

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)
ΜΕ ΠΡΟΣΘΕΤΟ ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ**

Χαλίτσιος Χρήστος

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για την μερική εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του μεταπτυχιακού τίτλου του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών Άσκηση και υγεία του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας.

Εγκεκριμένη από το Καθηγητικό σώμα:

1^{ος} επιβλέπων: Τσιόκανος Αθανάσιος, Αναπληρωτής Καθηγητής, ΤΕΦΑΑ-ΠΘ

2^{ος} επιβλέπων: Τζιαμούρτας Αθανάσιος, Αναπληρωτής Καθηγητής, ΤΕΦΑΑ-ΠΘ

3^{ος} επιβλέπων: Γεροδήμος Βασίλειος, Επίκουρος Καθηγητής, ΤΕΦΑΑ-ΠΘ

Τρίκαλα 2011

© 2011

Χρήστος Χαλίτσιος

ALL RIGHTS RESERVED

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΧΑΛΙΤΣΙΟΣ ΧΡΗΣΤΟΣ: Εμβιομηχανική ανάλυση της κίνησης του SIT-TO-STAND (Μεταφορά του Κέντρου Βάρους Σώματος από καθιστή σε όρθια θέση) με πρόσθετο σωματικό βάρος

Στόχος της μελέτης ήταν να εξετασθούν οι συνέπειες του πρόσθετου φορτίου στην πλάτη στα κινηματικά και κινητικά χαρακτηριστικά νεαρών γυναικών, κατά τη μετάβασή τους από την καθιστή στην όρθια στάση (STS). Έντεκα νεαρές γυναίκες (23 ± 0.6 ετών) προσφέρθηκαν να συμμετάσχουν σε αυτή τη μελέτη. Οι συμμετέχουσες έλαβαν οδηγίες να εκτελέσουν τρεις προσπάθειες της κίνησης, χωρίς φορτίο και με φορτίο 10% και 20% του σωματικού βάρους αντίστοιχα. Για τη συλλογή των κινηματικών και κινητικών δεδομένων χρησιμοποιήθηκε ένα οπτικοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης κίνησης (VICON) με δέκα υπέρυθρες κάμερες και μία πλατφόρμα καταγραφής δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους (BERTEC). Η συνολική διάρκεια της κίνησης και η διάρκεια των επιμέρους φάσεων της δεν μεταβλήθηκαν. Το πρόσθετο φορτίο αύξησε την αρχική, μέγιστη και τελική γωνία κάμψης του ισχίου και την αρχική και μέγιστη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής. Επίσης αυξήθηκαν οι τιμές των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους και οι μέγιστες ροπές και οι τιμές ισχύος της ποδοκνημικής του γονάτου και του ισχίου. Εν κατακλείδι, τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της STS κίνησης επηρεάζονται ουσιωδώς από το πρόσθετο στην πλάτη φορτίο, ακόμη και στην περίπτωση του χαμηλότερου φορτίου. Τα ευρήματα αυτά μπορεί να τυγχάνουν κλινικού ενδιαφέροντος για μυοσκελετικές διαταραχές και πιθανόν να βοηθούν στο σχεδιασμό προγραμμάτων αποκατάστασης.

Λέξεις κλειδιά: Μεταφορά ΚΒΣ από καθιστή σε όρθια στάση, πρόσθετο φορτίο, νεαρές γυναίκες, κινηματική, κινητική

ABSTRACT

CHALITSIOS CHRISTOS: Biomechanical analysis of sit-to-stand motion with back loading

Under the supervision of Dr. Athanasios Tsiokanos

The study aimed to examine effects of back loading on the kinematics and kinetics of sit-to-stand (STS) motion task in healthy young women. Eleven young women (mean age 23 yrs, SD 0.6 yrs) volunteered to participate in this, study. The participants were instructed to complete three STS tasks with no back load and with a back load of 10% and 20% of body weight, respectively. A 10 infrared cameras VICON motion capture system and a BERTEC force plate were used. Total STS duration and its phases did not change. Back loading increased initial, maximal and final hip flexion, and initial and maximal ankle dorsiflexion. The GRF values and maximal ankle, knee and hip moments and powers also increased. In conclusion, the biomechanics of STS motion is substantially affected by back loading even for the lower load level studied. This finding may be of clinical relevance for musculoskeletal disorders and it may be helps in rehabilitation programs.

Key words: Sit-to-stand; back load; young women; kinematics; kinetics

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή	7
1.1 Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης.....	9
1.2 Σκοπός.....	10
2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας	11
2.1 Η μηχανική της κίνησης του STS.....	11
2.2 Ηλικιωμένοι.....	14
2.3 STS σε παθολογικές καταστάσεις	16
2.4 STS με πρόσθετο φορτίο.....	19
3. Μεθοδολογία.....	21
3.1 Διαδικασία μέτρησης	22
3.2 Κριτήρια αποκλεισμού από τη μελέτη.....	23
3.3 Οι φάσεις της κίνησης.....	23
3.4 Ανάλυση δεδομένων	24
3.5 Στατιστική ανάλυση.....	28
4. Αποτελέσματα.....	29
4.1 Χρονικές παράμετροι.....	29
4.2 Κινηματικές παράμετροι.....	30
4.3 Κινητικές παράμετροι	32
4.3.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF).....	32
4.3.2 Ροπή-Ισχύς.....	33
5. Συζήτηση	34
5.1 Χρονικές και κινηματικές και παράμετροι.....	35
5.2 Κινητικές παράμετροι	37
6. Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντικές έρευνες.....	38

7. Βιβλιογραφία..... 40

1. Εισαγωγή

Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση αποτελεί ευρέως εκτελούμενη ενέργεια κατά τη διάρκεια της ημέρας. Οι ηλικιωμένοι και τα άτομα που πάσχουν από μυϊκές αδυναμίες συχνά δυσκολεύονται ιδιαίτερα να πραγματοποιήσουν την συνηθισμένη αυτή δοκιμασία. Η δυσκολία στο να σηκωθεί κάποιος από μια καρέκλα δυσχεραίνει την ποιότητα ζωής και την ανεξαρτησία του (Guralnik et al.,1995).

Αρκετές μελέτες έχουν εστιαστεί στην κίνηση της άρσης από καρέκλα σε παθολογικούς πληθυσμούς συγκρίνοντας τις στρατηγικές που χρησιμοποιούσαν τα υποκείμενα με αυτές που χρησιμοποιούν τα άτομα τρίτης ηλικίας καθώς και άτομα νεότερων ηλικιών (Alexander et al.,1991; Doorenbosch et al., 1994; Kerr et al., 1997; Moxley Scarborough et al., 1999; Schenkman et al., 1996; Papa and Cappelzozzo, 2000; Hughes et al.,1994; Schultz et al., 1992). Το γενικό συμπέρασμα από αυτές τις έρευνες είναι ότι τα άτομα της τρίτης ηλικίας προτιμούν διαφορετική στρατηγική για την εκτέλεση της κίνησης σε σχέση με τα νεαρότερα άτομα. Οι ηλικιωμένοι επιδεικνύουν υπερβολική κάμψη του κορμού πριν το ξεκόλλημα από την καρέκλα και επιπλέον η κατάσταση αυτή χαρακτηρίζεται από επιμήκυνση του χρονικού διαστήματος που απαιτείται για την ολοκλήρωση της διαδικασίας. Η στρατηγική αυτή αναφέρεται ως σταθεροποιητική, ενώ η φυσιολογική αναφέρεται ως στρατηγική μεταφοράς της ορμής.

Η κατανόηση των τάσεων που επιδεικνύονται από τα υποκείμενα κατά την εκτέλεση της συγκεκριμένης κίνησης μπορεί να αποτελέσει τη βάση για σχεδιασμό και βελτιστοποίηση παρεμβατικών προγραμμάτων. Ο Schultz et al. (1992), μεταξύ άλλων, αποφάνθηκαν ότι είναι η σταθερότητα κατά την όρθια θέση που οδηγεί σε προσαρμογές και συμβάλλει στη διαδικασία της άρσης από την καθιστή θέση. Η σωματική μάζα τοποθετείται πάνω από τα πόδια πριν το ξεκόλλημα από την καρέκλα,

ενώ το σώμα θα μπορούσε να παραμείνει σχετικά σταθερό. Μια άλλη πεποίθηση αποτελεί το γεγονός ότι η αλλαγή στρατηγικής για την εκτέλεση της άρσης προκύπτει από την ανάγκη να αντισταθμιστούν οι μυϊκές και αδυναμίες και ιδιαίτερα των εκτεινόντων μυών του γόνατος (Hughes et al., 1996). Η αναζήτηση των κρίσιμων παραγόντων για την επίτευξη της συγκεκριμένης κίνησης αποτελεί αντικείμενο πληθώρας δημοσιευμένων ερευνών. Αρκετοί ερευνητές εξέτασαν την επίδραση του ύψους της καρέκλας και των βραχιόνων, ενώ αντίθετα άλλοι ερεύνησαν την επίδραση της θέσης των ποδιών και της ταχύτητας εκτέλεσης της δοκιμασίας (Janssen et al. 2002).

Παρόλο που η κατανόηση των μεταβλητών που επηρεάζουν την αποτελεσματική εκτέλεση της κίνησης μπορεί να βοηθήσει σημαντικά να βελτιωθεί η καθημερινότητα για τα άτομα αυτά, η πραγματική επιτυχία θα ήταν να βελτιωθούν οι παράγοντες που σχετίζονται με τα ίδια τα υποκείμενα (γήρας, μυϊκή αδυναμία, μειωμένη αισθητηριακή αντίληψη, μειωμένη ικανότητα αυτοσυγκέντρωσης και μειωμένη αυτοπεποίθηση). Ανατρέχοντας στη βιβλιογραφία διαφαίνεται ότι η μυϊκή αδυναμία αποτελεί παράγοντα ιδιαίτερης βαρύτητας για την επίτευξη της όρθιας θέσης (Hughes et al., 1996; Bernardi et al., 2004). Από την άλλη πλευρά, οι ατομικές διαφορές προκαλούν τη συνδιακύμανση των παραγόντων που αφορούν στην πτώση της μυϊκής δύναμης λόγω της ηλικίας. Για το λόγο αυτό είναι ανακριβές να θεωρήσουμε από ανασκοπικές έρευνες σε ποιο βαθμό καθορίζει η μυϊκή αδυναμία την αλλαγή της στρατηγικής της μετάβασης από την καθιστή στην όρθια θέση (Janssen et al. 2002).

