne, 2001). Στη παρούσα μελέτη η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε μέσω της εφαρμογής Balance Test YMED, διαθέσιμο από την Google Play Store TM για smart phone με λογισμικό Android. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε μέσω t-test εξαρτημένων δειγμάτων. Το στατιστικό πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν SPSS version 25.0 με επίπεδο σημαντικότητας $P < 0.05$. Για την εγκυρότητα των μετρήσεων έγιναν 10 προσπάθειες των 10 sec σε κάθε συνθήκη από το κάθε υποκείμενο.

5.1 Σύγκριση με μελέτες

Κατά την εκτέλεση μιας άσκησης ισορροπίας φορώντας pointe στο μπαλέτο, είναι επιτακτική ανάγκη, το KB να προβάλλεται όσο το δυνατόν πλησιέστερα στο κέντρο της βάσης στήριξης. Δεδομένης της μικρής βάσης στήριξης που προσφέρουν οι pointe και του μικρού εύρους των ορίων σταθερότητας στο σημείο της ισορροπίας, ο στατικός έλεγχος της χορεύτριας θα χαθεί εάν το KB κινηθεί πέρα από τα όρια της σταθερότητας (Simmons, 2005). Με βάση την παραπάνω πληροφορία, μπορούμε να δικαιολογήσουμε τη σημαντική μείωση της σταθερότητας και την αύξηση της κίνησης του ΚΜ στις δοκιμαζόμενες. Όμοια ευρήματα με μείωση της σταθερότητας κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης είναι των Hof et al., (2005) καθώς στις περιπτώσεις που μειώθηκε η βάση στήριξης, αυξήθηκε η κίνηση του ΚΜ και ως επακόλουθο μειώθηκε το περιθώριο σταθερότητας στη συγκεκριμένη μελέτη. Μία άλλη μελέτη σε χορευτές κλασσικού χορού των Pearson & Whitaker (2012), σε συνθήκες με γυμνό πόδι, με μαλακά υποδήματα μπαλέτου, με demi-pointe (υποδήματα μπαλέτου που επιτρέπουν εύρος ακροστασίας όσο και τα μαλακά παπούτσια) και με pointe, έδειξε πολύ μεγαλύτερη πίεση στην πελματιαία επιφάνεια του ποδιού φορώντας pointe και

ταυτόχρονα σημαντικά μικρότερη επιφάνεια επαφής (δηλαδή μικρότερη βάση στήριξης) με τα υποδήματα *pointe* συγκριτικά με τη βάση στήριξης που παρείχαν οι άλλες συνθήκες (ανυπόδητη και άλλων υποδημάτων κλασσικού χορού). Μια ένδειξη που επιφέρει πολύ μεγαλύτερες απαιτήσεις του ποδιού και των σχετικών δομών σε αυτήν τη κατάσταση.

Μελετώντας τα ευρήματα των Kirby et al. (1987), οι οποίοι σύγκριναν την ταλάντωση του σώματος σε διάφορες θέσεις των ποδιών κατά την όρθια στάση, συμπέραναν ότι μεγάλωνοντας τη βάση στήριξης όπως η συνθήκη με τα πόδια σε διάσταση, δημιουργείται μικρότερη ταλάντωση σε σχέση με τη συνθήκη όπου τα πόδια είναι σε επαφή. Επιπρόσθετα, παρατηρήθηκε αύξηση στην πλευρική κίνηση του ΚΜ σε σχέση με την προσθιοπίσθια, όπως συνέβη και στην παρούσα μελέτη. Αυτό μπορούσε να εξηγηθεί από το γεγονός ότι οι χορεύτριες εκπαιδεύονται να εκτελούν χορευτικές κινήσεις και ισορροπίες σε ασταθείς μικρές επιφάνειες που θέτουν περιορισμένη περιοχή κινητικότητας στην προσθιοπίσθια κατεύθυνση, επιτρέποντας έτσι περισσότερο τη πλευρική κατεύθυνση ως τη διαθέσιμη λύση για τη διατήρηση της ορθοστατικής ισορροπίας (Emmanouil et al., 2016).

