

2015

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ
ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗΣ ΕΚΤΕΛΕΣΗΣ ΤΟΥ SIT-TO-STAND**

ΜΕΣΙΑΚΑΡΗΣ ΚΩΝ/ΝΟΣ

ΚΩΝ/ΝΟΣ ΑΠ. ΜΕΣΙΑΚΑΡΗΣ

MSc

2015

MSc

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΙΤΛΟΣ

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ
ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗΣ ΕΚΤΕΛΕΣΗΣ ΤΟΥ SIT-TO-STAND**

ΤΟΥ

ΜΕΣΙΑΚΑΡΗ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ

Επιβλέπων Καθηγητής

ΓΙΑΚΑΣ ΙΩΑΝΝΗΣ

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για τη 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.

ΤΡΙΚΑΛΑ

2015

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΙΤΛΟΣ

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗ ΤΗΣ ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΗΣ ΕΚΤΕΛΕΣΗΣ ΤΟΥ SIT-TO-STAND

ΤΟΥ

ΜΕΣΙΑΚΑΡΗ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΥ

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΓΙΑΚΑΣ ΙΩΑΝΝΗΣ
ΤΣΙΟΚΑΝΟΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ
ΣΑΚΚΑΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για τη 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.

ΤΡΙΚΑΛΑ

2015

Copyright © 2015 by Mesiakaris Konstantinos

All rights reserved

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Καταρχήν θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους διδακτορικούς φοιτητές Σιδέρη Βασίλειο και Σπυρόπουλο Γιάννη, καθώς και το μεταδιδακτορικό ερευνητή Τσατάλα Θέμη. Όλοι τους συμβάλλανε καθοριστικά στην ολοκλήρωση της ερευνητικής μου εργασίας.

Τον διευθυντή μου Στέφανο Κάλο στο Ασκληπιείο της Βούλας για τη στήριξη του.

Το προσωπικό της βιβλιοθήκης Νίκαιας για την πολύπλευρη συμπαράστασή του.

Τους γονείς μου γιατί είναι πάντα δίπλα μου.

Τη σύζυγο μου για την κατανόηση και την υπομονή.

Τα τρία μου παιδιά Αποστόλη, Μαρίνα και Σαράντο που πάντοτε με γεμίζουν με χαρά και ειδικά το μικρό Σαράντο που γεννήθηκε μετά την πραγματοποίηση των μετρήσεων.

Επιπλέον ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όλους τους φίλους και συνάδελφους που με τη θετική τους διάθεση με ενισχύσανε κατά τη διάρκεια της έρευνας και ειδικά όλους όσους πρόθυμα συμμετείχαν στη διεξαγωγή των μετρήσεων.

Τέλος να ευχαριστήσω θερμά τον υπεύθυνο καθηγητή μου κύριο Γιάκα Ιωάννη. Η διακριτική του επίβλεψη μου επέτρεψε να γευτώ εξολοκλήρου τη χαρά της ανακάλυψης και δημιουργίας, ενώ συνεχώς βρισκόταν δίπλα μου καθοδηγώντας και διορθώνοντας.

Κλείνοντας αφιερώνω τη διατριβή στον αείμνηστο αλλά πάντα παρόν μέσα μου **Αθανάσιο Παπάκο**. Έχουν περάσει πάνω από 20 χρόνια από τα υπέροχα καλοκαιρινά βράδια που συζητούσαμε για την αξία και την προσφορά της έρευνας στον αθλητισμό. Είμαι βέβαιος ότι θα ήταν ο πρώτος άνθρωπος που θα διάβαζε τη διατριβή μου αν ήταν κοντά μας. Ένα κομμάτι του θα βρίσκεται για πάντα στους εκατοντάδες μαθητές του που προπόνησε σε όλα τα χρόνια της γυμνασιακής του σταδιοδρομίας. Τον ευχαριστώ για πάντα για όσα μου πρόσφερε.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Βασικός σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να διαπιστωθεί πως η ταχύτητα με την οποία πραγματοποιείται η κίνηση του Sit-to-Stand επηρεάζει τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης. Δευτερεύων σκοπό αποτελεί η αξιολόγηση τόσο για την άνοδο, όσο και για την κάθοδο αν ο κύριος ρυθμιστής της επιλεγμένης στρατηγικής είναι η κάμψη του κορμού ή η κίνηση του γόνατος. Χρησιμοποιήθηκε ένας επιπλέον ανακλαστήρας στο επίπεδο του Θ1 για αξιολόγηση της πρόσθιας κάμψης του κορμού, καθώς και ο ανακλαστήρας του δεξιού μηριαίου κονδύλου για την αξιολόγηση των μετατοπίσεων του γόνατος. Δέκα υγιείς άνδρες ηλικίας ($32,9 \pm 3,81$ ετών), πραγματοποίησαν σε 3 διαφορετικές ταχύτητες κίνησης (γρήγορη, αργή και πολύ αργή), πέντε διαδοχικές μεταβάσεις Sit-to-Stand-to-Sit. Για την συλλογή των κινηματικών δεδομένων της κίνησης χρησιμοποιήθηκε ένα οπτικοηλεκτρονικό σύστημα ανάλυσης κίνησης VICON. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν αναλύθηκαν με το στατιστικό πακέτο SPSS 18.0 και χρησιμοποιήθηκε ανάλυση επαναλαμβανόμενων μετρήσεων ANOVA (repeated measures ANOVA). Διαπιστώθηκε ότι όσο η ταχύτητα εκτέλεσης του Sit-to-Stand αυξάνεται, τόσο μειώνεται η πρόσθια κάμψη του κορμού κατά την άνοδο. Κατά την άνοδο η συνειδητή επιλογή του κάθε εξεταζόμενου για τον τρόπο κίνησης του κορμού είναι αυτή που καθορίζει και τη στρατηγική της κίνησης. Κατά την κάθοδο κορμός και γόνατο παίζουν εξίσου σημαντικό ρόλο στη διαμόρφωση της στρατηγικής της κίνησης. Το κλινικό ενδιαφέρον των ευρημάτων εντοπίζεται στην ιδιαίτερα αυξημένη επικινδυνότητα για πτώσεις κατά την κάθοδο, σε άτομα με μυοσκελετικές παθήσεις των κάτω άκρων και στην ανάγκη χρησιμοποίησης μέσων προφύλαξης.

ABSTRACT

This study is aimed to examine the speed effect into the chosen Sit-to-Stand movement strategy. A secondary purpose, is the evaluation of the “trunk flexion” role and “knee movement” role, during the stand up and sit down phases. We used one additional marker at T1 level for the “trunk flexion” evaluation and the femur condyle marker for the “knee movement” evaluation. Ten healthy young men (mean age 32,9 yrs, SD 3,8 yrs) volunteered to participate in this study. The participants were instructed to complete 5-STS task in 3 speed rhythms (Fast, Slow, Very Slow). A 10 infrared VICON cameras motion capture system was used to collect data movement. Statistical analysis was performed with the statistical program SPSS (v.18) and a new analysis of repeated measures ANOVA was used to detect any significant differences. During the stand up phase, the “trunk flexion” is the main contributor to the movement strategy. The more the STS speed rises, the less the “trunk flexion” it becomes. During the sit down phase, the “trunk flexion” and the “knee movement” have an equal role. The clinical interest of these findings is focused on the high risk of falling, mainly during the sit down phase, in persons with musculoskeletal disorders. In that case preventing fall systems are necessary.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	4
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5
ABSTRACT	6
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
1.1. Περιγραφή του sit-to-stand	9
1.2. Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης	11
1.3. Σκοπός.....	12
2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ	13
2.1. Η μηχανική της κίνησης του sit-to-stand	13
2.2. Ισορροπία, μυϊκή ισχύς και πτώσεις κατά την εκτέλεση του sit-to-stand	17
2.3. Επιλεγόμενες στρατηγικές κατά την εκτέλεση του sit-to-stand	20
2.4. Χρονομετρημένα τεστ πολλών επαναλήψεων και 5-sit-to-stand τεστ.....	25
3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	28
3.1. Συμμετέχοντες	28
3.2. Εξοπλισμός.....	28
3.3. Κριτήρια αποκλεισμού από τη μελέτη.....	29
3.4. Διαδικασία μετρήσεων	30
3.5. Οι φάσεις της κίνησης (Άνοδος – Κάθοδος).....	35
3.6. Ανάλυση των δεδομένων.....	38
3.7. Στατιστική ανάλυση.....	38
4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	39
4.1. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του κορμού που σχετίζονται με την άνοδο	39
4.2. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του γόνατος που σχετίζονται με την άνοδο.	40
4.3. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του κορμού που σχετίζονται με την κάθοδο	41
4.4. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του γόνατος που σχετίζονται με την κάθοδο.....	42
5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	43

6.	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑ	45
7.	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	47
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	54
1.	Υπόδειγμα συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία	54
2.	Βασικό ερωτηματολόγιο εξεταζόμενων	55
3.	Αίτηση προς εσωτερική επιτροπή δεοντολογίας.....	56
4.	Έγκριση εσωτερικής επιτροπής δεοντολογίας	58
5.	Υπεύθυνη δήλωση.....	58.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1. Περιγραφή του sit-to-stand

Το Sit-to-Stand αποτελεί μια ιδιαίτερα συνηθισμένη καθημερινή κίνηση που επιτρέπει τη μετάβαση όλου του σώματος από την καθιστή θέση στην όρθια θέση (2001). Είναι συνεπώς μια κίνηση ρουτίνας. Έχει εκτιμηθεί ότι οι δραστήριοι ενήλικες καθημερινά πραγματοποιούν 46-60 ανυψώσεις από την καρέκλα (Bohannon, Barreca et al. 2008; Dall and Kerr 2010).

