



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ



ΤΙΤΛΟΣ

**ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ SIT-TO-STAND
(ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΒΑΡΟΥΣ ΑΠΟ ΚΑΘΙΣΤΗ ΣΕ ΟΡΘΙΑ ΘΕΣΗ)
ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΜΥΙΚΗ ΒΛΑΒΗ**

ΤΟΥ

ΣΠΥΡΟΠΟΥΛΟΥ ΙΩΑΝΝΗ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΓΙΑΚΑΣ ΙΩΑΝΝΗΣ

Τριμελής επιτροπή: Γιάκας Ιωάννης, Τσιόκανος Αθανάσιος, Ζήση Βασιλική

ΤΡΙΚΑΛΑ

2009



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗΣ & ΠΛΗΡΟΦΟΡΗΣΗΣ
ΕΙΔΙΚΗ ΣΥΛΛΟΓΗ «ΓΚΡΙΖΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ»

Αριθ. Εισ.: 7060/1

Ημερ. Εισ.: 02/04/2009

Δωρεά: _____

Ταξιθετικός Κωδικός: Δ

612.76

ΣΠΥ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ



004000088017

Περίληψη

Η παρούσα μελέτη έγινε με σκοπό να εξετάσει τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της μετάβασης από την καθιστή στην όρθια στάση (STS), μετά από μυϊκή βλάβη και καθυστερημένο μυϊκό πόνο (DOMS). Το δείγμα της έρευνας αποτέλεσαν δεκαπέντε υγιείς ενήλικες γυναίκες ηλικίας $23 \pm 2,83$ έτη. Ανάλυση της κίνησης έγινε πριν και 48 ώρες μετά από πρωτόκολλο μυϊκής βλάβης. Κατά την διάρκεια του πειράματος ζητήθηκε από τα άτομα να εκτελέσουν πέντε προσπάθειες, της κίνησης, σε καρέκλα που το ύψος της είχε ορισθεί στα 43cm. Για την συλλογή των κινηματικών και κινητικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε ένα οπτικοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης κίνησης (VICON) με δέκα κάμερες και μία πλατφόρμα καταγραφής δυνάμεων αντίδρασης εδάφους (BERTEC). Σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν στις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους. Οι κινηματικές παράμετροι τις λεκάνης και των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου παρουσίασαν μεταβολές στατιστικά σημαντικές. Η διάρκεια της κίνησης αυξήθηκε και μειώθηκε σημαντικά η γωνιακή ταχύτητα των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου. Οι ροπή μειώθηκε σημαντικά στην φάση έκτασης της κίνησης στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος, όπως και η ισχύς τους. Συμπερασματικά, η μυϊκή βλάβη και ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος, άλλαξαν την μηχανική της κίνησης. Οι μεταβολές αυτές της κίνησης, παρουσιάζουν ομοιότητες με την στρατηγική που χρησιμοποιούν άνθρωποι τρίτης ηλικίας και άλλες ευπαθείς πληθυσμιακές ομάδες, κάτι που πιθανά να βοηθήσει στο σχεδιασμό προγραμμάτων αποκατάστασης.

Abstract

The study aimed to examine effects of muscle damage on the kinematics and kinetics of sit-to-stand (STS) motion task in healthy young women. Fifteen young women volunteered to participate in this, study. The participants were instructed to complete five STS tasks before and after muscle damage protocol, on an adjustable chair, which fixed in 43cm height. All kinematics and kinetics parameters were measured and compared before and 48 hours after the muscle damage protocol. For the experimental measurements, a 10 camera VICON motion capture system and a force plate were used. Significant differences were found in ground reaction force parameters before and after the muscle damage. The total duration of STS became longer because of the deference, in time, of second phase of movement. Kinematic parameters of pelvis, hip and, knee were altered and angular velocity of hip, knee joints were decreased. The hip and knee joint moments also decreased but only in extension phase with additional decrease in power of these joints. In conclusion, the biomechanics of STS motion is affected by muscle damage and DOMS. The strategy that young healthy subjects use after damage is comparable with that of elderly and that is of significant relevance because, it may be helps in rehabilitation programs.

Key words: DOMS, muscle damage, sit-to-stand

TABLE OF CONTENTS

1. Εισαγωγή	6
1.1 Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης.....	7
1.2 Σκοπός.....	8
2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.
2.1 Η μηχανική της κίνησης του STS	8
2.2 STS με πρόσθετα βάρη	12
2.3 STS και τρίτη ηλικία	14
2.4 STS και παθολογικές καταστάσεις.....	16
3. Μεθοδολογία.....	18
3.1 Διαδικασία μέτρησης	20
3.2 Κριτήρια Αποκλεισμού-Συμμετοχής από την Μελέτη	21
3.3 Οι φάσεις της κίνησης.....	21
3.4 Ανάλυση δεδομένων	22
3.5 Στατιστική ανάλυση.....	26
4. Αποτελέσματα.....	26
4.1 Δείκτες μυϊκής καταστροφής	27
4.2 Διάρκεια κίνησης (sts) και γωνιακή ταχύτητα αρθρώσεων	29
4.3 Κινηματικές παράμετροι.....	30
4.4 Κινητικές παράμετροι.	35
4.4.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους GRF.....	35
4.4.2 Ροπή-Ισχύς.....	36
5. Συζήτηση.....	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.
5.1 Κινηματικές και χρονικές παράμετροι.....	38
5.2 Κινητικές παράμετροι	43

6. Συμπεράσματα και μελλοντικές προτάσεις για έρευνα	45
7. Βιβλιογραφία	47

1. Εισαγωγή

Είναι γνωστό ότι η συμμετοχή σε ασυνήθιστη άσκηση υψηλής έντασης ή διάρκειας μπορεί να οδηγήσει σε τραυματισμό/βλάβη του μυός (muscle damage). Ο τραυματισμός είναι πιο έντονος, όταν προκαλείται από πλειομετρική (έκκεντρη) δράση του μυός (Byrne, Twist, & Eston, 2004; Roig Pull & Ranson, 2007). Εκτεταμένο ερευνητικό ενδιαφέρον επικεντρώνεται στη διερεύνηση των μηχανισμών που προκαλούν το μυϊκό τραυματισμό (Allen, 2001; Friden & Lieber, 2001; Morgan, Gregory, & Proske, 2004; Proske & Morgan, 2001) και της επίδρασης διάφορων πειραματικών πρωτοκόλλων στους έμμεσους δείκτες που τον προσδιορίζουν, όπως είναι η μέγιστη ακούσια και εκούσια δύναμη, τα επίπεδα ορισμένων πρωτεϊνών και βιοχημικών ουσιών (μυοσφαιρίνη, κρεατινική κινάση) στο αίμα, το εύρος κίνησης της άρθρωσης και ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος (delayed onset muscle soreness, DOMS) (Byrne, et al., 2004; Clarkson & Hubal, 2002; Croisier, et al., 2003; Warren, Lowe, & Armstrong, 1999).

Σε μελέτες, στις οποίες χρησιμοποιήθηκε ως μοντέλο δημιουργίας μυϊκής βλάβης το κατηφορικό τρέξιμο (downhill running), παρατηρήθηκαν μείωση του μήκους διασκελισμού (Braun & Dutto, 2003) και μεταβολές του εύρους κίνησης του γόνατος και της ποδοκνημικής (Dutto & Braun, 2004; Hamill, Freedson, Clarkson, & Braun, 1991). Όταν όμως ο μυϊκός τραυματισμός προκλήθηκε με εκτέλεση πλειομετρικής άσκησης των εκτεινόντων μυών του γόνατος σε ισοκινητικό δυναμόμετρο και πραγματοποιήθηκε τρισδιάστατη ανάλυση της μηχανικής της κίνησης, παρατηρήθηκε μείωση του εύρους κίνησης του γόνατος σε διαφορετικές όμως φάσεις του κύκλου βάρδισης (Paschalis, et al., 2007).

Στη βιβλιογραφία υπάρχουν πολλές μελέτες οι οποίες επικεντρώνονται στην εμβιομηχανική ανάλυση κινήσεων της καθημερινής ζωής (ADL, activities of daily

living), με σκοπό την αποκατάσταση και κατανόηση των μηχανικών αντιδράσεων του ανθρωπίνου σώματος (Dehail, et al., 2007; Manckoundia, Mourey, Pfitzenmeyer, & Paraxanthis, 2006; Perry, Radtke, & Goodwin, 2007). Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση (STS, sit to stand), είναι μία δραστηριότητα της καθημερινής ζωής, που έχει αναλυθεί από τους ερευνητές τόσο για νέους ανθρώπους όσο και για ηλικιωμένους. Η μηχανική της κίνησης του STS έχει ερευνηθεί σε πολλές παθολογικές καταστάσεις όπως και μετά από διάφορα πρωτόκολλα επιβάρυνσης, για να γνωστοποιηθούν οι στρατηγικές και οι προστατευτικοί μηχανισμοί που επιστρατεύονται προκειμένου το μυοσκελετικό σύστημα να ανταπεξέλθει στις απαιτήσεις της καθημερινότητας. Ωστόσο, έρευνες δεν έχουν πραγματοποιηθεί όσον αφορά την επίδραση της μυϊκής βλάβης στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της καθημερινής αυτής απλής κίνησης.

1.1 Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης

Η μελέτη της επίδρασης της πλειομετρικής άσκησης των κάτω άκρων στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά βασικών, καθημερινών, κινητικών δραστηριοτήτων μπορεί να συντελέσει στην κατανόηση των μηχανισμών που χρησιμοποιεί το νευρομυϊκό σύστημα στην προσπάθεια του να ανταπεξέλθει στις ιδιαίτερες απαιτήσεις που παρουσιάζονται, λόγω του επικείμενου μυϊκού τραυματισμού. Επιπρόσθετα, η μελέτη της επίδρασης της πλειομετρικής άσκησης στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά καθημερινών βασικών κινητικών δραστηριοτήτων, μπορεί να οδηγήσει στον προσδιορισμό τρόπων πρόληψης μυοσκελετικών τραυματισμών και πτώσεων σε διάφορες ομάδες του πληθυσμού (ελεύθερα αθλούμενοι, στρατιώτες, άτομα τρίτης ηλικίας). Σημαντικό είναι ακόμα το γεγονός ότι, κατανοώντας τον μηχανισμό των αρθρώσεων της ποδοκνημικής, του ισχίου και του γόνατος απορρέουν ουσιαστικές πληροφορίες για την κατασκευή προσθετικών και άλλων

υποστηρικτικών μηχανισμών βοηθώντας ανθρώπους, με βασικά κινητικά προβλήματα, σε ADL και στη βάδιση (Miff, Hansen, Childress, Gard, & Meier, 2008). Τέλος, η εμβιομηχανική ανάλυση των δραστηριοτήτων αυτών, μετά από μυϊκή βλάβη, πιθανά να δώσει σημαντικές πληροφορίες για τα κινητικά προβλήματα που αντιμετωπίζουν οι άνθρωποι τρίτης ηλικίας στην καθημερινότητα τους. Τα ηλικιωμένα άτομα τραυματίζονται ακόμα και με απλές κινήσεις όπως το να κατεβούν σκάλες. Λαμβάνοντας υπόψη την όχι τόσο καλή κατάσταση του μυοσκελετικού τους συστήματος, ένας επιπρόσθετος μυϊκός τραυματισμός κάνει τις κινήσεις τους ακόμα πιο δύσκολες. Στην προσπάθειά τους να ανταπεξέλθουν όμως στις απαιτήσεις των καθημερινών δραστηριοτήτων, πιθανά να χρησιμοποιούν μηχανισμούς αυτοπροστασίας όμοιους με εκείνους που χρησιμοποιεί κάποιος νεότερος μετά από μυϊκή καταστροφή.

1.2 Σκοπός

Σκοπός της παρούσας διατριβής είναι να διερευνήσει την επίδραση της πλειομετρικής άσκησης των καμπτηρών και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος, στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά τις κίνησης sit to stand (μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση). Η ποσοτική εξέταση της κίνησης, τόσο κινηματικά όσο και κινητικά, στοχεύει να διερευνήσει το μηχανισμό προστασίας και αντίδρασης του σώματος απέναντι στο καθυστερημένο μυϊκό πόνο και τη μυϊκή βλάβη, έτσι ώστε να συμβάλει στην αποκατάσταση των διαφόρων πληθυσμιακών ομάδων.

2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1 Η μηχανική της κίνησης του STS

Το STS (sit to stand) είναι η κίνηση που χρησιμοποιείται από τους ανθρώπους για να αλλάξουν την κινητική τους κατάσταση, μεταφέροντας το σώμα από καθιστή σε όρθια θέση (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002). Επίσης χαρακτηρίστηκε από ερευνητές (Roebroeck, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs, & Lankhorst, 1994) ως την προς τα πάνω μετατόπιση, του κέντρου μάζας σώματος, από καθιστή θέση σε όρθια, χωρίς την απώλεια της ισορροπίας. Άλλοι μελετητές (Vander Linden, Brunt, & McCulloch, 1994) την χαρακτήρισαν ως μεταβατική κίνηση, που απαιτείται για την επίτευξη της όρθιας στάσης, του κέντρου μάζας από μια σταθερή κατάσταση σε μια ασταθή και επιτυγχάνεται με την έκταση των κάτω άκρων. Το STS μπορεί συνάμα να περιγραφεί και κινηματικά, χωρίζοντας την κίνηση σε επιμέρους φάσεις για την ποσοτική αξιολόγησή της με βάση κινηματικές παραμέτρους (Kotake, et al., 1993; Kralj, Jaeger, & Muni, 1990). Ο καθορισμός των φάσεων της κίνησης γίνεται βάση των μεταβλητών που αξιολογούνται. Κυρίως από τους περισσότερους ερευνητές χρησιμοποιείται το κινηματικό μοντέλο και οι φάσεις, έτσι όπως καθορίστηκε παλιότερα από τους Schenkman et al το 1990. Η πρώτη φάση ονομάζεται και φάση κάμψης, στην οποία η κίνηση ξεκινάει με την κάμψη του κορμού και του ισχίου και τελειώνει λίγο πριν την αποκόλληση του ισχίου από το κάθισμα. Η δεύτερη φάση ξεκινάει από την στιγμή που σταματάει η επαφή του ισχίου με την καρέκλα μέχρι τη μέγιστη γωνία ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής και ονομάζεται φάση μεταφοράς βάρους. Η τρίτη φάση είναι η φάση έκτασης της κίνησης και ξεκινάει από το τέλος της δεύτερης μέχρι που σταματά η έκταση του ισχίου του γόνατος και του κορμού. Τέλος η τέταρτη φάση ξεκινά από το τέλος της έκτασης μέχρι τη στιγμή που θα ισορροπήσει το άτομο και ονομάζεται φάση σταθεροποίησης (Schenkman, et al.,

1990). Στη μηχανική της κίνησης, στο STS, η μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου, γόνατος και ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής, πραγματοποιείται την στιγμή αποκόλλησης του ισχίου από το κάθισμα, ενώ η μέγιστη τιμή της ροπής στην πελματιαία κάμψη συμβαίνει στο τέλος της κίνησης (Doorenbosch, 1994; Lundin, Grabiner, & Jahnigen, 1995; Roebroek, et al., 1994)

Εκτός από τις φάσεις που καθορίζουν την κίνηση του STS, άλλοι εξωτερικοί παράγοντες όπως το ύψος τις καρέκλας, οι χειρολαβές, το είδος τις καρέκλας καθώς και το σημείο στήριξης της πλάτης φαίνεται να επηρεάζουν την μηχανική της κίνησης (Janssen, et al., 2002). Το ύψος της καρέκλας, όσο μικραίνει, κάνει την κίνηση πιο απαιτητική καθιστώντας μάλιστα πολλούς ανθρώπους ανίκανους να έρθουν σε όρθια θέση (Munro, Steele, Bashford, Ryan, & Britten, 1998; Munton, Ellis, & Wright, 1984; Schenkman, Riley, & Pieper, 1996; Su, Lai, & Hong, 1998). Σε μικρότερο ύψος καρέκλας έχει παρατηρηθεί ότι αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα κάμψης του κορμού και έκτασης του ισχίου. Συνάμα αυξάνει η γωνιακή μετατόπιση της ράχης, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Επιπρόσθετα παρατηρήθηκε ότι αυξάνεται η ροπή έκτασης του ισχίου. Αντίθετα αυξάνοντας το ύψος της καρέκλας μειώνεται σημαντικά η ροπή του γόνατος (μέχρι και 60%) και του ισχίου (μέχρι 50%) (Janssen, et al., 2002). Τα μπράτσα της καρέκλας επιδρούν στα δυναμικά χαρακτηριστικά της κίνησης, μειώνοντας την ροπή έκτασης του γόνατος και του ισχίου κατά 50% (Arborelius, Wretenberg, & Lindberg, 1992; Burdett, Habasevich, Pisciotta, & Simon, 1985; Seedhom & Terayama, 1976), ενώ δεν φαίνεται να επηρεάζει την μηχανική της κίνησης το μπράτσο στήριξης του κορμού (Janssen, et al., 2002). Τέλος ερευνητές (Wheeler, Woodward, Ucovich, Perry, & Walker, 1985) έδειξαν ότι το είδος της καρέκλας και η θέση του σώματος πάνω σε αυτή, επηρεάζουν τη θέση του κέντρου μάζας, απομακρύνοντας το ή φέρνοντάς το πιο κοντά στη βάση στήριξης.