Κατά την εκτέλεση μακροχρόνιων παρεμβατικών ερευνών παρατηρείται η δυσκολία στην εφαρμογή ενός οριοθετημένου πρωτοκόλλου, λόγω της απόκλισης από αυτό των υποκείμενων, κυρίως των γηραιότερων. Επιπλέον, στην προσπάθεια

κατανόησης των διαφορετικών ατομικών παραγόντων που εμπλέκονται στην αλλαγή στρατηγικής για τη μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση, οι μακροχρόνιες παρεμβατικές έρευνες έρχονται αντιμέτωπες και με το πρόβλημα ότι η αύξηση της μυϊκής δύναμης (εφόσον διαπιστωθεί) δεν θα είναι ο μόνος παράγοντας που θα έχει συμβάλει στη βελτίωση της αποτελεσματικότητας της κίνησης. Για να κατανοηθεί κάτι τέτοιο, χρειάζεται μια διαδικασία που θα απομονώσει τον παράγοντα της δύναμης, για να αξιολογηθεί η συνεισφορά του στη βελτίωση της εκτέλεσης της κίνησης για μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση.

Για να μπορέσουμε να μελετήσουμε μεμονωμένα την συμβολή του παράγοντα της μυϊκής δύναμης πρέπει να δημιουργήσουμε μια οξεία αλλαγή στις τιμές της σχετικής δύναμης των υποκειμένων που θα εξεταστούν.

1.1 Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης

Με δεδομένο ότι η μυϊκή δύναμη αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την επιτυχή εκτέλεση της μετάβασης από την καθιστή στην όρθια θέση, θα είχε να ενδιαφέρον να μελετηθεί κατά πόσο η οξεία μεταβολή της σχετικής δύναμης μπορεί να επηρεάσει την μηχανική της κίνησης. Αυτό αποτελεί έναν έμμεσο τρόπο μελέτης της συγκεκριμένης κίνησης σε ό,τι αφορά άτομα με μειωμένα επίπεδα δύναμης (άτομα τρίτης ηλικίας, άτομα με μυϊκή αδυναμία).

Η μελέτη της επίδρασης της οξείας μεταβολής της μυϊκής δύναμης (πρόσθετο φορτίο) στα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της ανόρθωσης από την καθιστή στην όρθια θέση θα συμβάλει στην κατανόηση των μηχανισμών που χρησιμοποιεί το νευρομυϊκό σύστημα, στην προσπάθειά του να ανταπεξέλθει σε δυσκολότερες συνθήκες, και στην κατανόηση των μηχανισμών που επιστρατεύουν και των στρατηγικών που υιοθετούν τα άτομα της τρίτης ηλικίας στην εκτέλεση απλών (αλλά με υψηλό βαθμό επικινδυνότητας για αυτούς) καθημερινών κινήσεων.

1.2 Σκοπός

Σκοπός της παρούσας διατριβής αποτέλεσε η μελέτη της μεμονωμένης επίδρασης του παράγοντα της μυϊκής δύναμης στην εκτέλεση της κίνησης μετάβασης του Κ.Β από την καθιστή στην όρθια θέση, δημιουργώντας μια οξεία μεταβολή (με τη χρήση πρόσθετου εξωτερικού φορτίου) στις τιμές της σχετικής δύναμης των υποκειμένων.

2. Ανασκόπηση βιβλιογραφίας

2.1 Η μηχανική της κίνησης του STS

Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια στάση αποτελεί την κίνηση που χρησιμοποιούν οι άνθρωποι για να αλλάξουν την θέση τους στο χώρο με σκοπό την παραγωγή κίνησης (Janssen, Bussmann & Stam, 2002). Επίσης, χαρακτηρίστηκε από ερευνητές ως η κατακόρυφη μετατόπιση του κέντρου μάζας του σώματος, από την καθιστή στην όρθια θέση χωρίς την απώλεια της ισορροπίας (Roebroeck, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs & Lankhorst, 1994). Οι Vander Linden, Brunt & McCulloch (1994) χαρακτήρισαν το STS ως μια κίνηση που πραγματοποιείται με σκοπό την επίτευξη της όρθιας θέσης του ΚΜ από μια σταθερή κινητικά κατάσταση σε μια ασταθή, με την έκταση των κάτω άκρων. Χωρίζοντας το STS σε επιμέρους φάσεις, μπορούμε να επιτύχουμε ποσοτική αξιολόγηση της κίνησης με βάση τα κινηματικά χαρακτηριστικά της (Kotake et al 1993). Ο καθορισμός των φάσεων της κίνησης γίνεται με βάση τις μεταβλητές που κάθε φορά αξιολογούνται.

Η πλειοψηφία των ερευνητών χρησιμοποιεί για την ανάλυση των φάσεων το κινηματικό μοντέλο που προτάθηκε από τους Schenkman et al. (1990). Η πρώτη φάση ορίζεται ως φάση κάμψης, κατά την οποία ξεκινάει η κίνηση με πρόσθια κάμψη του κορμού και του ισχίου και τερματίζεται λίγο πριν την αποκόλληση του ισχίου από το κάθισμα. Τη στιγμή που επέρχεται η απώλεια της επαφής του ισχίου με την καρέκλα ξεκινάει η δεύτερη φάση της κίνησης, και οριοθετείται έως τη στιγμή της επίτευξης της μέγιστης γωνίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης. Η φάση αυτή αναφέρεται ως φάση μεταφοράς βάρους. Η τρίτη φάση χαρακτηρίζεται από συνεχή έκταση και αρχίζει από το τέλος της δεύτερης φάσης μέχρι τον τερματισμό της έκτασης του ισχίου, του γόνατος και του κορμού. Τέλος η τέταρτη και τελευταία

φάση ξεκινά από το τέλος της έκτασης έως ότου να επέλθει πλήρης ισορροπία και σταθεροποίηση του υποκειμένου. Αναφέρεται ως φάση σταθεροποίησης. Κατά τη χρονική πρόοδο της κίνησης του STS, η μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου, του γόνατος και της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης παρατηρείται τη στιγμή της αποκόλλησης του ισχίου από το κάθισμα, ενώ η μέγιστη τιμή της ροπής για την πελματιαία κάμψη παρατηρείται στο τέλος της κίνησης (Doorenbosch, 1994, Roebroeck, 1994)

Εκτός από τις φάσεις που καθορίζουν την κίνηση του STS, άλλοι εξωτερικοί παράγοντες όπως το ύψος της καρέκλας, οι χειρολαβές, το είδος της καρέκλας, καθώς και το σημείο στήριξης της πλάτης φαίνεται να επιδρούν σημαντικά στη μηχανική της κίνησης (Janssen et al 2002). Το ύψος της καρέκλας όσο μικραίνει καθιστά την κίνηση πιο απαιτητική, με αποτέλεσμα αρκετοί εξεταζόμενοι να αδυνατούν να μεταβούν στην 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. Ταυτόχρονα αυξάνεται η γωνιακή μετατόπιση του κορμού, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Επιπρόσθετα παρατηρήθηκε ότι αυξάνεται η ροπή κατά την έκταση του ισχίου. Αντίθετα, στην περίπτωση που το ύψος της καρέκλας αυξάνεται η ροπή κατά την έκταση του γόνατος και του ισχίου μειώνεται σημαντικά (Janssen et al 2002). Στην περίπτωση που επιτραπεί στα υποκείμενα να χρησιμοποιήσουν τους βραχίονες της καρέκλας, για να εκτελέσουν την κίνηση, τότε φαίνεται επίδραση των βραχιόνων στο προφίλ των δυναμικών χαρακτηριστικών, μειώνοντας τη ροπή έκτασης του γόνατος και του ισχίου κατά 50% (Arborelius, Wretenberg, & Lindberg 1992; Burdett, Habasevich, Pisciotta & Simon 1985; Seedhom & Terayama 1976). Η πλάτη της καρέκλας, όπου

παρέχεται στήριξη του κορμού, δε φαίνεται να επηρεάζει μηχανικά την κίνηση (Janssen et al 2002). Από την άλλη πλευρά, έχειδειχθεί ότι το είδος της καρέκλας και η θέση του σώματος πάνω σε αυτήν επιδρούν στο κέντρο μάζας, απομακρύνοντάς το ή φέρνοντάς το πιο κοντά στη βάση στήριξης.

Στην εκτέλεση του STS, όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω, επιλέγονται κάποιες στρατηγικές για την εκτέλεση της κίνησης. Οι παράγοντες που επηρεάζουν την επιλογή της στρατηγικής 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). Έχει αναφερθεί επίσης ότι η αύξηση της ταχύτητας της μετάβασης από την καθιστή στην όρθια στάση αυξάνει την κάμψη του ισχίου, την έκταση του γόνατος, ενώ κινητικά αυξάνει τη ροπή ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής, και επιφέρει επίσης αύξηση της κάθετης ορμής του κέντρου μάζας σώματος, αφήνοντας ανεπηρέαστη την αντίστοιχη οριζόντια (Pai & Rogers 1990). Τοποθετώντας την ποδοκνημική πιο πίσω κατά την εκκίνηση του STS, μειώνονται ο συνολικός χρόνος της κίνησης, η ταχύτητα κάμψης του ισχίου και η γωνία κάμψης του ισχίου. Με την τοποθέτηση της ποδοκνημικής άρθρωσης πιο μπροστά, αυξάνονται χρονικά και οι δυο πρώτες φάσεις της κίνησης (Shepherd & Koh 1996). Σε διάφορες έρευνες έχει παρατηρηθεί από κάποια υποκείμενα το φαινόμενο της μετατόπισης της ποδοκνημικής προς τα πίσω κατά την εκκίνηση. Το φαινόμενο αυτό λαμβάνει χώρα για να επέλθει μείωση στην απόσταση που χρειάζεται να διανύσει το κέντρο μάζας μέχρι η προβολή του να βρεθεί μέσα στη βάση στήριξης. Αυτή η στρατηγική ονομάζεται σταθεροποιητική και έχει περιγραφεί από τους M.A Hughes, Weiner & Schenkman (1994). Επίσης οι Munton et al. (1984) παρατήρησαν διαφορές στο ηλεκτρομυογραφικό προφίλ έξι μυών των κάτω άκρων, συγκρίνοντας

την πίσω θέση της ποδοκνημικής κατά την εκκίνηση της μετάβασης στην όρθια θέση, σε σχέση με την τοποθέτηση της ποδοκνημικής πιο μπροστά σε γωνία 90°.