Κάθε μια από τις καθημερινές δραστηριότητες απαιτεί και διαφορετικές γωνίες από τις αρθρώσεις για να πραγματοποιηθεί. Συγκεκριμένα για το γόνατο οι γωνίες κάμψης που απαιτούνται είναι: 90° για τη βάδιση, $90^{\circ} - 120^{\circ}$ για το ανέβασμα σκαλιών και το σήκωμα από την καρέκλα, 135° για το σήκωμα από τη λεκάνη του μπάνιου. Αυτό μας δείχνει ότι όσο το ύψος του καθίσματος μειώνεται τόσο πιο απαιτητική είναι η ανύψωση από αυτό και όσο και μεγαλύτερη η επιβάρυνση για τα γόνατα. Εμβιομηχανικά συνεπώς η ανύψωση από την καρέκλα είναι μια απαιτητική δραστηριότητα (Riley, Schenkman et al. 1991) που απαιτεί να αναπτυχθεί η αναγκαία μυϊκή ισχύς στις επιμέρους αρθρώσεις και το σωστό νευρομυϊκό συντονισμό των επιμέρους τμημάτων του σώματος. (Bahrami, Riener et al. 2000).

Όμως παρά τις δυσκολίες της, η ικανότητα της ανύψωσης από την καθιστή θέση στην όρθια είναι απολύτως αναγκαία για μια ανεξάρτητη διαβίωση του ατόμου (Gillette and Stevermer 2012). Αυτό ισχύει γιατί η απαιτητική αυτή ανύψωση αποτελεί αναγκαία προϋπόθεση για μια σειρά από κινήσεις και δραστηριότητες όπως το περπάτημα που είναι το πιο συχνό επακόλουθό της (Kerr, Durward et al. 2004), το τρέξιμο, το πιάσιμο ενός αντικειμένου που βρίσκεται ψηλά (Penninx, Ferrucci et al. 2000; Kerr, Durward et al. 2004).

Ο συνήθης μηχανισμός εκτέλεσης του Sit-to-Stand απαιτεί τη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος αρχικά προς τα μπροστά και κατόπιν κατακόρυφα (Hesse, Schauer et

al. 1994; Pai, Naughton et al. 1994; Roebroek, Doorenbosch et al. 1994). Η μετάβαση αυτή συνεπώς αποτελεί μια σύνθετη κίνηση που έχει δύο βασικά χαρακτηριστικά. Το πρώτο είναι η μετάβαση από μια σταθερή βάση ισορροπίας που δημιουργείται από τους γλουτούς, τα ισχία και τις πελματιαίες επιφάνειες σε μια πολύ στενότερη βάση ισορροπίας που βασίζεται αποκλειστικά στις πελματιαίες επιφάνειες (Anan, Ibara et al. 2012). Το δεύτερο είναι η ανύψωση του κέντρου βάρους του σώματος από το ύψος της καθιστής θέσης, στο ύψος της όρθιας θέσης (Pai and Rogers 1990; Riley, Krebs et al. 1997).

Πολλές προηγούμενες μελέτες έχουν αναλύσει διαφορετικές λειτουργικές πλευρές της μετάβασης του Sit-to-Stand (Bahrami, Riener et al. 2000). Παρά τα οφέλη όλων αυτών στην καλύτερη κατανόησή της κίνησης λόγω της ποικιλομορφίας τους καθιστούν δύσκολη την πραγματοποίηση γενικότερων συγκρίσεων ανάμεσα στα αποτελέσματά τους (Kerr, White et al. 1991; Janssen, Bussmann et al. 2002). Παράμετροι που συχνά αλλάζουν στις διάφορες μελέτες είναι η ηλικία, το φύλο, η αρχική θέση ισορροπίας, η ταχύτητα ανύψωσης και η χρήση των χεριών.

Τέσσερις είναι οι βασικές διαφορετικές μέθοδοι ανύψωσης από μια καρέκλα όσων αφορά τη θέση των χεριών. Ο εξεταζόμενος μπορεί να έχει τα χέρια του ελεύθερα, να τα τοποθετήσει στα γόνατα, να τα τοποθετήσει στα πλευρικά στηρίγματα της καρέκλας και τέλος να τα έχει σταυρωτά στο στήθος του (Etnyre and Thomas 2007).

Ο χρόνος που απαιτείται για μια απλή ανύψωση του Sit-to-Stand μας παρέχει σημαντικές πληροφορίες (Bohannon 2012). Αυτός είναι κατά μέσο όρο 1,5sec για τις ενήλικες γυναίκες. Σε ασθενείς με εγκεφαλικό είναι 3,1sec (Cameron, Bohannon et al. 2003) και σε ασθενείς με νόσο του Parkinson 1,97sec (Inkster, Eng et al. 2003).

Πολλοί είναι οι λόγοι που μπορούν να επηρεάσουν τη φυσιολογική εξαρτώμενη από την ηλικία ταχύτητα ανύψωσης. Οι κύριοι από αυτούς είναι το εγκεφαλικό (Hesse, Schauer et al.

1994; Cameron, Bohannon et al. 2003), η νόσος του Parkinson (Inkster, Eng et al. 2003; Pääsuke, Erelaine et al. 2004), τα κατάγματα του ισχίου (Fox, Felsenthal et al. 1996; Zimmerman, Hawkes et al. 2006), η αρθρίτιδα στα κάτω άκρα (Newcomer, Krug et al. 1993), η αρθροπλαστική του γόνατος και του ισχίου (Unver, Karatosun et al. 2005).

1.2. Σημαντικότητα της ερευνητικής μελέτης

Η συγκεκριμένη έρευνα θα μας βοηθήσει να κατανοήσουμε καλύτερα την αλληλεπίδραση ανάμεσα στο κέντρο βάρους του σώματος και στη βάση ισορροπίας. Η καλύτερη κατανόηση των παραμέτρων που επιδρούν στην επιλογή συγκεκριμένων στρατηγικών κατά τη μετάβαση του STS θα μας επιτρέψει να ανιχνεύσουμε πιο εύκολα αποκλίσεις από το φυσιολογικό που μπορεί να οδηγήσουν σε πτώσεις. Οι πτώσεις αποτελούν συνήθη αιτία νοσηρότητας για τους ενήλικες που μπορεί να οδηγήσει στη θνητότητα. Έτσι ο απώτερος σκοπός της έρευνας είναι οι παρεμβάσεις με στόχο την αποτροπή των πτώσεων στους ενήλικες.

Η ανύψωση του σώματος από την καθιστή στην όρθια θέση πραγματοποιείται με την επιλογή κάποιας συγκεκριμένης στρατηγικής. Οι ενήλικες συχνότατα πραγματοποιούν έντονη πρόσθια κάμψη του κορμού στα όρια της βάσης ισορροπίας πριν ξεκινήσουν την κατακόρυφη ανύψωση. Η ολισθηρότητα του εδάφους, ο άσχημος φωτισμός και η υπέρμετρη πρόσθια κάμψη αποτελούν τις βασικές αιτίες για επερχόμενες πτώσεις με συχνό επακόλουθο κατάγματα στο ανώτερο τμήμα των ισχίων. Η αδυναμία επαρκούς μυϊκής ισχύος οδηγεί σε πιο αργή κίνηση και έντονη πρόσθια κάμψη. Η συγκεκριμένη ερευνητική μελέτη αν και πραγματοποιείται σε νεαρούς ενήλικες επιδιώκει να αποδείξει το βαθμό συσχέτισης ανάμεσα στην ταχύτητα της κίνησης και στην πρόσθια κάμψη του κορμού.

1.3. Σκοπός

Βασικός σκοπός της έρευνας είναι να διαπιστωθεί πως η ταχύτητα με την οποία πραγματοποιείται η κίνηση του Sit-to-Stand επηρεάζει τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης. Δευτερεύων σκοπός αποτελεί η διερεύνηση της συμμετοχής της κίνησης του γόνατος στη διαμόρφωση της επιλεγμένης στρατηγικής. Επιπλέον να αξιολογηθεί τόσο για την άνοδο όσο και για την κάθοδο αν ο κύριος ρυθμιστής της επιλεγμένης στρατηγικής είναι η κάμψη του κορμού ή η κίνηση του γόνατος.

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Η μηχανική της κίνησης του sit-to-stand

Κάθε κύκλος του Sit-to-Stand αποτελείται από δύο φάσεις. Από τη φάση ανύψωσης που το άτομο σηκώνεται από την καθιστή θέση στην όρθια και από μια φάση κατεβάσματος που το άτομο σταδιακά οδηγείται στην καθιστή θέση (Kerr, White et al. 1994). Σύμφωνα με μελέτες το 42% των ηλικιωμένων παρουσιάζουν διαφόρους βαθμούς δυσκολίας στην απαιτητική αυτή δραστηριότητα. Επιπλέον στους ενήλικες συχνά η κίνηση του καθίσματος γίνεται αιφνίδια και δίχως ελεγχόμενο ρυθμό (Odentude 1989) κάτι που αυξάνει τον κίνδυνο ατυχήματος.

Η γνώση της μηχανικής της κίνησης του STS είναι αυτή που μας δίνει την αναγκαία βάση για μέτρηση της δραστηριότητας και για αξιολόγηση όλων των παραμέτρων που καθορίζουν την επιτυχία της έκβαση (Bohannon 2012). Ο συνήθης μηχανισμός εκτέλεσης της κίνησης απαιτεί τη μετατόπιση του κέντρου βάρους του σώματος αρχικά προς τα μπροστά και κατόπιν κατακόρυφα (Hesse, Schauer et al. 1994; Pai, Naughton et al. 1994; Roebroek, Doorenbosch et al. 1994).

Η αρχή του Sit-to-Stand καθορίζεται εύκολα αν και με πολλούς και διαφορετικούς τρόπους. Είναι η αρχή της κίνησης του κορμού, της αύξησης της ταχύτητας, της εμφάνισης ισχύος (Kelley, Dainis et al. 1976; Riley, Schenkman et al. 1991; Doorenbosch 1994) στον οριζόντιο άξονα, της πρώτης μετατόπισης ανακλαστήρα που είναι τοποθετημένος στο κεφάλι ή στα πλευρά ή στον ώμο (Jones and Hanson 1961; Tully, Fotoohabadi et al. 2005). Το τέλος της κίνησης του Sit-to-Stand είναι δύσκολο να προσδιοριστεί με ακρίβεια και αυτό λόγω της προς τα πίσω κίνησης του κορμού αμέσως μόλις ολοκληρωθεί η όρθια στάση. Αυτό αποτελεί το σημείο του μέγιστου ύψους για το κεφάλι, τα πλευρά ή το ισχίο (Magnan, McFadyen et al.

1996; Moxley Scarborough, Krebs et al. 1999) ή κατά άλλους το σημείο της ήρεμης στατικής ισορροπίας (Kralj, Jaeger et al. 1990; Alexander, Schultz et al. 1991; Doorenbosch 1994).

