



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

**«Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΑΚΙΝΗΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΟΥ ΑΝΩ ΑΚΡΟΥ
ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΘΕΣΕΙΣ ΣΤΗΝ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ ΚΑΙ ΣΤΗ
ΒΑΔΙΣΗ ΣΕ ΑΘΛΗΤΕΣ»**

Ιωάννης Εμμανουήλ Γιαννόπουλος

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

ΑΘΗΝΑ 2024

© Copyright

Ιωάννης Εμμανουήλ Γιαννόπουλος
Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού
Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Εθνικής Αντίστασης 41, Δάφνη

Πρακτικό εξέτασης



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ

Εθνικών και Καποδιστριακών
Πανεπιστημίων Αθηνών

ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837

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

ΠΡΑΚΤΙΚΟ

ΤΡΙΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΑΤΡΙΒΗΣ

Του Ιωάννη-Εμμανουήλ Γιαννόπουλου

Η τριμελής εξεταστική επιτροπή, που ορίστηκε από τη Συνέλευση του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών στη συνεδρία της 21/7/2022 για την κρίση και αξιολόγηση της μεταπτυχιακής διατριβής του κ. Ιωάννη -Εμμανουήλ Γιαννόπουλου με τίτλο: «Η επίδραση της ακινητοποίησης του άνω άκρου σε διάφορες θέσεις στην ισορροπία και στην βάρδιση σε αθλητές» αποτελούμενη από τους κ.κ. **Χ. Γιαννακόπουλο** Επίκ. Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (επιβλέπων), **Δ. Μανδαλίδη** Αναπλ. Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, **Β. Πασχάλη** Αναπλ. Καθηγητή της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, εκλήθησαν σήμερα 12/1/2024 ημέρα Παρασκευή και ώρα 16:30 ύστερα από επίσημη έγγραφη πρόσκληση στο Αμφιθέατρο Ε.Παυλίνης της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, προκειμένου να κρίνουν και αξιολογήσουν την παραπάνω διατριβή.

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

Τα μέλη της εξεταστικής επιτροπής:

Χ. Γιαννακόπουλος, Επίκουρος Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

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

Β. Πασχάλης, Αναπλ. Καθηγητής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή και επιβλέποντα μου κ. Χρήστο Γιαννακόπουλο για την επιστημονική καθοδήγηση, το αμείωτο ενδιαφέρον του και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε αναθέτοντας μου το συγκεκριμένο θέμα. Ακόμα θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους καθηγητές του μεταπτυχιακού προγράμματος που συνεργάστηκα και που μου παρείχαν σημαντικές γνώσεις που συνέβαλαν στην ολοκλήρωση της συγκεκριμένης εργασίας. Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στους επιβλέποντες καθηγητές κ.κ. Δ. Μανδαλίδη και Β. Πασχάλη για την σημαντική βοήθειά τους, όπως και στην κα. Ρουσάνογλου για την πολύτιμη συμβολή και καθοδήγηση της. Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένεια μου για όλη την ψυχολογική στήριξη και κατανόηση σε όλη την διάρκεια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι η εξακρίβωση της επίδρασης που πιθανόν έχει η ακινητοποίηση του ώμου και του άνω άκρου στη βάδιση και στην ισορροπία, όπως εκτιμάται από 3 λειτουργικές δοκιμασίες. Στην έρευνα συμμετείχαν 39 υγιείς άνδρες ($n = 24$) και γυναίκες ($n = 15$) αθλητές/τριες, ηλικίας 18-30 ετών, με φυσιολογικό ΔΜΣ (18,5-24,9), χωρίς ιστορικό τραυματισμών, άλγους ή επεμβάσεων άνω και κάτω άκρων. Σε όλους τους εξεταζόμενους πραγματοποιήθηκε ανάλυση της βάδισης και έμμεσα και της ισορροπίας και του συντονισμού των κινήσεών τους με την χρήση της συσκευής BTS G-WALK. Οι συγκρίσεις των δεικτών ανάμεσα στις ομάδες πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά έναν παράγοντα με επαναληπτικές μετρήσεις (One-way ANOVA repeated measures) και οι συγκρίσεις κατά ζεύγη πραγματοποιήθηκαν με το Bonferroni test. Η τιμή σημαντικότητας $p < 0,05$ καθορίστηκε ως επίπεδο στατιστικά σημαντικού αποτελέσματος.

Όσον αφορά την δοκιμασία WALK+, οι συγκρίσεις κατά ζεύγη ανέδειξαν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ελεύθερο άνω άκρο' και στην ομάδα 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' ($p = 0,078$ οριακά). Όσον αφορά την δοκιμασία TURN, δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά σε κανέναν δείκτη. Όσον αφορά στην δοκιμασία TUG, διαπιστώθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη διάρκεια φάσης καθιστός-όρθιος ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,045$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη ανέδειξαν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ελεύθερο άνω άκρο' και 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' ($p = 0,034$). Επίσης υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη προσθιοπίσθια επιτάχυνση καθιστός-όρθιος ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p =$

0,050). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' με τις ομάδες 'ελεύθερο άνω άκρο' ($p = 0,048$) και 'απλή ακινητοποίηση' ($p = 0,046$). Το ίδιο ισχύει και για τον δείκτη πλευρική επιτάχυνση καθιστός-όρθιος ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,001$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη ανέδειξαν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ελεύθερο άνω άκρο' και 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγή' ($p = 0,001$). Υπήρχε επίσης στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη προσθιοπίσθια επιτάχυνση όρθιος-καθιστός ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,003$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη ανέδειξαν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' με τις ομάδες 'ελεύθερο άνω άκρο' ($p = 0,023$) και 'απλή ακινητοποίηση' ($p = 0,002$). Τέλος, υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη πλευρική επιτάχυνση όρθιος-καθιστός ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,004$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη ανέδειξαν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' με τις ομάδες 'ελεύθερο άνω άκρο' ($p = 0,001$) και 'απλή ακινητοποίηση' ($p = 0,005$).

Η δοκιμασία Turn δεν κατέδειξε καμία διαφορά και είναι επομένως η λιγότερο ευαίσθητη για την κατάδειξη της επίδρασης την ακινητοποίησης του άνω άκρου στην βάδιση ενώ στην δοκιμασία walk+ επηρεάστηκε μόνο ένας δείκτης. Η δοκιμασία TUG κατέδειξε σημαντική ευαισθησία στην κατάδειξη του τρόπου με τον οποίο η ακινητοποίηση του άνω άκρου επηρεάζει την λειτουργία της βάδισης και του συντονισμού του εξεταζόμενου και μάλιστα χωρίς να έχει υποβληθεί σε χειρουργική θεραπεία και σε απουσία πάθησης. Η επανάληψη της μελέτης σε ασθενείς είναι πιθανό να οδηγήσει στη διαπίστωση σημαντικότερων μεταβολών.

ABSTRACT

The aim of this postgraduate thesis is to ascertain the potential effect of the immobilization of the shoulder and the upper limb on the walking and balance of the patient, by examining three functional tests. The participants of the research were 39 healthy men ($n = 24$) and women ($n = 15$) who were athletes, 18-30 years old, with a normal BMI (18,5-24,9), that hadn't reported any case history of injuries, pain, or upper and low limb surgeries. The apparatus BTS G-WALK was used for every participant, analyzing their walking and indirectly the balance and the coordination of their movements. Comparisons of indicators between groups were performed using the One-way ANOVA repeated measures model, and pairwise comparisons were performed with the Bonferroni test. A significance value of $p < 0,05$ was defined as the level of statistically significant result.

As far as WALK+ test is concerned, the pair comparisons revealed a difference between the group of "free upper limb" and the group of "immobilization at 30 degrees of abduction" ($p = 0,078$). Regarding the TURN test, no statistically significant difference was observed in any index. As for the TUG test, a statistically significant difference was found in the index of sitting-standing phase duration between the compared groups ($p = 0,045$). Pairwise comparisons revealed a difference between the "free upper limb" and 'immobilization at 30 degrees of abduction' groups ($p = 0,034$). Furthermore, there was a statistically significant difference in the sitting-standing anteroposterior acceleration index between the compared groups ($p = 0,050$). Pairwise comparisons show a difference between the "immobilization at 30 degrees of abduction"

group and the "free upper limb" ($p = 0,048$) and "simple immobilization" ($p = 0,046$) groups. The same is true for the sit- standing lateral acceleration index between the compared groups ($p = 0,001$). Pairwise comparisons revealed a difference between the "free upper extremity" and "immobilization at 30 degrees of abduction" groups ($p = 0,001$). There was also a statistically significant difference in the standing-sitting anteroposterior acceleration index between the compared groups ($p = 0,003$). Pairwise comparisons revealed a difference between the "immobilization at 30 degrees of abduction" group and the "free upper extremity" ($p = 0,023$) and "simple immobilization" ($p = 0,002$) groups. Finally, there was a statistically significant difference in the standing-sitting lateral acceleration index between the compared groups ($p = 0,004$). Pairwise comparisons revealed a difference between the "immobilization at 30 degrees of abduction" group and the 'free upper extremity' ($p = 0,001$) and "simple immobilization" ($p = 0,005$) groups.

The Turn test showed no difference and is therefore the least sensitive for showing the effect of upper limb immobilization on walking, while the walk+ test only affected one index. The TUG test demonstrated significant sensitivity in showing how immobilization of the upper limb affects the subject's gait and coordination function even without having undergone surgical treatment and in the absence of disease. Repeating the study in patients is likely to lead to finding more significant changes.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Πρακτικό εξέτασης	ii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iii
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	iv
ABSTRACT	v
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	viii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	viii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	ix
ΔΙΕΥΚΡΙΝΙΣΗ ΟΡΩΝ	x
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	41
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	47

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1.	Σημασία της έρευνας	σελ 1
1.2.	Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος	σελ 3
1.3.	Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων	σελ 3
1.3.1.	Ερευνητικά ερωτήματα	σελ 3
1.3.2.	Μεταβλητές	σελ 3
1.3.2.1.	Ανεξάρτητες μεταβλητές	σελ 3
1.3.2.2.	Εξαρτημένες μεταβλητές	σελ 3
1.4.	Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις	σελ 3
1.5.	Οριοθέτηση	σελ 5
1.6.	Περιορισμοί	σελ 5

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙ

Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1.	Μελέτες ακινητοποίησης άνω άκρου στη βάδιση	σελ 7
2.2.	Επίδραση άνω άκρου στην ισορροπία και τη βάδιση	σελ 9
2.3.	Ρόλος άνω άκρου στη βάδιση και την ισορροπία	σελ 11
2.4.	Τρόποι ακινητοποίησης άνω άκρου	σελ 12

ΚΕΦΑΛΑΙΟ III

Μεθοδολογία

3.1.	Δείγμα	σελ 17
3.2.	Εξοπλισμός - Όργανα μετρήσεων	σελ 17
3.2.1.	Καταγραφή ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών	σελ 17
3.2.2.	Καταγραφή δοκιμασιών και παραμέτρων βάδισης και ισορροπίας	σελ 17
3.2.2.1.	BTS G-Walk	σελ 17
3.2.2.2.	Λογισμικό G-Studio	σελ 18
3.2.3.	Ακινητοποίηση του άνω άκρου	σελ 18
3.3.	Πειραματική διαδικασία	σελ 19
3.4.	Περιγραφή δοκιμασιών	σελ 20
3.4.1.	Δοκιμασία βάδισης + (Walk+)	σελ 20
3.4.2.	Δοκιμασία Στροφής (Turn)	σελ 21
3.4.3.	Δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (Timed up and Go, TUG)	σελ 21
3.5.	Παράμετροι μετρήσεων	σελ 22
3.5.1.	Δοκιμασία βάδισης +	σελ 22
3.5.2.	Δοκιμασία Στροφής (Turn)	σελ 23
3.5.3.	Δοκιμασία Timed up and Go (TUG)	σελ 24

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

4.1.	Στατιστική ανάλυση	σελ 25
4.1.1.	Δοκιμασία WALK	σελ 25
4.1.2.	Δοκιμασία TURN	σελ 28
4.1.3.	Δοκιμασία TUG	σελ 31

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

5.1.	Δοκιμασία Βάδισης +	σελ 36
5.2.	Δοκιμασία Στροφής	σελ 37
5.3.	Δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης	σελ 37
5.4.	Συμπεράσματα	σελ 39

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 4.1. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ταχύτητα, μήκος διασκελισμού, L, διάρκεια κύκλου βάδισης, L, διάρκεια κύκλου βάδισης, R και μήκος διασκελισμού, R – Δοκιμασία Walk σελ 27

Σχήμα 4.2. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ρυθμός, μήκος διασκελισμού (%ύψος), L, μήκος διασκελισμού, L, μήκος διασκελισμού (%ύψος), R, αριθμός βημάτων, L, αριθμός βημάτων, R και μήκος διασκελισμού, R – Δοκιμασία Walk σελ 27

Σχήμα 4.3. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ρυθμός προς τα εμπρός, μήκος διασκελισμού μπροστά, ρυθμός στροφής, %μήκος διασκελισμού στροφής, ρυθμός επιστροφής και %μήκος διασκελισμού επιστροφής – Δοκιμασία Turn σελ 30

Σχήμα 4.4. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ταχύτητα μπροστά, διάρκεια κύκλου βάδισης μπροστά, %μήκος διασκελισμού μπροστά, ταχύτητα στροφής, μήκος διασκελισμού στροφής, διάρκεια κύκλου βάδισης επιστροφής, ταχύτητα επιστροφής, μήκος διασκελισμού επιστροφής και διάρκεια κύκλου βάδισης στροφής – Δοκιμασία Turn σελ 30

Σχήμα 4.5. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους μέγιστη ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής, μέση ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής, μέγιστη ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής και μέση ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG) σελ 33

Σχήμα 4.6. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους διάρκεια φάσης καθιστός, διάρκεια φάσης όρθιος, διάρκεια φάσης μέση στροφή και διάρκεια φάσης τελική στροφή – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG) σελ 33

Σχήμα 4.7. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους προσθιοπίσθια επιτάχυνση καθιστός, πλευρική επιτάχυνση καθιστός, κατακόρυφη επιτάχυνση καθιστός, προσθιοπίσθια επιτάχυνση όρθιος, πλευρική επιτάχυνση όρθιος, κατακόρυφη επιτάχυνση όρθιος – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG) σελ 34

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Περίληπτική παράθεση της βιβλιογραφίας σχετικά με την επίδραση της ακινητοποίησης στη βάδιση σελ 14

Πίνακας 4.1. Δημογραφικά χαρακτηριστικά του δείγματος. ΤΑ, τυπική απόκλιση. N = 24 Άρρενες, (61,5%), N = 15 Θήλεα (38,6%) σελ 25

Πίνακας 4.2. Σύγκριση του δείκτη % μήκος διασκελισμού (% ύψους) - Α ανάμεσα στις ομάδες. Α, αριστερό κάτω άκρο σελ 26

Πίνακας 4.3. Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των παραμέτρων της βάρδισης που αξιολογήθηκαν κατά τη δοκιμασία TURN χωρίς και με ανάρτηση του άνω άκρου σελ 29

Πίνακας 4.4. Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των παραμέτρων της βάρδισης που αξιολογήθηκαν κατά τη δοκιμασία Timed Up and Go (TUG) χωρίς και με ανάρτηση του άνω άκρου σελ 32

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1. Η μετεγχειρητική ακινητοποίηση του ώμου με διάφορους τρόπους. Η θέση του άνω άκρου ποικίλει από πλήρη έσω στροφή έως απαγωγή 90° σελ 13

Εικόνα 3.1. Αναστημόμετρο σελ 17

Εικόνα 3.2. Ηλεκτρονική ζυγαριά σελ 17

Εικόνα 3.3. BTS G-Walk σελ 18

Εικόνα 3.4. Οι δύο συνήθεις θέσεις ακινητοποίησης του άνω άκρου που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη σελ 19

Εικόνα 3.5. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) - Βήμα 1. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο ύψος του Ι1 ιερού σπονδύλου (G-walk user manual, 2016) σελ 19

Εικόνα 3.6. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 2. Ψηλάφηση των λαγόνιων ακρολοφιών και εντοπισμός της ορθής θέσης τοποθέτησης του αισθητήρα (G- walk user manual, 2016) σελ 19

Εικόνα 3.7. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) - Βήμα 3. Ο αισθητήρας τοποθετείται σε ειδική θήκη της ελαστικής ζώνης (G-walk user manual, 2016) σελ 20

Εικόνα 3.8. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 1. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο ύψος του Ο2 οσφυϊκού σπονδύλου (G-walk user manual, 2016) σελ 20

Εικόνα 3.9. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 2. Ψηλάφηση των κατωτέρων πλευρών και της λαγόνιας ακρολοφίας για την εξακρίβωση της ορθής θέσης τοποθέτησης του αισθητήρα (G-walk user manual, 2016) σελ 20

Εικόνα 3.10. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 3. Ο αισθητήρας τοποθετείται σε ειδική θήκη της ελαστικής ζώνης (G-walk user manual, 2016) σελ 20

Εικόνα 3.11. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας βάρδισης + σελ 21

Εικόνα 3.12. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας στροφής, Turn σελ 21

Εικόνα 3.13. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας Timed Up and Go (TUG) σελ 22

ΔΙΕΥΚΡΙΝΙΣΗ ΟΡΩΝ

Ισορροπία: Η ικανότητα διατήρησης μιας θέσης και εκτέλεσης μιας κίνησης ενάντια στη βαρύτητα με την κατάλληλη ευθυγράμμιση όλων των αρθρώσεων όλων των τμημάτων του σώματος.

Βάδιση: Μία αυτόνομη διαδικασία που αποτελείται από συντονισμένες κινήσεις των άνω και κάτω άκρων, του κορμού και της λεκάνης.

Φάκελος ανάρτησης (Απλή ακινητοποίηση): Ελαστικός ιμάντας ακινητοποίησης ώμου και άνω άκρου σε ουδέτερη θέση.

Μαξιλάρι απαγωγής: Σύστημα απαγωγής ανάρτησης αντιβραχίου έως 30 μοίρες.

BTS G-Walk: Συσκευή ανάλυσης βάδισης και ισορροπίας με 4 αισθητήρες αδρανείας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι

Εισαγωγή

1.1. Σημασία της έρευνας

Η βάδιση είναι μια αυτόνομη διαδικασία που αποτελείται από συντονισμένες κινήσεις των άνω άκρων, των κάτω άκρων, του κορμού και της λεκάνης (Toruz, et al., 2019). Είναι πολύ σημαντική για τον άνθρωπο καθώς εμπλέκεται στην εκτέλεση ποικίλων καθημερινών δραστηριοτήτων του (Hong, Jung, Oh, Lee, & Woo, 2020). Μπορεί να οριστεί ως μια ακολουθία επαναλαμβανόμενων κινήσεων, κατά τις οποίες το σώμα στηρίζεται στο ένα κάτω άκρο και έπειτα στο άλλο. Η εμβιομηχανική ανάλυσή της αποτελεί μία από τις ακριβέστερες μεθόδους διάγνωσης και παρακολούθησης προβλημάτων κατά την διάρκεια εκτέλεσής της. Για αυτό και αποτελεί έναν από τους κύριους λόγους που χρησιμοποιείται συχνά στον χώρο της φυσικής ιατρικής, της αποκατάστασης και της φυσιοθεραπείας (Kirtley, 2006). Για την διευκόλυνση της περιγραφής της κίνησης αλλά και της αναγνώρισης συγκεκριμένων κινήσεων και χρονικών σημείων κατά την διάρκεια εκτέλεσής της, η βάδιση έχει χαρακτηριστεί από την εξής ακολουθία κινήσεων: 1) Το δεξί πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, 2) Το αριστερό πόδι αφήνει το έδαφος και φέρεται μπροστά, 3) Το αριστερό πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, 4) Το δεξί πόδι αφήνει το έδαφος και έρχεται μπροστά. Η χρονική περίοδος από την αρχική επαφή του πέλματος του ενός ποδιού με το έδαφος μέχρι την επόμενη αρχική επαφή του ίδιου ποδιού ονομάζεται

πλήρης διασκελισμός ή κύκλος βάδισης, ενώ το διάστημα ανάμεσα στην επαφή του πέλματος του ενός ποδιού με την επαφή του πέλματος του άλλου ποδιού ονομάζεται βηματισμός (Κέλλης, 2015). Εκτός από τα κάτω άκρα, σημαντικό ρόλο στην εκτέλεση της βάδισης έχουν και τα άνω άκρα. Η αιώρηση του βραχίονα κατά τη βάδιση έχει περιγραφεί και έχει αποδειχθεί ότι έχει ουσιαστικό ρόλο στην αύξηση της σταθερότητας, αποτρέποντας τις περιστροφικές κινήσεις του κορμού, βελτιώνοντας την ισορροπία και μειώνοντας την κατανάλωση ενέργειας. Αυτό επιτυγχάνεται με την λειτουργική ταλάντωση του χεριού που αναπτύσσεται ενάντια στις ελεύθερες κάθετες κινήσεις που δημιουργούνται από τα κινούμενα άκρα. Επίσης η γωνιακή ταχύτητα των χεριών είναι ίση αλλά αντίθετη της γωνιακής ταχύτητας του σώματος και με αυτόν τον τρόπο η ροπή του βραχίονα συμβάλλει στο να κάνει πιο ομαλές τις κινήσεις των κάτω άκρων (Toruz, et al., 2019). Παρατηρείται λοιπόν, πως αν και τα άνω άκρα συμβάλλουν και αυτά, έχοντας τον δικό τους σημαντικό ρόλο στην ομαλή και σταθερή βάδιση, οι αναλύσεις των κινήσεων του περπατήματος τα τελευταία χρόνια να έχουν επικεντρωθεί γενικά στα πόδια. Ενώ οι κινήσεις των χεριών αποτελούν συχνά αντικείμενο συζήτησης μεταξύ εκείνων που μελετούν την κίνηση του περπατήματος, αυτό δεν έχει οδηγήσει σε κάποια σημαντική έρευνα. Αυτό οφείλεται στην

αντίληψη ότι τα χέρια δεν παίζουν ουσιαστικό ρόλο στην κίνηση του περπατήματος. Ωστόσο, οποιαδήποτε παρατήρηση της ανθρώπινης κίνησης του τρεξίματος δείχνει ότι οι βραχίονες κινούνται γρήγορα και σε σημαντικό εύρος. Αυτό αποτελεί ένδειξη ότι η κίνηση του χεριού σχετίζεται με τη συνολική συμπεριφορά στο περπάτημα, την ταχύτητα κίνησης και τη σταθερότητα στο περπάτημα (Shibukawa, et al., 2001). Κατά συνέπεια, η ακινητοποίηση του άνω άκρου κατά τη βάδιση μπορεί να προκαλέσει αρνητικές αλλαγές στα χαρακτηριστικά βάδισης και στα μοτίβα ελέγχου της κίνησης (Hong, et al., 2020), καθώς είναι προφανές ότι οι μυς της ωμικής ζώνης είναι ενεργοί στην παραγωγή τουλάχιστον μέρους αυτής της αιωρούμενης κίνησης. Αν και δεν είναι ζωτικής σημασίας κατά την βάδιση, ο περιορισμός αυτής της φυσιολογικής σύζευξης κίνησης βρέθηκε ότι αυξάνει την ενεργειακή δαπάνη και τον καρδιακό ρυθμό, μειώνει την σταθερότητα στην βάδιση, μειώνει το μήκος βηματισμού αλλά και την ταχύτητα βάδισης. Πιθανά αποτελέσματα μέσω των οποίων η αιώρηση του χεριού μπορεί να βοηθήσει στην κίνηση περιλαμβάνουν, μείωση της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας, μειωμένη γωνιακή ροπή ή ροπή αντίδρασης εδάφους και αυξημένη σταθερότητα στο περπάτημα (Dreyfuss, Elbaz, Mor, Segal, & Calif, 2016). Σε όλα αυτά έρχεται να προστεθεί ένα πολύ βασικό στοιχείο. Τα κατάγματα του βραχιονίου αποτελούν το τρίτο πιο συχνό κάταγμα και μπορεί να αντιπροσωπεύει το 10% όλων των καταγμάτων στον πληθυσμό

ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης. Ο συγκεκριμένος τραυματισμός αποδίδεται συνήθως από πτώση από ύψος σε σκληρή επιφάνεια και έχει συσχετιστεί με χαμηλή οστική πυκνότητα, κακή νευρομυϊκή λειτουργία και συμμετοχή σε αθλήματα (Coleman & Clifft, 2010). Για την διαχείριση ενός τέτοιου τραυματισμού συχνά απαιτείται ακινητοποίηση του ώμου μετεγχειρητικά ως απαραίτητο συστατικό για την αποκατάσταση, την προστασία της ανατομικής ακεραιότητας, την πρόληψη άλλων τραυματισμών και την μείωση του πόνου. Η ακινητοποίηση μπορεί να επιτευχθεί με νάρθηκα ή ιμάντα στήριξης σε διάφορες θέσεις, με τους τραυματίες να συνεχίζουν να συμμετέχουν κανονικά στις δραστηριότητες της καθημερινής τους ζωής χωρίς όμως σε αυτό το στάδιο αποκατάστασης να παρακολουθούνται από κάποιον φυσιοθεραπευτή έως ότου οι ασκήσεις να μπορούν να εκτελεσθούν με κατάλληλο εύρος κίνησης (Bahrilli & Topuz, 2022). Σε αυτή όμως την χρονική περίοδο που ο ασθενής παραμένει «ενεργός» η ακινητοποίηση του άνω άκρου κατά την βάδιση έχει ως αποτέλεσμα πιο αργό και λιγότερο σταθερό περπάτημα. Κατά συνέπεια, η ακινητοποίηση του άνω άκρου κατά την βάδιση είναι πιθανό να μπορεί να προκαλέσει αρνητικές αλλαγές στα χαρακτηριστικά βάδισης και στα μοτίβα ελέγχου κίνησης (Hong, et al., 2020). Ωστόσο σίγουρες απαντήσεις για τις επιπτώσεις στην βάδιση από έναν μεμονωμένο ορθοπεδικό τραυματισμό άνω άκρου σε υγιείς ενήλικες παραμένουν άγνωστες (Trehan, Wolff, Gibbons, Hillstrom, & Daluiski, 2015) όπως και ο

αντίκτυπος διαφόρων ορθοπεδικών συσκευών τοποθέτησης στην κινητικότητα ή την σταθερότητα της στάσης ενός ατόμου (Coleman & Clift, 2010). Καμία μελέτη δεν έχει διευκρινίσει την επίδραση της διατήρησης του βραχίονα σε διάφορες θέσεις ακινητοποιήσεις στην απόδοση (Hatta, Yamamoto, Sano, & Itoi, 2017), ενώ δεν υπάρχει στην βιβλιογραφία καμία αξιολόγηση της επίδρασης ακινητοποίησης των άνω άκρων στον έλεγχο ισορροπίας/στατικής στάσης σε οποιαδήποτε ηλικιακή ομάδα (Gagne & Schneider, 1993). Εάν λοιπόν μπορεί να επιτευχθεί μια κατανόηση της συσχέτισης της κίνησης του χεριού με την σταθερότητα βάδισης, τα δεδομένα αυτά θα αποτελούσαν σημαντικό βοήθημα για πεδία όπως μελέτες αθλητικής φυσιολογίας αλλά και ιατρικές μελέτες που έχουν να κάνουν με την αποκατάσταση (Shibukawa, et al., 2001).