Όσον αφορά στον κορμό, ερευνητές (Shepherd & Gentile, 1994) έδειξαν ότι δεν υπάρχει μεγάλη διαφορά στη μέγιστη τιμή της ροπής, αλλά στη διάρκεια της μέγιστης ροπής, που αυξάνεται όταν ξεκινά η πλάτη με μεγαλύτερη γωνία κάμψης. Επιπλέον, η φάση έκτασης της κίνησης αυξάνεται όταν η γωνία εκκίνησης της πλάτης είναι σε μεγαλύτερη κάμψη (Shepherd & Gentile, 1994). Ο 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 τη στρατηγική αυτή της μέγιστης κάμψης, βρέθηκε ότι μειώνεται σημαντικά η αρθρική ροπή του γόνατος, συγκεκριμένα κατά 27%. 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 τη βοήθεια των χεριών παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής (Carr 1992). Η τιμή της γωνίας του γόνατος, κατά έναρξη, είναι ένας σημαντικός παράγοντας που αλλάζει τόσο τις κινηματικές όσο και τις κινητικές παραμέτρους της κίνησης (Janssen et al 2002). Έχειδειχθεί ότι η γωνιακή μετατόπιση του ισχίου, όπως και η ροπή έκτασης του, διευρύνεται όταν αυξάνεται η γωνία έκτασης του γόνατος κατά την εκκίνηση του STS (η ποδοκνημική είχε τοποθετηθεί στην ουδέτερη θέση).

2.2 Ηλικιωμένοι

Φυσικό επακόλουθο της γήρανσης είναι και οι μεταβολές που επέρχονται στα μυϊκά χαρακτηριστικά των κάτω άκρων. Οι μύες χάνουν την κινητικότητα και τη λειτουργικότητά τους, με αποτέλεσμα η εκτέλεση απλών καθημερινών κινήσεων να χαρακτηρίζεται από αυξημένη δυσκολία (Alexander, Schultz & Warwick, 1991;

Gross, Stevenson, Charette, Pyka & Marcus, 1998). Σύμφωνα με τον Savelberg (2007), οι δυσκολίες που παρατηρούνται οφείλονται στο γεγονός ότι επηρεάζεται αρνητικά ο λόγος επιβάρυνσης/ικανότητας (load/capacity ratio).

Η εξασθένηση των μυών των κάτω άκρων στους ηλικιωμένους έχει ως αποτέλεσμα η εφαρμοζόμενη επιβάρυνση να φτάνει ή και να ξεπερνά την ικανότητα των μυών να ανταπεξέλθουν στις απαιτήσεις της κίνησης. Οι δυνάμεις αντιδράσεις του εδάφους φαίνεται να έχουν σημαντικές διαφορές σε σχέση με τους νεώτερους, σε όλες τις φάσεις εκτέλεσης της κίνησης. Στην πρώτη φάση της κίνησης, στους ηλικιωμένους εντοπίζεται μια μεγάλη κάμψη του κορμού προς τα εμπρός, έτσι ώστε να μπορέσουν να φέρουν την προβολή του κέντρου μάζας μέσα στη βάση στήριξης πριν ξεκινήσει η φάση της αποκόλλησης του ισχίου από την καρέκλα, για να μειώσουν τις αστάθειες και να φέρουν τους μυς του μηρού μηχανικά σε πιο πλεονεκτική θέση (Kerr, White, Barr & Mollan, 1997; Para & Carpozzo, 2000; Savelberg et al., 2007). Η αλλαγή στη στρατηγική αυτή παρατηρείται σε άτομα τρίτης ηλικίας, και ειδικότερα σε εκείνα τα άτομα που έχουν αδύναμους εκτεινόντες μυς του γόνατος (M.A Hughes & Schenkman, 1996). Η άποψη αυτή αμφισβητείται από κάποιους ερευνητές (Lundin, Jahnigen & Grabiner, 1999), που έδειξαν ότι η κάμψη της πλάτης κατά την πρώτη φάση της κίνησης δε σχετίζεται με τη δύναμη έκτασης του γόνατος και του ισχίου. Αντίθετα, έχει αναφερθεί ότι η δύναμη σχετίζεται με την επίτευξη του STS, σε περιπτώσεις που ο βαθμός δυσκολίας είναι αυξημένος λόγω μείωσης στο ύψος της καρέκλας, εξαιτίας της μεγαλύτερης κάμψης του γόνατος κατά την εκκίνηση. Στη φάση αποκόλλησης του ισχίου από την καρέκλα και στη φάση έκτασης της κίνησης του σώματος, η παραγωγή δύναμης είναι πιο εξασθενημένη στους ηλικιωμένους, επομένως και η κίνηση πιο αργή. Όσον αφορά στις δυναμικές παραμέτρους του STS, που διαφέρουν σημαντικά από αυτές των

νεότερων ατόμων, φαίνεται, κατά τους Yamada & Demura (2009), αυτές να σχετίζονται με τον κίνδυνο πτώσεων. Ο Mano (2003) έδειξε ότι οι πτώσεις των ατόμων τρίτης ηλικίας προκαλούνται εξαιτίας της απρόσμενης μετακίνησης του κέντρου μάζας κατά 39% στο περπάτημα, 17% κατά τη μεταφορά του σε άλλες συντεταγμένες, λόγω αλλαγής θέσεως μέσα στο χώρο, και κατά 14% σε στάση στήριξης. Μια ακόμη άρθρωση, στην οποία επέρχονται σημαντικές μηχανικές μεταβολές κατά το πέρασμα στην τρίτη ηλικία, είναι η ποδοκνημική, καθώς το κινητικό και κινηματικό της προφίλ χαρακτηρίζονται από μειωμένο εύρος κίνησης και μειωμένη ικανότητα παραγωγής δύναμης και ισχύος για την εκτέλεση πελματιαίας κάμψης (Lee, Chun, Jang, Ahn & Yoo, 2007). Συνοψίζοντας όλα τα παραπάνω, φαίνεται καθαρά ότι, εξαιτίας της μειωμένης ικανότητας παραγωγής δύναμης και της αλλαγής στρατηγικής, έχουμε μια κίνηση που χαρακτηρίζεται από μεγαλύτερη αστάθεια και μεγαλύτερη χρονική διάρκεια για την ολοκλήρωσή της (Lee et al., 2007; Yamada & Demura, 2009). Όσον αφορά στους μυς που συμμετέχουν κατά κύριο λόγο στην κίνηση, σύμφωνα με τη σειρά ενεργοποίησής τους, αυτοί είναι: ιερονωτιαίος, ορθός μηριαίος, έσω πλατύς, στην πρώτη φάση και στη δεύτερη, δικέφαλος μηριαίος, μείζων γλουτιαίος και ορθός κοιλιακός (Millington, Myklebust & Shambes, 1992).

2.3 STS σε παθολογικές καταστάσεις

Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια στάση είναι μια ιδιαίτερα σημαντική δεξιότητα στην καθημερινή ζωή, που ένα μεγάλο μέρος του πληθυσμού, λόγω διαφόρων παθήσεων, δεν είναι σε θέση να εκτελέσει ομαλά και αλλάζει τον τρόπο εκτέλεσής (Kralj et al., 1990; Doorenbosch, 1994).

Μια από τις πλέον συνηθισμένες στο δυτικό κόσμο παθολογικές καταστάσεις είναι η παχυσαρκία. Λόγω της επίδρασης που ασκεί το περιττό βάρος στη μηχανική

της κίνησης και με την ταυτόχρονη εξασθένηση των μυών λόγω της μειωμένης κινητικότητας, η κατηγορία αυτή του πληθυσμού έχει προσελκύσει το ενδιαφέρον των ερευνητών. Στην περίπτωση που ένα άτομο είναι παχύσαρκο, είναι αναγκασμένο να αλλάξει τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης (Galli et al., 2000). Τα κινηματικά χαρακτηριστικά του STS στους παχύσαρκους χαρακτηρίζονται από ελάχιστη κάμψη του κορμού προς τα εμπρός και από την τάση για μετατόπιση της ποδοκνημικής προς τα πίσω κατά την εκκίνηση της δραστηριότητας. Αντίθετα, τα άτομα με κανονικό Δείκτη Μάζας Σώματος (ΔΜΣ) επιδεικνύουν διαφορετική στρατηγική, καθώς εκτελούν μεγαλύτερη κάμψη του κορμού και διατηρούν την ποδοκνημική σταθερή (Galli et al., 2000; Sibella, Galli, Romei Montesano & Crivellini, 2003). Οι παχύσαρκοι, εφόσον δεν παρουσιάζουν κάμψη του κορμού, αναπτύσσουν μεγαλύτερες τιμές ροπής στο γόνατο, με το αντίθετο να ισχύει στους μη παχύσαρκους. Οι Galli et al. (2000) παρατήρησαν ότι οι παχύσαρκοι μπορούν να αλλάξουν τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης μετά από κόπωση. Αυξάνουν την κάμψη του κορμού προς τα εμπρός για να μειώσουν την αναπτυσσόμενη ροπή στο γόνατο. Στα άτομα με κανονικό Δείκτη Μάζας Σώματος (ΔΜΣ) δεν παρατηρήθηκε αλλαγή μετά από κόπωση.