Μια σειρά από εξωτερικούς παράγοντες επιδρούν σημαντικά στη μηχανική της κίνησης. Σε αυτούς συμπεριλαμβάνονται το ύψος του καθίσματος, η ύπαρξη ή μη χειρολαβών (στηριγμάτων στο κάθισμα), το είδος του καθίσματος και η ύπαρξη στήριξης για την πλάτη (Janssen, Bussmann et al. 2002).

Όσον αφορά το ύψος του καθίσματος έχει δείχτει ότι όσο πιο χαμηλό είναι τόσο πιο απαιτητική γίνεται η ανύψωση ή ακόμη και αδύνατη η πραγματοποίησή της. Το μέσο ύψος καθίσματος που χρησιμοποιείται συνήθως είναι στα 46εκ. Τα χαμηλότερα καθίσματα έχουν αποδειχτεί ιδιαίτερα απαιτητικά για τους λειτουργικώς επιβαρυσμένους ενήλικες (Hughes, Myers et al. 1996; Alexander, Schultz et al. 1997; Mazzà, Benvenuti et al. 2004), τις εγκυμονούσες του τρίτου τριμήνου (Lou, Chou et al. 2001) και ασθενείς μετά από ολική αρθροπλαστική γόνατος (Su, Lai et al. 1998). Τα χαμηλότερα καθίσματα σχετίζονται με την απαίτηση για παραγωγή μεγαλύτερης εκτατικής ροπής στο γόνατο (Alexander, Schultz et al. 1997; Janssen, Bussmann et al. 2002; Mathiyakom, McNitt-Gray et al. 2005) αλλά και μεγαλύτερης εκτατικής ροπής στο ισχίο.

Το ελάχιστο ύψος που κάποιος ενήλικας με κινητικές δυσκολίες μπορεί επιτυχώς να πραγματοποιήσει ανύψωση είναι το 120% του ύψους του γόνατος (Weiner, Long et al. 1993). Στους νέους δίχως κινητικά προβλήματα ακόμη και στο 65% του ύψους του γόνατος είναι εφικτή η ανύψωση με μια αύξηση της πρόσθιας κάμψης του κορμού (Schenkman, O'Riley et al. 1996). Η περαιτέρω μείωση του ύψους αυξάνει τις γωνιακές μετατοπίσεις του κορμού, των γονάτων και της ποδοκνημικής (Rodosky, Andriacchi et al. 1989; Munro, Steele et al. 1998). Γενικά οι αλλαγές στο ύψος της καρέκλας οδηγούν σε αλλαγή των εμβιομηχανικών απαιτήσεων ή σε διαφορετική στρατηγική κίνησης (Janssen, Bussmann et

al. 2002). Πάντως η χρήση καθισμάτων με ύψος 41cm (10% κάτω του ύψους των συνηθισμένων καθισμάτων), δεν έδειξε στατιστικώς σημαντική διαφορά στη στρατηγική και στο χρόνο της ανύψωσης (Gillette and Stevermer 2012).

Η χρήση χειρολαβών μειώνει τη ροπή έκτασης του γόνατος και του ισχίου κατά 50% (Arborelius, Wretenberg et al. 1992). Το ποσοστό των ενηλίκων που δεν μπορούν να ανυψωθούν από μια καρέκλα μειώνεται από 32% στο 1% όταν χρησιμοποιούνται τα χέρια (Alexander, Galecki et al. 2000).

Το είδος της καρέκλας, καθορίζει τη θέση του σώματος και συνεπώς τη θέση του κέντρου βάρους. Αναλόγως της αρχικής απόστασης του κέντρου βάρους από τη βάση στήριξης επηρεάζεται η επιλογή της στρατηγικής κίνησης.

Η πλάτη της καρέκλας παρέχει στήριξη του κορμού, αλλά δεν φαίνεται να επηρεάζει μηχανικά την κίνηση (Janssen, Bussmann et al. 2002).

Επιπλέον η ταχύτητα που επιλέγεται να χρησιμοποιηθεί αποτελεί έναν ιδιαίτερο παράγοντα που επηρεάζει τη μετάβαση του Sit-to-Stand. Έχει μελετηθεί η επίδραση της ανύψωσης με προκαθορισμένη ταχύτητα, με τη χρήση μετρονόμου (Roebroeck, Doorenbosch et al. 1994). Επιπλέον έχει μελετηθεί η επίδραση της ταχύτητας στην επιλεγόμενη στρατηγική κίνησης. Όταν αυξάνεται η ταχύτητα, αυξάνονται η ροπή κάμψης του ισχίου, η ροπή έκτασης του γόνατος και η ροπή της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής (Pai and Rogers 1991). Όταν η ταχύτητα αυξάνεται, η οριζόντια αναπτυσσόμενη ορμή παραμένει σχετικά σταθερή, ενώ η μέγιστη κάθετη ορμή αυξάνεται (η ορμή ανύψωσης) (Pai and Rogers 1990).

Εξίσου σημαντικός παράγοντας που καθορίζει τις φορτίσεις που θα δεχτούν οι επιμέρους αρθρώσεις αποτελεί η θέση των ποδιών στο έδαφος. Για ένα σταθερό ύψος

καρέκλας η πρώτη βασική αλλαγή στη συμμετρική θέση των ποδιών είναι να μετακινηθούν και τα δύο πέλματα προς τα εμπρός. Η θέση αυτή οδηγεί σε μείωση της κάμψης του γόνατος. Συνεπώς οδηγεί σε μείωση της ροπής έκτασης του γόνατος αλλά και σε αύξηση της ροπής έκτασης του ισχίου που απαιτείται για την ανύψωση. Συνεπώς αυξάνει η φόρτιση στα ισχία κατά την εκτέλεση του Sit-to-Stand (Fleckenstein, Kirby et al. 1988; Kawagoe, Tajima et al. 2000; Mathiyakom, McNitt-Gray et al. 2005).

Αν από τη βασική θέση ισορροπίας τα δύο πέλματα μετακινηθούν προς τα πίσω, αυξάνεται και η κάμψη του γόνατος και επιπλέον αυξάνεται η πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής. Άρα η θέση αυτή οδηγεί σε αύξηση της ροπής έκτασης του ισχίου και σε αύξηση της ροπής στην ποδοκνημική (Khemlani, Carr et al. 1999). Η άλλη δυνατή τοποθέτηση των ποδιών είναι το ένα να τοποθετηθεί μπροστά από το άλλο. Όταν το ένα πόδι τοποθετείται μπροστά φορτίζεται και λιγότερο κατά την ανύψωση (Shepherd and Koh 1996). Η τοποθέτηση αυτή αξιοποιείται σε ασθενείς με ημιπάρεση ή ημιπληγία όπου το πάσχον μέλος τοποθετείται πιο πίσω για να εξασφαλιστεί η πιο έντονη φόρτιση-εγκύμνασή του (Brunt, Greenberg et al. 2002; Duclos, Nadeau et al. 2008). Συνεπώς οι ασύμμετρες τοποθετήσεις των ποδιών μπορεί να αποτελέσουν επιλογή για επιλεκτική φόρτιση των ποδοκνημικών και των γονάτων σε περιπτώσεις όπως η ημιπάρεση (Brunt, Greenberg et al. 2002; Duclos, Nadeau et al. 2008) ή για να προστατευτούν αρθρώσεις όπως μετά από ολική αρθροπλαστική γόνατος (Su, Lai et al. 1998; Farquhar, Reisman et al. 2008; Boonstra, Schwering et al. 2010). Επιπλέον αν έχει αναπτυχθεί κάποιο χρόνιο μοτίβο αφόρτιστου άκρου, τότε με την ασύμμετρη τοποθέτηση μπορούμε να επιτύχουμε καλύτερη μεταφορά των φορτίσεων του βάρους στις επιμέρους αρθρώσεις και εν τέλει καλύτερη ισορροπία (Gillette and Stevermer 2006).

2.2. Ισορροπία, μυϊκή ισχύς και πτώσεις κατά την εκτέλεση του sit-to-stand

Αρκετές είναι οι καθημερινές δραστηριότητες που απαιτούν τόσο μια βασική μυϊκή ισχύς όσο και μια ικανότητα ισορροπίας για να πραγματοποιηθούν. Τέτοιες είναι το ανέβασμα των σκαλιών (Andriacchi, Galante et al. 1982), η κίνηση του Sit-to-Stand (Kerr, White et al. 1997), το περπάτημα (Schutte, Narayanan et al. 2000) και η ανύψωση του κορμού (Winter, Patla et al. 1990). Από όλες αυτές τις κινήσεις το Sit-to-Stand και το ανέβασμα των σκαλιών θεωρούνται οι πιο απαιτητικές (Mazzà, Zok et al. 2005).

Επιπλέον έχει αποδειχτεί ότι παρατηρείται μια μείωση στην ικανότητα πραγματοποίησης τεστ που σχετίζονται με την ισορροπία μετά την ηλικία των 40 ετών (Izquierdo, Aguado et al. 1999; Choy, Brauer et al. 2003), μείωση της ταχύτητας βάδισης με την ηλικία (Himann, Cunningham et al. 1988; Bohannon 1997) και επίσης φθίνουσα πορεία στη μυϊκή ισχύς των κάτω άκρων (Aoyagi and Shephard 1992) και στην ικανότητα να ανεβαίνει κάποιος σκάλες (Hamel and Cavanagh 2004). Όλες αυτές οι αλλαγές οδηγούν σε μια αύξηση του κινδύνου πτώσεων. Πράγματι έχει δειχτεί ότι κατά την αλλαγή θέσης ισορροπίας πραγματοποιούνται και πολλές από τις πτώσεις ιδιαίτερα σε ενήλικες και σε άτομα με κινητικά προβλήματα (Nyberg and Gustafson 1995).

Ας δούμε το ευρύτερο πλαίσιο της κίνησης του Sit-to-Stand. Μπορούμε να οριοθετήσουμε κάποια χρονικά διαστήματα της συνολικής μετάβασης που οι αποκλίσεις στο καθένα από τα αυτά για διαφορετικούς λόγους οδηγούν σε πτώσεις.

ΦΑΣΗ 1η: Η διατήρηση της ισορροπίας στην καθιστή θέση.