1.2. Ορισμός και διατύπωση του ερευνητικού προβλήματος

Σε τραυματισμούς άνω άκρων που συνήθως επακολουθεί ακινητοποίηση τους στις περισσότερες περιπτώσεις μετεγχειρητικών θεραπειών δεν υπάρχουν μελέτες που να σχετίζονται με την φυσική δραστηριότητα κατά την διάρκεια ακινητοποίησης τους (Rickert, et al., 2020). Σκοπός της προτεινόμενης μελέτης είναι να διερευνήσει την επίδραση τριών θέσεων ακινητοποίησης άνω άκρου σε αθλητές στην ισορροπία και την βάδιση τους.

1.3. Διατύπωση ερευνητικών ερωτημάτων

Παρακάτω αναλύονται τα ερευνητικά ερωτήματα και οι μεταβλητές που πρωταγωνιστούν στη συγκεκριμένη μελέτη και προκύπτουν από το ερευνητικό πρόβλημα.

1.3.1. Ερευνητικά ερωτήματα

Θα υπάρχει διαφορά στα πρότυπα βάδισης και στην ισορροπία ανάλογα με την ακινητοποίηση;

Όσο αυξάνονται οι μοίρες απαγωγής ακινητοποίησης θα αυξάνεται και ο βαθμός επίδρασης στα πρότυπα βάδισης και ισορροπίας;

1.3.2. Μεταβλητές

1.3.2.1. Ανεξάρτητες μεταβλητές

Στις ανεξάρτητες μεταβλητές συγκαταλέγονται οι δύο διαφορετικές θέσεις ακινητοποίησης του κυρίαρχου άκρου καθώς και η θέση με τα δύο άνω άκρα ελεύθερα.

1.3.2.2. Εξαρτημένες μεταβλητές

Στις εξαρτημένες μεταβλητές θα περιλαμβάνονται τα αποτελέσματα της ισορροπίας καθώς και τα διαφορετικά πρότυπα βάδισης που μπορεί να προκύψουν.

1.4. Ερευνητικές και στατιστικές υποθέσεις

Πρώτη ερευνητική υπόθεση: Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία βάδισης + θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη

δοκιμασία βάδισης + δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία βάδισης + θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Δεύτερη ερευνητική υπόθεση:

Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Turn θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Turn δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Turn θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Τρίτη ερευνητική υπόθεση: Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Timed Up and Go θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Timed Up and Go δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε απλή ανάρτηση στη δοκιμασία Timed Up and Go θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Τέταρτη ερευνητική υπόθεση: Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη

δοκιμασία βάδισης + θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία βάδισης + δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία βάδισης + θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Πέμπτη ερευνητική υπόθεση: Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Turn θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Turn δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Turn θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Έκτη ερευνητική υπόθεση: Η ακινητοποίηση άνω άκρο σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Timed Up and Go θα επηρεάσει τη βάδιση και την

ισορροπία;

Στατιστική υπόθεση H0 (μηδενική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Timed Up and Go δε θα επηρεάσει τη βάδιση και την ισορροπία.

Στατιστική υπόθεση H1 (εναλλακτική): Η ακινητοποίηση άνω άκρου σε νάρθηκα απαγωγής 30 μοιρών στη δοκιμασία Timed Up and Go θα επηρεάσει τη βάρδιση και την ισορροπία.

1.5. Οριοθέτηση

Στην έρευνα θα συμμετέχουν ερασιτέχνες και επαγγελματίες αθλητές, με ηλικία από 18 έως και 30 έτη, με έντονη φυσική δραστηριότητα, φυσιολογικό ΔΜΣ (18,5-24,9), χωρίς ιστορικό τραυματισμών και επεμβάσεων άνω και κάτω άκρων, χωρίς χρόνιες παθήσεις ΣΣ, που δεν λαμβάνουν κάποια φαρμακευτική αγωγή και δεν είναι καπνιστές.

1.6. Περιορισμοί

Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης μελέτης είναι πιθανόν να μην μπορούν να γενικευθούν σε: 1) άτομα μέτριας/χαμηλής φυσικής κατάστασης, 2) άτομα με ιστορικό τραυματισμών και χρόνιες παθήσεις κάτω άκρων και σπονδυλικής στήλης, 3) άτομα μεγάλης ηλικίας με συνοδές παθήσεις νευρομυϊκές ή μη που μπορεί να επηρεάζουν την ισορροπία και την βάρδιση.

Επίδραση ακινητοποίησης άνω άκρου σε διάφορες θέσεις: ισορροπία και βάρδιση σε αθλητές

ΚΕΦΑΛΑΙΟ II

Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1. Μελέτες ακινητοποίησης άνω άκρου στη βάδιση

Η βιβλιογραφία σχετικά με την επίδραση της ακινητοποίησης του άνω άκρου στη βάδιση παρατίθεται συνοπτικά στον Πίνακα 2.1.

Προηγούμενες αναφορές έχουν δείξει τη συμβολή του άνω άκρου στον έλεγχο της στάσης του ανθρώπου (Souza, et al., 2016). Μελέτες που χρησιμοποιούν απόφραξη μασχαλιαίου νεύρου με αναισθησία (Kaergard, Larsen, Rasmussen, & Brondum, 1984), ακινητοποίηση άνω άκρου (Coleman & Clifft, 2010; Lui, Memon, Kwan, & Mullett, 2013) ή ασκήσεις καταπόνησης των χεριών (Douris, et al., 2011) έχουν δείξει ότι η μείωση της λειτουργίας του άνω άκρου επηρεάζει αρνητικά τον έλεγχο της στάσης και την ισορροπία, όπως παρατηρείται από την αύξηση της ταλάντωσης του σώματος ή τη μειωμένη απόδοση σε τεστ δυναμικής ισορροπίας.

Αυτά τα ευρήματα ενισχύουν τη σημασία της λειτουργίας των άνω άκρων για τον επαρκή έλεγχο της στάσης και την ισορροπία. Πρόσφατα οι Ridgway, Valicenti-McDermott, Kornhaber, Kathirithamby, και Wieder (2013) διερεύνησαν ελλείμματα ορθοστατικού ελέγχου σε παιδιά με εκ γενετής τραυματισμό βραχιονίου πλέγματος. Η πλειονότητα των παιδιών που ερευνήθηκαν (31 από τα 32) εμφάνισαν κάποια σημάδια ορθοστατικών ελλειμμάτων, που κυμαίνονταν από ασύμμετρη στάση

έως μειωμένη περιστροφή του κορμού και ασύμμετρες κινήσεις.

Παρά τη συνάφεια αυτών των μελετών για την κατανόηση του ρόλου των άνω άκρων στον έλεγχο της στάσης, δεν υπάρχουν ακόμη άμεσες ενδείξεις ότι η επακόλουθη βλάβη του άνω άκρου επηρεάζει τον έλεγχο της στάσης και την ισορροπία στους ενήλικες (Souza, et al., 2016). Οι Brooke, De Lateur, Diana-Rigby, και Questad (1991) έδειξαν ότι η αποτροπή συμμετρικών κινήσεων, που μοιάζουν με εκκρεμές, των άνω άκρων προκαλούσε δυσκολίες στο βάδισμα. Οι Yavuzer και Ergin (2002) συνέκριναν μια ομάδα ασθενών με ημιπληγία με μία ομάδα ελέγχου υγιών ατόμων, χρησιμοποιώντας μια σφεντόνα άνω άκρων για να προκαλέσουν ακινητοποίηση του άνω άκρου και βρήκαν μειωμένη ταχύτητα βάδισης κατά τη διάρκεια των προπονήσεων. Αυτές οι προηγούμενες μελέτες ανέφεραν αλλαγές σε παραμέτρους όπως η ταχύτητα βάδισης που προκαλείται από την ακινητοποίηση των άνω άκρων κατά το περπάτημα (Hong, et al., 2020). Οι Wagenaar and Van Emmerik (1994) βρήκαν ότι, γενικά, μια αύξηση στην ταχύτητα βάδισης έχει ως αποτέλεσμα αλλαγές στην κίνηση του άνω άκρου. Οι Eke-Okoro, Gregoric, και Larsson (1997) στη μελέτη τους σε υγιείς ενήλικες, απέδειξαν ότι η ακινητοποίηση και των δύο άνω άκρων οδηγεί σε σημαντικά μεγαλύτερη μείωση της ταχύτητας βαδίσματος από αυτή που

επιτυγχάνεται όταν τα άνω άκρα δεν είναι ακινητοποιημένα και η ακινητοποίηση του ενός άνω άκρου προκαλεί σημαντικά μεγαλύτερη μείωση σε ταχύτητα βάδισης και μήκος βηματισμού από αυτό που επιτυγχάνεται όταν τα άνω άκρα δεν είναι ακινητοποιημένα. Οι Morrey, Askew, και Chao (1981) υπέδειξαν ότι η βλάβη στον αγκώνα περιορίζει την κίνηση του άνω άκρου και κατά συνέπεια επηρεάζει τη λειτουργία του περπατήματος. Οι Ford, Wagenaar, και Newell (2007) αξιολόγησαν υγιή ενήλικα άτομα, με ακινητοποίηση είτε της κυρίαρχης είτε της μη κυρίαρχης πλευράς, και βρήκαν μεγαλύτερη μείωση στην περιστροφή της λεκάνης, του θώρακα και του κορμού από ό,τι παρατηρήθηκε κατά τη διάρκεια μιας κατάστασης μη ακινητοποίησης.

Αυτοί οι συγγραφείς ανέφεραν ότι όταν δεν υπάρχει περιορισμός στην κίνηση των άνω άκρων, η συνεργασία μεταξύ των άνω και κάτω άκρων βελτιώνεται, αυξάνοντας κατά συνέπεια την ταχύτητα βάδισης. Σε συμφωνία με αυτά τα ευρήματα έρχονται και τα αποτελέσματα της μελέτης των Hong, et al. (2020) που έδειξαν μειωμένο μήκος βήματος, μειωμένη ταχύτητα βάδισης και αυξημένο πλάτος βήματος.

Οι Eke-Okoro, et al. (1997) στη μελέτη τους σε φυσιολογικά άτομα, απέδειξαν ότι περπατώντας με τη μεγαλύτερη ταχύτητα έχοντας ακινητοποιημένα άνω άκρα είχε ως αποτέλεσμα τη σημαντική μείωση της ταχύτητας βάδισης. Οι Potempa, Braun, Tinknell, και Popovich (1996) έδειξαν ότι η κίνηση του άνω άκρου είχε θετική επίδραση στη

γενική βάδιση, ως απαραίτητο παράγοντα στην ασφάλεια του βαδίσματος. Γενικά, η ακινητοποίηση των άνω άκρων προκάλεσε έμμεσα περιορισμό των άνω άκρων σε σχέση με τον κορμό που κατ' επέκταση οδήγησε στην αποτροπή της περιστροφικής κίνησης του κορμού κατά τη βάδιση.

Επιπροσθέτως οι Dreyfuss, et al. (2016) σε μελέτη που πραγματοποίησαν έδειξαν πως το περπάτημα με το ένα άκρο ακινητοποιημένο είτε με γύψο είτε με ιμάντα στήριξης δεν έχει αξιοσημείωτη επίδραση στην ταχύτητα της βάδισης, ωστόσο υπάρχει μια μικρή αλλά σημαντική μείωση στο μήκος του βήματος και στον χρόνο που δαπανάται στην στήριξη στην εμπλεκόμενη πλευρά. Πιο αναλυτικά μεγαλύτερες αλλαγές σημειώθηκαν όταν αποφεύχθηκε η κανονική αιώρηση του χεριού, όπως είναι σαφές από τις διαφορές που βρέθηκαν τόσο στο μήκος του βήματος όσο και στη στήριξη ενός άκρου μεταξύ βάδισης με γύψο κάτω από τον αγκώνα, με και χωρίς όρθωση.

Σε μια περαιτέρω μελέτη, οι Hatta, et al. (2017) ερεύντησαν την επίδραση της θέσης του χεριού, κατά την ακινητοποίηση μέσω όρθωσης ώμου, σε 20 υγιείς εθελοντές, λαμβάνοντας υπόψη την άνεση και τις σχετικές επιπτώσεις στην καθημερινή δραστηριότητα. Συγκεκριμένα μειώθηκαν σημαντικά οι κύκλοι βημάτων ενώ η ταλαιπωρία που προκλήθηκε από την χρήση όρθωσης ώμου επιβεβαιώθηκε πιο έντονα. Αυτό υποδηλώνει πως πέραν των αρνητικών επιδράσεων που μπορεί να έχει μια ακινητοποίηση άνω

άκρου στις παραμέτρους ισορροπίας και βάδισης, έχει αρνητικό αντίκτυπο και στην ψυχολογική διάθεση μειώνοντας έτσι και την καθημερινή σωματική δραστηριότητα των ατόμων (Rickert, et al., 2020).

2.2. Επίδραση άνω άκρου στην ισορροπία και τη βάδιση

Η έρευνα για την διποδική κίνηση είναι προχωρημένη σε όλους τους τομείς προς το παρόν. Για την έρευνα αυτών των πεδίων, είναι απαραίτητη μια ποσοτική ανάλυση των χαρακτηριστικών βάδισης του ανθρώπου. Ωστόσο, η ανάλυση της διποδικής μετακίνησης έχει πραγματοποιηθεί με επίκεντρο τα κάτω άκρα, ενώ δεν έχει πραγματοποιηθεί κάποια έρευνα σχετικά με την λειτουργία της αιώρησης του άνω άκρου. Ο λόγος για αυτή την έλλειψη ίσως είναι η αντίληψη ότι ο βραχίονας δεν αποτελεί απαραίτητο μέρος για την κίνηση. Μπορεί όμως να μαντέψει κανείς ότι η λειτουργία αιώρησης του βραχίονα επιτελεί έναν συγκεκριμένο ρόλο σχετικά με την σταθερότητα της βάδισης. Όταν τρέχει ο άνθρωπος η μεγάλη και γρήγορη κίνηση του άνω άκρου είναι φανερή. Αυτό υποδηλώνει ότι η λειτουργία αιώρησης του βραχίονα σχετίζεται με την αλλαγή της μορφής βάδισης και την ταχύτητα κίνησης και επηρεάζει την σταθερότητα βάδισης. Κάτι το οποίο παρουσιάζεται και στην μελέτη των Shibukawa, et al. (2001) όπου η επίδραση των περιορισμένων κινήσεων του χεριού στην στάση του άνω μέρους του σώματος ήταν ελάχιστη, ενώ σε υψηλή ταχύτητα, η επίδραση τους στην σταθερότητα είναι σημαντική. Ταυτόχρονα, οι

κινήσεις του άνω μέρους του σώματος, ιδιαίτερα οι κινήσεις των ώμων προς την κατεύθυνση εμπρός–πίσω διατηρούν την σταθερότητα στην ανθρώπινη βάδιση.

Σε άλλες μελέτες γίνονται αρκετές εικασίες ως προς την φύση της σχέσης μεταξύ ακινητοποίησης άνω άκρου και ισορροπίας.

Πρώτον, η στρατηγική βάδισης που χρησιμοποιείται για την διατήρηση της ισορροπίας όταν οι στρατηγικές του ισχίου και του αστραγάλου είναι ανεπαρκείς μπορεί να περιλαμβάνει κίνηση του άνω άκρου. Οι μειώσεις του εύρους κίνησης και της δύναμης του άνω άκρου μπορεί να καταστήσουν ανεπαρκής την συμμετοχή του στην όλη διαδικασία. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, η ακινητοποίηση του άνω άκρου μπορεί να επηρεάσει αρνητικά την ικανότητα κάποιου να διατηρεί την ισορροπία (Gagne & Schneider, 1993).

Δεύτερον, όπως αναφέρουν οι Kendall, McCreary, και Provance (1993), ο πλατύς ραχιαίος μπορεί να παίξει σημαντικό ρόλο στην εύρυθμη λειτουργία της βάδισης. Αυτός ο μύς χρησιμεύει για να πιέσει την ωμική ζώνη και να υποβοηθήσει την πλάγια κάμψη του κορμού. Όταν λειτουργεί σωστά συμβάλει στο να γέρνει την λεκάνη πλευρικά και πρόσθια. Η αμφίπλευρη δράση αυτού του μυός βοηθά επίσης στην υπερέκταση της σπονδυλικής στήλης και στην πρόσθια κλίση της λεκάνης.

Ανάλογα με την σχέση του με τους άξονες κίνησης κατά την διάρκεια της δραστηριότητας, μπορεί επίσης να βοηθήσει και στην κάμψη της σπονδυλικής στήλης.

Λαμβάνοντας υπόψη όλα τα παραπάνω, η αλλοίωση αυτού του μυός μπορεί να επηρεάσει την μηχανική του ώμου, του κορμού και της πυέλου. Η ακινητοποίηση έχει αποδειχθεί ότι μεταβάλλει τις δομικές και φυσιολογικές ιδιότητες των μυών προκαλώντας μειώσεις στην δύναμη και την ευλυγισία. Επειδή λοιπόν ο πλατύς ραχιαίος μυς δρα στον ώμο και την λεκάνη, οι αλλαγές σε αυτόν μπορούν να επηρεάσουν άμεσα τις στρατηγικές ισορροπίας του ισχίου και της βάρδισης.

Τρίτον, το σχήμα του σώματος μπορεί να εξασθενήσει μετά από ακινητοποίηση άνω άκρου. Ενώ είναι ακινητοποιημένο, το άνω άκρο μπορεί να μην λαμβάνει τη συνηθισμένη του ποσότητα αισθητηριακής εισροής. Αυτή η αλλαγή στην είσοδο μπορεί να προκαλέσει αλλαγές στο σχήμα του σώματος. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, μια κύρια λειτουργία του σωματικού σχήματος είναι να προσαρμόζει τα επίπεδα μυϊκής δραστηριότητας που είναι απαραίτητα για τη διατήρηση μιας δεδομένης στάσης καθώς και να κάνει τις απαραίτητες προσαρμογές στάσης για την εξουδετέρωση προβλέψιμων ενοχλήσεων. Μια αλλαγή στο σχήμα του σώματος μπορεί επομένως να επηρεάσει την ικανότητα κάποιου να διατηρεί στάσεις απαραίτητες για επαρκή ισορροπία. Η ακινητοποίηση του άνω άκρου, λοιπόν, μπορεί να προκαλέσει αλλαγές στο σχήμα του σώματος και μπορεί τελικά να επηρεάσει την ισορροπία (Gagne & Schneider, 1993).

Η σύνδεση λοιπόν των άνω και των κάτω άκρων κατά την

ανθρώπινη κίνηση είναι σημαντική (Dreyfuss, et al., 2016). Κατά το περπάτημα με υψηλές ταχύτητες, τα χέρια ταλαντεύονται αντίστροφα προς τα πόδια σε συχνότητα 1:1, ενώ οι χαμηλές ταχύτητες βάρδισης οδηγούν σε συχνότητα 2:1 στην φάση από χέρι σε πόδι (Wagenaar & Van Emmerik, 2000). Είναι επίσης προφανές ότι οι μύς της ωμικής ζώνης είναι ενεργοί στην παραγωγή τουλάχιστον μέρους αυτής της αιωρούμενης κίνησης (Kuitz-Buschbeck & Jing, 2012; Pontzer, Holloway, Raichlen, & Lieberman, 2009). Αν και δεν είναι ζωτικής σημασίας κατά την βάρδιση, ο περιορισμός αυτής της φυσιολογικής σύζευξης κίνησης βρέθηκε ότι αυξάνει την ενεργειακή δαπάνη και τον καρδιακό ρυθμό, μειώνει την σταθερότητα στο βήδισμα και μειώνει το μήκος και την ταχύτητα βηματισμού (Bruijn, Meijer, Beek, & Van Dieen, 2010; Collins, Adameczyk, & Kuo, 2009; Meyns, Bruijn, & Duysens, 2013; Ortega, Fehlmann, & Farley, 2008; Umberger, 2008; Yizhar, Boulos, Inbar, & Carmeli, 2009). Πιθανά αποτελέσματα μέσω των οποίων η αιώρηση του χεριού μπορεί να βοηθήσει στην κίνηση περιλαμβάνουν μείωση της κατακόρυφης μετατόπισης του κέντρου μάζας, μειωμένη γωνιακή ροπή ή ροπή αντίδρασης και αυξημένη σταθερότητα στη βάρδιση (Herr & Popovic, 2008; Li, Wang, Crompton, & Gunther, 2001; Park, 2008).