Οι παράγοντες που επηρεάζουν την στρατηγική της κίνησης είναι η ταχύτητα της κίνησης, η τοποθέτηση των κάτω άκρων, η θέση του κορμού, η κίνηση των άνω άκρων και η γωνιακή θέση του γόνατος (Janssen, et al., 2002). Επίσης οι ερευνητές Pai and Rogers (1991) έδειξαν ότι η αύξηση της ταχύτητας του STS αυξάνει την κάμψη του ισχίου, την έκταση του γόνατος ενώ κινητικά αυξάνει την ροπή ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής καθώς επίσης αυξάνει την κάθετη ορμή του κέντρου μάζας σώματος, αφήνοντας ανεπηρέαστη την οριζόντια (Pai & Rogers, 1990). Τοποθετώντας την ποδοκνημική πιο πίσω στην εκκίνηση του STS μειώνονται, ο συνολικός χρόνος της κίνησης, η ταχύτητα κάμψης του ισχίου και η γωνιακή κάμψη του ισχίου. Με την τοποθέτηση της ποδοκνημικής πιο μπροστά αυξάνονται οι δυο πρώτες φάσεις της κίνησης χρονικά (Shepherd & Koh, 1996). Η στρατηγική μετακίνησης της ποδοκνημικής στην εκκίνηση του STS έχει ονομαστεί «στρατηγική σταθεροποίησης» (M.A. Hughes, Weiner, & Schenkman, 1994). Οι μελετητές (Munton, et al., 1984) παρατήρησαν ηλεκτρομυογραφικές διαφορές σε έξι μυϊκές ομάδες των κάτω άκρων, συγκρίνοντας την πίσω θέση της ποδοκνημικής σε σχέση με την ουδέτερη που η ποδοκνημική είναι τοποθετημένη πιο μπροστά.

Για την θέση και κίνηση του κορμού, ερευνητές (Shepherd & Gentile, 1994) έδειξαν ότι δεν υπάρχει διαφορά στην μέγιστη τιμή της ροπής αλλά στην διάρκεια της μέγιστης ροπής που αυξάνεται όταν ξεκινά η πλάτη με μεγαλύτερη γωνία κάμψης. Ακόμα, η φάση έκτασης της κίνησης αυξάνεται όταν η γωνία εκκίνησης της πλάτης είναι σε μεγαλύτερη κάμψη (Shepherd & Gentile, 1994). Ο ερευνητής Doorenbosch, (1994) παρατήρησε ότι η στρατηγική που χρησιμοποιείται με μέγιστη κάμψη της ράχης επηρεάζει μόνο τις κινηματικές παραμέτρους του ισχίου, αφήνοντας ανεπηρέαστη την γωνιακή κίνηση του γόνατος και της ποδοκνημικής. Χρησιμοποιώντας την στρατηγική αυτή, της μέγιστης κάμψης, βρέθηκε ότι

μειώνεται σημαντικά η αρθρική ροπή του γόνατος, συγκεκριμένα κατά 27% (Doorenbosch, 1994). Η κίνηση των χεριών, φαίνεται να επηρεάζει το κέντρο μάζας του σώματος μετακινώντας το πιο μπροστά στο τέλος της κίνησης του STS, ενώ όταν η κίνηση γίνεται χωρίς την βοήθεια των χεριών παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής (Carr, 1992). Η τοποθέτηση της γωνίας του γόνατος είναι ένας σημαντικός παράγοντας, που αλλάζει τόσο τις κινηματικές όσο και τις κινητικές παραμέτρους της κίνησης (Janssen, et al., 2002). Μελετητές (Fleckenstein, Kirby, & MacLeod, 1988) έδειξαν ότι η γωνιακή μετατόπιση του ισχίου όπως και η ροπή έκτασης του, αυξάνονται όταν αυξάνεται η γωνία έκτασης του γόνατος κατά την εκκίνηση του STS (τοποθέτηση της ποδοκνημικής πιο μπροστά από την ουδέτερη θέση).

2.2 STS με πρόσθετα βάρη

Η επιβάρυνση με πρόσθετα βάρη εξετάστηκε πως επηρεάζει τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά, κατά το σήκωμα από καρέκλα, σε παιδιά, με το βάρος στην πλάτη. Εξετάστηκαν τρεις περιπτώσεις, χωρίς βάρος με 10% και με 20% του σωματικού βάρους. Χρησιμοποιήθηκε σύστημα ανάλυσης κίνησης με έξι κάμερες, δύο δυναμοδάπεδα και μια καρέκλα της οποίας το ύψος ορίστηκε στα 43 εκατοστά βάση του ύψους που είχαν και τα καθίσματα των παιδιών στο σχολείο. Η κίνηση χωρίστηκε σε τρεις φάσεις (την φάση κάμψης, τη φάση μεταφοράς του βάρους και την φάση της έκτασης. Για τα αποτελέσματα υπολογίστηκαν τόσο κινηματικές (γωνίες ποδοκνημικής, γόνατος, ισχίου και πρόσθια πτώση ώμου και λεκάνης) όσο και κινητικές (ροπή και ισχύς ποδοκνημικής, γόνατος, ισχίου) παράμετροι και η ανάλυση εστιάστηκε μόνο στον προσθοπίσθιο άξονα κίνησης. Κατά την πρώτη φάση της κίνησης παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές, στην διάρκεια, μόνο στο 10% της επιβάρυνσης, ενώ στην τρίτη φάση διαφορές υπήρξαν και στις δυο επιβαρύνσεις σε

σχέση με την εκτέλεση της κίνησης χωρίς επιβάρυνση. Ανεπηρέαστη ήταν η δεύτερη φάση της μεταφοράς του βάρους. Στις κινηματικές παραμέτρους κατά την επιβάρυνση παρατηρήθηκε αύξηση της ραχιαίας κάμψης στην κίνηση και κατά το 20% της επιβάρυνσης υπήρξε και αύξηση της γωνίας εκκίνησης της κίνησης στην ποδοκνημική συγκριτικά και με τις δυο άλλες καταστάσεις. Στις γωνίες των αρθρώσεων διαφορές υπήρξαν στην τελική γωνία γόνατος, που μειώθηκε κατά την αύξηση της επιβάρυνσης και στην πρόσθια πτώση της λεκάνης που αυξήθηκε με την αύξηση της επιβάρυνσης. Στις κινητικές παραμέτρους σημαντική αύξηση ροπής παρατηρήθηκε κατά την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής στην δεύτερη φάση της κίνησης, η οποία οδήγησε με τη σειρά της σε αύξηση της μέγιστης τιμής της ροπής του γόνατος στην ίδια φάση, κατά την επιβάρυνση. Στατιστικά σημαντική αύξηση είχε η ροπή του γόνατος και στις δυο επιβαρύνσεις, κατά την τρίτη φάση της κίνησης, ενώ αντίθετα ανεπηρέαστη παρέμεινε η ροπή έκτασης του ισχίου. Επίσης κατά το 20% της επιβάρυνσης παρατηρήθηκε αύξηση της ισχύς της ποδοκνημικής, ενώ και οι δυο επιβαρύνσεις συνετέλεσαν στην αύξηση της ισχύς του γόνατος σε σύγκριση με την χωρίς επιβάρυνση κίνηση (Seven, Akalan, & Yucesoy, 2008).

Εκτός από επιβάρυνση στην πλάτη, το STS έχει εξεταστεί σε νέους με πρόσθετα βάρη στα κάτω άκρα στο 0%, 10%, 20% και 30% του σωματικού βάρους. Με την αύξηση του βάρους παρατηρείται να μειώνεται ο ρυθμός ανάπτυξης δύναμης και να γίνεται η κίνηση πιο αργά. Ακόμα στις μεγαλύτερες επιβαρύνσεις παρατηρείται μεγαλύτερη πλευρική μετακίνηση των ανακλαστήρων στο σώμα κάτι που συνδέεται άμεσα με την μείωση της ισορροπίας και την αυξημένη διέγερση των μυών, όπως φαίνεται από τα ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα (Yamada & Demura, 2007). Σε όλες τις επιβαρύνσεις η ηλεκτρική διέγερση του μυός συνεχώς αυξανόταν με την αύξηση της επιβάρυνσης από 0% έως 45% του σωματικού βάρους (Savelberg,

Fastenau, Willems, & Meijer, 2007; Yamada & Demura, 2007). Η αύξηση της επιβάρυνσης φαίνεται να επηρέασε μόνο τις ανώτερες μυϊκές ομάδες του κάτω άκρου, αφήνοντας τις κατώτερες ηλεκτρομυογραφικά ανεπηρέαστες χωρίς σημαντικές μεταβολές (Savelberg, et al., 2007). Στις κινηματικές παραμέτρους, με την αύξηση του βάρους παρατηρούνται διαφορές στις μέγιστες γωνιακές τιμές, της ποδοκνημικής, του γόνατος καθώς και στην κάμψη της πλάτης (Yamada & Demura, 2007).

2.3 STS και τρίτη ηλικία

Με το πέρασμα των χρόνων οι μύες των κάτω άκρων χάνουν την λειτουργικότητα και κινητικότητα που έχουν με αποτέλεσμα η επίτευξη μιας απλής καθημερινής κίνησης, όπως το STS, να γίνεται όλο και πιο δύσκολη (Alexander, Schultz, & Warwick, 1991; Gross, Stevenson, Charette, Pyka, & Marcus, 1998). Το STS στη βιβλιογραφία έχει συνδεθεί άμεσα και με ανθρώπους τρίτης ηλικίας διότι είναι μια κίνηση της καθημερινής ζωής, ικανή να δώσει σημαντικές πληροφορίες τόσο για την φυσική δραστηριότητα των ανθρώπων αυτών όσο και για την ποιότητα της ζωής τους. Οι δυσκολίες για την επίτευξη του STS οφείλονται στο γεγονός ότι επηρεάζεται αρνητικά ο λόγος επιβάρυνσης/ικανότητας (load/capacity ratio) (Savelberg, et al., 2007). Με την εξασθένηση των μυών στους ηλικιωμένους η επιβάρυνση που δέχονται τα κάτω άκρα τείνει να φτάσει ή και να ξεπεράσει την απαιτούμενη ικανότητα για την ολοκλήρωση της κίνησης. Οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους φαίνεται να έχουν σημαντικές διαφορές σε σχέση με τους νεότερους σε όλες τις φάσεις της κίνησης του STS. Στην πρώτη φάση της κίνησης, στους ηλικιωμένους, παρατηρείται μεγάλη κάμψη της πλάτης και αυτό συμβαίνει για να φέρουν το κέντρο μάζας πάνω από τα πόδια πριν ακόμα ξεκινήσει η φάση αποκόλλησης του ισχίου από την καρέκλα και έτσι να παραμείνει το σώμα πιο σταθερό (Kerr, White, Barr, &

Mollan, 1997; Papa & Carrozzo, 2000; Savelberg, et al., 2007). Η αλλαγή της στρατηγικής αυτή, είναι πιο αποτελεσματική σε ανθρώπους τρίτης ηλικίας με μειωμένη μυϊκή ικανότητα, ειδικά σε εκείνους που έχουν αδύναμους τους εκτεινόντες του γόνατος (M. A. Hughes & Schenkman, 1996). Μελετητές (Lundin, Jahnigen, & Grabiner, 1999) έδειξαν πάραυτα, ότι η κάμψη της πλάτης κατά την πρώτη φάση δεν σχετίζεται με την δύναμη έκτασης του γόνατος και του ισχίου. Άλλοι ερευνητές (M. A. Hughes, Myers, & Schenkman, 1996; Rodosky, Andriacchi, & Andersson, 1989; Shepherd & Gentile, 1994), έδειξαν ότι η δύναμη σχετίζεται με την επίτευξη του STS, σε περιπτώσεις που αυξάνεται ο βαθμός δυσκολίας της κίνησης, χαμηλώνοντας το ύψος της καρέκλας, με το γόνατο να ξεκινά από μεγαλύτερη κάμψη. Στη φάση αποκόλλησης του ισχίου από την καρέκλα και στην φάση έκτασης της κίνησης του σώματος, η παραγωγή δύναμης είναι πιο εξασθενημένη στους ηλικιωμένους επομένως και η κίνηση πολύ πιο αργή. Οι δυναμικές παράμετροι της κίνησης του STS που διαφέρουν σε σχέση με τους νέους φαίνεται ότι σχετίζονται όχι μόνο με την φυσική δραστηριότητα των ηλικιωμένων αλλά και με αυξημένο κίνδυνο πτώσεων (Yamada & Demura, 2009). Μελέτη, έδειξε ότι οι πτώσεις των ηλικιωμένων οφείλονται στην μετακίνηση του κέντρου βάρους και συμβαίνουν κατά 39% στο περπάτημα, 17% κατά τη μεταφορά του και 14% σε στάση στήριξης (Mano, 2003). Στην τρίτη ηλικία εκτός από την μειωμένη κινητικότητα της άρθρωσης του γόνατος, παρατηρείται ότι και η άρθρωση της ποδοκνημικής έχει μειωμένο εύρος κίνησης, καθώς επίσης και μειωμένη ικανότητα παραγωγής δύναμης για πελματιαία κάμψη (Lee, Chun, Jang, Ahn, & Yoo, 2007). Συνολικά η μειωμένη ικανότητα παραγωγής δύναμης και η αλλαγή της στρατηγικής της κίνησής κάνουν την κίνηση πιο ασταθή και μεγαλύτερη σε διάρκεια (Lee, et al., 2007; Papa & Carrozzo, 2000; Yamada & Demura, 2009). Από την αρχή της κίνησης, βάση η λεκτρομυογραφικών μετρήσεων,

η σειρά ενεργοποίησης των μυών είναι : ιερονωτιαίος, ορθός μηριαίος, έσω πλατύς, για την πρώτη φάση και στη δεύτερη, δικέφαλος μηριαίος, μείζον γλουτιαίος και τέλος ο ορθός κοιλιακός (Millington, Myklebust, & Shambes, 1992).