ΦΑΣΗ 2η: Η μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση (Sit-to-Stand transition) ή και αντίστροφα η μετάβαση από την όρθια στην καθιστή θέση (Stand-to-Sit transition)

ΦΑΣΗ 3η: Η διατήρηση της ισορροπίας στην όρθια θέση.

Στην πρώτη φάση και στην τρίτη φάση η αδυναμία στατικής ισορροπίας είναι αυτή που οδηγεί σε πτώσεις. Στη δεύτερη φάση τον καθοριστικό ρόλο παίζει η δύναμη του ατόμου σε συνδυασμό με την ικανότητα ισορροπίας.

Όλες οι καθημερινές δραστηριότητες και ανάμεσά τους η μετάβαση του Sit-to-Stand απαιτούν μια σύνθετη συνεργασία ανάμεσα σε διαφορετικά αισθητικά και κινητικά συστήματα (Ghanavati, Shaterzadeh Yazdi et al. 2012). Ο βαθμός της επιτυχούς συνεργασίας όλων αυτών των συστημάτων (οπτικών, ακουστικών και άλλα) είναι που εξασφαλίζει τη διατήρηση της ισορροπίας. Γενικότερα πάντως ο στόχος που πρέπει να επιτευχθεί για την αρμονική εξασφάλιση της συνεχούς ισορροπίας είναι η διατήρηση του κέντρου μάζας του σώματος, εντός της βάσης ισορροπίας (Murray, Seireg et al. 1967; MacKinnon and Winter 1993; Kuo 1995). Στη διαβητική νευροπάθεια η συνεργασία αυτή δεν είναι εφικτή, γι αυτό και το τελικό επακόλουθο είναι ο στατικός έλεγχος του ασθενή να είναι μέτριος (Oppenheim, Kohen-Raz et al. 1999).

Καθοριστική συμβολή στην επίτευξη της στατικής ισορροπίας έχουν οι μύες της πλάτης και της κοιλιακής χώρας. Οι μύες της πλάτης παίζουν έναν ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο στην ακινητοποίηση του κορμού (Arjmand, Shirazi-Ad et al. 2008; Sharpe, Holt et al. 2008). Επιπλέον η παράλληλη ενεργοποίηση των κοιλιακών μυών εξασφαλίζει καλύτερη σταθερότητα (Arjmand, Shirazi-Ad et al. 2008). Οι κοιλιακοί μύες διακρίνονται σε επιφανειακούς και σε εν τω βάθει. Οι εν τω βάθει είναι υπεύθυνοι για τη διατήρηση των φυσιολογικών καμπυλοτήτων της σπονδυλικής στήλης. Οι επιφανειακοί κοιλιακοί μύες καθώς και οι επιφανειακοί μύες της πλάτης, εξασφαλίζουν τη συμμετρική ανταπόκριση της σπονδυλικής στήλης σε κάθε παραμόρφωση που απαιτείται για τις κινήσεις της καθημερινότητας (O'Sullivan 2000; Saunders, Rath et al. 2004). Η ασύμμετρη ενεργοποίηση

όλων αυτών των μυών αποτελεί σημαντική αιτία που ειδικά στους ενήλικες συχνά διαταράσσει τη στατική τους ισορροπία (Mannion, Pulkovski et al. 2008; Kim, Shim et al. 2013). Ο ρόλος της μυϊκής ισχύος είναι καθοριστικός για την πραγματοποίηση της κάθε κινητικής δραστηριότητας (Ploutz-Snyder, Manini et al. 2002; Hortobágyi, Mizelle et al. 2003; Spyropoulos, Tsatalas et al. 2012). Πράγματι για την αξιολόγηση της επίδοσης του Sit-to-Stand το κύριο που μας ενδιαφέρει είναι εάν ο ενήλικας είναι ικανός να σηκωθεί μόνος του από την καρέκλα δίχως βοήθεια (Janssen, Bussmann et al. 2010). Εάν διαθέτει δηλαδή με άλλα λόγια την αναγκαία μυϊκή ισχύ στα κάτω άκρα, έτσι ώστε επιτυχώς να υπερνικήσει το βάρος του σώματός του. Εάν ο στόχος αυτός επιτυγχάνεται, ο αμέσως επόμενος είναι εάν μπορεί να σηκωθεί δίχως συμπληρωματική βοήθεια από τα χέρια του.

Γενικά οι ενήλικες που είναι ικανοί να ολοκληρώσουν το Sit-to-Stand δίχως τη βοήθεια των χεριών, είναι ικανοί να παράγουν μεγαλύτερη μυϊκή ισχύ έκτασης των γονάτων, σε σχέση με τους ενήλικες που απαιτούν τη βοήθεια των χεριών (Alexander, Schultz et al. 1997). Όλοι όσοι πάσχουν από κάποια παθολογία που επηρεάζει τα κάτω άκρα δυσκολεύονται να πραγματοποιήσουν την κίνηση του Sit-to-Stand (Kerr, White et al. 1994). Ποικίλει βέβαια ο βαθμός της δυσκολίας που ο καθένας από αυτούς συναντά (Kerr, White et al. 1994).

Γενικά στους νέους οι πτώσεις συχνά συμβαίνουν όταν το επίπεδο της τριβής ανάμεσα στις επιφάνειες του παπουτσιού και του πατώματος είναι μικρότερο του αναμενόμενου (Tisserand 1985; Leamon and Son 1989). Μια σειρά από παράγοντες σχετίζονται με την αυξημένη πιθανότητα πτώσης στους ενήλικες. Κάποιοι από αυτούς είναι η ασθενής όραση, η μειωμένη φωτεινότητα του περιβάλλοντος, τα εμπόδια στο χώρο διαβίωσης, η ζάλη κατά τη διάρκεια της ορθοστασίας, η ορθοστατική υπόταση, προβλήματα στην ανύψωση από την καρέκλα, η έλλειψη της αναγκαίας μυϊκής ισχύος των κάτω άκρων, οι συγγενείς και οι επίκτητες ανωμαλίες στην ανάπτυξη των κάτω άκρων, οι διαταραχές της

βάδισης, το απότομο σταμάτημα της κινητικής δραστηριότητας με παράλληλη ομιλία, το Alzheimer και άλλες εκφυλιστικού τύπου αλλοιώσεις του νευρικού ιστού, απότομη στροφή ή κάποιος συνδυασμός των παραπάνω (Bloem, Valkenburg et al. 2001).

Ιδιαίτερα σημαντικό σημείο στην ανύψωση αποτελεί η στιγμή που το σώμα σηκώνεται από την καρέκλα (Etnyre and Thomas 2007). Τη στιγμή αυτή αλλάζουν οι παράμετροι ισορροπίας αφού από μια σταθερή βάση ισορροπίας που αποτελείται από τους γλουτούς, τους μηρούς και τα πέλματα γίνεται μετάβαση σε μια ασταθή θέση ισορροπίας που περιλαμβάνει μόνο τα πέλματα. Φυσικά η μετάβαση αυτού του σημείου είναι κρίσιμο σημείο για τις πτώσεις στους ενήλικες (Riley, Krebs et al. 1997). Το δυναμοδάπεδο βοηθάει καθοριστικά στον υπολογισμό της θέσης αυτής.

Παρόμοιες κατηγορίες ατόμων που δυσκολεύονται κατά την εκτέλεση του Sit-to-Stand είναι οι χειρουργημένοι με ολική αρθροπλαστική του γόνατος ή του ισχίου (Su, Lai et al. 1998; Farquhar, Reisman et al. 2008), οι εγκυμονούσες του τρίτου τριμήνου (Lou, Chou et al. 2001) και οι παχύσαρκοι (Sibella, Galli et al. 2003). Είναι συχνά δύσκολο να εξηγηθεί σε όλες τις ομάδες που παρουσιάζουν κάποιες ιδιαιτερότητες αν αυτές οφείλονται στην απώλεια δύναμης (Hughes, Myers et al. 1996; Gross, Stevenson et al. 1998), στην αδυναμία ισορροπίας (Gilleard, Crosbie et al. 2008) ή σε αλλαγές στη στρατηγική της κίνησης (Scarborough, McGibbon et al. 2007).

2.3 Επιλεγόμενες στρατηγικές κατά την εκτέλεση του sit-to-stand

Η καλή γνώση της μηχανικής του Sit-to-Stand μας παρέχει τη βάση για να αξιολογήσουμε τους παράγοντες που συνεισφέρουν στην επιτυχή ολοκλήρωση του. Η θέση ισορροπίας είναι ιδιαίτερα σημαντική. Η επιτυχής ολοκλήρωση της κίνησης απαιτεί τη μετάβαση από την αρχική θέση ισορροπίας στην καρέκλα, στην τελική θέση ισορροπίας στην όρθια θέση. Η αρχική θέση ισορροπίας είναι τριπλή, πλατιά και σε αυτή συμμετέχουν

οι γλουτοί, οι μηροί και τα πέλματα. Η τελική θέση ισορροπίας είναι πιο στενή και συμπεριλαμβάνει μόνο τα πέλματα. Επιπλέον κρίσιμα σημεία που καθορίζουν τη στρατηγική είναι ο βαθμός της πρόσθιας κάμψης του κορμού (Hesse, Schauer et al. 1994; Pai, Naughton et al. 1994; Roebroek, Doorenbosch et al. 1994) και η σχέση ανάμεσα στο κέντρο μάζας του σώματος και στη βάση ισορροπίας (Murray, Seireg et al. 1967; MacKinnon and Winter 1993; Kuo 1995).

Σημείο κλειδί για τις οριοθετήσεις των στρατηγικών αποτελεί το σημείο που το κέντρο μάζας του σώματος διέρχεται από την πίσω άκρη της τελικής θέσης ισορροπίας. Δύο είναι κύριες στρατηγικές που χρησιμοποιούνται κατά την ανύψωση δίχως τη βοήθεια χεριών (Coughlin and McFadyen 1994). Στην πρώτη στρατηγική ή στρατηγική μεταφοράς της ορμής, όταν ξεκινάει η ανύψωση του σώματος, το κέντρο μάζας βρίσκεται ακόμη πριν από το οπίσθιο τμήμα των πελμάτων. Αντιθέτως στη δεύτερη στρατηγική ή σταθεροποιητική στρατηγική, όταν ξεκινάει η ανύψωση του σώματος, το κέντρο μάζας βρίσκεται μετά από το οπίσθιο τμήμα των πελμάτων. Οι εικόνες 1 και 2 μας δείχνουν την κρίσιμη αυτή θέση της μετάβασης.