Διαφορετικές μελέτες έχουν χρησιμοποιήσει διάφορες μεθόδους για τον περιορισμό της κίνησης των χεριών κατά το περπάτημα, συμπεριλαμβανομένης της εκούσιας

αναδίπλωσης των χεριών στο στήθος (Dedjeu & Zanone, 2012), κρατώντας τον βραχίονα σε έναν ιμάντα ή φάκελο στήριξης (Ford, et al., 2007; Hanada & Kerrigan, 2001; Kuhtz-Buschbeck & Jing, 2012) και δένοντας τα χέρια στο πλάι του κορμού χρησιμοποιώντας έναν επίδεσμο (Collins, et al., 2009; Yizhar, et al., 2009). Ωστόσο, η πιο κοινή κατάσταση που περιλαμβάνει παρατεταμένη ακινητοποίηση ενός άνω άκρου είναι η τοποθέτηση του βραχίονα του χεριού σε γύψο μετά από κάταγμα ή εξάρθρωση του άκρου. Το βάρος του γύψου μπορεί επιπρόσθετα να προκαλέσει την ασύμμετρη φόρτιση της τραυματισμένης πλευράς και την μετατόπιση του κέντρου μάζας σώματος. Προηγούμενες μελέτες συνέκριναν παραμέτρους βάδισης κατά την μεταφορά μονόπλευρου φορτίου με πρόσθετο βάρος 10-20% του συνολικού βάρους του σώματος. Αν και αρκετές από αυτές τις μελέτες (DeVita, Hong, & Hamill, 1991; Zhang, Ye, & Wang, 2010) βρήκαν μια ασυμμετρία στο πρότυπο βάδισης όταν μεταφέρεται πάνω από το 10% του σωματικού βάρους, άλλες έχουν δείξει ότι οι αλλαγές στο περπάτημα ήταν ασήμαντες έως και 20% (Crowe & Samson, 1997; Nottrodt & Manley, 1989). Ένας γύψος άνω άκρου έχει βάρος 1-2% του σωματικού βάρους, το οποίο είναι αρκετά αμελητέο σε σύγκριση με τα βάρη που δοκιμάστηκαν προηγουμένως.

Με βάση λοιπόν τα στοιχεία από τις προηγούμενες μελέτες αλλά και την σύνδεση που έχουν τα άνω άκρα στον βηματισμό, η ακινητοποίηση τους κατά την διάρκεια του περπατήματος είτε αυτό είναι σε αργό ή γρήγορο ρυθμό, μπορεί να

αποφέρει αρνητικές επιδράσεις στην ισορροπία και την σταθερότητα του σώματος.

2.3. Ρόλος άνω άκρου στη βάδιση και την ισορροπία

Η κίνηση των άνω άκρων κατά τη διάρκεια της βάδισης στον άνθρωπο είναι ένα από τα πιο ευδιάκριτα χαρακτηριστικά. Από λειτουργικής άποψης, στόχος της αιώρησης των άνω άκρων είναι να εξαλείφει τις κάθετες δυνάμεις οι οποίες δημιουργούνται από τα αιωρούμενα κάτω άκρα. Αυτό επιτυγχάνεται, καθώς τα άνω άκρα έχουν την τάση να κινούνται αντίθετα από τα κάτω άκρα, με το δεξί χέρι να κινείται με το αριστερό πόδι προς τα εμπρός και αντίστροφα (Τσιώκος & Παπαδοπούλου, 2017). Ωστόσο, ακόμα και σήμερα, αν και η επίδραση της αιώρησης των άνω άκρων φαίνεται να βοηθά στην σταθερότητα και στην μείωση της κατανάλωσης σωματικής ενέργειας, ελάχιστα έχει κατανοηθεί.

Πιο αναλυτικά, έχει υποτεθεί ότι ο ρόλος της λειτουργικής αιώρησης του βραχίονα είναι ένας μηχανισμός που αναπτύχθηκε ενάντια στις ελεύθερες κατακόρυφες ροπές που δημιουργούνται από τα κινούμενα άκρα (Toruz, et al., 2019). Επιπλέον, η γωνιακή ταχύτητα των βραχιόνων είναι ίση αλλά αντίθετη με την γωνιακή ταχύτητα του σώματος (Elftman, 1939). Έχει επίσης αναφερθεί ότι οι κινήσεις των άνω άκρων διευκολύνονται από τις κινήσεις των κάτω άκρων κατά την διάρκεια της κανονικής βάδισης (Meysns, et al., 2013) και ότι η αναλογία συχνότητας κύκλου χεριού με ποδιού ήταν 1/1 (Wannier, Bastiaanse, Colombo, & Dietz, 2001). Επίσης, σε μελέτη των Hong,

et al. (2020) αναφέρεται πως ο ρόλος των άνω άκρων έχει να κάνει και με την αντιστάθμιση της στροφής της λεκάνης προς την ίδια κατεύθυνση με το περπάτημα με στόχο την διατήρηση της σωματικής ισορροπίας (Ohsato, 1993), ενώ σε μελέτη των Trehan, et al. (2015) αναφέρεται πως διάφορες πειραματικές αλλαγές στην κανονική αιώρηση του χεριού κατά την διάρκεια της βάδισης έχουν ως αποτέλεσμα σημαντικές μηχανικές αλλοιώσεις όπως μειωμένη ταχύτητα βάδισης, αυξημένη ροπή αντίδρασης στο έδαφος και αυξημένο μεταβολικό ρυθμό (Ballesteros, Buchthal, & Rosenfalck, 1965; Collins, et al., 2009).

Σε περαιτέρω μελέτες ο Ballesteros και οι συνεργάτες του επιβεβαίωσαν ότι η κίνηση των χεριών συνδέεται με την δραστηριότητα του δελτοειδή μυ και πιο συγκεκριμένα κατά την φάση της οπίσθιας μετατόπισης του ώμου (Ballesteros, et al., 1965).

Οι Anderson και Pandy (2001) σε μία έρευνα προσομοίωσης της ανθρώπινης βάδισης παρατήρησαν ότι λόγω μειωμένης αιώρησης των άνω άκρων υπήρχε υψηλό μεταβολικό κόστος, ενώ οι Lieberman, Bramble, Raichlen, και Whitcome (2008) σε μια άλλη μελέτη πρότειναν ότι τα άνω άκρα λειτουργού ως μάζα απόσβεσης, έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθεί η κλίση-πτώσης προς τα εμπρός η προς τα πίσω σε οβελιαίο επίπεδο. Έτσι λοιπόν μαζί με τα στοιχεία της μελέτης των Ballesteros, et al. (1965) σχετικά με την μυϊκή δραστηριότητα φαίνεται ότι η αιώρηση των άνω άκρων η οποία

κατευθύνεται σε μεγάλο βαθμό από την μυϊκή δραστηριότητα του ώμου, έχει σημαντικό ρόλο στην διατήρηση της ισορροπίας κατά την βάδιση (Τσιώκος & Παπαδοπούλου, 2017).

2.4. Τρόποι ακινητοποίησης άνω άκρου

Η ακινητοποίηση της άρθρωσης του ώμου είναι απαραίτητο συστατικό στη μετεγχειρητική αντιμετώπιση των προβλημάτων του ώμου που προκαλούνται από εκφυλιστικές παθήσεις, τραυματισμούς ώμου ή μετά από επανορθωτικές χειρουργικές επεμβάσεις (Bahrilli & Toruz, 2022). Ο στόχος της ακινητοποίησης είναι να διατηρήσει την μετεγχειρητική αποκατάσταση, να προστατεύει την σωστή ανατομική ακεραιότητα, να αποτρέψει άλλους τραυματισμούς και να μειώσει τον πόνο (Brown, Radja, Kane, Siegall, & Wright, 2015; Colombo, Wirz, & Dietz, 2001). Γενικά διάφορες μέθοδοι χρησιμοποιούνται σε μελέτες για την ακινητοποίηση του βραχίονα κατά την βάδιση και κάποιες από αυτές είναι οι εξής: 1) το χέρι διπλωμένο πάνω στο στήθος, 2) ο βραχίονας στερεωμένος στο σώμα ή σε μία όρθωση και 3) ο βραχίονας στερεώνεται με ιμάντα, ταινία ή επίδεσμο (Eke-Okoro, et al., 1997; Yizhar, et al., 2009). Γενικά, χρησιμοποιούνται διαφορετικά εργαλεία ακινητοποίησης ώμου για διάφορα χρονικά διαστήματα μετά από μια επανορθωτική διαδικασία (Grubhofer, et al., 2019).

Ωστόσο, για να προσδιοριστεί η βέλτιστη θέση του χεριού για ακινητοποίηση με το στήριγμα ώμου, πρέπει επίσης να ληφθεί υπόψη πόσο άνετη είναι αυτή η θέση

για τους τραυματίες κατά την διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων. Από όσο γνωρίζουμε, έχουν γίνει μόνο δύο μελέτες που περιγράφουν την άνεση ή τη φιλικότητα προς την χρήση για τους μιάντες στήριξης. Οι Sullivan, Bailie, Weiss, και Miller (2007) ανέλυσαν τέσσερις τύπους εξωτερικών στηριγμάτων περιστροφής για την άνεση στην εφαρμογή τους και οι Hatta, et al. (2013) συνέκριναν δύο νάρθηκες απαγωγής εξωτερικής περιστροφής με δύο νάρθηκες προσαγωγής-εξωτερικής περιστροφής. Και οι δύο μελέτες επικεντρώθηκαν στην

απόδοση και την άνεση με την χρήση στηριγμάτων που ήταν διαθέσιμα στο εμπόριο. Παρόλα αυτά καμία μελέτη έως τώρα δεν έχει διευκρινίσει την επίδραση της διατήρησης του βραχίονα σε διάφορες θέσεις απαγωγής και εξωτερικής περιστροφής τόσο στην απόδοση όσο και στην άνεση (Hatta, et al., 2013), μεγαλώνοντας έτσι την αμφισβήτηση που υπάρχει έως τώρα για την θετική επίδραση που μπορεί να έχει η μετεγχειρητική ακινητοποίηση του ώμου καθώς δεν έχει αποδειχθεί ως τώρα σε μία σειρά ελεγχόμενων δοκιμών (Grubhofer, et al., 2019).

	P0 = Ελεύθερα άνω άκρα	Καμία κλινική περίπτωση Ελεύθερη κίνηση άκρων
	P1 = Προσαγωγή άρθρωσης ώμου, 60° εσωτερική περιστροφή (ADD-60° IR)	- Μερική εξάρθρωση ώμου - Αστάθεια ώμου και κάταγμα άνω άκρου
	P2 = Προσαγωγή άρθρωσης ώμου, 30° εξωτερική περιστροφή (ADD-30° ER)	- Αστάθεια ώμου και κάκωση Bankart
	P3 = Απαγωγή άρθρωσης ώμου 30°, 60° εξωτερική περιστροφή (30° ABD- 60° ER)	- Σχισίματα στροφικού τενόντιου πετάλου - Μεταφορές τένοντα και μυός
	P4 = Απαγωγή άρθρωσης ώμου 90° (90° ABD)	- Μαιευτική παράλυση βραχιονικού πλέγματος - Κόψιμο μασχαλιαίας ζώνης - Μεταφορές τένοντα, δέρματος ή μυός
Σε όλες τις θέσεις με νάρθηκα, ο αγκώνας προσαρμόστηκε σε κάμψη 90° με τον πήχη και τον καρπό σε ουδέτερη θέση		

Εικόνα 2.1. Η μετεγχειρητική ακινητοποίηση του ώμου με διάφορους τρόπους. Η θέση του άνω άκρου ποικίλει από πλήρη έσω στροφή έως απαγωγή 90°

Πίνακας 2.1. Περιληπτική παράθεση της βιβλιογραφίας σχετικά με την επίδραση της ακινητοποίησης στη βάδιση.

Συγγραφέας /Έτος	Σκοπός	Μεθοδολογία	Μέθοδοςμέτρησης	Αποτέλεσμα	Συμπέρασμα
Bahrilli & Topuz (2022)	Μελέτη αλλαγής χωροχρονικών παραμέτρων βάδισης - ακινητοποίηση άρθρωσης ώμου σε σχέση με φυσιολογική βάδιση. Μελέτη διμερούς επιρροής παραμέτρων βάδισης/συμμετρίας λόγω ακινητοποιημένης άρθρωσης ώμου σε διαφορετικές θέσεις	N: 38 υγιή άτομα (A = 23, Γ = 15, 18-45 ετών) Αξιολόγηση ≥ 45 στο New York Posture Rating (NYPR). Ακινητοποίηση ώμου 4 διαφορετικές θέσεις: περπάτημα 15-20 min σε ευθεία γραμμή- ταχύτητα/ρυθμός επιλογής δείγματος (ξυπόλητο), πεζόδρομος 15 μέτρων	GAITRite electronic walkway: αξιολόγηση χωροχρονικών χαρακτηριστικών βάδισης - προσαρμογή ώμου σε κάθε θέση στο περπάτημα Ottobock OMOImmobi AB splint: ακινητοποίηση ώμου σε 4 διαφορετικές θέσεις	↓ ταχύτητας, μήκους βήματος, μήκους διασκελισμού. ↑ πλάτους βήματος, χρόνου μονοποδικής στήριξης. Μικρές διαφορές ασυμμετρίας στις παραμέτρους βάδισης των ακινητοποιημένων θέσεων. ↑ πλάτους βήματος - ακινητοποίηση ώμου σε απαγωγή	Ακινητοποιημένη άρθρωση ώμου υγιών ατόμων σε ποικίλες θέσεις κατά τη βάδιση: ↓ ταχύτητας, μήκους διασκελισμού, μήκους βήματος - ↑ πλάτους βήματος και χρόνου μονοποδικής στήριξης. Αλλαγές προτύπου βήματος και συμμετρίες
Coleman et al. (2005)	Εξέταση επίδρασης ακινητοποίησης ώμου στην ισορροπία	Δείγμα: 27 άτομα ≥ 65 ετών Berg Balance Scale (BBS): 2 φορές/ συμμετέχοντα, 2 λεπτά διάλειμμα μεταξύ τεστ (1 με φάκελο στήριξης ώμου στο κυρίαρχο άκρο και 1 χωρίς). Τυχαιοποιημένη σειρά	Berg Balance Scale	18/27 άτομα: διαφορά μεταξύ πρώτης και δεύτερης δοκιμασίας. Από αυτά: 14 < σκορ BBS με φάκελο στήριξης vs χωρίς. 12/14 φορούσαν στην 1 ^η δοκιμασία φάκελο στήριξης-πιθανό επίδοση τη 2 ^η φορά σε εξοικείωση με διαδικασία	Ακινητοποίηση ώμου: αρνητική επίδραση ισορροπίας στο BBS
Coleman & Cliff, (2010)	Εξέταση επίδρασης ακινητοποίησης ώμου σε ισορροπία-πληθυσμός τρίτης ηλικίας	Δείγμα: 53 άτομα (13 A - 39 Γ) M.O. ηλικίας 75,4 έτη. BBS: 2 φορές/ συμμετέχοντα, διάλειμμα 2 min μεταξύ δοκιμασιών, με νάρθηκα (κυρίαρχο άκρο) αγκώνα στις 90° κάμψη - χέρι σταθεροποιημένο στον κορμό	Berg Balance Scale	Επιρροή ισορροπίας με νάρθηκα συγκριτικά με δοκιμές χωρίς	Ακινητοποίηση ώμου: αρνητική επίδραση στην ισορροπία στο BBS

Souza et al. (2016)	Έρευνα επίδρασης ισορροπίας σε όρθια θέση από ένα αισθητηρι-οκινητικό έλλειμμα στα άνω άκρα μετά από τραυματισμό βραχιονίου πλέγματος	Δείγμα: 22 άτομα, 11 με μονομερή τραυματισμό βραχιονίου πλέγματος, 11 υγιείς. Αξιολόγηση ισορροπίας: BBS Single balance test 60s. Αξιολόγηση ορθής στάσης σώματος: Μάτια ανοιχτά, πόδια στο άνοιγμα των ισχίων, μονοποδική στήριξη για 60s. Καταμερισμός σωματικού βάρους ανάμεσα στα πόδια: ανάλυση στάσης σώματος σε πλατφόρμα χωρίς υποδήματα (AccuSwayPLUS MTI)	Berg Balance Scale Single BalanceTest AccuSwayPLUS AMTI)	Ασθενείς με τραυματισμό βραχιονίου πλέγματος: ↓σκορ BBS, ↑συχνότητα επαφής ποδιών στο έδαφος στο single balance test. Ασύμμετρος καταμερισμός σωματικού βάρους προς την υγιή πλευρά κατά 73% στους τραυματισμένους. ↑μεταβλητότητα στο κέντρο βάρους ασθενών με βραχιόνιο πλέγμα στην πρόσθια/οπίσθια αλλά όχι πλάγια κλίση	Επιρροή ισορροπίας σώματος από αισθητηριοκινητικά ελλείμματα μετά από τραυματισμό βραχιονίου πλέγματος
Rickert et al. (2021)	Έρευνα επίδρασης ακινητοποίησης ώμου στην καθημερινή φυσική δραστηριότητα	Δείγμα: 21 υγιή άτομα Μ.Ο. 26±3. Ακινητοποίηση ώμου με DJO Ultra Απλή ακινητοποίηση III 10h, 2 days. 1 εβδομάδα μετά: μέτρηση δραστηριότητας χωρίς ορθωτήρα ώμου, δραστηριότητας κύκλου βάδισης/min και συνολικά/day με επιταχυνσιόμετρο βάσει του αριθμού Βημάτων (StepWatchTMActivity Monitor)	DJO Ultra Απλή Ακινητοποίηση III StepWatchTMActivity Monitor	Άτομα με DJO Ultra Απλή Ακινητοποίηση III: σημαντικά < ενεργοί/δραστήριοι κατά 2227,5 κύκλους βάδισης/day. Σημαντικά > χρόνος καθιστικής ζωής με ακινητοποιημένο ώμο. Πιο δραστήριοι χωρίς DJO Ultra Απλή Ακινητοποίηση III σε μέτριας έντασης δραστηριότητες	Ακινητοποίηση ώμου για 2 συνεχόμενες μέρες - σημαντική μείωση επιπέδων δραστηριότητας
Gagne & Schneider (1993)	Ορισμός σχέσης ακινητοποίησης άνω άκρου και ισορροπίας - μετεγχειρητικά στροφικού πετάλου - άτομα τρίτης ηλικίας	Δείγμα: 27 άτομα, 9 με ιστορικό επέμβασης στροφικού πετάλου, 19 υγιείς, 53-74 έτη. Μέτρηση λειτουργικής ισορροπίας, όρθιας ταλάντωσης και πλάγιας/οπίσθιας/πρόσθιας κλίσης κορμού με φάκελο στήριξης ώμου.	Λειτουργική Ισορροπία Berg Balance Measure, Modified Berg Balance Measure, Functional Reach Test Όρθια ταλάντωση, πλάγια/οπίσθια/πρόσθια κλίσηκορμού: Force Plate Analyze	Σημαντικές διαφορές μεταξύ ομάδας με επέμβαση στροφικού πετάλου και υγιούς ομάδας στο BBS και στο Modified Berg και στις μετρήσεις οπίσθιας κλίσης κορμού	Ομάδα με επέμβαση: σημαντικά < σκορ σε BergBalance Measure και Modified Berg Balance Measure. Και οι δύο ομάδες > οπίσθια κλίση με φάκελο στήριξης στο ισχυρό άνω άκρο.

Sonoda et al. (2018)	Αξιολόγηση Βάδισης και πτώσεων ασθενών με νάρθηκα απαγωγής ώμου μετά από αρθροσκόπηση στροφικού πετάλου	Δείγμα: 29 Ασθενείς 67,1±7,4 Αρθροσκόπηση στροφικού πετάλου και αποκατάσταση. Δοκιμασία άρσης και βάδισης (Timed up and go test), κλίμακα γηριατρικής κατάθλιψης (geriatric depression scale), κλίμακα Falls Efficacy- σύγκριση αριθμού πτώσεων ατόμων με νάρθηκα απαγωγής ώμου και ασθενών με αρθροπλαστική ισχίου ή γόνατος την ίδια περίοδο.	Timed up and go test Geriatric depression scale Falls efficacy	Ασθενείς στροφικού πετάλου: σημαντικές βελτιώσεις σε δοκιμασία timed up and go και κλίμακα γηριατρικής κατάθλιψης-όχι σημαντικές διαφορές στην κλίμακα falls efficacy μεταξύ 2 ^{ης} και 5 ^{ης} μετεγχειρητικής εβδομάδας. Ασθενείς αρθροσκόπησης στροφικού πετάλου: πιο συχνές πτώσεις σε σχέση με αρθροπλαστική ισχίου ή γόνατος την ίδια περίοδο.	Ευεργετική επίδραση αποκατάστασης αρθροσκόπησης στροφικού πετάλου, όμως ↓ απόδοσης βάδισης λόγω ακινητοποίησης ώμου σε απαγωγή με νάρθηκα → πτώσεις.
Familiari et al. (2023)	Επίδραση χρήσης νάρθηκα απαγωγής στην βάδιση μετά από αρθροσκοπική συρραφή τενοντίου πετάλου	35 ασθενείς, 22 άνδρες και 13 γυναίκες (~ 56 έτη) (IQR 48,0–61,0) ΔΕ άκρο στο 83% Αρθροσκοπική συρραφή ρήξης τενοντίου πετάλου Νάρθηκας απαγωγή 15°	Ανάλυση βάδισης προεγχειρητικά, 24 ώρες μετά, 1 εβδομάδα και 4 εβδομάδες αργότερα BTS G Walksensor Βηματισμός, ταχύτητα, ΔΕ και AP μήκος Βάδισης, βάδιση και ώθηση, συμμετρία και λειτουργική κινητικότητα 10-meter test (10MWT) και Timed Up and Go (TUG) test	10MWT: Αυξημένη ταχύτητα σε T0 από T1 (p < 0,01) και μικρότερο σε T1 από T3 (p < 0,05) Ωθηση ΔΕ > σε T3 από T1 (p < 0,01) Ωθηση AP < μικρότερη σε T1 από T0 (p < 0,05), ↑ στο T2 και T3 από την T1 (p < 0,01). Όχι διαφορές μήκους βήματος αριστερά - δεξιά ούτε δείκτη συμμετρίας (p > 0,05). TUG test: τελική φάση στροφής > σε φάση T2 από T3 (p < 0,01).	Νάρθηκας: επηρεάζει ταχύτητα βάδισης και ώθηση μόνο 24 ώρες μετά την επέμβαση

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΙΙΙ

Μεθοδολογία

3.1. Δείγμα

Στην έρευνα συμμετείχαν συνολικά 39 υγιείς άνδρες και γυναίκες αθλητές/τριες ($N = 39$), ερασιτέχνες και επαγγελματίες, ηλικίας από 18 έως και 30 έτη, με έντονη φυσική δραστηριότητα, φυσιολογικό ΔΜΣ (18,5-24,9), μη καπνιστές, χωρίς ιστορικό τραυματισμών και επεμβάσεων άνω και κάτω άκρων, χωρίς χρόνιες παθήσεις ΣΣ, που δεν λάμβαναν οποιαδήποτε φαρμακευτική αγωγή. Τέλος, 2-3 μέρες πριν τις δοκιμασίες να μην έχει γίνει πρόσληψη αλκοόλ, καφεΐνης και να μην έχουν συμμετάσχει σε κάποια δραστηριότητα που θα μπορούσε να τους αποφέρει κόπωση.

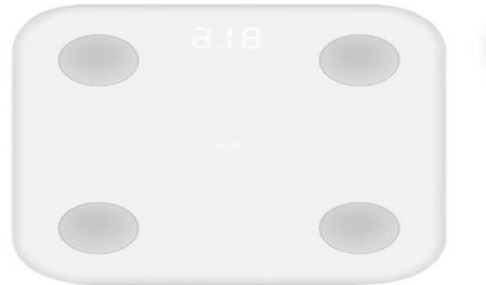
3.2. Εξοπλισμός – Όργανα μετρήσεων

3.2.1. Καταγραφή ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών

Για την καταγραφή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των συμμετεχόντων (σωματικό βάρος και ύψος) χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρονική ζυγαριά και αναλογικό αναστημόμετρο (Εικόνα 3.1 και 3.2).