Μια ακόμη πληθυσμιακή ομάδα, της οποίας η ποιότητα ζωής εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από την ικανότητά τους να εκτελούν τη μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση, είναι τα άτομα που πάσχουν από εγκεφαλική συμφόρηση. Χαρακτηριστικό της κατάστασής τους είναι η έλλειψη συντονισμού και η ασυμμετρία στην παραγωγή δύναμης από το μυϊκό τους σύστημα (Chou et al., 2003; Fleckenstein et al., 1988). Ο Bohannon (2007), με έρευνά του, υπέδειξε τη δύναμη ως καθοριστικό προάγοντα για την ομαλή έκβαση της κίνησης. Όσοι επέδειξαν αδυναμία στην εκτέλεση, είχαν μικρότερες τιμές δύναμης στην πλευρά που είχε υποστεί βλάβη από

τη συμφόρηση, μικρότερες τιμές δύναμης και στην ανέπαφη πλευρά, καθώς και συνολικά στις δύο πλευρές. Οι χαμηλότερες τιμές δύναμης σε αυτούς τους ανθρώπους είχαν ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη διάρκεια στην εκτέλεση της κίνησης (Cameron, Bohannon, Garrett, Owen & Cameron, 2003). Οι Chou et al. (2003) υπέδειξαν ότι η ικανότητα των ανθρώπων αυτών να μεταβούν αποτελεσματικά στην όρθια στάση σχετίζεται άμεσα με την ικανότητα να βαδίζουν με ασφάλεια. Παρατηρήθηκαν διαφορές στη μετατόπιση του κέντρου πίεσης πλευρικά, ενώ δεν παρατηρήθηκαν διαφορές στο προσθοπίσθιο επίπεδο. Κατά μέσο όρο, τα άτομα που καταφέρνουν και επιτυγχάνουν εκτέλεση της κίνησης σε 4,5 sec, με τη μέγιστη κάθετη δύναμη που καταβάλλουν για αυτό το σκοπό να είναι 30% μικρότερη του σωματικού τους βάρους, βαδίζουν καλύτερα, σε σχέση με όσους πάσχουν από την ίδια ασθένεια και διατηρούν σταθερά μικρότερο ρίσκο πτώσης.

Μια ακόμη πληθυσμιακή ομάδα που αντιμετωπίζει σημαντικές δυσκολίες στην εκτέλεση απλών καθημερινών κινήσεων, και κατά συνέπεια και στη μετάβαση από την καθιστή στην όρθια στάση, είναι τα άτομα που πάσχουν από Parkinson. Οι δυσκολίες αυτές προκύπτουν από τον συνεχή τρόμο που χαρακτηρίζει την κίνησή τους, καθώς και από τον μειωμένο συντονισμό των αρθρώσεών τους (Nikfekar, Kerr, Attfield & Playlord, 2002; Seidler, Alderts & Stelmach, 2001; Serrien, Steyvers, Debaere, Stelmach & Swinnen, 2000; Swinnen, Steyvers, Van Den Bergh & Stelmach, 2000). Κατά την εκτέλεση της κίνησης, οι ασθενείς αυτοί εμφανίζουν τη μέγιστη ροπή έκτασης του ισχίου, του γόνατος και της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής κατά την αποκόλληση του ισχίου από το κάθισμα, ενώ η μέγιστη τιμή της ροπής στην πελματιαία κάμψης συμβαίνει στο τέλος της κίνησης (Lundin et al., 1995; M.K.Y Mak, Levin, Mizrahi & Hui-Chan, 2003). Η μειωμένη ροπή κάμψης του ισχίου στην πρώτη φάση αποτελεί χαρακτηριστικό της πάθησης, και έχει ως

αποτέλεσμα τη μειωμένη ικανότητα ενεργοποίησης κινητικών μονάδων, που με τη σειρά της οδηγεί στην έντονη συνενεργοποίηση των ανταγωνιστών μυών (Beckley, Bloem, Van Dijk, Roos & Remler, 1991; Dengler, Wolf, Schubert & Struppler, 1986; Frank Horak & Nutt, 2000; Petajan, 1983). Αποτέλεσμα των μειωμένων τιμών της ροπής, που αναπτύσσουν τα άτομα αυτά στη άρθρωση του ισχίου και του γόνατος, κάνουν τη γωνιακή μετατόπιση των μελών πιο αργή (M.K.Y. Mak, et al., 2003), καθώς επίσης και την πρόσθια μετακίνηση του κέντρου πίεσης μικρότερη σε σχέση με φυσιολογικά άτομα (M.K.Y. Mak & Evans, 1997).

2.4 STS με πρόσθετο φορτίο

Η μελέτη της κίνησης του STS έχει μελετηθεί και με πρόσθετο φορτίο, με σκοπό να προσομοιώσει την κίνηση παχύσαρκων και ηλικιωμένων, καθώς η κινηματική ανάλυση σε αυτούς τους πληθυσμούς αντιμετωπίζει πολλές δυσκολίες, λόγω των ανατομικών χαρακτηριστικών τους. Οι Seven, Akalan & Yucesoy (2008) εξέτασαν πώς η πρόσθετη επιβάρυνση επηρεάζει μηχανικά την κίνηση κατά το σήκωμα από καρέκλα σε παιδιά δημοτικού. Εξετάστηκαν τρεις περιπτώσεις, με το σωματικό βάρος, με το 10% αυτού και με το 20%. Χρησιμοποιήθηκαν οπτοηλεκτρονικό σύστημα με έξι κάμερες, δυο δυναμοδάπεδα και μια καρέκλα, όπου το ύψος της ορίστηκε στα 43 cm, όσο και το ύψος των καθισμάτων των παιδιών στο σχολείο. Για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων, υπολογίστηκαν τόσο κινηματικές, όσο και κινητικές παράμετροι, και η ανάλυση έγινε μόνο στον προσθοπίσθιο άξονα κίνησης. Στην πρώτη φάση της κίνησης παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές, στη 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. Χωρίς μεταβολές στη δομή της ήταν η δεύτερη φάση της μεταφοράς του κέντρου

μάζας. 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 στην ποδοκνημική σε σύγκριση με τις δυο άλλες περιπτώσεις. Διαφοροποιήσεις στις γωνίες των αρθρώσεων υπήρξαν μόνο στη τελική γωνία του γόνατος, που μειώθηκε εξαιτίας της αύξησης του φορτίου, και στην πρόσθια πτώση της λεκάνης, που αυξήθηκε με την αύξηση της επιβάρυνσης. Όσον αφορά στις κινητικές παραμέτρους, σημαντική ήταν η αύξηση της ροπής που παρατηρήθηκε κατά την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής στη δεύτερη φάση της κίνησης, που στη συνέχεια οδήγησε σε αύξηση της μέγιστης ροπής του γόνατος στην ίδια φάση κατά την επιβάρυνση.

Η κίνηση του STS έχει εξεταστεί και στην περίπτωση που πρόσθετη επιβάρυνση εφαρμόζεται στα κάτω άκρα σε ποσοστό 0%, 10%, 20% και 30% του σωματικού βάρους. Τα πιο σημαντικά ευρήματα ήταν η μείωση του ρυθμού ανάπτυξης της δύναμης, και κατά συνέπεια η αύξηση της χρονικής διάρκειας της κίνησης. Επίσης, στις υψηλότερες επιβαρύνσεις παρατηρήθηκε μεγαλύτερη πλευρική μετακίνηση των ανακλαστήρων στο σώμα, φαινόμενο που μπορεί να συνδέεται με την μείωση της ισορροπίας και την αυξημένη μυϊκή διέγερση, όπως προέκυψε από τα ηλεκτρομυογραφικά δεδομένα (Yamada & Demura, 2007). Ο Savelberg (2007) έδειξε ότι η αύξηση της επιβάρυνσης επηρέασε σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό τις μυϊκές ομάδες του μηρού, αφήνοντας αυτές της κνήμης σχετικά ανεπηρέαστες χωρίς σημαντικές μεταβολές.

3. Μεθοδολογία

Έντεκα υγιείς ενήλικες γυναίκες, ηλικίας ($23 \pm 0,68$ ετών), ύψους ($1,69 \pm 0,016$ m), σωματικού βάρους ($59,14 \pm 2,32$ Kg) και δείκτη μάζας σώματος (BMI $20,55 \pm 0,6$) υποβλήθηκαν σε ένα πρωτόκολλο άρσης από την καθιστή στην όρθια στάση, σε τρεις διαφορετικές συνθήκες. Τα υποκείμενα εκτέλεσαν τη δοκιμασία χωρίς πρόσθετο φορτίο, με πρόσθετο φορτίο στο 10% του σωματικού βάρους και με πρόσθετο φορτίο ίσο με το 20% του σωματικού τους βάρους. Το πρωτόκολλο αποτελούνταν από τρεις προσπάθειες σε κάθε συνθήκη. Για τη συλλογή των κινητικών δεδομένων η δοκιμασίες εκτελέστηκαν σε ένα χώρο ελεύθερο περιμετρικά από κάθε είδους αντικείμενα σε ακτίνα 2,5μ πάνω σε ένα δυναμοδάπεδο BERTEC (4060-15) με συχνότητα δειγματοληψίας 1000 Hz.

Συγχρόνως με τις κινητικές μετρήσεις καταγράφηκαν και κινηματικά δεδομένα για την ανάλυση των χαρακτηριστικών της κίνησης. Χρησιμοποιήθηκε το οπτοηλεκτρονικό σύστημα Vicon MX, με 10 κάμερες των 1,3 mpixel (Oxford Metrics, Oxford, UK). Το τρισδιάστατο μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε βασίστηκε σε αυτό του Davis με 16 ανακλαστήρες (σχήμα 1), τοποθετημένους στην πρόσθια λαγόνια άκανθα, οπίσθια λαγόνια άκανθα, πλάγια στο μέσο του μηρού, στον μηριαίο κόνδυλο, πλάγια στο μέσο της κνήμης, στο έξω σφύρο, στην έκφυση του αχίλλειου τένοντα και στο πέμπτο μετατάρσιο. Η συχνότητα δειγματοληψίας ήταν 500 Hz.



Σχήμα 1. Τρισδιάστατο μοντέλο της λεκάνης και των κάτω άκρων.

