



ΔΗΜΟΚΡΕΙΤΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΡΑΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ ΚΑΙ
ΕΡΓΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΔΙΪΔΡΥΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

“Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία”

του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής, Αθλητισμού και Εργοθεραπείας του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης και του Εθνικού Κέντρου Έρευνας Φυσικών Επιστημών «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» - Ινστιτούτο Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Σύγκριση ανόρθωσης από και επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με
αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.**

Χάιδω Κωστάκη [Α.Ε.Μ.12126]

Η παρούσα Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε στο Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής, Αθλητισμού και Εργοθεραπείας του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος στην “Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία” σε συνεργασία με Εθνικό Κέντρο Έρευνας Φυσικών Επιστημών «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» - Ινστιτούτο Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών

Επιβλέπων Καθηγητής: Νικόλαος Αγγελούσης, Καθηγητής Τ.Ε.Φ.Α.Α. – Δ.Π.Θ.

Κομοτηνή, 2025



ΔΗΜΟΚΡΕΙΤΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΡΑΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ ΚΑΙ
ΕΡΓΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΔΙΪΔΡΥΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

“Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία”

του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής, Αθλητισμού και Εργοθεραπείας του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης και του Εθνικού Κέντρου Έρευνας Φυσικών Επιστημών «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» - Ινστιτούτο Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Σύγκριση ανόρθωσης από και επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με
αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.**

Χάιδω Κωστάκη [Α.Ε.Μ.12126]

Η παρούσα Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία υποβλήθηκε στο Τμήμα Επιστήμης Φυσικής Αγωγής, Αθλητισμού και Εργοθεραπείας του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης για την απόκτηση Μεταπτυχιακού Διπλώματος στην “Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία” σε συνεργασία με Εθνικό Κέντρο Έρευνας Φυσικών Επιστημών «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» - Ινστιτούτο Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Επιβλέπων Καθηγητής: Νικόλαος Αγγελούσης, *Καθηγητής Τ.Ε.Φ.Α.Α. – Δ.Π.Θ.*

2ο Μέλος: Ερασμία Γιαννακού, *Επίκουρη Καθηγήτρια Τ.Ε.Φ.Α.Α. – Δ.Π.Θ.*

3ο Μέλος: Ασημένια Γιοφτσίδου, *Καθηγήτρια Τ.Ε.Φ.Α.Α. – Δ.Π.Θ.*

Κομοτηνή, 2025



**DEMOCRITUS UNIVERSITY OF THRACE
SCHOOL OF PHYSICAL EDUCATION AND SPORTS SCIENCE AND
OCCUPATIONAL THERAPY
DEPARTMENT OF PHYSICAL EDUCATION AND SPORTS SCIENCE**

INTERINSTITUTIONAL POSTGRADUATE PROGRAM OF POSTGRADUATE STUDIES

"Clinical Exercise and Applications of Technology in Health"

of the Department of Physical Education and Sport of the School of Physical Education, Sport Science and Ergotherapy of Democritus University of Thrace in collaboration with the National Center for Science Research "DEMOKRITOS" - The Institute of Informatics and Telecommunications (IIT)

MASTER DISSERTATION

**Comparison of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Movements in Individuals with
Stroke**

Chaido Kostaki [R.N. 12126]

A thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the Master's Degree in "Clinical Exercise and Applications of Technology in Health" of the Department of Physical Education Sport and Ergotherapy of the School of Physical Education, Sport Science and Ergotherapy of Democritus University of Thrace in collaboration with the National Center for Science Research "DEMOKRITOS" - The Institute of Informatics and Telecommunications (IIT)

COMMITTEE OF EXAMINERS

Supervisor: Nikolaos Aggelousis, Professor D.P.E.S.S. - DUTH

Member 2: Erasmia Giannakou, Assistant Professor D.P.E.S.S. - DUTH

Member 3: Asimena Gioftsidou, Professor, D.P.E.S.S. – D.U.T.H.

Komotini, 2025



Στον Κωνσταντίνο, την Αναστασία και την Αριάδνη



**© 2025 Διϊδρυματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών
«Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία»**

του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής Αθλητισμού και Εργοθεραπείας (Τ.Ε.Φ.Α.Α.) της Σχολής Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού και Εργοθεραπείας (Σ.Ε.Φ.Α.Α.) του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης (Δ.Π.Θ.) σε συνεργασία με το Εθνικό Κέντρο Έρευνας Φυσικών Επιστημών «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ» (Ε.ΚΕ.Φ.Ε. «ΔΗΜΟΚΡΙΤΟΣ») - Ινστιτούτο Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών.



ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους τους ανθρώπους που συνέβαλλαν, ο καθένας με τον τρόπο του, στην ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, και κατ' επέκταση στην ολοκλήρωση των σπουδών μου στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών Κλινική Άσκηση και Εφαρμογές της Τεχνολογίας στην Υγεία του Δημοκρίτειου Πανεπιστημίου Θράκης.

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου που στάθηκε δίπλα μου σε όλη την διάρκεια των σπουδών μου και με βοήθησε να ξεπεράσω όλες τις δυσκολίες και την κόυραση που πολλές φορές με κατέβαλλαν σωματικά και συναισθηματικά. Τους ευχαριστώ από τα βάθη της καρδιάς μου.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ στον επιβλέποντα καθηγητή της διπλωματικής μου εργασίας, κ. Αγγελούση Νικόλαο για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση αυτής της εργασίας.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ στην κ. Ερασμία Γιαννακού, Επίκουρη Καθηγήτρια του τμήματος και στον Γιώργο Γιαρματζή, μεταδιδακτορικό ερευνητή του Εργαστηρίου Εμβιομηχανικής, για την άριστη συνεργασία, την στήριξη, την υποστήριξη, την καθοδήγηση και την βοήθεια που απλόχερα μου πρόσφεραν σε όλη την διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας. Σας ευχαριστώ θερμά!



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Χάιδω Κωστάκη: Σύγκριση ανόρθωσης από και επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο

(Με την επίβλεψη του Καθηγητή κ. Νικόλαου Αγγελούση)

Σκοπός της μελέτης ήταν η εξέταση των διαφορών στο εύρος κίνησης και στις αρθρικές ροπές στην ανόρθωση από και επιστροφή στην καρέκλα για το παρρετικό και το μη-παρρετικό κάτω άκρο σε άτομα με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Συμμετείχαν συνολικά 8 ασθενείς (6 άνδρες) με ημιπληγία, που βρίσκονταν στην χρόνια φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (ηλικία: $60,75 \pm 6,88$ έτη, βάρος: $84,75 \pm 15,06$ κιλά και ύψος: $172,38 \pm 7,93$ εκ.). Σε κάθε εξεταζόμενο τοποθετήθηκαν ανακλαστήρες σε όλο το σώμα σύμφωνα με το πρωτόκολλο CGM 2.4 και τους ζητήθηκε να εκτελέσουν, από καθιστή θέση ανόρθωση (sit-to-stand), διατήρηση της όρθιας θέσης για διάστημα 3'' και επιστροφή στην καρέκλα (stand-to-sit). Κάθε εξεταζόμενος εκτέλεσε 5 συνεχόμενες προσπάθειες με 30'' διάλειμμα μεταξύ τους. Για την καταγραφή των κινητικών και κινηματικών χαρακτηριστικών χρησιμοποιήθηκαν 10 κάμερες υπερύθρων (100 fr/sec) και δύο δυναμοδάπεδα (1000 Hz). Για τον υπολογισμό του εύρους κίνησης και των αρθρικών ροπών των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής χρησιμοποιήθηκε η γλώσσα προγραμματισμού Python. Για τη σύγκριση του εύρους κίνησης και της μέγιστης ροπής μεταξύ των δύο συνθηκών (sit-to-stand και stand-to-sit), σε κάθε άρθρωση που εξετάστηκε, εφαρμόστηκε το μη παραμετρικό τεστ Wilcoxon για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο. Για τον έλεγχο των διαφορών στις κυματομορφές της ροπής των αρθρώσεων που εξετάστηκαν μεταξύ του παρρετικού και του μη παρρετικού κάτω άκρου εφαρμόστηκε ανάλυση t-test για ζευγαρωτές παρατηρήσεις μέσω του Statistical Parametric Mapping. Από τα αποτελέσματα της έρευνας διαπιστώθηκε ότι κατά την ανόρθωση από την καρέκλα παρουσιάστηκαν στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερες τιμές στο εύρος κίνησης και των τριών αρθρώσεων των κάτω άκρων ($p < 0.05$) σε σχέση με την επιστροφή στην καρέκλα, γεγονός που πιθανότατα οφείλεται στις αυξημένες μηχανικές απαιτήσεις της δεξιότητας. Επίσης, η μέγιστη ροπή ήταν μεγαλύτερη κατά την ανόρθωση σε σχέση με την επιστροφή στην καρέκλα κατά την έσω – έξω στροφή ισχίου και την ραχιαία πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής στο παρρετικό κάτω άκρο και



κατά την ραχιαία πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής και την κάμψη έκταση του γόνατος στο μη παρετικό κάτω άκρο. Τέλος, από την σύγκριση των κυματομορφών της ροπής διαπιστώθηκε ότι το μη παρετικό κάτω άκρο διαδραματίζει καθοριστικό ρόλο τόσο κατά την ανόρθωση όσο και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση.

Λέξεις - Κλειδιά: *εγκεφαλικό επεισόδιο, ημιπληγία, Sit-to-Stand, Stand-to-Sit, ροπή, κάτω άκρα, εύρος κίνηση*



ABSTRACT

Chaido Kostaki: Comparison of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Movements in Individuals with Stroke

(Under the supervision of Professor Nikolaos Aggelousis)

The objective of the present study was to examine the differences in range of motion (ROM) and joint moments between sit-to-stand and stand-to-sit for the paretic and non-paretic lower limb in individuals with hemiplegia following a stroke. A total of 8 patients (6 males) with hemiplegia in the chronic phase post-stroke participated in the study (age: 60.75 ± 6.88 years, weight: 84.75 ± 15.06 kg, height: 172.38 ± 7.93 cm). Full body reflective markers were placed according to the CGM 2.4 protocol and subjects were then instructed to perform a sit-to-stand, maintain an upright posture for 3 seconds, and return to a seated position (stand-to-sit). Each subject completed five consecutive trials with a 30-second interval between them. Kinematic and kinetic characteristics of the subjects were recorded using ten infrared cameras (100 fr/sec) and two force plates (1000 Hz). Custom Python scripts were developed to compute the range of motion and joint moments for the hip, knee, and ankle joints. To compare the ROM and peak joint moments between the two conditions (sit-to-stand and stand-to-sit), the non-parametric Wilcoxon test was applied for both the paretic and non-paretic lower limb. A paired t-test analysis was applied using Statistical Parametric Mapping in order to test for differences in the joint moment waveforms examined between the paretic and not-paretic lower limb. The results demonstrated significantly greater values in the ROM of all the lower limb joints ($p < 0.05$) during sit-to-stand compared to the stand-to-sit, likely due to the increased mechanical demands of the skill. Furthermore, an increased peak torque was observed during sit-to-stand compared to the stand-to-sit during hip internal-external rotation and ankle dorsiflexion-plantarflexion at the paretic lower limb, and during ankle dorsi-plantar flexion and knee flexion-extension at the non-paretic lower limb. Finally, the comparison of moment waveforms revealed that the non-paretic lower limb plays a crucial role during both sit-to-stand and stand-to-sit skills.



Keywords: *stroke, hemiplegia, Sit-to-Stand, Stand-to-Sit, torque, lower limbs, range of motion*



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	vi
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	vii
ABSTRACT.....	ix
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	xi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	xiii
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	16
Εγκεφαλικό Επεισόδιο	16
Επιπτώσεις του Εγκεφαλικού Επεισοδίου	17
Επιπολασμός του Εγκεφαλικού Επεισοδίου	18
Λειτουργικότητα μετά από το εγκεφαλικό επεισόδιο	18
Προσδιορισμός του προβλήματος	19
Σκοπός.....	20
Σημασία της έρευνας.....	20
Ερευνητικές Υποθέσεις.....	21
Οριοθετήσεις και Περιορισμοί.....	22
Συνομογραφίες	22
II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	23
Ανόρθωση από την καθιστή θέση σε υγιείς.....	23
Ανόρθωση από την καθιστή θέση σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο.....	25
Επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο.....	33
Διαφορές μεταξύ ανόρθωσης από και επιστροφής στην καθιστή θέση	35
Συμπεράσματα από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας	37



III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	38
Δείγμα.....	38
Πειραματική διαδικασία συλλογής δεδομένων	40
Επεξεργασία των δεδομένων.....	40
Στατιστική ανάλυση.....	42
VI. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	43
Εύρος κίνησης αρθρώσεων κάτω άκρων	43
Μέγιστη Ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων	48
V.ΣΥΖΗΤΗΣΗ	58
VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	62
VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	64



ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

- Γράφημα 1:** Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 43
- Γράφημα 2:** Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της απαγωγής/ προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 44
- Γράφημα 3:** Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 45
- Γράφημα 4:** Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 46
- Γράφημα 5:** Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 47
- Γράφημα 6:** Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. 48
- Γράφημα 7:** Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της απαγωγής/προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και



κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο..... 49

Γράφημα 8: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο..... 50

Γράφημα 9: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο..... 51

Γράφημα 10: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο..... 52

Γράφημα 11: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/έκτασης του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος..... 53

Γράφημα 12: Κυματομορφές της ροπής της απαγωγής/ προσαγωγής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος..... 54

Γράφημα 13: Κυματομορφές της ροπής της έσω/έξω στροφής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit).



Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος..... 55

Γράφημα 14: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης του γόνατος για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος..... 56

Γράφημα 15: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης του γόνατος για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος..... 57



I. Σύγκριση ανόρθωσης από και επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο

Εγκεφαλικό Επεισόδιο

Ο σύγχρονος ορισμός του εγκεφαλικού επεισοδίου, σύμφωνα με τις κατευθυντήριες οδηγίες της American Heart Association/American Stroke Association, το περιγράφει ως μια κατάσταση ταχείας απώλειας της εγκεφαλικής λειτουργίας λόγω διαταραχής στην αιμάτωση, η οποία επιβεβαιώνεται είτε κλινικά είτε μέσω νευροαπεικονιστικών δεδομένων, ανεξαρτήτως διάρκειας των συμπτωμάτων (Sacco et al., 2013).

Το εγκεφαλικό επεισόδιο διακρίνεται σε δύο κύριους τύπους, το ισχαιμικό και το αιμορραγικό. Τα ισχαιμικά αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια είναι περίπου επτά φορές συχνότερα από τα αιμορραγικά και αποτελούν το 87% των περιπτώσεων. Τα αιμορραγικά αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια προκαλούν συνήθως μεγαλύτερες επιπτώσεις από τα ισχαιμικά και είναι πιθανότερο να οδηγήσουν στο θάνατο.

Η ισχαιμία χαρακτηρίζεται από διακοπή της αιμάτωσης των ιστών του εγκεφάλου, που είναι δυνατόν να προκύψει από εμβολή ή από θρόμβωση. Η εμβολή είναι ένας θρόμβος που αναπτύσσεται σε κάποια άλλη θέση του σώματος, πιο συχνά στην καρδιά και κατόπιν ταξιδεύει μέσω της κυκλοφορίας του αίματος προς τον εγκέφαλο. Εάν ο θρόμβος φτάσει σε κάποιο εγκεφαλικό αγγείο που είναι πολύ στενό ενσφηνώνεται και εμποδίζει την κίνηση του αίματος. Η θρόμβωση είναι η απόφραξη μιας αρτηρίας λόγω ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας στο τοίχωμα του αγγείου που συνήθως αποτελείται από λιποκύτταρα και χοληστερόλη (Nichols -Larsen et al., 2017).

Αντίθετα, το αιμορραγικό αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο προκύπτει μετά από διαρροή ή ρήξη ενός αγγείου στον εγκέφαλο που προκαλεί αιμορραγία και συνήθως σχετίζεται με την μακροχρόνια μη ελεγχόμενη υπέρταση ή την εξασθένιση του αγγειακού τοιχώματος λόγω ανευρύσματος ή άλλης ανωμαλίας των αγγείων (Nichols -Larsen et al., 2017).



Επιπτώσεις του Εγκεφαλικού Επεισοδίου

Το είδος και η βαρύτητα των συμπτωμάτων που εμφανίζονται μετά από ένα αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο εξαρτάται κυρίως από τη θέση και τη διάρκεια της αρτηριακής απόφραξης για τα ισχαιμικά επεισόδια ή της θέση και το μέγεθος της αιμορραγίας στον εγκεφαλικό ιστό για τα αιμορραγικά. Κατά συνέπεια, όλα τα εγκεφαλικά επεισόδια είναι διαφορετικά και οι επιπτώσεις τους για κάποιους μπορεί να είναι σχετικά μικρές και να μην διαρκέσουν πολύ, ενώ για άλλους μπορεί να είναι ιδιαίτερα σημαντικές και να προκαλέσουν πιο σοβαρά και μακροπρόθεσμα προβλήματα.

Οι επιπτώσεις ενός αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου ποικίλουν, αλλά κάποια τυπικά συμπτώματα παρουσιάζονται ομαδοποιημένα παρακάτω:

- Κινητικές διαταραχές: μυϊκή αδυναμία, ημιπάρεση, ημιπληγία ή απώλεια συντονισμού και σπαστικότητα που εμφανίζονται συνήθως στη μια πλευρά του σώματος, κόπωση
- Αισθητηριακές διαταραχές: μουδιάσματα, πόνος, προβλήματα στην ιδιοδεκτικότητα ή απώλεια αισθητικότητας συνήθως στη μια πλευρά του σώματος
- Προβλήματα ισορροπίας: το εγκεφαλικό επεισόδιο μπορεί να επηρεάσει την παρεγκεφαλίδα ή άλλες περιοχές του εγκεφάλου που εμπλέκονται στον κινητικό έλεγχο που μπορεί να προκαλέσει προβλήματα κατά τη διατήρηση της όρθιας στάσης την ισορροπία ή τη βάρδιση.
- Δυσλειτουργία της γλώσσας: αφασία, δυσαρθρία, απραξία λόγου, αγραφία, δυσγραφία, δυσλεξία ή αλεξία
- Προβλήματα όρασης: απώλεια ή ελλείμματα στο οπτικό πεδίο όπως ομώνυμη ημιανοψία ή τεταρτοκυκλική ανοψία, διπλωπία, οπτική αγνωσία
- Γνωστικές επιδράσεις: προβλήματα στην λειτουργική ή επεισοδιακή μνήμη, προβλήματα στην ικανότητα συγκέντρωσης και στην εκτελεστική λειτουργία
- Συναισθηματικές διαταραχές: κατάθλιψη, άγχος, θυμός, συναισθηματική αστάθεια, απόγνωση, απογοήτευση
- Αλλαγές στην συμπεριφορά: απάθεια, επιθετικότητα, ανάρμοστη συμπεριφορά, αλλαγές της προσωπικότητας (Nichols -Larsen et al., 2017).



Επιπολασμός του Εγκεφαλικού Επεισοδίου

Το εγκεφαλικό είναι η δεύτερη κύρια αιτία θανάτου παγκοσμίως (Feigin et al., 2024) και προκαλεί τις περισσότερες παρατεταμένες αναπηρίες από οποιαδήποτε άλλη ασθένεια (Carlan L., 2006), με τη χρόνια αναπηρία να παραμένει έως και στο 50% των επιζώντων (Donkor, 2018). Σύμφωνα με το Global Burden of Disease Study 2021, το 2021 υπήρχαν 93,8 εκατομμύρια επιβιωσάντων από εγκεφαλικό επεισόδιο παγκοσμίως, 11,9 εκατομμύρια άνθρωποι παρουσίασαν εγκεφαλικό επεισόδιο κατά το συγκεκριμένο έτος και 7,9 εκατομμύρια άνθρωποι έχασαν την ζωή τους ως αποτέλεσμα των επιπτώσεων του εγκεφαλικού επεισοδίου (10,7% των συνολικών θανάτων). Αντίστοιχα, για την Ελλάδα περίπου 185.000 έχουν επιβιώσει από εγκεφαλικό επεισόδιο, ενώ τα νέα περιστατικά εγκεφαλικού επεισοδίου κατά το έτος 2001 έφτασαν τις 27.000 και οι θάνατοι ως απόρροια τους εγκεφαλικού τις 17.000 (Feigin et al., 2024).