Εικόνα 3.1. Αναστημόμετρο.



Εικόνα 3.2. Ηλεκτρονική ζυγαριά.

3.2.2. Καταγραφή δοκιμασιών και παραμέτρων βάδισης και ισορροπίας

Για την καταγραφή των δοκιμασιών και όλων των παραμέτρων βάδισης και ισορροπίας χρησιμοποιήθηκε ο αδρανειακός αισθητήρας BTS G-Walk με το λογισμικό G - Studio.

3.2.2.1. BTS G-Walk

Το G-Walk αποτελεί έναν ειδικό ασύρματο αισθητήρα που μέσω της εφαρμογής του επιτρέπεται η άμεση και αντικειμενική αξιολόγηση της βάδισης, του τρεξίματος και των αλμάτων του ασθενούς, διενεργώντας κλινικά τεστ όπως το Timed Up and Go και το Walk+.

Αποτελείται από τέσσερις εσωτερικούς αδρανειακούς αισθητήρες G-sensor (επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητόμετρο, αισθητήρας κίνησης) και από έναν αριθμό πρωτοκόλλων για την ανάλυση συγκεκριμένων κινήσεων. Χάρη στη σύνδεση που μπορεί να επιτευχθεί μέσω Bluetooth, ο αισθητήρας αποκτάει και μεταδίδει τα δεδομένα στον

υπολογιστή για επεξεργασία και αυτόματα δημιουργεί την κάθε εξατομικευμένη αναφορά.

Οι αξιολογήσεις που πραγματοποιούνται θεωρούνται απαραίτητες στο γενικό πλαίσιο της αποκατάστασης, βοηθούν τους ειδικούς στην αξιολόγηση της κλινικής κατάστασης του ασθενούς, καθώς και στην ανάλυση της αποτελεσματικότητας των θεραπειών αποκατάστασης.

Το G-Walk ενσωματώνει στο λογισμικό του 6 δοκιμασίες, η διεξαγωγή των οποίων μπορεί να εφαρμοστεί με μεγάλη ευκολία και ασφάλεια. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων αποστέλλονται ασύρματα στον υπολογιστή, επεξεργάζονται από ειδικό λογισμικό και συγκρίνονται αμέσως με φυσιολογικές τιμές, εφόσον υπάρχουν. Τέλος, τα ορισμένα πρωτόκολλα προσφέρουν τη δυνατότητα διεξαγωγής ολοκληρωμένων και εις βάθος αναλύσεων (BTS G-WALK SENSOR SOFTWARE, 2024).

3.2.2.2. Λογισμικό G-Studio

Το G-Studio είναι ένα εύκολο στην χρήση λογισμικό που επιτρέπει στον χρήστη να διαχειριστεί εύκολα τα δεδομένα του κάθε ατόμου, να οργανώσει την συλλογή δεδομένων από διαφορετικές δοκιμασίες και θεραπευτικές ασκήσεις και να δημιουργήσει ολοκληρωμένες αναφορές ανάλυσης. Επιτρέπει επίσης στον χρήστη να διαχειριστεί τον αδρανειακό αισθητήρα (BTS G-Walk) για την περισυλλογή δεδομένων που σχετίζονται με τα ποικίλα διαφορετικά πρωτόκολλα. Το λογισμικό αυτό παρέχει την ευκολία να αποκτηθούν

αντικειμενικά και συγκρίσιμα δεδομένα από διαδραστικές και θεραπευτικές ασκήσεις αλλά και από τις πιο κοινά εκτελεσμένες κλινικές αξιολογήσεις. Οι δοκιμασίες και οι ασκήσεις είναι άμεσες και εύκολες στην εκτέλεση. Οι αναφορές παρέχουν σημαντικές πληροφορίες σχετικά με χωροχρονικές παραμέτρους 1) βάδισης, 2) κινηματικές της λεκάνης, 3) εύρος κίνησης του κορμού, 4) της αυχενικής μοίρας ΣΣ, 5) του ώμου και 6) της ισορροπίας στο κάθετο άλμα.



Εικόνα 3.3. BTS G-Walk.

3.2.3. Ακινητοποίηση του άνω άκρου

Για την ακινητοποίηση του άνω άκρου στις δύο θέσεις εξετάσεις (Εικόνα 3.4) χρησιμοποιήθηκαν:

- 1) Απλή ανάρτηση, κατά την οποία το άνω άκρο ακινητοποιείται σε έσω στροφή επί του κορμού με ειδικό φάκελο ανάρτησης.
- 2) Νάρθηκας απαγωγής 30 μοιρών. Ο φάκελος ανάρτησης σταθεροποιείται σε ειδικό μαξιλάρι απαγωγής.



Εικόνα 3.4. Οι δύο συνήθεις θέσεις ακινητοποίησης του άνω άκρου που εξετάστηκαν στην παρούσα μελέτη.

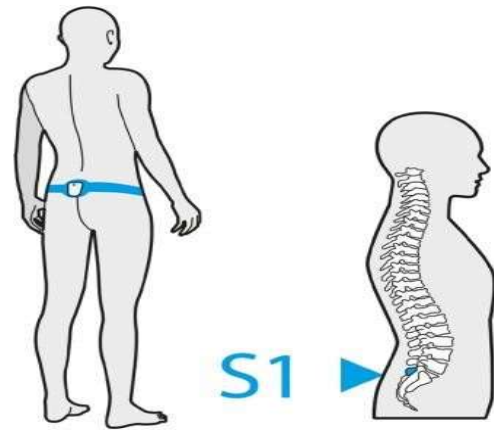
3.3. Πειραματική διαδικασία

Αρχικά, μετρήθηκε στους συμμετέχοντες το σωματικό βάρος και το ύψος τους. Στην συνέχεια πραγματοποιήθηκε σύντομη προθέρμανση ήπιας έντασης και διάρκειας τριών λεπτών σε ηλεκτρικό διάδρομο και εκτελέστηκαν δυναμικές διατάσεις των άνω και κάτω άκρων. Ακολούθησε έγινε η τοποθέτηση του αδρανειακού αισθητήρα μεταξύ των σπονδύλων I1-I2 για τη δοκιμασία βάρδισης + και τη δοκιμασία Turn και στο ύψος του σπονδύλου O2 για τη δοκιμασία Timed up and Go (TUG) και καταγράφηκαν στο λογισμικό τα ανθρωπομετρικά τους χαρακτηριστικά για τη συμμετοχή τους σε όλες τις δοκιμασίες. Οι συμμετέχοντες κάθε δοκιμασία χρειάστηκε να την πραγματοποιήσουν από τρεις φορές. Μία με τα άνω άκρα ελεύθερα κατά την βάρδιση, μία με το χέρι ακινητοποιημένο σε ανάρτηση και έσω στροφή και μια με το χέρι ακινητοποιημένο σε απαγωγή 30 μοιρών με μαξιλάρι απαγωγής. Σε όλες τις περιπτώσεις το άκρο που ήταν ακινητοποιημένο ήταν το κυρίαρχο, το οποίο σε όλες τις περιπτώσεις που εξετάσαμε ήταν το δεξί άνω άκρο.

Βήματα τοποθέτησης BTS G - Walk:

Για τις δοκιμασίες βάρδιση + και Turn τα βήματα τοποθέτησης φαίνονται στις Εικόνες 3.5, 3.6 και 3.7.

Για την εκτέλεση της δοκιμασίας Timed Up and Go ο αισθητήρας τοποθετείται άνωθεν των λαγόνιων ακρολοφιών στο ύψος του O4 οσφυϊκού σπονδύλου, όπως φαίνεται στις Εικόνες 3.8, 3.9 και 3.10, αντίστοιχα.



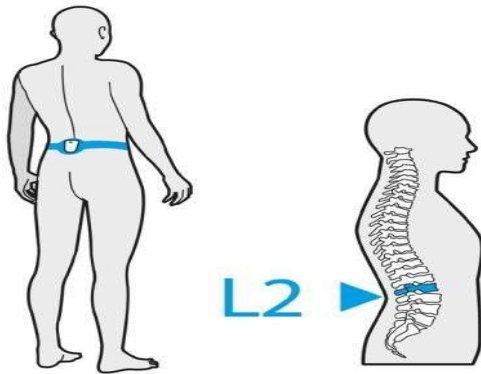
Εικόνα 3.5. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) - Βήμα 1. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο ύψος του I1 ιερού σπονδύλου (G-walk user manual, 2016).



Εικόνα 3.6. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 2. Ψηλάφηση των λαγόνιων ακρολοφιών και εντοπισμός της ορθής θέσης τοποθέτησης του αισθητήρα (G- walk user manual, 2016).



Εικόνα 3.7. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) - Βήμα 3. Ο αισθητήρας τοποθετείται σε ειδική θήκη της ελαστικής ζώνης (G-walk user manual, 2016).



Εικόνα 3.8. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 1. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο ύψους του Ο2 οσφυϊκού σπονδύλου (G-walk user manual, 2016).



Εικόνα 3.9. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 2. Ψηλάφηση των κατωτέρων πλευρών και της λαγόνιας ακρολοφίας για την εξακρίβωση της ορθής θέσης τοποθέτησης του αισθητήρα (G-walk user manual, 2016).



Εικόνα 3.10. Τοποθέτηση αδρανειακού αισθητήρα (BTS G-Walk) -Βήμα 3. Ο αισθητήρας τοποθετείται σε ειδική θήκη της ελαστικής ζώνης (G-walk user manual, 2016).

3.4. Περιγραφή δοκιμασιών

3.4.1. Δοκιμασία βάδισης + (Walk+)

Η συγκεκριμένη δοκιμασία επιτρέπει την γρήγορη και ακριβή ανάλυση της βάδισης και αντιπροσωπεύει την ιδανικότερη λύση για την αξιολόγηση όλων των νευρολογικών και ορθοπεδικών παθολογιών που επηρεάζουν την κίνηση. Τα δεδομένα που προκύπτουν από την δοκιμασία διασφαλίζουν την αντικειμενική ανάλυση των κινητικών ικανοτήτων αλλά και των αποτελεσμάτων των επιλεγμένων θεραπειών.

Η δοκιμασία ξεκινάει με τον εξεταζόμενο σταθερό, σε όρθια θέση. Η θέση αυτή διατηρείται για μερικά δευτερόλεπτα μέχρι το τέλος της φάσης σταθεροποίησης. Ο ερευνητής δίνει την εντολή για έναρξη και ο εξεταζόμενος ξεκινάει την βάδιση σε κανονικό ρυθμό και σε απολύτως ευθεία γραμμή μέχρι της ολοκλήρωσης τουλάχιστον πέντε (5) κύκλων βάδισης (> 7 μέτρα) πριν από την αλλαγή κατεύθυνσης. Πριν από κάθε αλλαγή κατεύθυνσης, ο εξεταζόμενος σταματά τουλάχιστον για 1 δευτερόλεπτο, στρέφεται προς τη νέα κατεύθυνση και κάνει παύση τουλάχιστον 1 δευτερολέπτου πριν να αρχίσει τη βάδιση εκ νέου. Το λογισμικό της συσκευής αυτόματα αναγνωρίζει τα σημεία διακοπής της κίνησης και αυτομάτως διαγράφει τον αντίστοιχο βηματισμό από την ανάλυση.



Εικόνα 3.11. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας βάδισης +.

3.4.2. Δοκιμασία Στροφής (Turn)

Η δοκιμασία στροφής (Turn) εφαρμόζεται για την παρακολούθηση της εξέλιξης των κινήσεων και ιδιαίτερα αυτών που σχετίζονται με την βάδιση και την αλλαγή κατεύθυνσης. Χρησιμοποιείται συχνά για την μελέτη της εξέλιξης εκφυλιστικών παθήσεων, όπως η νόσος Parkinson και άλλων διαταραχών της κίνησης, ιδίως όσων σχετίζονται με την βάδιση και την μεταβολή της κίνησης. Στις εκφυλιστικές παθήσεις η μεταβολή της κίνησης επηρεάζεται σημαντικά. Η δοκιμασία αυτή έχει ως σκοπό την ποσοτική αξιολόγηση της βάδισης και της μεταβολής της κατεύθυνσης κίνησης σε περιστροφή 180° κατά το πέρας της κίνησης.

Η δοκιμασία ξεκινάει με τον εξεταζόμενο σταθερό, σε όρθια θέση. Η θέση αυτή διατηρείται για λίγα δευτερόλεπτα μέχρι το τέλος της φάσης σταθεροποίησης. Έπειτα, τη στιγμή που ο ερευνητής δώσει εντολή για έναρξη, ο εξεταζόμενος ξεκινάει τη βάδιση σε κανονικό ρυθμό σε ευθεία κατεύθυνση για την ολοκλήρωση τουλάχιστον πέντε (5) κύκλων βάδισης (> 7μ) προτού κάνει αλλαγή κατεύθυνσης 180 μοιρών και συνεχίσει να βαδίζει μέχρι να επιστρέψει στην αρχική του θέση.



Εικόνα 3.12. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας στροφής, Turn.

3.4.3. Δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (Timed up and Go, TUG)

Η δοκιμασία TUG επιτρέπει την αξιολόγηση της γενικής κινητικότητας του εξεταζόμενου και απαιτεί από τον εξεταζόμενο να χρησιμοποιήσει την ικανότητα στατικής και δυναμικής ισορροπίας. Στηρίζεται στη μέτρηση του χρόνου που χρειάζεται ένα άτομο για να σηκωθεί από την καρέκλα, να βαδίσει ορισμένη απόσταση, συνήθως 3 μέτρα, να επιστρέψει στην αρχική θέση και να καθίσει και πάλι.

Είναι μια δοκιμασία αξιολόγησης της ισορροπίας, της λειτουργικής κινητικότητας, της ικανότητας βάδισης και του κινδύνου πτώσης, ιδίως σε ηλικιωμένους. Τα δεδομένα που προκύπτουν από την δοκιμασία διασφαλίζουν την αντικειμενική ανάλυση των κινητικών ικανοτήτων αλλά και των αποτελεσμάτων επιλεγμένων θεραπειών.

Η δοκιμασία ξεκινάει με τον εξεταζόμενο να είναι σε καθιστή θέση σε καρέκλα με στηρίγματα και πλάτη, στην οποία ακουμπά με την πλάτη του ο εξεταζόμενος. Όταν ο ερευνητής δώσει εντολή ξεκινάει η δοκιμασία και ο εξεταζόμενος θα πρέπει να σηκωθεί, να περπατήσει μια απόσταση 3 μέτρων σε ευθεία γραμμή προς τα εμπρός, να περιστραφεί χωρίς να αλλάξει θέση,

να επιστρέψει στην καρέκλα και να καθίσει.

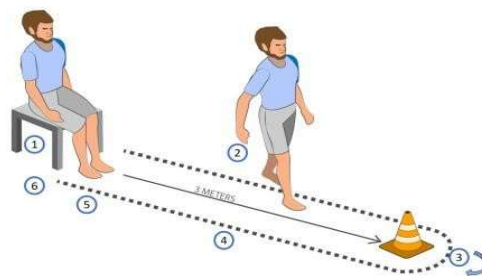
Η δοκιμασία μπορεί να πραγματοποιηθεί γρήγορα, χωρίς ιδιαίτερο εξοπλισμό και παρουσιάζει σημαντική αξιοπιστία. Παρά την σχετική ευκολία στην εκτέλεση της δοκιμασίας TUG, αποτελεί ευαίσθητο και ειδικό δείκτη εκτίμησης της πιθανότητας πτώσης σε γηραιότερους πληθυσμούς (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000).

Επιπλέον στους ίδιους πληθυσμούς ανθρώπων αποτελεί και ισχυρό προβλεπτικό δείκτη θνησιμότητας (Ascencio, Cieza-Gómez, Carrillo- Larco, & Ortiz, 2022).

Είναι μία από τις 4 δοκιμασίες με τις οποίες αξιολογείται η ισορροπία σε ηλικιωμένους στη δοκιμασία BOOMER (Balance Outcome Measure for Elder Rehabilitation). Ηλικιωμένοι ασθενείς στους οποίους ο αναγκαίος χρόνος για την περάτωση της δοκιμασίας είναι ≥ 12 sec έχουν αυξημένο κίνδυνο πτώσης.

Η δοκιμασία TUG έχει υψηλή αξιοπιστία μεταξύ του ίδιου και διαφορετικών εξεταστών σε πληθυσμό ηλικιωμένων που κυμαίνεται μεταξύ 0,92 και 0,99 (Steffen, Hacker, & Mollinger, 2002).

Η δοκιμασία TUG συσχετίζεται με την ταχύτητα βάδισης (Pearson $r = ,75$), την πλαγιοπλάγια σταθερότητα (postural sway, Pearson $r = -,48$), το μήκος βήματος (Pearson $r = -,74$), τον δείκτη Barthel (Pearson $r = -,79$), και την συχνότητα βηματισμού (Pearson $r = -,59$), (Steffen, et al., 2002).



Εικόνα 3.13. Σχηματική αναπαράσταση δοκιμασίας Timed Up and Go (TUG).

3.5. Παράμετροι μετρήσεων

3.5.1. Δοκιμασία βάδισης +

Το πρωτόκολλο της δοκιμασίας βάδισης + επιτρέπει ταχεία και ακριβή ανάλυση της βάδισης τόσο σε φυσιολογικές όσο και σε παθολογικές καταστάσεις που επηρεάζουν τη βάδιση. Τα δεδομένα που προκύπτουν από την ανάλυση είναι δυνατό να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση της κινητικής κατάστασης, για τον σχεδιασμό χειρουργικής θεραπείας και για την παρακολούθηση της πορείας της φυσικοθεραπευτικής αποκατάστασης (βλ. Παραρτήματα, Εικόνα 3.5.1, 3.5.2).

Η αξιολόγηση περιλαμβάνει τον υπολογισμό πολλαπλών παραμέτρων. Οι παράμετροι που μετρώνται διακρίνονται σε 2 κατηγορίες:

Γενικές παράμετροι ανάλυσης:

- Διάρκεια της ανάλυσης, Analysis Duration (s): η συνολική διάρκεια της εξέτασης
- Ρυθμός βάδισης, Cadence (steps/min): αριθμός των βημάτων ανά λεπτό
- Ταχύτητα, Speed (m/s): μέση ταχύτητα βάδισης
- Μήκος βηματισμού, Stride length (m): η μέση τιμή της απόστασης

μεταξύ κάθε αρχικής επαφής του ποδιού και της επόμενης επαφής στην ίδια πλευρά του σώματος

- % Μήκος βηματισμού, %Stride length (%height): το μήκος βηματισμού normalized ως προς το ύψος του εξεταζόμενου
- Φάση αιώρησης
- Φάση στήριξης
- Φάση διποδικής στήριξης
- Φάση μονοποδικής στήριξης

Κινηματική Πυέλου

- A. Κλίση της πυέλου στο οβελιαίο επίπεδο (sagittal component)
- B. Λοξότητα της πυέλου στο μετωπιαίο επίπεδο (frontal component)
- Γ. Περιστροφή της πυέλου στο εγκάρσιο επίπεδο (transverse component)

Παράμετροι που αναφέρονται στη Δεξιά και την Αριστερή πλευρά του σώματος:

- Διάρκεια κύκλου βάδισης, Gait cycle duration (s): η μέση τιμή μεταξύ του χρονικού διαστήματος μεταξύ δύο διαδοχικών επαφών της πτέρνας του ίδιου ποδιού
- Μήκος βήματος, Step length (% str. length): η μέση τιμή της απόστασης μεταξύ της αρχικής επαφής και της επόμενης επαφής του αντίθετου άκρου
- Φάση στήριξης, Stance phase (% κύκλου βάδισης): η μέση τιμή διάρκειας της στήριξης του αριστερού και του δεξιού ποδιού ως ποσοστό του κύκλου βάδισης
- Φάση αιώρησης, Swing phase (% κύκλου βάδισης): η μέση διάρκεια αιώρησης του αριστερού και του δεξιού άκρου ως ποσοστό του κύκλου βάδισης

- Φάση διποδικής στήριξης, Double support phase (% κύκλου βάδισης): η μέση διάρκεια της φάσης κατά την οποία και τα δύο πόδια βρίσκονται σε στήριξη ως ποσοστό του κύκλου βάδισης
- Φάση μονοποδικής στήριξης, Single support phase (% κύκλου βάδισης): η μέση διάρκεια της φάσης κατά την οποία μόνο ένα πόδι βρίσκεται σε στήριξη ως ποσοστό του κύκλου βάδισης
- Αριθμός βημάτων, Elaborated strides: ο αριθμός των βημάτων που περιλήφθηκαν στην ανάλυση
- Δείκτης ποιότητας βάδισης: Η ικανότητα του δείγματος να επιταχύνει το κέντρο μάζας του με παρόμοιο τρόπο κατά την διάρκεια του κύκλου βάδισης στην δεξιά και αριστερή πλευρά.
- Δείκτης συμμετρίας της βάδισης

3.5.2. Δοκιμασία Στροφής (Turn)

Η δοκιμασία περιλαμβάνει 3 φάσεις: τη βάδιση προς τα εμπρός, Forward Gait, την στροφή, Turning και την φάση επιστροφής, Return Gait, που διακρίνονται με διαφορετικά χρώματα, κίτρινο, μωβ και πράσινο αντίστοιχα (βλ. Παραρτήματα, Εικόνα 3.5.3).

Στην Εικόνα 3.5.3 από τα Παραρτήματα παρουσιάζονται όλες οι χωροχρονικές παράμετροι της μελέτης και οι αντίστοιχες φυσιολογικές τιμές σε 3 στήλες, ανάλογα με την φάση της ανάλυσης. Οι παράμετροι που αναφέρονται είναι αντίστοιχα:

- διάρκεια της ανάλυσης, Analysis duration(s): η διάρκεια κάθε φάσης της δοκιμασίας
- ταχύτητα, Speed (m/s): η μέση ταχύτητα κάθε φάσης

- βηματισμός, Cadence (βήματα/min): ο αριθμός των βημάτων σε κάθε φάση
- μήκος βηματισμού, % Stride length (%): το μήκος κάθε βήματος ως προς το ύψος του εξεταζόμενου σε κάθε φάση
- μήκος βήματος, Stride length(m): η μέση τιμή της απόστασης μεταξύ κάθε αρχικής επαφής του ποδιού μέχρι την επόμενη για την ίδια πλευρά του σώματος σε κάθε φάση
- διάρκεια κύκλου βάδισης, Gait cycle duration (s): η μέση τιμή κάθε χρονικής στιγμής μεταξύ 2 διαδοχικών επαφών της πτέρνας στο ίδιο κάτω άκρο σε κάθε φάση

3.5.3. Δοκιμασία Timed up and Go (TUG)

Οι παράμετροι που προκύπτουν από την εκτέλεση της δοκιμασίας TUG διακρίνονται σε 2 κατηγορίες (βλ. Παραρτήματα, Εικόνα 3.5.4):

Γενική παράμετρος

- Διάρκεια της ανάλυσης, Analysis Duration (s): η χρονική διάρκεια της εξέτασης

Παράμετροι σε κάθε φάση της εξέτασης

- A. Παράμετροι για την φάση ‘κάθισμα έως ορθοστάτηση’, Sit to Stand, και ‘ορθοστάτηση έως κάθισμα’, Stand to Sit.
- Διάρκεια φάσης, Phase Duration”(s): η μέση χρονική διάρκεια κάθε κίνησης ή φάσης
 - Προσθιοπίσθια επιτάχυνση, Antero-posterior Acceleration (m/s²): η μέση τιμή της προσθιοπίσθιας επιτάχυνσης κατά τη διάρκεια κάθε φάσης
 - Πλαγιοπλάγια επιτάχυνση, Lateral Acceleration (m/s²): η

μέση τιμή πλαγιοπλάγιας επιτάχυνσης κατά τη διάρκεια κάθε φάσης

- Κάθετη επιτάχυνση, Vertical Acceleration (m/s²): η κάθετη επιτάχυνση κατά τη διάρκεια κάθε φάσης
- B. Παράμετροι για τις φάσεις ‘μέση στροφή’, Mid Turning, και ‘τελική στροφή’, End Turning.
- Διάρκεια φάσης, Phase Duration (s): η μέση χρονική διάρκεια κάθε στροφής
 - Μέγιστη ταχύτητα στροφής, Maximum Rotation Speed (°/s): η μέγιστη ταχύτητα σε κάθε στροφή
 - Μέση ταχύτητα στροφής, Average Rotation Speed” (°/s): η μέση ταχύτητα σε κάθε στροφή

Τέλος, μετράται και η κάμψη και η έκταση του κορμού και συγκεκριμένα:

- Μέγιστη γωνία κάμψης
- Τροχιά κάμψης
- Μέγιστη γωνία έκτασης
- Τροχιά έκτασης

ΚΕΦΑΛΑΙΟ IV

Αποτελέσματα

Οι τιμές των μεταβλητών παρουσιάστηκαν χρησιμοποιώντας τη μέση τιμή και τυπική απόκλιση ή τη διάμεσο και το ενδοτεταρτημοριακό εύρος (IQR) όταν τα δεδομένα έχουν μεγάλη διασπορά και όχι κανονική κατανομή. Στις κατηγορικές μεταβλητές χρησιμοποιήσαμε τις συχνότητες (ν) και τα αντίστοιχα ποσοστά (%).

