

ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ & ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ ΣΕΡΡΩΝ



ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ»

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΑΝΘΡΩΠΟΜΕΤΡΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΤΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ
ΕΚΤΕΛΕΣΗ ΜΕΓΙΣΤΩΝ ΕΚΟΥΣΙΩΝ ΤΑΛΑΝΤΩΣΕΩΝ ΣΕ
ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ.**

Του
Ζωγράφου Μάνου Αλέξανδρου

Μεταπτυχιακή διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα του
Τμήματος για την εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του
μεταπτυχιακού τίτλου σπουδών στο Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και
Αθλητισμού Σερρών

ΣΕΡΡΕΣ, ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 2021

Τριμελής Επιτροπή:

Λήδα Μαδεμλή

Επίκουρη Καθηγήτρια, Τ.Ε.Φ.Α.Α, Σέρρες, Α.Π.Θ (Επιβλέπων καθηγητής)

Ειρήνη Κοϊδου

Αναπληρ. Καθηγήτρια, Τ.Ε.Φ.Α.Α, Σέρρες, Α.Π.Θ

Βασιλεία Χατζητάκη

Καθηγήτρια, Τ.Ε.Φ.Α.Α, Α.Π.Θ

Copyright ©
Ζωγράφος Μάνος Αλέξανδρος

ALL RIGHTS RESERVED

Περίληψη

ΖΩΓΡΑΦΟΣ ΜΑΝΟΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΑΝΘΡΩΠΟΜΕΤΡΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΣΤΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΚΤΕΛΕΣΗ ΜΕΓΙΣΤΩΝ ΕΚΟΥΣΙΩΝ ΤΑΛΑΝΤΩΣΕΩΝ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΕΣ

(Υπό την επίβλεψη της Επίκ. Καθηγήτριας κα. Μαδεμλή Λήδα)

Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν να διερευνήσει την επίδραση του Δείκτη Μάζας Σώματος (ΔΜΣ) στη συμπεριφορά του κέντρου πίεσης (ΚΠ) κατά την όρθια στάση (στατική και δυναμική). Στην έρευνα έλαβαν μέρος 23 άτομα χωρισμένα σε 2 ομάδες. 1^η ομάδα αποτελούνταν από 11 άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ (ηλικία: 21.8 ± 1.4 ετών, σωματική μάζα: 79.4 ± 5.7 kg, ύψος: 1.82 ± 3.8 cm, μήκος πέλματος: 27 ± 1.2 cm, ΔΜΣ: 23.3 ± 1.3). 2^η ομάδα αποτελούνταν από 12 παχύσαρκα άτομα με ΔΜΣ > 30 (ηλικία: 23.1 ± 4.8 ετών, σωματική μάζα: $111.3 \text{ kg} \pm 33.2 \text{ kg}$, ύψος: $1.77.8 \pm 5.5$ cm, μήκος πέλματος: 26.5 ± 1.5 cm, ΔΜΣ 33.9 ± 6.7). Πραγματοποιήθηκαν 6 πειραματικές συνθήκες όρθιας στάσης πάνω σε δυναμοδάπεδο: (α) 2 στατικές δοκιμασίες που αποτελούνταν από: (1) ελεύθερη στάση, (2) στάση με βλέμμα εστιασμένο σε σταθερό σημείο, και 4 δυναμικές δοκιμασίες μέγιστης εκούσιας προσθοπίσθιας ταλάντωσης σε τέσσερις διαφορετικές συχνότητες: (1) προτιμώμενη, (2) μέγιστη, (3) στο 75% της προτιμώμενης και (4) μέγιστη στο 125% της προτιμώμενης. Οι (3) και (4) πειραματικές συνθήκες ήταν καθοδηγούμενες από ηχητικό σήμα στην επιθυμητή συχνότητα. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες παρουσίασαν μεγαλύτερη διαδρομή του ΚΠ κατά την όρθια στάση ανεξαρτήτως συνθήκης. Κατά τις εκούσιες δυναμικές ταλαντώσεις, δεν υπήρχε αλληλεπίδραση ανάμεσα στις δύο ομάδες και τη συχνότητα ταλάντωσης. Και οι δύο ομάδες παρουσίασαν μεγαλύτερη μετατόπιση του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις υψηλές συχνότητες (μέγιστη και 125% της προτιμώμενης) από ότι κατά την ταλάντωση στην προτιμώμενη συχνότητα. Οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες είχαν μικρότερη μετατόπιση του ΚΠ από ότι οι συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ μόνο κατά την ταλάντωση στη μέγιστη συχνότητα και στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας. Τέλος ως προς το

συγχρονισμό των 2 ομάδων με το ακουστικό ερέθισμα δεν βρέθηκε καμία διαφορά ανάμεσα στις ομάδες ανεξαρτήτως συχνότητας ταλάντωσης. Συμπερασματικά, οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες παρουσίασαν παρόμοια συμπεριφορά του ΚΠ σε όλες τις συνθήκες εκτός από τη μέγιστη συχνότητα και αργή καθοδηγούμενη ταλάντωση με τους συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ κατά τις δυναμικές ταλαντώσεις, υποδηλώνοντας παρόμοιο ορθοστατικό έλεγχο για τις δύο ομάδες. Αντίθετα στις στατικές δοκιμασίες, οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες παρουσίασαν χειρότερο ορθοστατικό έλεγχο. Φαίνεται ότι τα παχύσαρκα άτομα είναι το ίδιο ικανά να ελέγχουν την όρθια στάση κατά την εκτέλεση δοκιμασιών, που η κίνηση τους είναι περιοδική και επομένως προβλέψιμη, όπως είναι η καθοδηγούμενη ταλάντωση από περιοδικό σήμα, αλλά υστερούν σε σχέση με τα άτομα με ΦΔΜ στον έλεγχο του ΚΠ όταν η κίνηση είναι χαοτική και βασίζεται κυρίως σε μηχανισμούς αντίδρασης.

Λέξεις κλειδιά: Στάση, Ορθοστατικός έλεγχος, Παχυσαρκία, ΔΜΣ, Ακουστικό ερέθισμα.

Abstract

Zografos Manos Alexandros

THE EFFECT OF ANTHROPOMETRIC CHARACTERISTICS ON THE BEHAVIOR OF THE CENTER OF PRESSURE DURING THE PERFORMANCE OF MAXIMUM VOLUNTARY OSCILLATIONS IN DIFFERENT FREQUENCIES

(Under the supervision of Assistant Professor Ms. Lida Mademli)

The purpose of this study was to investigate the effect of Body Mass Index (BMI) on the behavior of the center of pressure (COP) during standing and performing maximum voluntary oscillations at different frequencies. The research involved 23 people divided into 2 groups. 1st group consisted of 11 people with normal BMI<25 (age: 21.8 ± 1.4 years, body mass: 79.4 ± 5.7 kg, height: 1.82 ± 3.8 cm, foot length: 27 ± 1.2 cm, BMI: 23.3 ± 1.3). 2nd group consisted of 12 obese people with BMI>30 (age: 23.1 ± 4.8 years, body mass: 111.3 ± 33.2 kg, height: $1.77.8 \pm 5.5$ cm, foot length: 26.5 ± 1.5 cm, BMI 33.9 ± 6.7). Six experimental standing posture conditions were performed on a force platform : (a) 2 static tests consisting of: (1) free standing, (2) standing while focusing on a stable spot, and (b) 4 dynamic tests of maximum voluntary anteroposterior oscillations at four different frequencies: (1) preferred, (2) maximum, (3) at 75% of preferred, and (4) at 125% of preferred. Experimental conditions (3) and (4) were guided by an audible signal at the desired frequency. The results showed that obese participants showed a longer path of COP during the upright posture regardless of condition. During voluntary dynamic oscillations, there was no interaction between the two groups and the oscillation frequency. Both groups showed a greater displacement of the COP during the oscillation at high frequencies (maximum and 125% of the preferred) than during the oscillation at the preferred frequency. Obese participants had a smaller COP displacement than participants with normal BMI only when oscillating at the maximum frequency and at 75% of the preferred frequency. Finally, in terms of the synchronization of the 2 groups with the auditory stimulus, no difference was found between the groups regardless of oscillation frequency. In conclusion, the obese participants showed similar behavior of the

COP with the participants with normal BMI during the dynamic oscillations, suggesting a similar postural control for both groups. In contrast to static tests, obese participants had worse postural control. Obese people seem to be just as capable of controlling upright posture when performing tests that their movement is periodic and therefore predictable, such as guided oscillation by a periodic signal, but they lag behind normal weight people in controlling COP when the motion is chaotic and is based mainly on reaction mechanisms.

Keywords: Posture, Posture Control, Obesity, BMI, Auditory stimulus

Ευχαριστίες

Η παρούσα μεταπτυχιακή διατριβή έρχεται να ολοκληρώσει τον κύκλο σπουδών μου στο Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών «Κινησιολογία» του Τ.Ε.Φ.Α.Α. Σερρών. Στο τέλος του ταξιδιού αυτού, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν στην πραγματοποίηση αυτής της διατριβής.

Πρώτα από όλα θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα την επιβλέπουσα καθηγήτριά μου κα. Μαδεμλή Αήδα για την επιστημονική βοήθεια, την πολύτιμη υποστήριξή της και το άρτιο κλίμα συνεργασίας που διαμόρφωσε σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της μεταπτυχιακής μου διατριβής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω την κα. Κοϊδου Ειρήνη, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια του ΤΕΦΑΑ Σερρών για τις πολύτιμες συμβουλές και τις εποικοδομητικές παρατηρήσεις της.

Θα ήθελα ιδιαίτερα να ευχαριστήσω το μέλος της τριμελούς επιτροπής κα. Χατζητάκη Βασιλεία, Καθηγήτρια του ΤΕΦΑΑ Θεσ/νίκης, για τις χρήσιμες συμβουλές, βοήθεια στη διαδικασία των μετρήσεων και για την υποστήριξή της σε όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της διατριβής.

Επιπλέον, ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον κ. Κώστα Χατζηνικολάου, υπεύθυνο εργαστηρίου που έγιναν οι μετρήσεις, για το πολύ καλό κλίμα συνεργασίας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την συνεχή συμπαράσταση και για όλα όσα μου έχουν προσφέρει όλα αυτά τα χρόνια της ζωής μου αλλά και των σπουδών μου.

Περιεχόμενα

<u>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</u>	<u>3</u>
<u>ABSTRACT</u>	<u>5</u>
<u>ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....</u>	<u>7</u>
<u>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....</u>	<u>8</u>
<u>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....</u>	<u>10</u>
<u>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ</u>	<u>11</u>
<u>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....</u>	<u>13</u>
<u>ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΕΙΣ</u>	<u>14</u>
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.....</u>	<u>15</u>
<u>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</u>	<u>15</u>
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.....</u>	<u>19</u>
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....</u>	<u>19</u>
<u>ΈΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΟΡΘΙΑΣ ΣΤΑΣΗΣ.....</u>	<u>19</u>
<u>ΚΑΘΟΔΗΓΟΥΜΕΝΗ ΤΑΛΑΝΤΩΣΗ ΑΠΟ ΑΚΟΥΣΤΙΚΟ ΕΡΕΘΙΣΜΑ</u>	<u>21</u>
<u>ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΒΑΡΟΥΣ ΣΤΟΝ ΟΡΘΟΣΤΑΤΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ</u>	<u>22</u>
<u>ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΒΑΡΟΥΣ ΣΤΟΥΣ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΥΣ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ</u>	<u>24</u>
<u>ΚΡΙΤΙΚΗ ΘΕΩΡΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ- ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΟ ΚΕΝΟ</u>	<u>25</u>
<u>ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ</u>	<u>26</u>
<u>ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</u>	<u>27</u>
<u>ΟΡΙΟΘΕΤΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ</u>	<u>27</u>
<u>ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</u>	<u>27</u>
<u>ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ</u>	<u>28</u>
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.....</u>	<u>29</u>
<u>ΔΕΙΓΜΑ.....</u>	<u>29</u>
<u>ΕΡΓΑΛΕΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ.....</u>	<u>29</u>
<u>ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ</u>	<u>31</u>
<u>ΑΝΑΛΥΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ</u>	<u>33</u>
<u>Στατιστική ανάλυση</u>	<u>39</u>

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.....	40
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	40
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΟΥ ΚΠ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΟΡΘΙΑ ΣΤΑΣΗ.....	40
ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΤΟΥ ΚΠ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΕΚΟΥΣΙΑ ΤΑΛΑΝΤΩΣΗ	41
ΣΥΓΧΡΟΝΙΣΜΟΣ ΗΧΗΤΙΚΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΚΠ.....	45
<u>ΣΥΖΗΤΗΣΗ</u>	47
ΈΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΟΡΘΙΑΣ ΣΤΑΣΗΣ.....	48
ΈΛΕΓΧΟΣ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΙΚΗΣ ΟΡΘΙΑΣ ΣΤΑΣΗΣ.	49
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ.....	50
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u>	51

Κατάλογος εικόνων

Εικόνα 1: (α)Διποδική στάση, (β)Τυπικό σταθερογράφημα 50 δευτερολέπτων για ένα υγιές άτομο κατά την ήσυχη στάση. Το ΚΠ κινείται σε σχέση με ένα παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (N. Yamada et al., 1995).....	20
Εικόνα.2 : Δυναμοδάπεδο εργαστηρίου κινητικής συμπεριφοράς και προσαρμοσμένης φυσικής δραστηριότητας.....	30
Εικόνα 3 : Οθόνη του H/Y κατά τον έλεγχο των μετρήσεων.....	30
Εικόνα.4 : Εθελοντής πάνω στο δυναμοδάπεδο.....	33
<i>Εικόνα. 5: Διάγραμμα μετατόπισης ΚΠ-χρόνου στο πρόσθιο όριο. Με κόκκινο φαίνονται οι κορυφές του σήματος.....</i>	<i>34</i>
<i>Εικόνα 6 : Διάγραμμα μετατόπισης ΚΠ-χρόνου στο οπίσθιο όριο.....</i>	<i>35</i>
<i>Εικόνα 7 : Διάγραμμα Ταχύτητας -χρόνου στο πρόσθιο όριο.....</i>	<i>35</i>
<i>Εικόνα 8 : Διάγραμμα Ταχύτητας -χρόνου στο οπίσθιο όριο.....</i>	<i>36</i>
Εικόνα 9: Διάγραμμα συγχρονισμού ταλάντωσης με ακουστικό ερέθισμα στο πρόσθιο όριο.....	37
Εικόνα.10 : Διάγραμμα συγχρονισμού ταλάντωσης με ακουστικό ερέθισμα στο οπίσθιο όριο.....	37
<i>Εικόνα 11: Μετατόπιση ΚΠ στο προσθοπίσθιο και μετωπιαίο επίπεδο στην 1^η στατική συνθήκη.....</i>	<i>38</i>
<i>Εικόνα 12: Μετατόπιση ΚΠ στο προσθοπίσθιο και μετωπιαίο επίπεδο στην 2^η στατική συνθήκη.....</i>	<i>38</i>