Λειτουργικότητα μετά από το εγκεφαλικό επεισόδιο

Ως λειτουργική ικανότητα ορίζεται η ικανότητα του ατόμου να εκτελεί δραστηριότητες της καθημερινής ζωής, συμπεριλαμβανομένων των δραστηριοτήτων προσωπικής υγιεινής, ανεξάρτητα (Wurzinger, Abzhandadze, Rafsten & Sunnerhagen, 2021). Οι δραστηριότητες της καθημερινής ζωής είναι οι εργασίες και οι δραστηριότητες που εκτελούνται σε καθημερινή βάση. Μπορούν να ομαδοποιηθούν σε λειτουργικές δραστηριότητες της καθημερινής ζωής (π.χ. μετακίνηση, ψώνια, ανόρθωση από την καρέκλα) και στις προσωπικές δραστηριότητες της καθημερινής ζωής (π.χ. ντύσιμο, σίτιση) (Appelros, Nydevil & Terent, 2006).

Οι επιζώντες μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο εμφανίζουν μειωμένη λειτουργική ικανότητα ως απόρροια των νευρολογικών ελλειμμάτων και της αναπηρίας που αντιμετωπίζουν. Η πάρεση, η σπαστικότητα αλλά και η μυϊκή αδυναμία στους μύες των κάτω άκρων επηρεάζουν σημαντικά την καθημερινότητα των ατόμων μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, καθώς τους δυσκολεύουν στην πραγματοποίηση των καθημερινών δραστηριοτήτων. Μάλιστα, πολλές φορές επηρεάζουν και την ανεξαρτησία τους καθώς δεν μπορούν να τις εκτελέσουν χωρίς τη βοήθεια κάποιου φροντιστή (Kim et al., 2016). Περίπου το 35% των επιζώντων από εγκεφαλικό επεισόδιο παραμένει εξαρτημένο για την



εκτέλεση των καθημερινών του δραστηριοτήτων ακόμα και ένα χρόνο μετά από την εμφάνιση του εγκεφαλικού επεισοδίου (Wurzinger et al., 2021).

Προσδιορισμός του προβλήματος

Η ανόρθωση από και η επιστροφή στην καθιστή θέση είναι μια κίνηση που εκτελείται πολύ συχνά σε καθημερινή βάση και αποτελεί μια από τις βασικές δεξιότητες της καθημερινής ζωής. Μάλιστα, αποτελεί προϋπόθεση για την ανεξάρτητη κινητικότητα από την όρθια θέση (βάδιση, ανέβασμα σκάλας κλπ) (Lomaglio & Eng, 2005) και για την ανεξάρτητη εκτέλεση των καθημερινών δραστηριοτήτων (Zhan et al., 2023). Κατά συνέπεια παρόλο που η ανόρθωση από και η επιστροφή στην καθιστή θέση είναι πολύ απλές δεξιότητες για ένα υγιές άτομο, αποτελούν σημαντικό δείκτη της λειτουργικής ικανότητας για τα άτομα που αντιμετωπίζουν κινητικά προβλήματα (Rafi et al., 2019).

Η ανόρθωση από την καθιστή θέση είναι από εμβιομηχανικής άποψης η μεταβατική κίνηση από μια στατική θέση σε μια δυναμική θέση, όπως είναι η όρθια στάση. Κατά την μετάβαση αυτή το κέντρο μάζας του σώματος ανυψώνεται και η βάση στήριξης μειώνεται. Για την ολοκλήρωση με επιτυχία της δεξιότητας απαιτείται η συντονισμένη σύγκεντρη ενεργοποίηση των εκτεινόντων μυών των κάτω άκρων (Vander Linden, Brunt & McCulloch, 1994).

Αντίθετα, η επιστροφή στην καθιστή θέση είναι η μεταβατική κίνηση από μια υψηλή θέση με μικρή βάση στήριξης σε μια χαμηλή θέση με μεγάλη βάση στήριξης. Σε αυτή την περίπτωση ο ασθενής πρέπει να χαμηλώσει το κέντρο μάζας του σώματος του ελεγχόμενα ενεργοποιώντας έκκεντρα αυτή το φορά το μυϊκό σύστημα των κάτω άκρων.

Κατά συνέπεια για την εκτέλεση τόσο της ανόρθωσης από αλλά και της επιστροφής στην καρέκλα απαιτείται η ανάπτυξη μεγάλης αρθρικής ροπής αλλά και συντονισμένη ενεργοποίηση των μυών των κάτω άκρων. Επίσης, απαιτείται μεγάλη σε εύρος μετακίνηση του κέντρου μάζας στο οριζόντιο και τον κατακόρυφο άξονα αλλά και μεγάλη μετατόπιση του κέντρου πίεσης. Κατά συνέπεια ο έλεγχος της ισορροπίας είναι ιδιαίτερα σημαντικός ώστε η προβολή του κέντρου μάζας του σώματος να παραμείνει εντός των ορίων της βάσης στήριξης (Gross, Stevenson, Charette, Pyka & Marcus, 1998).

Οι επιπτώσεις ενός εγκεφαλικού επεισοδίου, όπως η πάρεση, η σπαστικότητα, η μυϊκή αδυναμία, τα προβλήματα αισθητικότητας αλλά και οι αντισταθμιστικές κινήσεις



που εκτελούνται για να επιτρέψουν στο σώμα να ολοκληρώσει τη δεξιότητα επηρεάζουν την εμβιομηχανική της εκτέλεσης και των δυο λειτουργικών δεξιοτήτων. Κατά συνέπεια, η διάρκεια της κίνησης αυξάνεται, η κίνηση του κέντρου μάζας τροποποιείται και το μη παρετικό κάτω άκρο δέχεται το μεγαλύτερο μέρος της φόρτισης (Chou et al., 2003). Αυτή η προσαρμογή του πρότυπου της κίνησης αυξάνει την πιθανότητα εμφάνισης πτώσεων κατά την εκτέλεση των δεξιοτήτων (Vander Linden et al., 1994).

Σκοπός

Σκοπός της μελέτης αυτής ήταν η εξέταση των διαφορών στο εύρος κίνησης και στις αρθρικές ροπές μεταξύ παρετικού και μη-παρετικού κάτω άκρου κατά την ανόρθωση από και επιστροφή στην καρέκλα σε ασθενείς με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Σημασία της έρευνας

Με τις νέες θεραπείες που έχουν εφαρμοστεί τα τελευταία 15-20 χρόνια στον δυτικό κόσμο για την φροντίδα του εγκεφαλικού, τα νέα διαγνωστικά εργαλεία και την εφαρμογή μονάδων εγκεφαλικού με διεπιστημονική αποκατάσταση να αποτελούν πλέον το χρυσό πρότυπο στην οξεία θεραπεία του εγκεφαλικού, παρατηρείται βελτίωση των δυνατοτήτων επιβίωσης και επανέναρξης της ζωής στο σπίτι. Ένα σημαντικό μέρος της αποτελεσματικότητας των μονάδων εγκεφαλικού επεισοδίου είναι η εστίαση στην έγκαιρη κινητοποίηση και αποκατάσταση, με εκπαίδευση προσανατολισμένη στην εργασία που περιλαμβάνει την εξάσκηση εργασιών της πραγματικής ζωής (όπως το περπάτημα ή η απάντηση σε ένα τηλέφωνο), με σκοπό την απόκτηση ή την εκ νέου απόκτηση μιας δεξιότητας, η οποία υποδηλώνει τη σημασία της άσκησης για την επίτευξη της βέλτιστης λειτουργικότητας. Η άσκηση προσανατολισμένη στην εργασία αποδεικνύεται ότι είναι πιο αποτελεσματική για την επίτευξη της βέλτιστης κινητικής λειτουργίας και ανεξαρτησίας σε δραστηριότητες στην οξεία αποκατάσταση.

Η ικανότητα εκτέλεσης της δεξιότητας μεταφοράς από την καθιστή στην όρθια θέση και αντίστροφα αποτελεί βασική προϋπόθεση για την αυτονομία στην καθημερινότητα των ατόμων. Στα άτομα που αντιμετωπίζουν κινητικά προβλήματα (όπως π.χ. η ημιπάρεση) μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο αυτή η δεξιότητα συνήθως



χαρακτηρίζεται λειτουργική ασυμμετρία, περιορισμένη σταθερότητα και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων.

Η παρούσα μελέτη θα μελετήσει τις πιθανές εμβιομηχανικές διαφορές μεταξύ των φάσεων της δεξιότητας αλλά και μεταξύ των δυο κάτω άκρων. Μέσω της εμβιομηχανικής ανάλυσης θα καταγραφούν όλα τα αντικειμενικά δεδομένα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση της λειτουργικής ικανότητας και στην αποκατάσταση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Τα ευρήματα της θα μας προσφέρουν αξιόπιστες και τεκμηριωμένες κατευθύνσεις για την δημιουργία στοχευμένων παρεμβάσεων αποκατάστασης.

Ερευνητικές Υποθέσεις

Οι μηδενικές υποθέσεις της παρούσας εργασίας ήταν:

- Δεν θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της ανόρθωσης από την καθιστή θέση (Sit-to-Stand) και της επιστροφής στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit) σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.
- Δεν θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη μέγιστη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-Stand) και της επιστροφής στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit) σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.
- Δεν θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της παρετικής και της μη παρετικής πλευράς κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.

Οι εναλλακτικές υποθέσεις της παρούσας εργασίας ήταν:

- Θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο εύρος κίνησης των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της ανόρθωσης από την καθιστή θέση (Sit-to-Stand) και της επιστροφής στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit) σε ασθενείς μετά



από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.

- Θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη μέγιστη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-Stand) και της επιστροφής στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit) σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.
- Θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της παρετικής και της μη παρετικής πλευράς κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο.

Οριοθετήσεις και Περιορισμοί

Οι οριοθετήσεις της παρούσας μελέτης ήταν οι εξής:

- *ως προς την επιλογή του δείγματος:* Στη μελέτη συμμετείχαν εθελοντικά άτομα που βρίσκονταν στην χρόνια φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο και παρουσίαζαν ημιπληγία. Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν ικανοί να εκτελούν καθημερινές κινήσεις ανεξάρτητα.

Συντομογραφίες

AEE	Αγγειακό Εγκεφαλικό Επεισόδιο
SitTS	Sit to Stand – Ανόρθωση από την καθιστή θέση
StandTS	Stand to Sit – Επιστροφή στην καθιστή θέση



II. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Η κίνηση της ανόρθωσης από καθιστή θέση είναι η δεύτερη πρώιμη διαδικασία μετακίνησης ενός βρέφους μετά το μπουσούλιμα (Pal & Pratihar, 2016). Κατά την διάρκεια της ζωής του ανθρώπου η ανόρθωση από και η επιστροφή σε καθιστή θέση είναι κινήσεις που εκτελούνται πολλές φορές σε καθημερινή βάση. Αποτελούν, δηλαδή, λειτουργικές κινήσεις εξαιρετικά σημαντικές για την εκτέλεση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής.

Καθώς οι άνθρωποι μεγαλώνουν, η ικανότητα να σηκώνονται από μια καρέκλα, γίνεται μια πιο απαιτητική λειτουργική καθημερινή εργασία. Στα πιο ευάλωτα άτομα, η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση είναι ένας σημαντικός δείκτης της καθημερινής λειτουργικής ανεξαρτησίας και κινητικότητας. Στους ηλικιωμένους, η αδυναμία εκτέλεσης αυτής της βασικής δεξιότητας μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένη λειτουργικότητα και κινητικότητα σε δραστηριότητες της καθημερινής ζωής, εξάρτηση από φροντιστή, ιδρυματοποίηση, ή ακόμη και στο θάνατο (Janssen Wim et al., 2002).

Μετά το εγκεφαλικό επεισόδιο, επίσης, οι ασθενείς μειώνουν την ικανότητα ισορροπίας, συμπεριλαμβανομένης της ασύμμετρης κατανομής του βάρους, της σταθερότητας της στάσης και της μείωσης των ορίων σταθερότητάς τους. Η ανεπαρκής ισορροπία έχει ως αποτέλεσμα μειωμένη λειτουργική ανεξαρτησία και αυξημένο κίνδυνο πτώσεων σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο (Sackley, 1991).

Ανόρθωση από την καθιστή θέση σε υγιείς

Κατά τη μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση παρατηρούνται χαρακτηριστικά πρότυπα γωνιακής μετατόπισης στα κάτω άκρα και στον κορμό. Η άρθρωση του ισχίου κάμπτεται κατά το πρώτο 40% της κίνησης και στη συνέχεια εκτείνεται ως την ολοκλήρωσή της. Η άρθρωση του γόνατος εκτείνεται σταδιακά καθ' όλη τη διάρκεια της κίνησης, ενώ στην ποδοκνημική άρθρωση καταγράφεται ραχιαία κάμψη περίπου έως το 20% του κύκλου της κίνησης, η οποία ακολουθείται από πελματιαία κάμψη (Boukadida et al., 2015)



Κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση, με τα πόδια παράλληλα, ο κορμός διατηρείται σε σχεδόν ουδέτερη θέση στο μετωπιαίο επίπεδο. Αντίθετα, σε περιπτώσεις ασύμμετρης τοποθέτησης των ποδιών, παρατηρείται πλάγια κλίση του κορμού προς την πλευρά του σκέλους που τοποθετείται πιο πίσω. Στο προσθιοπίσθιο επίπεδο, ο κορμός μετακινείται προς τα εμπρός κατά το αρχικό 53% της κίνησης, ακολουθεί κατακόρυφα για ανύψωση και στο τέλος ελαφριά κλίση προς τα πίσω για την επίτευξη της σταθερότητας κατά την όρθια στάση (Boukadida et al., 2015).

Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση απαιτεί συντονισμένο και δομημένο πρότυπο μυϊκής ενεργοποίησης των κάτω άκρων. Η κίνηση ξεκινά με ενεργοποίηση των πρόσθιων κνημιαίων μυών, οι οποίοι ενεργοποιούνται πρώτοι για τη σταθεροποίηση των ποδιών, πριν ξεκινήσει η μετατόπιση του σώματος προς τα εμπρός. Στη συνέχεια, ενεργοποιούνται οι εκτείνοντες του γόνατος και του ισχίου, οι οποίοι επιτυγχάνουν την μέγιστη ενεργοποίηση τους κατά την απομάκρυνση από την καρέκλα. Ο λαγονοψοϊτής συμβάλλει στην αρχική κάμψη του ισχίου, ενώ οι τετρακέφαλοι ως διαρθρικοί μύες την ενισχύουν, σταθεροποιώντας τα γόνατα και επιτρέποντας την έκτασή τους. Μετά την απομάκρυνση από την καρέκλα, οι οπίσθιοι μηριαίοι επιβραδύνουν την αρχική κάμψη του ισχίου, υποστηρίζοντας την έκτασή του ώστε να ξεκινήσει η τελική φάση της ανόρθωσης. Οι πρόσθιοι κνημιαίοι ρυθμίζουν την ισορροπία του σώματος, παράγοντας ροπή ραχιαίας κάμψης στην ποδοκνημική άρθρωση, με σκοπό να διατηρήσουν το κέντρο πίεσης σε οπίσθια θέση κάτω από τα πέλματα. Κατά την ολοκλήρωση της ανόρθωσης από την καθιστή θέση, οι γαστροκνήμιοι και οι υποκνημίδιοι μύες ενεργοποιούνται ώστε να ελέγξουν την τελική ευθυγράμμιση του σώματος και να διασφαλίσουν τη σταθερότητα κατά την όρθια στάση (Boukadida et al., 2015).

Η επιτυχής ολοκλήρωση της ανόρθωσης από την καθιστή θέση προϋποθέτει τη μεταφορά της προβολής του κέντρου μάζας του σώματος από μια ευρεία και σταθερή βάση στήριξης, κατά την καθιστή θέση, σε μια μικρότερη και λιγότερο σταθερή βάση, η οποία ορίζεται μόνο από τα πέλματα κατά την όρθια θέση. Για να επιτευχθεί αυτή η μεταφορά, το κέντρο μάζας πρέπει αρχικά να μετατοπιστεί προς τα εμπρός και στη συνέχεια να επιτύχει τη μέγιστη ταχύτητά του κατά την φάση προετοιμασίας. Μετά την απομάκρυνση από την καρέκλα, η μετατόπιση του κέντρου μάζας πραγματοποιείται



κυρίως στην κατακόρυφη κατεύθυνση, και συνεχίζει να επιταχύνεται μέχρι περίπου το μέσο της φάσης έκτασης. Ακολούθως, η ταχύτητα του κέντρου μάζας μειώνεται σταδιακά μέχρι να μηδενιστεί τη στιγμή που επιτυγχάνεται η όρθια θέση (Boukadida et al., 2015).

Πριν από την απομάκρυνση από την καρέκλα, οι υγιείς ενήλικες στηρίζουν περίπου το 85% του σωματικού τους βάρους κάτω από τους μηρούς και μόλις το 15% κάτω από τα πέλματα. Κατά τη διάρκεια της φάσης έκτασης, η φόρτιση στα πέλματα αυξάνεται σταδιακά στο 52% και φθάνει το 100% του σωματικού βάρους κατά την ολοκλήρωση της ανόρθωσης. Η κατανομή του φορτίου μεταξύ των δυο κάτω άκρων τείνει να είναι σχεδόν ισομερής, όταν τα πέλματα τοποθετούνται παράλληλα ή οι εξεταζόμενοι επιλέγουν μόνοι τους την κατάλληλη θέση (Boukadida et al., 2015). Ωστόσο, όταν το μη κυρίαρχο κάτω άκρο τοποθετείται εμπρός από το κυρίαρχο κάτω άκρο, η φόρτιση μετατοπίζεται προς το οπίσθιο (κυρίαρχο) κάτω άκρο, οδηγώντας σε ασύμμετρη κατανομή βάρους. Επιπλέον, όταν το κυρίαρχο κάτω άκρο τοποθετείται σε εκτεταμένη ή υπερυψωμένη θέση, οι κατακόρυφες και προσθιοπίσθιες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους μειώνονται, σε σύγκριση με το μη κυρίαρχο κάτω άκρο (Brunt et al., 2002). Συνεπώς, η οπίσθια τοποθέτηση του ποδιού ευνοεί την αύξηση της φόρτισης σε σχέση με πιο εκτεταμένες ή υπερυψωμένες θέσεις, γεγονός που ενισχύει τη σταθερότητα και τον έλεγχο κατά την ανόρθωση.

Ανόρθωση από την καθιστή θέση σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο

Τα άτομα που επιβιώνουν μετά από ένα εγκεφαλικό επεισόδιο χρειάζονται συνήθως περισσότερο χρόνο σε σχέση με τους υγιείς αντίστοιχης ηλικίας για να ολοκληρώσουν την δεξιότητα της ανόρθωσης από την καρέκλα (Chou et al., 2003; Furtado et al., 2018; Hesse Stefan et al., 1994). Ο επιπλέον χρόνος είναι περίπου εξίσου κατανομημένος στην αρχική κάμψη του κορμού μέχρι την μέγιστη κάμψη του πριν από την απομάκρυνση από την καρέκλα και μετά την απομάκρυνση από την καρέκλα στη φάση από την μέγιστη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής μέχρι την πλήρη έκταση της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου. Κατά συνέπεια η αργή εκτέλεση είναι αποτέλεσμα κυρίως του χρόνου που χάνεται στην αρχή της κίνησης (Mao et al., 2018).