5.2 Ερμηνεία αποτελεσμάτων

Από το φάσμα όλων των παραπάνω μελετών φαίνεται ότι η σταθερότητα της ισορροπίας του σώματος και τα όρια σταθερότητας του καθορίζονται από την θέση του ΚΜ, την ταχύτητα του ΚΜ και τη βάση στήριξης όπου καθορίζει και την πίεση που δέχεται το σημείο επαφής του σώματος με το έδαφος εφόσον η πίεση ορίζεται ως το πηλίκο της δύναμης (βάρος) που ασκείται κάθετα σε μία επιφάνεια (σημείο επαφής) προς το εμβαδόν της επιφάνειας αυτής (βάση στήριξης). Προκύπτει δηλαδή ότι μειώνοντας τη βάση στήριξης, μειώνεται και η σταθερότητα του σώματος, ενώ αυξάνεται το εύρος ταλάντωσής του από το κέντρο προς όλα τα επίπεδα. Τα αποτελέσματα της εργασίας δείχνουν ότι, μειώνοντας τη βάση στήριξης μέσω των υποδημάτων *pointe*, οι οποίες παρέχουν μικρότερη διεπιφάνεια επαφής μεταξύ ποδιού και εδάφους, μειώνεται σημαντικά η σταθερότητα των δοκιμαζομένων. Παράλληλα παρουσιάζεται η μετακίνηση του ΚΜ και παρατηρείται μία τάση μεγαλύτερης μετατόπισης ως προς το πλευρικό επίπεδο. Ωστόσο με βάση την ερμηνεία των Winter et al. (1993), στην οποία επισημαίνεται ότι οι μύες του ισχίου και συγκεκριμένα οι προσαγωγοί και απαγωγοί μύες, είναι υπεύθυνοι για τον έλεγχο της φόρτισης και αποφόρτισης του βάρους στα πόδια και ενδεχομένως η ενεργοποίηση των απαγωγών μυών

στο δεξί πόδι είναι αυξημένη, τότε το φορτίο (βάρος), θα μεταφερθεί από το αριστερό άκρο προς το δεξί. Ίσως στην παρούσα μελέτη η πλευρική μετατόπιση οφείλεται στην επιδέξια πλευρά των δοκιμαζομένων. Ο χρόνος παραμονής σε κάθε μία από τις 4 κατευθύνεις, όπως χωρίζονται μέσω της εφαρμογής στα αντίστοιχα ογδοημόρια, είναι παρόμοιος στις δύο συνθήκες.

Συμπερασματικά, η σταθερότητα της σωματικής στάσης κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης όπως αυτή προκύπτει από την ακροστασία με υπόδημα *pointe* συγκριτικά με την ανυπόδητη ακροστασία μειώνεται. Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης είναι σύμφωνα με προηγούμενες μελέτες, οι οποίες εξετάζουν την σταθερότητα του σώματος κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης. Στα ευρήματα των μελετών προκλήθηκε μείωση στη σταθερότητα της σωματικής στάσης. Η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης φορώντας *pointe*, δεν αποτελεί εξαίρεση στη παρούσα μελέτη όσο αφορά τη μείωση στη σταθερότητα της σωματικής στάσης. Επομένως η ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης με υποδήματα *pointe*, θα επιδράσει αρνητικά τη σταθερότητα της σωματικής στάσης.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Abrahamova, D. & Hlavacka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, 57 (6), 957-964. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.11.001>
- Allard, P., Nault, M.L., Hinse, S., LeBlanc, R., & Labelle, H. (2001). Relationship between morphologic somatotypes and standing posture equilibrium. *Annals of Human Biology*, 28 (6), 624-633. <https://doi.org/10.1080/03014460110047946>
- Bal, B.S. (2012). Effect of high volume versus low volume balance training on static and dynamic balance. *International Journal of Sports Science and Engineering*, 6 (1), 9-16. <https://www.semanticscholar.org/paper/Effect-of-High-Volume-versus-Low-Volume-Balance-on-Bal/aa17541eb00c638784db9a6a330782d859a5398e>
- Bickle, C., Deighan, M., & Theis N. (2018). The effect of pointe shoe deterioration on foot and ankle kinematics and kinetics in professional ballet dancers. *Human Movement Science*, 60, 72-77. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.05.011>
- Browne, J.E., & O'Hare, N.J. (2001). Review of the different methods for assessing standing balance. *Physiotherapy*, 87 (9), 489-495. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)60696-7](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)60696-7)
- Chien, H. L., Lu, T. W., & Liu, M. W. (2013). Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure during high-heeled gait. *Gait & Posture*, 38 (3), 391–396. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.015>
- Collins, J. J., De Luca, C. J., Burrows, A., & Lipsitz, L. A. (1995). Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, 104 (3), 480–492. <https://doi.org/10.1007/BF00231982>
- Colucci, L. A., & Klein, D. E. (2008). Development of an innovative pointe shoe. *Ergonomics in Design*, 16 (3), 6–12. <https://doi.org/10.1518/106480408X333091>
- Costa, M.S., Ferreira, A.D., & Felicio, L.R. (2013). Static and dynamic balance in ballet dancers: a literature review. *Fisioterapia e Pesquisa*, 20, 299-305. <https://doi.org/10.1590/S1809-29502013000300016>
- Cunningham, B.W., Distefano, A., Kirjanov, N.A., Levine, S.E., & Schon, L.C. (1998). A comparative mechanical analysis of the pointe shoe toe box. *The American Journal of Sports Medicine*, 26, 555-561. <https://doi.org/10.1177/03635465980260041501>