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της συνολικής διαδρομής του ΚΠ στο μετωπιαίο και προσθοπίσθιο επίπεδο κατά την όρθια στάση στις προσπάθειες : [1] για ελεύθερη όρθια στάση και [2] για εστιασμένη σε σταθερό σημείο στάση, με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις ομάδες[*] και στις 2 προσπάθειες.....40

Σχήμα 2: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης πρόσθιας μετατόπισης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). ¹⁻²Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] (προτιμώμενη) και [2] (μέγιστη), $p=0.026$. * Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο ομάδες, $p < 0.05$41

Σχήμα 3: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης οπίσθιας μετατόπισης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [2] και [3].....42

Σχήμα 4 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης πρόσθιας ταχύτητας του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο

125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [1] και [3], [2] και [3], [2] και [4].....43

Σχήμα 5: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης οπίσθιας ταχύτητας του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [2] και [3].....43

Σχήμα 6 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της συχνότητας ταλάντωσης του ΚΠ: προτιμώμενη [1 Pr] και μέγιστη [2 Max] με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Δεν υπήρχε καμία στατιστική σημαντική διαφορά.....44

Σχήμα 7: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέσης συνάφειας φάσης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: 75% της προτιμώμενης συχνότητας [2 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [1 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Καμία στατιστική σημαντική διαφορά ανάμεσα στις ομάδες.....45

Κατάλογος πινάκων

Πίνακας 1: Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων.....	40
--	----

Συντομεύσεις

ΚΠ	Κέντρο Πίεσης
ΚΜ	Κέντρο Μάζας
ΔΜΣ	Δείκτης Μάζας Σώματος
ΜΟ	Μέσος Όρος
ΤΑ	Τυπική Απόκλιση
ΚΝΣ	Κεντρικό Νευρικό Σύστημα
ΑΡ/ΜΛ	Προσθοπίσθιο/Μετωπιαίο

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Εισαγωγή

Η όρθια διποδική στάση είναι μια από τις πιο κοινές θέσεις του σώματος που χρησιμοποιούν οι άνθρωποι για να αλληλοεπιδράσουν με το περιβάλλον τους. Ο αποτελεσματικός έλεγχος της ισορροπίας κατά την όρθια στάση αποτελεί μια από τις θεμελιώδεις προϋποθέσεις για την εκτέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων. Είναι μια στάση που το άτομο αποκτά αυτόματα από πολύ νωρίς και άρρηκτα συνδεδεμένη με την ποιότητα ζωής με αποτέλεσμα αρκετοί επιστήμονες να έχουν ασχοληθεί με την μελέτη της ισορροπίας και του ελέγχου του σώματος κατά αυτήν. Λόγω της απλότητας και της σχετικής ευκολίας της αξιολόγησης των επιδόσεων, έχει μια μακρά ιστορία της χρήσης σε κλινικό περιβάλλον (Diener et al., 1984a).

Για τη διατήρηση της ισορροπίας κατά την όρθια στάση το άτομο χρειάζεται να κάνει πολλές προσθοπίσθιες και μετωπιαίες διορθώσεις ή αλλιώς ταλαντώσεις. Η κάθετη προβολή του κέντρου μάζας, που διαφέρει από άτομο σε άτομο, μεταβάλλεται σε κάθε αλλαγή της κλίσης του σώματος. Επειδή η καταγραφή του κέντρου μάζας είναι δύσκολη, καθώς η ακριβής εκτίμηση της θέσης του κέντρου μάζας στο σώμα από τα κινηματικά δεδομένα μπορεί να είναι λανθασμένη, συχνά χρησιμοποιείται στη βιβλιογραφία η καταγραφή του κέντρου πίεσης (ΚΠ). Από την καταγραφή του ΚΠ δίνεται η δυνατότητα να αντλήσουμε πλήθος πληροφοριών για τη συμπεριφορά του κέντρου μάζας (Winter et al., 1995). Το ΚΠ υπολογίζεται από τις καταγραφείσες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους στο δυναμοδάπεδο ως το σημείο εφαρμογής τους στο έδαφος (Winter et al., 1995). Το ΚΠ παρέχει σημαντικές πληροφορίες για τη διαδικασία ελέγχου της ισορροπίας (Benda et al., 1994).

Η κίνηση του ΚΠ κατά την όρθια στάση θεωρείται περιοδική και περιγράφεται από τη συχνότητα και το εύρος κίνησης του κέντρου πίεσης. Η υιοθέτηση του μοντέλου ανεστραμμένου εκκρεμούς για να εξηγήσει την προσθοπίσθια ταλάντωση συναντάται συχνά στη βιβλιογραφία. (Weaver et al., 2014, Morasso et al., 2019). Το ανάστροφο εκκρεμές είναι ένα εκκρεμές που έχει τη μάζα του στο άνω σημείο της ισορροπίας, και ενώ το κανονικό σύστημα εκκρεμές είναι ευσταθές όταν κρέμεται προς τα κάτω, το ανεστραμμένο παρουσιάζει αστάθεια, δηλαδή με την παραμικρή διαταραχή το σύστημα φεύγει από το σημείο ισορροπίας. Επομένως, το άτομο είναι επιρρεπές στις πτώσεις, τις οποίες προσπαθεί να αποφύγει. Σύμφωνα με αυτό το μοντέλο η κίνηση του σώματος εξαρτάται από το μήκος, τη μάζα, τη συχνότητα ταλάντωσης και τη δυσκαμψία του. Στη διατήρηση της όρθιας στάσης σημαντικό ρόλο παίζει η σκληρότητα της ποδοκνημικής (Winter et al 1998). Αυτή χρησιμοποιείται για την αργή επαναφορά του κέντρου βάρους στα όρια της βασικής στήριξης (Loram et al., 2007).

Η στάση του σώματος θεωρείται σταθερή εάν, μετά τη διαταραχή η θέση της προβολής του ΚΜ επιστρέψει μέσα στα όρια της βάσης στήριξης. Βασικό ρόλο στη σταθερότητα παίζει η ταχύτητα διότι όσο πιο γρήγορα το κέντρο μάζας επιστρέφει στη βάση στήριξης οι πιθανότητες της επιτυχούς ανάκτησης της ισορροπίας μεγαλώνουν, καθώς απαιτείται μικρότερη κινητική διόρθωση. Η καθυστερημένη διορθωτική κίνηση μπορεί να οδηγήσει το ανθρώπινο σύστημα σε μια κατάσταση, όπου το ΚΜ να απέχει τόσο από τα όρια της βάσης στήριξης, που να μην μπορεί να εκτελέσει καμία κίνηση για την επιτυχημένη επαναφορά της ισορροπίας. Η αντίσταση στις διαταραχές και η γρήγορη ανάκαμψη της ισορροπίας εξαρτώνται από τη μάζα του σώματος (Błaszczyk et al.; 1994).

Η ικανότητα του γρήγορου ελέγχου της θέσης του ΚΠ κατά την όρθια στάση είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την αποτελεσματική διατήρηση της ισορροπίας. Συνεπώς πολλές μελέτες έχουν εξετάσει κατά την καθοδηγούμενη ταλάντωση την ικανότητα σύζευξης του ΚΠ με κάποιο ηχητικό ή οπτικό στόχο/ερεθίσμα (Hans-Georg Palm et al.,2009; Megan et al,2001;Kennedy et al.2013). Η απόκλιση της κίνησης του ΚΠ από τον στόχο είναι απόρροια της αδυναμίας του ατόμου για έλεγχο των πολλαπλών βαθμών ελευθερίας του ανθρώπινου συστήματος ή της καθυστερημένης αντίληψης και επεξεργασίας του ερεθίσματος (ηχητικό ή οπτικό). Ο έλεγχος της ισορροπίας βελτιώνεται με τη χρήση οπτικού ερεθίσματος ενώ τα ακουστικά ερεθίσματα δεν επηρέασαν τον ορθοστατικό έλεγχο (Hans-Georg Palm et al.,2009).

Το όριο σταθερότητας, ως η μέγιστη πρόσθια και οπίσθια μετατόπιση του ΚΠ στο προσθοπίσθιο επίπεδο, έχει χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για την αξιολόγηση της ισορροπίας (Jbabdi et al. 2008). Η ικανότητα της μέγιστης μετατόπισης του ΚΠ κατά την ταλάντωση, προϋποθέτει ικανοποιητική δύναμη των πελματιαίων καμπτήρων για να σταματήσουν την προς τα εμπρός κίνηση του σώματος κατά την ταλάντωση και των ραχιαίων καμπτήρων της ποδοκνημικής για να σταματήσουν την προς τα πίσω ταλάντωση (Loram et al 2009), αλλά και σωστό συντονισμό και έλεγχο της κίνησης ώστε να ενεργοποιηθούν οι μύες την κατάλληλη στιγμή. Συνεπώς μεγαλύτερο όριο σταθερότητας κατά την εκούσια ταλάντωση δηλώνει καλύτερο έλεγχο της όρθιας στάσης και ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας.

Η παχυσαρκία είναι ένας παράγοντας που επηρεάζει τη στάση του σώματος (McGraw et al.;2000;Berrigan et al.,2006;Teasdale et al.,2007). Ως παχύσαρκο άτομο ορίζεται αυτό που έχει δείκτη μάζας σώματος (ΔΜΣ) μεγαλύτερο από 30. Μελέτες έχουν δείξει ότι η παχυσαρκία, επιβάλλει νέους βιομηχανικούς περιορισμούς που οδηγούν σε λειτουργική προσαρμογή του ελέγχου της όρθιας στάσης. Αυτή η προσαρμογή σχετίζεται με μείωση του εύρους κίνησης του ΚΠ σε παχύσαρκα άτομα (Janusz et al.;2009). Κατά την όρθια στάση τα παχύσαρκα άτομα παρουσιάζουν μεγαλύτερη ακούσια ταλάντωση από τα άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ (Hue et al.2007,Berrigan et al.;2008). Η απώλεια βάρους συνδέεται άμεσα με μια βελτίωση στον ορθοστατικό έλεγχο (Teasdale et al.2007). Η βελτίωση της μυϊκής δύναμης θεωρείται ένας πιθανός τρόπος βελτίωσης του ορθοστατικού ελέγχου, ιδιαίτερα για παχύσαρκα και υπέρβαρα άτομα (Corbeil et al.,2001).

Η παχυσαρκία αυξάνει την ταλάντωση του σώματος για τη διατήρηση της ισορροπίας, η οποία σχετίζεται θετικά με την αύξηση κινδύνου πτώσης (Fernie et al.1982). Οι Singh et al.(2009) πρότειναν ότι άμα εξεταστούν παχύσαρκα άτομα σε μεγάλες συνεχόμενες εργασίες θα υπάρξει μεγαλύτερη και διαφορετική επιδείνωση της στάσης σε σχέση με άτομα με κανονικό βάρος. Ο πιο γνωστός τραυματισμός για παχύσαρκα άτομα είναι ο κίνδυνος πτώσης λόγω της αυξημένης πίεσης στις αρθρώσεις για τη διατήρηση της σταθερότητας (Colne et al.2008). Η ισορροπία είναι απαραίτητη για την εκτέλεση καθημερινών εργασιών (Salavati et al.2007) , για αυτό το λόγο είναι σημαντικό να προστεθεί γνώση για τους μηχανισμούς που χρησιμοποιούν τα παχύσαρκα άτομα για τον ορθοστατικό έλεγχο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Βιβλιογραφική ανασκόπηση

Είναι πλέον γνωστό ότι η ισορροπία γίνεται ασταθής και παρατηρείται αύξηση του πλάτους καθώς και της ταχύτητας ταλάντωσης του σώματος όταν εξαιτίας κάποιων διαταραχών το ΚΒ ξεφεύγει από τα όρια της βάσης στήριξης. Η παχυσαρκία έχει επιζήμια επίδραση στην ισορροπία και την απόδοση του σώματος κατά τη διάρκεια καθημερινών εργασιών. Ωστόσο παραμένει ασαφές εάν οι διαταραχές που σχετίζονται με την παχυσαρκία οφείλονται σε ανεπαρκείς προσαρμογές.

Έλεγχος της όρθιας στάσης

Μια βασική και σημαντική απαίτηση στην καθημερινή ανθρώπινη ζωή είναι η διατήρηση μιας όρθιας στάσης (Wallmann et al.,2009). Η ισορροπία προκύπτει από την αλληλεπίδραση του αισθητικού και του μυοσκελετικού συστήματος η οποία ενσωματώνεται και τροποποιείται εντός του ΚΝΣ ως αντίδραση στη μεταβολή των συνθηκών του εσωτερικού και εξωτερικού περιβάλλοντος. Λόγω της πολυπλοκότητας του ΚΝΣ, ο μηχανισμός με τον οποίο ελέγχει πολλαπλούς μύες για τη ρύθμιση της στάσης εξακολουθεί να είναι άγνωστος παρά τις καλύτερες προσπάθειες των ερευνητών.