Μάλιστα, η συνολική διάρκεια εκτέλεσης της δεξιότητας εξαρτάται από την κινητικότητα (Furtado et al., 2018) και τη λειτουργική ικανότητα του ασθενούς (μικρή



λειτουργική ικανότητα – μεγάλη διάρκεια εκτέλεσης) (Pinheiro et al., 2014). Για αυτό και κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο η βελτίωση στην εκτέλεση της δεξιότητας ανόρθωσης από την καθιστή θέση αποδίδεται κυρίως στην βελτίωση της ταχύτητας της κίνησης και όχι της γωνιακής μετατόπισης. Η μέγιστη γωνιακή ταχύτητα στις αρθρώσεις των κάτω άκρων αυξάνεται σημαντικά αλλά και η μορφή της κυματομορφής της γωνιακής ταχύτητας των εμπλεκόμενων αρθρώσεων αλλάζει και μοιάζει περισσότερο με αυτή των υγείων (Ada & Westwood, 1992).

Το εύρος της επιτάχυνσης στον προσθιο-πίσθιο, τον πλάγιο και τον κατακόρυφο άξονα είναι σημαντικά περιορισμένο κατά την ανόρθωση από καθιστή θέση στα άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο σε σύγκριση με τα υγιή άτομα. Επιπρόσθετα, το εύρος της επιτάχυνσης στον πλάγιο άξονα διαφέρει σημαντικά μεταξύ των υγίων και των ατόμων που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο κατά τη διάρκεια της μετάβασης από καθιστή σε όρθια θέση (Mohammadi & Mirshoja, 2018). Η μεταβολή στα χρονικά χαρακτηριστικά της κίνησης πιθανότατα είναι αποτέλεσμα της μειωμένης ικανότητας παραγωγής ροπής των καμπτήρων μυών του κορμού και στον μειωμένο έλεγχο του κορμού (Zhan et al., 2023).

Τα άτομα που βρίσκονται στην υποξεία φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο εμφανίζουν μειωμένη μέγιστη γωνία κάμψης του ισχίου κατά την αρχική πρόσθια κλίση του κορμού προς τα εμπρός σε σύγκριση με τα υγιή άτομα. Αυτό αποδεικνύει ότι η απομάκρυνση από την καρέκλα γίνεται πριν καταφέρουν οι ασθενείς να επιτύχουν επαρκή κλίση του κορμού προς τα εμπρός. Το στοιχείο αυτό ίσως εξηγεί τη δυσκολία που αντιμετωπίζουν οι ασθενείς κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση καθώς και την αυξημένη πιθανότητα πτώσης κατά την εκτέλεση της εν λόγω δεξιότητας (Mao et al., 2018). Επίσης, οι υγιείς επιλέγουν να μετατοπίζουν προς τα πίσω το κέντρο μάζας του σώματός τους λίγο πριν τη απομάκρυνση από την καρέκλα διευκολύνοντας την εκκίνηση της ανόρθωσης, στοιχείο που δεν απαντάται στα ημιπληγικά άτομα, καθώς η προβολή του κέντρου μάζας παραμένει εντός της βάσης στήριξης, συνοδευόμενο από πλάγια μετατόπιση προς την υγιή πλευρά (Hesse et al., 1994).

Παρατηρείται επίσης ότι η άρθρωση του γόνατος στο παρετικό κάτω άκρο στην όρθια στάση κατά την ολοκλήρωση της ανόρθωσης από καθιστή θέση παρουσιάζει σχεδόν πλήρη έκταση, ενώ στο μη παρετικό κάτω άκρο υπάρχει μια ελαφριά κάμψη, πιθανότητα



για τη διατήρηση της σταθερότητας. Αντίθετα, η άρθρωση του ισχίου παραμένει σε μικρή κάμψη κατά την τελική φάση της δεξιότητας (Mao et al., 2018).

Η χρονική στιγμή της επίτευξης της μέγιστης ροπής της άρθρωσης του γόνατος καθυστερεί αρκετά στα άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο σε σύγκριση με τα υγιή άτομα κατά τη φάση της απότομης έκτασης της άρθρωσης του γόνατος (Mao et al., 2018). Επειδή η μέγιστη ροπή που παράγεται στην άρθρωση του γόνατος είναι πολύ μικρότερη στους ασθενείς σε σχέση με τους υγιείς χρειάζεται περισσότερος χρόνος για να διατηρήσουν την ισορροπία τους και να ολοκληρώσουν την έκταση της άρθρωσης του γόνατος.

Τα υγιή άτομα προσπαθούν να εκμεταλλευτούν στο έπακρο την κινητική ενέργεια που παράγεται από την κίνηση του κορμού προς τα εμπρός εκτελώντας την κίνηση με ροή και γρήγορα. Οι ασθενείς με εγκεφαλικό όμως δεν μπορούν να το πετύχουν αυτό καθώς υπολείπονται της μυϊκής δύναμης που απαιτείται για να αναπτύξουν αλλά και να ελέγξουν την απαιτούμενη ορμή (Zhan et al., 2023b). Μάλιστα, υπάρχει ισχυρή συσχέτιση ανάμεσα στην δύναμη των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και στην απόδοση κατά την εκτέλεση της ανόρθωσης από την καθιστή θέση (Lomaglio & Eng, 2005).

Στην άρθρωση του γόνατος, η ροπή των εκτεινόντων μυών είναι χαμηλότερη στην παρετική πλευρά κατά τη διάρκεια της ανόρθωσης από καθιστή θέση. Ωστόσο, η μυϊκή ροπή στην άρθρωση του ισχίου αυτών των ασθενών δεν παρουσίασε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο κάτω άκρων. Υπάρχει επίσης ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της ασυμμετρίας στη ροπή των εκτεινόντων μυών του γόνατος και της ισχύος, στοιχείο όμως που δεν παρατηρείται στην άρθρωση του ισχίου (Mohammadi & Mirshoja, 2018).

Επιπρόσθετα, τα άτομα με ημιπάρεση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο συχνά παρουσιάζουν ελλείμματα συντονισμού μεταξύ της άρθρωσης του ισχίου και του γόνατος. Κατά συνέπεια, συνήθως ολοκληρώνεται η έκταση της άρθρωσης του γόνατος στο τέλος της ανόρθωσης από την καθιστή θέση ενώ η άρθρωση του ισχίου εξακολουθεί να εκτείνεται. Επίσης, διαπιστώνεται ότι η μέγιστη ροπής κάμψης του ισχίου είναι συγχρονισμένη με την μέγιστη ροπή έκτασης της άρθρωσης του γόνατος μόνο στο μη παρετικό κάτω άκρο (Mao et al., 2018). Τα συνεργικά πρότυπα των κάτω άκρων διαφέρουν σημαντικά κατά την εκτέλεση της δεξιότητας με αυτά των υγιών υποδεικνύοντας αλλαγές στις στρατηγικές κινητικού ελέγχου των επιβιωσάντων από οξύ



εγκεφαλικό επεισόδιο (Hidler et al., 2007). Όσο βελτιώνεται η εκτέλεση της δεξιότητας παρατηρείται και αλλαγή στον συντονισμό ανάμεσα στις αρθρώσεις του γόνατος και του ισχίου (Ada & Westwood, 1992).

Η απόδοση στην εκτέλεση της ανόρθωσης από την καρέκλα στα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο εξαρτάται αρκετά από τις αλλαγές στα κινηματικά χαρακτηριστικά του κορμού που σχετίζονται με τη χαμηλότερη ικανότητα παραγωγής και μετάδοσης της ροπής κάμψης του κορμού. Σε αντίθεση με τα υγιή άτομα, που παρουσιάζουν σχεδόν ουδέτερη θέση κορμού στο μετωπιαίο επίπεδο, τα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο παρουσιάζουν κλίση του κορμού προς την λιγότερο επηρεασμένη πλευρά κατά τη διάρκεια της ανόδου από την καθιστή θέση (ακόμα και πριν γίνει η απομάκρυνση από την καρέκλα). Αυτή η μετατόπιση του κορμού, που κατά μέσο όρο είναι περίπου 12° , παρατηρείται ακόμη και πριν από την απομάκρυνση από την καρέκλα και είναι περίπου 6 φορές μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των υγιών (2°). Ωστόσο, τοποθετώντας το παρετικό κάτω άκρο πίσω από το μη παρετικό, μπορεί να επιτευχθεί διόρθωση της κλίσης του κορμού ((Boukadida et al., 2015). Επιπλέον, παρατηρείται και πλάγια κλίση της πυέλου προς την πλευρά του μη παρετικού κάτω άκρου (Kilinc et al., 2023).

Επίσης, στην αρχική φάση της κίνησης παρατηρείται μικρότερη πρόσθια κλίση της λεκάνης στα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο σε σχέση με τους υγιείς (Onursal Kilinc et al., 2023). Όταν τα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο πραγματοποιούν πρόσθια κλίση του κορμού ενώ βρίσκονται σε καθιστή θέση, πραγματοποιούν μικρότερη μετατόπιση του κέντρου πίεσης σε σύγκριση με υγιή άτομα, παρά το παρόμοιο πλάτος κίνησης του κορμού, πιθανότατα γιατί η πρόσθια κλίση του κορμού επιτυγχάνεται κυρίως μέσω της κάμψης του άνω μέρος του κορμού και λιγότερο μέσω της πρόσθιας κλίσης της λεκάνης (Boukadida et al., 2015). Μάλιστα, έχει παρατηρηθεί ότι η γωνία της πρόσθιας κλίσης της πυέλου είναι μικρότερη στους ασθενείς που δεν μπορούν να εκτελέσουν ανόρθωση από την καθιστή θέση σε σχέση με αυτούς που μπορούν (Mohammadi & Mirshoja, 2018). Επίσης, για να καταφέρουν να σηκωθούν αρκετοί ασθενείς επιλέγουν κατά την έναρξη της κίνησης να πραγματοποιούν κλίση του κορμού προς τα πίσω προσπαθώντας να δημιουργήσουν μια αντίρροπη κίνηση για να αντισταθμίσουν πιθανότατα την αδυναμία των μυών του κορμού (Zhan et al., 2023).



Μυϊκή δραστηριότητα

Οι μύες αρχίζουν την ενεργοποίηση τους πριν την ανόρθωση από την καθιστή θέση και φτάνουν στη μέγιστη ηλεκτρομυογραφική τους δραστηριότητα μετά την απομάκρυνσή τους από την καρέκλα.

Οι μύες των οπίσθιων μηριαίων δείχνουν ταχύτερη και μεγαλύτερη δράση στην μη παρετική πλευρά σε σχέση με την παρετική πλευρά, και επιπλέον, περισσότερη ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα παρουσιάζεται στον πρόσθιο κνημιαίο, τον υποκνημίδιο και τον τετρακέφαλο μυ σε σύγκριση με το παρετικό κάτω άκρο (Prudente et al., 2013). Η έναρξη της δραστηριότητας σε όλους τους μυς των κάτω άκρων της μη παρετικής πλευράς είναι παρόμοια. Αντίθετα, στην παρετική πλευρά ο πρόσθιος κνημιαίος μυς ενεργοποιείται νωρίτερα από τους οπίσθιους μηριαίους και τους πελματιαίους καμπήρες της ποδοκνημικής. Κατά συνέπεια, η δραστηριότητα και ο συντονισμός των μυών και στα δυο κάτω άκρων είναι επηρεασμένη, με την παρετική πλευρά να εμφανίζει τη μεγαλύτερη διαταραχή. Επίσης, η ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των εγκάρσιων και πλάγιων κοιλιακών μυών της παρετικής πλευράς, παρουσιάζει καθυστέρηση στην ενεργοποίηση κατά την ανόρθωση από καθιστή θέση (Mohammadi & Mirshoja, 2018).

Κατά τη χρόνια φάση του εγκεφαλικού επεισοδίου, παρατηρείται εξασθένηση της μυϊκής δραστηριότητας του πρόσθιου κνημιαίου μυ, του υποκνημιδίου και του τετρακέφαλου μυ στο παρετικό κάτω άκρο σε σύγκριση με το μη παρετικό κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση. Ωστόσο, όταν το μη παρετικό κάτω άκρο τοποθετείται σε θέση έκτασης, η μυϊκή δραστηριότητα βελτιώνεται κατά περίπου 30% για τον πρόσθιο κνημιαίο μυ και κατά 35% για τον τετρακέφαλο μυ. Η ίδια πρόοδος παρατηρείται όταν το μη παρετικό κάτω άκρο τοποθετείται σε ανυψωμένη θέση, με 50% και 40% αύξηση στην μυϊκή δραστηριότητα για τον πρόσθιο κνημιαίο και τον τετρακέφαλο αντίστοιχα. Φαίνεται, πως αυτές οι δύο διαφορετικές θέσεις των ποδιών είναι πιο ευνοϊκές για την κανονικοποίηση της ενεργοποίησης των μυών στο παρετικό κάτω άκρο (Boukadida et al., 2015).

Επίσης, τα άτομα που βρίσκονται στη χρόνια φάση μετά από μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο παρουσιάζουν καθυστερημένη ενεργοποίηση των μυών του παρετικού κάτω



άκρου σε σχέση με τα υγιή άτομα κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση. Μάλιστα, η έναρξη της ενεργοποίησης του πρόσθιου κνημιαίου μυ εμφανίζεται περίπου στο 12,5% της κίνησης στα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, ενώ στους υγιείς περίπου στο 6% της κίνησης. Επίσης, παρατηρείται σχεδόν ταυτόχρονη χρονικά ενεργοποίηση των μυών του τετρακέφαλου, των οπίσθιων μηριαίων και των υποκνημίδιων μυών.

Σε αντίθεση με τους υγιείς, ο υποκνημίδιος μυς ενεργοποιείται πριν από την απομάκρυνση από την καρέκλα, γεγονός θα πιθανότατα σχετίζεται με την σπαστικότητα και την αδυναμία που παρουσιάζει ο συγκεκριμένος μυς στο παρετικό κάτω άκρο (Boukadida et al., 2015). Η πρόωρη ενεργοποίηση του πελματικού και η καθυστερημένη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου στο παρετικό κάτω άκρο αυξάνει την ακαμψία του αστραγάλου, οδηγώντας σε μεγαλύτερη αστάθεια και κίνδυνο πτώσεων. Επιπλέον, σύμφωνα με το φαινόμενο της μη χρήσης του παρετικού κάτω άκρου, παρατηρείται καθυστέρηση στην ενεργοποίηση και τον χρόνο εμφάνισης της μέγιστης δραστηριότητας του μείζονα γλουτιαίου και του μέσου γλουτιαίου (Kilincer et al., 2023).

Αν και η αναπηρία είναι πιο έντονη στην παρετική πλευρά, η μυϊκή ενεργοποίηση στην μη παρετική πλευρά παρουσιάζει επίσης τροποποιημένα (ανταγωνιστικά) πρότυπα νευρομυϊκής ενεργοποίησης. Παρατηρείται επίσης αλλαγή στην μυϊκή ενεργοποίηση με υψηλή ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα να παρουσιάζεται στον πρόσθιο κνημιαίο μυ, στον τετρακέφαλο μυ και στον υποκνημίδιο μυ καθώς και πρόωμη ενεργοποίηση των οπίσθιων μηριαίων. Αυτές οι αλλαγές συμβαίνουν πιθανώς για να αντισταθμίσουν την αδυναμία του παρετικού κάτω άκρου και μπορεί να σχετίζονται με την αυξημένη στήριξη στο μη παρετικό κάτω άκρο (Boukadida et al., 2015).

Ο πρόσθιος κνημιαίος είναι ο μυς που ενεργοποιείται πρώτος σε σειρά κατά την ανόρθωση από καθιστή θέση πιθανότατα για να αντισταθμίσει την καθυστερημένη ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών καθώς έχει παρατηρηθεί ότι στην παρετική πλευρά η ενεργοποίηση του ιεροποτιαίου μυ είναι μικρότερη και η δραστηριότητα του γαστροκνημίου μεγαλύτερη. Επίσης, πιθανότητα ενεργοποιείται για να σταθεροποιήσει αρχικά τα πέλματα στο έδαφος κατά την κάμψη του κορμού, αλλά και αργότερα για να ελέγξει έκκεντρα την κίνηση του σώματος προς τα εμπρός κατά την έκταση του (Lomaglio & Eng, 2005). Μάλιστα, στο παρετικό κάτω άκρο η ενεργοποίηση πραγματοποιείται νωρίτερα σε σχέση με το μη παρετικό κάτω άκρο, αλλά όχι στατιστικά σημαντικά. Παρόλα



αυτά το στοιχείο αυτό μπορεί να υποδεικνύει ότι η πρώιμη ενεργοποίηση του πρόσθιου κνημιαίου στο επηρεασμένο κάτω άκρο μπορεί να οδηγήσει σε πρώιμη κόπωση και κατά συνέπεια δυσκολία στην ολοκλήρωση της ανόρθωσης (Antiya & Ganvir, 2018).

Σε σύγκριση με τα υγιή άτομα, τα άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο ενεργοποιούν τις ανταγωνιστικές μυϊκές ομάδες σημαντικά περισσότερο, στοιχείο που υποδεικνύει ότι οι ελλείψεις στην ροπή των αρθρώσεων μπορεί να οφείλονται τουλάχιστον μερικώς σε συν-σύσπαση των ανταγωνιστικών μυών. Κατά συνέπεια, βασικός παράγοντας της κινητικής αναπηρίας του κάτω άκρου στην οξεία ημιπληγία είναι η κακή ικανότητα παραγωγής ροπής εκούσιας πράξης, η οποία οφείλεται τουλάχιστον μερικώς σε συν-σύσπαση των ανταγωνιστικών μυών (Hidler et al., 2007).

Όσον αφορά τη στάση του σώματος, στα άτομα που παρουσιάζουν ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, παρατηρείται πλάγια απόκλιση του κέντρου μάζας (πιθανότητα λόγω πλάγιας κάμψης του κορμού στο μετωπιαίο επίπεδο) προς τη μη παρετική πλευρά κατά 78% περισσότερο πριν από την απομάκρυνση από την καθιστή θέση και 50% περισσότερο μετά την απομάκρυνση από την καθιστή θέση σε σύγκριση με τους υγιείς. Επίσης, τα άτομα με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο εμφανίζουν κακή δυναμική σταθερότητα κατά τη διάρκεια της ανόρθωσης από την καθιστή θέση, στοιχείο που σχετίζεται κυρίως με την κινητική δυσλειτουργία του παρετικού κάτω άκρου και σε μικρότερο βαθμό με τη δύναμη των μυών του κορμού και το επίπεδο της σπαστικότητας (Boukadida et al., 2015).

Παρομοίως, τα ημιπληγικά άτομα που έχουν υποστεί μία ή περισσότερες πτώσεις παρουσιάζουν σημαντικά αυξημένη ταλάντωση του κέντρου πίεσης τόσο στο προσθιοπίσθιο όσο και στο μετωπιαίο επίπεδο σε σχέση με τα άτομα που δεν είχαν υποστεί ποτέ πτώση. Για να περιορίσουν τον κίνδυνο πτώσης, υιοθετούν αντισταθμιστικές στρατηγικές, όπως η υπέρμετρη πρόσθια προβολή του κέντρου μάζας του σώματος πριν από την ανόρθωση από την καρέκλα. Αυτή η στρατηγική επιτρέπει την σύγκλιση της προβολής του κέντρου μάζας του σώματος με το κέντρο πίεσης και κατά συνέπεια μπορεί να προκαλέσει μικρή πρόσθια μετατόπιση κατά τη διάρκεια της φάσης ανύψωσης και καλύτερη σταθερότητα κατά τη στάση (Boukadida et al., 2015).

Οι ημιπληγικοί ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο επιλέγουν να στηρίζουν λιγότερο μέρος του βάρους τους στο προσβεβλημένο κάτω άκρο κατά τη διάρκεια της



ανόρθωσης από την καθιστή θέση (Boukadida et al., 2015; Hesse Stefan et al., 1994; Mao et al., 2018; Zhan et al., 2023). Τα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο στηρίζουν περίπου το 38% του βάρους του σώματος στο παρετικό κάτω άκρο ενώ στα υγιή η κατανομή του βάρους του σώματος είναι σχεδόν ισομερής (Chou et al., 2003). Δεν είναι κατανοητό γιατί υιοθετείται αυθόρμητα αυτό το ασύμμετρο μοτίβο, αλλά πιθανότατα αντιπροσωπεύει την καλύτερη συμβιβαστική λύση όσον αφορά τη μείωση του επιπέδου μυϊκής καταπόνησης, την ασφάλεια και την αποτελεσματικότερη εκτέλεση του της κίνησης. Ενδιαφέρον είναι ότι αυτή η ασύμμετρη τάση παρατηρείται ακόμη και πριν από την απομάκρυνση από την καρέκλα, όταν οι ασθενείς με ημιπληγία έχουν ακόμα τους μηρούς τους σε επαφή με την καρέκλα (Boukadida et al., 2015).