3.1 Διαδικασία μέτρησης

Τα υποκείμενα της μελέτης για την κάθε συνθήκη εκτέλεσαν 3 προσπάθειες STS, με γυμνά πόδια και με τα χέρια σταυρωμένα στο στήθος, μετά από λεκτική ανατροφοδότηση του εξεταστή πριν την έναρξη της κάθε προσπάθειας. Για τις προσπάθειες με το πρόσθετο φορτίο χρησιμοποιήθηκε ένα γιλέκο με ειδική υποδοχή για τα πρόσθετα βάρη ανάμεσα στην θωρακική και οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Το ύψος της καρέκλας σε κάθε δοκιμασία οριζόταν έτσι ώστε η γωνία του γόνατος να βρίσκεται στις 90° . Από την καρέκλα είχαν αφαιρεθεί η πλάτη και τα στηρίγματα των άνω άκρων. Το άνοιγμα των ποδιών επιδιώχθηκε να είναι όσο το δυνατόν ίδιο με αυτό της λεκάνης και η θέση της ποδοκνημικής ορίστηκε λίγο πριν την ουδέτερη, έτσι ώστε να βρίσκεται σε ραχιαία κάμψη. Κατά τη διάρκεια της κίνησης τα πέλματα δεν έπρεπε να μετακινηθούν εμπρός ή πίσω. Όσον αφορά στην ταχύτητα εκτέλεσης της δοκιμασίας, αυτή δεν ήταν συγκεκριμένη, αλλά δόθηκε η οδηγία να ακολουθείται κατά το δυνατόν το ατομικό φυσιολογικό πρότυπο. Η καρέκλα, η οποία αποτελούσε την αφετηρία της κίνησης, ήταν τοποθετημένη πίσω

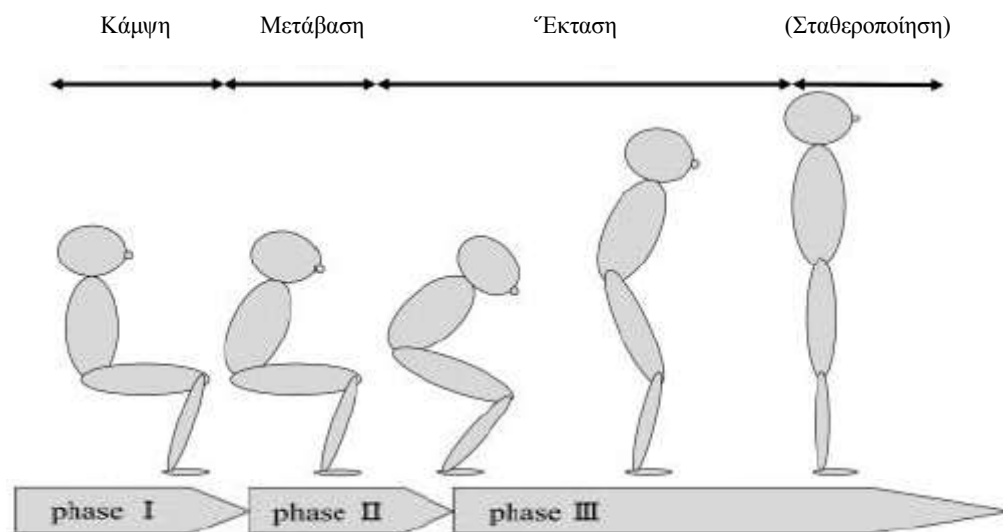
από το δυναμοδάπεδο, έτσι ώστε το κάθε εξεταζόμενο υποκείμενο να έχει μόνο το ένα πόδι τοποθετημένο πάνω στο δυναμοδάπεδο (το δεξί).

3.2 Κριτήρια Αποκλεισμού από τη μελέτη

Αποκλείστηκαν από τη μελέτη άτομα τα οποία παρουσίαζαν ή είχαν παρουσιάσει στο παρελθόν μυοσκελετικούς τραυματισμούς στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης και των κάτω άκρων, έπασχαν από οποιαδήποτε ασθένεια ή λάμβαναν κάποιου είδους φαρμακευτική αγωγή. Επίσης δεν μπορούσαν να συμμετέχουν στη μελέτη άτομα με δείκτη μάζας σώματος πέραν του κανονικού.

3.3 Οι φάσεις της κίνησης

Για τις ανάγκες της ανάλυσης της κίνησης, η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια στάση χωρίστηκε σε τρεις φάσεις (Seven et al.,2008). Η πρώτη φάση (φάση κάμψης) ορίστηκε από τη χρονική στιγμή κατά την οποία ανιχνευόταν σήμα και στους τρεις άξονες του δυναμοδαπέδου μέχρι τη στιγμή που το ισχίο έχανε την επαφή του με την καρέκλα. Η αποκόλληση του ισχίου από την καρέκλα ορίστηκε βάση της ταχύτητας του ισχίου στον άξονα z. Στο χρονικό σημείο που η ταχύτητα λάμβανε θετικές τιμές, θεωρήθηκε ότι το ισχίο δεν ήταν πλέον σε επαφή με την καρέκλα. Η δεύτερη φάση (φάση μεταφοράς του βάρους) είχε ως αφετηρία την αποκόλληση του ισχίου από την καρέκλα και διαρκούσε μέχρι και τη μέγιστη τιμή γωνίας της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης. Ως τέλος της κίνησης, και κατ' επέκταση της τρίτης φάσης (φάση έκτασης), ορίστηκε το χρονικό σημείο κατά το οποίο η ένδειξη της κατακόρυφης δύναμης στο δυναμοδάπεδο ήταν περίπου στο μισό του βάρους του υποκειμένου (λόγω της μέτρησης μόνο του ενός ποδιού). Οι παραπάνω φάσεις ορίστηκαν με σκοπό να αναλυθούν ανεξάρτητα τα σημαντικότερα γεγονότα της κίνησης, όπως αυτά αναφέρονται στη βιβλιογραφία και φαίνονται στο σχήμα 2.

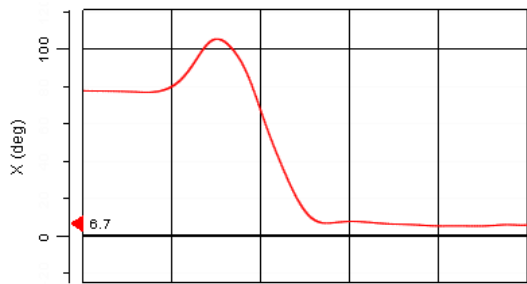


Σχήμα 2: Οι τρεις φάσεις της κίνησης: κάμψη, μετάβαση του κέντρου βάρους και έκταση έως την ισορροπία της κίνησης.

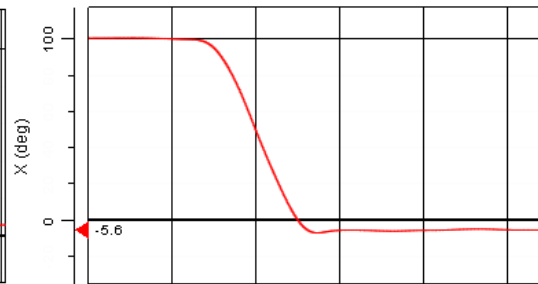
3.4 Ανάλυση δεδομένων

Από τις τρεις προσπάθειες που εκτελέστηκαν επιλέχθηκε η καλύτερη (καλύτερη υπό την έννοια της λήψης του σήματος των ανακλαστών από όλες ή τις περισσότερες κάμερες) και αναλύθηκε κινηματικά και κινητικά. Η διάρκεια της κίνησης εκφράστηκε σε sec και οι επιμέρους φάσεις σε εκατοστιαίο ποσοστό επί της συνολικής διάρκειας, για να υπολογιστούν και να συγκριθούν ξεχωριστά μετέπειτα τυχόν μεταβολές των φάσεων. Η συλλογή των κινηματικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε με δειγματοληψία 100Hz και τα δεδομένα κατόπιν εξομαλύνθηκαν με φίλτρο του Woltring. Οι άξονες κίνησης ορίστηκαν έτσι ώστε ο X να αντιστοιχεί στο οβελιαίο επίπεδο, ο Y στο μετωπιαίο και ο Z στο εγκάρσιο επίπεδο. Υπολογισμοί για τα κινηματικά χαρακτηριστικά έγιναν για τις γωνίες του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Οι καμπύλες από τις οποίες προέκυψε η κινηματική ανάλυση είναι εκείνες των σχημάτων 3 και 4.

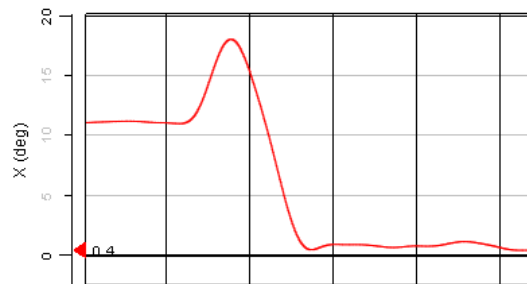
Κάμψη /Έκταση Ισχίου



Κάμψη/Έκταση Γόνατος



Κάμψη/Έκταση Ποδοκνημικής

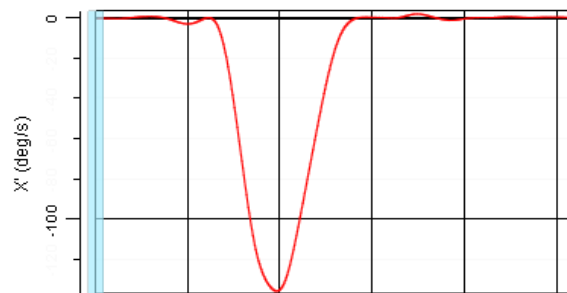


Σχήμα 3: Καμπύλες κινηματικών δεδομένων. Όλες οι αρθρώσεις αναλύθηκαν στο οβελιαίο επίπεδο.

Γωνιακή ταχύτητα κάμψης/έκτασης ισχίου

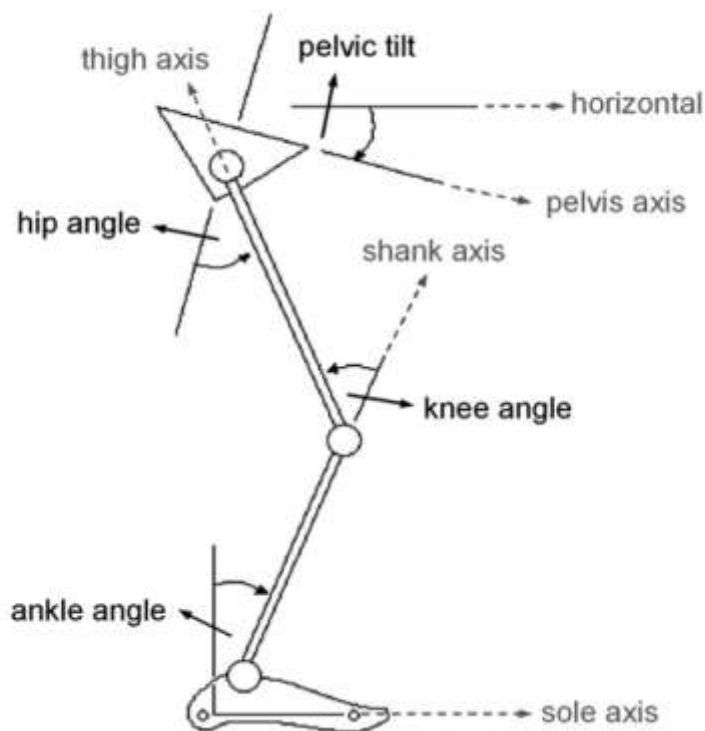


Γωνιακή ταχύτητα κάμψης/έκτασης γόνατος



Σχήμα 4: Γωνιακές ταχύτητες κάμψης έκτασης του ισχίου και του γόνατος.