Στην προσπάθεια διατήρησης της στάσης του σώματος, το σώμα ταλαντεύεται. Μια γραφική παράσταση των μεταβολών των συντεταγμένων του ΚΠ είναι γνωστή ως σταθερογράφημα όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα (1) (N. Yamada et al., 1995)

712

N. Yamada / Human Movement Science 14 (1995) 711–726

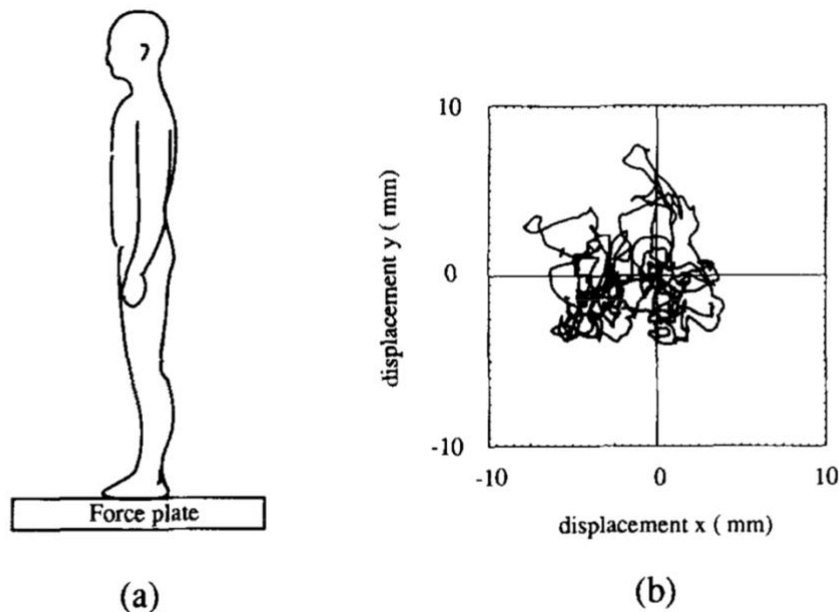


Fig. 1. (a) Upright posture, (b) Typical 50-s stabilogram for a healthy subject during quiet standing. The COP under the subject's feet moves relative to a global coordinate system.

Εικόνα 1: (α) Διποδική στάση, (β) Τυπικό σταθερογράφημα 50 δευτερολέπτων για ένα υγιές άτομο κατά την ήσυχη στάση. Το ΚΠ κινείται σε σχέση με ένα παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων (N. Yamada et al., 1995).

Διάφορες έρευνες ανέλυσαν αυτά τα γραφήματα χρησιμοποιώντας συνοπτικά στατιστικά στοιχεία, δηλαδή υπολογισμό του μήκους διαδρομής ταλάντευσης και μέση ακτινωτή περιοχή (Diener et al., 1984; Hassen et al., 1990;)

Ο ορθοστατικός έλεγχος περιλαμβάνει τη συνεχή κεντρική επεξεργασία των προσαγωγών εισόδων από αιθουσαίο, ιδιοδεκτικό και οπτικό σύστημα. Κινήσεις δημιουργούνται για τη διατήρηση του κέντρου βάρους του σώματος

στη βάση στήριξης και την σταθεροποίησή του στην όρθια θέση (Maurer C et al., 2006). Μελέτες επίσης ανέφεραν ότι ο οπτικός έλεγχος της ταλάντωσης του σώματος βελτίωσε την ικανότητα διατήρησης της ορθοστατικής σταθερότητας (Duarte M. et al., 2002; Friedrich et al., 2008; Hafstrom et al., 2002)

Καθοδηγούμενη ταλάντωση από ακουστικό ερέθισμα

Οι Kennedy et al. (2013) εξέτασαν την προσαρμογή της στάσης του σώματος σε επαναλαμβανόμενες εκούσιες ταλαντώσεις. Οι κύριοι στόχοι ήταν να προσδιορίσουν αν οι βραχυπρόθεσμες αλλαγές που σημειώθηκαν κατά τη διάρκεια μιας διάρκειας ενός λεπτού συνεχόμενων ταλαντώσεων διατηρήθηκαν σε επόμενες δοκιμές και να προσδιορίσουν πόσες δοκιμές απαιτήθηκαν πριν οι συμμετέχοντες προσαρμοστούν πλήρως στην ταλάντωση. Δέκα συμμετέχοντες πραγματοποίησαν δοκιμαστικές ταλαντώσεις διάρκειας δέκα λεπτών σε μια πλατφόρμα στα 0,25 Hz προτού αυξηθεί στα 0,50 Hz στη μέση κάθε δοκιμής. Η στάση του σώματος εξελίχθηκε σε δύο φάσεις: 1) άμεση μείωση της μετατόπισης του κέντρου πίεσης και 2) ενεργοποίηση των ορθοστατικών μυών. Η εξέταση εκούσιας ταλάντωσης ολόκληρου του σώματος σε διαφορετικές συχνότητες είχε ως αποτέλεσμα τον καλύτερο συγχρονισμό κοντά στην κυρίαρχη συχνότητα ταλάντωσης (25 Hz). Τα ευρήματα αυτά δείχνουν ότι είναι εφικτός ο συγχρονισμός του σώματος με συγκεκριμένα ακουστικά ερεθίσματα και θα μπορούσε να αξιοποιηθεί με σκοπό τον έλεγχο και τη βελτίωση του ορθοστατικού ελέγχου (Alexandre Coste et al., 2017).

Μια άλλη έρευνα προσπάθησε να εξετάσει την αλληλεπίδραση μεταξύ συχνότητας και πλάτους των κινήσεων και πως επηρεάζεται με την αλλαγή συχνότητας. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων το μοντέλο ανεστραμμένου εκκρεμούς προέβλεψε την ακαμψία του αστραγάλου, με το διπλασιασμό της

συχνότητας οι εθελοντές έτειναν να μειώνουν το πλάτος του ΚΠ λόγω της αναλλοίωτης ροπής στον αστράγαλο και λόγω της ανάγκης για κατανομή της ροπής μεταξύ βαρυτικών και αδρανειακών συνιστωσών (Chantelle et al.2009).

Επίδραση του βάρους στον ορθοστατικό έλεγχο

Η σχέση μεταξύ σωματικού βάρους και ορθοστατικού ελέγχου αναγνωρίστηκε για πρώτη φορά από τους Fregly et al.(1968). Η κοιλιακή περιφέρεια, η ενδομορφία και το σωματικό βάρος αναγνωρίστηκαν ως οι πιο σημαντικοί παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση ενηλίκων στη στάση. Υποστηρίχθηκε ότι σε υπέρβαρα άτομα, το μέγεθος και το σχήμα του σώματος μπορεί να επηρεάσουν τη στατική ορθοστατική σταθερότητα. Αυτό οφείλεται στο ότι η θέση του κέντρου μάζας του σώματος άλλαξε. Συνεχίζοντας σε αυτόν τον τομέα ερευνών οι Corbeil et al.(2001) χρησιμοποίησαν ένα μοντέλο 15 τμημάτων του ανθρώπινου σώματος για να μελετήσουν την επίδραση του σωματικού βάρους. Μελέτησαν την επίδραση του σωματικού βάρους στη σταθερότητα του προσθοπίσθιου άξονα κατά τη διάρκεια μιας όρθιας στάσης. Διαπίστωσαν ότι με μια πρόσθια μετατόπιση του κέντρου μάζας απαιτείται μια πολύ μεγαλύτερη ροπή στην ποδοκνημική άρθρωση για τη σταθεροποίηση του σώματος και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι μια πρόσθια μετατόπιση του ΚΜ θα έθετε παχύσαρκα άτομα πιο κοντά στην άκρη των ορίων σταθερότητάς τους. Αυτό θα τους έκανε να διατρέχουν μεγαλύτερο κίνδυνο πτώσης όταν εκτίθενται σε διαταραχές.

Ένας υψηλός ΔΜΣ έχει συσχετιστεί με σημαντικές αυξήσεις της ορθοστατικής ταλάντωσης σε παχύσαρκα άτομα. Τα παχύσαρκα έφηβα αγόρια εμφάνισαν χαμηλότερη απόδοση τόσο σε στατικές όσο και σε δυναμικές

στάσεις σε σύγκριση με τα μη παχύσαρκα αγόρια (McGraw B et al.,2000; Colne´ P et al.,2008)

Εκτός από τον ΔΜΣ, το βάρος σώματος έχει επίσης χρησιμοποιηθεί για την πρόβλεψη της ορθοστατικής σταθερότητας (Hue O et al.,2007). Τα παχύσαρκα αγόρια έδειξαν αρνητική σχέση μεταξύ σωματικής μάζας, ποσοστό λίπους και ολικής μάζας λίπους και της βαθμολογίας κλινικής ισορροπίας Bruininks-Oseretsky (Goulding A et al.,2003).

Προηγούμενες μελέτες έχουν προσδιορίσει το ύψος και το βάρος ως σημαντικούς παράγοντες που επηρεάζουν την στάση, αλλά μελέτες δεν έχουν εξετάσει τη μορφολογία του σώματος ως παράγοντα. . Οι σωματότυποι πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την αξιολόγηση της στάσης του σώματος τόσο σε υγιή άτομα όσο και σε ασθενείς (P. Allard et al., 2001).

Η επίδραση του ΔΜΣ και του φύλου στη στάση των ενηλίκων και των εφήβων κατά την όρθια στάση αξιολογήθηκε (Nora et al., 2011). Το κλείσιμο των ματιών παρήγαγε μεγαλύτερη αύξηση ταλάντωσης σε παχύσαρκα άτομα, με μεγαλύτερη αύξηση στο πλάτος και στην περιοχή της ταλάντωσης. Αν και διαπιστώθηκαν διαφορές μεταξύ των δύο φύλων, δεν παρατηρήθηκε αλληλεπίδραση μεταξύ της ομάδας με διαφορετικό δείκτη μάζας σώματος και του φύλου. Περαιτέρω μελέτες έδειξαν ότι ο ΔΜΣ έχει αρνητικό αντίκτυπο στον ορθοστατικό έλεγχο. Μεγαλύτερος δείκτης μάζας σώματος έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη διαδρομή του ΚΠ που συνεπάγεται σε χειρότερο ορθοστατικό έλεγχο (Ku et al., 2012).

Επίδραση του βάρους στους μηχανισμούς ελέγχου της ισορροπίας

Μελέτες έχουν δείξει ότι ο έλεγχος της ισορροπίας μεταβάλλεται από την παχυσαρκία (Hue et al.,2007; Teasdale et al.,2007). Μια εξήγηση για την αύξηση των ταλαντώσεων θα μπορούσε να προέρχεται από την παραμόρφωση των ποδιών που προκύπτει από το επιπλέον βάρος. Είναι γνωστό ότι η καμάρα των ποδιών μειώνεται σε περίπτωση υψηλού βάρους (Bandholm et al., 2008; McPoil et al., 2008). Ο στόχος της μελέτης των Colne et al.(2008) ήταν να εκτιμήσει την προσαρμογή του σώματος στο στατικό και δυναμικό έλεγχο της ισορροπίας. Τα όρια της ορθοστατικής σταθερότητας και η έναρξη βάρδισης σε αργές και γρήγορες ταχύτητες συγκρίθηκαν σε μια μελέτη ελέγχου περιπτώσεων που περιελάμβανε μια ομάδα παχύσαρκων εφήβων και μια ομάδα ελέγχου εφήβων με φυσιολογικό βάρος. Οι ερευνητές υποδηλώνουν ότι η παχυσαρκία δρα ως επιβραδυντικός παράγοντας στη στρατιγική για τη διατήρηση της ισορροπίας καθώς για την επαναφορά του ΚΠ στα όρια σταθερότητας χρειάζεται μεγαλύτερη προσπάθεια.

Οι Deforche et al.(2009) έκαναν μια έρευνα με σκοπό να διερευνήσουν τις διαφορές στην ισορροπία και τις ορθοστατικές δεξιότητες σε νορμοβαρή και σε υπέρβαρα αγόρια. Πενήντα επτά αγόρια ηλικίας 8-10 ετών κατηγοριοποιήθηκαν υπέρβαρα ή νορμοβαρή σύμφωνα με τη Διεθνή Ομάδα Παχυσαρκίας για υπέρβαρα παιδιά. Τα υπέρβαρα αγόρια παρουσίασαν χαμηλότερες επιδόσεις σε διάφορα αντικείμενα που αξιολογήθηκαν στο Balance Master. Τα υπέρβαρα αγόρια είχαν πιο αργή μεταφορά βάρους, χαμηλότερο δείκτη αύξησης και μεγαλύτερη ταχύτητα ταλάντωσης στη δοκιμή

sit-to-stand, μεγαλύτερο πλάτος βήματος και χαμηλότερη ταχύτητα όταν περπατάνε σε γραμμή σε σύγκριση με τα νορμοβαρή αγόρια.

Οι Janusz et al.(2009) έκαναν μια έρευνα που αξιολόγησε τόσο τη στατική όσο και τη δυναμική σταθερότητα, προκειμένου να διευκρινιστεί ο αντίκτυπος του υπερβολικού σωματικού βάρους στον έλεγχο της στάσης. Το ΚΠ κατά τη διάρκεια μιας ήσυχης στάσης και μιας σειράς προωθητικών εκούσιων κινήσεων μελετήθηκαν σε 100 παχύσαρκες και 33 νορμοβαρείς γυναίκες. Βρέθηκε ότι το αυξημένο σωματικό βάρος επέβαλε περιορισμούς που οδήγησαν σε λειτουργική προσαρμογή του ελέγχου της όρθιας στάσης. Αυτή η λειτουργική προσαρμογή χαρακτηρίστηκε από μειωμένη έλεγχο του σώματος που σχετίζεται με σημαντική μείωση της περιοχής δυναμικής σταθερότητας σε άτομα με BMI>40 (Magdalena et al.,2019).

Κριτική θεώρηση της βιβλιογραφίας- Ερευνητικό κενό

Σύμφωνα με την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας η διατήρηση της όρθιας στάσης είναι ένα αποτέλεσμα εκούσιων προσθοπίσθιων ταλαντώσεων για την επαναφορά του ΚΒ στα όρια της βάσης στήριξης. Η παχυσαρκία είναι ένας σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει αρνητικά τη διατήρηση της ισορροπίας κατά την όρθια στάση. Αν και υπάρχουν μελέτες που να εξετάζουν τη συμπεριφορά του ΚΠ παχύσαρκων ατόμων κατά την όρθια στάση, αυτές περιορίζονται σε δοκιμασίες όπου η εκτέλεση της όρθιας στάσης έχει την οδηγία της όσο τον δυνατόν σταθερής στάσης και περιορισμό της ακούσιας ταλάντωσης. Είναι πιθανόν όμως κατά την ελεύθερη όρθια στάση, η οποία αντιπροσωπεύει και αυτήν της καθημερινότητας, η συμπεριφορά του ΚΠ να

διαφέρει από αυτήν της «σταθερής στάσης». Από όσο γνωρίζουμε δεν υπάρχει καμία έρευνα που να εξετάζει τη συμπεριφορά του ΚΠ παχύσαρκων ανθρώπων κατά την ελεύθερη όρθια στάση.