Μάλιστα, η στρατηγική που υιοθετείται εξαρτάται από το επίπεδο αδυναμίας του παρετικού κάτω άκρου. Τα άτομα με μικρή διαφορά δύναμης μεταξύ των δυο κάτω άκρων (<10%) συμπεριφέρονται περίπου όπως τα υγιή άτομα και η προσπάθεια για την εκτέλεση της δεξιότητας είναι παρόμοια για τα δυο κάτω άκρα. Τα άτομα με μέτρια ασυμμετρία δύναμης μεταξύ των δυο κάτω άκρων παρουσιάζουν αντιστοιχία ανάμεσα στην κατανομή του βάρους μεταξύ των δυο άκρων και στην προσπάθεια που εφαρμόζουν για να ολοκληρώσουν την δεξιότητα. Τέλος, τα άτομα που εμφανίζουν μεγάλη ασυμμετρία δύναμης μεταξύ των δυο κάτω άκρων παρουσιάζουν διαφορά στην κατανομή της φόρτισης αλλά σχεδόν συμμετρική προσπάθεια στην άρθρωση του γόνατος (Brière et al., 2013). Πάντως τα άτομα που εμφανίζουν συμμετρία καταφέρνουν να ολοκληρώνουν την ανόρθωση από την καρέκλα πιο γρήγορα σε σχέση με τα άτομα που εμφανίζουν ασύμμετρο πρότυπο (Lomaglio & Eng, 2005).

Επίσης, φαίνεται πως το ύψος από το οποίο γίνεται η ανόρθωση από καθιστή θέση επηρεάζει τη συμμετρία της πελματιαίας πίεσης, την μέγιστη πίεση αλλά και την τροχιά του κέντρου πίεσης στο παρετικό κάτω άκρο. Ειδικότερα, στην χαμηλή καρέκλα (μεγάλη γωνία κάμψης γόνατος) το πλάτος της τροχιά του κέντρου πίεσης είναι μεγαλύτερο σε σχέση με την ψηλή καρέκλα (μικρή γωνία κάμψης γόνατος). Ενώ, στην χαμηλή καρέκλα η μέγιστη πίεση που εφαρμόζεται στα πέλματα είναι μεγαλύτερη μόνο για το παρετικό κάτω άκρο. Επίσης, η συμμετρία της πελματιαίας πίεση μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου είναι εμφανής στις μεγάλες γωνίες κάμψης του γόνατος δηλαδή όταν η ανόρθωση γίνεται από χαμηλή καρέκλα (Lee & Lee, 2013).



Τα άτομα με ημιπληγία που βρίσκονται σε χρόνια φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο ίσως και να μην αντιλαμβάνονται ακριβώς αυτή τη διαφορά στην κατανομή του βάρους του σώματος. Η αντίληψή τους είναι λιγότερο ακριβής σε σύγκριση με τα υγιή άτομα και συνήθως υπερεκτιμούν το βάρος κάτω από το παρετικό κάτω άκρο (Brière et al., 2010). Πιθανότατα, τα ημιπληγικά άτομα αξιολογούν την κατανομή της προσπάθειας που αντιλαμβάνονται ότι εφαρμόζουν αντί της πραγματικής κατανομής του σωματικού τους βάρους.

Η συνολική μηχανική ενέργεια που δαπανάται από το σώμα κατά την ανόρθωση από καθιστή θέση δεν φαίνεται να είναι διαφορετική στα άτομα που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο σε σχέση με τους υγιείς ενήλικες. Ωστόσο, η μηχανική ενέργεια που δαπανήθηκε ήταν μεγαλύτερη στην άρθρωση του ισχίου και στην μέση σε σύγκριση με την άρθρωση του γόνατος στο παρετικό κάτω άκρο. Κατά συνέπεια εφαρμόζεται ένα είδος αντισταθμιστικής στρατηγικής στην κινηματική αλυσίδα του παρετικού κάτω άκρου και όχι μεταξύ των δυο κάτω άκρων. Για να μπορέσουν να εκτελέσουν την ανόρθωση από της καθιστή θέση οι ασθενείς πιθανότητα στρατολογούν τα εγγύς μέλη του σώματος (ισχίο και μέση) για να ξεπεράσουν την αδυναμία των απομακρυσμένων μελών του παρετικού κάτω άκρου (Hanawa et al., 2023).

Επιστροφή στην καθιστή θέση σε άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο

Κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση οι παθολογικές κινήσεις των αρθρώσεων στα άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο και διαφοροποιούν την τελική απόδοση κατά την εκτέλεση της δεξιότητας. Το είδος της σύσπασης των μυών κατά την εκτέλεση της επιστροφής στην καθιστή θέση είναι πολύ διαφορετικό από ότι στη φάση ανόρθωσης από καθιστή θέση. Στη φάση ανόρθωσης απαιτείται σύγκεντρη ενεργοποίηση από τους εκτείνοντες της άρθρωσης του ισχίου και του γόνατος και από πελματιαίους καμπτήρες της ποδοκνημικής άρθρωσης με σκοπό την αύξηση της επιτάχυνσης. Αντίθετα, κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση οι ίδιες μυϊκές ομάδες συσπώνται έκκεντρα με σκοπό να επιβραδύνουν το σώμα πριν την επαφή με την καρέκλα (Chen et al., 2010).

Ο έλεγχος όμως των αρθρώσεων στο παρετικό κάτω άκρο στα άτομα με πάρεση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο είναι περιορισμένος και κατά συνέπεια η εφαρμογή



έκκεντρων συσπάσεων είναι αρκετά δύσκολη και πιθανότατα επηρεάζει την απόδοση κατά την εκτέλεση της επιστροφής στην καθιστή θέση (Chen et al., 2010).

Ο στόχος της έρευνας των Chen και συνεργάτες (2010), ήταν να μελετήσει πώς τα δύο κάτω άκρα μοιράζονται τα φορτία και τις δυνάμεις πρόσκρουσης στο κάθισμα σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο και κατά τη διάρκεια της επιστροφής στην καθιστή θέση και σε διαφορετικές διαμορφώσεις στάσης. Θεωρήθηκε ότι η υιοθέτηση διαφορετικών τοποθετήσεων των χεριών σε συνδυασμό με την τοποθέτηση των ποδιών θα άλλαζε την στρατηγική κατανομής του φορτίου των κάτω άκρων κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση και θα επηρέαζε την επακόλουθη επαφή με το κάθισμα. Στη μελέτη συμμετείχαν 18 ηλικιωμένοι ασθενείς με ημιπληγία μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Κάθε συμμετέχον κλήθηκε να εκτελέσει την δεξιότητα της επιστροφής στην καρέκλα σε τέσσερις διαμορφώσεις τοποθετήσεων των χεριών (τα χέρια στο πλάι, τα χέρια πιασμένα μπροστά με τους ώμους σε 90°) και των πελμάτων (παρετικό κάτω άκρο πίσω, μη παρετικό κάτω άκρο πίσω). Για την καταγραφή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους χρησιμοποιήθηκαν τρία δυναμοδάπεδα, ένα για κάθε κάτω άκρο και ένα για το κάθισμα. Για την καταγραφή της διάρκειας της φάσης καθόδου, που αναφέρεται στο χρόνο που απαιτείται μέχρι την αρχική επαφή με την καρέκλα, χρησιμοποιήθηκε ένας υπέρυθρος αισθητήρας που κατέγραφε την κίνηση ενός υπέρυθρου λαμπτήρα που ήταν τοποθετημένος στο μέσο της απόστασης μεταξύ των δυο οπίσθιων άνω λαγόνιων ακανθών. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η αλλαγή στη τοποθέτηση των χεριών δεν επηρεάζει σημαντικά τη στρατηγική κατανομής του φορτίου μεταξύ των κάτω άκρων και τις δυνάμεις πρόσκρουσης κατά την επαφή με το κάθισμα. Οι στρατηγικές κατανομής του φορτίου των κάτω άκρων επηρεάζονται από την επιλογή της θέσης που θα βρίσκεται το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Η τοποθέτηση του μη παρετικού ποδιού πίσω μειώνει τις δυνάμεις πρόσκρουσης καθώς η θέση αυτή δίνει πλεονέκτημα στο μη παρετικό κάτω άκρο να ελέγξει την κάθοδο. Επειδή το παρετικό κάτω άκρο δεν είναι αρκετά ικανό ή δυνατό να ρυθμίσει τη διαδικασία επιστροφής στην καθιστή θέση, η τοποθέτηση του παρετικού κάτω άκρου πίσω επάγει σημαντικά μεγαλύτερες δυνάμεις κρούσης με το κάθισμα σε σύγκριση με την τοποθέτηση του αντίθετου ποδιού. Συμπερασματικά, η ορθοστατική αστάθεια προκαλείται από την αδυναμία του μη παρετικού κάτω άκρου να



αντισταθμίσει την αδυναμία του παρετικού κάτω άκρου και όχι από την κατάσταση ασύμμετρου φορτίου.

Διαφορές μεταξύ ανόρθωσης από και επιστροφής στην καθιστή θέση

Οι Roy και συνεργάτες (2007a), μελέτησαν α) τις διαφορές μεταξύ των δυο κάτω άκρων στην καθαρή μυϊκή ροπή των αρθρώσεων του ισχίου και του γόνατος σε άτομα με ημιπάρεση κατά τη διάρκεια της ανόρθωσης από και της επιστροφής στην καθιστή θέση, β) την επίδραση της τοποθέτησης των πέλματων στην ασυμμετρία μεταξύ των δυο κάτω άκρων και γ) τη σχέση ανάμεσα στην ασυμμετρία των ροπών και στην ασυμμετρία της μυϊκής δύναμης στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος. Στην έρευνα συμμετείχαν 12 άτομα με ημιπάρεση (ηλικία: $49,7 \pm 9,0$ έτη) στη χρόνια φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι συμμετέχοντες έπρεπε να σηκωθούν από και να επιστρέψουν στην καθιστή θέση με τη φυσική τους ταχύτητα και τα πέλματα τοποθετημένα σε τέσσερις διαφορετικές θέσεις: α) αυθόρμητη, β) συμμετρική (και τα 2 πέλματα σε γωνία 15° ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης), γ) ασύμμετρη με το παρετικό άκρο σε 15° ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής άρθρωσης και τοποθετημένο πίσω από το παρετικό κάτω άκρο (στο 50% του μήκους του πέλματος) και δ) ασύμμετρη με το μη παρετικό κάτω άκρο πίσω από το παρετικό κάτω άκρο. Οι αρθρικές ροπές στο ισχίο και στο γόνατο και για τα δυο κάτω άκρα εκτιμήθηκαν μέσω αντίστροφης δυναμικής ενώ η σύγκεντρη δύναμη κατά την έκταση στο ισχίο και στο γόνατο αξιολογήθηκε μέσω ενός δυναμόμετρου Biodex. Από τα αποτελέσματα διακρίνεται ότι η μέση ροπή έκτασης γόνατος ήταν μεγαλύτερη στην ανόρθωση από την καθιστή θέση σε σύγκριση με την επιστροφή στην καθιστή θέση. Παρόλο τις χαμηλότερες τιμές όμως κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση οι τιμές της ροπής ήταν πιο συμμετρικές, με το παρετικό κάτω άκρο να εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές κυρίως στην μεταβατική φάση. Αντίστοιχα, οι ροπές στην άρθρωση του ισχίου είναι πολύ μικρότερες κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση και ιδιαίτερα συμμετρικές και στις δυο κινήσεις.

Στην μελέτη των He και συνεργάτες (2023), ερευνηθήκε ο συντονισμός μεταξύ των αρθρώσεων σε ασθενείς που έχουν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο κατά τη διάρκεια των κινήσεων SitTS και StandTS. Συμμετείχαν 13 ασθενείς με ημιπληγία λόγω εγκεφαλικού



επεισοδίου (5 με αριστερή και 8 με δεξιά παράλυση) και 13 υγιείς συμμετέχοντες αντίστοιχης ηλικιακής ομάδας. Η κίνηση των αρθρώσεων καταγράφηκε χρησιμοποιώντας ένα τρισδιάστατο σύστημα καταγραφής κίνησης. Οι γωνίες των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής άρθρωσης καταγράφηκαν κατά τη διάρκεια των κινήσεων SitTS και StandTS. Η ανάλυση των γωνιών πραγματοποιήθηκε μέσω διαγραμμάτων γωνίας-γωνίας, από τα οποία υπολογίστηκαν γεωμετρικά χαρακτηριστικά όπως η περίμετρος και η επιφάνεια. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι ασθενείς με εγκεφαλικό παρουσίασαν περιορισμένο συντονισμό μεταξύ των αρθρώσεων στην παρετική πλευρά σε σύγκριση με τους υγιείς συμμετέχοντες. Επίσης, η ο συντονισμός τείνει να μειώνεται με την αύξηση της διάρκειας των κινήσεων SitTS και StandTS. Οι περίμετροι των αρθρώσεων στους ασθενείς ήταν χαμηλότερες από αυτές των υγιών συμμετεχόντων. Η μελέτη υπογραμμίζει τη σημασία της κατανόησης των χαρακτηριστικών συντονισμού των αρθρώσεων σε ασθενείς με εγκεφαλικό, καθώς αυτά τα ευρήματα μπορούν να συμβάλλουν στην ανάπτυξη στοχευμένων προγραμμάτων αποκατάστασης για τη βελτίωση των κινητικών λειτουργιών. Ο περιορισμένος κινητικός συντονισμός μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο πτώσεων, κάτι που είναι κρίσιμο για την αποκατάσταση και την πρόληψη ατυχημάτων στους ημιπληγικούς ασθενείς.

Οι Na και συνεργάτες (2016), συνέκριναν την επιτάχυνση του κέντρου μάζας του σώματος κατά τη διάρκεια των δραστηριοτήτων ανόρθωσης από και επιστροφής στην καρέκλα σε άτομα μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο και σε υγιή άτομα. Στη μελέτη εντάχθηκαν συνολικά 60 άτομα (30 υγιή άτομα και 30 άτομα που είχαν υποστεί εγκεφαλικό επεισόδιο). Κάθε συμμετέχοντας εκτέλεσε τρία τεστ Timed Up & Go κατά την ανάλυση των οποίων απομονώθηκαν η ανόρθωση από την καρέκλα στην αρχή του τεστ και η επιστροφή στην καθιστή θέση κατά την ολοκλήρωση του τεστ. Η επιτάχυνση του κέντρου μάζας μετρήθηκε μέσω ενός ασύρματου τρισδιάστατου επιταχυνσιόμετρου που ήταν προσαρτημένο στον 5ο οσφυϊκό σπόνδυλο. Η μέση τιμή τριών επαναλήψεων χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση των δεδομένων. Οι παράμετροι που αξιολογήθηκαν ήταν η διάρκεια φάσης (s), το πρόσθιο-οπίσθιο εύρος επιτάχυνσης (AP), το εύρος επιτάχυνσης στον πλάγιο άξονα και το κατακόρυφο εύρος επιτάχυνσης (VT) που υπολογίστηκαν με βάση την κίνηση του κέντρου μάζας του σώματος. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η διάρκεια της ανόρθωσης από την καθιστή θέση ήταν σημαντικά



μεγαλύτερη και το εύρος επιτάχυνσης και στους τρεις άξονες ήταν σημαντικά χαμηλότερο κατά τη διάρκεια της ανόρθωσης από την καθιστή θέση στα άτομα με εγκεφαλικό σε σχέση με υγιή άτομα. Επιπλέον, η διάρκεια επιστροφής στην καθιστή θέση και το εύρος της επιτάχυνσης στον πλάγιο άξονα διέφεραν σημαντικά μεταξύ των υγιών και των ατόμων με εγκεφαλικό. Συγκρίνοντας την ανόρθωση από την καθιστή θέση με την επιστροφή στην καθιστή θέση παρατηρήθηκε ότι το εύρος επιτάχυνσης στον προσθιοπίσθιο άξονα ήταν μεγαλύτερο στην επιστροφή στην καθιστή θέση σε σχέση με την φάση ανόρθωσης από την καθιστή θέση στα άτομα με εγκεφαλικό επεισόδιο. Το αντίθετο στοιχείο παρατηρήθηκε στους υγιείς με το εύρος επιτάχυνσης στον προσθιοπίσθιο άξονα να είναι μικρότερο στην ανόρθωση από την καθιστή θέση σε σχέση με την επιστροφή στην καθιστή θέση. Αντίστοιχη διαφορά παρατηρήθηκε και στο κατακόρυφο εύρος της επιτάχυνσης. Αντίθετα, στο εύρος επιτάχυνσης στον πλάγιο άξονα παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες τιμές στη ανόρθωση από την καθιστή θέση στα άτομα μετά από εγκεφαλικό που διαφέρει από αυτό που παρατηρείται στους υγιείς όπου το εύρος επιτάχυνσης είναι μεγαλύτερο κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση.

Συμπεράσματα από την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας

Οι μεταβάσεις από καθιστή σε όρθια θέση (Sit-to-Stand) και από όρθια σε καθιστή θέση (Stand-to-Sit) αποτελούν κρίσιμες λειτουργικές δραστηριότητες που υποστηρίζουν την καθημερινή αυτονομία και την ποιότητα ζωής. Η πολυπλοκότητα και η σημασία αυτών των κινήσεων καθίστανται ιδιαίτερα εμφανείς σε ευπαθείς ομάδες, όπως οι ηλικιωμένοι και οι ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο, όπου παρατηρούνται διαταραχές στον έλεγχο της ισορροπίας, ασυμμετρία στην κατανομή του φορτίου και μειωμένη μυϊκή δύναμη. Οι μελέτες αναδεικνύουν ότι, ενώ το Sit-to-Stand έχει λάβει ευρεία προσοχή ως δείκτης κινητικής λειτουργικότητας και κινδύνου πτώσεων, η κίνηση Stand-to-Sit παρουσιάζει μοναδικά μοτίβα ενεργοποίησης μυών και απαιτεί λεπτομερή αξιολόγηση για την κατανόηση των μηχανισμών που υποστηρίζουν τον έλεγχο της σταθερότητας κατά την καθόδου σε καθιστή θέση. Επίσης, παρατηρήθηκε ότι δεν υπήρχαν μελέτες που να έχουν μελετήσει άμεσα τις διαφορές στα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά ανάμεσα στην ανόρθωση από την καθιστή θέση και στην επιστροφή στην καθιστή θέση.



III. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Δείγμα

Στην έρευνα συμμετείχαν συνολικά 8 ασθενείς (6 άνδρες και 2 γυναίκες) με ημιπληγία στην χρόνια φάση μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο (ηλικία: $60,75 \pm 6,88$ έτη, βάρος: $84,75 \pm 15,06$ kg και ύψος: $172,38 \pm 7,93$ cm). Στα κριτήρια επιλογής περιλαμβάνονταν: α) εγκεφαλικό επεισόδιο που είχε σημειωθεί τουλάχιστον 6 μήνες πριν την μελέτη, β) ημιπληγία, γ) ικανοί να εκτελούν τις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής ανεξάρτητα, δ) με ικανότητα να κατανοούν και να ακολουθούν απλές προφορικές οδηγίες και ε) χωρίς ιστορικό νευρομυϊκών, μυοσκελετικών ή σοβαρών καρδιαγγειακών διαταραχών.

Η μελέτη εγκρίθηκε από την Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας του Δημοκριτείου Πανεπιστημίου Θράκης και πριν από τη διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν για τους σκοπούς της έρευνας και έδωσαν την συγκατάθεση τους.