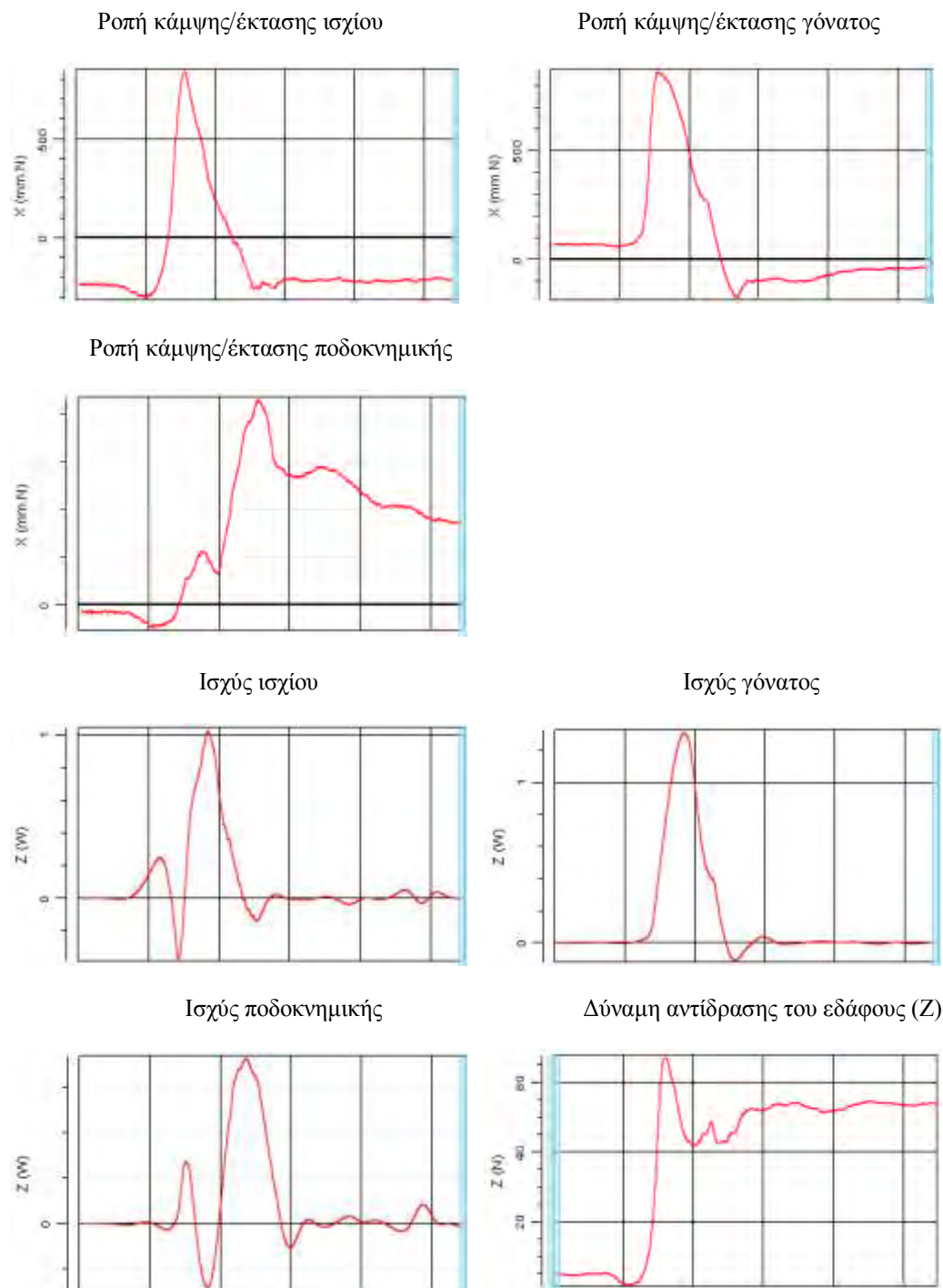
Σε κάθε καμπύλη, για τις αρθρώσεις που μελετήθηκαν, υπολογίστηκαν το τοπικό μέγιστο και ελάχιστο, καθώς και το εύρος των τιμών. Η κινηματική ανάλυση έγινε σε όλη την κίνηση και σε κάθε φάση ξεχωριστά. Οι γωνίες των αρθρώσεων των κάτω άκρων, που υπολογίστηκαν στο οβελιαίο επίπεδο, ορίστηκαν με τον τρόπο που παρουσιάζεται στο σχήμα 5.



Σχήμα 5: Ορισμός των γωνιών των κάτω άκρων στο οβελιαίο επίπεδο. Γωνία ποδοκνημικής: η γωνία μεταξύ του κατακόρυφου άξονα και του επιμήκους άξονα της κνήμης. Γωνία γόνατος: η γωνία μεταξύ του επιμήκους άξονα της κνήμης και του επιμήκους άξονα του μηρού. Γωνία ισχίου: η γωνία μεταξύ του επιμήκους του κορμού και του επιμήκους άξονα του ισχίου (Y. B. Seven et al., 2008).

Σε ό,τι αφορά στις κινητικές παραμέτρους, υπολογίστηκε η ροπή του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, καθώς και η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους. Οι ροπές υπολογίστηκαν μόνο στον άξονα X, για ολόκληρη την κίνηση και για κάθε φάση ξεχωριστά, όπως ακριβώς υπολογίστηκαν και οι γωνίες. Επίσης υπολογίστηκε και η ισχύς και για τις προαναφερόμενες αρθρώσεις. Οι καμπύλες των

ροπών, της ισχύος και της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους φαίνονται στο σχήμα 6.



Σχήμα 6: Οι ροπές του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής. Οι ισχύς του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, καθώς και η δύναμη αντίδρασης του εδάφους (Z).

Για την κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης του εδάφους (Z) υπολογίστηκε το πρώτο μέγιστο και το πρώτο ελάχιστο μετά το μέγιστο (rebound), σύμφωνα με τους Entyre & Thomas (2007). Επίσης υπολογίστηκε, για όλες τις αρθρώσεις, και η γωνία στην οποία εμφανίζεται το μέγιστο της κατακόρυφης δύναμης, καθώς και η χρονική στιγμή (σε ποσοστό της συνολικής διάρκειας) της εμφάνισης.

3.5 Στατιστική ανάλυση

Οι μεταβλητές που προέκυψαν από τη βιομηχανική ανάλυση υποβλήθηκαν σε στατιστική επεξεργασία με το πακέτο SPSS 15.0 for Windows. Έγινε περιγραφική στατιστική (μέση τιμή, τυπική απόκλιση) των μεταβλητών και, αφού εξασφαλίστηκε η ομαλότητα των διακυμάνσεων (τεστ Kolmogorov-Smirnov), έγινε σύγκριση αυτών με Paired t-test μεταξύ αριστερού και δεξιού ποδιού. Η μη ύπαρξη διαφορών μεταξύ αριστερού και δεξιού στις διάφορες μεταβλητές οδήγησε στο να πάρουμε μία μεταβλητή για το κάθε ζεύγος από αυτές (μέση τιμή των αντίστοιχων μεταβλητών για το αριστερό και δεξί πόδι).

Η σύγκριση των μεταβλητών για τις τρεις συνθήκες (χωρίς βάρος, πρόσθετο 10% βάρος, πρόσθετο 20% βάρος) έγινε με ανάλυση διακύμανσης για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Οι post hoc συγκρίσεις, όπου χρειάστηκε, έγιναν με τροποποιημένο Bonferoni test. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $\alpha = 0.05$

4. Αποτελέσματα

4.1 Χρονικές παράμετροι

Δεν υπάρχουν διαφορές μεταξύ των τριών καταστάσεων επιβάρυνσης ως προς τη συνολική διάρκεια της προσπάθειας και τις επιμέρους φάσεις (Πίνακας 1). Η τρίτη φάση είναι τριπλάσια από την πρώτη και τη δεύτερη.

Η μη διαφορά στις σχετικές χρονικές παραμέτρους καταδεικνύουν μια σταθερή χρονική συνεισφορά της κάθε φάσης στη συνολική προσπάθεια, ένα σταθερό ρυθμό στην εκτέλεση των κινητικών ενεργειών

Πίνακας 1. Διάρκεια φάσεων της STS κίνησης (sec, %)

	Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
Φάση 1 (sec)	0,44 ± 0,14	0,43 ± 0,15	0,43 ± 0,07
(%)	0,23 ± 0,09	0,21 ± 0,05	0,23 ± 0,07
Φάση 2 (sec)	0,38 ± 0,09	0,35 ± 0,09	0,38 ± 0,13
(%)	0,20 ± 0,05	0,18 ± 0,04	0,19 ± 0,05
Φάση 3 (sec)	1,12 ± 0,37	1,22 ± 0,23	1,17 ± 0,39
(%)	0,57 ± 0,11	0,61 ± 0,06	0,58 ± 0,09
Συνολική διάρκεια	1,94 ± 0,31	2,00 ± 0,36	1,99 ± 0,41

% είναι οι σχετικές χρονικές παράμετροι (η χρονική διάρκεια της κάθε φάσης ως προς τη συνολική διάρκεια της κίνησης).

4.2 Κινηματικές παράμετροι

Με επιπλέον βάρος έχουμε μια μεγαλύτερη αρχική και επίσης μια μεγαλύτερη μέγιστη ραχιαία κάμψη στην ποδοκνημική (Πίνακας 2), ενώ δεν παρατηρείται μεταβολή στην τελική γωνία της άρθρωσης (περίπου ουδέτερη θέση dorsi/plantar flexion, 0,6 – 1,1 μοίρες).