Η ικανότητα του γρήγορου ελέγχου της θέσης του ΚΠ κατά την όρθια στάση είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την αποτελεσματική διατήρηση της ισορροπίας. Συνεπώς, η εξέταση αυτής της ικανότητας στα παχύσαρκα άτομα είναι ακόμα πιο επιτακτική. Παρόλα αυτά δεν υπάρχουν πολλές μελέτες που να εξετάζουν κατά την καθοδηγούμενη ταλάντωση την ικανότητα σύζευξης του ΚΠ με κάποιο ηχητικό ή οπτικό στόχο/ερέθισμα. Από όσο γνωρίζουμε δεν υπάρχει μελέτη που να εξετάζει τα όρια σταθερότητας των παχύσαρκων ατόμων κατά τη εκτέλεση καθοδηγούμενης μέγιστης ταλάντωσης. Η γνώση αυτή είναι απαραίτητη για την καλύτερη κατανόηση των προβλημάτων που παρουσιάζουν τα παχύσαρκα άτομα κατά την όρθια στάση και επομένως στην αποτελεσματικότερη αντιμετώπιση τους.

Σκοπός της έρευνας

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να εξεταστεί σε παχύσαρκα και άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ:

A. Η συμπεριφορά του ΚΠ κατά την ελεύθερη στάση και απόλυτη στάση με εστίαση σε σταθερό σημείο.

B. Η συμπεριφορά του ΚΠ κατά την εκτέλεση μέγιστης εκούσιας προσθοπίσθιας ταλάντωσης σε τέσσερις διαφορετικές συχνότητες: προτιμώμενη, μέγιστη, 75% της προτιμώμενης (ηχητικά καθοδηγούμενη) και 125 % της προτιμώμενης συχνότητας (ηχητικά καθοδηγούμενη).

Γ. Η ικανότητα σύζευξης στόχου-ΚΠ κατά τη διάρκεια καθοδηγούμενων από ηχητικό σήμα προσθοπίσθιων ταλαντώσεων .

Σημασία της έρευνας

Η κατανόηση του μηχανισμού διατήρησης της όρθιας στάσης καθώς και η ανάλυση του ΚΠ κατά τη διάρκεια εκούσιων προσθοπίσθιων ταλαντώσεων είναι σημαντική για τη βελτίωση της καθημερινότητας του γενικού πληθυσμού. Με την κατανόηση των προβλημάτων που αντιμετωπίζουν τα άτομα με παχυσαρκία κατά την όρθια στάση θα μπορέσει να γίνει αποτελεσματικότερα η αντιμετώπισή τους με το σχεδιασμό καταλληλότερων προγραμμάτων άσκησης με σκοπό τη βελτίωση της κινητικής λειτουργικότητας και τον περιορισμό πτώσεων.

Οριοθετήσεις της έρευνας

Η έρευνα αποτελούνταν από δύο ισάριθμες ομάδες. Η πρώτη από άτομα με φυσιολογικό δείκτη μάζας σώματος ενώ η δεύτερη με παχύσαρκα άτομα με $BMI > 30$. Οι δύο ομάδες αποτελούνταν μόνο από άντρες ηλικίας 20-30 ετών, χωρίς ιστορικό προβλημάτων υγείας κίνησης καθώς και νευρολογικές διαταραχές ή ιστορικό σοβαρού τραυματισμού. Οι εθελοντές ανήκουν στην κατηγορία του γενικού πληθυσμού.

Περιορισμοί της έρευνας

- Οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες μπορεί να έχουν διαφορετικό σωματότυπο, καθώς το κριτήριο επιλογής περιορίστηκε στο να έχουνε ΔΜΣ μεγαλύτερο από 30.

- Οι δύο ομάδες μπορεί να διαφέρουν ως προς το ύψος, καθώς το ύψος δε συμπεριλήφθηκε στα κριτήρια επιλογής των συμμετεχόντων.
- Το επίπεδο σωματικής δραστηριότητας ήταν διαφορετικό ανάμεσα στα άτομα κάθε ομάδας. Από την έρευνα απορρίφθηκαν τα άτομα που ήταν πρώην αθλητές η συνεχίζουν ακόμα.
- Η παγκόσμια πανδημία δεν επέτρεψε τη μέτρηση περισσότερων εθελοντών για την έρευνα καθώς και ότι όλοι οι εθελοντές προέρχονταν από την ίδια γεωγραφική περιοχή.

Ερευνητικές υποθέσεις

- Τα παχύσαρκα άτομα θα παρουσιάσουν χειρότερο έλεγχο της όρθιας στάσης από τα άτομα με φυσιολογικό δείκτη σώματος κατά τη όρθια στάση, και η διαφορά ανάμεσα στις ομάδες θα εξαρτάται από τον βαθμό συγκέντρωσης (ελεύθερη στάση έναντι απόλυτη στάση με εστίαση σε σταθερό σημείο).
- Τα παχύσαρκα άτομα θα παρουσιάσουν μικρότερο όριο σταθερότητας (μικρότερη μέγιστη προσθοπίσθια μετατόπιση του ΚΠ) και μικρότερη ταχύτητα του ΚΠ κατά τη μέγιστη εκούσια προσθοπίσθια ταλάντωση ανεξαρτήτως συχνότητας και συνθήκης.
- Τα παχύσαρκα άτομα θα παρουσιάσουν μικρότερη προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα ταλάντωσης.
- Τα παχύσαρκα άτομα θα παρουσιάσουν χειρότερο συγχρονισμό της ταλάντωσης με το ηχητικό σήμα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Δείγμα

Το δείγμα αποτελούνταν από 23 άτομα χωρισμένα σε 2 ομάδες. 1^η ομάδα αποτελούνταν από 11 άτομα με φυσιολογικό δείκτη μάζας σώματος (ηλικία: 21.8 ± 1.4 ετών, σωματική μάζα: 79.4 ± 5.7 kg, ύψος: 1.82 ± 3.8 cm, μήκος πέλματος: 27 ± 1.2 cm, ΔΜΣ: 23.3 ± 1.3). 2^η ομάδα αποτελούνταν από 12 παχύσαρκα άτομα με ΔΜΣ > 30 (ηλικία: 23.1 ± 4.8 ετών, σωματική μάζα: $111.3 \text{ kg} \pm 33.2 \text{ kg}$, ύψος: $1.77.8 \pm 5.5$ cm, μήκος πέλματος: 26.5 ± 1.5 cm, ΔΜΣ 33.9 ± 6.7).

Οι συμμετέχοντες επιλέχθηκαν από τον συγγραφέα και την τριμελή επιτροπή λόγω των σωματικών χαρακτηριστικών τους. Τα άτομα ενημερώθηκαν για τη διαδικασία και υπέγραψαν φόρμα συγκατάθεσης. Κριτήριο για τη συμμετοχή τους στην έρευνα ήταν να είναι υγιείς και να μην έχουν κάποιο νευρομυϊκό πρόβλημα. Οι συμμετέχοντες είχαν δικαίωμα να αποχωρήσουν από το πείραμα οποιαδήποτε στιγμή.

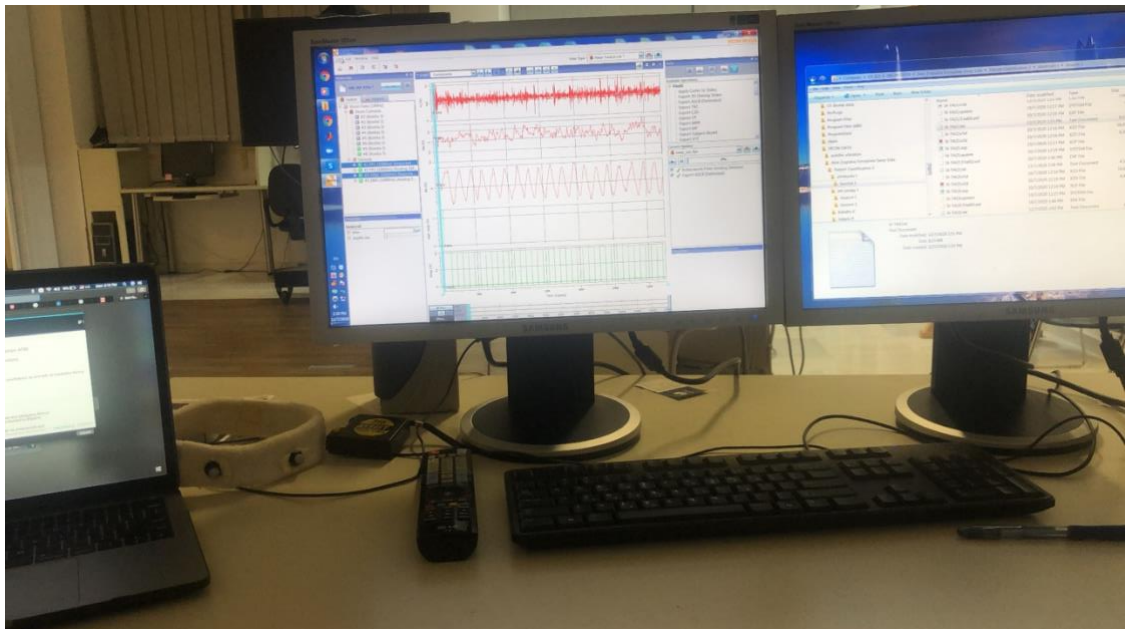
Εργαλεία Μέτρησης

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στον Εργαστήριο Κινητικής Συμπεριφοράς και Προσαρμοσμένης Φυσικής Δραστηριότητας του Τμήματος Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Αριστοτελείου πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης. Για την καταγραφή των δυνάμεων αντίδρασης κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών ισορροπίας χρησιμοποιήθηκε ένα δυναμοδάπεδο (Balance plate 6501, Bertec, USA, εικόνα 2) με συχνότητα δειγματοληψίας στα 1000Hz. Χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό λήψης και επεξεργασίας σήματος Nexus του συστήματος

ανάλυσης κίνησης Vicon. Χρησιμοποιήθηκε και μετρονόμος για τη δυνατότητα ταλάντωσης των ασκούμενων σε συγκεκριμένη συχνότητα. Το ακουστικό ερέθισμα αναπτύχθηκε σε περιβάλλον labview. Ο συγχρονισμός του σήματος του μετρονόμου με τα αναλογικά σήματα της δύναμης έγινε μέσω της εργαλειοθήκης SDK του Vicon Nexus (1.85).



Εικόνα.2 : Δυναμοδόπεδο εργαστηρίου κινητικής συμπεριφοράς και προσαρμοσμένης φυσικής δραστηριότητας,



Εικόνα 3 : Οθόνη του H/Y κατά τον έλεγχο των μετρήσεων.

Διαδικασία

Οι εθελοντές πριν την είσοδό τους στο εργαστήριο ήταν υποχρεωμένοι να φοράνε μάσκα λόγω της παγκόσμιας πανδημίας. Κατά την είσοδό τους δινόταν οδηγίες σχετικά με την πειραματική διαδικασία. Στη συνέχεια εξασφαλίστηκε η ρητή συναίνεσή τους για τη συμμετοχή στην έρευνα.

Πριν τη μέτρηση έγινε καταγραφή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών κάθε εθελοντή. Οι μεταβλητές που μετρήθηκαν ήταν το ύψος, η μάζα σώματος, το μήκος πέλματος, το πλάτος πέλματος καθώς και η κοιλιακή περιφέρεια. Έπειτα ξεκίνησε η τοποθέτηση των εθελοντών στο δυναμοδάπεδο. Με βάση το μήκος πέλματος υπολογίστηκε το σημείο που θα πατούσαν στο δυναμοδάπεδο ώστε το μέσο του πέλματος να ήταν στο μέσο του δυναμοδαπέδου. Το άνοιγμα των ποδιών υπολογίστηκε ως το 10% του ύψους του κάθε εξεταζόμενου (εικόνα 4). Οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να πραγματοποιήσουν δύο στατικές και τέσσερις δυναμικές δοκιμασίες. Στην αρχή εκτέλεσαν τις στατικές δοκιμασίες, όπου έπρεπε να σταθούν όρθιοι για δύο λεπτά σε κάθε προσπάθεια με δυο τρόπους (α) ελεύθερα όπου γινόταν συζήτηση με τον εξεταζόμενο και (β) με απόλυτη σταθερότητα (όσο πιο ακίνητοι γίνεται) με εστίαση των ματιών του εθελοντή σε προκαθορισμένο σημείο στον τοίχο στο ύψος των ματιών. Στη συνέχεια οι εθελοντές πραγματοποίησαν το δυναμικό μέρος του πειράματος που αποτελούνταν από μέγιστες προσθοπίσθιες ταλαντώσεις σε τέσσερις διαφορετικές συχνότητες: (α) στην προτιμώμενη συχνότητα του κάθε εξεταζόμενου, (β) στο 75% της προτιμώμενης ταλάντωσης (αργή ηχητικά καθοδηγούμενη ταλάντωση), (γ) στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας (γρήγορη ηχητικά καθοδηγούμενη ταλάντωση), και (δ) στη μέγιστη συχνότητα. Η κάθε δοκιμασία είχε διάρκεια 2 λεπτών και σειρά τους ήταν τυχαία εκτός από την προτιμώμενη συχνότητα που πάντα γινόταν πρώτη. Η

προτιμωμένη ήταν μία ελεύθερη ταλαντώση σε συχνότητα επιλεγμένη από τους εθελοντές. Μετρήθηκαν ολοι οι ολοκληρωμενοι κύκλοι και διαιρέθηκαν με την ακριβή διάρκεια που έκαναν και από αυτά ορίσθηκαν οι συχνότητες στις καθοδηγούμενες ταλαντώσεις.