2.4 STS και παθολογικές καταστάσεις

Το STS είναι μια σημαντική κινητική δεξιότητα της καθημερινής ζωής, που πολλοί άνθρωποι λόγω διαφόρων παθήσεων, είτε δυσκολεύονται, στην επίτευξη του, είτε αλλάζουν την εμβιομηχανική στρατηγική της κίνησης ρισκάροντας να τραυματιστούν (Doorenbosch, 1994; Kralj, et al., 1990). Η παχυσαρκία είναι μία πάθηση που σίγουρα αλλάζει την μηχανική της κάθε κίνησης διότι με το περιττό βάρος και την εξασθένηση των μυών, εφαρμόζονται στις αρθρώσεις μεγάλες επιβαρύνσεις. Σε τέτοιες παθολογικές καταστάσεις, η στρατηγική της κίνησης του STS αλλάζει και κατά συνέπεια και οι ροπές που εφαρμόζονται στις αρθρώσεις, του γόνατος, του ισχίου και της ποδοκνημικής (Galli, et al., 2000). Οι παχύσαρκοι, για την κίνηση του STS, κινηματικά, παρατηρείται να έχουν ελάχιστη κάμψη του κορμού καθώς επίσης έχουν και τάση να μετατοπίζουν την ποδοκνημική πιο πίσω κατά την εκκίνηση. Σε αντίθεση οι μη παχύσαρκοι για να σηκωθούν χρησιμοποιούν διαφορετική στρατηγική, κάνοντας κάμψη του κορμού και η ποδοκνημική τους παραμένει σταθερή (Galli, et al., 2000; Sibella, Galli, Romei, Montesano, & Crivellini, 2003). Οι παχύσαρκοι εφόσον δεν κάνουν κάμψη του κορμού εφαρμόζουν μεγαλύτερη ροπή στο γόνατο σε σχέση με το ισχίο ενώ το αντίθετο συμβαίνει στους μη παχύσαρκους. Μετά όμως από κόπωση οι παχύσαρκοι αυξάνουν την κάμψη του κορμού προκειμένου να μειώσουν την αρθρική ροπή του γόνατος, ενώ οι μη παχύσαρκοι χρησιμοποιούν την αρχική στρατηγική της κίνησής τους (Galli, et al., 2000).

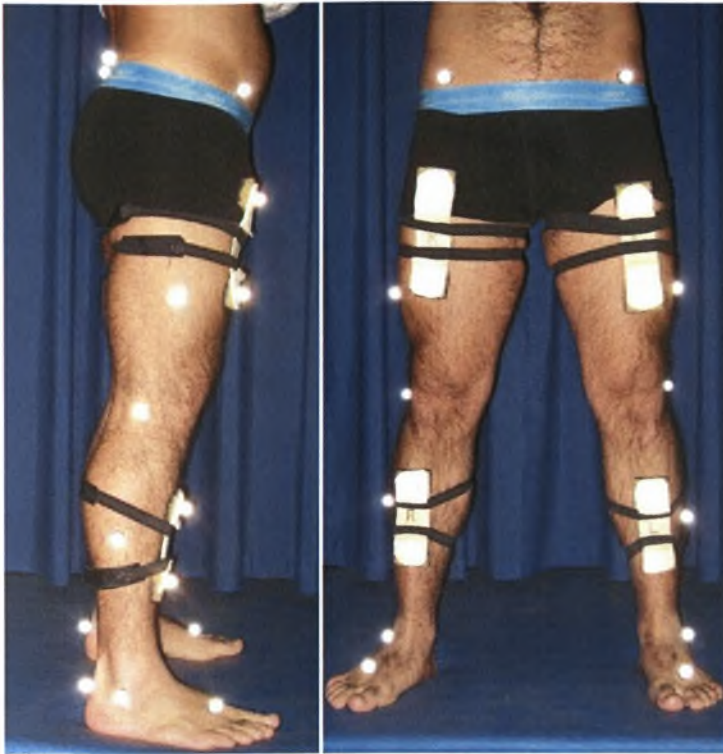
Οι ασθενείς που πάσχουν από πάρκινσον, επίσης αντιμετωπίζουν δυσκολίες στο STS και κυρίως στο να ελέγξουν την συνεχή κίνηση και το συντονισμό των αρθρώσεών τους (Nikfekar, Kerr, Attfield, & Playford, 2002; Seidler, Alberts, & Stelmach, 2001; Serrien, Steyvers, Debaere, Stelmach, & Swinnen, 2000; Swinnen, Steyvers, Van Den Bergh, & Stelmach, 2000). Η μηχανική της κίνησης σε ασθενείς με πάρκινσον, είναι να εφαρμόζουν την μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου, γόνατος και ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής, την στιγμή που συμβαίνει η αποκόλληση του ισχίου από το κάθισμα, ενώ η μέγιστη τιμή της ροπής στην πελματιαία κάμψη συμβαίνει στο τέλος της κίνησης (Lundin, et al., 1995; M. K. Y. Mak, Levin, Mizrahi, & Hui-Chan, 2003). Χαρακτηριστικό της πάθησης είναι η μειωμένη ροπή κάμψης του ισχίου, στην πρώτη φάση της κίνησης, που έχει σαν αποτέλεσμα την μειωμένη ικανότητα ενεργοποίησης κινητικών μονάδων, η οποία οδηγεί στην αυξημένη συνενεργοποίηση των ανταγωνιστών μυών (Beckley, Bloem, van Dijk, Roos, & Remler, 1991; Dengler, Wolf, Schubert, & Struppler, 1986; Frank, Horak, & Nutt, 2000; Petajan, 1983). Οι μικρότερες ροπές που εφαρμόζουν τα άτομα αυτά στο ισχίο και στο γόνατο κάνουν την γωνιακή μετατόπιση των μελών πιο αργή (M. K. Y. Mak, et al., 2003), και η πρόσθια μετακίνηση του κέντρου πίεσης είναι μικρότερη σε σύγκριση με τους υγιείς (M.K.Y. Mak & Evans, 1997).

Μια παθολογική ομάδα ανθρώπων που η ποιότητα ζωής τους εξαρτάται σε αρκετά μεγάλο βαθμό από την επίτευξη του STS είναι εκείνοι που πάσχουν από εγκεφαλική συμφόρηση. Το πιο χαρακτηριστικό στοιχείο της κίνησης των ανθρώπων αυτών είναι οι ασύμμετρες δυναμικές κινήσεις για την επίτευξη της όρθιας στάσης (Brandstater, de Bruin, Gowland, & Clark, 1983; Chou, et al., 2003; Fleckenstein, et al., 1988). Έρευνα έδειξε ότι η δύναμη είναι ο παράγοντας από τον οποίο εξαρτάται η επίτευξη της κίνησης (Bohannon, 2007). Ακόμη όσοι αντιμετώπισαν δυσκολίες στο

σήκωμα, είχαν μικρότερες τιμές δύναμης και στην επηρεασμένη, από το εγκεφαλικό πλευρά, και στην δυνατή τους πλευρά αλλά και αθροιστικά στις δύο πλευρές. Η μειωμένη δύναμη σε αυτούς τους ανθρώπους, έχει σαν αποτέλεσμα την παρατεταμένη διάρκεια του STS, με μειωμένη κινητική ενέργεια που σχετίζεται άμεσα με την στατική ισορροπία, την δύναμη έκτασης του γόνατος και την μεταφορά βάρους (Cameron, Bohannon, Garrett, Owen, & Cameron, 2003). Ερευνητές (Chou, et al., 2003) δείξαν ότι η ικανότητα, των ανθρώπων αυτών, στην κίνηση του STS σχετίζεται άμεσα με την ικανότητα βάρδισης. Παρατηρήσανε διαφορές στην πλευρική μετακίνηση του κέντρου πίεσης, που ήταν μεγαλύτερη, ενώ δεν βρήκανε διαφορές στην προσθοπίσθια μετακίνησή του. Τέλος φαίνεται ότι τα άτομα με εγκεφαλική συμφύρηση που επιτυγχάνουν την κίνηση του STS εντός 4.5 δευτερολέπτων και η μέγιστη κάθετη δύναμη που καταβάλουν για αυτό είναι μικρότερη του 30% του σωματικού τους βάρους, επιτυγχάνουν να βαδίζουν καλύτερα σε σχέση με άλλους και πιο σταθερά με μικρότερο ρίσκο για πτώση (Chou, et al., 2003).

3. Μεθοδολογία

Δεκαπέντε υγιής ενήλικες γυναίκες, ηλικίας ($23,9 \pm 2,83$), ύψους ($1,65 \pm 0,07$), σωματικού βάρους ($54,33 \pm 5,28$) και με δείκτη σωματικής μάζας (BMI) ($19,96 \pm 1,32$), υποβλήθηκαν σε ένα πρωτόκολλο έκκεντρης άσκησης, των εκτεινόντων και καμπτηρών μυών, της άρθρωσης του γόνατος και των δύο κάτω άκρων. Εικοσιτέσσερις ώρες πριν και 48 ώρες μετά το πρωτόκολλο μυϊκής βλάβης, έγινε κινηματική ανάλυση της κίνησης. Η έκκεντρη άσκηση εκτελέστηκε στο ισοκινητικό δυναμόμετρο Cybex Norm (CYBEX Division of Lumex, Ronkonkoma, New York) και το πρωτόκολλο αποτελούνταν από 5 σετ των 15 επαναλήψεων με λειτουργία του δυναμόμετρου σε γωνιακή ταχύτητα $60^\circ/s$. Οι λειτουργικοί δείκτες της μυϊκής βλάβης των εξεταζόμενων μυϊκών ομάδων (καθυστερημένος μυϊκός πόνος και η μέγιστη ροπή σε ισομετρική λειτουργία των μυών) εξετάστηκαν 24 και 0 ώρες πριν την άσκηση και 24, 48, 72 μετά. Οι βιοχημικοί δείκτες μυϊκού τραυματισμού που μετρήθηκαν στο αίμα, για τον προσδιορισμό του μεγέθους του μυϊκού τραυματισμού, ήταν η κρεατινική κινάση η οποία μετρήθηκε πριν την άσκηση και 72 ώρες μετά. Οι αιμοληψίες διεξήχθησαν από εξειδικευμένο προσωπικό του εργαστηρίου βιοχημείας του Τ.Ε.Φ.Α.Α του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Για τη συλλογή των κινητικών δεδομένων η κίνηση εκτελέστηκε πάνω σε ένα διάδρομο βάδισης που στο κέντρο του είχε τοποθετηθεί ένα δυναμοδάπεδο BERTEC (4060-15) με συχνότητα δειγματοληψίας 1000HZ. Παράλληλα, σε όλη τη διάρκεια των μετρήσεων, έγινε καταγραφή των κινηματικών χαρακτηριστικών της κίνησης με χρήση οπτικοηλεκτρονικού συστήματος VICON MX με 10 κάμερες (Oxford Metrics, Oxford, UK). Το τρισδιάστατο μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε είχε 24 ανακλαστήρες βασισμένο στο μοντέλο των (Schwartz & Rozumalski, 2005), με μικρές παραλλαγές όπως φαίνεται στο σχήμα 1.



Σχήμα 1. 3D μοντέλο της λεκάνης και των κάτω άκρων.

3.1 Διαδικασία μέτρησης

Λόγο των βιοχημικών παραμέτρων και του γεγονότος ότι το δείγμα αποτέλεσαν γυναίκες, περιορίστηκαν να συμμετάσχουν στη μελέτη συγκεκριμένες μέρες κάθε μήνα, λόγω του εμμηνορροϊκού τους κύκλου. Οι επιτρεπτές μέρες ορίστηκαν εκείνες της luteal φάσης, κατά την οποία η συγκέντρωση των οιστρογόνων είναι μεγαλύτερη και πιο σταθερή, σε σχέση με την follicular φάση του κύκλου (Paschalis, et al., 2008). Κατά τη διάρκεια των μετρήσεων, ζητήθηκε από τα άτομα να φορούν μαύρο, κολλητό, κοντό παντελόνι καθώς και κολλητή, κοντή μπλούζα έτσι ώστε να είναι εμφανή τα ανατομικά σημεία τοποθέτησης των ανακλαστήρων. Οι δοκιμαζόμενες, κατά την δοκιμασία μέτρησης, εκτέλεσαν πέντε προσπάθειες STS, με γυμνά πόδια και τα χέρια τοποθετημένα σταυρωτά στο στήθος, μετά από λεκτική ανατροφοδότηση του εξεταστή, πριν από κάθε προσπάθεια. Η καρέκλα είχε οριστεί

στα 43cm ύψος κατά τον (Adler, 1999), δεν είχε μοχλό υποστήριξης της πλάτης, ούτε των χεριών. Το άνοιγμα των ποδιών ορίστηκε να είναι όσο και το άνοιγμα της λεκάνης και η θέση της ποδοκνημικής στο έδαφος ορίστηκε λίγο πριν της ουδέτερης θέσης, έτσι ώστε να βρίσκεται σε ραχιαία κάμψη. Σε όλη την κίνηση τα πέλματα δεν πρέπει να μετακινηθούν εμπρός ή πίσω από την θέση εκκίνησης. Η ταχύτητα της κίνησης δεν ήταν συγκεκριμένη, αλλά δόθηκε οδηγία στα άτομα να σηκώνονται με την φυσιολογική τους ταχύτητα, έτσι όπως θα εκτελούσαν την κίνηση στην καθημερινή τους ζωή. Η καρέκλα είχε τοποθετηθεί πίσω ακριβώς από το δυναμοδάπεδο έτσι ώστε η κάθε δοκιμαζόμενη να έχει τοποθετημένο μέσα σε αυτό μόνο το ένα κάτω άκρο (συγκεκριμένα το δεξί).

3.2 Κριτήρια Αποκλεισμού-Συμμετοχής από την Μελέτη

Στην έρευνα δεν επιτράπηκε να συμμετάσχουν άτομα που έπασχαν από οποιασδήποτε μορφής ασθένεια ή νόσημα, λάμβαναν οποιασδήποτε μορφής φαρμακευτική αγωγή ή διαιτητικά σκευάσματα, παρουσίασαν στο παρελθόν κάποιο μυοσκελετικό τραυματισμό των κάτω άκρων ή της σπονδυλικής στήλης καθώς και άτομα με δείκτη μάζας σώματος πέραν του κανονικού. Επίσης δεν έπρεπε να είναι αθλούμενοι και να είχαν ξανακάνει έκκεντρες προσπάθειες τους τελευταίους έξι μήνες πριν την μελέτη.

3.3 Οι φάσεις της κίνησης

Η κίνηση του STS εξετάστηκε κινηματικά και κινητικά σε τρεις φάσεις σύμφωνα με τους (Schenkman, et al., 1990; Seven, et al., 2008). Η πρώτη φάση ορίστηκε ως φάση κάμψης και είχε αρχή, τη στιγμή που έπαιρναν σήμα οι τρεις άξονες του δυναμοδαπέδου μέχρι την στιγμή αποκόλλησης της άρθρωσης του ισχίου από την καρέκλα. Η αποκόλληση του ισχίου ορίστηκε βάση της ταχύτητας της άρθρωσης στον z άξονα. Τη στιγμή που η ταχύτητα έπαιρνε θετικές τιμές ορίστηκε

και η αρχή της δεύτερης φάσης, μέχρι τη μέγιστη γωνία ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής. Το τέλος της τρίτης φάσης ορίστηκε η στιγμή που το σήμα και στους τρεις άξονες, του δυναμοδαπέδου, ήταν γύρο από την τιμή του βάρους και διατηρούνταν εκεί. Τα κριτήρια για το διαχωρισμό της κίνησης σε επιμέρους φάσεις, όπως φαίνεται στο σχήμα 2, ήταν:

1. Για να εξετασθεί η φάση κάμψης της κίνησης (πρώτη φάση)
2. Για να εξετασθεί η φάση της μεταφοράς του κέντρου βάρους προς τα εμπρός (δεύτερη φάση)
3. Για να εξετασθεί η φάση έκτασης της κίνησης (τρίτη φάση).