Οι συγκρίσεις των δεικτών ανάμεσα στις ομάδες πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το μοντέλο της ανάλυσης διακύμανσης κατά έναν παράγοντα με επαναληπτικές μετρήσεις (One-way ANOVA repeated measures) με τις συγκρίσεις κατά ζεύγη να γίνουν με το

Bonferroni test. Τα μη παραμετρικά τεστ Friedman και Wilcoxon χρησιμοποιήθηκαν αν τα δεδομένα δεν ακολουθούσαν την κανονική κατανομή.

Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με το στατιστικό πακέτο SPSS, έκδοση 27.00 (IBM Corporation, Somers, NY, USA). Όλα τα τεστ είναι διπλής κατεύθυνσης (two-sided). Η τιμή σημαντικότητας $p < 0,05$ καθορίστηκε ως επίπεδο στατιστικά σημαντικού αποτελέσματος.

4.1. Στατιστική ανάλυση

Το δείγμα μας αποτελείται κατά 61,5% από άρρενες και 38,6% από θήλειες με μέσο βάρος τα 72,90 κιλά και ύψος 174,56 εκ.

Πίνακας 4.1. Δημογραφικά χαρακτηριστικά του δείγματος. ΤΑ, τυπική απόκλιση. N = 24 Άρρενες, (61,5%), N = 15 Θήλειες (38,6%)

	Μέση τιμή ± ΤΑ	Ελάχιστη – Μέγιστη
Σωματική μάζα (κιλά)	72,90 ± 13,68	40-100
Σωματικό ανάστημα (εκ.)	174,56 ± 7,79	157-193

4.1.1. Δοκιμασία WALK

Οι φυσιολογικές τιμές των διαφόρων παραμέτρων συγκρίνονται με φυσιολογικές τιμές που είναι ενσωματωμένες στο λογισμικό επεξεργασίας G-Studio. Οι φυσιολογικές τιμές εξαρτώνται από τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των εξεταζόμενων.

Παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Ρυθμός βάδισης» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,548$), ούτε και του δείκτη «Ταχύτητα βάδισης» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,172$). Επίσης, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια κύκλου βάδισης - Α»

ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,225$), όπως επίσης δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μήκος διασκελισμού - Α» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,063$).

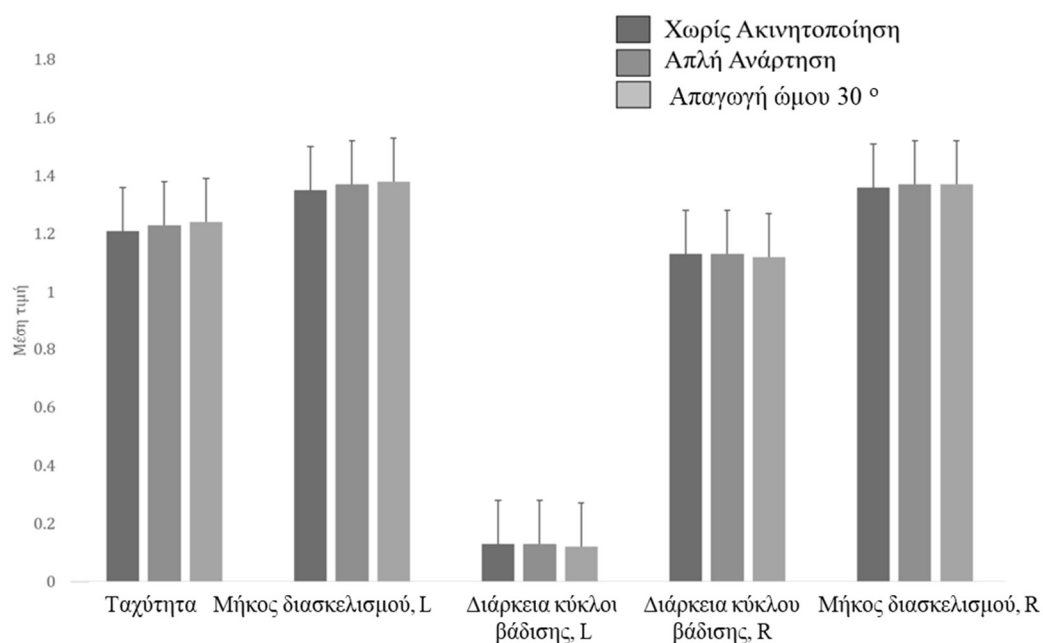
Ωστόσο, υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «%Μήκος διασκελισμού (% ύψους) - Α» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,032$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ελεύθερα άνω άκρα και ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής ($p = 0,078$ οριακά) (Πίνακας 4.2). Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μήκος βήματος - Α» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,445$), όπως και δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Αριθμός βημάτων - Α»

ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,265$). Ακόμη, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια κύκλου βάρδισης - Δ» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,923$), ενώ παράλληλα δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μήκος διασκελισμού - Δ» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,221$). Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «%Μήκος διασκελισμού (% ύψους) - Δ» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,169$), ούτε του δείκτη «Μήκος βήματος - Δ» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,433$). Τέλος, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Αριθμός βημάτων - Δ» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,776$).

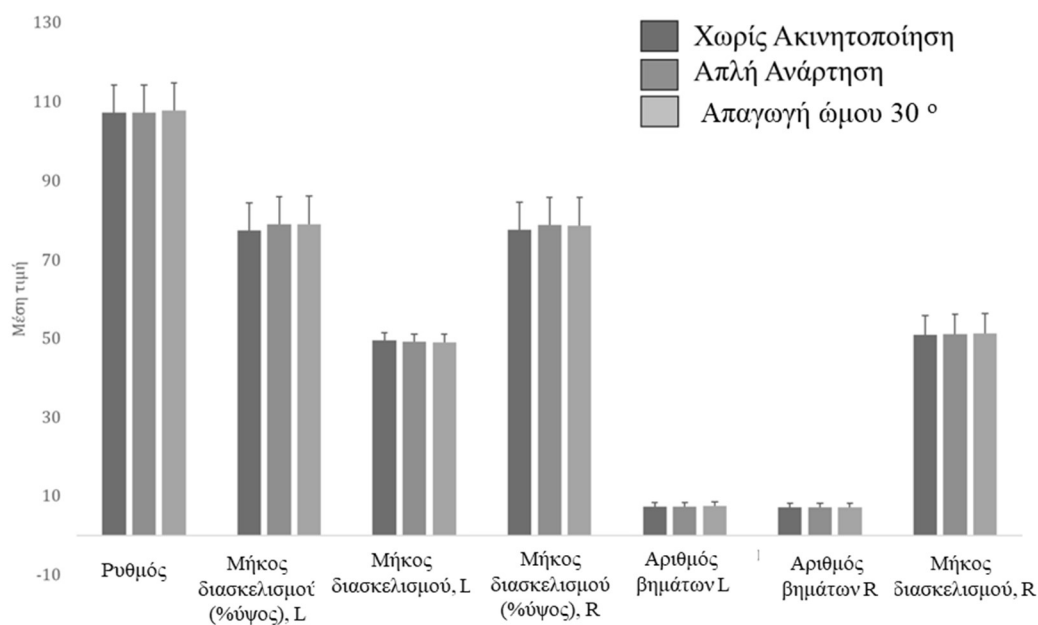
Πίνακας 4.2. Σύγκριση του δείκτη % μήκος διασκελισμού (% ύψους) - Α ανάμεσα στις ομάδες. Α, αριστερό κάτω άκρο.

Παράμετροι	Συνθήκες βάρδισης			
	Ελεύθερα άνω άκρα	Ακινητοποίηση η 0° απαγωγή ώμου	Ακινητοποίηση 30° απαγωγή	p-value
Ρυθμός βάρδισης, βήματα/min	107,21±7,3	107,11±7,50	107,70±7,46	0,548
Ταχύτητα βάρδισης, m/sec	1,21±0,15	1,23±0,17	1,24±0,17	0,172
Διάρκεια κύκλου βάρδισης - Α, sec	0,13±0,08	0,13±0,08	0,12±0,07	0,225
Μήκος διασκελισμού - Α, m	1,35±0,13	1,37±0,13	1,38±0,13	0,063
%Μήκος διασκελισμού (%ύψους) - Α	77,38±7,73	78,95±8,50	79,05±8,30 ^a	0,032
Μήκος βήματος - Α	49,29±1,56	49,00±1,94	48,94±2,41	0,445
Αριθμός βημάτων - Α	7,31±0,89	7,23±0,93	7,46±1,05	0,265
Διάρκεια κύκλου βάρδισης - Δ, sec	1,13±0,08	1,13±0,08	1,12±0,08	0,923
Μήκος διασκελισμού - Δ, m	1,36±0,12	1,37±0,13	1,37±0,13	0,221
%Μήκος διασκελισμού (%ύψους) - Δ	77,64±7,66	78,81±8,50	78,75±8,22	0,169
Μήκος βήματος - Δ	50,70±1,57	51,00±1,94	51,06±2,41	0,433
Αριθμός βημάτων - Δ	7,13±1,00	7,15±1,04	7,05±1,02	0,776

^a Σημαντική διαφορά στην ομάδα ελεύθερα άνω άκρα και ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής ($p = 0,078$ οριακά).



Σχήμα 4.1. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ταχύτητα, μήκος διασκελισμού, L , διάρκεια κύκλου βάδισης, L , διάρκεια κύκλου βάδισης, R και μήκος διασκελισμού, R – Δοκιμασία Walk.



Σχήμα 4.2. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ρυθμός, μήκος διασκελισμού (% ύψος), L , μήκος διασκελισμού, L , μήκος διασκελισμού (% ύψος), R , αριθμός βημάτων, L , αριθμός βημάτων, R και μήκος διασκελισμού, R – Δοκιμασία Walk.

4.1.2. Δοκιμασία TURN

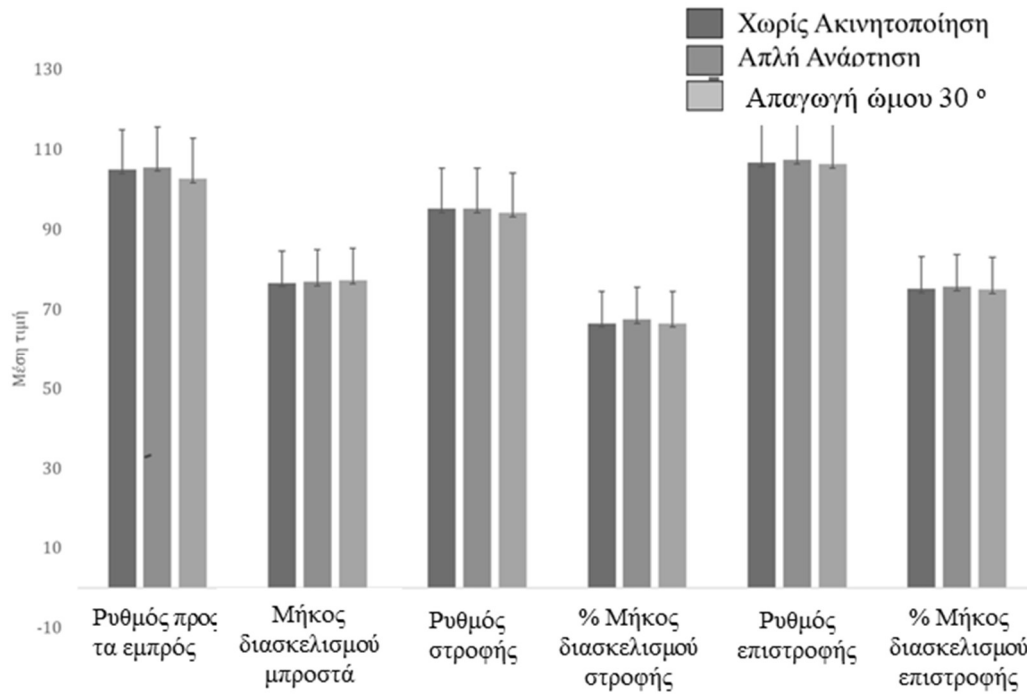
Στη δοκιμασία αυτή έγινε ανάλυση των διαφόρων παραμέτρων σε τρεις φάσεις, την φάση προώθησης προς τα εμπρός (forward), τη φάση στροφής (turning) και την φάση επιστροφής (return). Συγκεκριμένα παρατηρήθηκε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Ρυθμός βάρδισης προς τα εμπρός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,662$), ούτε και στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Ταχύτητα βάρδισης προς τα εμπρός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,579$). Επίσης, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια κύκλου βάρδισης προς τα εμπρός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,792$), ούτε και στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μήκος διασκελισμού προς τα εμπρός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,889$).

Ακόμη, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μήκους διασκελισμού προς τα εμπρός %» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,887$), ούτε στατιστικά σημαντική διαφορά

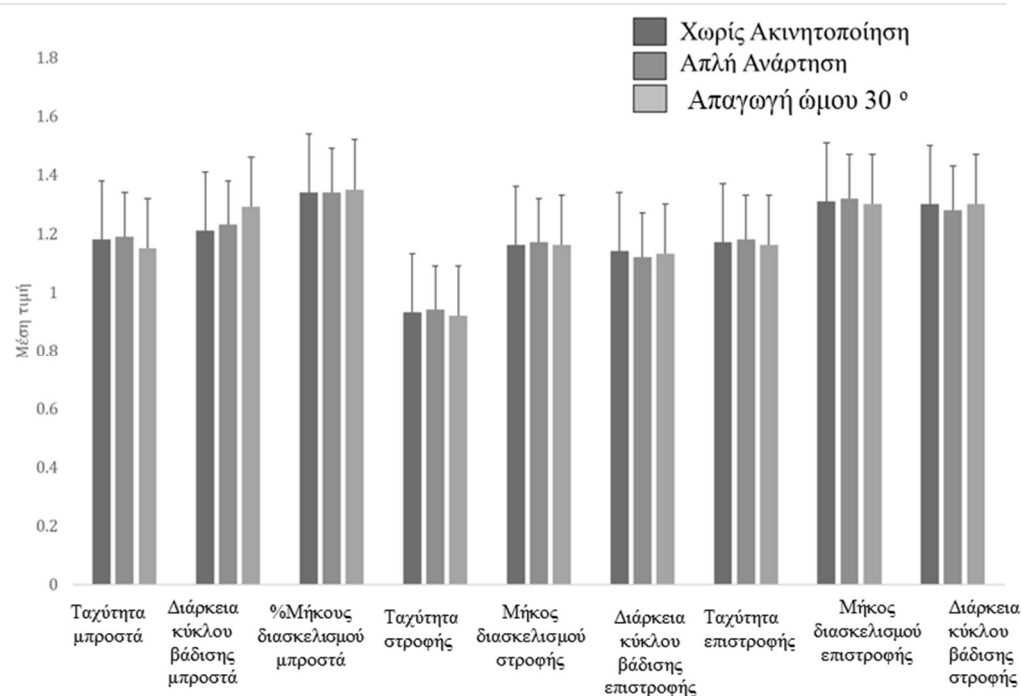
του δείκτη «Ρυθμός στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,877$). Επιπλέον, παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Ταχύτητα στη φάση στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,670$), του δείκτη «Διάρκεια κύκλου βάρδισης στη φάση στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,818$), καθώς και του δείκτη «Μήκους διασκελισμού στη φάση στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,721$). Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «%Μήκος διασκελισμού στη φάση στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,640$), του δείκτη «Ρυθμός βάρδισης επιστροφής» ($p = 0,727$) και του δείκτη «Ταχύτητα βάρδισης επιστροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,753$). Τέλος, παρατηρούμε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια κύκλου βάρδισης επιστροφής» ($p = 0,452$), του δείκτη «Μήκος διασκελισμού βάρδισης επιστροφής» ($p = 0,645$) και του δείκτη «Μήκος διασκελισμού βάρδισης επιστροφής %» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,603$) (Πίνακας 4.3).

Πίνακας 4.3. Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των παραμέτρων της βάρδισης που αξιολογήθηκαν κατά τη δοκιμασία TURN χωρίς και με ανάρτηση του άνω άκρου.

Παράμετροι	Συνθήκες βάρδισης			
	Ελεύθερα άνω άκρα	Ακινητοποίηση 0° απαγωγή ώμου	Ακινητοποίηση 30° απαγωγή ώμου	p-value
Ρυθμός βάρδισης μπροστά	104,85±12,48	105,53±16,65	102,72±18,66	0,662
Ταχύτητα βάρδισης μπροστά	1,18±0,19	1,19±0,25	1,15±0,27	0,579
Διάρκεια κύκλου βάρδισης μπροστά	1,21±0,35	1,23±0,52	1,29±0,58	0,792
Μήκος διασκελισμού μπροστά	76,63±7,94	76,94±10,56	77,26±8,65	0,889
%Μήκος διασκελισμού μπροστά	1,34±0,13	1,34±0,17	1,35±0,13	0,887
Ρυθμός βάρδισης, Στροφή	95,19±16,34	95,16±13,41	94,13±14,78	0,877
Ταχύτητα, Στροφή	0,93±0,22	0,94±0,18	0,92±0,17	0,670
Διάρκεια κύκλου βάρδισης, Στροφή	1,30±0,26	1,28±0,22	1,30±0,23	0,818
Μήκος διασκελισμού, Στροφή	1,16±0,14	1,17±0,14	1,16±0,14	0,721
%Μήκος διασκελισμού, Στροφή	66,52±8,54	67,51±9,28	66,46±9,02	0,640
Ρυθμός βάρδισης επιστροφής	106,56±8,16	107,44±11,70	106,33±7,00	0,727
Ταχύτητα βάρδισης, επιστροφή	1,17±0,19	1,18±0,19	1,16±0,16	0,753
Διάρκεια κύκλου βάρδισης, επιστροφή	1,14±0,09	1,12±0,11	1,13±0,08	0,452
Μήκος διασκελισμού, επιστροφή	1,31±0,14	1,32±0,12	1,30±0,15	0,645
%Μήκος διασκελισμού, επιστροφή	75,14±8,32	75,67±8,58	74,47±9,83	0,603



Σχήμα 4.3. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ρυθμός προς τα εμπρός, μήκος διασκελισμού μπροστά, ρυθμός στροφής, %μήκος διασκελισμού στροφής, ρυθμός επιστροφής και %μήκος διασκελισμού επιστροφής – Δοκιμασία Turn.



Σχήμα 4.4. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους ταχύτητα μπροστά, διάρκεια κύκλου βάρδιας μπροστά, %μήκος διασκελισμού μπροστά, ταχύτητα στροφής, μήκος διασκελισμού στροφής, διάρκεια κύκλου βάρδιας επιστροφής, ταχύτητα επιστροφής, μήκος διασκελισμού επιστροφής και διάρκεια κύκλου βάρδιας στροφής – Δοκιμασία Turn.

4.1.3. Δοκιμασία TUG

Η δοκιμασία διακρίνεται σε 4 φάσεις, την αρχική φάση μετακίνησης από την καρέκλα στην όρθια θέση (Sit to Stand), την φάση καθίσματος από την όρθια θέση (Stand to Sit), την φάση μέσης στροφής (Mid Turning) και την φάση τελικής στροφής (End Turning).

Παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια φάσης καθιστός-όρθιος» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,045$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ελεύθερα άνω άκρα και ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής ($p = 0,034$). Ακόμη, παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Προσθιοπίσθια επιτάχυνση καθιστός-όρθιος» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,050$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής με τις ομάδες 'ελεύθερα άνω άκρα' ($p = 0,048$) και 'απλή ακινητοποίηση' ($p = 0,046$).

Παρατηρούμε επίσης ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Πλευρική επιτάχυνσης καθιστός-όρθιος» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,001$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ελεύθερα άνω άκρα και ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής ($p = 0,001$).

Από την άλλη, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Κατακόρυφη επιτάχυνση καθιστός-όρθιος» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,234$),

ούτε του δείκτη «Διάρκειας φάσης όρθιος-καθιστός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,688$). Παράλληλα, παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «προσθιοπίσθια επιτάχυνση όρθιος-καθιστός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,003$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα 'ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής' με τις ομάδες 'ελεύθερα άνω άκρα' ($p = 0,023$) και 'απλή ακινητοποίηση' ($p = 0,002$). Ακόμη, παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Πλευρική επιτάχυνση όρθιος-καθιστός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,004$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής με τις ομάδες ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,001$), απλή ακινητοποίηση ($p = 0,005$).

Επίσης, δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Κατακόρυφη επιτάχυνση όρθιος-καθιστός» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,125$), ούτε και στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Διάρκεια φάσης μέσης στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,496$). Παρατηρούμε επίσης ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη «Μέγιστη ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,465$), ούτε του δείκτη «Μέση ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,193$). Παράλληλα, βλέπουμε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη

«Διάρκεια φάσης τελικής στροφής» ($p = 0,078$), αλλά ούτε και του δείκτη «Μέγιστη ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,266$).

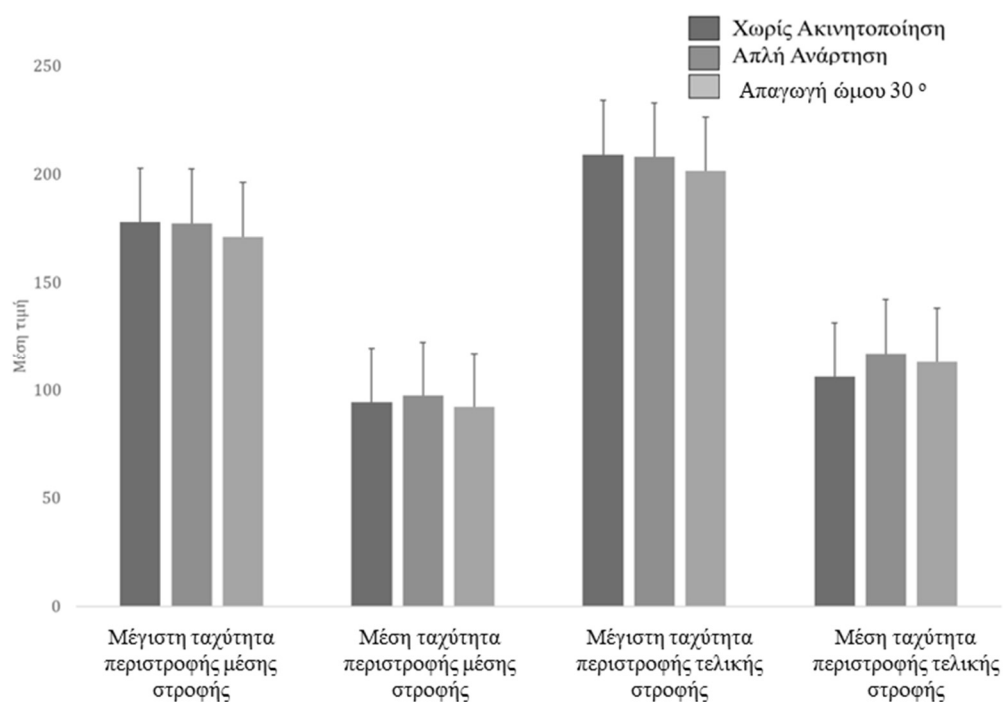
Τέλος, παρατηρούμε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά του

δείκτη «Μέση ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής» ανάμεσα στις συγκρινόμενες ομάδες ($p = 0,031$). Οι συγκρίσεις κατά ζεύγη αναδεικνύουν διαφορά ανάμεσα στην ομάδα ελεύθερα άνω άκρα και απλή ακινητοποίηση ($p = 0,037$) (Πίνακας 4.4).