Οι παρατηρήσεις που δόθηκαν ήταν οι εξής:

- Σε όλη τη διάρκεια των μετρήσεων το σώμα των εθελοντών έπρεπε να βρίσκεται σε όρθια θέση με τα χέρια στη μεσολαβή
- Από την ποδοκνημική έως και το κεφάλι τα άτομα έμεναν σε μια ευθεία χωρίς να λυγίζει καμία άρθρωση
- Το βλέμμα συνεχώς μπροστά
- Τα πέλματα έπρεπε για όλη τη διάρκεια της εξέτασης να εφάπτονται με το δυναμοδάπεδο
- Η κίνηση στις ταλαντώσεις έπρεπε να είναι περιοδική βρίσκοντας ρυθμό και χωρίς να περιμένουν μεγάλο διάστημα στο μέγιστο πρόσθιο και οπίσθιο εύρος
- Οι εθελοντές ξεκινούσαν και τελείωναν την προσπάθεια με εντολή του ερευνητή
- Το διάλλειμα ανάμεσα στις προσπάθειες ήταν 1 λεπτό.
- Γινόταν συνεχής υπενθύμιση στους εθελοντές ότι για το πείραμα χρειάζονται όσο το δυνατόν μέγιστες ταλαντώσεις.

Σε περίπτωση που μία από τις παραπάνω συνθήκες δεν πραγματοποιούνταν τότε η προσπάθεια θεωρούνταν αποτυχημένη και ο εθελοντής επαναλάμβανε την προσπάθεια από την αρχή.



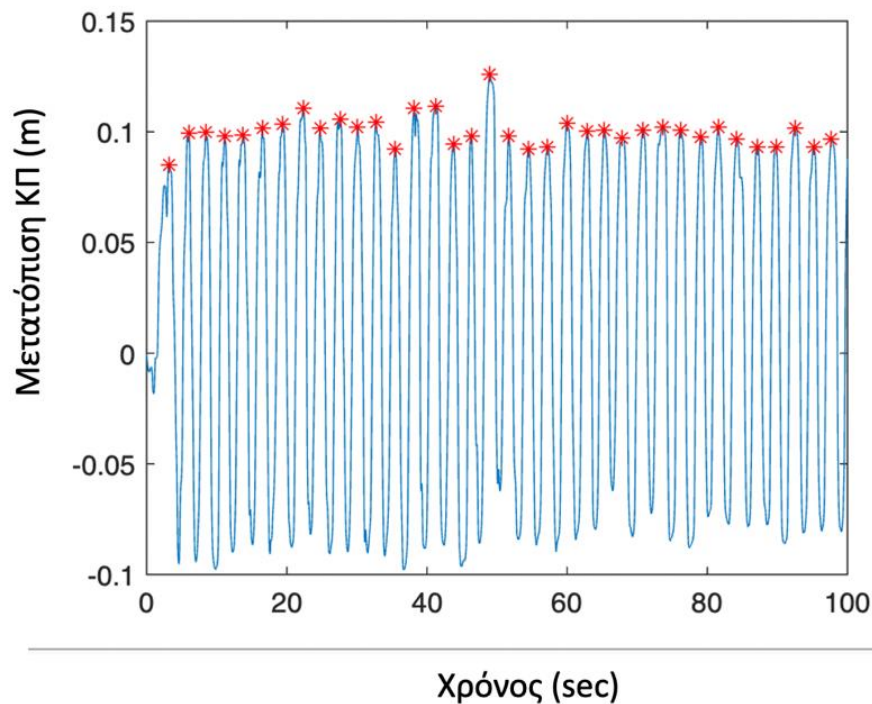
Εικόνα.4 : Εθελοντής πάνω στο δυναμοδάπεδο.

Ανάλυση δεδομένων

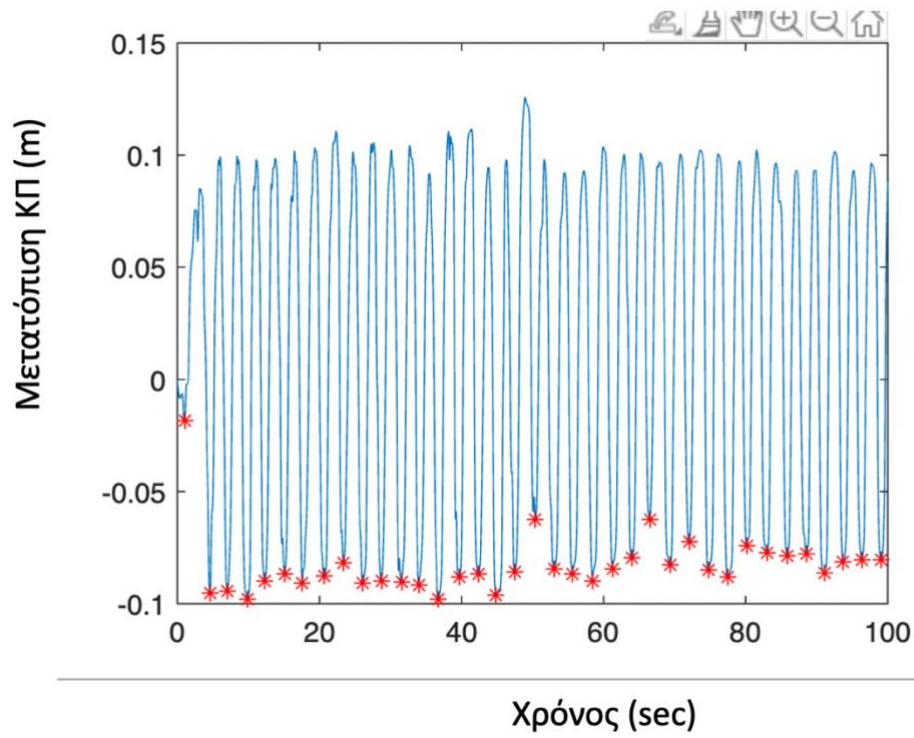
Μετά το πέρας των μετρήσεων τα δεδομένα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους (κατακόρυφη συνηστώσα) και οι δύο ροπές φιλτραρίστηκαν (4Hz για δυναμικές και 2Hz για τις στατικές προσπάθειες) για την απαλοιφή θορύβων στο καταγεγραμμένο σήμα. Για την ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το μαθηματικό λογισμικό πακέτο MATLAB (2020). Κατά τις δυναμικές προσπάθειες υπολογίστηκε για τα πρώτα 100s (α) ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση της μέγιστης μετατόπισης και ταχύτητας του ΚΠ κατά την πρόσθια κίνηση της ταλάντωσης από όλους τους κύκλους για όλες τις συχνότητες (εικόνα 5 και 7), (β) ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση της μέγιστης

μετατόπισης και ταχύτητας του ΚΠ για κάθε κύκλο κατά την οπίσθια κίνηση της ταλάντωσης για όλες τις συχνότητες (εικόνα 6 και 8), (γ) η κύρια συχνότητα ταλάντωσης κατά την ταλάντωση σε προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα και (δ) και η μέση συνάφεια φάσης (Mean phase Coherence) για την αξιολόγηση της σύζευξης της ταλάντωσης με το ηχητικό σήμα, ως το ποσοστό συγχρονισμού της ταλάντωσης του ΚΠ με το ακουστικό ερέθισμα (εικόνα 9 και 10). Οι τιμές που μπορεί να πάρει αυτός ο αλγόριθμος είναι από 0-1, όπου το 1 είναι απόλυτος συγχρονισμός των δύο σημάτων. Είναι μια γραμμική συσχέτιση μεταξύ των φάσεων των 2 σημάτων για τον έλεγχο των σημάτων των ταλαντώσεων. Για τις στατικές δοκιμασίες υπολογίστηκε για τα πρώτα 120s της όρθιας στάσης η συνολική μετατόπιση του ΚΠ στο προσθοπίσθιο και μετωπιαίο επίπεδο (pathlength), ως

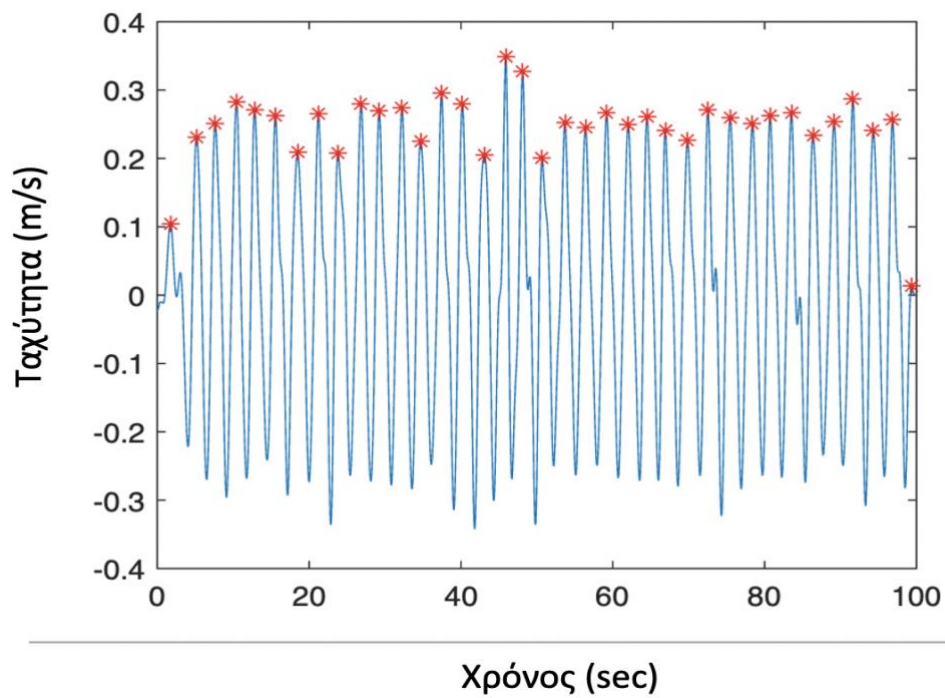
$$COP_{pathlength} = \sum_{i=2}^n \sqrt{(ax_i - ax_{i-1})^2 + (ay_i - ay_{i-1})^2}.$$



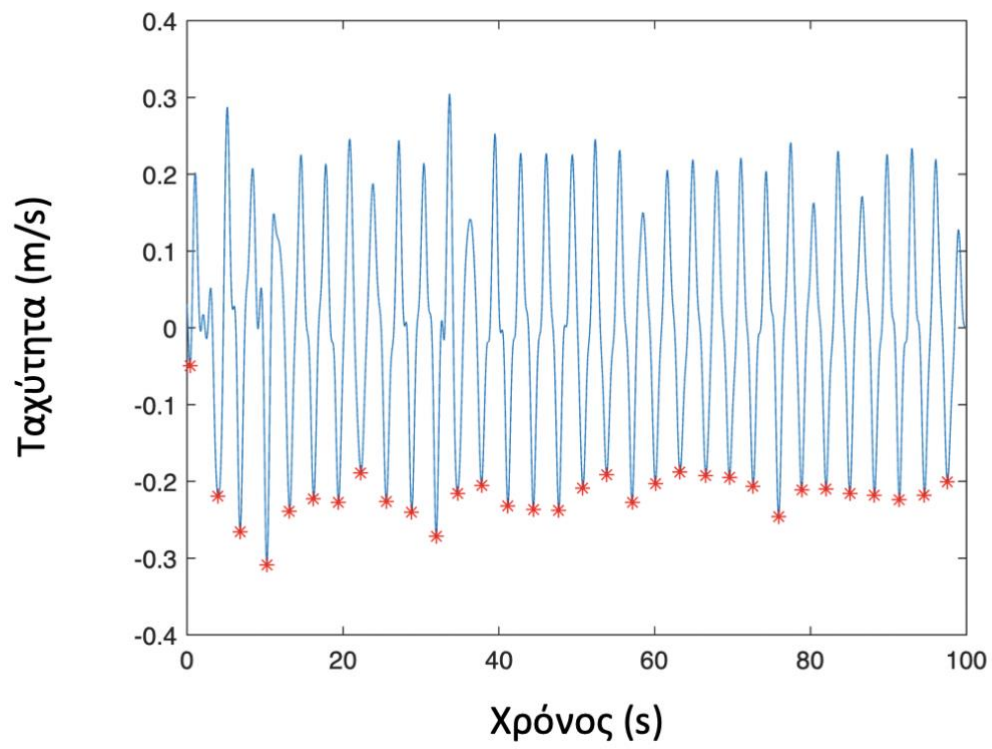
Εικόνα. 5: Διάγραμμα μετατόπισης ΚΠ-χρόνου στο πρόσθιο όριο. Με κόκκινο φαίνονται οι κορυφές του σήματος.



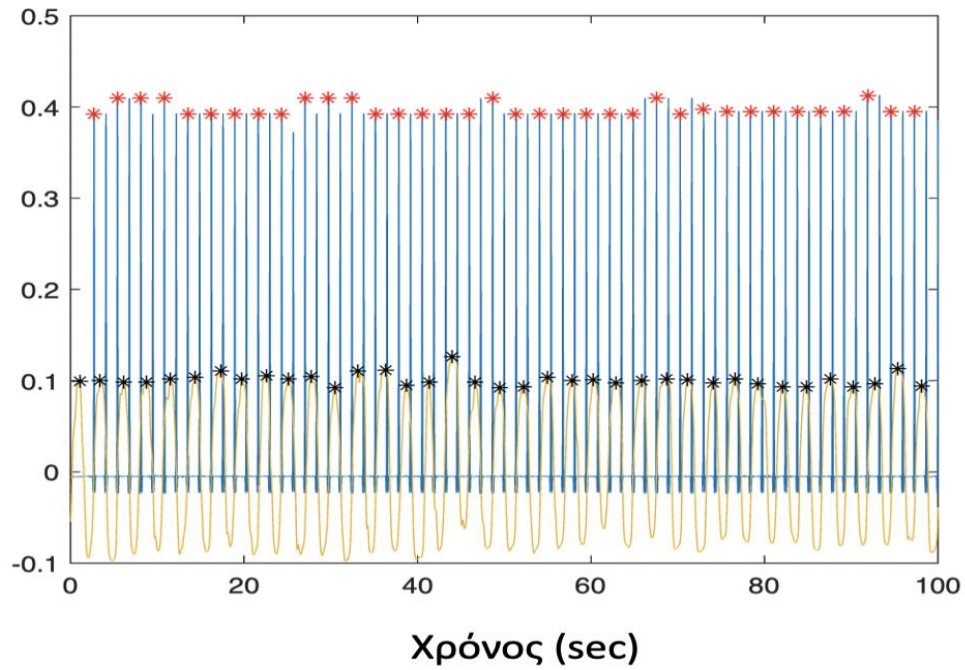
Εικόνα 6 : Διάγραμμα μετατόπισης ΚΠ-χρόνου στο οπίσθιο όριο.