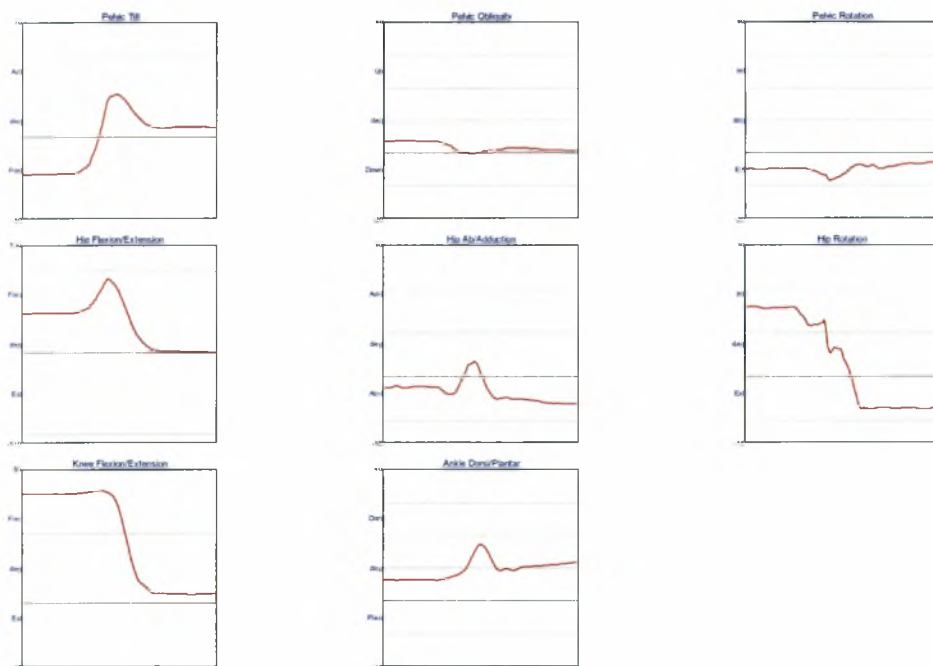


Σχήμα 2: οι τρεις φάσεις του STS, η φάση κάμψης, η φάση μεταφοράς του βάρους και η φάση έκτασης μέχρι την επίτευξη της κίνησης και την ισορροπία του σώματος.

3.4 Ανάλυση δεδομένων

Από τις πέντε προσπάθειες επιλέχθηκαν και αναλύθηκαν και οι πέντε κινηματικά και κινητικά. Η διάρκεια της κίνησης του STS εκφράστηκε σε % κλίμακα για να υπολογιστεί η μεταβολή, εκφρασμένη σε ποσοστό, στη διάρκεια, μετά την μυϊκή καταστροφή. Υπολογίστηκαν ακόμη και η διάρκεια της κάθε φάσης, του STS, ξεχωριστά καθώς και η μεταβολή τους. Η συλλογή των κινηματικών δεδομένων έγινε με δειγματοληψία 100Hz και στη συνέχεια τα δεδομένα εξομαλύνθηκαν με φίλτρο Woltring. Στο εργαστήριο ο X άξονας κίνησης ορίστηκε για το οβελιαίο επίπεδο, ο Y άξονας για το μετωπιαίο και ο Z για το εγκάρσιο. Στα κινηματικά δεδομένα υπολογίστηκαν οι γωνίες της λεκάνης, του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής.

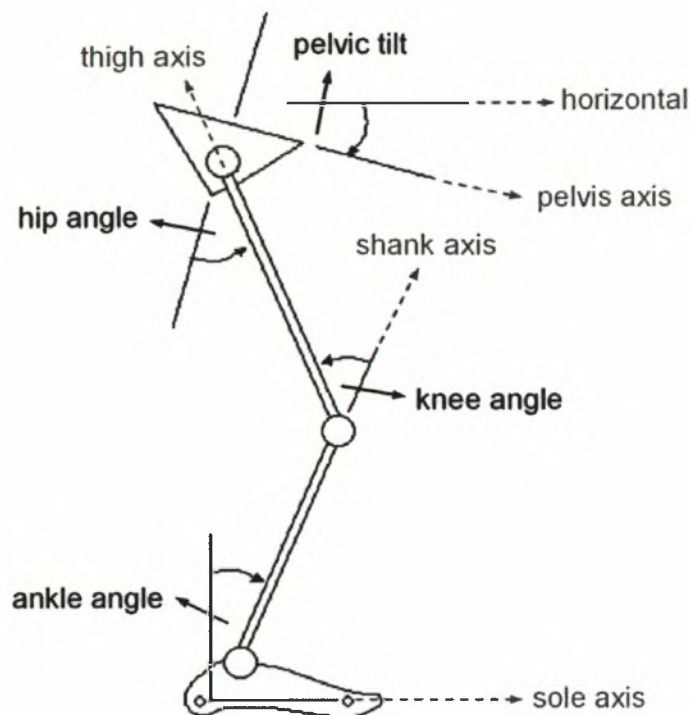
Για το ισχίο και την λεκάνη υπολογίστηκαν οι γωνίες και στους τρεις άξονες κίνησης, ενώ για το γόνατο και την ποδοκνημική έγινε ανάλυση μόνο στον X άξονα κίνησης. Οι καμπύλες στις οποίες έγινε κινηματική ανάλυση είναι εκείνες του σχήματος 3.



Σχήμα 3: καμπύλες κινηματικών δεδομένων που συγκρίθηκαν pre-post. Για τη λεκάνη έγινε τρισδιάστατη ανάλυση όπως και για το ισχίο. Για το γόνατο και την ποδοκνημική έγινε ανάλυση στο οβελιαίο επίπεδο.

Σε κάθε καμπύλη, κάθε άξονα, για όλες της αρθρώσεις και την πύελο υπολογίστηκε το τοπικό ελάχιστο, το μέγιστο και το εύρος. Οι γωνίες των αρθρώσεων που υπολογίστηκαν φαίνονται στο σχήμα 4. Η προαναφερθείσα ανάλυση, έγινε σε όλη την κίνηση, σε κάθε φάση ξεχωριστά, πριν την μυϊκή καταστροφή και μετά. Για το ισχίο και το γόνατο έγινε σύγκριση των γωνιακών ταχυτήτων σε όλη την διάρκεια της κίνησης. Για το ισχίο επιλέχτηκε το τοπικό μέγιστο και το ελάχιστο της καμπύλης, για τη μέγιστη γωνιακή ταχύτητα κάμψης και έκτασης, ενώ για το γόνατο μόνο το ελάχιστο επειδή οι αρνητικές τιμές της καμπύλης αντιπροσώπευαν την έκταση. Η γωνιακή ταχύτητα κατά την κάμψη του γόνατος είναι αμελητέα. Τα

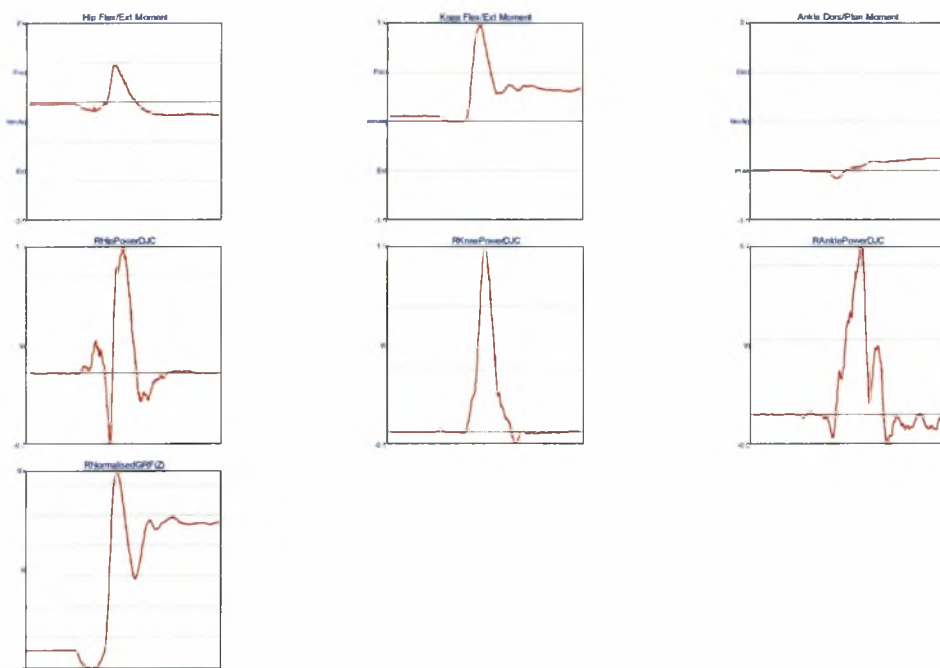
μέγιστα και τα ελάχιστα της γωνιακής ταχύτητας της κάμψης και της έκτασης του ισχίου και του γόνατος, φαίνονται στο σχήμα 6.



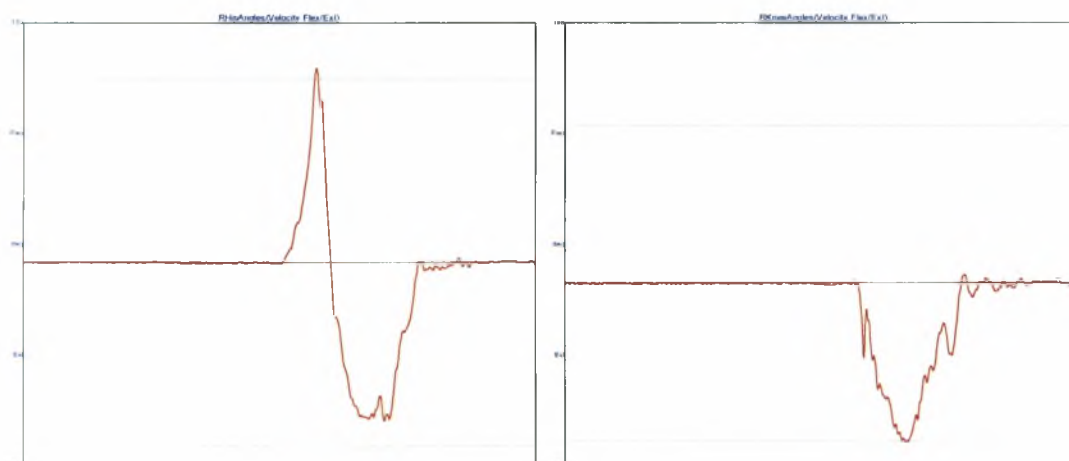
Σχήμα 4: καθορισμός των γωνιών των αρθρώσεων στο οβελιαίο επίπεδο. Γωνία ποδοκνημικής: η γωνία μεταξύ του οριζόντιου άξονα του πέλματος και του άξονα της κνήμης. Γωνία γόνατος: η γωνία μεταξύ του άξονα της κνήμης και του άξονα του μηρού. Γωνία ισχίου: η γωνία μεταξύ του άξονα της λεκάνης και του άξονα του ισχίου. Πρόσθια πτώση λεκάνης: η γωνία μεταξύ του οριζόντιου άξονα και του άξονα της λεκάνης.

Στις κινητικές παραμέτρους, υπολογίστηκε η ροπή για την λεκάνη, το ισχίο, το γόνατο, την ποδοκνημική και οι δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους (GRF ground reaction forces). Οι ροπές υπολογίστηκαν μόνο στον άξονα X, για ολόκληρη την

κίνηση και για την κάθε φάση ξεχωριστά, σημειώνοντας το τοπικό ελάχιστο και το μέγιστο έτσι όπως έγινε και ο υπολογισμός των γωνιών. Επίσης υπολογίστηκε η ισχύς των αρθρώσεων του γόνατος, της ποδοκνημικής και του ισχίου. Οι καμπύλες των ροπών, της ισχύς και των GRF φαίνονται στο σχήμα 5.



Σχήμα 5: Οι ροπές των αρθρώσεων του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής στο οβελιαίο επίπεδο. Η ισχύς του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Οι GRF στον κάθετο άξονα Z



Σχήμα 6: γωνιακή ταχύτητα κάμψης-έκτασης ισχίου και γόνατος αντίστοιχα.

Στην καμπύλη των GRF υπολογίστηκε το μέγιστο και το πρώτο τοπικό ελάχιστο μετά το μέγιστο που αναφέρεται στη βιβλιογραφία ως “rebound” (Etnyre & Thomas, 2007). Υπολογίστηκε η γωνία στην οποία συμβαίνει η μέγιστη GRF και σε πιο σημείο, χρονικά, της κίνησης συμβαίνει, εκφρασμένο σε ποσοστό. Στη συνέχεια από την δεύτερη παράγωγο της καμπύλης της GRF υπολογίστηκε το “slope” δηλαδή η εφαπτομένη της καμπύλης στο σημείο της μέγιστης κλίσης, που αντιπροσωπεύει το μέγιστο ρυθμό ανάπτυξης της GRF. Οι τιμές των ροπών και των GRF σχετικοποιήθηκαν με το σωματικό βάρος.

3.5 Στατιστική ανάλυση

Τα δεδομένα παρουσιάζονται ως μέσοι όροι \pm SD. Η στατιστική ανάλυση που ακολουθήθηκε ήταν αρχικά έλεγχος ομαλότητας της κατανομής του δείγματος με μη παραμετρικό τεστ (Kolmogorov-Smirnov). Το μη παραμετρικό τεστ έδειξε ότι η κατανομή ήταν ομαλή. Οι συγκρίσεις pre-post έγιναν με paired t-test για όλους τους δείκτες, βιοχημικούς, κινητικούς και κινηματικούς. Για τους δείκτες μυϊκής βλάβης, μέγιστη ισομετρική δύναμη και DOMS, έγινε ανάλυση διακύμανσης επαναλαμβανομένων μετρήσεων 2*6 (τύπος κίνησης * χρόνος) και 2*4 (μυϊκή ομάδα * χρόνος) αντίστοιχα, με επαναλαμβανόμενο παράγοντα το χρόνο. Το επίπεδο σημαντικότητας τέθηκε $\alpha=0,05$ και το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση ήταν το SPSS έκδοση 15 (SPSS Inc., USA).

4. Αποτελέσματα

4.1 Δείκτες μυϊκής καταστροφής

Η δύναμη παρουσίασε σημαντική πτώση στις επαναλαμβανόμενες μετρήσεις, χωρίς να υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δυο άκρων. Συνολικά είχε πτωτική πορεία και μονάχα στην τελευταία μέτρηση στις 72 ώρες είχε αύξηση σε σχέση με τις προηγούμενες μετρήσεις. Οι χρονικές στιγμές μέτρησης της δύναμης που είχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ τους φαίνονται στον πίνακα 1. Ο καθυστερημένος μυϊκός πόνος (DOMS) που μετρήθηκε σε τέσσερις χρονικές περιόδους μετά την μυϊκή βλάβη δεν έδειξε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ εκτεινόντων και καμπτηρών του γόνατος. Ο πόνος είχε ανοδική πορεία και μονάχα την τελευταία μέρα παρουσίασε πτώση σε σχέση με τις άλλες χρονικές στιγμές που μετρήθηκε. Οι χρονικές στιγμές που είχαν σημαντικές διαφορές μεταξύ τους φαίνονται στον πίνακα 2. Η κρεατινική κινάση παρουσίασε σημαντική διαφορά με $p < 0,05$ μετά το πρωτόκολλο αυξάνοντας από $108\text{IU} \pm 50$ μονάδες σε $3480\text{IU} \pm 985$ μονάδες, επιβεβαιώνοντας βιοχημικά την μυϊκή βλάβη.

Πίνακας 1.

Extention	baseline	PRE	POST	24_hours	48_hours	72_hours
baseline	-	-	*	*	*	*
PRE	-	-	*	*	*	*
POST	*	*	-	-	*	-
24_hours	*	*	-	-	*	-
48_hours	*	*	*	*	-	-
72_hours	*	*	-	-	-	-
Flexion						
baseline	-	-	*	*	*	*
PRE	-	-	*	*	*	*
POST	*	*	-	-	*	-
24_hours	*	*	-	-	*	-
48_hours	*	*	*	*	-	-
72_hours	*	*	-	-	-	-

*: Υποδεικνύει στατιστική σημαντικότητα με $p < 0,05$

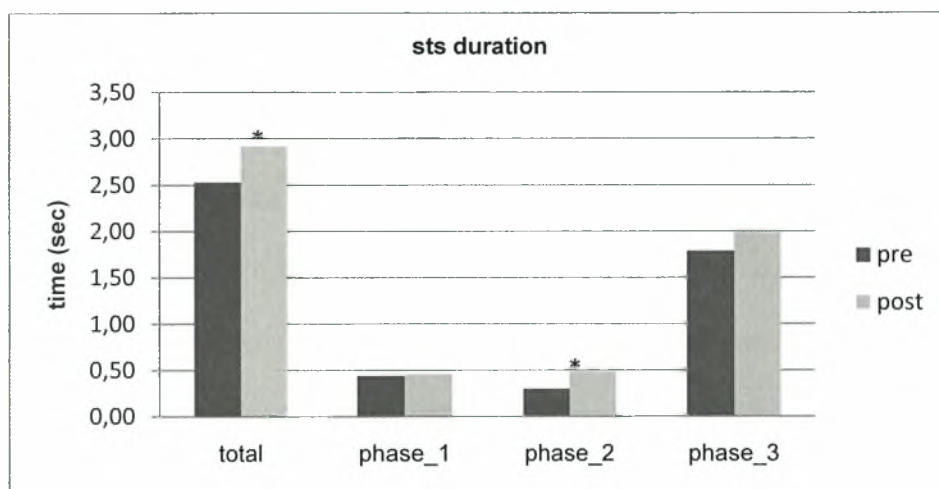
Πίνακας 2.