- Danis, C. G., Krebs, D. E., Gill-Body, K. M., & Sahrman, S. (1998). Relationship between standing posture and stability. *Physical Therapy*, 78 (5), 502–517. <https://doi.org/10.1093/ptj/78.5.502>
- Emmanouil A. & Rousanoglou, E. (2016). Effect of visual constraint on postural balance during handstand DOI: 10.13140/RG.2.1.3102.6168
- Fearing, F.S. (1924). The factors influencing static equilibrium. An experimental study of the influence of height, weight, and position of the feet on amount of sway, together with an analysis of the variability in the records of one reagent over a long period of time. *Journal of Comparative Psychology*, 4 (1), 91–121. <https://doi.org/10.1037/h0073215>
- Frank, J. S., & Earl, M. (1990). Coordination of posture and movement. *Physical Therapy*, 70 (12), 855–863. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.12.855>
- Hall, S.J. (2005). Basic Biomechanics-Εμβιομηχανική. Μετάφραση: Παραδείσης, Π. Γ. & Ψυχαράκης, Σ., Εκδότης: Παρισιάνου Α.Ε, σελ. 390-401, 426-452. <https://www.politeianet.gr/books/9789603943631-hall-j-susan-parisianou-ae-embiomichaniki-207753>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38 (1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Hoogenboom, B., Voight, M., Prentice, W. (2016). Φυσικοθεραπευτικές παρεμβάσεις στο μυοσκελετικό σύστημα: Τεχνικές για θεραπευτικές ασκήσεις. Μετάφραση: Γεωργούδης, Γ. , Κούτρας, Γ.,Μπίλλη, Ε.,Πουλής, Ι., Στριμπάκος, Ν., Τσέπης, Η., Φουσέκης, Κ. Εκδόσεις: Κωνσταντάρας, σελ.372-376. https://www.konstadaras.gr/index.php?route=product/product&product_id=3356
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2, ii7–ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517–533. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.5.517>
- Hou, Y. R., Chiu, Y. L., Chiang, S. L., Chen, H. Y., & Sung, W. H. (2019). Development of a smartphone-based balance assessment system for subjects with stroke. *Sensors* (Basel, Switzerland), 20 (1), 88. <https://doi.org/10.3390/s20010088>