Η στρατηγική μεταφοράς της ορμής χρησιμοποιεί την ορμή που παράγεται τόσο από την ξαφνική προς τα εμπρός μετατόπιση του κορμού όσο και από τους εκτεινόμενες μύες του γόνατος (σε ποικίλες αναλογίες). Η ορμή που αναπτύσσεται στην καθιστή θέση ωθεί το κέντρο μάζας προς την όρθια θέση. Η ορμή που παράγεται αρχικά πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη για να φτάσει αλλά όχι και να ξεπεράσει τη θέση ισορροπίας γιατί αυτό θα οδηγήσει σε πτώση. Συνεπώς απαιτείται ακριβής έλεγχος της στάσης του σώματος. Όλη η στρατηγική ολοκληρώνεται σαν μια συνεχής κίνηση και ο χρόνος ανύψωσης είναι σύντομος (Hughes and Schenkman 1996) και έχουμε την πιο αποδοτική αξιοποίηση της ενέργειας. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι σε αυτή τη μετάβαση η παραγόμενη ισχύς από το μυϊκό σύστημα των κάτω άκρων αξιοποιείται άμεσα στην ανύψωση του σώματος. Η στρατηγική αυτή χρησιμοποιείται κυρίως στους νέους.



Η στρατηγική σταθεροποίησης χρησιμοποιεί μια μικρή ποσότητα οριζόντιας ορμής και οι μεταβάσεις γίνονται σταδιακά. Αρχικά ο κορμός κινείται προς τα εμπρός και το κέντρο βάρους μεταφέρεται μέσα στο όριο της στενής βάσης στήριξης που σχηματίζεται από τα πέλματα. Κατόπιν ξεκινάει η κατακόρυφη ανύψωση του σώματος. Η στρατηγική αυτή δίνει

έμφαση στον έλεγχο της ισορροπίας αλλά είναι λιγότερο αποδοτική από εμβιομηχανικής απόψεως αφού με τις σταδιακές μεταβάσεις ξοδεύεται επιπλέον ενέργεια. Οι κινήσεις πριν την ανύψωση επιχειρούν να μειώσουν ή και εξαφανίσουν τη δυναμικώς ασταθή φάση με το να μετατοπίσουν το κέντρο μάζας. Η κίνηση του κορμού προς τα εμπρός επιτυγχάνει την τοποθέτηση του κέντρου βάρους μέσα στη βάση στήριξης πριν ξεκινήσει η ανύψωση. Αν μάλιστα γίνει τοποθέτηση των ποδιών προς τα πίσω, επίσης μειώνει την απόσταση ανάμεσα στο κέντρο βάρους και στη μελλοντική θέση ισορροπίας. Η στρατηγική αυτή επιτρέπει το άτομο να μετακινηθεί άμεσα από βάση στήριξης τριών σημείων, σε βάση στήριξης δύο σημείων. Η στρατηγική αυτή δεν απαιτεί τόσο αυστηρό έλεγχο της στάσης (Hughes and Schenkman 1996).

Η εξαφάνιση της ενδιάμεσης μεταβατικής φάσης στην σταθεροποιητική στρατηγική μειώνει τα φορτία που απαιτούνται να παραχθούν από το γόνατο. Απαιτεί περισσότερο χρόνο για να ολοκληρώσει μια άνοδο. Αυτό οφείλεται κατά κύριο λόγο στον χρόνο που απαιτείται για αλλαγή της τοποθέτησης. Επιπλέον η αργή ανύψωση αντικατοπτρίζει την επιθυμία για μείωση της συνολικής δαπανώμενης ενέργειας κατά την ανύψωση. Η στρατηγική αυτή από τη μια θυσιάζει την εμβιομηχανική αποτελεσματικότητα για να εξασφαλίσει την επιτυχία της κίνησης και τον έλεγχο κατά τη διάρκειά της (Hughes and Schenkman 1996). Οι ενήλικες χάνουν την ικανότητα να παράγουν υψηλή μυϊκή ισχύ και να επιτυγχάνουν μεγάλες ταχύτητες. Επιπλέον έχουν μειωμένη ικανότητα διατήρησης της ισορροπίας, γι αυτό και συνήθως επιλέγουν τη στρατηγική σταθεροποίησης.

Η στρατηγική ανύψωσης με τη βοήθεια των χεριών χρησιμοποιείται από άτομα με έλλειψη μυϊκής ισχύος στους εκτεινόντες του γόνατος (Arborelius, Wretenberg et al. 1992). Στη στρατηγική αυτή καθίσταται δυνατή ανύψωση με πιο μικρή κατανάλωση δύναμης από τα κάτω άκρα και αυτό γιατί μέρος της αναγκαίας ενέργειας προσδίδεται από την πίεση που ασκούν τα άνω άκρα (Anan, Ibara et al. 2012). Επιπλέον η μέση φόρτιση του ισχίου

μειώνεται κατά 50% (Arborelius, Wretenberg et al. 1992). Το ποσοστό των ενηλίκων που δεν μπορούν να ανυψωθούν από μια καρέκλα μειώνεται από 32% στο 1% όταν χρησιμοποιούνται τα χέρια (Alexander, Galecki et al. 2000).

Οι στρατηγικές που αναφέραμε έχουν μειωμένη αποτελεσματικότητα αν μειωθεί το ύψος της καρέκλας. Γενικά πάντως ισχύει ότι από μια πιο ψηλή καρέκλα η ανύψωση είναι πιο εύκολη ανεξαρτήτως της ακολουθούμενης στρατηγικής. Το κάθε άτομο δεν συνηθίζει να αλλάζει συνεχώς τις στρατηγικές ανύψωσης που χρησιμοποιεί. Το πιο συνηθισμένο είναι να ενισχύει κάποια επιμέρους στοιχεία της χρησιμοποιούμενης στρατηγικής. Για παράδειγμα σε ένα πιο χαμηλό κάθισμα στη στρατηγική μεταφοράς ορμής τα άτομα χρησιμοποιούν πιο υψηλή ταχύτητα για να παραχθεί μεγαλύτερη ορμή. Τα άτομα χρησιμοποιούν μια μεικτή στρατηγική όταν χρειάζονται περισσότερη ισχύ ή πιο εκτεταμένη μετατόπιση ή και τα δύο αν μειωθεί το ύψος της καρέκλας (Hughes and Schenkman 1996).

Το βασικό πάντως είναι ότι ανεξαρτήτως επιλεγμένης στρατηγικής καθοριστικό ρόλο για την επιτυχής ολοκλήρωση της κίνησης αποτελεί η ισορροπία και ο στατικός έλεγχος. Γι αυτό και οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για την επιτυχία των μεταβάσεων πάντοτε λαμβάνουν υπόψη τις παραμέτρους της ισορροπίας. Γενικά αν παρατηρούμε σταδιακή μεταφορά του κέντρου βάρους προς τη βάση ισορροπίας η χρησιμοποιούμενη στρατηγική είναι της σταθεροποίησης, ενώ αν ο κορμός μετακινείται απότομα και χωρίς αλλαγή της στάσης των ποδιών χρησιμοποιείται η στρατηγική μεταφοράς της ορμής (Hughes and Schenkman 1996).

Η πρόσθια κάμψη του κορμού είναι μεγαλύτερη σε άτομα με ημιπληγία, ακολουθούν οι υγιείς ενήλικες και έπονται οι νέοι (Yoshida, Iwakura et al. 1983). Επιπλέον η σχέση ανάμεσα στα χρονικά διαστήματα της πρόσθιας κάμψης και της κατακόρυφης μετατόπισης θεωρείται κρίσιμη για την εξασφάλιση της αναγκαίας αλλαγής στην κατεύθυνση αλλά και τη

διατήρηση της ισορροπίας (Carr 1992). Στο τελικό στάδιο της ανύψωσης ο κορμός μετά την πρόσθια κάμψη κινείται προς τα πίσω για να εξασφαλίσει τη σταθερότητα στην άνω θέση ισορροπίας. Έχει αποδειχτεί ότι η κίνηση αυτή διαρκεί περισσότερο σε υγιείς ενήλικες σε σχέση με τους νέους (Yoshida, Iwakura et al. 1983).

2.4. Χρονομετρημένα τεστ πολλών επαναλήψεων και 5-sit-to-stand τεστ

Η μυϊκή ισχύς και η αντοχή αποτελούν σημαντικούς δείκτες υγείας και θνησιμότητας τόσο για τους νέους όσο και ασθενείς με χρόνια νοσήματα (Myers, Prakash et al. 2002; Bautmans, Lambert et al. 2004; Pinto-Plata, Cote et al. 2004; Kasymjanova, Correa et al. 2009). Η μέτρηση της μυϊκής ισχύος και της αντοχής είναι σημαντική για την παρακολούθηση της κινητικότητας και την ανίχνευση της χαμηλής ικανότητας άσκησης σε υγιείς και ασθενείς (Strassmann, Steurer-Stey et al. 2013). Τα χρονομετρημένα Sit-to-Stand τεστ συμπεριλαμβάνουν περισσότερες από μια επαναλήψεις. Στις πολλές επαναλήψεις χρησιμοποιούνται είτε η μέτρηση του αριθμού των επαναλήψεων που μπορούν να πραγματοποιηθούν σε συγκεκριμένο χρόνο, είτε πραγματοποίηση συγκεκριμένου αριθμού επαναλήψεων.