DOMS	POST	24_hours	48_hours	72_hours
POST	-	*	*	*
24_hours	*	-	*	-
48_hours	*	*	-	-
72_hours	*	*	-	-

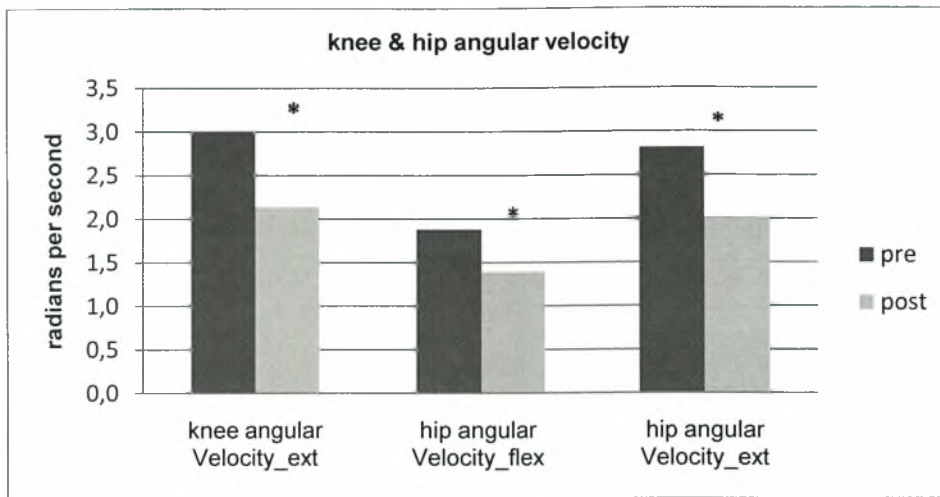
*: Υποδεικνύει στατιστική σημαντικότητα με $p < 0,05$

4.2 Διάρκεια κίνησης (STS) και γωνιακή ταχύτητα αρθρώσεων

Η συνολική διάρκεια της κίνησης του STS επηρεάστηκε από την επίδραση της έκκεντρης άσκησης, μεγαλώνοντας την χρονική διάρκεια της κίνησης κατά 15%. Στην πρώτη φάση της κίνησης δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Το ίδιο παρατηρήθηκε και στην τρίτη φάση της κίνησης. Η δεύτερη φάση ήταν εκείνη που διαφοροποιήθηκε, αυξάνοντας κατά 58%, κάνοντας την κίνηση μεγαλύτερη σε διάρκεια, όπως φαίνεται και στο γράφημα 1. Στο γράφημα 2 φαίνεται η αλλαγή της γωνιακής ταχύτητας, της έκτασης του γόνατος, της κάμψης και της έκτασης του ισχίου, όπου υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο για το γόνατο όσο και για το ισχίο.



Γράφημα 1. Συνολική διάρκεια (total) της κίνησης του STS και των επιμέρους φάσεων. Στη μεταβλητή total (συνολική διάρκεια της κίνησης) υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές $p=0,013 < 0,05$ και στη μεταβλητή phase_2 (διάρκεια δεύτερης φάσης) με $p=0,001 < 0,05$.



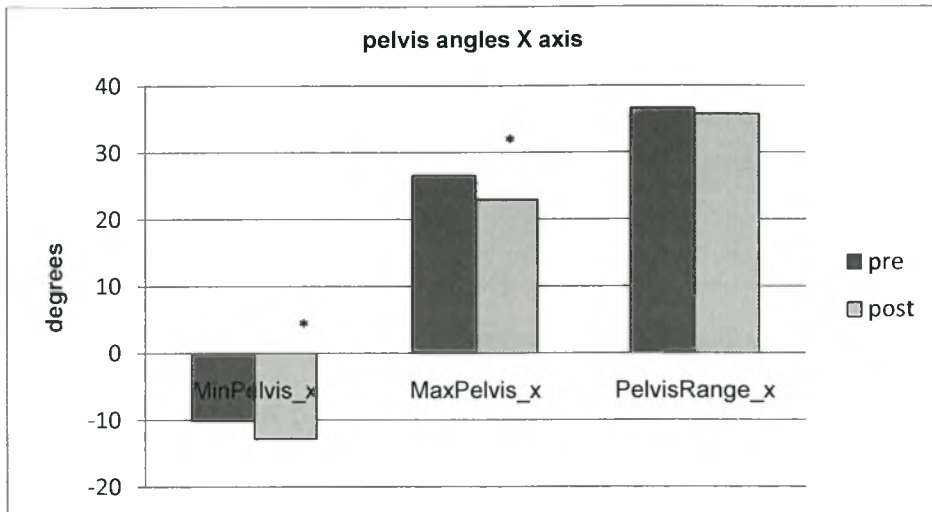
Γράφημα 2. Γωνιακή ταχύτητα έκτασης του γόνατος και κάμψης έκτασης του ισχίου.

Υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές και στις τρεις μεταβλητές $p=0,000 < 0,05$

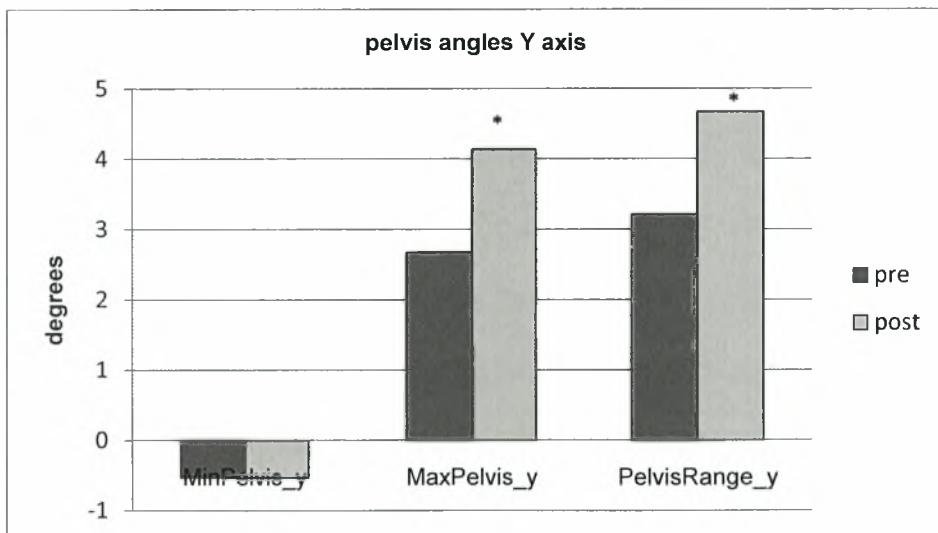
4.3 Κινηματικές παράμετροι

Στις κινηματικές παραμέτρους για το ισχίο, το γόνατο και την ποδοκνημική, παρουσιάζονται οι μέσοι όροι και από τις δυο πλευρές, διότι δεν υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ δεξιού και αριστερού άκρου. Η λεκάνη εξετάστηκε τρισδιάστατα και από τα αποτελέσματα φαίνεται να υπάρχουν διαφορές, μετά την επίδραση της έκκεντρης άσκησης, στατιστικά σημαντικές και στους τρεις άξονες με $p < 0,05$. Διαφορές όμως βρέθηκαν και στην κάθε φάση, στον κάθε άξονα, ξεχωριστά. Συνολικά, σε ολόκληρη την κίνηση, στον προσθοπίσθιο άξονα X στατιστικά σημαντικές διαφορές βρέθηκαν στις ελάχιστες και στις μέγιστες τιμές της καμπύλης, που μειώθηκαν με $p < 0,05$, ενώ δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο εύρος της κίνησης. Στον Y άξονα, πλευρική κίνηση της πυέλου, υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στις μέγιστες τιμές τις καμπύλης, όπου αυξήθηκαν, καθώς επίσης και στο εύρος της πλευρικής κίνησης που αυξήθηκε και αυτό με $p < 0,05$. Στατιστικά σημαντικές διαφορές είχε και η στροφή της λεκάνης γύρο από τον άξονα z. Η μέγιστη τιμή της καμπύλης και το εύρος της κίνησης αυξήθηκαν

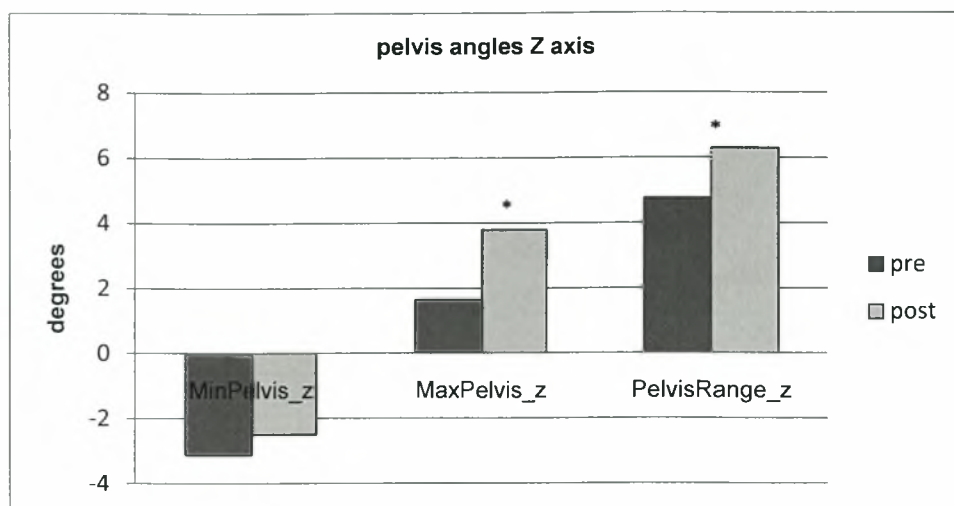
στατιστικά σημαντικά με $p < 0,05$. Οι αλλαγές pre-post στην κίνηση της λεκάνης, τρισδιάστατα, φαίνονται στο γράφημα 3, 4, και 5 για τους άξονες X, Y, Z αντίστοιχα.



Γράφημα 3. Μεταβολή pre-post της λεκάνης στον X άξονα κίνησης $p < 0,05$.



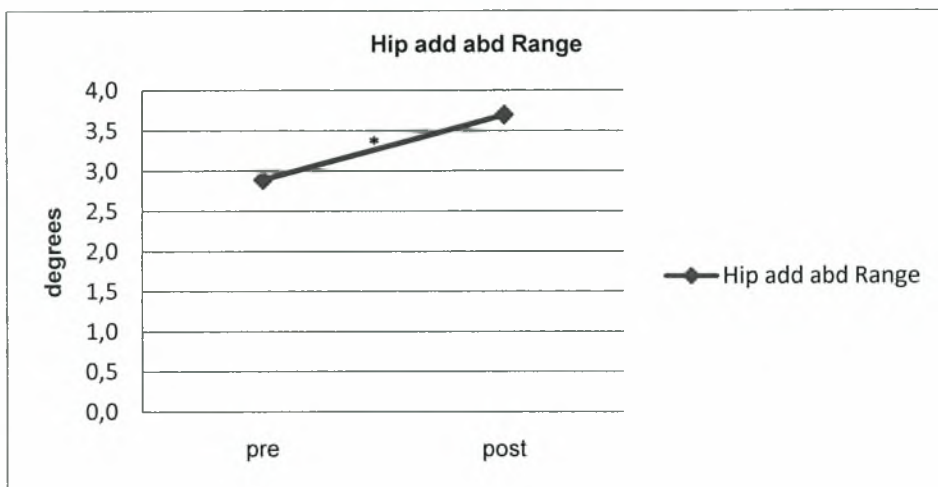
Γράφημα 4. Μεταβολή pre-post της λεκάνης στον Y άξονα κίνησης $p < 0,05$.



Γράφημα 5. Μεταβολή pre-post της λεκάνης στον Z άξονα κίνησης $p < 0,05$.

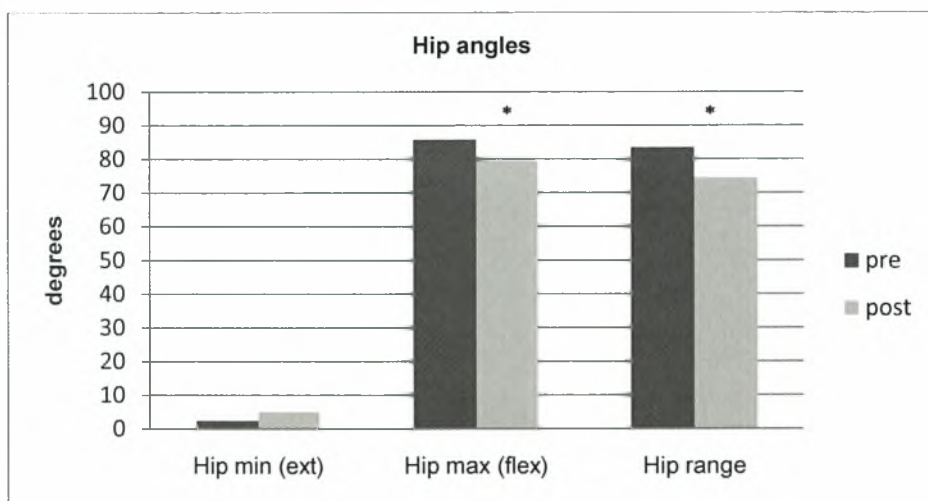
Οι αλλαγές στην κίνηση της λεκάνης σε όλη την κίνηση συνολικά, είναι αποτέλεσμα ενός αθροίσματος αλλαγών των επιμέρους φάσεων. Στην πρώτη φάση, στατιστικά σημαντικές αλλαγές υπήρξαν στη μέγιστη τιμή της καμπύλης στον άξονα X, που μειώθηκε, με $p < 0,05$ και στο εύρος της κίνησης, που αυξήθηκε, στον Z άξονα κίνησης με $p < 0,05$. Στην δεύτερη φάση της κίνησης του STS, (transfer phase), σημαντική στατιστικά μείωση υπήρξε στο ελάχιστο στον X άξονα με $p < 0,05$, ενώ αύξηση στατιστικά σημαντική παρατηρήθηκε στο εύρος της κίνησης στον Y άξονα όπως στο μέγιστο και ελάχιστο στον άξονα z με $p < 0,05$. Η τρίτη φάση, αλλαγές είχε στο εύρος στον άξονα x που μειώθηκε με $p < 0,05$, ενώ αύξηση υπήρξε στο εύρος στον Y άξονα καθώς και στα μέγιστα της καμπύλης στους άξονες Y, Z με $p < 0,05$.

Το ισχίο, ήταν η άρθρωση που επίσης εξετάστηκε τρισδιάστατα και στατιστικά σημαντικές διαφορές εντοπίστηκαν κυρίως στον προσθοπίσθιο X άξονα κίνησης. Δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στον Z άξονα κίνησης. Στον Y άξονα, σημαντική μετακίνηση του ισχίου παρατηρήθηκε μόνο στο εύρος κίνησης της δεύτερης φάσης όπου και αυξήθηκε σημαντικά με $p < 0,05$ όπως φαίνεται στο γράφημα 6.