- Hugel, F., Cadopi, M., Kohler, F., & Perrin, P. (1999). Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*, 20 (2), 86–92. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971098>
- Kim, M. J., & Kim, J. H. (2016). Comparison of lower limb muscle activation with ballet movements (releve and demi-plie) and general movements (heel rise and squat) in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 28 (1), 223–226. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.223>
- Kirby, R. L., Price, N. A., & MacLeod, D. A. (1987). The influence of foot position on standing balance. *Journal of Biomechanics*, 20 (4), 423–427. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90049-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90049-2)
- Kouzaki, M., & Masani, K. (2012). Postural sway during quiet standing is related to physiological tremor and muscle volume in young and elderly adults. *Gait & posture*, 35 (1), 11–17. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.028>
- Lauk, M., Chow, C.C., Pavlik, A.E., & Collins, J.J. (1998). Human balance out of equilibrium: Nonequilibrium statistical mechanics in posture control. *Physical Review Letters*, 80, 413–416. doi: 10.1103/PhysRevLett.80.413
- Le Huec, J. C., Saddiki, R., Franke, J., Rigal, J., & Aunoble, S. (2011). Equilibrium of the human body and the gravity line: the basics. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20 Suppl 5 (Suppl 5), 558–563. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1939-7>
- Lin, C. F., Su, F. C., & Wu, H. W. (2005). Ankle biomechanics of ballet dancers in relevé en pointé dance. *Research in Sports Medicine (Print)*, 13 (1), 23–35. <https://doi.org/10.1080/15438620590922068>
- Macedo, C., Gazzola, J. M., Ricci, N. A., Doná, F., & Ganança, F. F. (2015). Influence of sensory information on static balance in older patients with vestibular disorder. *Brazilian Journal of Otorhinolaryngology*, 81 (1), 50–57. <https://doi.org/10.1016/j.bjorl.2014.11.004>
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 46 (2), 239–248. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/>

- Macintyre, J., & Joy, E. (2000). Foot and ankle injuries in dance. *Clinics in Sports Medicine*, 19 (2), 351–368. [https://doi.org/10.1016/s0278-5919\(05\)70208-8](https://doi.org/10.1016/s0278-5919(05)70208-8)
- Malone, T. R., & Hardaker, W. T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 11 (8), 355–361. <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.11.8.355>
- Mergner, T., & Rosemeier, T. (1998). Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions--a conceptual model. *Brain Research. Brain Research Reviews*, 28 (1-2), 118–135. [https://doi.org/10.1016/s0165-0173\(98\)00032-0](https://doi.org/10.1016/s0165-0173(98)00032-0)
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2002). Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait & Posture*, 16 (1), 60–68. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00200-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00200-4)
- Moral-Munoz J.A, Moral-Munoz, J. A., Esteban-Moreno, B., Herrera-Viedma, E., Cobo, M. J., & Pérez, I. J. (2018). Smartphone applications to perform body balance assessment: A standardized review. *Journal of Medical systems*, 42 (7), 119. <https://doi.org/10.1007/s10916-018-0970-1>
- Nashner, L. M. (1982). Adaptation of human movement to altered environments. *Trends in Neurosciences*, 5 (10), 358–361. [https://doi.org/10.1016/0166-2236\(82\)90204-1](https://doi.org/10.1016/0166-2236(82)90204-1)
- Nashner, L. M., Shumway-Cook, A., & Marin, O. (1983). Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: Deficits in sensory organization and muscular coordination. *Experimental Brain Research*, 49 (3), 393–409. <https://doi.org/10.1007/BF00238781>
- Nihat, O. & Margareta, N. (2004). Fundamentals of biomechanics equilibrium and deformation-Θεμελιώδεις αρχές Βιομηχανικής. Μετάφραση: Μπουντόλος, Κ. Εκδότης: Π.Χ. Πασχαλίδης, σελ. 53-57, 78-79. <https://www.politeianet.gr/books/9789603992073-ozkaua-niiat-iatrikes-ekdoseis-p-ch-paschalidis-themeliodeis-arches-bio-michanikis-149080>
- Nichols, D. S., Glenn, T. M., & Hutchinson, K. J. (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Physical Therapy*, 75 (8), 699–706. <https://doi.org/10.1093/ptj/75.8.699>