Όταν μετρούνται οι επαναλήψεις οι πιο συχνοί μετρήσιμοι χρόνοι είναι τα 10sec (Bohannon, Smith et al. 1995), τα 30sec (Jones, Rikli et al. 1999; Rikli and Jones 1999) και τα 60sec (Ozalevli, Ozden et al. 2007). Στα τεστ που εξυπηρετούν το στόχο της μέτρησης της μυϊκής ισχύος και της αντοχής συμπεριλαμβάνονται το τεστ των 6 λεπτών περπατήματος και το τεστ του 1-λεπτού Sit-to-Stand. Το τεστ των 6 λεπτών περπατήματος έχει υψηλή διαγνωστική αξία αλλά οι ιδιαίτερες απαιτήσεις του στην οργάνωση του χώρου και σε προσωπικό το καθιστούν συχνά δύσκολο στην εκτέλεσή του (Bohannon 2012). Αντιθέτως το τεστ το 1-λεπτού Sit-to-Stand επιτρέπει με τη χρήση απλής καρέκλας την εκτίμηση της μυϊκής ισχύος και της αντοχής. Συνεπώς μπορεί πού πιο εύκολα να πραγματοποιηθεί και τα

αποτελέσματά του είναι αναπαραγόμενα (Jones, Rikli et al. 1999; Bohannon 2012) δίνοντάς μας προγνωστική πληροφορία (Puhan, Siebeling et al. 2013). Ο αριθμός των επαναλήψεων που πραγματοποιήθηκαν μέσα σε ένα λεπτό ήταν 50 στους νέους άνδρες και 47 στις νέες γυναίκες, ενώ στους ενήλικες 30 και 27 αντιστοίχως (Strassmann, Steurer-Stey et al. 2013). Όταν οι μετρήσεις είναι πολύ χαμηλότερες από τις πιο πάνω τιμές είναι εμφανής η μυϊκή αδυναμία.

Από τα τεστ με προκαθορισμένο αριθμό επαναλήψεων το αρχικό που περιγράφηκε ήταν το τεστ των δέκα επαναλήψεων (Csuka and McCarty 1985). Σταδιακά εμφανίζεται και αρχίζει να χρησιμοποιείται το 5 Sit-to-Stand (Guralnik, Simonsick et al. 1994). Στο 5 STS test ο εξεταζόμενος καλείται να πραγματοποιήσει 5 συνεχόμενα σηκώματα και καθίσματα ξανά στην καρέκλα όσο πιο γρήγορα μπορεί. Ο χρόνος ξεκινάει με εντολή του εξεταστή και ενώ ο εξεταζόμενος βρίσκεται σε καθιστή θέση. Η χρονομέτρηση τελειώνει όταν μετά το 5ο σήκωμα ο εξεταζόμενος καθίσει ξανά στην καρέκλα (Bohannon 2012). Έχειδειχτεί ότι η συμμετοχή των χεριών στην ανύψωση από την καρέκλα είναι υψηλή γι αυτό και τελευταία δεν είναι επιθυμητή η πραγματοποίηση του 5 Sit-to-Stand με τη χρήση των χεριών (Eriksrud and Bohannon 2003). Συνοψίζοντας τις πολυάριθμες μελέτες που έχουν δώσει ανάλογα με την ηλικιακή ομάδα και τις δικές τους τιμές στο 5 STS test ο Bohannon υπολόγισε τις μέσες τιμές που αντιστοιχούν σε κάθε ηλικιακή ομάδα. Έτσι λοιπόν σε άτομα 60-69 ετών είναι 11,4sec σε άτομα 70-79 ετών 12,6sec και σε άτομα 80-89 ετών 12,7sec (Bohannon 2006). Ενήλικες που χρειάζονται φροντίδα πραγματοποίησαν το 5 Sit-to-Stand τεστ σε 15,8sec ενώ υγιείς ενήλικες σε 12,1sec (Bohannon 2011). Άτομα με διαταραχές ισορροπίας ή ακουστικά προβλήματα χρειάστηκαν 15,3sec ενώ υγιείς 8,2sec (Whitney, Wrisley et al. 2005).

Η μυϊκή ισχύς παίζει σημαντικό ρόλο στις κινητικές επιδόσεις των ατόμων (Ploutz-Snyder, Manini et al. 2002; Hortobágyi, Mizelle et al. 2003). Και εάν το τεστ στοχεύει να αναδείξει τη μυϊκή απόδοση τότε πρέπει να πραγματοποιείται όσο πιο γρήγορα μπορεί ο

εξεταζόμενος. Η επίδοση στο 5 Sit-to-Stand τεστ αντικατοπτρίζει τη μυϊκή ισχύς των κάτω άκρων (Lord, Murray et al. 2002; Bohannon, Bubela et al. 2010) και γι αυτό και χρησιμοποιείται για την αξιολόγησή της και κυρίως στους ενήλικες (Bohannon 2006). Έχει δειχτεί ότι οι μετρήσεις της λειτουργικής δύναμης από την εξέταση του 5 Sit-to-Stand έχουν υψηλή επαναληψιμότητα στα επαναλαμβανόμενα τεστ (Bohannon 2011). Οι μελετητές έχουν δείξει ότι υπάρχει πράγματι συσχέτιση του τεστ με τη μυϊκή δύναμη του κάτω άκρου. Το τεστ των 5 συνεχόμενων επαναλήψεων είναι το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο στους ενήλικες (Bohannon 2012). Συχνά θεωρείται ως μια μέτρηση της δύναμης και έχει δειχτεί συσχέτιση του χρόνου του τεστ με τη δύναμη του κάτω άκρου η οποία κυμαίνεται από 0,48 ως 0,57 (Inkster, Eng et al. 2003). Σύμφωνα με τον Bohannon σε ενήλικες ηλικίας 50-85 ετών οι αναφερόμενες συσχετίσεις είναι 0,48 – 0,57 (Bohannon, Bubela et al. 2010). Επίσης το τεστ είναι αξιόπιστο για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις σε περιόδους από λίγες ημέρες μέχρι και κάποιους μήνες (Cincura, Pontes-Neto et al. 2009). Ο συνδυασμός της αξιοπιστίας του τεστ και της ευκολίας στην πραγματοποίησή του το καθιστούν ιδιαίτερα χρήσιμο στην κλινική πράξη (Bohannon 2011).

Η εγκυρότητα επίσης του 5 STS test διαπιστώνεται και στη μέτρηση της ισορροπίας αφού επιβεβαιώνεται μέση προς ισχυρή συσχέτιση. Ειδικά σε ασθενείς με εγκεφαλικό η συσχέτιση με το Berg Balance Scale είναι 0,55 – 0,84 (Mong, Teo et al. 2010; Ng 2010). Όταν η εξέταση γίνεται με τη χρήση μετρονόμου, όλες οι επιμέρους μεταβάσεις είναι οριοθετημένες από τον εξεταστή. Πρόκειται για ένα 5 STS τεστ προκαθορισμένων χρονικών διαστημάτων (5 STS fix-time τεστ). Η ομοιότητα με το 5 STS τεστ έγκειται στο ότι ο εξεταζόμενος καλείται να πραγματοποιήσει 5 σηκώματα και καθίσματα ξανά στην καρέκλα. Η κίνηση χωρίζεται σε 10 επιμέρους φάσεις. Το ξεκίνημα της κάθε μιας από αυτές γίνεται μόνο όταν ακουστεί το ηχητικό σήμα. Η οδηγία προς τον εξεταζόμενο είναι να εκτελέσει μετάβαση Sit-to-Stand, είτε μετάβαση Stand-to-Sit αμέσως μόλις ακούσει το ηχητικό σήμα.

3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. Συμμετέχοντες

Δέκα υγιείς άνδρες ηλικίας ($32,9 \pm 3,81$ ετών) , ύψους ($1,80 \pm 0,05\text{m}$), σωματικού βάρους ($74,60 \pm 11,73$ kg) και δείκτη σωματικής μάζας [BMI] ($23,07 \pm 3,3$) υποβλήθηκαν σε ένα πρωτόκολλο ανύψωσης από την καθιστή στην όρθια θέση.

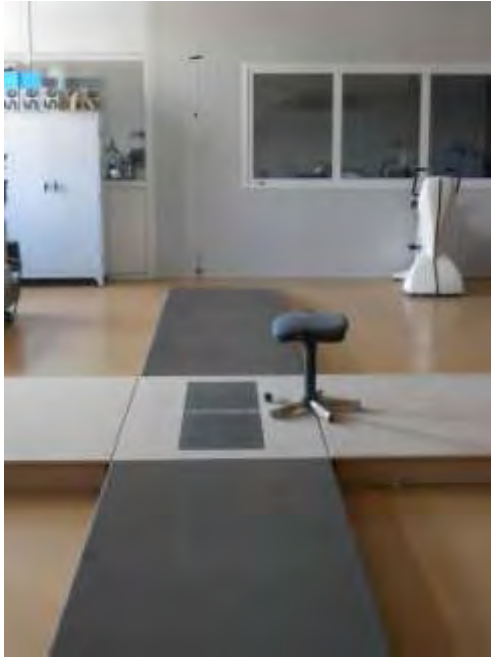
Μεθοδολογικά η ιδιαιτερότητα του πρωτοκόλλου μας ήταν ότι σε κάθε μια από τις ζητούμενες συνθήκες επιδιώκαμε την πραγματοποίηση πέντε διαδοχικών μεταβάσεων Sit-to-Stand-to-Sit.

3.2. Εξοπλισμός

Για τη συλλογή των κινητικών δεδομένων οι δοκιμασίες εκτελέστηκαν σε χώρο ελεύθερο περιμετρικά από κάθε είδους αντικείμενα σε ακτίνα 2,5 μέτρων. Η κίνηση εκτελέστηκε πάνω στο διάδρομο βάδισης. Συγχρόνως, καταγράφηκαν και τα κινηματικά δεδομένα της κίνησης με τη χρήση οπτικοηλεκτρονικού συστήματος VICON MX με 10 κάμερες των 4Mpixel (Oxford Metrics, Oxford, UK).



Το τρισδιάστατο μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε βασίστηκε σε αυτό του Davis με 16 ανακλαστήρες τοποθετημένους στην πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα, στην οπίσθια άνω λαγόνια άκανθα, πλάγια στο μέσο του μηρού, στο μηριαίο κόνδυλο, πλάγια στο μέσο της κνήμης, στον έξω σφυρό, στην έκφυση του Αχιλλείου τένοντα και στο πέμπτο μετατόρσιο άμφω και στα δύο κάτω άκρα. Η συχνότητα της δειγματοληψίας ήταν 500 Hz.