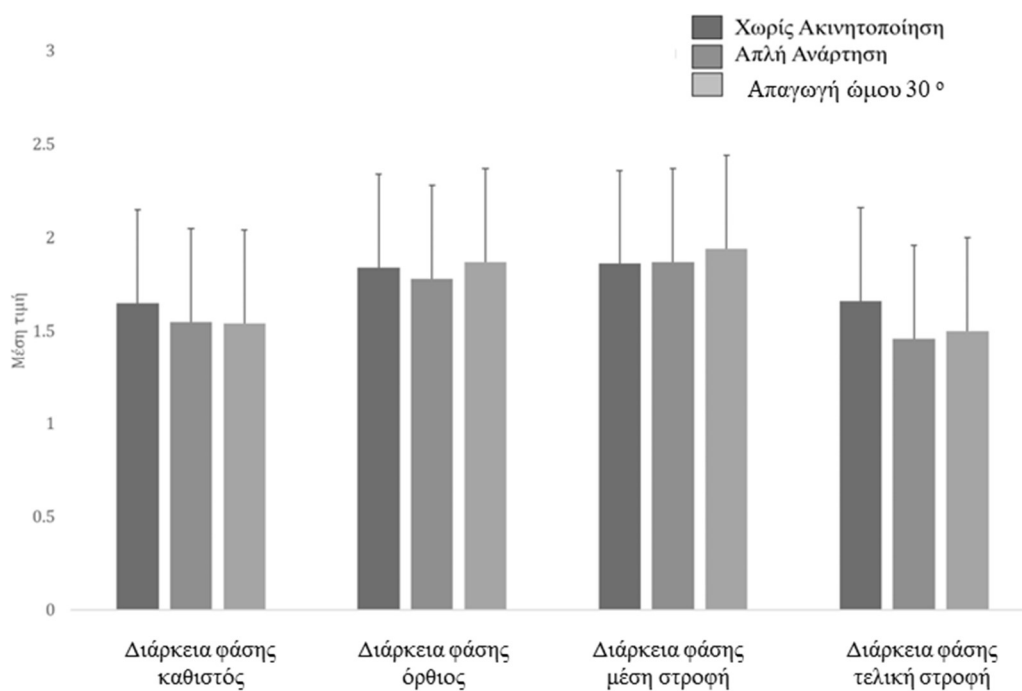
Πίνακας 4.4. Μέσοι όροι και τυπικές αποκλίσεις των παραμέτρων της βάρδισης που αξιολογήθηκαν κατά τη δοκιμασία Timed Up and Go (TUG) χωρίς και με ανάρτηση του άνω άκρου.

Παράμετροι	Συνθήκες βάρδισης			p-value
	Ελεύθερα άνω άκρα	Ακινητοποίηση 0° απαγωγή ώμου	Ακινητοποίηση 30° απαγωγή ώμου	
<u>Καθιστός-Ορθός</u>				
Διάρκεια φάσης, sec	1,65±0,28	1,55±0,25	1,54±0,22 ^α	0,045
Προσθιοπίσθια επιτάχυνση, m/sec ²	4,60±1,68	4,55±1,89	4,14±1,59 ^{β,γ}	0,050
Πλευρική επιτάχυνση, m/sec ²	2,74±1,12	2,44±1,11	2,08±1,00 ^δ	0,001
Κατακόρυφη επιτάχυνση, m/sec ² ,	6,12±1,85	6,61±1,94	629±2,04	0,234
<u>Ορθός-Καθιστός</u>				
Διάρκεια φάσης, sec	1,84±0,68	1,78±0,37	1,87±0,29	0,688
Προσθιοπίσθια επιτάχυνση, m/sec ²	4,44±1,43	4,68±1,72	3,81±1,30 ^{ε,στ}	0,003
Πλευρική επιτάχυνση, m/sec ²	4,54±1,55	4,37±1,63	3,66±1,01 ^{ζ,η}	0,001
Κατακόρυφη επιτάχυνση, m/sec ²	6,93±2,47	6,80±1,95	6,29±2,11	0,125
<u>Μέσης στροφής</u>				
Διάρκεια φάσης, sec	1,86±0,47	1,87±0,48	1,94±0,45	0,496
Μέγιστη ταχύτητα περιστροφής, °/sec	177,72±45,98	177,34±36,89	171,11±35,54	0,465
Μέση ταχύτητα περιστροφής, °/sec	94,25±22,26	97,34±22,74	91,96±17,31	0,193
<u>Τελικής στροφής</u>				
Διάρκεια φάσης, sec	1,66±0,62	1,46±0,35	1,50±0,46	0,078
Μέγιστη ταχύτητα περιστροφής, °/sec	209,10±36,1	207,89±38,04	201,42±40,11	0,266
Μέση ταχύτητα περιστροφής, °/sec	106,08±25,5	116,96±28,49 ^θ	113,12±22,88	0,031

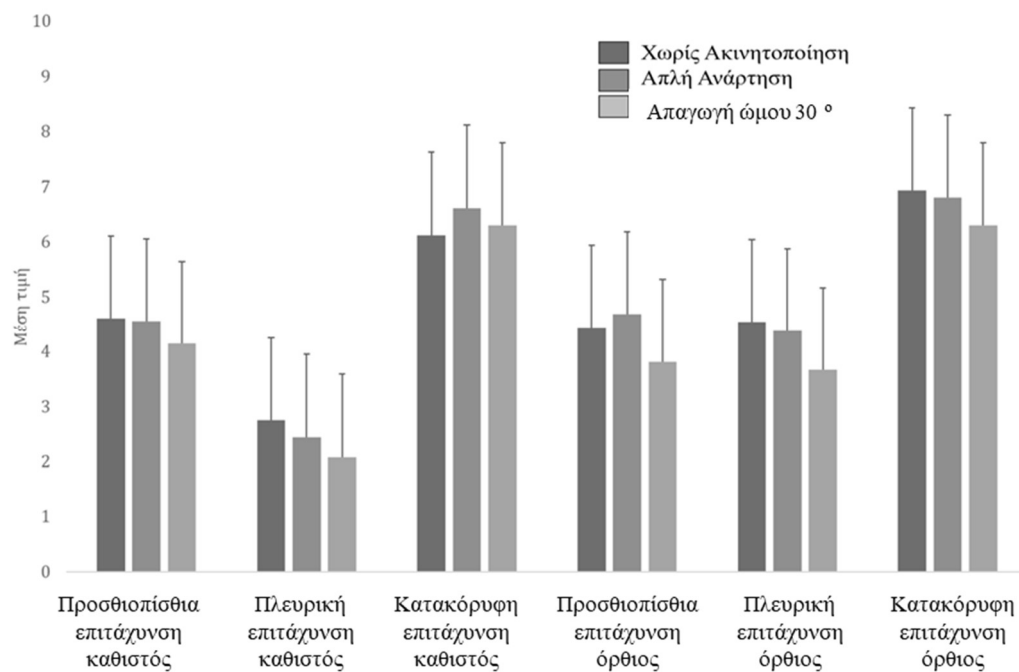
^α Σημαντική διαφορά (ΣΔ) με τα ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,034$). ^β ΣΔ με τα ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,048$). ^γ ΣΔ με την απλή ακινητοποίηση ($p = 0,046$). ^δ ΣΔ με τα ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,001$). ^ε ΣΔ με τα ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,023$). ^{στ} ΣΔ με την απλή ακινητοποίηση ($p = 0,002$). ^ζ ΣΔ με τα ελεύθερα άνω άκρα ($p = 0,001$). ^η ΣΔ με την απλή ακινητοποίηση ($p = 0,005$). ^θ ΣΔ με τα ελεύθερα άνω άκρα.



Σχήμα 4.5. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους μέγιστη ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής, μέση ταχύτητα περιστροφής μέσης στροφής, μέγιστη ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής και μέση ταχύτητα περιστροφής τελικής στροφής – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG).



Σχήμα 4.6. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους διάρκεια φάσης καθιστός, διάρκεια φάσης όρθιος, διάρκεια φάσης μέση στροφή και διάρκεια φάσης τελική στροφή – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG).



Σχήμα 4.7. Μέση τιμή δεικτών για τις παραμέτρους προσθιοπίσθια επιτάχυνση καθιστός, πλευρική επιτάχυνση καθιστός, κατακόρυφη επιτάχυνση καθιστός, προσθιοπίσθια επιτάχυνση όρθιος, πλευρική επιτάχυνση όρθιος, κατακόρυφη επιτάχυνση όρθιος – Δοκιμασία Timed Up and Go (TUG).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ V

Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη καταδείχθηκε η σημασία της ακινητοποίησης του άνω άκρου στη βάδιση και δευτερευόντως στην ισορροπία. Οι δοκιμασίες που επιλέχθηκαν για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων είναι η δοκιμασία Βάδισης + (Walk +), η δοκιμασία Στροφής (Turn) και η δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (Timed Up and Go), οι οποίες μας παρέχουν ασφαλή συμπεράσματα σχετικά με την λειτουργική κινητικότητα και την απόδοση βάδισης.

Η δοκιμασία που επηρεάστηκε περισσότερο είναι η δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (Timed Up and Go). Οι υπόλοιπες δύο δοκιμασίες δεν επηρεάστηκαν σε παρόμοιο βαθμό. Πιο συγκεκριμένα, στη δοκιμασία Βάδισης + (Walk +), παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση του ποσοστού ύψους μήκους διασκελισμού του αριστερού κάτω άκρου όταν το άνω άκρο βρισκόταν σε ακινητοποίηση 30 μοιρών απαγωγής σε σύγκριση με τα άνω άκρα ελεύθερα. Στη δοκιμασία Στροφής (Turn) η εξαγωγή των αποτελεσμάτων ανέδειξε τη μη ύπαρξη στατιστικά σημαντικής διαφοράς μεταξύ όλων των συγκρινόμενων ομάδων του ληφθέντος δείγματος βάσει των δεικτών χωροχρονικών παραμέτρων που τέθηκαν. Τέλος, στη δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (TUG) η ύπαρξη των ευρημάτων που ακολούθησαν κρίνεται ιδιαίτερα σημαντική, αφού τα αποτελέσματα της εν λόγω δοκιμασίας κρίνονται μόνο ως αρνητικά. Σημαντικές

διαφορές παρουσιάστηκαν στη φάση καθιστή προς όρθια θέση, καθώς και όρθια προς καθιστή στους δείκτες πρόσθιο οπίσθιας επιτάχυνσης και πλευρικής επιτάχυνσης όπου μειώνονταν σημαντικά κατά την ακινητοποίηση του άνω άκρου σε 30 μοίρες απαγωγής σε σύγκριση με τις άλλες δύο ομάδες.

Η ακινητοποίηση της άρθρωσης του ώμου είναι απαραίτητο συστατικό στη μετεγχειρητική θεραπεία μετά από τραυματισμούς του ώμου ή επανορθωτικές χειρουργικές επεμβάσεις σε περιπτώσεις παθήσεων του ώμου που προκαλούνται από εκφυλιστικές ή τραυματικές παθήσεις. Σε αυτό το πλαίσιο η σωματική δραστηριότητα είναι επομένως δυνητικά πολύ σημαντική για όλους τους ασθενείς.

Κατανοώντας τη σύνθετη σχέση μεταξύ των άνω άκρων και των παραμέτρων βάδισης και ισορροπίας είναι απαραίτητη η δημιουργία στρατηγικών αποκατάστασης για την βελτίωση των λειτουργικών αποτελεσμάτων. Παρ' όλα αυτά μέχρι σήμερα υπάρχουν πολύ περιορισμένα δεδομένα σχετικά με την επίδραση της ακινητοποίησης των άνω άκρων στα πρότυπα βάδισης, αλλά και σημαντικό κενό στην βιβλιογραφία σχετικά με πιθανά ελλείμματα που θα μπορούσαν να προκληθούν στον έλεγχο στάσης και στην ισορροπία σε άτομα που ήταν αναγκαίο μετά από έναν τραυματισμό άνω άκρου να το ακινητοποιήσουν.

Ενώ προηγούμενες έρευνες έχουν αγνοήσει την επίδραση της λειτουργικότητας των άνω άκρων στο σύνολο της βιομηχανικής των κινήσεων, η συγκεκριμένη έρευνα είχε ως στόχο να εμβαθύνει σε συγκεκριμένες παραμέτρους, συμπεριλαμβανομένων του μήκους βήματος, διαφόρων μεταβατικών φάσεων κίνησης και επιταχύνσεις κατά την διάρκεια κινήσεων.

5.1. Δοκιμασία Βάδισης +

Στη δοκιμασία Βάδισης + (Walk +), στις παραμέτρους ρυθμού βάδισης, ταχύτητα βάδισης, διάρκεια κύκλου βάδισης, μήκος διασκελισμού, μήκος βήματος και αριθμού βημάτων και στα δύο κάτω άκρα παρατηρήθηκε ότι δεν υπάρχει στατιστικά κάποια σημαντική διαφορά που να μας παρουσιάζει αξιοσημείωτη μεταβολή στα πρότυπα βάδισης και ισορροπίας των ατόμων κάτι το οποίο έρχεται σε διαφωνία με την έρευνα των Sonoda, et al. (2018) και του Familiari, et al. (2024), όπου στην ακινητοποίηση ώμου είχε παρατηρηθεί μειωμένη απόδοση βάδισης γενικά αλλά και αύξηση κινδύνου πτώσης λόγω της ακινητοποίησης σε απαγωγή. Παρ' όλα αυτά, αξίζει να σημειωθεί πως και οι δύο έρευνες πραγματοποιήθηκαν με ένα σχετικά μικρό δείγμα ασθενών και αποτελούν από τις πρώτες έρευνες της βιβλιογραφίας που έχουν πραγματοποιηθεί σχετικά με την επίδραση του νάρθηκα ακινητοποίησης μετά από χειρουργική επέμβαση. Επομένως θα χρειαστεί να γίνει η αντιπαραβολή των αποτελεσμάτων της παρούσας μελέτης και με αντίστοιχες μελέτες που θα πραγματοποιηθούν μελλοντικά.

Ωστόσο, στον δείκτη του ποσοστού ύψους στο μήκους διασκελισμού υπάρχει διαφορά ανάμεσα στα δύο άκρα. Αν και στο δεξί κάτω άκρο δεν παρατηρείται κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά του δείκτη, στο αριστερό κάτω άκρο σχετικά με το ποσοστό ύψους στο μήκους διασκελισμού υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά σε δύο συγκρινόμενες ομάδες, αυτή των άνω άκρων σε ελεύθερη θέση και του άνω άκρου ακινητοποιημένο σε απαγωγή 30 μοιρών, όπου το ποσοστό ύψους στο μήκος διασκελισμού αυξάνεται σημαντικά όταν το άνω άκρο είναι σε απαγωγή 30 μοιρών. Αυτή η παρατήρηση μας υποδηλώνει ότι ο περιορισμός της κίνησης του άνω άκρου μπορεί να επηρεάσει τις χωροχρονικές παραμέτρους βάδισης προκαλώντας αλλαγές στο μήκος βήματος ενός ατόμου, κάτι το οποίο έρχεται σε απόλυτη συμφωνία με την έρευνα των Hong, et al. (2020) όπου είχε διαπιστωθεί η εμφάνιση μειωμένου μήκους βήματος κατά την ακινητοποίηση άνω άκρου, καθώς επίσης και με την μελέτη των Eke-Okoro, Gregoric, και Larsson (1997), στην οποία η ακινητοποίηση του ενός άνω άκρου προκάλεσε σημαντικά μεγαλύτερη μείωση στο μήκος βηματισμού αλλά και στην ταχύτητα βάδισης. Μάλιστα, η μελέτη των Eke-Okoro, Gregoric, και Larsson (1997) πραγματοποιήθηκε σε δείγμα φυσιολογικών ανθρώπων, στους οποίους δόθηκαν οδηγίες βάδισης μίας συγκεκριμένης απόστασης σε πέντε διαφορετικές ταχύτητες, από την πιο αργή στην πιο γρήγορη, με πέντε διαφορετικά μοτίβα κινητικότητας των άνω άκρων (το ένα άκρο ακινητοποιημένο, και τα δύο άκρα ακινητοποιημένα κ.α.) και

πράγματι, αποδείχθηκε ότι η κινητικότητα των άνω άκρων επηρέαζε την βάδιση σε όλες τις περιπτώσεις, ιδίως στην περίπτωση ακινητοποίησης του ενός άκρου. Αντίστοιχα αποτελέσματα προέκυψαν και στην έρευνα του Hong, et al. (2020), όπου μελετήθηκαν άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο, ενώ προτάθηκε η καθιέρωση ενός προγράμματος αποκατάστασής τους μέσω της κινητικότητας των άνω άκρων.

Επιπλέον, αντίστοιχα αποτελέσματα με την παρούσα έρευνα έδειξε η μελέτη των Bahrili & Toruz (2022), όπου πραγματοποιήθηκε μελέτη αλλαγής χωροχρονικών παραμέτρων βάδισης κατά την ακινητοποίηση άρθρωσης ώμου σε σχέση με φυσιολογική βάδιση. Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν στατιστικά σημαντική διαφορά ($p < 0,05$) ως προς το μήκος βήματος, μήκος διασκελισμού, το χρόνο μονής στήριξης και το πλάτος του βήματος. Τελικά, η ακινητοποίηση της άρθρωσης του ώμου σε διαφορετικές θέσεις στη βάδιση είχε ως αποτέλεσμα μείωση της ταχύτητας και του μήκους του βήματος, καθώς και αύξηση του πλάτους του βήματος και του χρόνου μονής στήριξης.

5.2. Δοκιμασία Στροφής

Στη δοκιμασία Στροφής (Turn) δεν υπάρχει σε κανέναν δείκτη χωροχρονικών παραμέτρων κάποια στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ όλων των συγκρινόμενων ομάδων εύρημα το οποίο έρχεται σε διαφωνία με τους Coleman και Clifft (2010), στη μελέτη των οποίων η μείωση της λειτουργίας του άνω άκρου επηρέασε αρνητικά τον

έλεγχο της στάσης και την ισορροπία από την αύξηση της ταλάντωσης του κορμού, κάτι το οποίο στην δική μας μελέτη δεν παρατηρήθηκε. Πιο συγκεκριμένα, στην έρευνα των Coleman και Clifft (2010), όπου εξετάστηκαν συμμετέχοντες τόσο με τη χρήση νάρθηκα όσο και χωρίς, υπήρξε στατιστικά σημαντική διαφορά στην παράμετρο της ισορροπίας κατά τη χρήση νάρθηκα σε σχέση με τα αποτελέσματα όταν οι συμμετέχοντες δεν φορούσαν νάρθηκα, οδηγώντας σε κίνδυνο πτώσεων κατά την ακινητοποίηση του άνω άκρου.

5.3. Δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης

Ωστόσο, στην δοκιμασία Έγερσης και Βάδισης (Timed Up and Go) υπάρχουν σημαντικά ευρήματα. Αν και στην έρευνα των Sonoda, et al. (2018), στο Timed Up and Go υπήρχε σημαντική βελτίωση όταν το άνω άκρο ήταν ακινητοποιημένο, εδώ τα αποτελέσματα ήταν μόνο αρνητικά. Αρχικά, κατά τη διάρκεια της φάσης από καθιστή σε όρθια θέση αναδεικνύεται σημαντική διαφορά ανάμεσα στην ομάδα με τα άνω άκρα ελεύθερα και στην ακινητοποίηση άνω άκρου σε 30 μοίρες απαγωγής. Στον δείκτη πρόσθιο οπίσθια επιτάχυνσης στη φάση καθιστός προς όρθιος υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στην ακινητοποίηση του άνω άκρου σε 30 μοίρες απαγωγής με τις άλλες δύο ομάδες, όπου στις 30 μοίρες απαγωγής μειώνεται σημαντικά η πρόσθια οπίσθια επιτάχυνση. Παρομοίως και στον δείκτη πλευρικής επιτάχυνσης από καθιστός προς όρθιος διακρίνεται σημαντική μείωση στην ομάδα ακινητοποίησης άνω άκρου σε απαγωγή 30 μοιρών με

αυτή των ελεύθερων άνω άκρων κάτω το οποίο αναδεικνύει την συμβολή του άνω άκρου στον έλεγχο της στάσης του ανθρώπου και αναφέρεται και στην μελέτη των Souza, et al. (2016).

Αξιίζει να σημειωθεί πως στη μελέτη των Souza, et al. (2016), παρά την ετερογένεια του δείγματος των ατόμων που συμμετείχαν στη μελέτη, όλα τα άτομα εμφάνισαν βλάβες στους εγγύς μύες του βραχίονα που σχετίζονταν με κάποια βλάβη στο επίπεδο του άνω κορμού του βραχιόνιου πλέγματος. Επομένως, παρά τις διαφορές στα επιμέρους κλινικά χαρακτηριστικά των ατόμων, το λειτουργικό έλλειμμα που δυνητικά επηρεάζει τον έλεγχο της στάσης και την ισορροπία είναι ουσιαστικά το ίδιο και θα μπορούσε να θεωρηθεί ότι η παρατηρούμενη ετερογένεια είχε μόνο μικρή επίδραση στο αποτέλεσμα της μελέτης. Ωστόσο, για να διεξαχθούν ακόμη πιο ασφαλή συμπεράσματα, είναι απαραίτητη ενός μεγαλύτερου δείγματος για να διαλευκανθούν οι επιδράσεις του τύπου και της έκτασης της βλάβης, καθώς και οι επιπτώσεις της χειρουργικής επέμβασης και του χρόνου που μεσολάβησε από τη βλάβη στα μέτρα ελέγχου στάσης και ισορροπίας σε αυτόν τον πληθυσμό.

Συνεχίζοντας, στατιστικά σημαντικές διαφορές εντοπίζονται και στον δείκτη πρόσθιο οπίσθιας επιτάχυνσης στην φάση όρθιος προς καθιστός στην ομάδα ακινητοποίησης άνω άκρου σε απαγωγή 30 μοιρών με τις άλλες δύο ομάδες όπως ακριβώς το ίδιο και στον δείκτη πλευρικής επιτάχυνσης στην φάση όρθιος προς καθιστός όπου και στις δύο περιπτώσεις η θέση

του άνω άκρου σε ακινητοποίηση απαγωγής 30 μοιρών παρουσιάζει αρνητικά αποτελέσματα. Τέλος, στρέφοντας την προσοχή μας στον δείκτη μέσης ταχύτητας τελικής στροφής που πραγματοποιεί το δείγμα παρατηρήθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των άνω άκρων σε ελεύθερη θέση με αυτή της απλής ακινητοποίησης. Αυτό φανερώνει πως η κινητικότητα του άνω άκρου παίζει καθοριστικό ρόλο στην εκτέλεση στροφών, επηρεάζοντας τη συνολική ταχύτητα και την αποτελεσματικότητα των στροφών του κορμού που επίσης έχει καταδειχθεί και στην έρευνα των Hong, et al. (2020), όπου και γίνεται σχετική αναφορά για τις αλλαγές σε παραμέτρους όπως η ταχύτητα βάδισης από την ακινητοποίηση των άνω άκρων.