- Nolan, L., & Kerrigan, D. C. (2004). Postural control: toe-standing versus heel-toe standing. *Gait & Posture*, 19 (1), 11–15. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(03\)00007-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(03)00007-9)
- Otten E. (1999). Balancing on a narrow ridge: biomechanics and control. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 354 (1385), 869–875. <https://doi.org/10.1098/rstb.1999.0439>
- Pai, Y. C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30 (4), 347–354. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(96\)00165-0](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(96)00165-0)
- Park, S.-D., Kim, J.-S., & Kim, S.-Y. (2013). Reliability and validity of the postural balance application program using the movement accelerometer principles in healthy young adults. *Physical Therapy Korea*, 20 (2), 52–59. <https://doi.org/10.12674/ptk.2013.20.2.052>
- Pearson, S. J., & Whitaker, A. F. (2012). Footwear in classical ballet: a study of pressure distribution and related foot injury in the adolescent dancer. *Journal of Dance Medicine & Science: Official publication of the International Association for Dance Medicine & Science*, 16 (2), 51–56. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22687718/>
- Peterka R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 88 (3), 1097–1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>
- Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. (2004). Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 91 (1), 410–423. <https://doi.org/10.1152/jn.00516.2003>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance?. *Clinical Rehabilitation*, 14 (4), 402–406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Simmons R. W. (2005). Neuromuscular responses of trained ballet dancers to postural perturbations. *The International Journal of Neuroscience*, 115 (8), 1193–1203. <https://doi.org/10.1080/00207450590914572>
- Stoyanov, S. R., Hides, L., Kavanagh, D. J., Zelenko, O., Tjondronegoro, D., & Mani, M. (2015). Mobile app rating scale: a new tool for assessing the quality of health mobile apps. *JMIR mHealth and uHealth*, 3 (1), e27. <https://doi.org/10.2196/mhealth.3422>
- Sousa, A. S., Silva, A., & Tavares, J. M. (2012). Biomechanical and neurophysiological mechanisms related to postural control and efficiency of movement: a

- review. *Somatosensory & Motor Research*, 29 (4), 131–143.
<https://doi.org/10.3109/08990220.2012.725680>
- Sumiya, Alberto & Thiesen, Tatiana. (2011). Equilíbrio e arco plantar no balé clássico. *ConScientiae Saude*. 10, 138-142. doi:10.5585/ConScientiaeSaude/2011/v10n1/2550
- Tanabe, H., Fujii, K., & Kouzaki, M. (2012). Large postural fluctuations but unchanged postural sway dynamics during tiptoe standing compared to quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22 (6), 975–982.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.05.006>
- Torba, R. G. & Rice, D. A. (1993). Pressure analysis of the ballet foot while en pointe . *Proceedings of the Twelfth Southern Biomedical Engineering Conference*, 48-50.
doi: 10.1109/SBEC.1993.247350<https://ieeexplore.ieee.org/document/247350>
- Trepman, E., Gellman, R. E., Solomon, R., Murthy, K. R., Micheli, L. J., & De Luca, C. J. (1994). Electromyographic analysis of standing posture and demi-plié in ballet and modern dancers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26 (6), 771–782.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199406000-00018>
- Van der Kooij, H., Jacobs, R., Koopman, B., & Grootenboer, H. (1999). A multisensory integration model of human stance control. *Biological Cybernetics*, 80 (5), 299–308.
<https://doi.org/10.1007/s004220050527>
- Winter, D.A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* (3) 193-214. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Winter, D. A., Patla, A. E., Ishac, M., & Gage, W. H. (2003). Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13 (1), 49–56.
[https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(02\)00085-8](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(02)00085-8)
- Winter, D.A., Prince, F., Stergiou, P., & Powell, C. (1993). Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with centre of pressure changes in quiet standing. *Neuroscience Research Communications*. 12, (3, 141-148.
<https://www.semanticscholar.org/paper/Medial-lateral-and-anterior-posterior-motor-with-of-Winter-Prince/4fae12d52747df83f871ac168d3269ca07acd893>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΠΑΡ-1. Έντυπο Συγκατάθεσης

ΠΑΡ-2. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων

ΠΑΡ-3. Ερωτηματολόγιο αξιολόγησης κόπωσης

ΠΑΡ-4. Πρωτόκολλο Μετρήσεων

ΠΑΡ-5. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας

ΠΑΡ-1. Έντυπο έγκρισης από την επιτροπή δεοντολογίας



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ

Δάφνη, Τετάρτη, 12 Φεβρουαρίου 2020

Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1165/12-02-2020

Αγαπητή κυρία Παντερή,

Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 12-02-2020 εξέτασε την αίτησή σας από 05-02-2020, με τίτλο "Σταθερότητα σωματικής στάσης κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης" και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται ως έχει. Επισημαίνεται όμως ότι ο ελάχιστος αριθμός των συμμετεχουσών (n=5) είναι μικρός και θα πρέπει να αυξηθεί.