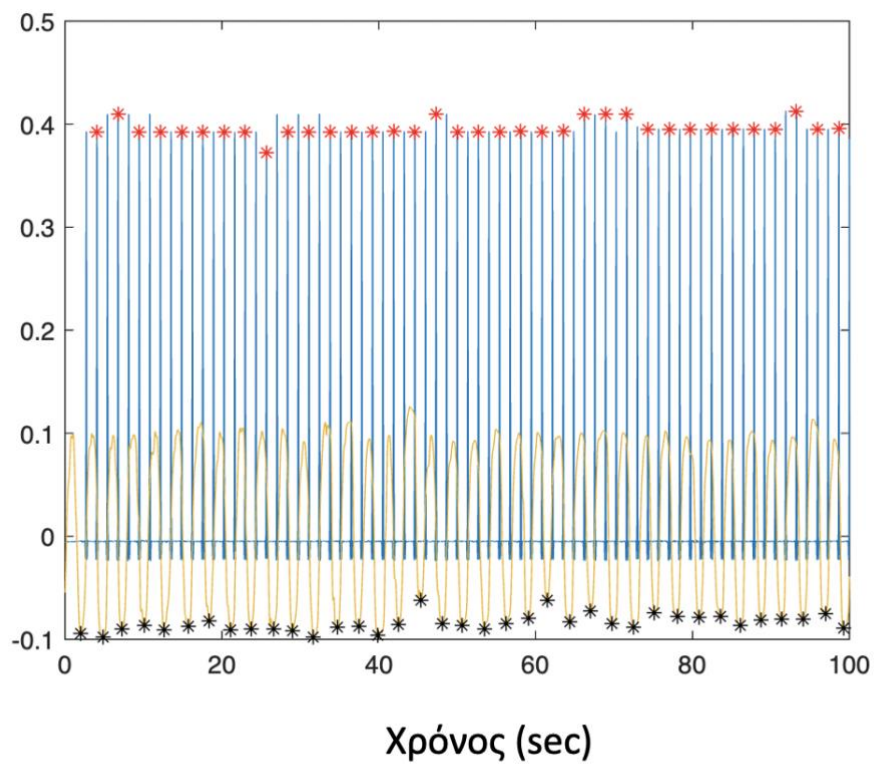
Εικόνα 7 : Διάγραμμα Ταχύτητας -χρόνου στο πρόσθιο όριο.



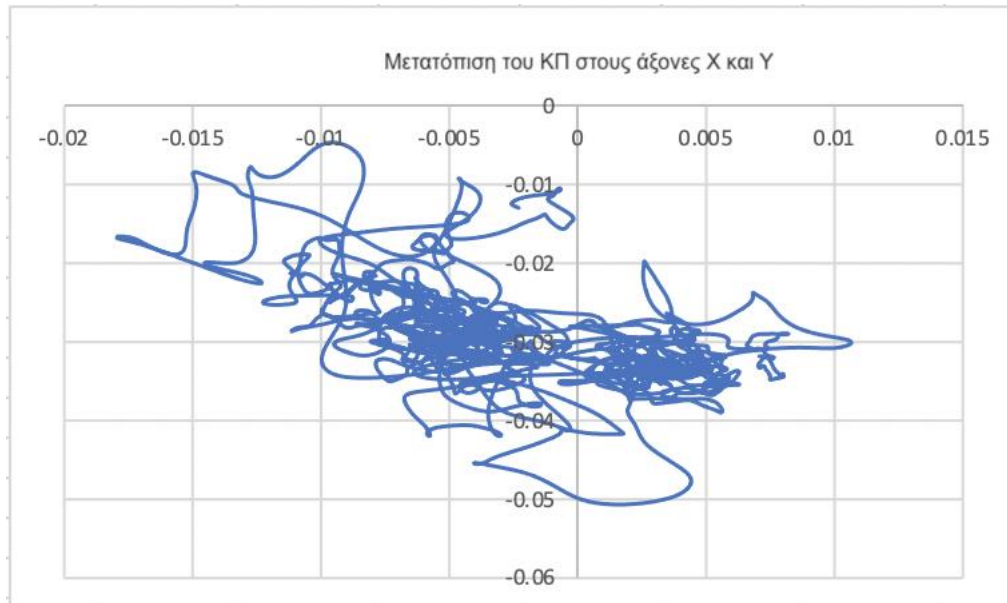
Εικόνα 8 : Διάγραμμα Ταχύτητας -χρόνου στο οπίσθιο όριο.



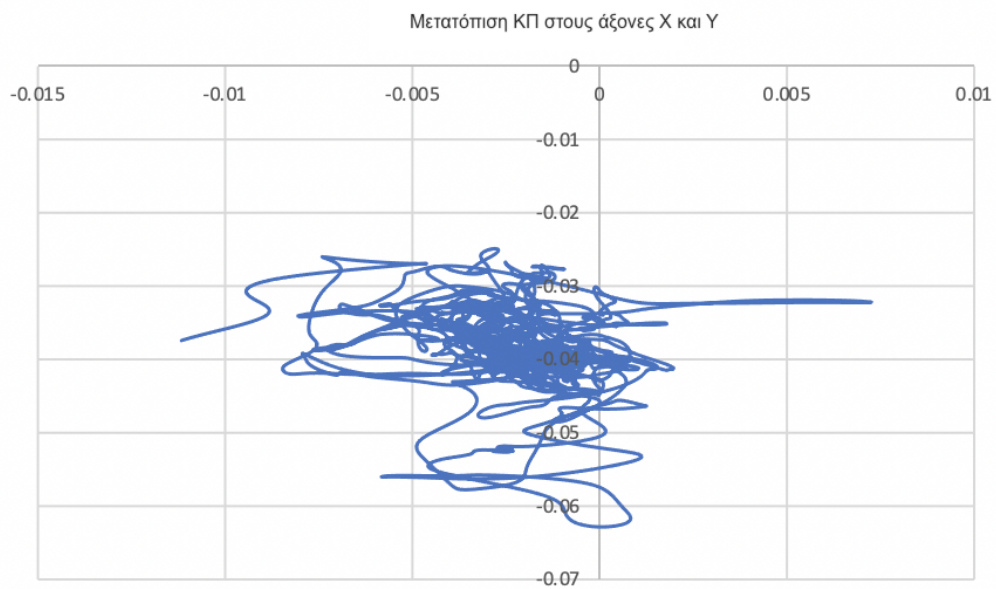
Εικόνα 9: Διάγραμμα συγχρονισμού ταλάντωσης με ακουστικό ερέθισμα στο πρόσθιο όριο.



Εικόνα.10 : Διάγραμμα συγχρονισμού ταλάντωσης με ακουστικό ερέθισμα στο οπίσθιο όριο.



Εικόνα 11: Μετατόπιση ΚΠ στο προσθοπίσθιο και μετωπιαίο επίπεδο στην 1^η στατική συνθήκη από έναν συμμετέχοντα



Εικόνα 12: Μετατόπιση ΚΠ στο προσθοπίσθιο και μετωπιαίο επίπεδο στην 2^η στατική συνθήκη από έναν συμμετέχοντα.

Στατιστική ανάλυση

Η στατιστική ανάλυση έγινε με το στατιστικό πακέτο SPSS 25 (IBM). Για την εξέταση της επίδρασης της συχνότητας ταλάντωσης και του ΔΜΣ στη συμπεριφορά του ΚΠ κατά την εκτέλεση μέγιστων προσθοπίσθιων ταλαντώσεων, στην κύρια συχνότητα ταλάντωσης, καθώς και στο συγχρονισμό ακουστικού ερεθίσματος – ταλάντωσης, χρησιμοποιήθηκε η ανάλυση διακύμανση επαναλαμβανόμενων μετρήσεων κατά δύο παράγοντες (α) συχνότητα ταλάντωσης (within-subjects variables) και (β) ομάδα (between-subjects factor). Επίσης για τον έλεγχο διαφορών των εξεταζόμενων παραμέτρων ανάμεσα στις δύο ομάδες έγινε μια ανάλυση για ανεξάρτητα δείγματα T-test για κάθε συχνότητα ξεχωριστά. Για την εξέταση της επίδρασης του ΔΜΣ στη συμπεριφορά του ΚΠ κατά την όρθια στάση πραγματοποιήθηκε ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανόμενων μετρήσεων κατά δύο παράγοντες (α) προσοχή κατά την όρθια στάση (within-subjects variables) και (β) ομάδα (between-subjects factor). Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε το $p = 0.05$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Αποτελέσματα

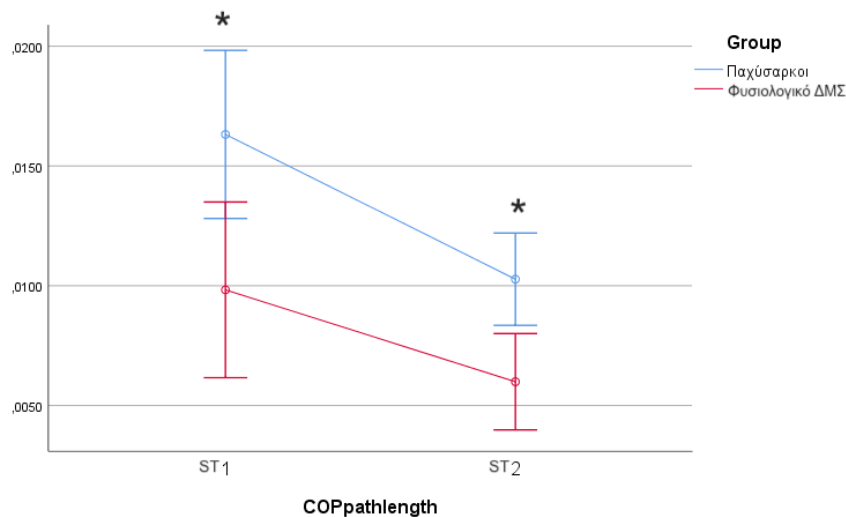
Συμπεριφορά του ΚΠ κατά την όρθια στάση

	Βάρος ★	Υψος ★	Μήκος πέλματος	ΔΜΣ ★	Ηλικία
ΔΜΣ<25	79.4 ± 5.7 kg	1.82 ± 3.8cm	27 ± 1.2cm	23,3 ± 1.3	21.8 ± 1.4 ετών
ΔΜΣ>30	111.3kg ± 33.2kg	1.77.8 ± 5.5cm	26.5 ± 1.5cm	33,9 ± 6.7	23.1 ± 4.8 ετών

Πίνακας 1: Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων. ★ : Στατικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις δύο ομάδες, $p < 0.05$

Μέτρηση του μήκους διαδρομής του ΚΠ για την ανάλυση της κίνησης και στις 2 κατευθύνσεις AP και ML και τον έλεγχο της στάσης του σώματος. Υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων στις δύο αυτές προσπάθειες.

Όπως φαίνεται και στο σχήμα 1, οι συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ κατάφεραν να διατηρήσουν το ΚΜ τους καλύτερα από τους παχύσαρκους στα όρια σταθερότητας. Οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες παρουσίασαν μεγαλύτερη διαδρομή του ΚΠ κατά την όρθια στάση ανεξαρτήτως συνθήκης.

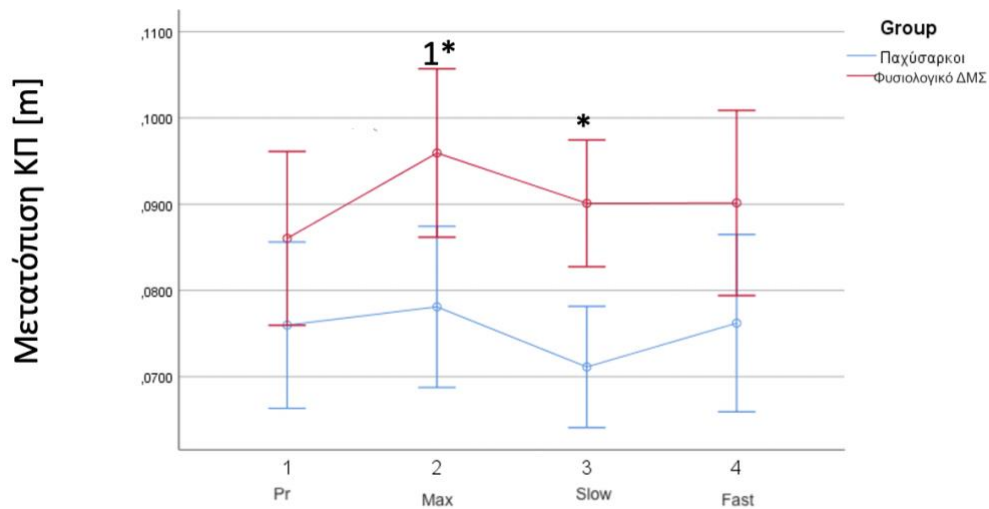


Σχήμα 1 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της συνολικής μετατόπισης του ΚΠ στο μετωπιαίο και προσθοπίσθιο επίπεδο κατά την όρθια στάση στις προσπάθειες : [1] για ελεύθερη όρθια στάση και [2] για εστιασμένη σε σταθερό σημείο στάση, με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες ($n=12$) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ ($n=11$). Στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις ομάδες[*] $p<0,005$.