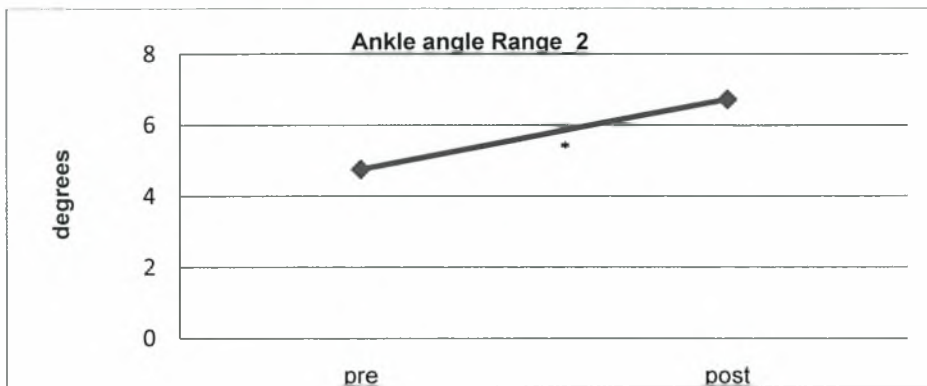
Γράφημα 6. Μεταβολή του εύρους του ισχίου στον Y άξονα κίνησης κατά την δεύτερη φάση της μεταφοράς του βάρους $p < 0,05$.

Στο οβελιαίο επίπεδο, το ισχίο παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές, τόσο στο μέγιστο και ελάχιστο όσο και στο εύρος με $p < 0,05$, κοιτάζοντας συνολικά ολόκληρη την κίνηση. Οι αλλαγές στην κίνηση του ισχίου φαίνονται στο γράφημα 7. Αναλυτικά, στην πρώτη φάση και δεύτερη φάση της κίνησης, στατιστικά σημαντική μείωση παρατηρήθηκε στους μέσους όρους των τοπικών μέγιστων και ελάχιστων της καμπύλης με $p < 0,05$, ενώ δεν υπήρχε μεταβολή του εύρους. Στην τρίτη φάση της κίνησης, οι μέσοι όροι του τοπικού μέγιστου όπως και του εύρους μειώθηκαν στατιστικά σημαντικά με $p < 0,05$.

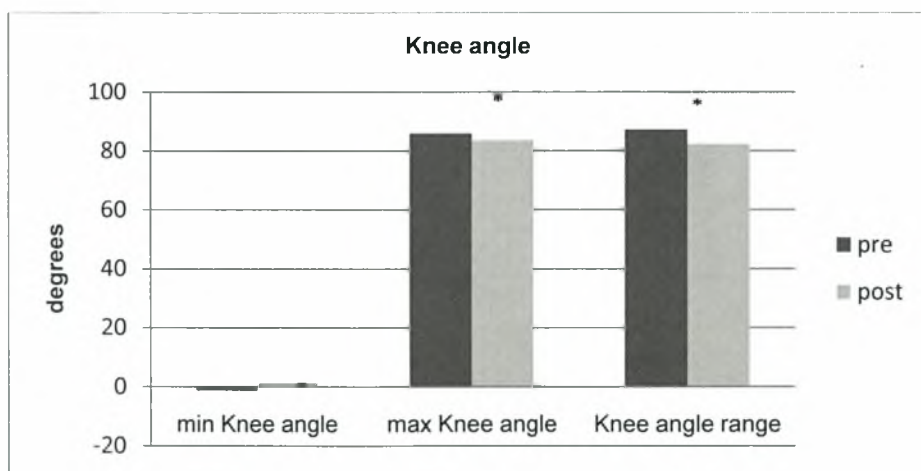


Γράφημα 7. Μεταβολή pre-post κάμψης-έκτασης του ισχίου $p < 0,05$.

Η ποδοκνημική και το γόνατο εξετάστηκαν μόνο στο οβελιαίο επίπεδο. Η ποδοκνημική παρουσίασε στατιστικά σημαντική αύξηση στο εύρος της, μόνο κατά την δεύτερη φάση του STS, όπως φαίνεται στο γράφημα 8 με $p < 0,05$. Το γόνατο παρουσίασε στατιστικά σημαντικές διαφορές τόσο στο εύρος όσο και στο μέγιστο και ελάχιστο της καμπύλης, όπως φαίνεται στο γράφημα 9. Στις επιμέρους φάσεις της κίνησης, η άρθρωση του γόνατος, είχε στατιστικά σημαντική μείωση στο μέγιστο της δεύτερης φάσης της κίνησης με $p < 0,05$. Στην τρίτη φάση, παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική αύξηση του τοπικού ελάχιστου, της καμπύλης, ενώ μείωση στατιστικά σημαντική παρουσίασε και το εύρος στη φάση αυτή, με $p < 0,05$.



Γράφημα 8. Μεταβολή του εύρους της ποδοκνημικής κατά την δεύτερη φάση, pre-post, με $p < 0,05$.

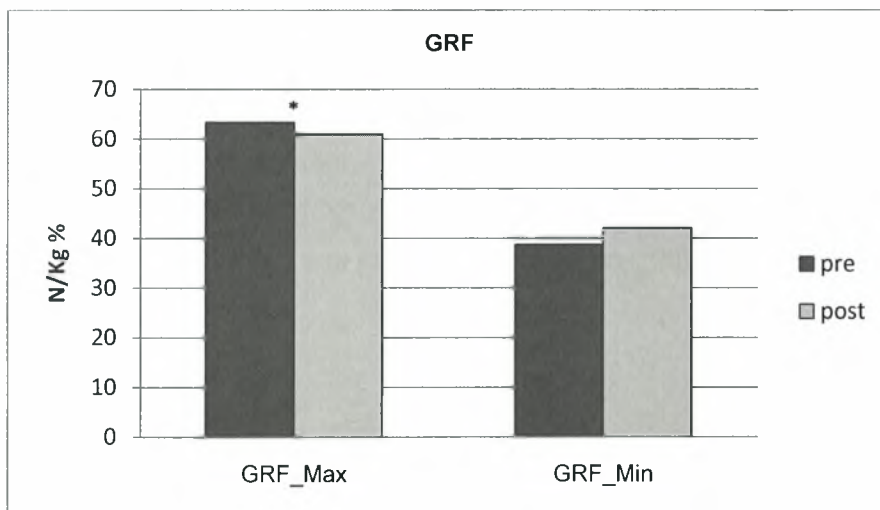


Γράφημα 9. Μεταβολές στις γωνίες της άρθρωσης του γόνατος, pre-post, με $p < 0,05$.

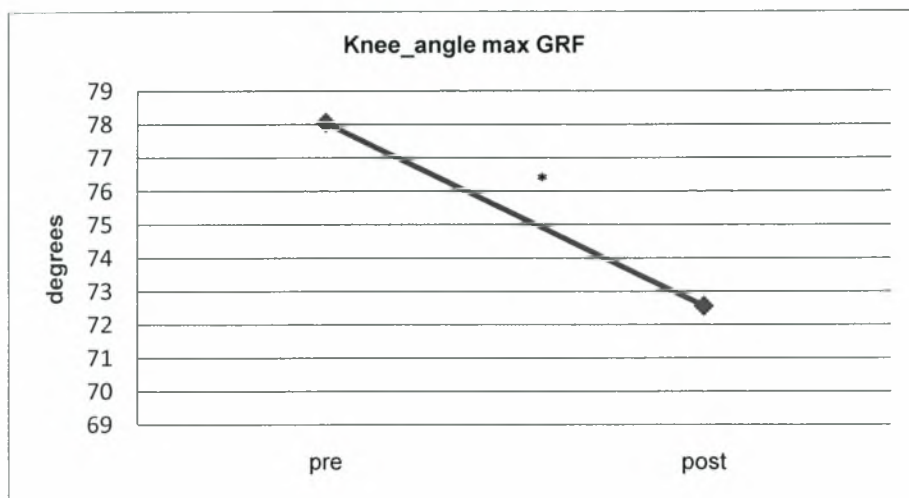
4.4 Κινητικές παράμετροι.

4.4.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους GRF.

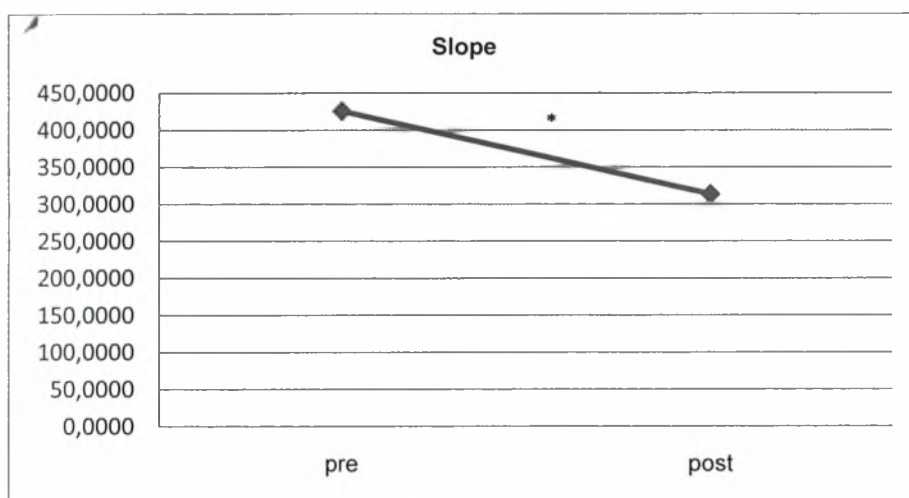
Σε όλες τις κινητικές παραμέτρους, παρουσιάζονται οι μέσοι όροι μόνο του δεξιού ποδιού. Στατιστικά σημαντικές αλλαγές και πτώση της δύναμης παρατηρήθηκε στις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους. Στο τοπικό ελάχιστο της καμπύλης (rebound), παρόλο που αυξήθηκαν οι τιμές του μετά το πρωτόκολλο έκκεντρης άσκησης, δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές. Αντίθετα η μέγιστη τιμή της GRF μειώθηκε στατιστικά σημαντικά με $p < 0,05$. Επίσης η γωνία που παρουσιάστηκε η μέγιστη δύναμη αντίδρασης εδάφους καθώς και ο ρυθμός ανάπτυξης της δύναμης, μετά την μυϊκή καταστροφή, είχε στατιστικά σημαντική μείωση με $p < 0,05$. Οι μεταβολές στις δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF), στη γωνία γόνατος κατά τη μέγιστη GRF και στο ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, φαίνονται στα γραφήματα 10,11 και 12.



Γράφημα 10. Μεταβολή της μέγιστης GRF με $p < 0,05$



Γράφημα 11. Μεταβολή της γωνίας γόνατος τη στιγμή της μέγιστης GRF pre-post με $p < 0,05$.

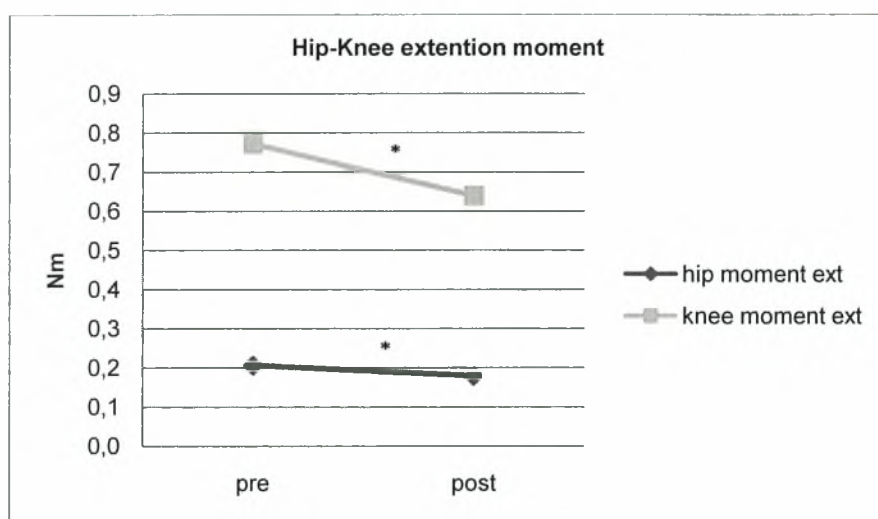


Γράφημα 12. Μεταβολή του ρυθμού ανάπτυξης της GRF pre-post με $p < 0,05$.

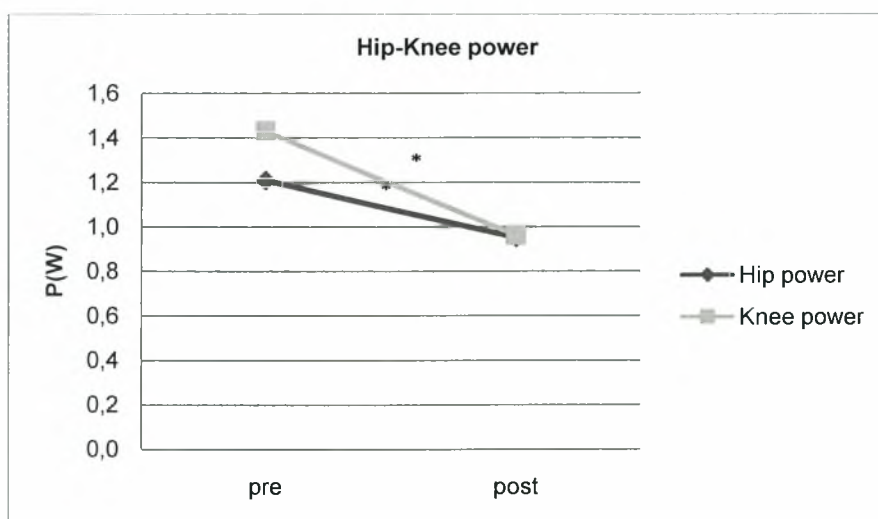
4.4.2 Ροπή-Ισχύς

Όπως στα κινηματικά, έτσι και στα κινητικά δεδομένα υπήρξαν στατιστικά σημαντικές αλλαγές. Στο ισχίο παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική μείωση της ροπής έκτασης με $p < 0,05$, στο σύνολο της κίνησης του STS, χωρίς να υπάρχουν σημαντικές μεταβολές στις επιμέρους φάσεις της κίνησης. Η άρθρωση του γόνατος,

παρουσίασε σημαντική μείωση στη ροπή έκτασης, σε όλη την κίνηση και στην δεύτερη και τρίτη φάση με $p < 0,05$. Καμία στατιστικά σημαντική αλλαγή δεν παρατηρήθηκε στη ροπή της άρθρωσης της ποδοκνημικής. Οι μεταβολές στη ροπή έκτασης σε ισχίο και γόνατο φαίνονται αναλυτικά στο γράφημα 13. Σημαντική στατιστικά μείωση παρατηρήθηκε και στην ισχύ. Το ισχίο και το γόνατο παρουσίασαν σημαντικές μεταβολές με $p < 0,05$ έτσι όπως φαίνεται στο γράφημα 14, ενώ ανεπηρέαστη έμεινε η ισχύς της άρθρωσης της ποδοκνημικής.



Γράφημα 13. Μεταβολές στη ροπή έκτασης ισχίου και γόνατος με $p < 0,05$



Γράφημα 14. Μεταβολές στην ισχύ σε ισχίο και γόνατο με $p < 0,05$

5. Συζήτηση

Στην παρούσα μελέτη έγινε προσπάθεια να διερευνηθούν οι αλλαγές στη μηχανική της κίνησης, κατά την αλλαγή της κινητικής κατάστασης ενός ατόμου, από καθιστή σε όρθια στάση, μετά από πρωτόκολλο μυϊκής καταστροφής. Σκοπός ήταν να εξεταστούν οι μηχανισμοί αυτοπροστασίας του οργανισμού, προκειμένου να επιτευχθεί η κίνηση του STS και να αποφευχθεί κάποια πιθανή πτώση. Τα νεαρά σε ηλικία άτομα ακόμα και σε συνθήκες μυϊκής βλάβης, δεν διατρέχουν μεγάλο κίνδυνο πτώσης κάτι το οποίο δεν συμβαίνει σε διάφορες παθολογικές καταστάσεις ή και σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας. Οι μηχανισμοί όπως και οι διάφορες αλλαγές στη στρατηγική, για την επίτευξη της κίνησης, δίνουν σημαντικές πληροφορίες στην αποκατάσταση από διάφορες παθήσεις, ακόμα και στην κατασκευή διαφόρων υποστηρικτικών μηχανισμών σε σοβαρά παθολογικές καταστάσεις με κινητικά προβλήματα. Στην μεθοδολογία που ακολουθήθηκε, έγινε προσπάθεια προσομοίωσης της κίνησης με την καθημερινή κίνηση του σηκώματος από καθιστή θέση. Για τον παραπάνω λόγο, ορίστηκε το ύψος της καρέκλας στα 43 εκατοστά και δόθηκε η εντολή στις δοκιμαζόμενες να σηκώνονται σε ταχύτητα που προτιμούσαν εκείνες και έκριναν ότι την ταχύτητα αυτή θα χρησιμοποιούσαν στην καθημερινότητά τους. Οι ίδιες ακριβώς οδηγίες δόθηκαν και στη μέτρηση που έγινε στις 48 ώρες μετά το πρωτόκολλο της μυϊκής βλάβης, για να εξεταστούν και να αξιολογηθούν οι αλλαγές στην μηχανική της κίνησης και να δοθεί μια τεκμηριωμένη εξήγηση για την νέα στρατηγική της κίνησης.