3.3. Κριτήρια αποκλεισμού από τη μελέτη

Σε όλους τους συμμετέχοντες δόθηκε ερωτηματολόγιο (**Παράρτημα 2**) στο οποίο κλήθηκαν να απαντήσουν για το επάγγελμά τους, τις καθημερινές τους δραστηριότητες, την ύπαρξη χρόνιων προβλημάτων υγείας και τη συχνότητα της αθλητικής δραστηριότητας σε εβδομαδιαία βάση. Ιδιαίτερη έμφαση δόθηκε στην ύπαρξη μυοσκελετικών προβλημάτων ή σε κάποιο παλαιότερο τραυματισμό στα κάτω άκρα ή τη σπονδυλική στήλη. Όλοι οι

εξεταζόμενοι ήταν υγιείς, δίχως κάποιο ιστορικό μυοσκελετικών τραυματισμών. Επίσης δεν έπασχαν από κάποιο χρόνιο νόσημα.

Οι μισοί από τους εξεταζόμενους αθλούταν με μέτρια άσκηση 2-4 φορές την εβδομάδα και οι άλλοι μισοί με κάποια έντονη άσκηση για 1-3 φορές την εβδομάδα.

Στο ερωτηματολόγιο **(Παράρτημα 2)** συμπληρώθηκαν από τον εξεταστή η ηλικία και κατόπιν μέτρησης τα βασικά σωματομετρικά (βάρος, ύψος). Μετρήθηκαν ακόμη το πλάτος των γονάτων άμφω, το πλάτος των ποδοκνημικών άμφω και το μήκος των κάτω άκρων άμφω. Κανείς από τους εξεταζόμενους δεν παρουσίασε κάποια μετρήσιμη ανισοσκελία ή κάποια διαφοροποίηση στο πλάτος των γονάτων και των ποδοκνημικών άμφω.

Όλοι οι συμμετέχοντες υπέγραψαν το «έντυπο συναίνεσης του δοκιμαζόμενου σε ερευνητική διαδικασία» της εσωτερικής επιτροπής δεοντολογίας του τμήματος ΤΕΦΑΑ του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Το έντυπο ήταν εναρμονισμένο με τον ακριβή τρόπο εκτέλεσης των μετρήσεων της συγκεκριμένης ερευνητικής μελέτης. **(Παράρτημα 1).**

3.4. Διαδικασία μετρήσεων

Πριν από την εκτέλεση του τεστ ο κάθε εξεταζόμενος τοποθετήθηκε στην καρέκλα από την οποία είχαν αφαιρεθεί η πλάτη και τα στηρίγματα των άνω άκρων. Υπήρχε η δυνατότητα ανύψωσης του καθίσματος και γινόταν προσαρμογή του ύψους ατομικά για τον κάθε εξεταζόμενο. Ο στόχος ήταν ο μηρός του εξεταζόμενου να βρίσκεται σε παράλληλη θέση ως προς τα δάπεδο της αίθουσας. Κατόπιν γνωστοποιούταν στον εξεταζόμενο ότι το δεξί του πέλμα έπρεπε να βρίσκεται εξολοκλήρου εντός του δεξιού δυναμοδαπέδου και αντιστοίχως ότι το αριστερό του πέλμα έπρεπε να βρίσκεται εξολοκλήρου εντός του

αριστερού δυναμοδαπέδου. Το κάθισμα μετακινούνταν εμπρός ούτως ώστε να καθίσταται εφικτή η τοποθέτηση αυτή.

Επιπλέον εξηγήθηκε στον εξεταζόμενο ότι μας ενδιαφέρονε οι 5 συνεχόμενες μεταβάσεις Sit-to-Stand-to-Sit και ότι το τεστ ξεκινάει με τον ίδιο καθιστό και ολοκληρώνεται με το πέρας των μεταβάσεων και πάλι στην καθιστή θέση. Διευκρινίστηκε ότι στο ξεκίνημα ειδικά η πλάτη θα έπρεπε να είναι σε καλή στάση που θα αποτρέπει τη δημιουργία θωρακικής κύφωσης και έντονης κάμψης εμπρός του κορμού. Σε κάθε ενδιάμεση επιστροφή στη θέση αυτή ο κορμός θα έπρεπε να έρχεται σε ορθή γωνία ως προς το πάτωμα για να θεωρείται πλήρης η κίνηση.

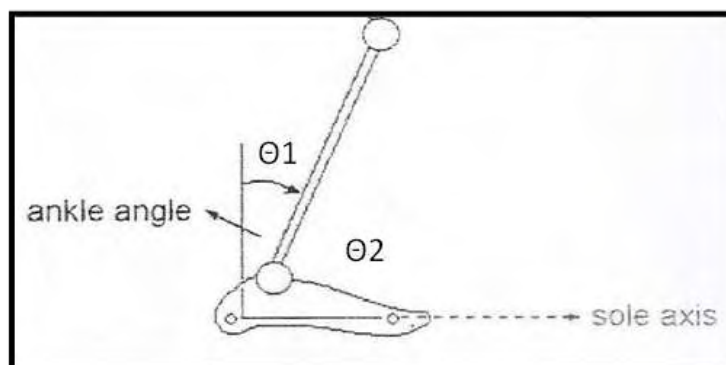


Τονίστηκε ακόμη ότι μετά τον τερματισμό της ανύψωσης θα έπρεπε να επιδιώξει τη στιγμιαία σταθεροποίηση του κορμού σε θέση που ο κορμός, οι μηροί και οι κνήμες θα βρίσκονται στην ίδια ευθεία, σε κάθετη γωνία ως προς το πάτωμα. Τονίστηκε ότι τα χέρια κατά τη διάρκεια των επαναλήψεων έπρεπε να βρίσκονται σταυρωμένα μπροστά από το στήθος. Κατά τη διάρκεια των 5 μεταβάσεων τα πόδια δεν έπρεπε να κινηθούν. Η οδηγία

για το άνοιγμα των ποδιών ήταν να είναι το σύνηθες που ο εξεταζόμενος χρησιμοποιεί στην καθημερινή πράξη.



Ιδιαίτερη βαρύτητα δόθηκε στη γωνία της ποδοκνημικής στο οβελιαίο επίπεδο που υπολογίστηκε πριν από το ξεκίνημα των προσπαθειών στις 10^0 για όλους τους εξεταζόμενους. Για την ακρίβεια με τη χρήση γωνιόμετρου μετρήθηκε η συμπληρωματική της γωνία στις 80^0 . Η γωνία της ποδοκνημικής $\Theta 1$ είναι η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του κατακόρυφου άξονα και του επιμήκους άξονα της κνήμης. Ενώ η μετρήσιμη $\Theta 2$ η γωνία ανάμεσα στο δάπεδο και στην κνήμη.



Για να εξυπηρετηθούν οι σκοποί της μελέτης επιλέχθηκαν 3 διαφορετικές ταχύτητες κίνησης των εξεταζόμενων. Μια γρήγορη ταχύτητα (fast), μια αργή ταχύτητα (slow) και μια πολύ αργή ταχύτητα κίνησης (very slow).

Στην πρώτη συνθήκη της «γρήγορης ταχύτητας» ο στόχος ήταν η εκτέλεση του 5 Sit-to-Stand τεστ με τη μέγιστη δυνατή ταχύτητα σύμφωνα με τον κλασικό ορισμό του 5 Sit-to-Stand, με μια μικρή αλλά ουσιαστική διαφορά. Η διαφοροποίηση ήταν ότι τονίστηκε στους εξεταζόμενους ότι έπρεπε η κίνηση να ξεκινάει με ορθή γωνία της πλάτης ως προς το πάτωμα. Επίσης αντίστοιχη διευκρίνιση έγινε για τη σημασία του σωστού τερματισμού της φάσης ανόδου. Οι εξεταζόμενοι έπρεπε να ολοκληρώσουν πλήρως την άνοδο και να ακινητοποιηθούν στιγμιαία στο υψηλότερο σημείο με το σώμα σε κάθετη θέση ως προς το πάτωμα. Συνεπώς για την πραγματοποίηση της εξέτασης δεν επιλέξαμε να χρησιμοποιήσουμε κάποιο βοηθητικό ηχητικό σήμα, αφού δεν εξυπηρετούσε κάτι. Διευκρινίστηκαν τα πιο πάνω και μετά από κάποια δοκιμή σωστής εκτέλεσης και σωστής τοποθέτησης των ανακλαστήρων πραγματοποιήθηκε η εγγραφή.



Στη συνθήκη της «πολύ αργής ταχύτητας» ο στόχος ήταν να πραγματοποιηθούν τα 5 Sit-to-Stand-to-Sit με όσο το δυνατόν πιο αργή ταχύτητα γινόταν. Η ομάδα ελέγχου αποτελούνταν από νέους υγιείς ανθρώπους με φυσιολογικό BMI. Από τις δοκιμές

διαπιστώσαμε ότι κάποιοι από αυτούς ήταν σε θέση να πραγματοποιήσουν το κάθε μεμονωμένο τμήμα της κίνησης σε 4-5 δευτερόλεπτα. Για να τηρηθεί η προϋπόθεση της σωστής ολοκλήρωσης του κάθε τμήματος της κίνησης, επιλέχθηκε ως χρόνος πραγματοποίησης της κάθε μετάβασης ανόδου ή καθόδου τα 6 δευτερόλεπτα. Χρησιμοποιήθηκε μετρονόμος με ρύθμιση στα 10 beat/min και 2 beat per cycle, δηλαδή 1 beat/ 6 sec.

Στη συνθήκη της «αργής ταχύτητας» ο επιδιωκόμενος χρόνος εκτέλεσης της κάθε μετάβασης ήταν τα 2 - 2,5 sec. Εδώ συναντήσαμε τις μεγαλύτερες δυσκολίες για να εξασφαλιστεί η σωστή στρατηγική κίνησης. Ήταν δύσκολο για όλες τις 10 επιμέρους μεταβάσεις να διατηρεί σταθερό ρυθμό ο εξεταζόμενος, δίχως να «ξαφνιάζεται» από τον ήχο του μετρονόμου. Μετά τις δοκιμές επιλέχθηκε διπλό χτύπημα του μετρονόμου για τη φάση ανόδου και επίσης διπλό για τη φάση καθόδου. Η ρύθμιση ήταν 30 beat/ min και 4 beat per cycle, με τον ήχο ίδιο στο 1^ο και 3^ο χτύπημα, όπως και στο 2^ο – 4^ο χτύπημα. Ο σκοπός για την ακολουθία της κίνησης ήταν ο εξής. Με το 1^ο χτύπημα ο εξεταζόμενος ξεκινούσε να κινητοποιεί την πλάτη του και να είναι απολύτως έτοιμος για ξεκίνημα ανόδου. Με το 2^ο χτύπημα η άνοδος ξεκινούσε. Γνώριζε τον χρόνο των 2 δευτερολέπτων και επιδίωκε στο τέλος του να ολοκλήρωνε τη φάση ανόδου. Με το 3^ο χτύπημα φρόντιζε να ετοιμάζεται για την κάθοδο που θα ακολουθήσει. Ακόμη και αν τη στιγμή που ηκούσε το τρίτο χτύπημα ολοκλήρωνε την άνοδο, γνώριζε ότι είχε 2 ακόμη δευτερόλεπτα για να ξεκινήσει η κάθοδος. Με το 4^ο χτύπημα η κάθοδος ξεκινούσε.... αυτή η ακολουθία επέτρεψε η συνθήκη της «αργής ταχύτητας» να εκτελεστεί στα επιθυμητά πλαίσια.