Συμπεριφορά του ΚΠ κατά τη δυναμική εκούσια ταλάντωση

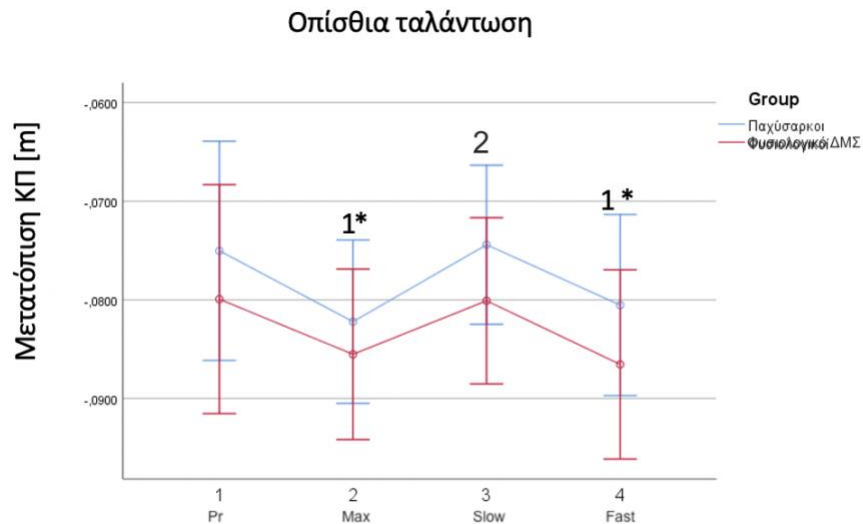
Το σχήμα 2 δείχνει την πρόσθια μετατόπιση του ΚΠ κατά τη μέγιστη εκούσια ταλάντωση στις τέσσερις διαφορετικές συχνότητες. Επίδραση της συχνότητας στην πρόσθια ταλάντωση βρέθηκε μόνο κατά τη μέγιστη συχνότητα ταλάντωσης, κατά την οποία η πρόσθια ταλάντωση ήταν μεγαλύτερη από ότι στην προτιμώμενη. Επίδραση του ΔΜΣ στην πρόσθια μετατόπιση του ΚΠ βρέθηκε μόνο στη μέγιστη και στη μικρή (καθοδηγούμενη ταλάντωση) συχνότητα, με τους παχύσαρκους συμμετέχοντες να έχουν μικρότερες τιμές. Δε βρέθηκε αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο ομάδων και της συχνότητας ταλάντωσης.

Πρόσθια ταλάντωση



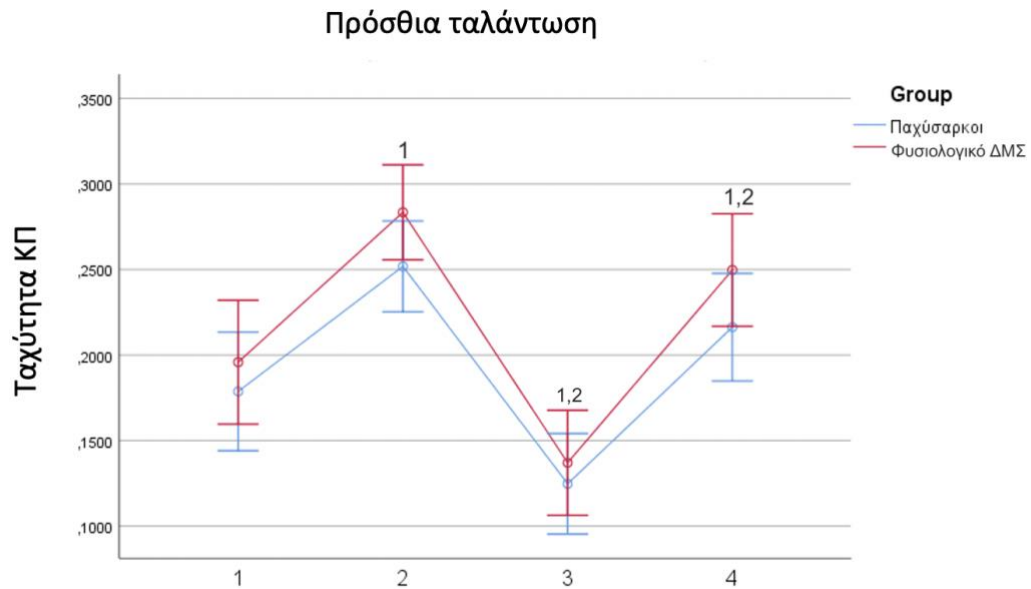
Σχήμα 2: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης πρόσθιας μετατόπισης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες ($n=12$) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ ($n=11$). ¹⁻²Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] (προτιμώμενη) και [2] (μέγιστη), $p=0.026$. * Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο ομάδες, $p < 0.05$.

Το σχήμα 3 δείχνει την μέγιστη οπίσθια μετατόπιση του ΚΠ. Στατιστικά σημαντικές διαφορές υπήρχαν ανάμεσα στην προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα (1^η-2^η), προτιμώμενη και γρήγορη καθοδηγούμενη (1^η-4^η) και αργά καθοδηγούμενη και γρήγορη καθοδηγούμενη (2^η-3^η) συχνότητα. Στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις δύο ομάδες στο μέγιστο οπίσθιο εύρος βρέθηκε για τη ταλάντωση στη μέγιστη συχνότητα και τη γρήγορη καθοδηγούμενη. Δε βρέθηκε αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο ομάδων και της συχνότητας ταλάντωσης.



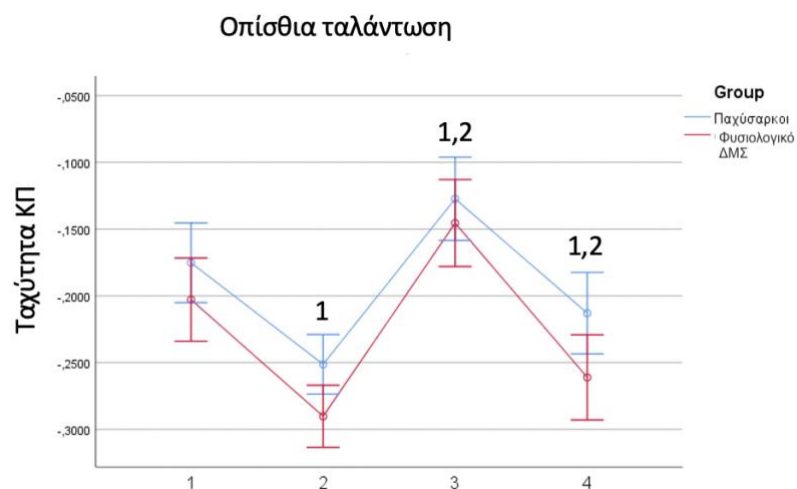
Σχήμα 3: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης οπίσθιας μετατόπισης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες ($n=12$) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ ($n=11$). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [2] και [3]. * Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο ομάδες, $p < 0.05$.

Το σχήμα 4 δείχνει τον ΜΟ και την τυπική απόκλιση της οριζόντιας προσθοπίσθιας ταχύτητας των δύο ομάδων στις τέσσερις διαφορετικές συνθήκες. Υπήρχε στατιστικά σημαντική επίδραση της συχνότητας στην ταχύτητα, με τις μεγαλύτερες συχνότητες (μέγιστη και 125% της προτιμώμενης) να παρουσιάζουν μεγαλύτερη ταχύτητα (Σχήμα 4). Δεν υπήρχαν διαφορές στη ταχύτητα ανάμεσα στις δύο ομάδες. Δε βρέθηκε αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο ομάδων και της συχνότητας ταλάντωσης.



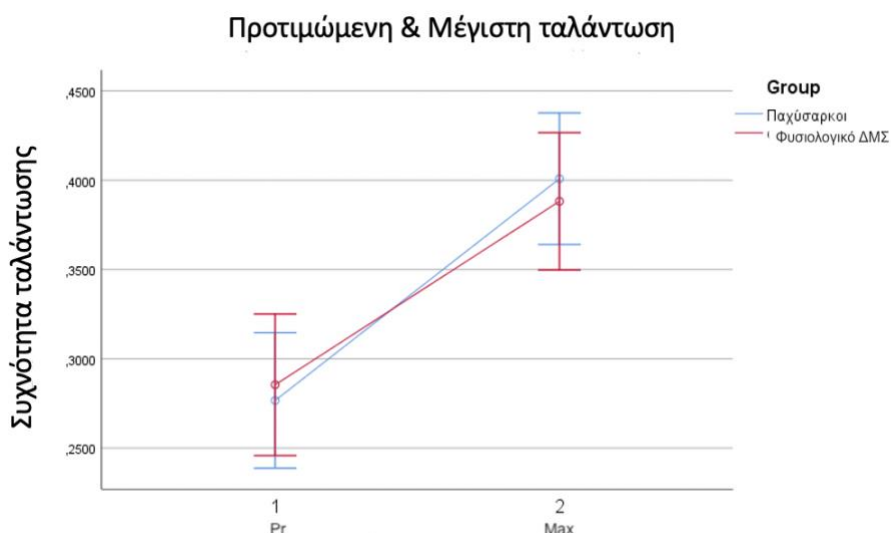
Σχήμα 4 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης πρόσθιας ταχύτητας του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες ($n=12$) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ ($n=11$). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [1] και [3], [2] και [3], [2] και [4]. ($p<0,05$)

Το σχήμα 5 δείχνει το ΜΟ των ταχυτήτων των δύο ομάδων στις τέσσερις διαφορετικές συνθήκες. Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις προσπάθειες 1^η-2^η, 1^η-3^η, 1^η-4^η, 2^η-3^η, 2^η-4^η.



Σχήμα 5: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέγιστης οπίσθιας ταχύτητας του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: προτιμώμενη [1 Pr], μέγιστη [2 Max], στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας [3 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας [4 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις συχνότητες [1] και [2], [1] και [4], [2] και [3], [1] και [3].

Το σχήμα 6 απεικονίζει τον ΜΟ και την τυπική απόκλιση των κεντρικών συχνοτήτων των 2 ομάδων κατά τη μέγιστη ταλάντωση στην προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα. Υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις δύο συχνότητες αλλά όχι ανάμεσα στις ομάδες. Και οι δύο ομάδες παρουσίασαν παρόμοιες τιμές προτιμώμενης και μέγιστης συχνότητας.

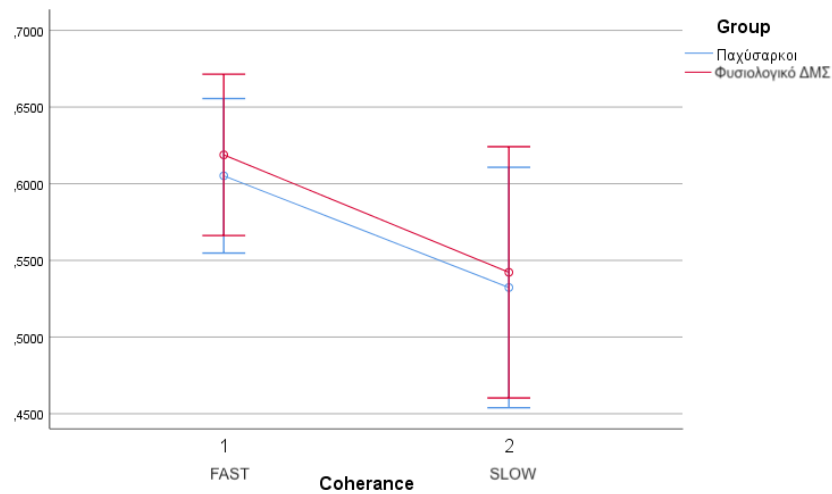


Σχήμα 6 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της συχνότητας ταλάντωσης του ΚΠ: προτιμώμενη [1 Pr] και μέγιστη [2 Max] με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Δεν υπήρχε καμία στατιστική σημαντική διαφορά ανάμεσα στις ομάδες.

Συγχρονισμός ηχητικού σήματος και ΚΠ

Στη γρήγορη καθοδηγούμενη μέγιστη ταλάντωση (125% της προτιμώμενης) η μέση συνάφεια φάσης ήταν 0,6051 με TA=0,067 για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες και MO=0,6188 με TA=0,099 για τους συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ. Για την αργή καθοδηγούμενη συχνότητα (75% της προτιμώμενης) η μέση συνάφεια φάσης ήταν MO=0,5323 με TA=0,127 για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες και MO=0,5422 με TA=0,1336 για τους συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ. Δε βρέθηκαν διαφορές στη μέση

συνάφεια φάσης ανάμεσα στις δύο ομάδες ανεξαρτήτως συχνότητας ταλάντωσης.



Σχήμα 7: Μέσος όρος και τυπική απόκλιση της μέσης συνάφειας φάσης του ΚΠ κατά την ταλάντωση στις συχνότητες: 75% της προτιμώμενης συχνότητας [2 slow] (αργή ταλάντωση), στο 125% της προτιμώμενης συχνότητας 1 Fast] (γρήγορη ταλάντωση) με μπλε για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες (n=12) και με κόκκινο για αυτούς με φυσιολογικό ΔΜΣ (n=11). Καμία στατιστική σημαντική διαφορά ανάμεσα στις ομάδες.

Συζήτηση

Σκοπός της παρούσας έρευνας ήταν να διερευνήσει την επίδραση του ΔΜΣ στη συμπεριφορά του κέντρου πίεσης κατά την όρθια στάση και κατά την εκτέλεση μέγιστων εκούσιων ταλαντώσεων σε διαφορετικές συχνότητες. Στην έρευνα συμμετείχαν δύο ομάδες με διαφορετικό ΔΜΣ: παχύσαρκα άτομα ($\Delta\text{ΜΣ} > 30$) και άτομα με φυσιολογικό $\Delta\text{ΜΣ} < 25 < 18.5$. Πραγματοποιήθηκαν δύο στατικές συνθήκες και τέσσερις συνθήκες μέγιστων εκούσιων προσθοπίσθιων ταλαντώσεων. Στις στατικές συνθήκες οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες παρουσίασαν χειρότερο έλεγχο της όρθιας στάσης από τα άτομα με φυσιολογικό δείκτη σώματος κατά την όρθια στάση όπως φαίνεται από τη μεγαλύτερη συνολική μετατόπιση του ΚΠ, ανεξαρτήτως συνθήκης. Συνεπώς η πρώτη υπόθεση, ότι οι παχύσαρκοι συμμετέχοντες θα παρουσιάσουν χειρότερο έλεγχο της όρθιας στάσης από τα άτομα με φυσιολογικό δείκτη σώματος κατά τη στατική όρθια στάση, και η διαφορά ανάμεσα στις ομάδες θα εξαρτάται από τη συνθήκη, επιβεβαιώθηκε μόνο εν μέρει. Τα άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ και στις δύο στατικές συνθήκες παρουσίασαν καλύτερο ορθοστατικό έλεγχο.