Η αρχική γωνία στο γόνατο παραμένει σταθερή, προσεγγίζοντας την ορθή (92,5 – 94,8 μοίρες). Ανεπηρέαστη παραμένει και η τελική γωνία στην έκταση του γονάτου (θέση υπερέκτασης, αρνητικό πρόσημο).

Το επιπλέον βάρος αυξάνει την αρχική γωνία κάμψης του ισχίου, τη μέγιστη γωνία κάμψης και την τελική γωνία της ίδιας άρθρωσης.

Πίνακας 2. Αρχικές, μέγιστες και τελικές τιμές των γωνιών στις αρθρώσεις των ποδιών (deg)

		Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
Ποδοκνημική	Αρχική γωνία	5,2 ± 4,2	8,0 ± 4,4*	8,1 ± 3,1*
	Μέγιστη γωνία	19,9 ± 5,0	21,7 ± 4,4*	22,1 ± 3,9*
	Τελική γωνία	0,8 ± 3,2	0,6 ± 3,5	1,1 ± 3,9
Γόνατο	Αρχική γωνία	92,5 ± 3,5	94,1 ± 5,5	94,8 ± 4,8
	Τελική γωνία	-4,3 ± 3,3	-5,0 ± 3,2	-4,1 ± 4,7
Ισχίο	Αρχική γωνία	81,7 ± 7,6	88,3 ± 6,2*	89,2 ± 4,7*
	Μέγιστη γωνία	106,1 ± 6,1	109,1 ± 6,2*	109,6 ± 5,2*
	Τελική γωνία	9,0 ± 6,1	13,4 ± 6,3*	14,1 ± 6,8*

* $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της χωρίς βάρος συνθήκης.

Το επιπλέον βάρος οδηγεί σε μεγαλύτερες τιμές μέγιστης γωνιακής ταχύτητας έκτασης του γονάτου (Πίνακας 3).

Οι τιμές των μέγιστων γωνιακών ταχυτήτων του ισχίου, τόσο στην κάμψη όσο και στην έκτασή του, δεν παρουσίασαν μεταβολή (μη στατιστικά σημαντικές διαφορές) στις τρεις εξεταζόμενες συνθήκες.

Πίνακας 3. Μέγιστες τιμές γωνιακών ταχυτήτων (κάμψη, έκταση) στις αρθρώσεις των ποδιών (°/s)

		Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
Γόνατο	Έκταση	162,4 ± 33,0	189,7 ± 36,3*	165,4 ± 36,0**
	Κάμψη	73,9 ± 13,2	74,0 ± 28,6	63,4 ± 14,0
Ισχίο	Έκταση	160,9 ± 32,4	163,4 ± 49,3	148,5 ± 25,1

* $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της χωρίς βάρος συνθήκης.

** $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της συνθήκης 10 % του βάρους.

4.3 Κινητικές παράμετροι

4.3.1 Δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (GRF)

Για την υπερνίκηση του επιπλέον βάρους αναπτύσσονται μεγαλύτερες δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους, τόσο στο πρώτο τοπικό μέγιστο, όσο και στο πρώτο μετά από αυτό ελάχιστο (Πίνακας 4).

Η τιμή του τοπικού ελάχιστου κυμαίνεται περίπου στα 2/3 της τιμής του τοπικού μέγιστου.

Πίνακας 4. Δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους του δεξιού ποδιού (N/kg %)

	Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
GRF max	57,4 ± 5,3	69,3 ± 7,9*	69,9 ± 6,9*
GRF min	37,6 ± 4,6	40,9 ± 10,8	46,6 ± 7,4*

Οι παρουσιαζόμενες τιμές αφορούν τις παραγόμενες GRF μόνο από το δεξί πόδι και εκφράζονται εκατοστιαία ως προς το σωματικό βάρος.

* $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της χωρίς βάρος συνθήκης.

4.3.2 Ροπή - Ισχύς

Το επιπλέον βάρος οδηγεί στην ανάπτυξη μεγαλύτερων ροπών πελματιαίας κάμψης στην ποδοκνημική και έκτασης στο γόνατο και το ισχίο (Πίνακας 5).

Οι μεγαλύτερες τιμές ροπής παράχθηκαν από την άρθρωση του γονάτου, έπεται το ισχίο και οι μικρότερες τιμές παράχθηκαν από την ποδοκνημική (πελματιαία κάμψη).

Πίνακας 5. Ροπή έκτασης ισχίου, γονάτου και ποδοκνημικής του δεξιού ποδιού (Nm)

	Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
Ποδοκνημική	309 ± 135	397 ± 157	456 ± 166*
Γόνατο	716 ± 182	902 ± 167*	974 ± 175*
Ισχίο	509 ± 180	684 ± 255*	606 ± 258

* $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της χωρίς βάρος συνθήκης.

Ως προς την ισχύ, παρατηρούνται αντίστοιχες στατιστικά σημαντικές διαφορές για τις τρεις εξεταζόμενες συνθήκες (Πίνακας 6). Το επιπλέον βάρος συνεπάγεται μεγαλύτερες τιμές ισχύος στην ποδοκνημική, στο γόνατο και στο ισχίο.

Και πάλι τις μεγαλύτερες τιμές παρουσιάζει το γόνατο και έπεται το ισχίο. Οι τιμές ισχύος στην ποδοκνημική είναι εξαιρετικά μικρές (συγκρινόμενες με τις δύο άλλες αρθρώσεις), προφανώς λόγω των μικρότερων παραγόμενων ροπών, αλλά κυρίως λόγω της μικρής γωνιακής ταχύτητας κίνησης της άρθρωσης.

Πίνακας 6. Ισχύς ισχίου, γονάτου και ποδοκνημικής του δεξιού ποδιού (W)

	Χωρίς βάρος	10% βάρος	20% βάρος
Ποδοκνημική	0,16 ± 0,11	0,29 ± 0,15*	0,24 ± 0,15*
Γόνατο	1,42 ± 0,22	2,15 ± 0,56*	2,08 ± 0,73*
Ισχίο	1,19 ± 0,26	1,67 ± 0,67*	1,23 ± 0,32**

* $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της χωρίς βάρος συνθήκης.

** $P < 0,05$ όταν γίνεται σύγκριση με τις τιμές της συνθήκης 10 % του βάρους.

5. Συζήτηση

Στην STS κίνηση, την ανόρθωση δηλαδή από την καθιστή θέση, τα κάτω άκρα επιδίδονται σε ένα μεγάλο εύρος κινήσεων στις αρθρώσεις τους, όπου το ΚΒΣ μεταφέρεται από μια σχετικά σταθερή θέση με μεγάλη βάση στήριξης σε μια ασταθή θέση με μια πολύ μικρότερη βάση στήριξης. Η κίνηση αυτή απαιτεί υψηλό βαθμό νευρομυϊκού συντονισμού για ρύθμιση της οριζόντιας και κατακόρυφης μεταφοράς της ορμής (Para & Carrozzo, 2000).

Στην παρούσα έρευνα, έχοντας ως σκοπό τη μελέτη ενός από τους κρίσιμους παράγοντες που διέπουν την εκτέλεση της συγκεκριμένης κίνησης – της μυϊκής δύναμης, και πώς αυτή επηρεάζει τη μηχανική της κίνησης, δημιουργήσαμε μια οξεία αλλαγή (με τη χρήση πρόσθετου εξωτερικού φορτίου) στις τιμές της σχετικής δύναμης των νεαρών γυναικών που εξετάσθηκαν. Εξετάσθηκαν εκτελέσεις της κίνησης σε τρεις διαφορετικές συνθήκες: χωρίς βάρος, με 10% και με 20% του σωματικού βάρους. Χρησιμοποιήθηκε σύστημα καταγραφής των κινηματικών χαρακτηριστικών και δυναμοδάπεδο για καταγραφή των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους του δεξιού ποδιού και εξήχθησαν και κινητικές παράμετροι για τα κάτω άκρα. Έγινε προσπάθεια προσομοίωσης της κίνησης με την καθημερινή κίνηση της ανόρθωσης από καθιστή θέση, και έτσι το ύψος της καρέκλας ορίστηκε στα 43 cm και δόθηκε εντολή οι δοκιμαζόμενες να σηκώνονται με τη βολική για αυτές ταχύτητα (όπως και στην καθημερινότητα). Η μελέτη της κίνησης με πρόσθετα βάρη (μειωμένη σχετική δύναμη) θέλει να προσομοιώσει την κίνηση των ηλικιωμένων που, λόγω της μείωσης της κινητικότητας και της λειτουργικότητας των μυών των κάτω άκρων τους, εκτελούν την κίνηση σε πιο δύσκολες συνθήκες (αρνητική μεταβολή του λόγου επιβάρυνσης / ικανότητας (Savelberg, et al., 2007)). Η απευθείας μελέτη ατόμων της τρίτης ηλικίας στη συγκεκριμένη κίνηση προσκρούει σε οργανωτικές (διαθεσιμότητα

δείγματος) και μεθοδολογικές (απόκρυψη ανακλαστήρων στη λεκάνη και ισχία λόγω σωματοδομής) δυσκολίες.

Η μελέτη των βιομηχανικών παραμέτρων έδωσαν χρήσιμες πληροφορίες για τη στρατηγική που ακολουθείται για την επίτευξη του κινητικού στόχου υπό πιο αντίξοες (δυσκολότερες) συνθήκες.

5.1 Χρονικές και κινηματικές παράμετροι

Ως προς τις χρονικές παραμέτρους δεν παρατηρήθηκαν μεταβολές στις τρεις εξεταζόμενες συνθήκες. Ούτε η συνολική διάρκεια της κίνησης, ούτε και η χρονική συνεισφορά της κάθε φάσης διαφοροποιήθηκαν.

Σε άλλη έρευνα (Y.B. Seven et al., 2008), σε ίδιες εξεταζόμενες συνθήκες πρόσθετης επιβάρυνσης σε παιδιά του Δημοτικού, παρατηρήθηκε χρονική σμίκρυνση της πρώτης φάσης (φάση κάμψης) και χρονική επιμήκυνση της τρίτης φάσης (φάση έκτασης), ενώ παρέμεινε σταθερή η χρονική διάρκεια της δεύτερης φάσης (φάση μεταφοράς του βάρους).

Στην παρούσα μελέτη η χρονική δομή της κίνησης παρέμεινε σταθερή, και επιστρατεύθηκαν άλλες στρατηγικές αντιμετώπισης της εκτέλεσης με πρόσθετο φορτίο.