Ο συντονιστής της Επιτροπής

Γρηγόρης Μπογδάνης,
Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ

*Η υπογραφή έχει τεθεί επί του πρωτοτύπου που τηρείται στη Γραμματεία της Επιτροπής

ΠΑΡ-2. Έντυπο Συγκατάθεσης



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

Έντυπο Συγκατάθεσης - Συμμετοχή σε Ερευνητική Εργασία με Τίτλο: «Σταθερότητα σωματικής στάσης κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης»

Η έρευνα γίνεται υπό την επίβλεψη της Αναπληρώτριας Καθηγήτριας Αθλητικής Βιομηχανικής κας. Ρουσάνογλου Ελισσάβητ (erousan@phed.uoa.gr)

1) Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της εργασίας είναι η μελέτη και η αξιολόγηση της σταθερότητας της σωματικής στάσης κατά την ελαχιστοποίηση της βάσης στήριξης όπως στην περίπτωση της ανυπόδητης ακροστασίας και της ακροστασίας με υποδήματα pointe του κλασσικού χορού.

2) Διαδικασία μέτρησης

1) Μέτρηση σωματικού αναστήματος, σωματικής μάζας, μήκος άκρου ποδιού, νούμερο υποδήματος pointe και καταγραφή κυρίαρχου άνω άκρου με βάση την άκρα χείρα που χρησιμοποιείται για τη γραφή.

2) Αξιολόγηση κυρίαρχου ποδιού με τις 3 παρακάτω δοκιμασίες:

-Πόδι που χρησιμοποιεί η δοκιμαζόμενη για το λάκτισμα μπάλας,

-Προβολή σκέλους κατά την ώθηση της δοκιμαζόμενης από την εξετάστρια

3) Αποτύπωση περιγράμματος βάσης στήριξης κατά την ανυπόδητης ακροστασίας και της ακροστασίας με υποδήματα pointe του κλασσικού χορού.

4) Μέτρηση διαδρομής κέντρου μάζας στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, σε δύο συνθήκες ακροστασίας : Α) ανυπόδητη ακροστασία και Β) ακροστασία με υπόδηση pointe κλασσικού χορού. Η διαδρομή του κέντρου μάζας με χρήση της εφαρμογής Balance Test YMED, μέσω κινητού τηλεφώνου (σταθεροποίηση κινητού τηλεφώνου με το κάτω άκρο του να βρίσκεται στο ύψος των οπίσθιων άνω λαγόνιων αποφύσεων).

5) Τρεις δοκιμαστικές προσπάθειες σε κάθε συνθήκη ακροστασίας, με 2 λεπτά διάλειμμα πριν από κάθε προσπάθεια και 5 λεπτά διάλειμμα πριν την κύρια μέτρηση.

6) Συλλογή δεδομένων: 10 προσπάθειες ανυπόδητης ακροστασίας και 10 με υποδήματα pointe του κλασσικού χορού, με 5 λεπτά διάλειμμα μεταξύ συνθηκών ακροστασίας. Μετά από κάθε προσπάθεια θα γίνεται καταγραφή της αίσθησης κόπωσης της δοκιμαζόμενης σύμφωνα με ειδικά διαμορφωμένη κλίμακα αλλά και με δυνατότητα επιπλέον σχολίων από την πλευρά της δοκιμαζόμενης.

Σε κάθε περίπτωση θα δίνεται επιπλέον χρόνος ανάπαυσης εάν αυτός ζητηθεί από τη δοκιμαζόμενη με καταγραφή της διάρκειας αυτού.

3. Ενδεχόμενοι κίνδυνοι:

Αυτή η μελέτη δεν περιλαμβάνει κινδύνους.