Γενικά, με βάση τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης αλλά και τα ευρήματα αντίστοιχων ερευνών της βιβλιογραφίας σχετικά με τη μελέτη της επίδρασης της ακινητοποίησης του άνω άκρου σε διάφορες χωροχρονικές παραμέτρους, φαίνεται η αρνητική επίδρασή της στο βηματισμό, το βάδισμα, την ισορροπία κ.α. Μάλιστα, όπως φαίνεται και στην έρευνα των Rickert, et al. (2021), όπου πραγματοποιήθηκε μελέτη ακινητοποίησης ώμου με τη χρήση νάρθηκα για δύο μέρες σε υγιή, νεαρά άτομα, οι συμμετέχοντες που φορούσαν νάρθηκα ήταν σημαντικά λιγότερο ενεργοί και εμφάνισαν σημαντικά μειωμένη φυσική δραστηριότητα. Το αποτέλεσμα αυτό δείχνει πως ειδικά σε μεγαλύτερους ηλικιακά ασθενείς, η ακινητοποίηση ώμου θα μπορούσε να έχει αρνητική επίδραση στη συνολικότερη υγεία τους.

Ακόμη αξίζει να αναφερθεί, πως οι μελέτες που έχουν γίνει σχετικά με την ακινητοποίηση άκρου και τις επιπτώσεις της στη βάδιση και την ισορροπία, παρουσιάζουν κάποιους περιορισμούς, όπως η μελέτη των Bahrili και Toruz (2022). Ένας από τους περιορισμούς αυτής της μελέτης είναι ότι η επίδραση της ακινητοποίησης του βραχίονα στις παραμέτρους βάδισης αξιολογήθηκε σε βραχυπρόθεσμη εφαρμογή. Γενικά, οι αρθρώσεις των ώμων ακινητοποιούνται για μέρες ή και μήνες μετά από παθολογίες και χειρουργικές επεμβάσεις, ενώ σε αυτή τη μελέτη φάνηκε ότι οι αντισταθμιστικοί μηχανισμοί ενεργοποιήθηκαν σε πρώιμο στάδιο. Ένας άλλος περιορισμός ήταν ότι η μελέτη διεξήχθη μόνο σε υγιή άτομα. Αν και εξετάζεται η επίδραση διαφορετικών θέσεων, η προσομοίωση της πραγματικής παθολογίας ή μετεγχειρητικής κατάστασης σε υγιή άτομα, όπως έγινε και σε αυτή των μελέτη των Eke-Okoro, et al. (1997), που αναφέρθηκε παραπάνω, γεγονός που δεν μπορεί να δώσει ξεκάθαρα αποτελέσματα για την επίδραση του βαδίσματος. Η παρατήρηση αυτή τονίζει την ανάγκη για μελέτες αξιολόγησης της βάδισης σε άτομα με μακροχρόνια ακινητοποίηση των άνω άκρων ή με διάφορους τραυματισμούς ώμου μετά από χειρουργική επέμβαση.

Τέλος, ένας ακόμη περιορισμός είναι η χρήση ενός σχετικά μικρού δείγματος συμμετεχόντων, που αποτρέπει τον εντοπισμό σημαντικών διαφορών μεταξύ των ατόμων που συμμετέχουν στη μελέτη, καθώς επίσης και η ελλιπής βιβλιογραφία που δεν προάγει την ασφαλή σύγκριση των

αποτελεσμάτων της παρούσας έρευνας με άλλες μελέτες, και συνεπώς την ασφαλή διεξαγωγή συμπερασμάτων. Μάλιστα, ορισμένες μελέτες αφορούν παράγοντες που εξετάζονται για πρώτη φορά στη βιβλιογραφία και τα αποτελέσματά τους δεν είναι συγκρίσιμα με άλλες μελέτες. Είναι για αυτό το λόγο απαραίτητη η διεξαγωγή μελετών που να περιλαμβάνουν περισσότερους συμμετέχοντες, κυρίως ασθενείς που να βρίσκονται στη διαδικασία ανάρρωσης μετά από κάποια χειρουργική επέμβαση, εκτός από υγιή άτομα, όπου να διερευνώνται οι παράγοντες επίδρασης της ακινητοποίησης του άνω άκρου στην ικανότητα βάδισης και στην ισορροπία.

5.4. Συμπεράσματα

Τα αποτελέσματα λοιπόν της μελέτης μας υποδηλώνουν πως η ακινητοποίηση του άνω άκρου, συγκεκριμένα στις 30 μοίρες απαγωγής έχει σημαντική επίδραση στην αύξηση του κινδύνου πτώσης, στην κινητικότητα του κορμού, στην ισορροπία αλλά και στην αλλαγή προτύπου βάδισης όπως επίσης και στο ποσοστό ύψους στο μήκος διασκελισμού του αριστερού κάτω άκρου αλλά σε μικρότερο βαθμό. Τα συγκεκριμένα ευρήματα έρχονται σε μεγάλο βαθμό σε συμφωνία με την έρευνα των Bahrili και Toruz (2022), όπου είχαν παρατηρήσει και αυτοί τις αλλαγές στο πρότυπο βάδισης, στο μήκος διασκελισμού καθώς και στην ταχύτητα βάδισης κατά την ακινητοποίηση άνω άκρου σε απαγωγή. Το ερώτημα που προκύπτει και που θα μπορούσε να ερευνηθεί μελλοντικά είναι το κατά πόσο συμβάλλει αναλογικά, η

αύξηση των μοιρών απαγωγής στην ακινητοποίηση του άνω άκρου, με τον βαθμό επίδρασης της στην ισορροπία και την βάδιση. Οι διαφορές που εντοπίστηκαν ανοίγουν δρόμους για περαιτέρω έρευνα με στόχο την οριοθέτηση της κλινικής συνάφειας αυτών των ευρημάτων και την ενημέρωση για την ανάπτυξη προσαρμοσμένων στρατηγικών αποκατάστασης. Η πολυσύνθετη αλληλεπίδραση μεταξύ της λειτουργίας των άνω άκρων και των εμβιομηχανικών παραμέτρων απαιτεί συνεχή εξερεύνηση για να βελτιώσουμε την κατανόηση μας και τις προσεγγίσεις παρέμβασης στην κλινική πράξη.

Η εργασία μας έχει ορισμένους περιορισμούς, αλλά και πλεονεκτήματα. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε σε ομοιογενή αθλητικό πληθυσμό, με την ίδια μεθοδολογία και τους ίδιους εξεταστές. Αντίθετα, τα συμπεράσματα δεν είναι γενικεύσιμα σε πληθυσμό γηραιών ανθρώπων και τα πρωτόκολλα αξιολόγησης έχουν κυρίως εφαρμοστεί σε πληθυσμούς ηλικιωμένων.

Η μελέτη μας θα πρέπει να επαναληφθεί και σε πληθυσμό ηλικιωμένων με και χωρίς να έχουν υποβληθεί σε χειρουργική επέμβαση. Επίσης, δεν έχει μελετηθεί η επίδραση του είδους της χειρουργικής επέμβασης στην βάδιση και στην ισορροπία. Τέλος, χρήζει μελέτης η επίδραση της ακινητοποίησης στην βάδιση σε ασθενείς που πάσχουν από προβλήματα ισορροπίας ή άλλες μυϊκές και νευρολογικές παθήσεις που επηρεάζουν τον νευρομυϊκό συντονισμό.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5), 381-390. <https://doi.org/10.1115/1.1392310>
- Ascencio, E. J., Cieza-Gómez, G. D., Carrillo-Larco, R. M., & Ortiz, P. J. (2022). Timed up and go test predicts mortality in older adults in Peru: a population-based cohort study. *BMC Geriatrics*, 22(1), 1-13. <https://doi.org/10.1186/s12877-022-02749-6>
- Bahrilli, T., & Topuz, S. (2022). Does immobilization of the shoulder in different positions affect gait? *Gait & Posture*, 91, 254-259. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.10.018>
- Ballesteros, M. L. F., Buchthal, F., & Rosenfalck, P. (1965). The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiologica Scandinavica*, 63(3), 296-310. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1965.tb04069.x>
- Brooke, M. M., De Lateur, B. J., Diana-Rigby, G. C., & Questad, K. A. (1991). Shoulder subluxation in hemiplegia: effects of three different supports. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(8), 582-586. <https://doi.org/10.5555/uri:pii:000399939190042H>
- Brown, S. A., Radja, F. E., Kane, S. M., Siegall, E., & Wright, K. (2015). *Orthopaedic immobilization techniques: a step-by-step guide for casting and splinting*. Sagamore Publishing.
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & Van Dieen, J. H. (2010). The effects of arm swing on human gait stability. *Journal of Experimental Biology*, 213(23), 3945-3952. <https://doi.org/10.1242/jeb.045112>
- BTS G-Walk sensor software. Ανάκτηση από: <https://podiatrist.borginsole.com/en/bts-g-walk-sensor-software>, 03 Μαρτίου 2024.
- Coleman, A., & Clift, J. (2010). The effect of shoulder immobilization on balance in community-dwelling older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 33(3), 118-121. https://journals.lww.com/jgpt/fulltext/2010/07000/The_Effect_of_Shoulder_Immobilization_on_Balance.4.aspx
- Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 276(1673), 3679-3688. <https://doi.org/10.1098/rspb.2009.0664>
- Colombo, G., Wirz, M., & Dietz, V. (2001). Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord*, 39(5), 252-255. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101154>
- Crowe, A., & Samson, M. M. (1997). 3-D analysis of gait: The effects upon symmetry of carrying a load in one hand. *Human Movement Science*, 16(2-3), 357-365. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00061-9](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00061-9)

- Dedieu, P., & Zanone, P. G. (2012). Effects of gait pattern and arm swing on intergirdle coordination. *Human Movement Science*, 31(3), 660-671.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.07.009>
- DeVita, P., Hong, D., & Hamill, J. (1991). Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking. *Journal of Biomechanics*, 24(12), 1119-1129.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90004-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(91)90004-7)
- Douris, P. C., Handrakis, J. P., Gendy, J., Salama, M., Kwon, D., Brooks, R., & Southard, V. (2011). Fatiguing upper body aerobic exercise impairs balance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(12), 3299-3305.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318215fa07>
- Dreyfuss, D., Elbaz, A., Mor, A., Segal, G., & Calif, E. (2016). The effect of upper limb casting on gait pattern. *International Journal of Rehabilitation Research*, 39(2), 176-180.
<https://doi.org/10.1097/MRR.000000000000155>
- Eke-Okoro, S. T., Gregoric, M., & Larsson, L. E. (1997). Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomechanics*, 12(7-8), 516-521.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(97\)00050-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(97)00050-8)
- Elftman, H. (1939). The function of the arms in walking. *Human Biology*, 11(4), 529.
<https://www.proquest.com/scholarly-journals/function-arms-walking/docview/1301825789/s-e-2>
- Familiari, F., Mercurio, M., Arenas-Miquelez, A., Barone, A., Greco, F., Emerenziani, G. P., Gasparini, G., & Galasso, O. (2024). Shoulder brace has no detrimental effect on basic spatio-temporal gait parameters and functional mobility after arthroscopic rotator cuff repair. *Gait & Posture*, 107, 207-211.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpos.2023.10.005>
- Ford, M. P., Wagenaar, R. C., & Newell, K. M. (2007). Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & Posture*, 26(1), 135-141.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpos.2006.08.008>
- Gagne, E. S., & Schneider, R. L. (1993). The effect of upper extremity immobilization following surgical rotator cuff repair on balance in elderly individuals (Doctoral dissertation, Grand Valley State University).
<https://www.proquest.com/openview/f7238c090d97eff0c861580315be02bd/1?pq-origsite=gscholar&cbl=18750&diss=y>
- Grubhofer, F., Gerber, C., Meyer, D. C., Wieser, K., Ernstbrunner, L., Catanzaro, S., & Bouaicha, S. (2019). Compliance with wearing an abduction brace after arthroscopic rotator cuff repair: A prospective, sensor-controlled study. *Prosthetics and Orthotics International*, 43(4), 440-446.
<https://doi.org/10.1177/0309364619837794>

- G-walk user manual (2016). BTS Bioengineering Corp.
https://lnipe.edu.in/public_html/Lab%20Manual/Users%20Manual%20Sports%20Biomechanics%20Laboratory%20Equipment/s/G-WALK%20User%20Manual%20ENG%20v.7.0.0.pdf
- Hanada, E., & Kerrigan, D. C. (2001). Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(9), 1251-1254.
<https://doi.org/10.1053/apmr.2001.24902>
- Hatta, T., Yamamoto, N., Sano, H., & Itoi, E. (2017). Comfort and acceptability of various immobilization positions using a shoulder external rotation and abduction brace. *Journal of Orthopaedic Science*, 22(2), 285-288.
<https://doi.org/10.1016/j.jos.2016.10.010>
- Herr, H., & Popovic, M. (2008). Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 211(4), 467-481.
<https://doi.org/10.1242/jeb.008573>
- Hong, S. H., Jung, S. Y., Oh, H. K., Lee, S. H., & Woo, Y. K. (2020). Effects of the immobilization of the upper extremities on spatiotemporal gait parameters during walking in stroke patients: a preliminary study. *BioMed Research International*.
<https://doi.org/10.1155/2020/6157231>
- Kærgård, H., Larsen, T. K., Rasmussen, P. S., & Brøndum, L. (1984). Impairment of postural stability following perivascular axillary block with mepivacaine. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 28(5), 508-510.
<https://doi.org/10.1111/j.1399-6576.1984.tb02108.x>
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). Tests for length of hip flexor muscles. *Muscles: Testing and Function*. 4th ed. Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 27-68.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Elsevier Health Sciences.
https://scholar.google.com/scholar?hl=el&as_sdt=0%2C5&q=Kirtley%2C+C.+%282006%29.+Clinical+gait+analysis%3A+theory+and+practice.+Elsevier+Health+Sciences&btnG=
- Kuhtz-Buschbeck, J. P., & Jing, B. (2012). Activity of upper limb muscles during human walking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 199-206.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.014>
- Li, Y., Wang, W. E. I. J. I. E., Crompton, R. H., & Gunther, M. L. (2001). Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *Journal of Experimental Biology*, 204(1), 47-58.
<https://doi.org/10.1242/jeb.204.1.47>
- Lieberman, D., Bramble, D. M., Raichlen, D. A., & Whitcome, K. W. (2008). Functional, developmental, and morphological integration: the case of the head and forelimb in bipedal hominins. *American Journal of Physical*

- Anthropology*.
<https://doi.org/10.1002/ajpa.20806>
- Lui, D. F., Memon, A., Kwan, S., & Mullett, H. (2013). Computerized dynamic posturography analysis of balance in individuals with shoulder stabilization. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 39(6), 635-639.
<https://doi.org/10.1007/s00068-013-0309-z>
- Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). The how and why of arm swing during human walking. *Gait & Posture*, 38(4), 555-562.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.02.006>
- Morrey, B. F., Askew, L. J., & Chao, E. Y. (1981). A biomechanical study of functional elbow motion. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(6), 872-877.
https://journals.lww.com/jbjsjournal/abstract/1981/63060/a_biomechanical_study_of_normal_functional_elbow.2.aspx
- Nottrodt, J. W., & Manley, P. (1989). Acceptable loads and locomotor patterns selected in different carriage methods. *Ergonomics*, 32(8), 945-957.
<https://doi.org/10.1080/00140138908966856>
- Ohsato, Y. (1993). Relationships between trunk rotation and arm swing in human walking. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 67(5), 440-448.
<https://europepmc.org/article/mmed/8336064>
- Ortega, J. D., Fehlman, L. A., & Farley, C. T. (2008). Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3303-3308.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.06.039>
- Park, J. (2008). Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics*, 41(7), 1417-1426.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.02.031>
- Pontzer, H., Holloway 4th, J. H., Raichlen, D. A., & Lieberman, D. E. (2009). Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, 212(4), 523-534.
<https://doi.org/10.1242/jeb.024927>
- Potempa, K., Braun, L. T., Tinknell, T., & Popovich, J. (1996). Benefits of aerobic exercise after stroke. *Sports Medicine*, 21(5), 337-346.
<https://doi.org/10.2165/00007256-199621050-00003>
- Rickert, C., Grabowski, M., Gosheger, G., Schorn, D., Schneider, K. N., Klingebiel, S., & Liem, D. (2020). How shoulder immobilization influences daily physical activity—an accelerometer based preliminary study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 1-6.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32093681/>
- Ridgway, E., Valicenti-McDermott, M., Kornhaber, L., Kathirithamby, D. R., & Wieder, H. (2013). Effects from birth brachial plexus injury and postural control. *The Journal of Pediatrics*, 162(5), 1065-1067.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23394776/>
- Shibukawa, M., Sugitani, K., Hong, R., Kasamatsu, K., Suzuki, S., & Ninomija, S. P. (2001, October).

- The relationship between arm movement and walking stability in bipedal walking. In *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (Vol. 2, pp. 1139-1144)*. IEEE
<https://ieeexplore.ieee.org/document/1020392>
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed up & Go test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903. <https://doi.org/10.1093/ptj/80.9.896>
- Sonoda, Y., Nishioka, T., Nakajima, R., Imai, S., Vigers, P., & Kawasaki, T. (2018). Use of a shoulder abduction brace after arthroscopic rotator cuff repair: a study on gait performance and falls. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(2), 136-143.
- Souza, L., Lemos, T., Silva, D. C., De Oliveira, J. M., Guedes Correa, J. F., Tavares, P. L., Oliveira, L. A., Rodrigues, E. C., & Vargas, C. D. (2016). Balance impairments after brachial plexus injury as assessed through clinical and posturographic evaluation. *Frontiers in Human Neuroscience*, 9, 715. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00715>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age-and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-minute walk test, Berg Balance scale, Timed up & Go test, and gait speeds. *Physical Therapy*, 82(2), 128-137. <https://doi.org/10.1093/ptj/82.2.128>
- Sullivan L. G., Bailie, R., Weiss, N., & Miller, B. S. (2007). An evaluation of shoulder external rotation braces. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 23(2), 129-134. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.08.026>
- Topuz, S., Kirdi, E., Yalcin, A. I., Ulger, O., Keklice, H., & Sener, G. (2019). Effects of arm swing on spatiotemporal characteristics of gait in unilateral transhumeral amputees. *Gait & Posture*, 68, 95-100. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.010>
- Trehan, S. K., Wolff, A. L., Gibbons, M., Hillstrom, H. J., & Daluiski, A. (2015). The effect of simulated elbow contracture on temporal and distance gait parameters. *Gait & Posture*, 41(3), 791-794. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.02.010>
- Umberger, B. R. (2008). Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *Journal of Biomechanics*, 41(11), 2575-2580. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>
- Wagenaar, R. C., & Van Emmerik, R. E. (1994). Dynamics of pathological gait. *Human Movement Science*, 13(3-4), 441-471. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0167945794900493?via%3Dihub>
- Wagenaar, R. C., & Van Emmerik, R. E. A. (2000). Resonant frequencies

- of arms and legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*, 33(7), 853-861.
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00020-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00020-8)
- Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., & Dietz, V. (2001). Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities. *Experimental Brain Research*, 141(3), 375-379.
<https://doi.org/10.1007/s00221-0100875>
- Yavuzer, G., & Ergin, S. (2002). Effect of an arm immobilization on gait pattern in patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 960-963.
<https://doi.org/10.1053/apmr.2002.33098>
- Yizhar, Z., Boulos, S., Inbar, O., & Carmeli, E. (2009). The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32(2), 115-123.
<https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32830d3675>
- Zhang, X. A., Ye, M., & Wang, C. T. (2010). Effect of unilateral load carriage on postures and gait symmetry in ground reaction force during walking. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(3), 339-34.
<https://doi.org/10.1080/10255840903213445>
- Κέλλης, Ε. (2015). Βάδιση και Τρέξιμο [Κεφάλαιο]. Στο Κέλλης, Ε. 2015. Αθλητική εμβιομηχανική [Προπτυχιακό εγχειρίδιο]. Κάλλιππος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις.
https://hdl.handle.net/11419/4_952
- Τσιώκος, Ν., & Παπαδοπούλου, Ε., Περιπτωσιολογική έρευνα στην επίδραση της χρήσης προσθετικού μέλους στα κινηματικά χαρακτηριστικά της φόρας σε παραολυμπιακό αθλητή της κατηγορίας T47 του άλματος εις μήκος, 2017.
<https://pergamos.lib.uoa.gr/uoa/dl/frontend/el/browse/2061462#fields>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Έγκριση της επιτροπής βιοηθικής και δεοντολογίας

 ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΕΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ	ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗΣ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ-ΒΙΟΗΘΙΚΗΣ
Δόθηκε, Τρίτη, 17 Μαΐου 2023	
Αριθμός πρωτοκόλλου έγκρισης: 1525/17-05-2023	
Αγαπητέ κύριε Γιαννίτσου,	
Η εσωτερική Επιτροπή Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής της Σχολής Επιστημών Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού, στη συνεδρίασή της στις 17-05-2023 εξέτασε την αίτησή σας από 16-05-2023, με τίτλο "Η Επίδραση της αναπηλοποίησης του άνω άκρου σε διάφορους βίους στην καρροσία και στη βύσση σε αθλητές" και αποφάσισε ότι η μελέτη εγκρίνεται ως έχει.	
Ο αναπληρωτής της Επιτροπής	
Γρηγόρης Μπογδάνος,	
Καθηγητής ΣΕΦΑΑ, ΕΚΠΑ	

Έντυπο Συγκατάθεσης Συμμετεχόντων



**ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ
ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ**

Έντυπο Συγκατάθεσης Κατόπιν Ενημέρωσης

Καλείστε να συμμετέχετε σε μια έρευνα που διεξάγεται από τον μεταπτυχιακό φοιτητή της ΣΕΦΑΑ-ΕΚΠΑ Γιαννόπουλο Ιωάννη Εμμανουήλ στο πλαίσιο μεταπτυχιακής εργασίας του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών με τίτλο: **Η επίδραση της ακινητοποίησης άνω άκρου σε διάφορες θέσεις στην ισορροπία και στη βάδιση σε αθλητές.**

Πρέπει να είστε τουλάχιστον 18 χρονών για να συμμετέχετε στην έρευνα και η συμμετοχή σας είναι εθελοντική. Μπορείτε να αφιερώσετε όσο χρόνο χρειάζεστε για να διαβάσετε το Έντυπο Συγκατάθεσης Κατόπιν Ενημέρωσης και να συζητήσετε με την οικογένεια ή τους φίλους σας. Θα σας δοθεί αντίγραφο αυτού του εντύπου. Η ανάγνωση και υπογραφή του Εντύπου Συγκατάθεσης αναγκαία προϋπόθεση συμμετοχής στην παρούσα έρευνα. Μπορείτε ακόμα να ανακαλέσετε τη συγκατάθεσή σας ανά πάσα στιγμή.

Την ευθύνη εκτέλεσης και περάτωσης της εργασίας έχει ο Γιαννόπουλος Ιωάννης Εμμανουήλ. Η έρευνα γίνεται με την επίβλεψη του Χ. Γιαννακόπουλου, Επ. Καθηγητή ΣΕΦΑΑ-ΕΚΠΑ (6972099911, C.Yiannakopoulos@phed.uoa.gr).

Η ερευνητική πρόταση έχει εγκριθεί με την υπ' αριθμ 1525/17-05-2023 απόφαση της Επιτροπής Ερευνητικής Δεοντολογίας-Βιοηθικής του τμήματος.

ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Ο σκοπός της έρευνας είναι να διερευνήσει την επίδραση δύο θέσεων ακινητοποίησης άνω άκρου σε αθλητές, στην ισορροπία και την βάδιση τους με την χρήση συσκευής BTS G SENSOR η οποία διαθέτει 4 αισθητήρες αδρανείας.