5.1 Κινηματικές και χρονικές παράμετροι

Μετά το πρωτόκολλο της μυϊκής βλάβης, όπως ήταν αναμενόμενο, επηρεάστηκε χρονικά η κίνηση του STS. Αξιοσημείωτο όμως είναι ότι επηρεάστηκε μόνο η δεύτερη φάση, της μεταφοράς του βάρους, επιμηκύνοντας έτσι την κίνηση

κατά 15%. Η δεύτερη φάση αυξήθηκε χρονικά κατά 58%, διότι είναι και η πιο απαιτητική στο σύνολο της κίνησης. Κατά τη φάση της μεταφοράς του βάρους, από την καθιστή θέση μέχρι τη μέγιστη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής, απαιτείται ισορροπία και ταυτόχρονα μυϊκή δύναμη από τον τετρακέφαλο σε μεγάλο μήκος μυός, τη στιγμή που βρίσκεται σε κατάσταση μυϊκής βλάβης. Στην τρίτη φάση, δεν υπήρξαν διαφορές στατιστικά σημαντικές, πιθανά γιατί ο τετρακέφαλος δεν επιβαρύνεται τόσο, λόγω ότι παράγει δύναμη σε μικρότερο μήκος, σε σχέση με την δεύτερη φάση.

Οι μελετητές (Schenkman, et al., 1996) χαρακτήρισαν την κίνηση του STS ως την κάθετη προς τα επάνω κίνηση του κέντρου βάρους του σώματος. Άλλοι (Corrigan & Bohannon, 2001) αναφέρουν ότι κύριο ρόλο, στην επίτευξη της κίνησης, παίζουν οι μύες του μηρού και ότι εκείνοι είναι που καθορίζουν την σταθερότητα της κίνησης. Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, αιτιολογείται γιατί η κίνηση έγινε πιο αργή.

Σε μελέτη με πρόσθετα βάρη στην πλάτη βρήκαν, να μικραίνει η πρώτη φάση της κίνησης, να παραμένει σταθερή η δεύτερη και να μεγαλώνει σε διάρκεια η τρίτη (Seven, et al., 2008) κάτι που έρχεται σε αντίθεση με τα ευρήματα της παρούσας μελέτης. Αντίθετα σε μελέτη (Yamada & Demura, 2007) με πρόσθετα βάρη στα κάτω άκρα, συμφωνεί με την παρούσα έρευνα αποδίδοντας την επιμήκυνση της κίνησης στη φάση μεταφοράς του κέντρου βάρους στη μειωμένη ικανότητα παραγωγής δύναμης των κάτω άκρων όπως συμβαίνει και σε ηλικιωμένους, συγκριτικά με νέους (Kerr, et al., 1997; Papa & Carpozzo, 2000).

Ένας ακόμη δείκτης που επιβεβαίωσε την αργή κίνηση, ήταν η γωνιακή ταχύτητα έκτασης του γόνατος που μειώθηκε σημαντικά. Η γωνιακή ταχύτητα του ισχίου, τόσο στην κάμψη όσο και στην έκταση, μειώθηκε και αυτή σημαντικά χωρίς όμως να επηρεάσει την κίνηση κατά την πρώτη και τρίτη φάση της κίνησης. Η

μειωμένη γωνιακή ταχύτητα του ισχίου, τόσο στην κάμψη όσο και στην έκταση, οφείλεται σε δύο παράγοντες, τον ορθό μηριαίο που είναι δυαρθρικός μυς και στη συνεργασία γόνατος ισχίου στην κίνηση. Ο ορθός μηριαίος πιθανά να επιβραδύνει την κάμψη και την έκταση του ισχίου, λόγω της αίσθησης του πόνου που γίνεται εντονότερος στις ακραίες θέσεις και στις αλλαγές μήκους του, δημιουργώντας έτσι πιο ασφαλή συνθήκες κίνησης με μικρότερη ταχύτητα και ροπή. Όπως αναφέρουν μελετητές (Doorenbosch, 1994), ο ορθός μηριαίος είναι υπεύθυνος για την αλλαγή στρατηγικής του STS και χωρίς επιβάρυνση. Η σταθερότητα της κίνησης είναι σημαντική για την επίτευξή της και αυτός ίσως είναι ένας ακόμα λόγος μείωσης της γωνιακής ταχύτητας του ισχίου. Αν δεν άλλαζε η ταχύτητα κάμψης και έκτασης του ισχίου, πιθανώς να υπήρχε κίνδυνος πρόσθιας πτώσης κατά την κάμψη και οπίσθιας κατά την έκταση δεδομένου ότι η γωνιακή ταχύτητα του γόνατος έχει μειωθεί αισθητά.

Η πύελος, μετά τη μυϊκή βλάβη στον προσθοπίσθιο άξονα κίνησης φαίνεται να έχει μικρότερη πρόσθια κλίση κατά την πρώτη φάση της κίνησης. Αντίθετα παρατηρείται ότι οι ελάχιστες τιμές της καμπύλης να γίνονται μικρότερες, άρα η οπίσθια κλίση της πύελου είναι μεγαλύτερη. Το εύρημα αυτό πιθανά να σημαίνει μικρότερη κάμψη του κορμού και μεγαλύτερη έκτασή του κατά το τελείωμα της κίνησης, κάτι που διαφωνεί με τη στρατηγική που παρουσιάζουν άλλοι ερευνητές (Kerr, et al., 1997; Papa & Cappozzo, 2000; Savelberg, et al., 2007; Schultz, Alexander, & Ashton-Miller, 1992) σε ηλικιωμένους και άτομα με μειωμένη λειτουργικότητα των κάτω άκρων. Μελετητές (Doorenbosch, 1994) αναφέρουν πως άτομα που ενεργοποιούν περισσότερο τον διαρθρικό μυ, ορθό μηριαίο, έχουν και μεγαλύτερη κάμψη του κορμού, οπότε τα άτομα με μυϊκή βλάβη στο συγκεκριμένο μυ, πιθανά να μειώνουν την πρόσθια κλίση της πύελου κατά την πρώτη φάση της

κίνησης, ίσως και του κορμού. Ωστόσο, το παραπάνω συμπέρασμα, δεν μπορεί να ειπωθεί με βεβαιότητα εφόσον το μοντέλο ανάλυσης της κίνησης ήταν των κάτω άκρων, χωρίς να έχουμε ακριβή δεδομένα για την κίνηση του κορμού.

Στον Y άξονα κίνησης, φαίνεται να μεταβάλλεται σημαντικά το εύρος της κίνησης, με τη λεκάνη να έχει μια πτώση στην τελική φάση της κίνησης από την αριστερή πλευρά. Στη δεύτερη φάση, παρατηρείται επίσης σημαντική διαφορά στο εύρος της κίνησης αμφίπλευρα, κάτι που δηλώνει ότι τα άτομα μετά την μυϊκή βλάβη για να σηκωθούν, έριχναν το βάρος τους από τη δεξιά τους πλευρά στην αριστερή λόγω του μυϊκού πόνου, αυξάνοντας έτσι την αστάθεια της κίνησης. Παρόμοια συμπεράσματα, για την αστάθεια, απορρέουν από την μελέτη των (Yamada & Demura, 2007) που παρατήρησαν μεγαλύτερη πλευρική κίνηση των ανακλαστήρων. Η στροφή της λεκάνης δεν έμεινε ανεπηρέαστη. Η μυϊκή βλάβη, παρότρυνε τα άτομα της μελέτης, να σηκώνονται με μεγαλύτερη έσω στροφή της λεκάνης (προς τα αριστερά), ενώ η έξω (προς τα δεξιά) στροφή μειώθηκε σημαντικά στη δεύτερη φάση της κίνησης. Η μεταβολή αυτή στο εύρος της κίνησης στον z άξονα κίνησης σε συνδυασμό με τις μεταβολές στον y άξονα, συνηγορούν στην αστάθεια της κίνησης καθώς επίσης και στην αλλαγή της στρατηγικής, λόγω της μειωμένης ικανότητας παραγωγής δύναμης και του αυξημένου μυϊκού πόνου.

Το ισχίο φαίνεται να ακολουθεί και να συμπεριφέρεται ανάλογα με τις κινήσεις της λεκάνης τόσο στον x όσο και στον Y άξονα τις κίνησης. Στο οβελιαίο επίπεδο, λόγω της μυϊκής βλάβης και της αίσθησης του πόνου, μειώθηκε το εύρος κίνησης του ισχίου. Συγκεκριμένα μειώθηκε μόνο η κάμψη και όχι η έκταση. Αυτό, οφείλεται πιθανά και στο γεγονός της μείωσης της κάμψης της λεκάνης αλλά και στο γεγονός της μυϊκής καταστροφής και στην αίσθηση του μυϊκού πόνου. Ερευνητές, (Seven, et al., 2008) προσπαθώντας να μειώσουν την λειτουργικότητα των μυών των

κάτω άκρων με πρόσθετα βάρη στην πλάτη βρήκαν αύξηση της κάμψης του ισχίου, ενώ οι άλλοι (Yamada & Demura, 2007) προσθέτοντας βάρη στα κάτω άκρα βρήκαν ότι η κάμψη του ισχίου μειώνεται. Πιθανά όσο πιο κοντά στην άρθρωση είναι η επιβάρυνση τόσο να μειώνεται και το εύρος της. Στην μυϊκή βλάβη, η επιβάρυνση είναι μέσα στον ίδιο το μυ και σίγουρα επηρεάζεται και το νευρικό σύστημα λόγω ότι υπάρχει η αίσθηση του πόνου, προκαλώντας έτσι μείωση του εύρους της άρθρωσης. Το εύρημα αυτό συμφωνεί και με τα αποτελέσματα σε ηλικιωμένους, που βρέθηκε ότι κατά την κίνηση του STS κάνουν μικρότερη κάμψη του ισχίου σε σχέση με νέους (Lee, et al., 2007). Η έκταση του ισχίου έμεινε ανεπηρέαστη. Στον y άξονα κίνησης το ισχίο φαίνεται να αυξάνει το εύρος της κίνησής του μόνο κατά την δεύτερη φάση της κίνησης. Η αύξηση αυτή του εύρους συμβάλει στην αστάθεια της κίνησης στη φάση αυτή, και είναι φυσικό αποτέλεσμα της αύξησης του εύρους της λεκάνης, στον ίδιο άξονα κίνησης.

Η άρθρωση του γόνατος, λόγω του ότι συνδέεται με τους εκτεινόντες του γόνατος που είναι και οι κύριοι υπεύθυνοι μύες παραγωγής δύναμης κατά την κίνηση, συμβάλει ουσιαστικά στην στρατηγική της κίνησης. Στη βιβλιογραφία, πολλές έρευνες εξετάζουν την κίνηση του STS ειδικά σε παθολογικές καταστάσεις, εστιάζοντας στην άρθρωση του γόνατος. Σε μελέτες με επιβάρυνση στην πλάτη και τα κάτω άκρα, οι ερευνητές (Seven, et al., 2008; Yamada & Demura, 2007), βρίσκουν μείωση της κάμψης του γόνατος, κατά την αρχή της κίνησης, καθώς επίσης και τάση να ολοκληρώνεται η κίνηση με μικρότερες τελικές γωνίες έως και υπερέκταση. Αντίθετα, στην παρούσα μελέτη, φαίνεται ότι η μυϊκή βλάβη συντέλεσε στην μείωση τόσο της κάμψης όσο και της έκτασης του γόνατος και συνεπώς στη μείωση του εύρους της κίνησης με τάση η όρθια στάση να είναι με λυγισμένο το γόνατο. Το εύρημα αυτό όπως και οι τιμές της μελέτης, συμφωνούν με τις τιμές και τη

στρατηγική των ηλικιωμένων σύμφωνα με τους (Lee, et al., 2007) που συγκρίθηκαν με νεαρά άτομα. Αυτό δείχνει ότι η αλλαγή της στρατηγικής σε μία κίνηση λόγω πρόσθετης επιβάρυνσης, δεν είναι αρκετά συμβατή με εκείνη που προκαλείται από μυϊκό τραυματισμό και πόνο.

5.2 Κινητικές παράμετροι

Σε προηγούμενες μελέτες (M. A. Hughes & Schenkman, 1996; Moxley Scarborough, Krebs, & Harris, 1999) φαίνεται ότι η εξασθένηση των μυϊκών ομάδων του μηρού, συμβάλουν στην αλλαγή της στρατηγικής της κίνησης του STS. Στην παρούσα μελέτη, παρατηρείται σημαντική μείωση της μέγιστης, GRF, κατά την κίνηση μετά από μυϊκή βλάβη. Επίσης ο ρυθμός ανάπτυξης της δύναμης είναι αισθητά μειωμένος και τα άτομα παρουσιάζουν το μέγιστο της δύναμής τους, σε μεγαλύτερη γωνία έκτασης του γόνατος. Από τα παραπάνω ευρήματα οδηγούμαστε στο συμπέρασμα ότι πλέον ο πόνος και η έλλειψη ικανότητας παραγωγής δύναμης, αναγκάζουν τα άτομα να παρουσιάζουν το μέγιστο της δύναμής τους σε μικρότερο μήκος μυός, με αποτέλεσμα να κάνουν την κίνηση πιο ασταθή στη φάση που το γόνατο είναι σε μεγαλύτερη γωνία κάμψης. Παρόμοια αποτελέσματα για το ρυθμό ανάπτυξης δύναμης, παρατηρούνται και σε μελέτη με πρόσθετη επιβάρυνση των κάτω άκρων χρησιμοποιώντας βάρη (Yamada & Demura, 2007). Η μειωμένη παραγωγή δύναμης των ατόμων της μελέτης, συμφωνεί με το μηχανικό μοντέλο κίνησης ατόμων τρίτης ηλικίας όπου παρατηρούνται μειωμένες οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους, επιμήκυνση χρονικά των κινήσεων και αστάθεια (Alexander, et al., 1991; Gross, et al., 1998; Millington, et al., 1992; Papa & Cappelzozzo, 2000; Yamada & Demura, 2009).

Όπως οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους, GRF, έτσι και οι ροπές των αρθρώσεων του ισχίου και του γόνατος ήταν αναμενόμενο να έχουν πτώση.

Αξιοσημείωτο είναι ότι, η μυϊκή βλάβη άφησε ανεπηρέαστη τόσο κινηματικά όσο και κινητικά την άρθρωση της ποδοκνημικής. Ίσως το γεγονός αυτό να είναι και μια αντίδραση αυτοπροστασίας του οργανισμού για την σταθερότητα και επιτυχή επίτευξη της κίνησης του STS. Πιθανά αν άλλαζε το εύρος κίνησης ή η αρθρική ροπή, να μην μπορούσαν να ανταπεξέλθουν οι άλλες αρθρώσεις στις νέες απαιτήσεις. Πάραυτα, σε μελέτες που επιβάρυναν την κίνηση με πρόσθετα βάρη, η άρθρωση της ποδοκνημικής επηρεάστηκε, αυξάνοντας τόσο το γωνιακό εύρος της όσο και την αρθρική ροπή της (Seven, et al., 2008; Yamada & Demura, 2007). Επίσης, οι μελέτες επιβάρυνσης της κίνησης με βάρη στην πλάτη και στα κάτω άκρα, έδειξαν σημαντική αύξηση της μέγιστης ροπής του γόνατος και του ισχίου κατά την φάση έκτασης της κίνησης (Savelberg, et al., 2007; Seven, et al., 2008; Yamada & Demura, 2007) και περαιτέρω αύξηση με περισσότερη επιβάρυνση. Αντίθετα όμως φαίνεται να συμπεριφέρεται το μυοσκελετικό σύστημα, όταν η επιβάρυνση προέρχεται μετά από μυϊκή βλάβη και υπάρχει παρουσία μυϊκού πόνου. Στην παρούσα μελέτη τα άτομα παρουσίασαν μειωμένη αρθρική ροπή έκτασης και στο γόνατο και στο ισχίο. Η μειωμένη αρθρική ροπή στις αρθρώσεις αυτές, είναι φυσικό αποτέλεσμα της μειωμένης ικανότητας του μυός να παράγει δύναμη όπως επιβεβαιώνεται και από τις δυνάμεις αντίδρασης GRF. Συνέπεια των παραπάνω ήταν, η ισχύς του ισχίου και του γόνατος να σημειώσουν σημαντική πτώση μετά το πρωτόκολλο μυϊκής βλάβης.