4. Οφέλη:

Η συμμετοχή σας στην έρευνα είναι εθελοντική και δεν θα υπάρξουν προσωπικά οφέλη.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σας στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείτε με την μελλοντική δημοσίευση των ερευνητικών αποτελεσμάτων(διαλέξεις, μαθήματα, συνέδρια, ημερίδες επιστημονικού ή εκπαιδευτικού χαρακτήρα), με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Το υλικό αποθηκεύεται στον προσωπικό μου υπολογιστή.Στα δεδομένα έχουν πρόσβαση αποκλειστικά η κύρια ερευνήτρια και η επιβλέπουσα της πτυχιακής εργασίας. Τα δεδομένα δεν παρουσιάζονται με το πλήρες ονοματεπώνυμο αυτών αλλά με κωδικοποίηση της μορφής S01, S02 κλπ όπου S το αρχικό της λέξης Subject. Διευκρινίζεται ότι η προβολή σε παρουσίαση ή συμπερίληψη σε κείμενο φωτογραφιών ή και αποσπασμάτων/στιγμιότυπων εικονοσκόπησης) θα γίνει τηρώντας την αρχή της ανωνυμίας, με απόκρυψη του προσώπου τους ΚΑΙ των προσωπικών τους στοιχείων.

7. Ελευθερία συναίνεσης:

Η συμμετοχή σου στην παρούσα έρευνα είναι εντελώς εθελοντική με σκοπό να βοηθήσει στη συλλογή πληροφοριών για την παραγωγή καινούριας γνώσης. Είστε ελεύθερος-η να μην συναινέσετε ή να αποσύρετε τη συμμετοχή σας και να αποχωρήσετε, σε οποιοδήποτε στάδιο των μετρήσεων, χωρίς να χρειαστεί να δικαιολογήσεις την απόφαση σου.

8. Πληροφορίες:

Μη διστάσετε να κάνετε ερωτήσεις για οτιδήποτε αφορά το σκοπό και τη διαδικασία της έρευνας. Για οποιαδήποτε αμφιβολία μπορείτε να απευθυνθείτε στη κύρια ερευνήτρια, είτε στην επιβλέπουσα καθηγήτρια.

9.Δήλωση συναίνεσης:

Λαμβάνοντας υπόψιν όλα τα παραπάνω, δηλώνω υπεύθυνα ότι συμμετέχω με την βούληση μου στη συγκεκριμένη προπτυχιακή ερευνητική εργασία και αποδέχομαι να συμμετάσχω στις δοκιμασίες που προβλέπονται από το πρωτόκολλο της έρευνας.

Ημερομηνία.....

Ονοματεπώνυμο και υπογραφή συμμετέχουσας:

.....

Υπογραφή υπεύθυνη έρευνας

.....

ΠΑΡ-3. Έντυπο ατομικών στοιχείων και ιατρικού ιστορικού δοκιμαζομένων

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΗΣ- ΙΑΤΡΙΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ

Ημερομηνία μέτρησης:Βοηθός μέτρησης:.....

Στοιχεία δοκιμαζόμενης:

Όνοματεπώνυμο:.....Κωδικός:.....

Τηλέφωνο επικοινωνίας:.....e-mail:.....

Ημερομηνία γέννησης:.....

Ανάστημα(m):.....

Σωματική μάζα(kg):.....

Ιατρικό ιστορικό δοκιμαζόμενης:

Παθολογικές παθήσεις:.....

Μυοσκελετικές παθήσεις:.....

Νευρολογικές παθήσεις:.....

Οφθαλμικές παθήσεις:.....

Παθήσεις του ακουστικού συστήματος:.....

Διαταραχές του αιθουσαίου συστήματος:.....

Πρόσφατος μυοσκελετικός τραυματισμός:.....

Αναφερόμενη αίσθηση αστάθειας σε κάποια άρθρωση:.....

**Υπάρχει ρητή δέσμευση μη δημοσιοποίησης του ιστορικού σε τρίτα*

πρόσωπα πέραν της επιβλέπουσας καθηγήτριας Ελισσάβητ Ρουσάνογλου και της

κύριας ερευνήτριας Παντερή Φανή

ΠΑΡ-4. Ερωτηματολόγιο υποκειμενικής αξιολόγησης της κόπωσης και της σταθερότητας.

Το παρόν ερωτηματολόγιο συμπληρώθηκε από τις δοκιμαζόμενες για την αξιολόγηση της υποκειμενικής αίσθησης κόπωσης και για την αξιολόγηση υποκειμενικής αίσθησης σταθερότητας κατά τη διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων. Δόθηκαν ξεχωριστά έντυπα για κάθε αξιολόγηση.