Χώρος διεξαγωγής της μελέτης

Οι μετρήσεις και η ανάλυση των δεδομένων πραγματοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Φυσικής Αγωγής του Τ.Ε.Φ.Α.Α. του Δ.Π.Θ. (κατεύθυνση Εμβιομηχανικής). Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε κλειστό χώρο, για κάθε εξεταζόμενο ξεχωριστά, σε παρόμοιες περιβαλλοντικές συνθήκες, ώστε να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση του εξωτερικού περιβάλλοντος στα δεδομένα των μετρήσεων (Mc Doudal et al, 1991).

Όργανα μέτρησης

Για την πραγματοποίηση των μετρήσεων, χρησιμοποιήθηκαν τα παρακάτω όργανα:

1. Ζυγαριά, για την μέτρηση του σωματικού βάρους με ακρίβεια 0.5 χιλιόγραμμα
2. Μετροταινία, για την μέτρηση του σωματικού ύψους και τη μέτρηση των ανατομικών σημείων του σώματος με ακρίβεια 0.5 εκατοστά.
3. Ανθρωπομετρικό παχύμετρο, για την μέτρηση του πλάτους της λεκάνης, του πλάτους της άρθρωσης του γόνατος, του πλάτους της ποδοκνημικής άρθρωσης, με ακρίβεια 0.1 εκατοστά.



4. Σύστημα ανάλυσης της κίνησης με υπέρυθρες κάμερες, για την καταγραφή και ανάλυση των κινηματικών παραμέτρων του βαδίσματος (Vicon). Το σύστημα περιλάμβανε:
 - δέκα κάμερες υπέρυθρων του συστήματος Vicon (Vicon Vero 2.2), οι οποίες ήταν τοποθετημένες σε κυκλική διάταξη πάνω από τον διάδρομο από τον χώρο μέτρησης με ταχύτητα λήψης 100 έως 200 εικόνες το δευτερόλεπτο,
 - ειδική ράβδος σε σχήμα T για την διαβάθμιση του χώρου λήψης των καμερών,
 - για την ψηφιοποίηση των εικόνων χρησιμοποιήθηκαν τα λογισμικά Nexus 2.12.1 Polygon 4.4.6 της Vicon.
5. Σύστημα καταγραφής και ανάλυσης των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους. Το σύστημα περιλάμβανε:
 - δύο πιεζοηλεκτρικά δυναμοδάπεδα (Kistler, τύπος 9281CA και Bertec FP4060) διαστάσεων 40x60cm με συχνότητα καταγραφής 1000Hz. Τα δυναμοδάπεδα είναι εφοδιασμένα με τέσσερις πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς το καθένα, για την καταγραφή των τριών συνιστωσών (κατακόρυφη-Fz, προσθιοπίσθια-Fy και εγκάρσια-Fx) της δύναμης αντίδρασης του εδάφους, των τριών συνιστωσών της αντίστοιχης ροπής και των συντεταγμένων του κέντρου πίεσης (σημείο εφαρμογής της δύναμης αντίδρασης του εδάφους στην επιφάνεια του δυναμοδαπέδου). Τα δυναμοδάπεδα θα είναι πακτωμένα στο έδαφος μέσω ενός ειδικού πλαισίου ανάρτησης,
 - δύο ενισχυτές φορτίου (Kistler και Bertec) για την ενίσχυση του ηλεκτρικού φορτίου των πιεζοηλεκτρικών μετατροπέων του δυναμοδαπέδου και τη μετατροπή τους σε αναλογικό σήμα (Volt),
 - Κάρτα μετατροπής των αναλογικών σημάτων σε ψηφιακά για τη μετατροπή του αναλογικού σήματος σε ψηφιακό και την καταγραφή του σε Η/Υ,

Λογισμικό καταγραφής, επεξεργασίας και ανάλυσης των ψηφιακών σημάτων του δυναμοδαπέδου (Nexus 1.3 106 και Polygon της Vicon).



Πειραματική διαδικασία συλλογής δεδομένων

Οι συμμετέχοντες προσέρχονταν χωριστά στο χώρο των μετρήσεων, χωρίς να έχουν προηγουμένως συμμετάσχει σε κάποια έντονη φυσική δραστηριότητα. Κατά την προσέλευση τους φορούσαν αθλητικό σορτς, έβγαζαν τα παπούτσια και τις κάλτσες τους και ενημερώνονταν λεπτομερώς για τους σκοπούς της έρευνας και τη διαδικασία των μετρήσεων. Στη συνέχεια, καταγραφόταν το ύψος και το βάρος των συμμετεχόντων, καθώς και το μήκος του κάθε κάτω άκρου τους, το πλάτος του γόνατος, το πλάτος της ποδοκνημικής, το πλάτος των πρόσθιων άνω λαγόνιων άκανθων, τα οποία συμπληρώνονταν στη προσωπική καρτέλα δεδομένων των εξεταζόμενων. Το μήκος του κάθε κάτω άκρου μετρήθηκε σε χιλιοστά, από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα μέχρι τον έσω σφυρό του αντίστοιχου άκρου (διαμέσου του έσω μηριαίου επικόνδυλου), μέσω μιας μετροταινίας. Επιπλέον, μετρήθηκε το πλάτος της λεκάνης τους, ως η απόσταση μεταξύ των δύο πρόσθιων άνω λαγόνιων ακάνθων σε χιλιοστά, μέσω ενός ανθρωπομετρικού παχύμετρου. Έπειτα, ακολουθούσε η τοποθέτηση των σφαιρικών αυτοκόλλητων ανακλαστών διαμέτρου 1,4 cm σύμφωνα με το πρωτόκολλο CGM 2.4.

Στη συνέχεια οι συμμετέχοντες έπρεπε να καθίσουν σε μια καρέκλα χωρίς πλάτη και μπράτσα, με τις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος περίπου στις 90°. Τα πέλματα ήταν τοποθετημένα στα δυναμοδάπεδα σε φυσική θέση στο έδαφος και περίπου στο άνοιγμα των ώμων. Τα χέρια τοποθετημένα στη μέση και το κεφάλι σε ευθεία με το βλέμμα να κοιτάει εμπρός. Στη συνέχεια έπρεπε να εκτελέσουν ανόρθωση από και επιστροφή στην καθιστή θέση σε φυσική ταχύτητα. Σε όλη τη διάρκεια της εκτέλεσης τα πέλματα ήταν συνεχώς σε επαφή με τα δυναμοδάπεδα. Για να εξασφαλιστεί η εκτέλεση της δεξιότητας σε πλήρες εύρος κίνησης και στα δυο μέρη της οι εξεταζόμενοι ανορθώνονταν από την καθιστή θέση, διατηρούσαν την όρθιας θέση για 3'' και στην συνέχεια επέστρεφαν στην καθιστή θέση. Κάθε εξεταζόμενος εκτέλεσε μια προσπάθεια εξοικείωσης με τον εξοπλισμό και τον χώρο των μετρήσεων και 5 συνεχόμενες προσπάθειες με 30'' διάλειμμα μεταξύ τους.

Επεξεργασία των δεδομένων

Ο υπολογισμός των κινηματικών και κινητικών παραμέτρων πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό Vicon Nexus , και ειδικότερα με τη ρουτίνα CGM – Fitting (Leboeuf et al.,



2019). Συγκεκριμένα υπολογίστηκαν αρθρικές γωνίες και ροπές των αρθρώσεων των κάτω άκρων (ισχίου, γόνατος και ποδοκνημικής) κατά τη διάρκεια της κίνησης. Τα γεγονότα της ανόρθωσης από την καθιστή θέση, της όρθιας στάσης και της επιστροφής στην καρέκλα εντοπίστηκαν οπτικά από τον ίδιο εξεταστή και χρησιμοποιήθηκαν για τον διαχωρισμό των φάσεων της κίνησης.

Τα δεδομένα οργανώθηκαν σε δύο διακριτές φάσεις:

1. Φάση ανόρθωσης από την καθιστή θέση (sit-to-stand): από την απομάκρυνση από την καρέκλα έως την σταθεροποίηση στην πλήρη όρθια στάση. Η έναρξη της φάσης προσδιορίστηκε μέσω της αλλαγής στην τιμή της δύναμης αντίδρασης του εδάφους και η ολοκλήρωση της μέσω της παύσης της κίνησης των ανακλαστήρων του κορμού και των κάτω άκρων.
2. Φάση επιστροφής στην καθιστή θέση (stand-to-sit): από την πρώτη κίνηση του κορμού στην έναρξη του καθίσματος έως την πρώτη επαφή με την καρέκλα. Η έναρξη της φάσης προσδιορίστηκε από την έναρξη της κίνησης των ανακλαστήρων του κορμού και των κάτω άκρων και η ολοκλήρωση της μέσω της αλλαγής των τιμών της δύναμης αντίδρασης του εδάφους.

Το εύρος κίνησης των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά τη διάρκεια εκτέλεσης των παραπάνω φάσεων υπολογίστηκε ως η απόσταση μεταξύ της μέγιστης και ελάχιστης τιμής της γωνιακής θέσης, μέσω του λογισμικού Python.

Επίσης, υπολογίστηκε η τιμή της μέγιστης ροπής των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής άρθρωσης και στα τρία επίπεδα κίνησης (Κάμψη/Εκταση, Απαγωγή/Προσαγωγή, Έσω/Έξω στροφή).

Για την κανονικοποίηση των δεδομένων και τη δυνατότητα σύγκρισης μεταξύ των συμμετεχόντων, εφαρμόστηκαν οι ακόλουθες τεχνικές επεξεργασίας:

1. Χρονική ομαλοποίηση: Όλες οι χρονοσειρές μετασχηματίστηκαν σε 101 ισαπέχοντα σημεία (0-100% της κίνησης), μέσω τετραγωνικής παρεμβολής (quadratic interpolation).



2. Κανονικοποίηση ως προς το σωματικό βάρος: Οι τιμές των ροπών διαιρέθηκαν με το σωματικό βάρος κάθε συμμετέχοντα για την εξάλειψη της επίδρασης των διαφορών στη σωματική μάζα.

Στατιστική ανάλυση

Για τη στατιστική ανάλυση των δεδομένων, εφαρμόστηκε το μη παραμετρικό τεστ Wilcoxon για ζευγαρωτά δείγματα για τη σύγκριση μεταξύ των φάσεων κίνησης σε κάθε άκρο. Η σύγκριση των τιμών πραγματοποιήθηκε μεταξύ:

- Παρετικού και μη-παρετικού κάτω άκρου
- Φάσεων ανόρθωσης και επιστροφής στην καθιστή θέση

Όλες οι στατιστικές αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με επίπεδο σημαντικότητας $\alpha = 0.05$.

Επιπλέον, μελετήθηκαν και αναλύθηκαν οι κυματομορφές των μετρήσεων ροπής των τριών αρθρώσεων μεταξύ παρετικού και μη-παρετικού κάτω άκρου με την τεχνική Statistical parametric mapping (SPM). Η στατιστική παραμετρική χαρτογράφηση (SPM) είναι μια μέθοδος για n -διαστάσεων για την τοπολογική ανάλυση ομαλών αλλαγών συνεχούς που σχετίζονται με πειραματική παρέμβαση και χρησιμοποιεί τη Θεωρία Τυχαίων Πεδίων (RFT) (Adler et al. 2009) για την εκτέλεση ανάλυσης ολόκληρης τροχιάς χρησιμοποιώντας τοπολογικά συμπεράσματα.

Συγκεκριμένα, εφαρμόστηκε το παραμετρικό τεστ SPM paired t-test μεταξύ παρετικού και μη παρετικού άκρου. Ως επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε και πάλι το $\alpha = 0.05$.

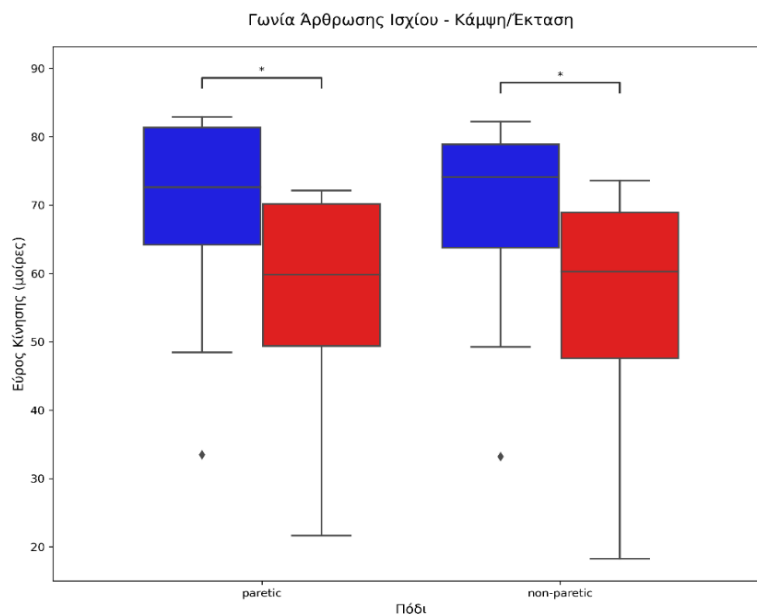


VI. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Εύρος κίνησης αρθρώσεων κάτω άκρων

Ισχίο

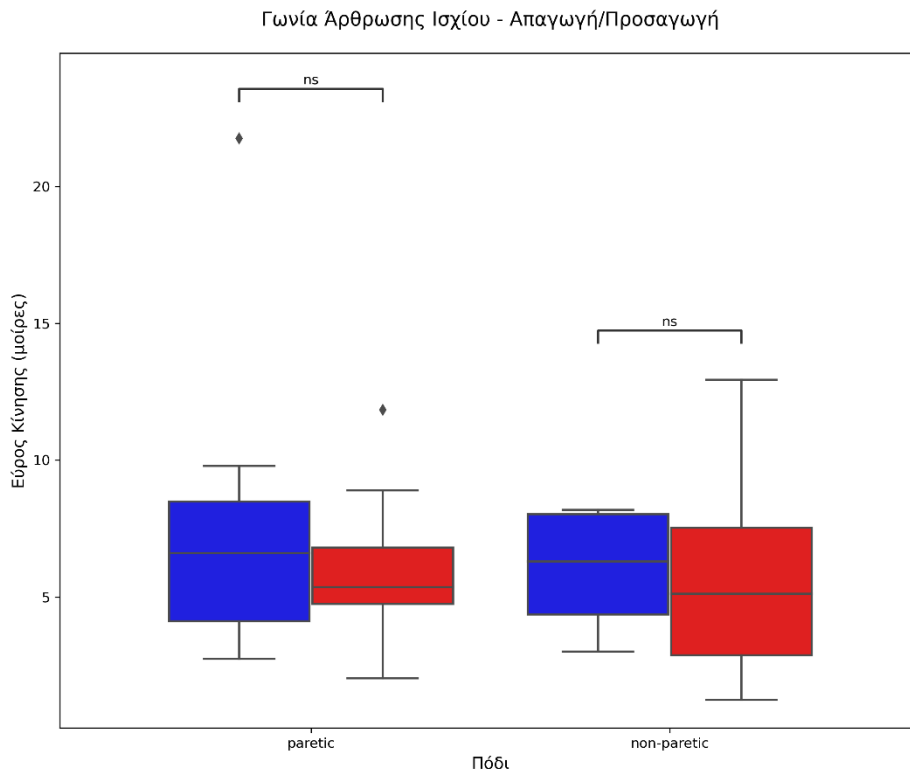
Στο Γράφημα 1 απεικονίζονται τα θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο στο παρετικό ($p = 0.016$) όσο και στο μη παρετικό κάτω άκρο ($p=0.008$) μεταξύ των δύο κινήσεων, με το Sit-to-stand να παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές εύρους κίνησης σε σχέση με το Stand-to-sit και για τις δυο δεξιότητες. Στο παρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 67.9 μοίρες, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 56.0 μοίρες. Για το μη παρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 67.6 μοίρες και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 55.3 μοίρες.



Γράφημα 1: Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο.



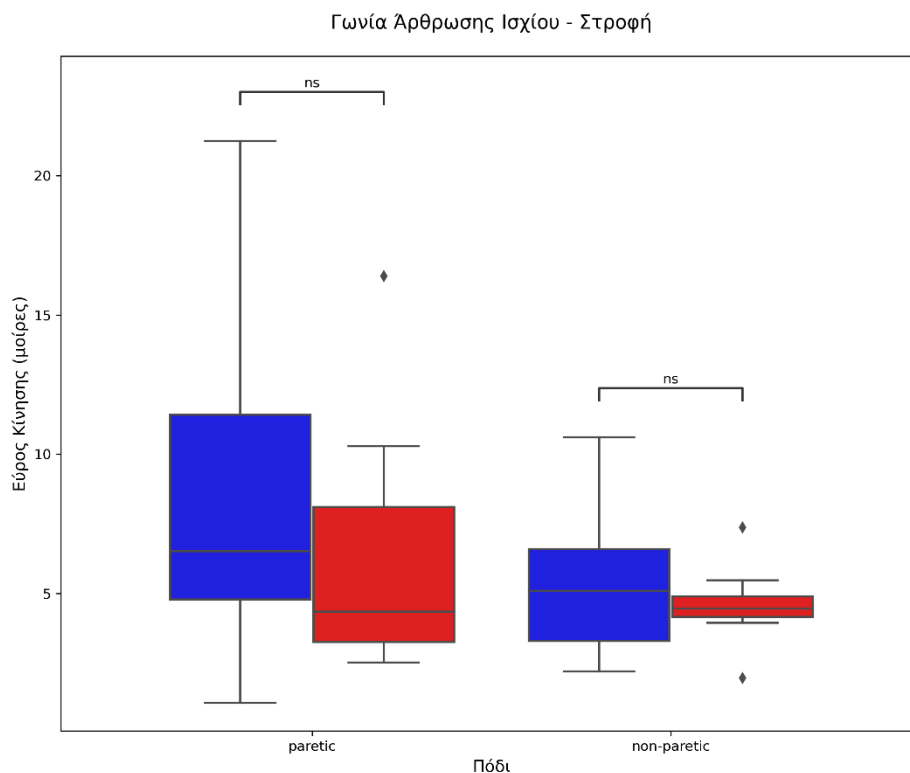
Στο Γράφημα 2 απεικονίζονται τα θηκογράμματα του εύρους κίνησης της απαγωγής/ προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρειτικό και το μη παρειτικό κάτω άκρο. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ούτε στο παρειτικό ($p = 0.250$) ούτε στο μη παρειτικό κάτω άκρο ($p=0.844$) μεταξύ των δύο κινήσεων. Στο παρειτικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 7.9 μοίρες, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 6.1 μοίρες. Για το μη παρειτικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 6.0 μοίρες και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 5.7 μοίρες.



Γράφημα 2: Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της απαγωγής/ προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρειτικό και το μη παρειτικό κάτω άκρο.



Στο Γράφημα 3 απεικονίζονται τα θηκογράμματα του εύρους κίνησης της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρειτικό και το μη παρειτικό κάτω άκρο. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ούτε στο παρειτικό ($p = 0.055$) ούτε στο μη παρειτικό κάτω άκρο ($p=0.461$) μεταξύ των δύο κινήσεων. Στο παρειτικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 8.7 μοίρες, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 6.4 μοίρες. Για το μη παρειτικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 5.4 μοίρες και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 4.6 μοίρες.