Ως προς τις κινηματικές παραμέτρους, το πρόσθετο βάρος επέφερε αύξηση της αρχικής, της μέγιστης και της τελικής γωνίας κάμψης του ισχίου.

Οι συμμετέχουσες έκαμψαν τα ισχία τους περισσότερο όταν έφεραν επιπλέον βάρος, και προφανώς έγειραν τον κορμό τους περισσότερο προς τα μπροστά, σε μια προσπάθεια μετατόπισης της προβολής του ΚΒΣ κοντά στη μέση της επιφάνειας στήριξης των ποδιών, κατά την απόσπαση από το κάθισμα, εξασφαλίζοντας έτσι

μεγαλύτερη ευστάθεια. Τα παραπάνω ευρήματα έρχονται σε συμφωνία με τα αντίστοιχα των Y.B. Seven et al. (2008) για παιδιά και εκείνα των Schultz et al. (1992) για ηλικιωμένους. Η τοποθέτηση βαρών στην πλάτη μεταφέρει το ΚΒ (Σ+προσθ. Βάρος) προς τα πίσω και άνω, και έτσι η μεγαλύτερη αρχική κάμψη του ισχίου και του κορμού μεταφέρει προς τα μπροστά και κάτω το ΚΒ του συστήματος, όπως ακριβώς ήταν η θέση του στην περίπτωση του μη πρόσθετου βάρους (Y.B. Seven et al., 2008).

Το πρόσθετο βάρος επέφερε μεγαλύτερη αρχική γωνία, και μέγιστη γωνία ραχιαίας κάμψης στην ποδοκνημική. Στην STS κίνηση το ΚΒΣ, τη στιγμή της απόσπασης από το κάθισμα, βρίσκεται σε θέση ασταθούς ισορροπίας και πρέπει να προωθηθεί προς τα μπροστά για να προβληθεί κοντά στους άκρους πόδες για αποφυγή πτώσης. Η επιφόρτωση της πλάτης καθιστά το παραπάνω ακόμη πιο δύσκολο, εξαιτίας της αύξησης της μάζας και της προς τα πίσω μετατόπισης του ΚΒΣ. Έτσι, η αυξημένη αρχική γωνία ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής (στην κλειστή κινηματική αλυσίδα των κάτω άκρων επιτυγχάνεται με το να καθίσει κανείς ελαφρά πιο μπροστά) μπορεί να εκληφθεί ως στρατηγική που επιτρέπει στις συμμετέχουσες να ξεπεράσουν τέτοιες δυσκολίες, επειδή: 1) κάτι τέτοιο μειώνει την απόσταση που πρέπει να καλύψει το ΚΒΣ στη μετακίνησή του προς τα μπροστά, και 2) σε συνδυασμό με την αυξημένη κάμψη των ισχίων και του κορμού βοηθά στη διατήρηση του ΚΒΣ εντός της επιφάνειας στήριξης, περιορίζοντας έτσι την προκαλούμενη από το πρόσθετο βάρος αστάθεια (Y.B. Seven et al., 2008).

Επιπροσθέτως, ως συνέπεια της αυξημένης μέγιστης γωνίας ραχιαίας κάμψης και της αμετάβλητης τελικής γωνίας της ποδοκνημικής, μέγιστη απόρροια του πρόσθετου φορτίου ήταν η αυξημένη γωνιακή μετατόπιση στην ποδοκνημική στη φάση έκτασης.

Σε σχέση με τη δραστηριότητα των πελματιαίων καμπτήρων του άκρου ποδός το παραπάνω αποτελεί κινητικό πλεονέκτημα. Και αυτό γιατί ο Maganaris (2003) έδειξε ότι ο έσω και έξω γαστροκνήμιος μυς μπορούν να αναπτύξουν μεγαλύτερες δυνάμεις στο διάστημα από ραχιαία κάμψη ως την ουδέτερη θέση, σε σύγκριση με το διάστημα από ουδέτερη θέση ως την πελματιαία κάμψη.

5.2 Κινητικές παράμετροι

Ως προς τα δυναμικά χαρακτηριστικά, όπως ήταν αναμενόμενο, αναπτύχθηκαν μεγαλύτερες τιμές κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης του εδάφους για υπερνίκηση του πρόσθετου φορτίου. Αντίθετα, σε μελέτες όπου εξετάζονται άτομα της τρίτης ηλικίας, με εξασθενημένες μυϊκές ομάδες, αυτά παρουσιάζουν σημαντική μείωση στις τιμές των αναπτυσσόμενων GRF (Alexander, et al., 1991; Gross, et al., 1998; Millington, et al., 1992; Papa & Cappozzo, 2000; Yamada & Demura, 2009), ενώ η ίδια μείωση παρατηρείται και σε άτομα που έχουν υποστεί μυϊκή βλάβη (Σπυρόπουλος, 2009).

Οι κινητικές μεταβλητές έδειξαν παραγωγή μεγαλύτερων ροπών πελματιαίας κάμψης και ροπών έκτασης του γονάτου και του ισχίου καθώς και υψηλότερες τιμές ισχύος και στις τρεις αρθρώσεις του ποδιού, για υπερνίκηση του πρόσθετου φορτίου.

Παρόμοια με τα παραπάνω ήταν τα αποτελέσματα των Y.B. Seven et al. (2008) για παιδιά, με τη διαφορά ότι στη μελέτη τους δεν παρατήρησαν (με την πρόσθετη επιβάρυνση) αύξηση στις τιμές της ροπής και της ισχύος του ισχίου.

6. Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντικές έρευνες

Το πρόσθετο φορτίο δε μετέβαλε τη χρονική δομή της κίνησης του STS. Ως προς τις κινηματικές παραμέτρους, οι συμμετέχουσες επέλεξαν, κατά την απόσπαση από το κάθισμα, μια στρατηγική μεγαλύτερης κάμψης των ισχίων και κλίσης του κορμού τους περισσότερο προς τα μπροστά, σε μια προσπάθεια μετατόπισης της προβολής του ΚΒΣ κοντά στη μέση της επιφάνειας στήριξης των ποδιών, εξασφαλίζοντας έτσι μεγαλύτερη ευστάθεια. Αυτό συνοδεύτηκε από μια μεγαλύτερη αρχική γωνία ραχιαίας κάμψης στην ποδοκνημική, μειώνοντας έτσι την απόσταση που πρέπει να καλύψει το ΚΒΣ στη μετακίνησή του προς τα μπροστά. Έτσι, σε συνδυασμό με τα προαναφερόμενα, αυτό βοήθησε τη διατήρηση του ΚΒΣ εντός της επιφάνειας στήριξης και περιορίσε την προκαλούμενη από το πρόσθετο βάρος αστάθεια. Ακόμη, φέρνοντας το ΚΒΣ περίπου στο κέντρο της επιφάνειας στήριξης, μειώθηκε η ροπή εξωτερικής αντίστασης (σώμα + πρόσθετο φορτίο) που πρέπει να υπερνικηθεί.

Πέραν της προαναφερόμενης στρατηγικής, το πρόσθετο φορτίο αντιμετωπίστηκε με την παραγωγή μεγαλύτερων δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους στην κατακόρυφη συνιστώσα και την παραγωγή μεγαλύτερων ροπών πελματιαίας κάμψης και ροπών έκτασης του γονάτου και του ισχίου, καθώς και υψηλότερων τιμών ισχύος και στις τρεις αρθρώσεις του ποδιού.

Περιοριστικοί παράγοντες στην παρούσα έρευνα ήταν το σχετικά μικρό δείγμα συμμετεχόντων, η χρησιμοποίηση δυναμοδαπέδου μόνο για το ένα πόδι, η μη χρησιμοποίηση δυναμοδαπέδου για τις δυνάμεις αντίδρασης στην επιφάνεια καθίσματος (δυνάμεις επαφής μεταξύ μηρών και βάσης στήριξης στο κάθισμα).

Μελλοντικές μελέτες που θα επιλύουν κάποια από τα παραπάνω ζητήματα θα συνεισφέρουν στην απόκτηση καλύτερης εικόνας, από μηχανική άποψη, για αυτή τη σπουδαία καθημερινή κίνηση. Ακόμη, στα άτομα της τρίτης ηλικίας, στα οποία η δυνατότητα μιας πετυχημένης κίνησης STS αποτελεί δείκτη κινητικής ανεξαρτησίας και ποιότητας ζωής, πρέπει, πέραν των στρατηγικών που επιλέγονται για την αντιμετώπιση από κινηματική άποψη των δυσκολιών της κίνησης, να διερευνηθεί και να προσδιορισθεί το ελάχιστο των ατομικών μυϊκών προϋποθέσεων (αναγκαίες μυϊκές ροπές στις αρθρώσεις των ποδιών) για να καθίσταται ικανή η εκτέλεση της κίνησης.

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., Pisciotta, 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, . (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports Med*, 34(1), 49-69.
- Cameron, D. M., 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 to stroke patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 42-47.
- Clarckson, 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. *Isokenetics and Exercise Sciense*, 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 sti-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 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., Horal, 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 contractile and cytoskeletal muscle fibre components. *Acta Physiol Scand*, 171(3), 321-326.
- Galli, M., Crivellini, M., Sibella, F., Mntesano, A., Betocco, P., & Parisio, C.

- (2000). Sit-to-stand movements 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 movements 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-to-stand 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.

Kralji, 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. (19915). On the assumption of bilateral lower extremity joint moment symmetry during 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 truck- 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.

Milligton, P. J., Myklebust, B. M., & Shambles, 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 muscles of the cat. *J Physiol (Lond)* %R 10.1113/jphysiol.2004069948, 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 muscles 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.
- Seider, R. D., Alberts, J. L., & Stelmach, G. E. (2001). Multijoint movements control
in Parkinson's disease. *Exp Brain Res*, 140(3), 335-344.
- Seirrien, 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 to 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.
- Σπυρόπουλος, Ι. (2009). *Εμβιομηχανική ανάλυση της κίνησης στον SIT-TO-STAND
(Μεταφορά του κέντρου βάρους από καθιστή σε όρθια θέση) μετά από μυϊκή
βλάβη. Μεταπτυχιακή διατριβή, Τρίκαλα.*

- 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. *Behave 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 Science 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.