Στις συνθήκες των μέγιστων εκούσιων ταλαντώσεων η συμπεριφορά του ΚΠ (μετατόπιση και ταχύτητα) δεν έδειξε καμία αλληλεπίδραση ανάμεσα στις ομάδες και τη συχνότητα ταλάντωσης. Ανεξαρτήτου ομάδας, όσο μεγαλύτερη ήταν η συχνότητα ταλάντωσης στον προσθοπίσθιο άξονα τόσο μεγαλύτερη και η μετατόπιση του ΚΠ. Μικρότερη μετατόπιση του ΚΠ για τους παχύσαρκους συμμετέχοντες σε σχέση με τους συμμετέχοντες με φυσιολογικό ΔΜΣ βρέθηκε μόνο κατά την ταλάντωση στη μέγιστη συχνότητα και στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας. Συνεπώς και η δεύτερη υπόθεση, ότι τα παχύσαρκα

άτομα θα παρουσιάσουν μικρότερο όριο σταθερότητας (μικρότερη μέγιστη προσθοπίσθια μετατόπιση του ΚΠ) και μικρότερη ταχύτητα του ΚΠ κατά τη μέγιστη εκούσια προσθοπίσθια ταλάντωση ανεξαρτήτως συχνότητας, επιβεβαιώθηκε μόνο εν μέρει. Ο ΜΟ και η τυπική απόκλιση των κεντρικών συχνοτήτων των ομάδων κατά τη μέγιστη ταλάντωση στην προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα δεν έδειξε καμία διαφορά. Οι δύο ομάδες παρουσίασαν παρόμοιες κεντρικές συχνότητες. Η τρίτη υπόθεση ότι οι παχύσαρκοι θα παρουσιάσουν μικρότερες κεντρικές συχνότητες κατά την προτιμώμενη και μέγιστη συχνότητα ταλάντωσης δεν επιβεβαιώθηκε. Ως προς το συγχρονισμό της ταλάντωσης των δύο ομάδων με το ακουστικό ερέθισμα στις δύο συνθήκες (αργή καθοδηγούμενη και γρήγορη καθοδηγούμενη) δεν βρέθηκε καμία διαφορά. Οι δύο ομάδες φαίνεται να συγχρονίζονται το ίδιο. Έτσι λοιπόν η τέταρτη υπόθεση ότι τα παχύσαρκα άτομα θα παρουσιάσουν χειρότερο συγχρονισμό της ταλάντωσης με το ηχητικό σήμα δεν επιβεβαιώθηκε.

Έλεγχος της όρθιας στάσης

Το βάρος και η σχέση του με τον ορθοστατικό έλεγχο έχει αναγνωριστεί από το 1968 (Fregly et al.), υποστηρίζοντας ότι το μέγεθος και το σχήμα του σώματος επηρεάζουν αυτόν τον έλεγχο. Σε συμφωνία με την μελέτη των Fregly et al. έρχονται και οι Corbeil et al.(2001) υποστηρίζοντας ότι μια πρόσθια μετατόπιση του ΚΜ θέτει τα παχύσαρκα άτομα πιο κοντά στην άκρη των ορίων σταθερότητάς τους. Ο ΔΜΣ συσχετίστηκε και από τους McGraw et al.,2000; Colne' et al.,2008 λέγοντας ότι τα παχύσαρκα άτομα έχουν χαμηλότερες αποδόσεις σε στατικές προσπάθειες. Σε συμφωνία με προηγούμενες μελέτες, η παρούσα μελέτη επιβεβαιώνει ότι τα άτομα με παχυσαρκία παρουσιάζουν

χειρότερο ορθοστατικό έλεγχο σε σχέση με τα άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ. η συνολική μετατόπιση του ΚΠ στις 2 κατευθύνσεις AP και ML δεν παρουσίασε σημαντική διαφορά ανάμεσα στις συνθήκες.

Έλεγχος της δυναμικής όρθιας στάσης.

Στην παρούσα μελέτη ανεξαρτήτου ομάδας, όσο μεγαλύτερη ήταν η συχνότητα ταλάντωσης στον προσθοπίσθιο άξονα τόσο μεγαλύτερη και η μετατόπιση του ΚΠ. Διαφορές βρέθηκαν μόνο στις ταλαντώσεις στη μέγιστη συχνότητα και στο 75% της προτιμώμενης συχνότητας. Πιθανή αιτιολόγηση των αποτελεσμάτων της έρευνας για τις διαφορές των δύο ομάδων στις πειραματικές συνθήκες είναι η ορμή. Η ορμή ορίζεται ως το γινόμενο της μάζας (m) του αντικειμένου επί την ταχύτητά (u) του. Είναι διανυσματικό μέγεθος, όπως και η ταχύτητα, και έχει τη φορά και τη διεύθυνση αυτής. Οι ταχύτητες των ατόμων και στις δύο ομάδες δεν παρουσίασαν σημαντικές διαφορές. Ως προς τις μάζες των ομάδων υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά. Η ορμή των παχύσαρκων ατόμων είναι μεγαλύτερη από των ατόμων με φυσιολογικό ΔΜΣ, έτσι μπορεί να εξηγηθεί η μικρότερη μετατόπιση του ΚΠ σε συγκεκριμένες συχνότητες για καλύτερο έλεγχο του σώματος εξαιτίας του φόβου για πτώση.

Στις δύο πειραματικές συνθήκες της παρούσας έρευνας με τη χρήση ακουστικού ερεθίσματος εκτός από την εξέταση της μετατόπισης του ΚΠ, έγινε και εξέταση ως προς τον συγχρονισμό των ομάδων με το ακουστικό ερέθισμα. Δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ανάμεσα στις ομάδες. Τα άτομα φαίνεται να μπορούν να συγχρονιστούν, όχι απόλυτα, με το ακουστικό ερέθισμα και στις δύο συνθήκες που η συχνότητα ταλάντωσης βρισκόταν κοντά στην προτιμώμενη (75% και 125% της προτιμώμενης). Σε συμφωνία έρχεται λοιπόν η έρευνα των Kennedy et al.(2013) και Coste et al.(2017) που από τη μια τα άτομα προσαρμόζονται στην κίνηση και στην αλλαγή συχνότητας αλλά και συγχρονίζονται σε συχνότητες κοντά στην κυρίαρχη- προτιμώμενη. Τα αποτελέσματα έδειξαν πιο αργή μεταφορά βάρους. Από αυτά μπορεί να θεωρηθεί ότι σε μεγαλύτερες συχνότητες τα παχύσαρκα άτομα μπορεί να παρουσιάσουν χειρότερο συγχρονισμό, αλλά δεν έχει μελετηθεί ακόμα.

Ένας από τους σημαντικούς περιορισμούς της παρούσας έρευνας ήταν ότι οι δύο ομάδες διέφεραν εκτός από το βάρος και ΔΜΣ, και στο ύψος. Από τα ευρήματα όμως προηγούμενης εργασίας φάνηκε ότι το ύψος δεν επηρεάζει το πλάτος της ταλάντωσης, αλλά το μήκος πέλματος. Στην παρούσα έρευνα δεν διέφεραν ως προς το μήκος πέλματος και όταν έγινε κανονικοποίηση ως προς το μήκος πέλματος τα αποτελέσματα ήταν τα ίδια.

Συμπέρασμα

Συμπερασματικά σημαντικές διαφορές βρέθηκαν ανάμεσα στις ομάδες στις στατικές πειραματικές συνθήκες με τους παχύσαρκους συμμετέχοντες να παρουσιάζουν χειρότερο ορθοστατικό έλεγχο. Στις δυναμικές όμως ταλαντώσεις παρουσίασαν παρόμοια συμπεριφορά του ΚΠ και οι δύο ομάδες. Τα παχύσαρκα άτομα φαίνεται να είναι το ίδιο ικανά για τον έλεγχο της όρθιας στάσης κατά την εκτέλεση συγκεκριμένων δοκιμασιών που η κίνηση είναι περιοδική και επομένως προβλέψιμη, όπως συμβαίνει στην καθοδηγούμενη ταλάντωση από περιοδικό σήμα. Όταν όμως η κίνηση είναι χαοτική και βασίζεται σε μηχανισμούς αντίδρασης τα παχύσαρκα άτομα υστερούν. Μελλοντικές έρευνες θα μπορούσαν να ασχοληθούν με το αν τα παχύσαρκα άτομα μπορούν να συγχρονιστούν το ίδιο με άτομα με φυσιολογικό ΔΜΣ όταν η ταλάντωση είναι καθοδηγούμενη από ένα χαοτικό σήμα.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1-Błaszczuk, J. W., Cieślinska-Świder, J., Plewa, M., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2009). Effects of excessive body weight on postural control. *Journal of Biomechanics*, 42(9), 1295–1300. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.006
- 2-Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193–214. doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9
Yamada, N. (1995). Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, 14(6), 711–726. doi:10.1016/0167-9457(95)00032-1
- 3-Preuss, R., & Fung, J. (2008). Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 815–828. doi:10.1016/j.jelekin.2007.03.003
- 4-Palm, H.-G., Strobel, J., Achatz, G., von Luebken, F., & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & Posture*, 30(3), 328–333. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.05.023
- 5-Kennedy, A., Bugnariu, N., Guevel, A., & Sveistrup, H. (2013). Adaptation of the Feedforward Postural Response to Repeated Continuous Postural Perturbations. *Neuroscience and Medicine*, 04(01), 45–49. doi:10.4236/nm.2013.41007
- 6-Alexandre Coste, Robin Salesse, Mathieu Gueugnon, Ludovic Marin, Benoit Bardy. Standing or swaying to the beat: Discrete auditory rhythms entrain stance and promote postural coordination stability. *Gait and Posture*, Elsevier, 2018, 59, pp.28-34. [10.1016/j.gaitpost.2017.09.023](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.09.023). [hal-02456618](https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02456618)
- 7-King, A. C., Challis, J. H., Bartok, C., Costigan, F. A., & Newell, K. M. (2012). Obesity, mechanical and strength relationships to postural control in adolescence. *Gait & Posture*, 35(2), 261–265. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.09.017
- 8-Colné P, Frelut ML, Peres G, Thoumie P (2008) Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait Posture* 28:164–169. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.006>
- 9-Teasdale N, Simoneau M, Corbeil P, Handrigan G, Tremblay A, Hue O (2013) Obesity alters balance and movement control. *Curr Obes Rep* 2:235–240. <https://doi.org/10.1007/s13679-013-0057-8>
- 10-Morasso P, Cherif A, Zenzeri J (2019) Quiet standing: The Single Inverted Pendulum model is not so bad after all. *PLoS ONE* 14(3): e0213870. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0213870>

- 11-Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Perczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998 Sep;80(3):1211-21. doi: 10.1152/jn.1998.80.3.1211. PMID: 9744933.
- 12-Jbabdi, M., Boissy, P. & Hamel, M. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. *BMC Geriatr.* (2008) doi:10.1186/1471-2318-8-8.
- 13-Patikas DA, Papavasileiou A, Ekizos A, Hatzitaki V, Arampatzis A (2019) Swaying slower reduces the destabilizing effects of a compliant surface on voluntary sway dynamics. *PLoS ONE* 14(12): e0226263. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0226263>
- 14-Hafstro" m A, Fransson PA, Karlberg M, Ledin T, Magnusson M. Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol* 2002;122(4):392–7
- 15-Friedrich M, Grein HJ, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, et al. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res* 2008;186(2):305–14.
- 16-Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 2002;146(1):60–9.
Loram, I. D., Maganaris, C. N. & Lakie, M. Paradoxical muscle movement during postural control. *Med. Sci. Sports Exerc.* 41, 198–204 (2009).
- 17-Diener, H.C., J. Dichgans, M. Bather and B. Gompf, 1984. Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases. *Electroencephalogram Clinical Neurophysiology* 57, 134-142.
- 18-Diener, H.C., F.B. Horak and L.M. Nashner, 1988. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology* 59, 1888-1905.
- 19-B. J. Benda, P. O. Riley and D. E. Krebs, "Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing," in *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 3-10, March 1994, doi: 10.1109/86.296348.
- 20-Loram, I. D., Maganaris, C. N., and Lakie, M. (2007). The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness. *J. Physiol. (Lond.)* 584, 661–675. doi: 10.1113/jphysiol.2007.140046
- 21-McGraw, B., McClenaghan, B.A., Williams, H.G., Dickerson, J., Ward, D.S., 2000. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 484–489.

22-Berrigan, F., Simoneau, M., Tremblay, A., Hue, O., Teasdale, N., 2006. Influence of obesity on accurate and rapid arm movement performed from a standing posture. *Int. J. Obes. (London)* 30, 1750–1757.

23-C.F Runge, C.L Shupert, F.B Horak, F.E Zajac, Ankle and hip postural strategies defined by joint torques, *Gait & Posture*, Volume 10, Issue 2, 1999, Pages 161-170 ISSN 0966-6362, [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00032-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00032-6).

24-Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F, Dore´ J, Marceau P, et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture* 2007;26:32–8.

25-Fernie, G. R., C. I. Gryfe, P. J. Holliday, and A. Llewellyn. 1982. “The Relationship of Postural Sway in Standing to the Incidence of Falls in Geriatric Subjects.” *Age and Ageing* 11: 11–16.

26-Salavati, M., M. Moghadam, I. Ebrahimi, and A. M. Arab. 2007. “Changes in Postural Stability with Fatigue of Lower Extremity Frontal and Sagittal Plane Movers.” *Gait & Posture* 26: 214–218.

27-Singh, D., W. Park, M. S. Levy, and E. S. Jung. 2009. “The Effects of Obesity and Standing Time on Postural Sway During Prolonged Quiet Standing.” *Ergonomics* 52 (8): 977–986.

28-Murnaghan CD, Elston B, Mackey DC, Robinovitch SN. Modeling of postural stability borders during heel-toe rocking. *Gait Posture*. 2009 Aug;30(2):161-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.03.010. Epub 2009 May 7. PMID: 19427219.