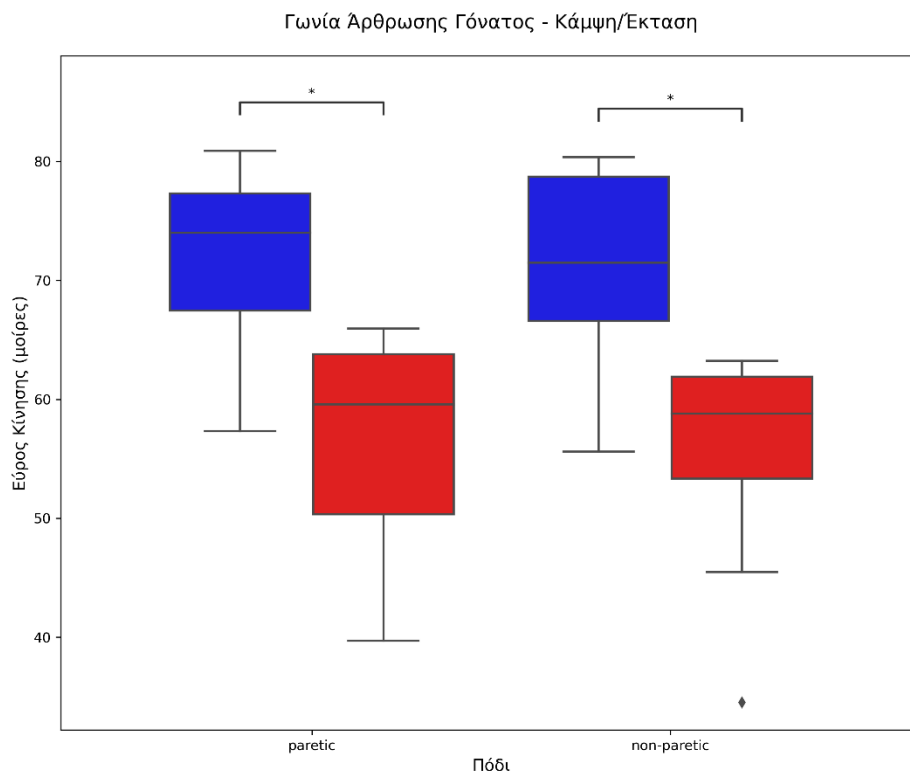


Γράφημα 3: Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρειτικό και το μη παρειτικό κάτω άκρο.



Γόνατο

Στο Γράφημα 4 απεικονίζονται τα θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο στο παρρετικό ($p = 0.008$) όσο και στο μη παρρετικό κάτω άκρο ($p=0.008$) μεταξύ των δύο κινήσεων. Στο παρρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 71.4 μοίρες, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 56.6 μοίρες. Για το μη παρρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 70.4 μοίρες και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 55.2 μοίρες.

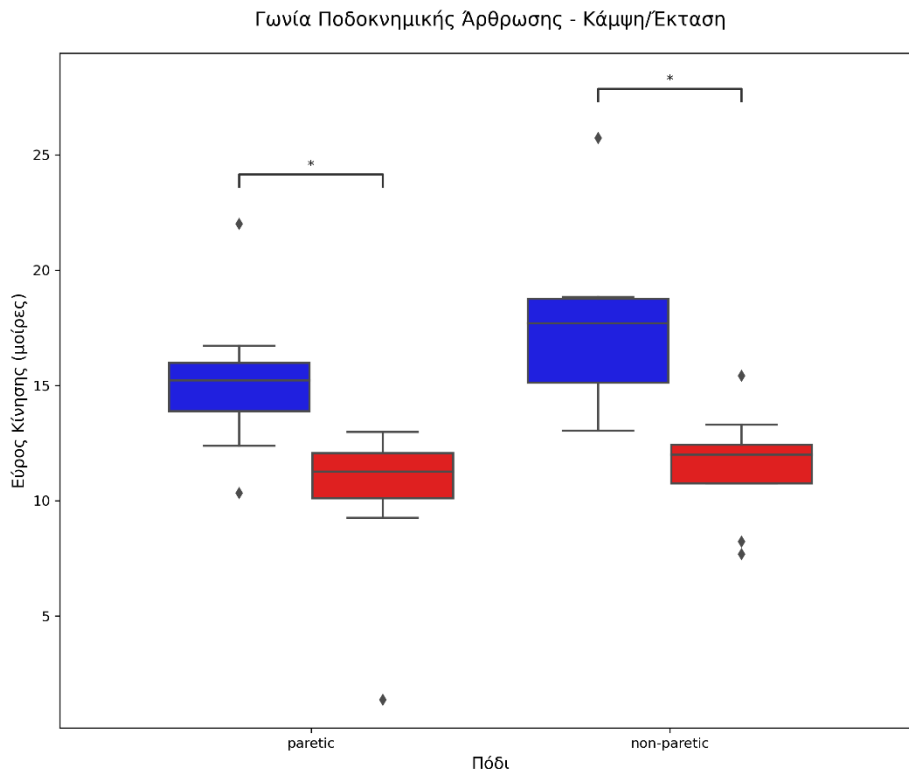


Γράφημα 4: Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο.



Ποδοκνημική

Στο Γράφημα 5 απεικονίζονται τα θηκογράμματα του εύρους κίνησης κατά την ραχιαία/πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο στο παρετικό ($p = 0.008$) όσο και στο μη παρετικό κάτω άκρο ($p=0.008$) μεταξύ των δύο κινήσεων. Στο παρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 15.2 μοίρες, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 10.1 μοίρες. Για το μη παρετικό κάτω άκρο το εύρος κίνησης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 17.7 μοίρες και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 11.5 μοίρες.



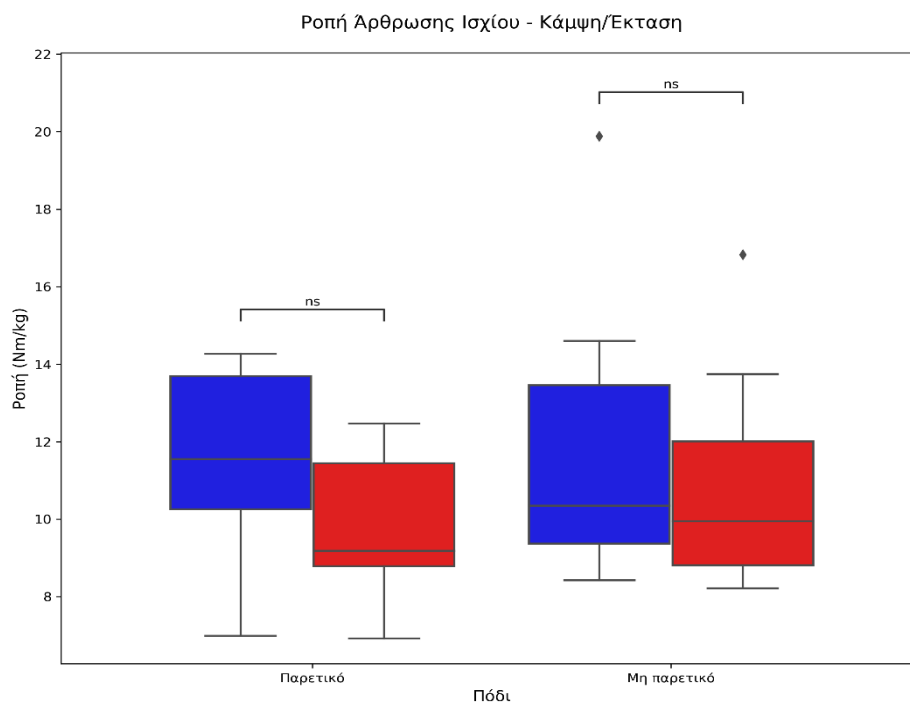
Γράφημα 5: Θηκογράμματα του εύρους κίνησης της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο.



Μέγιστη Ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων

Ισχίο

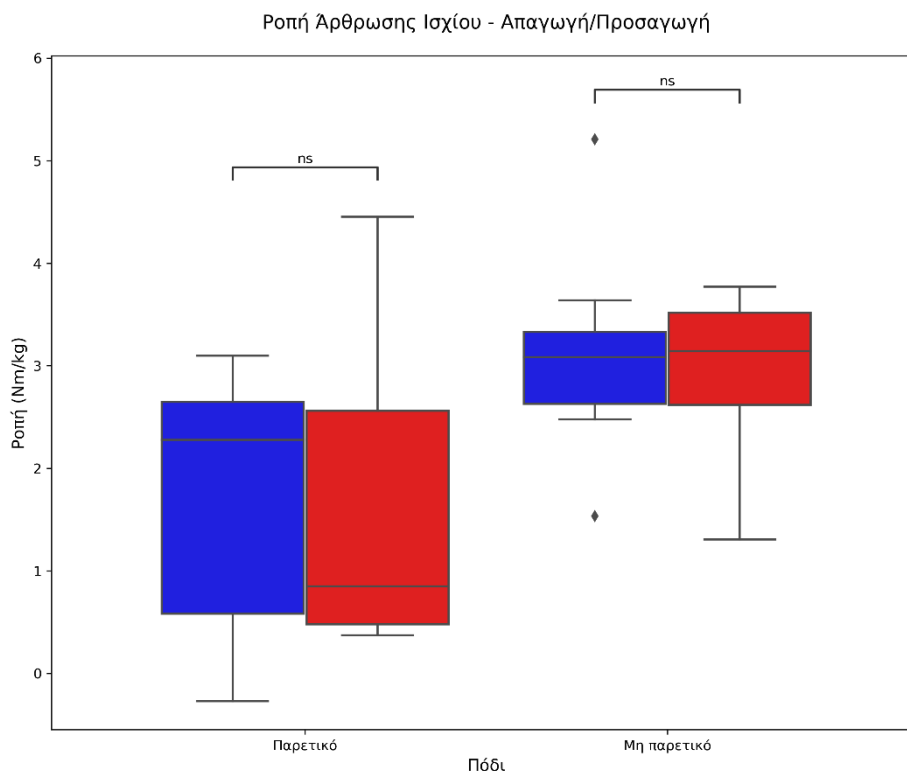
Στο Γράφημα 6 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα της μέγιστης ροπής κατά την κάμψη/έκταση της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο κινήσεων τόσο στο παρετικό ($p=0.148$) όσο και στο μη παρετικό κάτω άκρο ($p = 0.945$) κατά την κάμψη/έκταση του ισχίου. Στο παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 11.3 Nm/kg, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 9.8 Nm/kg. Για το μη παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 11.9 Nm/kg και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 10.9 Nm/kg.



Γράφημα 6: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο.



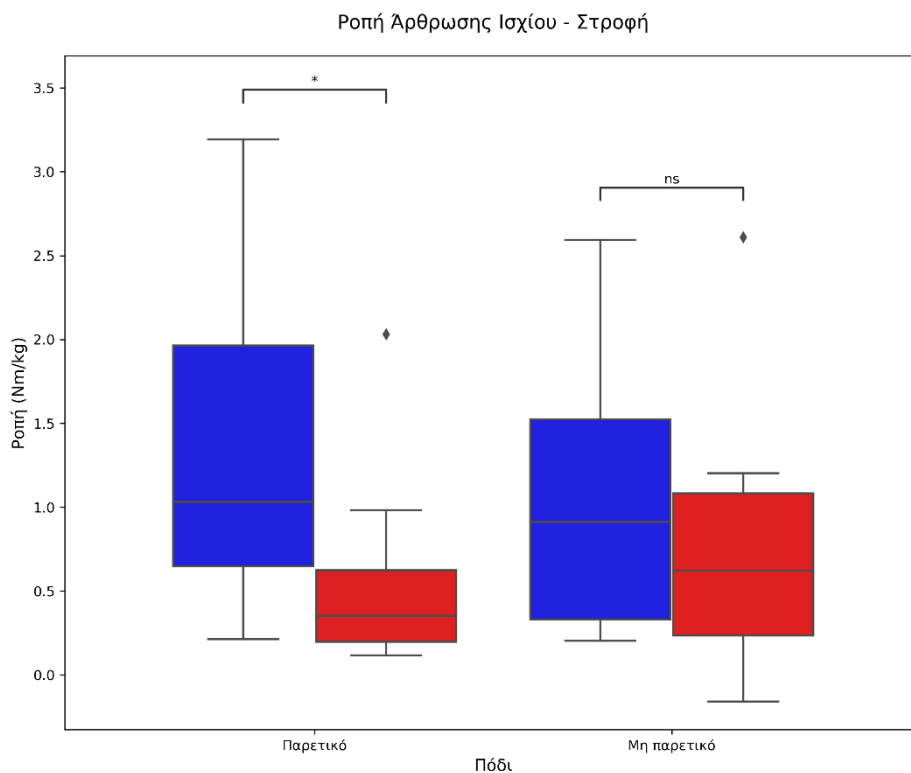
Στο Γράφημα 7 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα της μέγιστης ροπής κατά την απαγωγή/προσαγωγή της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο κινήσεων τόσο στο παρετικό ($p=0.844$) όσο και στο μη παρετικό κάτω άκρο ($p = 0.945$) κατά την απαγωγή/προσαγωγή του ισχίου. Στο παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 1.7 Nm/kg, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν επίσης 1.7 Nm/kg. Για το μη παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της απαγωγής/προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 3.1 Nm/kg και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 2.9 Nm/kg.



Γράφημα 7: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της απαγωγής/προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο.



Στο Γράφημα 8 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα της μέγιστης ροπής κατά την έσω/έξω στροφή της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο κινήσεων μόνο στο παρετικό ($p=0.016$) αλλά όχι στο μη παρετικό κάτω άκρο ($p = 0.148$) κατά την έσω/έξω στροφή του ισχίου. Στο παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της έσω/έξω στροφής άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 1.4 Nm/kg, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν επίσης 0.6 Nm/kg. Για το μη παρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 1.1 Nm/kg και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 0.8 Nm/kg.

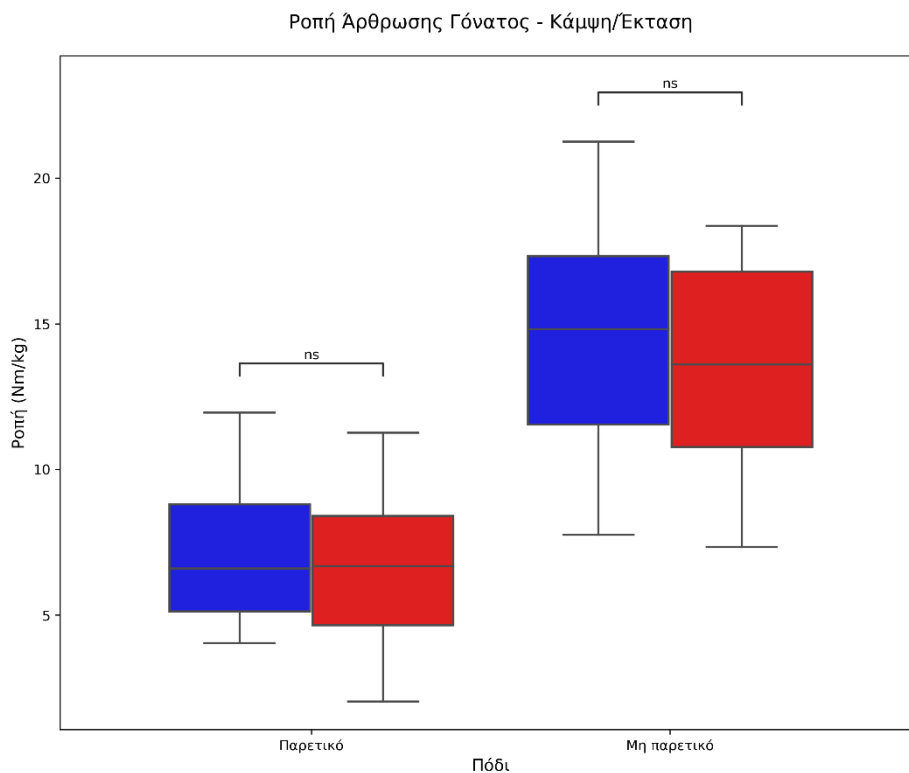


Γράφημα 8: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της έσω/έξω στροφής της άρθρωσης του ισχίου κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρετικό και το μη παρετικό κάτω άκρο.



Γόνατο

Στο Γράφημα 9 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα της μέγιστης ροπής κατά την κάμψη/έκταση της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο κινήσεων στο παρρετικό ($p=0.461$) αλλά μόνο στο μη παρρετικό κάτω άκρο ($p = 0.039$) κατά την κάμψη/έκταση του γόνατος. Στο παρρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της κάμψη/έκταση άρθρωσης του γόνατος κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 7.2 Nm/kg, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν επίσης 6.5 Nm/kg. Για το μη παρρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της κάμψη/έκταση άρθρωσης του γόνατος κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 14.8 Nm/kg και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 13.4 Nm/kg.

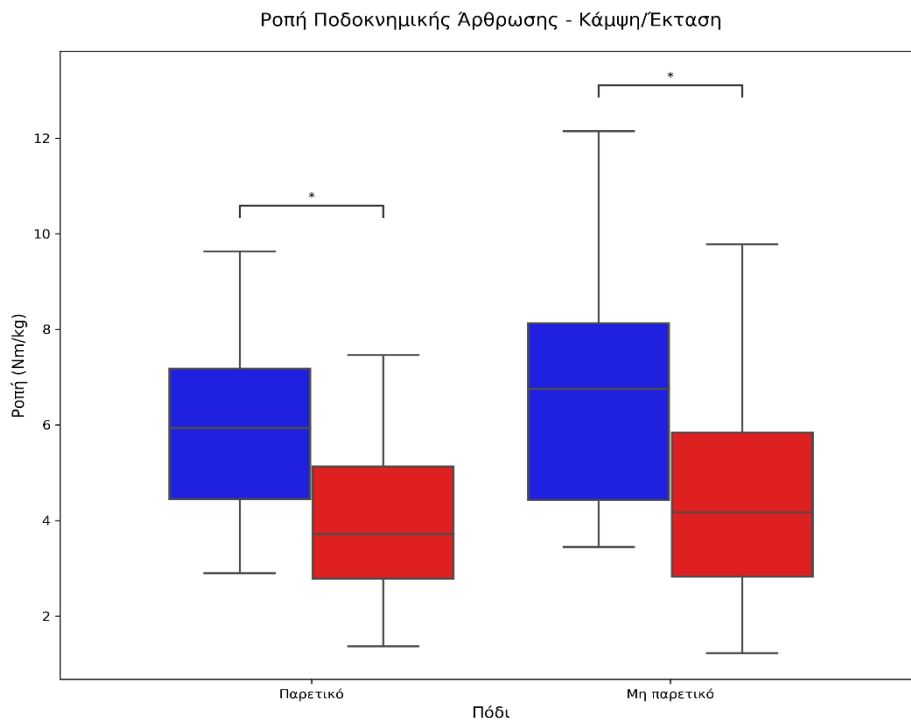


Γράφημα 9: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της άρθρωσης του γόνατος κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο.



Ποδοκνημική

Στο Γράφημα 10 παρουσιάζονται τα θηκογράμματα της μέγιστης ροπής κατά την ραχιαία/πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο κινήσεων τόσο στο παρρετικό ($p=0.008$) όσο και στο μη παρρετικό κάτω άκρο ($p = 0.008$) κατά την ραχιαία/πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης. Στο παρρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της ραχιαίας/πελματιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 6.0 Nm/kg, ενώ κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 4.1 Nm/kg. Για το μη παρρετικό κάτω άκρο η μέση τιμή της μέγιστης ροπής της ραχιαίας/πελματιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την εκτέλεση του Sit-to-stand ήταν 6.7 Nm/kg και κατά την εκτέλεση του Stand-to-sit ήταν 4.6 Nm/kg.



Γράφημα 10: Θηκογράμματα της μέγιστης ροπής της κάμψης/έκτασης της ποδοκνημικής άρθρωσης κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (μπλε) και κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση (κόκκινο) για το παρρετικό και το μη παρρετικό κάτω άκρο.