Για την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου δόθηκαν οι ακόλουθες οδηγίες:
«Διαβάστε προσεκτικά κάθε ερώτηση και συμπληρώστε με ένα X το αντίστοιχο κουτάκι.»

Για κάθε ερώτηση συμπληρώστε ένα μόνο κουτάκι από τις πιθανές 4 απαντήσεις.»

Πόσο κουράστηκες σε κάθε προσπάθεια; Πόσο σταθερή ένιωσες σε κάθε προσπάθεια;

ΠΡΟΣΠΑΘΕΙΑ ^α	<u>Πάρα Πολύ</u> ^α	<u>Πολύ</u> ^α	<u>Λίγο</u> ^α	<u>Καθόλου</u> ^α
1η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
2η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
3η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
4η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
5η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
6η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
7η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
8η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
9η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
10η ^α	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>

ΠΑΡ-5. Πρωτόκολλο Μετρήσεων

Ημερομηνία: Ωρα:.....

ΕΠΩΝΥΜΟ: ΟΝΟΜΑ:

Ημερ. Γέννησης:

1. Σωματική Μάζα(κιλά)	
2. Σωματικό ανάστημα (εκ)	
3. Μήκους άκρου ποδιού (εκ)	
4. Νούμερο υποδήματος pointe	
5. Κυρίαρχου άνω άκρου με βάση την άκρα χείρα που χρησιμοποιείται για τη γραφή.	
5. Κυρίαρχο κάτω άκρο με δοκιμασία λακτίσματος μπάλας	
6. Κυρίαρχο κάτω άκρο με δοκιμασία προβολής σκέλους κατά την ώθηση της δοκιμαζόμενης από την εξετάστρια	

8) Καταγραφή δοκιμασιών

Μέτρηση διαδρομής κέντρου μάζας στην προσθιοπίσθια και πλάγια διεύθυνση, σε δύο συνθήκες ακροστασίας : Α) ανυπόδητη ακροστασία και Β) ακροστασία με υπόδηση pointe κλασσικού χορού.

Η διαδρομή του κέντρου μάζας με χρήση της εφαρμογής YMED Balance Test μέσω κινητού τηλεφώνου (σταθεροποίηση κινητού τηλεφώνου με το κάτω άκρο του να βρίσκεται στο ύψος των οπίσθιων άνω λαγόνιων αποφύσεων). Επομένως τα δεδομένα αποθηκεύονται στο κινητό τηλέφωνο της κύριας ερευνήτριας με κωδικό ασφαλείας. Κατά τη καταγραφή των δεδομένων χρησιμοποιούνται κωδικά ονόματα S (Subject).

Η δοκιμαζόμενη περιγράφει σε κάθε προσπάθεια την υποκειμενική της αίσθηση σχετικά με τη σταθερότητα του σώματός της σε κάθε προσπάθεια(Εμπρόσθια, οπίσθια, δεξιά, αριστερή πτώση-κλίση).

Έντυπο καταγραφής υποκειμενικής αίσθησης σταθερότητας		
Κωδικός Δοκιμαζόμενης: Ονοματεπώνυμο:		
Προσπάθειες	Ανυπόδητη	pointe
1η	Αίσθηση σταθερότητας	Σχετικά σταθερή
2η	Αίσθηση σταθερότητας	Ελαφριά οπίσθια κλίση
3η	Αίσθηση σταθερότητας	Αίσθηση σταθερότητας
4η	Αίσθηση σταθερότητας	Αίσθηση σταθερότητας
5η	Αίσθηση σταθερότητας	Αίσθηση σταθερότητας
6η	Αίσθηση σταθερότητας	οπίσθια κλίση
7η	Αίσθηση σταθερότητας	Προβολή δεξιού ποδιού πίσω
8η	Αίσθηση σταθερότητας	Προβολή δεξιού ποδιού μπροστά
9η	Αίσθηση σταθερότητας	Προβολή αριστερού ποδιού μπροστά
10η	Αίσθηση σταθερότητας	Βηματισμοί