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ

Αρχικά, θα μετρηθεί στους συμμετέχοντες το σωματικό βάρος και το ύψος τους. Θα καταγραφούν στο λογισμικό ανάλυσης τα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά για να είναι έτοιμοι για την συμμετοχή τους σε όλες τις δοκιμασίες. Στην συνέχεια θα πραγματοποιηθεί σύντομη προθέρμανση ήπιας έντασης και διάρκειας τριών λεπτών σε ηλεκτρικό διάδρομο και θα εκτελεστούν δυναμικές διατάσεις άνω και κάτω άκρων. Έπειτα θα γίνει η τοποθέτηση του αδρανειακού αισθητήρα ανάμεσα από τους σπόνδυλους I1-I2 για την δοκιμασία βάδισης +, και την δοκιμασία Turn και έπειτα στο ύψος του O2 σπονδύλου για την δοκιμασία Timed up and Go (TUG).

Οι συμμετέχοντες θα χρειαστεί να πραγματοποιήσουν κάθε δοκιμασία τρεις φορές. Μία με τα άνω άκρα ελεύθερα κατά την βάδιση, μία με το χέρι ακινητοποιημένο σε απλή

ανάρτηση και έσω στροφή και μια με το χέρι ακινητοποιημένο με απαγωγή 30 μοιρών με μαξιλάρι απαγωγής. Σε όλες τις περιπτώσεις το άκρο που θα είναι ακινητοποιημένο θα είναι το κυρίαρχο. Η διάρκεια της εξέτασης θα είναι 20 λεπτά, ενώ οι εξεταζόμενοι θα είναι παρόντες στον χώρο εξέτασης για συνολικό χρόνο περίπου 45 λεπτών. Η έρευνα θα πραγματοποιηθεί σε ειδικό χώρο στην ΣΕΦΑΑ- ΕΚΠΑ μετά από έγκριση και της Επιστημονικής Επιτροπής της Σχολής.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΟΙ ΚΙΝΔΥΝΟΙ

Δεν υπάρχουν προβλέψιμοι κίνδυνοι που να προκύπτουν από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα. Εάν αισθανθείτε δυσφορία κατά την συμμετοχή σας στην μελέτη καλείστε να ενημερώσετε άμεσα τους ερευνητές και η συμμετοχή σας θα διακοπεί. Αν και ιδιαιτέρως μη πιθανό, υπάρχει η πιθανότητα εμφάνισης ταχυκαρδίας, αισθήματος παλμών, αύξησης ή μείωσης της αρτηριακής πίεσης και του κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο, απώλειας αισθήσεων, καρδιακής ανακοπής, ισχαιμίας μυοκαρδίου, αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου, επιληψίας, μυοσκελετικών κακώσεων ακόμα και αιφνίδιος θάνατος.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΑ ΟΦΕΛΗ ΓΙΑ ΤΟΥΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΟΥΣ ΚΑΙ ΤΗΝ ΚΟΙΝΩΝΙΑ

Η μέτρηση των παραμέτρων της βάρδισης και της ισορροπίας κατά την ακινητοποίηση άνω άκρου σε δύο θέσεις είναι σημαντική στην αθλητική δραστηριότητα, σε μελέτες αθλητικής φυσιολογίας αλλά και ιατρικές μελέτες που έχουν να κάνουν με την αποκατάσταση. Ο εξεταζόμενος θα μπορεί να ενημερωθεί για την απόδοσή και τις παραμέτρους που τις επηρεάζουν. Σε περίπτωση που κατά τη διάρκεια της έρευνας προκύψουν ευρήματα που σας αφορούν και πιθανώς έχουν σημασία για την υγεία σας θα έχετε την δυνατότητα να ενημερωθείτε.

ΑΠΟΖΗΜΙΩΣΗ ΓΙΑ ΤΗ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ

Η έρευνα αυτή δεν λαμβάνει χρηματοδότηση από κανένα φορέα και θα δεν υπάρχει άμεσο ή έμμεσο οικονομικό όφελος από τη συμμετοχή σας στην παρούσα έρευνα. Η έρευνα πραγματοποιείται για καθαρά ερευνητικούς και εκπαιδευτικούς σκοπούς. Δεν υπάρχει άλλο όφελος για τους συμμετέχοντες πέραν της ικανοποίησης από τη συμμετοχή τους στο συγκεκριμένο επιστημονικό έργο. Η συμμετοχή είναι απολύτως εθελοντική. Με αυτή την ενημέρωσή σας αναγνωρίζετε ότι δεν θα έχετε άμεσο ή έμμεσο οικονομικό ή άλλο όφελος βραχυπρόθεσμα ή μακροπρόθεσμα.

ΕΝΔΕΧΟΜΕΝΗ ΣΥΓΚΡΟΥΣΗ ΣΥΜΦΕΡΟΝΤΩΝ

Κατά τη δήλωση των ερευνητών δεν υπάρχει σύγκρουση συμφερόντων από τη διεξαγωγή της παρούσας έρευνας.

ΕΜΠΙΣΤΕΥΤΙΚΟΤΗΤΑ

Δεν θα συλλεχθεί ή αποκτηθεί οποιαδήποτε πληροφορία οι οποία θα μπορούσε να σας ταυτοποιήσει. Οι πληροφορίες που θα μας δώσετε θα ανωνυμοποιηθούν /κωδικοποιηθούν με τέτοιο τρόπο ώστε να μην είναι δυνατόν να αποκαλυφθεί η ταυτότητά σας σε τρίτους. Όλες οι πληροφορίες θα παραμείνουν απόρρητες και θα αποκαλυφθούν μόνο με την άδειά σας. Τα δεδομένα φυλάσσονται σε ασφαλή χώρο με ευθύνη του ερευνητή. Σε περίπτωση φωτογράφισης ή βιντεοσκόπησης έχετε το δικαίωμα να αρνηθείτε οποιαδήποτε στιγμή. Σε περίπτωση που τα αποτελέσματα της έρευνας δημοσιευτούν ή παρουσιαστούν σε συνέδρια ή χρησιμοποιηθούν για διδακτικούς λόγους δεν θα συμπεριληφθούν πληροφορίες που θα

αποκαλύπτουν την ταυτότητά σας εκτός εάν σας ζητηθεί σε αυτή την περίπτωση έγγραφη συγκατάθεση. Σε περίπτωση που φωτογραφίες σας, βίντεο ή ακουστικές ηχογραφήσεις χρησιμοποιηθούν για εκπαιδευτικούς σκοπούς, η ταυτότητά σας θα προστατεύεται ή θα συγκαλύπτεται. Προκειμένου να διασφαλιστεί κατά το δυνατόν η τήρηση της εμπιστευτικότητας εκ μέρους όλων καλούμε να δεσμευτείτε α) ότι δεν θα αποκαλύψετε πληροφορίες που ήρθαν σε γνώση σας στο πλαίσιο της συγκεκριμένης έρευνας β) ακόμη κι αν κοινοποιήσετε ή χρησιμοποιήσετε πληροφορίες που ήρθαν σε γνώση σας στο πλαίσιο της συγκεκριμένης έρευνας δεν θα αναφέρετε ούτε το όνομα ούτε άλλα στοιχεία της ταυτότητας των άλλων εξεταζόμενων που συμμετείχαν στην έρευνα και γ) δεν θα αναφέρετε ότι λάβατε αυτές τις πληροφορίες κατά τη συμμετοχή σας στην εν λόγω έρευνα.

Όλοι οι συμμετέχοντες έχουν δυνατότητα ενημέρωσης, είτε ο καθένας για τον εαυτό του ή για τα γενικά αποτελέσματα, αν επιθυμούν. Σύμφωνα με το άρθρο 5 στοιχ. ε του Κανονισμού 2016/679 (GDPR), τα δεδομένα προσωπικού χαρακτήρα μπορούν να αποθηκεύονται για διάστημα μεγαλύτερο αυτού κατά το οποίο διεξάγεται η ερευνητική διαδικασία, εφόσον εφαρμόζονται τα κατάλληλα τεχνικά και οργανωτικά μέτρα που απαιτεί ο Κανονισμός 2016/679 (GDPR) για τη διασφάλιση των δικαιωμάτων και ελευθεριών του υποκειμένου (ή των υποκειμένων) των δεδομένων που έχουν συλλεχθεί στο πλαίσιο της έρευνας. Σε αυτήν τη βάση, τα δεδομένα της παρούσας έρευνας θα διατηρηθούν για τρία χρόνια μετά το πέρας αυτής. Επιπρόσθετα, όσον αφορά στην ανάγκη περαιτέρω (δευτερογενούς) επεξεργασίας των προσωπικών δεδομένων, σύμφωνα με το άρθρο 5 στοιχ. β του Κανονισμού 2016/679 (GDPR), για λόγους ερευνητικούς, η δευτερογενής επεξεργασία των προσωπικών δεδομένων θεωρείται συμβατή με τους αρχικούς σκοπούς της επεξεργασίας χωρίς να γίνεται λόγος περί της ανάγκης λήψης τεχνικών και οργανωτικών μέτρων. Κατά συνέπεια, τα προσωπικά δεδομένα της παρούσας έρευνας δύνανται να χρησιμοποιηθούν και από άλλες έρευνες που θα εγκριθούν αρμοδίως χωρίς να χρειαστεί να δοθεί εκ νέου η συγκατάθεση των συμμετεχόντων.

ΣΥΜΜΕΤΟΧΗ ΚΑΙ ΑΠΟΧΩΡΗΣΗ

Μπορείτε να επιλέξετε να συμμετέχετε ή όχι στην παρούσα έρευνα ή να αποχωρήσετε ανά πάσα στιγμή χωρίς αιτιολόγηση. Μπορείτε επίσης να αρνηθείτε να απαντήσετε σε οποιεσδήποτε ερωτήσεις δεν επιθυμείτε να απαντήσετε και να παραμείνετε στην έρευνα. Σε αυτή την περίπτωση μπορείτε να ζητήσετε να διαγραφούν τα δεδομένα και οι πληροφορίες που έχουν συλλεχθεί. Ο ερευνητής μπορεί να σας ζητήσει να αποσυρθείτε από την έρευνα αν ανακλύουν περιστάσεις που το απαιτούν. Η διάρκεια συμμετοχής στην έρευνα θα είναι περίπου 15-30 λεπτά.

ΔΙΚΑΙΩΜΑΤΑ ΤΩΝ ΣΥΜΜΕΤΕΧΟΝΤΩΝ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ

Μπορείτε να αποσύρετε τη συγκατάθεσή σας οποιαδήποτε στιγμή και να διακόψετε τη συμμετοχή σας χωρίς να υποστείτε καμία συνέπεια.

ΤΑΥΤΟΤΗΤΑ ΤΩΝ ΕΡΕΥΝΗΤΩΝ

Αν έχετε οποιεσδήποτε ερωτήσεις ή επιθυμείτε οποιαδήποτε πληροφορία σχετικά με την έρευνα, μη διστάσετε να επικοινωνήσετε με τους ερευνητές.

Δηλώνω ότι: α) διάβασα και κατανόησα το περιεχόμενο έρευνας με τίτλο **Η επίδραση της ακινητοποίησης άνω άκρου σε διάφορες θέσεις, στην ισορροπία και στη βάδιση σε αθλητές. Αξιοπιστία εξετάσεως-επανεξετάσεως** που διεξάγεται από επιστημονικό προσωπικό του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Αθηνών, β) μου δόθηκε το δικαίωμα να κάνω διευκρινιστικές ερωτήσεις, γ) μου δόθηκε το δικαίωμα να αποφασίσω αν θα συμμετάσχω ή όχι, δ) η συμμετοχή μου είναι εντελώς εθελοντική, ε) έχω δικαίωμα να διατηρήσω την ανωνυμία μου και στ) έχω δικαίωμα να διακόψω όποτε θελήσω, χωρίς να έχω την υποχρέωση να εξηγήσω τους λόγους για τους οποίους θα το κάνω.

Συγκατάθεση/Συναίνεση Συμμετέχοντα στην Έρευνα

Έχω διαβάσει τις παρεχόμενες πληροφορίες ή μου τις έχουν διαβάσει, είχα την ευκαιρία να κάνω ερωτήσεις σχετικά με το περιεχόμενο της ενημέρωσης και όλες οι ερωτήσεις μου απαντήθηκαν ικανοποιητικά. Θα μου δοθεί αντίγραφο του εντύπου συγκατάθεσης και ο ερευνητής θα φυλάξει ένα άλλο αντίγραφο στο αρχείο του. Συμφωνώ οικειοθελώς και δεν αναμένω οικονομικό ή άλλο όφελος να συμμετάσχω σε αυτή την μελέτη/έρευνα. Συμφωνώ να πραγματοποιηθεί βιντεοσκόπηση/φωτογράφιση/ηχογράφιση.

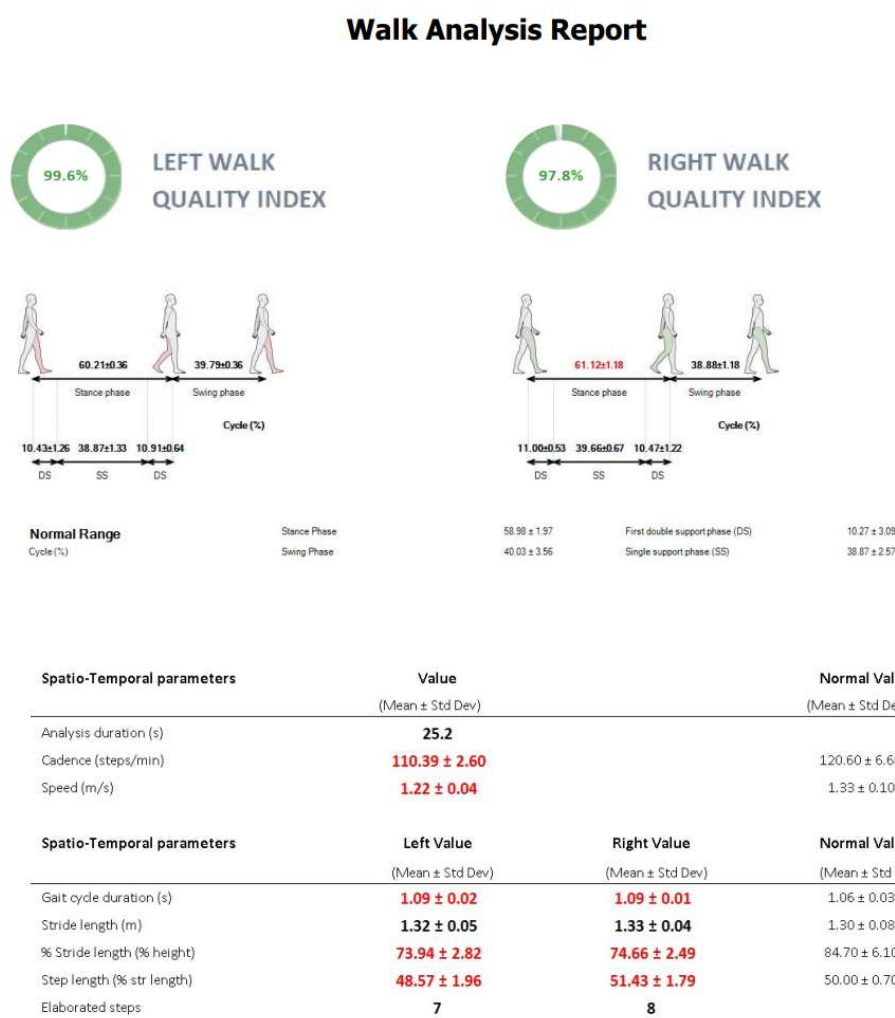
Ονοματεπώνυμο Εξεταζόμενου/ης	Ημερομηνία	Υπογραφή
-------------------------------	------------	----------

Δήλωση του Ερευνητή που Λαμβάνει τη Συγκατάθεσή του Συμμετέχοντα

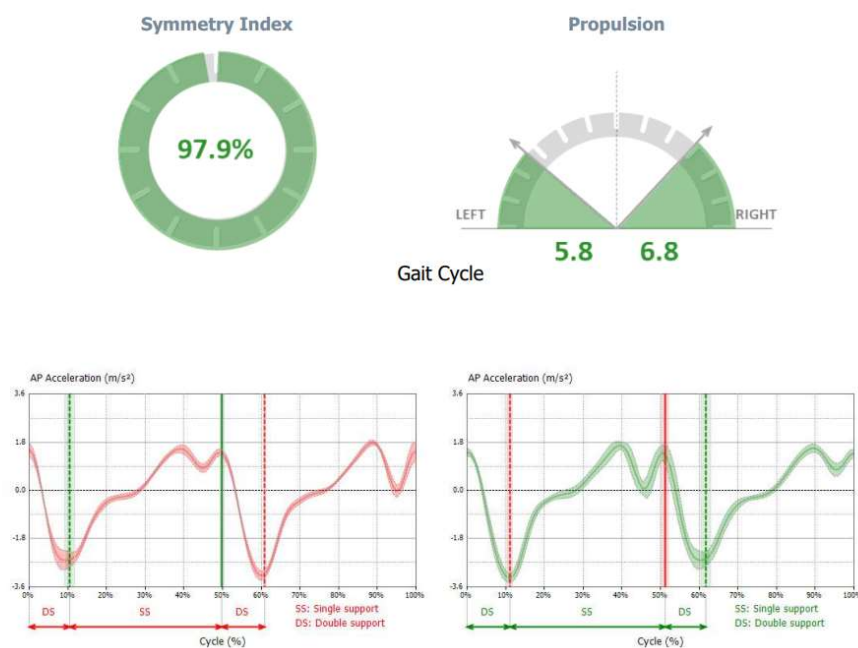
Έχω διαβάσει το έντυπο ενημέρωσης στον εθελοντή συμμετέχοντα/-ουσα, είμαι βέβαιος/η ότι έχει πλήρως κατανοήσει το ερευνητικό πρωτόκολλο, τα οφέλη και τους πιθανούς κινδύνους της μελέτης. Επιβεβαιώνω ότι δόθηκε στον συμμετέχοντα η ευκαιρία να υποβάλει ερωτήσεις σχετικά με τη μελέτη και ότι όλες οι ερωτήσεις που τέθηκαν έχουν απαντηθεί αναλυτικά και με τον καλύτερο δυνατό τρόπο χωρίς να υπάρξουν αμφιβολίες εκ μέρους του/της. Επιβεβαιώνω ότι ο συμμετέχων/- ούσα δεν έχει εξαναγκαστεί να δώσει τη συγκατάθεσή του/της η οποία δόθηκε ελεύθερα και οικειοθελώς. Ένα αντίγραφο του εντύπου συγκατάθεσης θα δοθεί στον συμμετέχοντα/-ουσα.

Ονοματεπώνυμο Ερευνητή		
------------------------	--	--

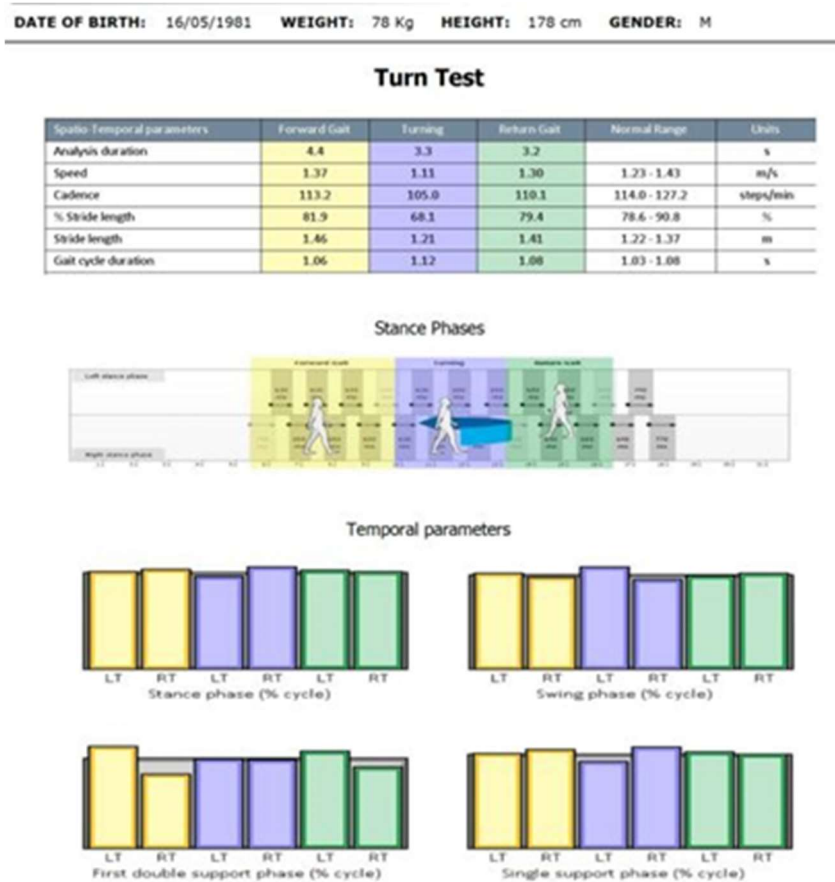
ΕΙΚΟΝΕΣ



Εικόνα 3.5.1. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων για διάφορες παραμέτρους και για κάθε πόδι που προκύπτουν από την δοκιμασία βάδισης +.



Εικόνα 3.5.2. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων για τη συμμετρία και την επιτάχυνση που προκύπτουν από την δοκιμασία βάδισης +.



Εικόνα 3.5.3. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων που προκύπτουν από την δοκιμασία στροφής.

Επίδραση ακινητοποίησης άνω άκρου σε διάφορες θέσεις: ισορροπία και βάρδιση σε αθλητές

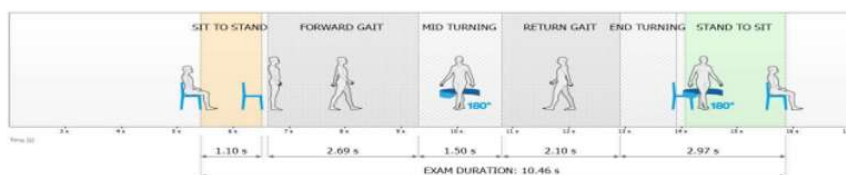
Analysis Report - Timed Up and Go

Parameters	Value	Units
Analysis Duration	10.46	s
Functional mobility skill	Independent	

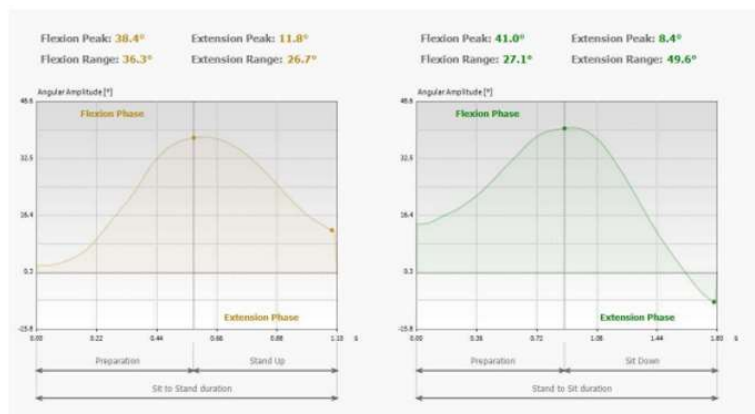
Parameters	Sit to Stand	Stand to Sit	Units
Phase Duration	1.10	1.80	s
Antero-Posterior Acceleration	6.1	1.9	m/s ²
Lateral Acceleration	1.5	3.4	m/s ²
Vertical Acceleration	6.1	6.1	m/s ²

Parameters	Mid Turning	End Turning	Units
Phase Duration	1.50	1.01	s
Maximum Rotation Speed	196.2	212.0	°/s
Average Rotation Speed	103.3	148.4	°/s

Test Phases



Trunk Flex-Extension



Εικόνα 3.5.4. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων που προκύπτουν από την δοκιμασία Timed up and Go (TUG).