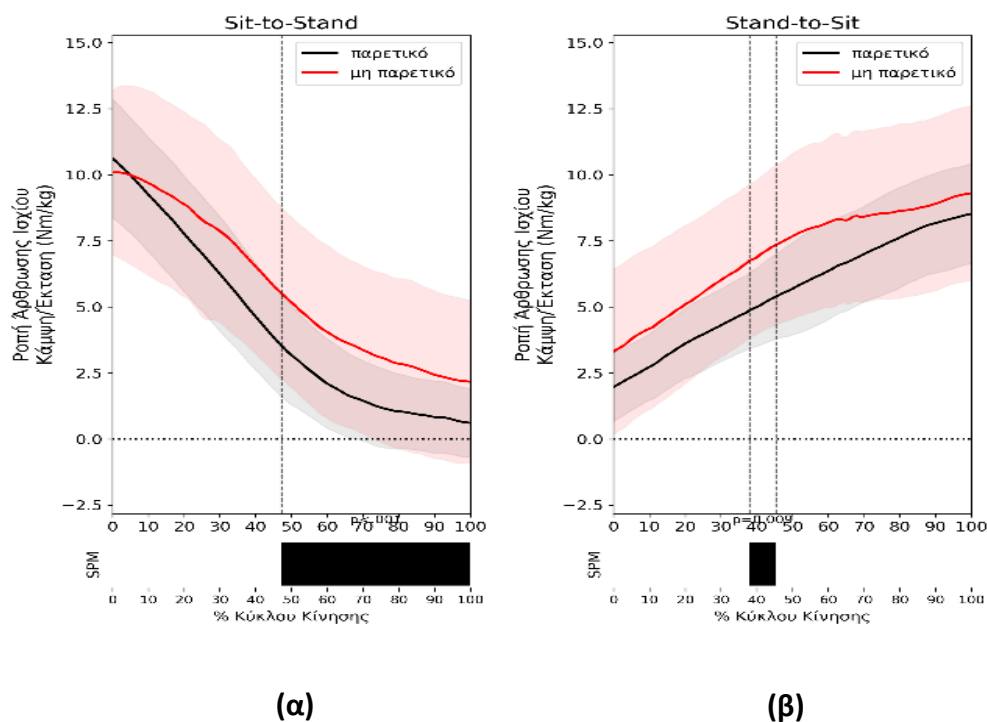


Ροπής αρθρώσεων μεταξύ παρετικού – μη παρετικού κάτω άκρου

Ισχίο

Στο Γράφημα 11 παρουσιάζονται οι κυματομορφές της ροπής της κάμψης/έκτασης του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit).

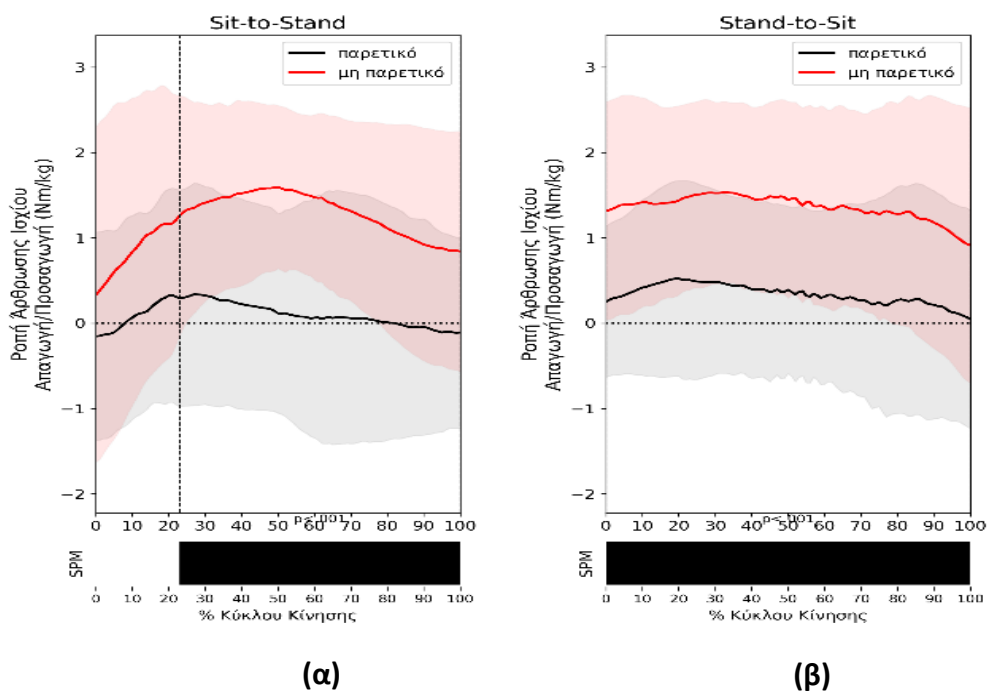
Εντοπίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου από το 50 έως το 100% του χρόνου εκτέλεσης της δεξιότητας ανόρθωσης από την καθιστή θέση, με το μη παρετικό κάτω άκρο να εμφανίζει τις μεγαλύτερες τιμές ροπής κάμψης/έκτασης του ισχίου. Επίσης, παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές ροπής της κάμψης/έκτασης του ισχίου από το 40 έως το 45% του χρόνου της κίνησης κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση, με το μη παρετικό κάτω άκρο να παρουσιάζει επίσης μεγαλύτερες τιμές συγκρινόμενο με το παρετικό κάτω άκρο.



Γράφημα 11: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/έκτασης του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος.



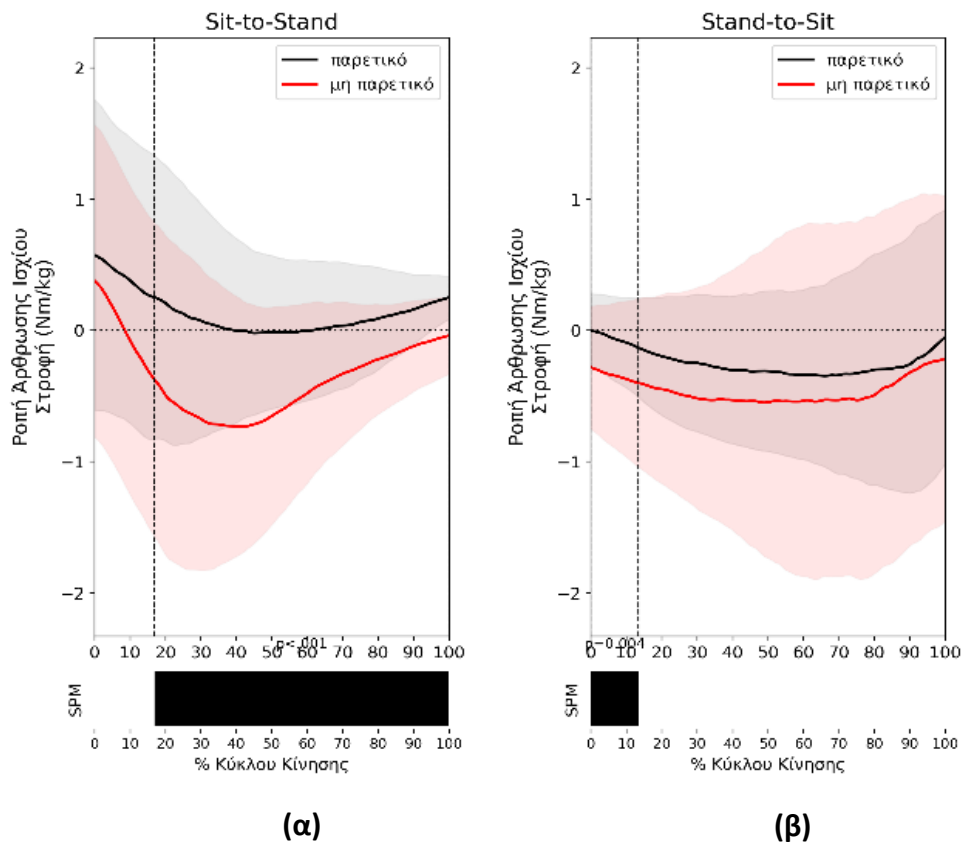
Στο Γράφημα 12 παρουσιάζονται οι κυματομορφές της ροπής της απαγωγής/προσαγωγής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο για την ανόρθωση από την καθιστή θέση όσο και για την επιστροφή στην καθιστή θέση. Εντοπίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου από το 20 έως το 100% του χρόνου εκτέλεσης της δεξιότητας ανόρθωσης από την καθιστή θέση, με το μη παρετικό άκρο να συμμετέχει περισσότερο στην κίνηση, παράγοντας μεγαλύτερη ροπή στο 80% του χρόνου της κίνησης ενώ το παρετικό άκρο εμφανίζει σχεδόν μηδενική συμμετοχή. Επίσης, παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές ροπής κατά την απαγωγή / προσαγωγή του ισχίου στο 100% του χρόνου της κίνησης κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση, με το μη παρετικό κάτω άκρο να παρουσιάζει επίσης μεγαλύτερες τιμές συγκρινόμενο με το παρετικό κάτω άκρο.



Γράφημα 12: Κυματομορφές της ροπής της απαγωγής/ προσαγωγής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος.



Στο Γράφημα 13 παρουσιάζονται οι κυματομορφές της ροπής της έσω/έξω στροφής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο για την ανόρθωση από την καθιστή θέση όσο και για την επιστροφή στην καθιστή θέση. Εντοπίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου από το 20 έως το 100% του χρόνου εκτέλεσης της δεξιότητας ανόρθωσης από την καθιστή θέση, με το παρετικό άκρο να εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές ροπής. Επίσης, παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές ροπής κατά την έσω/έξω στροφή του ισχίου στο 0 ως 10% του χρόνου της κίνησης κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση, με το παρετικό κάτω άκρο να παρουσιάζει επίσης μεγαλύτερες τιμές συγκρινόμενο με το μη παρετικό κάτω άκρο.

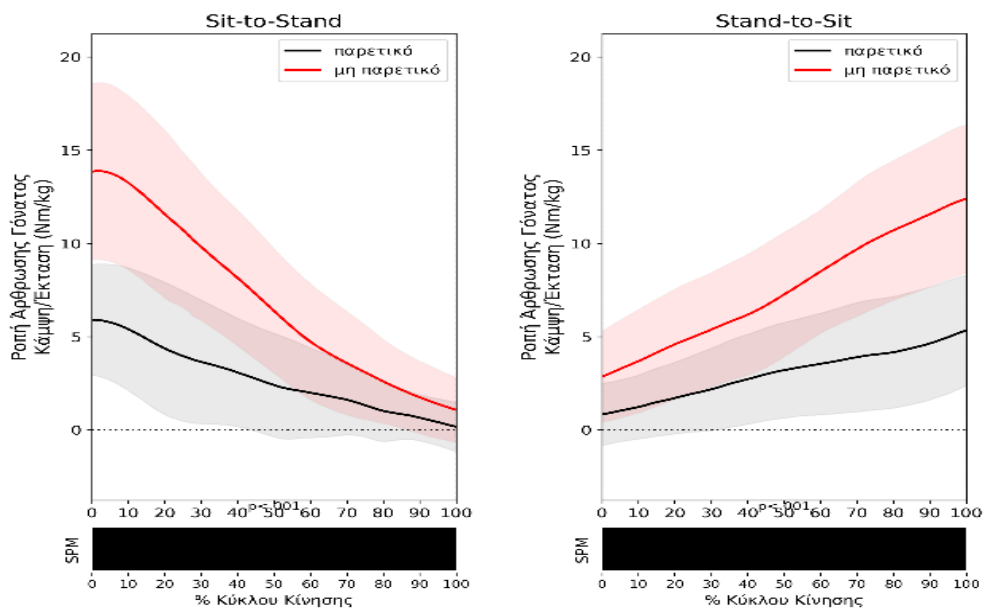


Γράφημα 13: Κυματομορφές της ροπής της έσω/έξω στροφής του ισχίου για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος.



Γόνατο

Στο Γράφημα 14 παρουσιάζονται οι κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης του γόνατος για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο για την ανόρθωση από την καθιστή θέση όσο και για την επιστροφή στην καθιστή θέση. Εντοπίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου στο 100% του χρόνου εκτέλεσης της δεξιότητας κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση, με το μη παρετικό άκρο να εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές ροπής. Επίσης, παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές ροπής κατά την κάμψη/ έκταση του γόνατος στο 100% του χρόνου της κίνησης κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση, με το μη παρετικό κάτω άκρο να παρουσιάζει επίσης μεγαλύτερες τιμές συγκρινόμενο με το παρετικό κάτω άκρο.



(α)

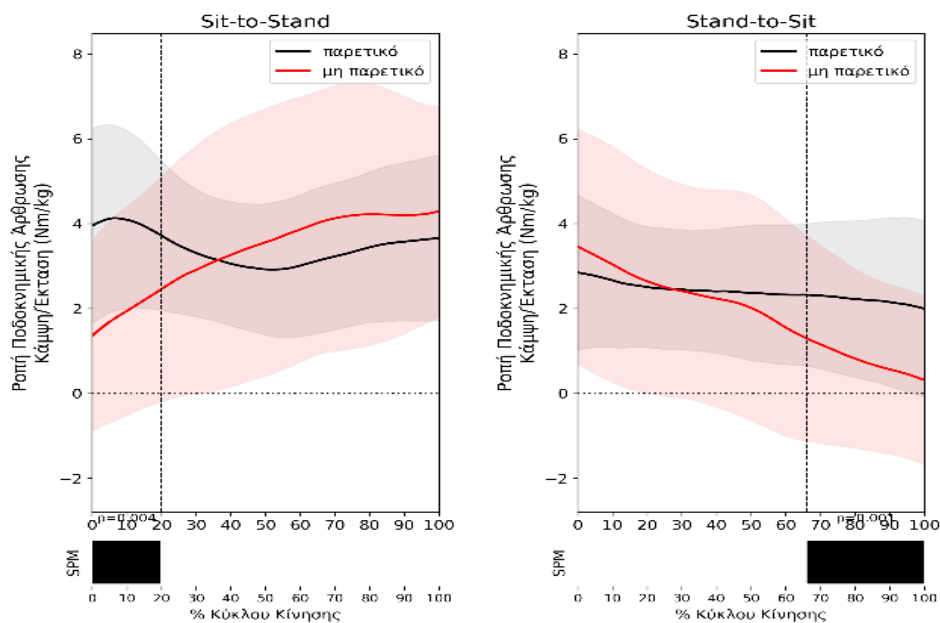
(β)

Γράφημα 14: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης του γόνατος για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος.

Ποδοκνημική Άρθρωση



Στο Γράφημα 15 παρουσιάζονται οι κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης της ποδοκνημικής άρθρωσης για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο για την ανόρθωση από την καθιστή θέση όσο και για την επιστροφή στην καθιστή θέση. Εντοπίζεται στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου στο 0 ως 20% % του χρόνου εκτέλεσης της δεξιότητας κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση, με το παρετικό άκρο να εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές ροπής σε σχέση με το μη παρετικό άκρο στην αρχή της εκτέλεσης της δεξιότητας. Επίσης, παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές ροπής κατά την κάμψη/ έκταση της ποδοκνημικής άρθρωσης στο 70 ως 100% του χρόνου της κίνησης κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση, με το παρετικό κάτω άκρο να παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές συγκρινόμενο με το μη παρετικό κάτω άκρο.



(α)

(β)

Γράφημα 15: Κυματομορφές της ροπής της κάμψης/ έκτασης του γόνατος για το παρετικό και μη παρετικό κάτω άκρο τόσο (α) για την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Sit-to-stand) όσο και (β) για την επιστροφή στην καθιστή θέση (Stand-to-sit). Η περιοχή στατιστικής σημαντικότητας μέσω της τεχνικής SPM παρουσιάζεται ως μια μαύρη γραμμή κάτω από τον άξονα του ποσοστού της κίνησης του γραφήματος.



V.ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Οι κύριες ερευνητικές υποθέσεις της έρευνας ήταν ότι θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο εύρος κίνησης και στη μέγιστη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της ανόρθωσης από (Sit-to-Stand) και της επιστροφής στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit) σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο τόσο για το παρετικό όσο και για το μη παρετικό κάτω άκρο. Επίσης, θεωρήθηκε ότι θα υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στη ροπή των αρθρώσεων των κάτω άκρων μεταξύ της παρετικής και της μη παρετικής πλευράς κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση σε ασθενείς μετά από εγκεφαλικό επεισόδιο.

Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης μελέτης στηρίζουν τις υποθέσεων που διατυπώθηκαν για το μεγαλύτερο μέρος των παραμέτρων που εξετάστηκαν.

Εύρος κίνησης αρθρώσεων

Τα ευρήματα της μελέτης αναδεικνύουν σημαντική διαφορά στο εύρος κίνησης μεταξύ της φάσης ανόρθωσης από την καθιστή θέση και της φάσης επιστροφής της καθιστής θέσης για το σύνολο των αρθρώσεων των κάτω άκρων (ισχίο, γόνατο και ποδοκνημική). Η διαφορά αυτή ήταν εμφανής και στα δυο κάτω άκρα, παρετικό και μη παρετικό. Το μεγαλύτερο εύρος κίνησης για το σύνολο των αρθρώσεων παρατηρήθηκε κατά την ανόρθωση από καθιστή θέση. Η διαφορά αυτή πιθανώς οφείλεται στις διαφορετικές απαιτήσεις μυϊκής ενεργοποίησης μεταξύ των δύο φάσεων, με την ανόρθωση να απαιτεί σύγκεντρη σύσπαση και μεγαλύτερη μυϊκή δύναμη για την ανύψωση του σώματος, ενώ η επιστροφή χαρακτηρίζεται από έκκεντρη σύσπαση και ελεγχόμενη κάθοδο.

Επίσης, παρατηρήθηκε συμμετρία στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος αλλά όχι στην ποδοκνημική άρθρωση. Το στοιχείο αυτό υποδηλώνει πιθανή αντισταθμιστική στρατηγική των ασθενών για την διατήρηση της ισορροπίας κατά την εκτέλεση αυτών των λειτουργικών κινήσεων, με την ποδοκνημική να αναδεικνύεται ως η πιο ευαίσθητη άρθρωση αναφορικά με τα κινητικά ελλείμματα μετά από ΑΕΕ.

Μέγιστη ροπή των αρθρώσεων



Από τα αποτελέσματα φάνηκε ότι η μέγιστη ροπή ήταν υψηλότερη κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση σε σχέση με την επιστροφή στην καθιστή θέση τόσο στο παρετικό όσο και στο μη παρετικό κάτω άκρο. Το στοιχείο αυτό υπογραμμίζει τις αυξημένες απαιτήσεις σε παραγωγή μυϊκή δύναμη κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση και έρχεται σε συμφωνία με τη μελέτη της Roy και των συνεργατών της (2007).

Για το παρετικό κάτω άκρο βρέθηκε ότι η μέγιστη ροπή ήταν σημαντικά μεγαλύτερη κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση σε σύγκριση με την επιστροφή σε αυτή στην έσω-έξω στροφή του ισχίου και στην ραχιαία-πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης. Το εύρημα αυτό συμφωνεί εν μέρη με την εργασία της Roy και συνεργάτες (2007) οι οποίοι παρατήρησαν αντίστοιχο μοτίβο για τις αρθρώσεις του ισχίου και το γόνατος αλλά όχι για την ποδοκνημική άρθρωση καθώς δεν την μελέτησαν.

Η αυξημένη μέγιστη ροπή στις στροφικές κινήσεις του ισχίου πιθανώς αντανακλά τις αντισταθμιστικές στρατηγικές σταθεροποίησης του κορμού και μεταφοράς του βάρους στο μη παρετικό κάτω άκρο κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση (Boukadida et al., 2015; Roy et al., 2007). Καθώς η φάση αυτή απαιτεί μεγάλη σταθερότητα και έλεγχο κατά την εκτέλεση της η μυϊκή αδυναμία και ο μειωμένος κινητικός έλεγχος πολλές φορές αναγκάζει τα άτομα με ημιπάρεση να υιοθετούν τέτοιου είδους ασύμμετρες κινητικές στρατηγικές. Επίσης, η αυξημένη μέγιστη ροπή της ποδοκνημικής άρθρωσης πιθανώς υποδηλώνει ότι παρά το κινητικό έλλειμμα ο άκρος πόδας συμμετέχει ενεργά στην ώθηση του σώματος προς τα επάνω. Βέβαια, η αυξημένη τιμή ροπής ίσως αντανακλά την υπερβολική ενεργοποίηση των πελματιαίων καμπτήρων λόγω σπαστικότητας που αξιοποιείται για τη στήριξη και την μετατόπιση του κέντρου μάζας του σώματος. Παρά τη λειτουργική συμμετοχή αυτή η ενεργοποίηση μπορεί να μην είναι εμβιομηχανικά αποδοτική (Boukadida et al., 2015; Silva et al., 2013).