6. Συμπεράσματα και μελλοντικές προτάσεις για έρευνα

Η μυϊκή βλάβη και η αίσθηση του πόνου επηρέασαν σημαντικά την μηχανική της κίνησης του STS. Τα άτομα της μελέτης, μετά από μυϊκή βλάβη, είχαν την τάση να σηκώνονται μειώνοντας την πρόσθια κλίση της λεκάνης κατά την πρώτη και δεύτερη φάση, ενώ αύξησαν την οπίσθια κλίση της στη φάση έκτασης της κίνησης. Το ισχίο ακολουθώντας την κίνηση της λεκάνης παρουσίασε μείωση στην κάμψη του. Στη δεύτερη και τρίτη φάση της κίνησης παρατηρήθηκε αύξηση του εύρους της πλευρικής κίνησης της λεκάνης και της στροφής της, κάτι που σε συνάρτηση με την αύξηση της πλευρικής κίνησης του ισχίου, κατά την δεύτερη φάση, δηλώνει ότι το άτομο είχε αυξημένη αστάθεια και για το λόγο αυτό έριχνε το βάρος του πρώτα στη δεξιά και μετά στην αριστερή πλευρά του. Παράλληλα, μειώθηκε το εύρος κίνησης του γόνατος με τάση να είναι πιο λυγισμένο στην τελική του θέση. Επίσης, η κίνηση μεγάλωσε σε διάρκεια, η γωνιακή ταχύτητα των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου μειώθηκαν, ο ρυθμός ανάπτυξης και η παραγωγή δύναμης παρουσίασαν πτώση, ενώ η εξασθένηση της κίνησης επιβεβαιώνεται και από την μείωση των αρθρικών ροπών έκτασης του γόνατος και του ισχίου.

Η κίνηση του STS είναι στην καθημερινότητα του κάθε ανθρώπου. Επίσης έχει οριστεί και ως δείκτης για την ικανότητα, κινητική ανεξαρτησία και ποιότητα ζωής ανθρώπων τρίτης ηλικίας. Με την μελέτη αυτή, παρουσιάζεται το μηχανικό μοντέλο ατόμων με μυϊκή βλάβη. Φαίνονται οι αντιδράσεις και οι προστατευτικοί μηχανισμοί προκειμένου να επιτεύξει την κίνηση με επιτυχία, συνεπώς αντλούνται σημαντικές πληροφορίες για την αποκατάσταση και πρόληψη τραυματισμών. Περεταίρω μελέτη της κίνησης θα μπορούσε να γίνει χρησιμοποιώντας ηλεκτρομυογράφο, υπέρηχους και μοντελοποίηση της κίνησης με άλλα μυοσκελετικά μοντέλα. Τέλος ενδιαφέρον θα ήταν να εξεταστεί και η αντίστροφη κίνηση, του

καθίσματος, που είναι εξίσου απαιτητική και ειδικά υπό συνθήκες τραυματισμού καθώς και των υπόλοιπων κινήσεων της καθημερινής ζωής (ADL).

7. Βιβλιογραφία

- Adler, D. (1999). *Metric handbook : planning and design data* (2nd ed.). Oxford ; Boston: Architectural Press.
- Alexander, N. B., Schultz, A. B., & Warwick, D. N. (1991). Rising from a chair: effects of age and functional ability on performance biomechanics. *J Gerontol*, 46(3), M91-98.
- Allen, D. G. (2001). Eccentric muscle damage: mechanisms of early reduction of force. *Acta Physiol Scand*, 171(3), 311-319.
- Arborelius, U. P., Wretenberg, P., & Lindberg, F. (1992). The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics*, 35(11), 1377-1391.
- Beckley, D. J., Bloem, B. R., van Dijk, J. G., Roos, R. A., & Remler, M. P. (1991). Electrophysiological correlates of postural instability in Parkinson's disease. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 81(4), 263-268.
- Bohannon, R. W. (2007). Knee extension strength and body weight determine sit-to-stand independence after stroke. *Physiotherapy Theory and Practice*, 23(5), 291-297.
- Brandstater, M. E., de Bruin, H., Gowland, C., & Clark, B. M. (1983). Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Arch Phys Med Rehabil*, 64(12), 583-587.
- Braun, W. A., & Dutto, D. J. (2003). The effects of a single bout of downhill running and ensuing delayed onset of muscle soreness on running economy performed 48 h later. *Eur J Appl Physiol*, 90(1-2), 29-34.
- Burdett, R. G., Habasevich, R., Pisciotto, J., & Simon, S. R. (1985). Biomechanical comparison of rising from two types of chairs. *Phys Ther*, 65(8), 1177-1183.

- Byrne, C., Twist, C., & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Med*, 34(1), 49-69.
- Cameron, D. M., Bohannon, R. W., Garrett, G. E., Owen, S. V., & Cameron, D. A. (2003). Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 332-340.
- Carr, J. H. (1992). Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiotherapy Theory and Practice*, 8, 159-164.
- 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 and Rehabilitation*, 82(1), 42-47.
- Clarkson, P. M., & Hubal, M. J. (2002). Exercise-induced muscle damage in humans. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(11 SUPPL.).
- Corrigan, D., & Bohannon, R. W. (2001). Relationship between knee extension force and stand-up performance in community-dwelling elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(12), 1666-1672.
- Croisier, J. L., Camus, G., Forthomme, B., Maquet, D., Vanderthommen, M., & Crielaard, J. M. (2003). Delayed onset muscle soreness induced by eccentric isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(1), 21-29.
- Dehail, P., Bestaven, E., Muller, F., Mallet, A., Robert, B., Bourdel-Marchasson, I., et al. (2007). Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a "Sit-to-Walk" task in elderly subjects: role of strength. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(10), 1096-1103.
- Dengler, R., Wolf, W., Schubert, M., & Struppler, A. (1986). Discharge pattern of single motor units in basal ganglia disorders. *Neurology*, 36(8), 1061-1066.

- Doorenbosch, C. A. M. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27(11), 1299-1307.
- Dutto, D. J., & Braun, W. A. (2004). DOMS-associated changes in ankle and knee joint dynamics during running. *Med Sci Sports Exerc*, 36(4), 560-566.
- Etnyre, B., & Thomas, D. Q. (2007). Event standardization of sit-to-stand movements. *Physical Therapy*, 87(12), 1651-1666.
- Fleckenstein, S. J., Kirby, R. L., & MacLeod, D. A. (1988). Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*, 21(11), 915-918.
- Frank, J. S., Horak, F. B., & Nutt, J. (2000). Centrally initiated postural adjustments in parkinsonian patients on and off levodopa. *J Neurophysiol*, 84(5), 2440-2448.
- Friden, J., & Lieber, R. L. (2001). Eccentric exercise-induced injuries to contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiol Scand*, 171(3), 321-326.
- Galli, M., Crivellini, M., Sibella, F., Montesano, A., Bertocco, P., & Parisio, C. (2000). Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity*, 24(11), 1488-1492.
- 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 and Posture*, 8(3), 175-185.
- Hamill, J., Freedson, P. S., Clarkson, P. M., & Braun, B. (1991). Muscle Soreness During Running - Biomechanical and Physiological Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 125-137.

- Hughes, M. A., Myers, B. S., & Schenkman, M. L. (1996). The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *Journal of Biomechanics*, 29(12), 1509-1513.
- Hughes, M. A., & Schenkman, M. L. (1996). Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(4), 409-412.
- Hughes, M. A., Weiner, D. K., & Schenkman, M. L. (1994). Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech*, 187-192.
- Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. J., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: A review. *Physical Therapy*, 82(9), 866-879.
- Kerr, K. M., White, J. A., Barr, D. A., & Mollan, R. A. B. (1997). Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 236-245.
- Kotake, T., Dohi, N., Kajiwara, T., Sumi, N., Koyama, Y., & Miura, T. (1993). An analysis of sit-to-stand movements. *Arch Phys Med Rehabil*, 74(10), 1095-1099.
- Kralj, A., Jaeger, R. J., & Munich, M. (1990). Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech*, 23(11), 1123-1138.
- Lee, J. H., Chun, M. H., Jang, D. H., Ahn, J. S., & Yoo, J. Y. (2007). A comparison of young and old using three-dimensional motion analyses of gait, sit-to-stand and upper extremity performance. *Aging Clin Exp Res*, 19(6), 451-456.
- Lundin, T. M., Grabiner, M. D., & Jahnigen, D. W. (1995). On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during the sit-to-stand task. *Journal of Biomechanics*, 28(1), 109-112.

- Lundin, T. M., Jahnigen, D. W., & Grabiner, M. D. (1999). Maximum trunk flexion angle during the sit to stand is not determined by knee or trunk-hip extension strength in healthy older adults. *Journal of Applied Biomechanics*, *15*(3), 233-241.
- Mak, M. K. Y., & Evans, J. (1997). Kinetic analysis of sit-to-stand in Parkinson's disease. *Mov Disord*, *12*, 135.
- Mak, M. K. Y., Levin, O., Mizrahi, J., & Hui-Chan, C. W. Y. (2003). Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease. *Clinical Biomechanics*, *18*(3), 197-206.
- Manckoundia, P., Mourey, F., Pfitzenmeyer, P., & Papaxanthis, C. (2006). Comparison of motor strategies in sit-to-stand and back-to-sit motions between healthy and Alzheimer's disease elderly subjects. *Neuroscience*, *137*(2), 385-392.
- Mano, I. (2003). Falls of the elderly and their provision. *Ishiyaku Shuppan Tokyo*, 2-37.
- Miff, S. C., Hansen, A. H., Childress, D. S., Gard, S. A., & Meier, M. R. (2008). Roll-over shapes of the able-bodied knee-ankle-foot system during gait initiation, steady-state walking, and gait termination. *Gait and Posture*, *27*(2), 316-322.
- Millington, P. J., Myklebust, B. M., & Shambes, G. M. (1992). Biomechanical analysis of the sit-to-stand motion in elderly persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 609-617.
- Morgan, D. L., Gregory, J. E., & Proske, U. (2004). The influence of fatigue on damage from eccentric contractions in the gastrocnemius muscle of the cat. *J Physiol (Lond)* %R 10.1113/jphysiol.2004.069948, *561*(3), 841-850.

- Moxley Scarborough, D., Krebs, D. E., & Harris, B. A. (1999). Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture*, *10*(1), 10-20.
- Munro, B. J., Steele, J. R., Bashford, G. M., Ryan, M., & Britten, N. (1998). A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomech*, *31*(3), 263-271.
- Munton, J. S., Ellis, M. I., & Wright, V. (1984). Use of electromyography to study leg muscle activity in patients with arthritis and in normal subjects during rising from a chair. *Ann Rheum Dis*, *43*(1), 63-65.
- Nikfekar, E., Kerr, K., Attfield, S., & Playford, D. E. (2002). Trunk movement in Parkinson's disease during rising from seated position. *Mov Disord*, *17*(2), 274-282.
- Pai, Y. C., & Rogers, M. W. (1990). Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand. *Med Sci Sports Exerc*, *22*(3), 378-384.
- Pai, Y. C., & Rogers, M. W. (1991). Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil*, *72*(11), 881-885.
- Papa, E., & Cappozzo, A. (2000). Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *Journal of Biomechanics*, *33*(9), 1113-1122.
- Paschalis, V., Giakas, G., Baltzopoulos, V., Jamurtas, A. Z., Theoharis, V., Kotzamanidis, C., et al. (2007). The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. *Gait Posture*, *25*(2), 236-242.
- Paschalis, V., Nikolaidis, M. G., Giakas, G., Jamurtas, A. Z., Owolabi, E. O., & Koutedakis, Y. (2008). Position sense and reaction angle after eccentric

- exercise: The repeated bout effect. *European Journal of Applied Physiology*, 103(1), 9-18.
- Perry, S. D., Radtke, A., & Goodwin, C. R. (2007). Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination. *Gait and Posture*, 25(1), 94-98.
- Petajan, J. H. (1983). Motor unit control in movement disorders. *Adv Neurol*, 39, 897-905.
- Proske, U., & Morgan, D. L. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol*, 537(Pt 2), 333-345.
- Rodosky, M. W., Andriacchi, T. P., & Andersson, G. B. (1989). The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J Orthop Res*, 7(2), 266-271.
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics*, 9(4), 235-244.
- Roig Pull, M., & Ranson, C. (2007). Eccentric muscle actions: Implications for injury prevention and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*, 8(2), 88-97.
- Savelberg, H. H. C. M., Fastenau, A., Willems, P. J. B., & Meijer, K. (2007). The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. *Clinical Biomechanics*, 22(7), 805-812.
- Schenkman, M., Berger, R. A., Riley, P. O., Mann, R. W., & Hodge, W. A. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther*, 70(10), 638-648; discussion 648-651.

- Schenkman, M., Riley, P. O., & Pieper, C. (1996). Sit to stand from progressively lower seat heights - Alterations in angular velocity. *Clinical Biomechanics*, *11*(3), 153-158.
- Schultz, A. B., Alexander, N. B., & Ashton-Miller, J. A. (1992). Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech*, *25*(12), 1383-1391.
- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2005). A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, *38*(1), 107-116.
- Seedhom, B. B., & Terayama, K. (1976). Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms. *Biomed Eng*, *11*(8), 278-282.
- Seidler, R. D., Alberts, J. L., & Stelmach, G. E. (2001). Multijoint movement control in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, *140*(3), 335-344.
- Serrien, D. J., Steyvers, M., Debaere, F., Stelmach, G. E., & Swinnen, S. P. (2000). Bimanual coordination and limb-specific parameterization in patients with Parkinson's disease. *Neuropsychologia*, *38*(13), 1714-1722.
- Seven, Y. B., Akalan, N. E., & Yucesoy, C. A. (2008). Effects of back loading on the biomechanics of sit-to-stand motion in healthy children. *Human Movement Science*.
- Shepherd, R. B., & Gentile, A. M. (1994). Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Human Movement Science*, *13*(6), 817-840.
- Shepherd, R. B., & Koh, H. P. (1996). Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, *28*(2), 79-88.

- Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A., & Crivellini, M. (2003). Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. *Clinical Biomechanics*, *18*(8), 745-750.
- Su, F. C., Lai, K. A., & Hong, W. H. (1998). Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *13*(3), 176-181.
- Swinnen, S. P., Steyvers, M., Van Den Bergh, L., & Stelmach, G. E. (2000). Motor learning and Parkinson's disease: refinement of within-limb and between-limb coordination as a result of practice. *Behav Brain Res*, *111*(1-2), 45-59.
- Vander Linden, D. W., Brunt, D., & McCulloch, M. U. (1994). Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil*, *75*(6), 653-660.
- Warren, G. L., Lowe, D. A., & Armstrong, R. B. (1999). Measurement tools used in the study of eccentric contraction-induced injury. *Sports Med*, *27*(1), 43-59.
- Wheeler, J., Woodward, C., Ucovich, R. L., Perry, J., & Walker, J. M. (1985). Rising from a chair. Influence of age and chair design. *Phys Ther*, *65*(1), 22-26.
- Yamada, T., & Demura, S. (2007). Influence of load burdens on lower limbs in each movement phase and the characteristics of sit-to-stand movement. *Sport Sciences for Health*, *2*(1), 8-15.
- Yamada, T., & Demura, S. i. (2009). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *48*(1), 73-77.