Στο μη παρετικό κάτω άκρο παρατηρήθηκε αυξημένη μέγιστη ροπή κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση κυρίως στην κάμψη-έκταση γόνατος και στην ραχιαία-πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης. Η σημαντικά μεγαλύτερη μέγιστη ροπή στο γόνατο υποδηλώνει ότι το μη παρετικό κάτω άκρο είναι αυτό που ουσιαστικά επιφορτίζεται με την ανόρθωση του κέντρου μάζας από την καθιστή θέση. Η ποδοκνημική άρθρωση φαίνεται να δρα υποστηρικτικά στην άρθρωση του γόνατος για να αντισταθμίσει τις ανεπάρκειες του παρετικού κάτω άκρου.



Από τα αποτελέσματα είναι εμφανές ότι η φάση της επιστροφής στην καθιστή θέση παρουσιάζει μικρότερες κινητικές απαιτήσεις, στοιχείο που ερμηνεύεται από την διαφορετική μηχανική της φάσης αυτής σε σχέση με την ανόρθωση από την καρέκλα. Σε αυτή τη φάση η βαρύτητα παίζει τον σημαντικότερο ρόλο, καθώς ωθεί το σώμα προς τα κάτω και το μόνο που απαιτείται είναι ο έλεγχος της καθόδου μέσω της έκκεντρης συστολής των μυών και όχι η μέγιστη ενεργοποίηση τους.

Σύγκριση ροπής παρρετικού – μη παρρετικού κάτω άκρου

Η ανάλυση SPM ανέδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ του παρρετικού και του μη παρρετικού κάτω άκρου ως προς την μυϊκή ροπή, τόσο κατά την φάση της ανόρθωσης όσο και κατά τη φάση της επιστροφής στην καθιστή θέση. Συνολικά το μη παρρετικό κάτω άκρο παρουσίασε υψηλότερες τιμές ροπής σε όλες τις αρθρώσεις και στις δυο φάσεις, καταδεικνύοντας την άνιση κατανομή του έργου μεταξύ των δυο κάτω άκρων.

Κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση, η άρθρωση του ισχίου στο μη παρρετικό κάτω άκρο παρουσιάζει μεγαλύτερη ροπή έκτασης σε σχέση με το παρρετικό κάτω άκρο σε όλη τη διάρκεια της κίνησης. Μάλιστα, στο δεύτερο μισό της φάσης ανόρθωσης από την καθιστή θέση η διαφορά μεταξύ των δυο κάτω άκρων είναι στατιστικά σημαντική. Αντίστοιχα, στην άρθρωση του γόνατος η ροπή που αναπτύσσεται είναι σημαντικά μεγαλύτερη στο μη παρρετικό κάτω άκρο σε σύγκριση με το παρρετικό κάτω άκρο σε όλη τη διάρκεια της ανόρθωσης από και της επιστροφής στην καθιστή θέση. Μάλιστα, στη μέγιστη τιμή της είναι περίπου 50% μεγαλύτερη στο μη παρρετικό κάτω άκρο. Τα στοιχεία αυτά καταδεικνύουν την στρατηγική στήριξης σε μεγάλο βαθμό στο μη παρρετικό κάτω άκρο, που αποτελεί αντισταθμιστικό μηχανισμό για την εκτέλεση μιας τόσο συχνά εκτελούμενης δραστηριότητας της καθημερινής ζωής, όπως είναι η ανόρθωση από και η επιστροφή στην καθιστή θέση (Boukadida et al., 2015).

Η χαμηλή παραγωγή ροπής του παρρετικού κάτω άκρου πιθανότατα είναι αποτέλεσμα μειωμένης ικανότητας, καθυστερημένης χρονικά ενεργοποίησης των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του ισχίου και του γόνατος ή προβλημάτων ενδομυϊκού ή μέσομυϊκού συντονισμού (Hidler et al., 2007).



Το μοτίβο αυτό παρουσιάζεται και κατά την φάση επιστροφής στην καθιστή θέση με τη διαφορά μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου να είναι μικρότερη και όχι σημαντική. Οι ροπές κατά την επιστροφή στην καθιστή θέση είναι μικρότερες πιθανότατα γιατί οι απαιτήσεις αυτής της φάσης της δεξιότητας έχουν να κάνουν κυρίως με το έλεγχο της καθόδου του κέντρου μάζας του σώματος και λιγότερο με την παραγωγή μέγιστης ροπής.

Στην ποδοκνημική άρθρωση στο πρώτο 20% της φάσης ανόρθωσης από την καθιστή θέση το παρετικό κάτω άκρο παράγει σχεδόν διπλάσια σε μέγεθος ροπή σε σύγκριση με το μη παρετικό κάτω άκρο. Στη συνέχεια της κίνησης πραγματοποιείται ένας χιασμός των σημάτων περίπου στο 40% της κίνησης και αναλαμβάνει το μη παρετικό κάτω άκρο χωρίς όμως η διαφορά μεταξύ των δύο κάτω άκρων να είναι στατιστικά σημαντική. Αντίθετα, κατά την φάση επιστροφής στην καθιστή θέση το μη παρετικό παράγει μεγαλύτερη ροπή σε σχέση με το μη παρετικό στην αρχή της κίνησης, πραγματοποιείται χιασμός των σημάτων περίπου στο 20% της κίνησης και από εκεί και μέσα το παρετικό κάτω άκρο παράγει μεγαλύτερη ροπή σε σχέση με το μη παρετικό, που γίνεται στατιστικά σημαντική μετά το 70% της κίνησης.

Και στις δυο περιπτώσεις ουσιαστικά η ροπή που παράγει η ποδοκνημική άρθρωση είναι περίπου ίδια στο παρετικό κάτω άκρο σε όλη τη διάρκεια της κίνησης. Το μόνο που αλλάζει είναι η συνεισφορά του μη παρετικού κάτω άκρου στην συνολική ροπή. Στην φάση ανόρθωσης από την καρέκλα η ροπή της πελματιαίας κάμψης αυξάνει όσο εξελίσσεται η κίνηση ενώ στη φάση επιστροφής στην καθιστή θέση η ροπή πελματιαίας κάμψης συνεχώς μειώνεται.

Στη ροπή απαγωγής-προσαγωγής της άρθρωσης του ισχίου παρατηρούνται επίσης σημαντικές διαφορές μεταξύ των δυο κάτω άκρων, με το μη παρετικό άκρο να εμφανίζει πού μεγαλύτερες τιμές ροπής σε όλη τη διάρκεια της κίνησης. Μάλιστα, είναι εμφανές ότι η συμμετοχή του παρετικού άκρου σε αυτό το επίπεδο της κίνησης είναι πολύ μικρή σε όλη τη διάρκεια των δυο κινήσεων καθώς οι τιμές του είναι πολύ κοντά στο μηδέν.

Τέλος, η ροπή της στροφής του ισχίου είναι σημαντικά μικρότερη στο παρετικό κάτω άκρο κατά την εκτέλεση της ανόρθωσης από καθιστή θέση. Μικρότερη είναι και κατά τη φάση επιστροφής στην καθιστή θέση αλλά η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική μόνο στο πρώτο 15% της κίνησης.



VI. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τα ευρήματα της έρευνας προκύπτουν τα ακόλουθα συμπεράσματα:

- Το εύρος κίνησης στο σύνολο των αρθρώσεων των κάτω άκρων στο προσθιοπίσθιο επίπεδο της κίνησης ήταν μεγαλύτερο στη φάση ανόρθωσης από την καθιστή θέση σε σύγκριση με την φάση επιστροφής στην καθιστή θέση και για τα δυο κάτω άκρα (παρετικό και μη παρετικό).
- Υπήρξε συμμετρία στο εύρος κίνησης μεταξύ του παρετικού και του μη παρετικού κάτω άκρου στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος αλλά όχι στην ποδοκνημική άρθρωση.
- Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση απαιτεί μεγαλύτερο εύρος κίνησης των κάτω άκρων και κατά συνέπεια αυξημένες λειτουργικές απαιτήσεις.
- Η τιμή της μέγιστης ροπής ήταν μεγαλύτερη κατά την ανόρθωση από την καρέκλα σε σύγκριση με την επιστροφή στην καρέκλα στην στροφή του ισχίου και στην ραχιαία-πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης στο παρετικό κάτω άκρο.
- Η τιμή της μέγιστης ροπής ήταν μεγαλύτερη κατά την ανόρθωση από την καρέκλα σε σύγκριση με την επιστροφή στην καρέκλα στην κάμψη-έκταση γόνατος και στην ραχιαία-πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής άρθρωσης στο μη παρετικό κάτω άκρο.
- Οι υψηλότερες τιμές μέγιστης ροπής κατά την ανόρθωση από την καθιστή θέση υποδεικνύουν ότι η συγκεκριμένη δεξιότητα απαιτεί μεγαλύτερη μυϊκή προσπάθεια.
- Οι τιμές ροπής που αναπτύσσει το μη παρετικό κάτω άκρο είναι μεγαλύτερες από τις τιμές του παρετικού κάτω άκρου τόσο κατά την φάση ανόρθωσης, όσο και κατά τη φάση επιστροφής στην καθιστή θέση.
- Το μη παρετικό κάτω άκρο παίζει καθοριστικό ρόλο τόσο στην ανόρθωση όσο και στην επιστροφή στην καθιστή θέση.

Προτάσεις για μελλοντικές μελέτες

Η παρούσα μελέτη δίνει την ευκαιρία για περαιτέρω εξέλιξή της. Αναφορικά, νέα σημεία ενδιαφέροντος θα μπορούσαν να είναι:

- Ο σχεδιασμός της μελέτης να εφαρμοστεί σε μεγαλύτερο δείγμα πληθυσμού.



- Μελέτη δείγματος ασθενών σε διαφορετικές φάσεις μετά από το εγκεφαλικό επεισόδιο (υποξεία και χρόνια φάση)
- Μελέτη ταυτόχρονα των κινηματικών, κινητικών και ηλεκτρομυογραφικών χαρακτηριστικών κατά την εκτέλεση της ανόρθωσης από και της επιστροφής στην καθιστή θέση.
- Μελέτη του κινητικού συντονισμού των αρθρώσεων των κάτω άκρων και του κορμού κατά την εκτέλεση της ανόρθωσης από και της επιστροφής στην καθιστή θέση.
- Μελέτης της επίδρασης ενός προγράμματος άσκησης στα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά της εκτέλεσης της ανόρθωσης από και της επιστροφής στην καθιστή θέση.



VII. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Ada, L., & Westwood, P. (1992). *A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke.*
- Antiya, D., & Ganvir, S. (2018). ELECTROMYOGRAPHIC ACTIVITY OF VARIOUS MUSCLES DURING SIT-TO-STAND IN PATIENTS WITH STROKE: A META-ANALYSIS. *International Journal of Clinical and Biomedical Research*, 14–20. <https://doi.org/10.31878/ijcbr.2018.43.04>
- Appelros P., Nydevik I. & Terent (2006). Living setting and utilization of ADL assistance one year after a stroke with special reference to gender differences. *Disability Rehabilitation*, 28: 43-49.
- Boukadida, A., Piotte, F., Dehail, P., & Nadeau, S. (2015). Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review. In *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (Vol. 58, Issue 3, pp. 167–172). Elsevier Masson s.r.l. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.04.007>
- Brière, A., Lauzière, S., Gravel, D., & Nadeau, S. (2010). Perception of weight-bearing distribution during sit-to-stand tasks in hemiparetic and healthy individuals. *Stroke*, 41(8), 1704–1708. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.110.589473>
- Brière, A., Nadeau, S., Lauzière, S., Gravel, D., & Dehail, P. (2013). Knee efforts and weight-bearing asymmetry during sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis and healthy controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 508–515. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.014>
- Brunt, D., Greenberg, B., Wankadia, S., Trimble, M. A., & Shechtman, O. (2002). The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(7), 924–929. <https://doi.org/10.1053/apmr.2002.3324>
- Caplan,L. (2006). Stroke , google e-books. Retrieved from



- <https://books.google.gr/books?id=0ZnSCgAAQBAJ&pg=PR3&ots=BBk4DBcFgc&dq=what%20is%20stroke&lr&hl=el&pg=PR3#v=onepage&q=what%20is%20stroke&f=false>
- Chen, H. Bin, Wei, T. Sen, & Chang, L. W. (2010). Postural influence on Stand-to-Sit leg load sharing strategies and sitting impact forces in stroke patients. *Gait and Posture*, 32(4), 576–580. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.08.005>
- Chou, S.-W., Wong, A. M. K., Leong, C.-P., Hong, W.-S., Tang, F.-T., & Lin, T.-H. (2003). Postural Control During Sit-to Stand and Gait in Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Am. J. Phys. Med. Rehabil.* •, 82(1). <https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000043769.93584.4D>
- Donkor, E. S. (2018). Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. In *Stroke Research and Treatment* (Vol. 2018). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2018/3238165>
- Feigin, V.L., Abate, M.D., Abate, Y.H., Abd ElHafeez, S.,....., Murray, C.J.L.(2024). Global, regional, and national burden of stroke and its risk factors, 1990-2021: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2021. *The Lancet Neurology*. 23(10): P973-1003.
- Furtado, C., Carneiro Quixadá, A. P., Aires Brasil, C., Guimarães, M., Amorim, T., Vieira, J. P., & Pinto, E. B. (2018). Kinematic Parameters for Changing From Sitting to Standing Position and Gait in Poststroke Hemiparetic Patients. *Journal of Clinical Engineering*, 43(4), 171–177. <https://doi.org/10.1097/jce.0000000000000297>
- Gross M.M., Stevenson P.J., Charette S.L., Pyka G., Marcus R. (1998). Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women. *Gait & Posture*, 8: 175-185.



- Hanawa, H., Hirata, K., Miyazawa, T., Kubota, K., Yokoyama, M., Fujino, T., & Kanemura, N. (2023). Compensatory relationship of mechanical energy in paretic limb during sit-to-stand motion of stroke survivors. *Human Movement Science, 88*. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2022.103052>
- He, J., Liu, D., Hou, M., Luo, A., Wang, S., & Ma, Y. (2023). Analysis of inter-joint coordination during the sit-to-stand and stand-to-sit tasks in stroke patients with hemiplegia. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation, 15*(1). <https://doi.org/10.1186/s13102-023-00716-1>
- Hesse Stefan, Schauer Michael, Malezic Matija, Jahnke Matthias, & Mauritz Karl-Heinz. (1994). *Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects*.
- Hidler, J. M., Carroll, M., & Federovich, E. H. (2007). Strength and coordination in the paretic leg of individuals following acute stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 15*(4), 526–534. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.907689>
- Janssen Wim, Bussmann Hans, & Stam Henk. (2002). *Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review*. <https://academic.oup.com/ptj/article/82/9/866/2857650>
- Kim W.S., Cho S., Baek D., Bang H. & Paik N.J. (2016). Upper extremity functional evaluation by Fugl-Meyer assessment scoring using depth-sensing camera in hemiplegic stroke patients. *PLoS ONE, 11*(7), 1-13.
- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture, 69*, 235–241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>



- Lee, M. Y., & Lee, H. Y. (2013). *Analysis for Sit-to-Stand Performance According to the Angle of Knee Flexion in Individuals with Hemiparesis*.
- Lomaglio, M. J., & Eng, J. J. (2005). Muscle strength and weight-bearing symmetry relate to sit-to-stand performance in individuals with stroke. *Gait and Posture*, 22(2), 126–131. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.08.002>
- Mao, Y. R., Wu, X. Q., Li Zhao, J., Lo, W. L. A., Chen, L., Ding, M. H., Xu, Z. Q., Bian, R. H., Huang, D. F., & Li, L. (2018). The crucial changes of sit-to-stand phases in subacute stroke survivors identified by movement decomposition analysis. *Frontiers in Neurology*, 9(MAR). <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00185>
- Mohammadi, R., & Mirshoja, M. S. (2018). Sit-to-Stand Task in Stroke Survivors: A Review Study. *Middle East Journal of Rehabilitation and Health, In Press*(In Press). <https://doi.org/10.5812/mejrh.66467>
- Nichols-Larsen, D.S., Kegelmeyer, D.A., Buford, J.A., Kloos, A.D., Heathcock, J.C. & Basso, D.M. (2017). Νευρολογική αποκατάσταση. Εκδόσεις Κωνσταντάρας.
- Na, E., Hwang, H., & Woo, Y. (2016). *Study of acceleration of center of mass during sit-to-stand and stand-to-sit in patients with stroke*.
- Onursal Kılınç, Ö., De Ridder, R., Kılınç, M., & Van Bladel, A. (2023). Trunk and lower extremity biomechanics during sit-to-stand after stroke: A systematic review. In *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (Vol. 66, Issue 3). Elsevier Masson s.r.l. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2022.101676>
- Pal, A. R., & Pratihar, D. K. (2016). Estimation of Joint Torque and Power Consumption during Sit-to-Stand Motion of Human-being Using a Genetic Algorithm. *Procedia Computer Science*, 96, 1497–1506. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2016.08.196>
- Pinheiro, M. D. B., Polese, J. C., Machado, G. D. C., Scianni, A. A., Hirochi, T. L., & Teixeira-Salmela, L. F. (2014). Balance analysis during the sit-to-stand



movement of chronic hemiparetic individuals based upon their functional levels. *Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal*, 12, 199. <https://doi.org/10.17784/mtprehabjournal.2014.12.199>

Prudente, C., Rodrigues-De-Paula, F., & Faria, C. D. C. M. (2013). Lower limb muscle activation during the sit-to-stand task in subjects who have had a stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(8), 666–675. <https://doi.org/10.1097/PHM.0b013e318282c87a>

Rafi, U., Jahan, S., & Malik, A. N. (2019). ASSOCIATION OF SIT-TO-STAND PATTERN WITH FUNCTIONAL MOBILITY IN STROKE PATIENTS AND ELDERLY POPULATION. *Khyber Medical University Journal*, 11(2), 75–78. <https://doi.org/10.35845/kmu.2019.18499>

Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piotte, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007a). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 795–804. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.007>

Roy, G., Nadeau, S., Gravel, D., Piotte, F., Malouin, F., & McFadyen, B. J. (2007b). Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 795–804. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.03.007>

Sacco, R. L., Kasner, S. E., Broderick, J. P., Caplan, L. R., Connors, J. J., Culebras, A., Elkind, M. S. V., George, M. G., Hamdan, A. D., Higashida, R. T., Hoh, B. L., Janis, L. S., Kase, C. S., Kleindorfer, D. O., Lee, J. M., Moseley, M. E., Peterson, E. D., Turan, T. N., Valderrama, A. L., & Vinters, H. V. (2013). An updated definition of stroke for the 21st century: A statement for healthcare professionals from the American heart association/American stroke association. *Stroke*, 44(7), 2064–2089. <https://doi.org/10.1161/STR.0b013e318296aeca>



- Sackley, C. M. (1991). Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *Disability and Rehabilitation*, 13(1), 1–4.
<https://doi.org/10.3109/03790799109166267>
- Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. *Somatosensory and Motor Research*, 30(1), 48–55.
<https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755>
- Vander Linden D.W., Brunt D., McCulloch M.U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75: 653-660.
- World Health Organization (2021). World Health Statistics 2021: Monitoring Health for the SDGs, Sustainable Development Goals. Geneva: World Health Organization. Retrieved from <https://apps.who.int/iris/handle/10665/342703>
- World Health Organization. (2004). The atlas of heart disease and stroke / Judith Mackay and George Mensah ; with Shanthi Mendis and Kurt Greenland. World Health Organization. <https://iris.who.int/handle/10665/43007>
- World Health Organization (2012). *Measuring quality of life*. Retrieved from <https://www.who.int/tools/whoqol>
- Wurzinger H.E., Abzhandadze T., Rafsten L. & Sunnerhagen K.S. (2021). Dependency in activities of daily living during the first year after a Stroke. *Frontiers in Neurology*, 12: 736684.



Zhan, W., Liu, J., Xu, Z., & Zhu, L. (2023a). A Comparison of Sit to Stand Movement between Stroke Subjects and Healthy Subjects. *International Journal of Frontiers in Medicine*, 5(6). <https://doi.org/10.25236/ijfm.2023.050613>

Zhan, W., Liu, J., Xu, Z., & Zhu, L. (2023b). A Comparison of Sit to Stand Movement between Stroke Subjects and Healthy Subjects. *International Journal of Frontiers in Medicine*, 5(6). <https://doi.org/10.25236/ijfm.2023.050613>