Η διαδικασία της μέτρησης ακολουθήθηκε κατά τον ίδιο τρόπο σε όλους τους εξεταζόμενους. Αρχικά μετά από μια γνωριμία με το χώρο του εργαστηρίου ακολουθούσε η μέτρηση των σωματομετρικών του χαρακτηριστικών. Ακολουθούσε η αρχική εξοικείωση με το κάθισμα και η ρύθμιση του ύψους του, επεξήγηση της διαδικασίας του 5 Sit-to-Stand-to-

Sit και όλες οι λεπτομέρειες σχετικά με τον τρόπο εκτέλεσης του που αναφέρθηκαν παραπάνω. Επιπλέον δόθηκε η οδηγία να προσπαθούν να επικεντρωθούν στα δεδομένα των χρονικών απαιτήσεων της κάθε μεμονωμένης μετάβασης, χωρίς να μετράνε αριθμό μεταβάσεων. Συχνά οι εξεταζόμενοι πραγματοποιούσαν 1 ή 2 παραπάνω των 5 κύκλων Sit-to-Stand-to-Sit σε κάθε δεδομένη ταχύτητα. Έτσι αποφεύχθηκε η ακούσια αλλαγή της στρατηγικής εκτέλεσης κατά την τελευταία μετάβαση που θα ήταν πολύ πιθανό να συμβεί αν ήταν απολύτως αναμενόμενο το τέλος της κάθε συνθήκης ταχύτητας.

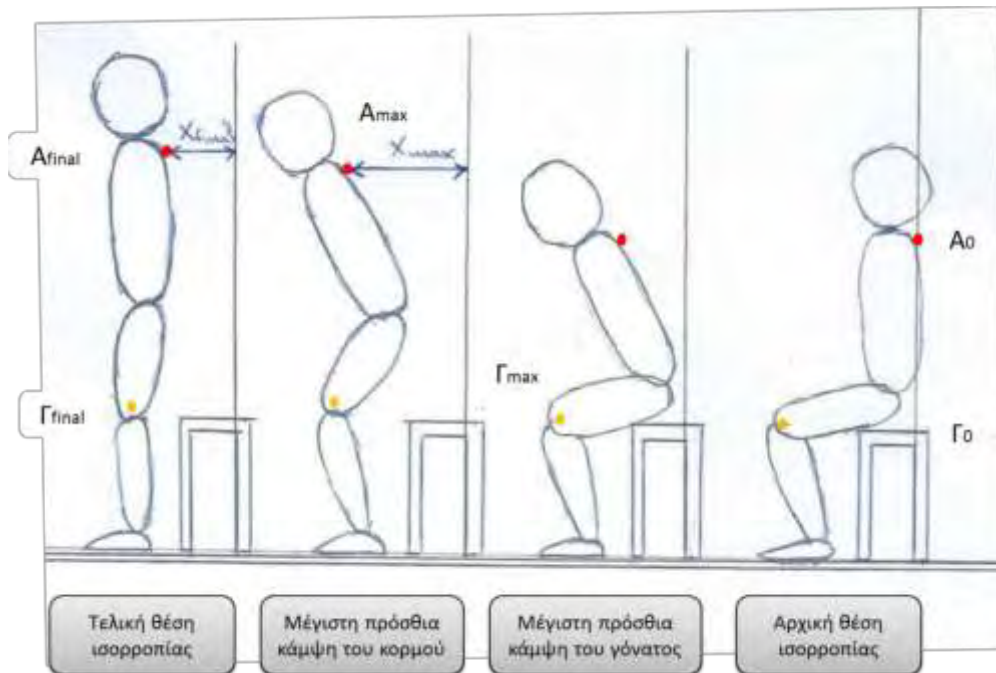
Ακολουθούσε η τοποθέτηση των ανακλαστήρων και ο δοκιμαστικός έλεγχος της σωστής τοποθέτησής τους. Προσεχτικός έλεγχος της θέσης των ποδιών ούτως ώστε να πατάει το κάθε πέλμα στο εσωτερικό ενός από τα δυναμοδάπεδα, με το μηρό παράλληλο προς το έδαφος και την γωνία της ποδοκνημικής στις 10^0 .

Συνεπώς η αλληλουχία όλων των σταδίων της εξέτασης περιγράφεται παρακάτω. Αρχικά δίδονταν οι οδηγίες για το 5 Sit-to-Stand-to-Sit της γρήγορης ταχύτητας. Ακολουθούσε η δοκιμή και τέλος η πραγματοποίηση της επίσημης μέτρησης. Μετά ακολουθούσε ξεκούραση και οδηγίες για το 5 Sit-to-Stand-to-Sit της αργής ταχύτητας. Δοκιμή κατανόησης τρόπου εκτέλεσης και αναγνώριση της επιθυμητής αργής ταχύτητας. Πραγματοποίηση του 5 Sit-to-Stand-to-Sit αργής. Χρόνος για ξεκούραση. Οδηγίες για το 5 Sit-to-Stand-to-Sit της πολύ αργής ταχύτητας. Δοκιμή κατανόησης του τρόπου εκτέλεσης. Πραγματοποίηση του 5 Sit-to-Stand-to-Sit της πολύ αργής ταχύτητας.

3.5. Οι φάσεις της κίνησης (Άνοδος – Κάθοδος)

Αρχικά στο Sit-to-Stand πραγματοποιείται πρόσθια κάμψη του κορμού και μετά ακολουθεί η ανύψωση ως και την τελική θέση ισορροπίας. Στην προσπάθειά μας να μελετήσουμε το βαθμό της κάμψης της πλάτης και το πώς επηρεάζεται από την ταχύτητα, τοποθετούμε ένα επιπλέον ανακλαστήρα στο Θ1 θωρακικό σπόνδυλο. Ταυτόχρονα ο

ανακλαστήρας του μηριαίου κονδύλου θα χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της κίνησης του γόνατος.

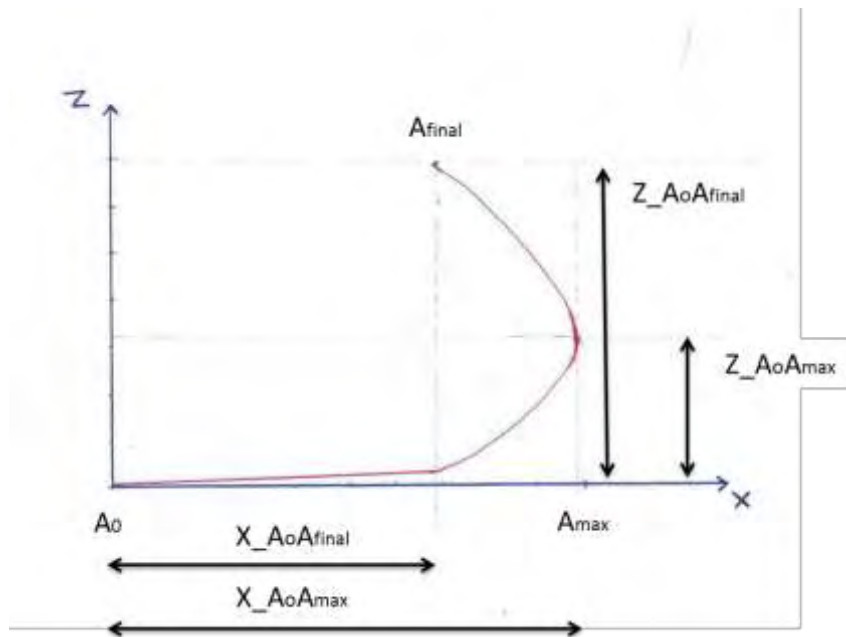


Κατά την ανύψωση οι ανακλαστήρες στο Θ_1 και στο μηριαίο κόνδυλο, μετατοπίζονται τόσο κατά τον οριζόντιο άξονα X , όσο και κατά τον κατακόρυφο άξονα Z . Ονομάζουμε A_0 τη θέση του ανακλαστήρα του κορμού στην αρχική θέση ισορροπίας, στο κάθισμα με τον κορμό σε ορθή γωνία ως προς το πάτωμα. Σε κάποια δεδομένη στιγμή κατά την ανύψωση επιτυγχάνεται η μέγιστη πρόσθια κάμψη του κορμού στη θέση A_{max} , κατόπιν η πρόσθια μετατόπιση μειώνεται ενώ ο κορμός φτάνει στην τελική θέση ισορροπίας A_{final} . Κατά την κάθοδο ο κορμός πραγματοποιεί και πάλι ένα βαθμό πρόσθιας κάμψης και έστω A_{max} η θέση που αντιστοιχεί στη μέγιστη κάμψη στον άξονα X .

Αντιστοίχως με τον κορμό και το γόνατο μετατοπίζεται κατά την πραγματοποίηση του Sit-to-Stand-to-Sit. Έστω Γ_0 η αρχική θέση του γόνατος, Γ_{max} η θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης κατά την άνοδο, Γ_{final} η τελική θέση ισορροπίας και Γ η θέση που

αντιστοιχεί στη στιγμή που κατά την κάθοδο ο κορμός επιτυγχάνει τη μέγιστη πρόσθια κάμψη.

Λαμβάνοντας υπόψη μας τα σημεία που ορίσαμε και τη μετατόπιση στους άξονες X και Z μπορούμε εμπειρικά να σχεδιάσουμε μια γραφική παράσταση που αφορά κατά κύριο λόγο τη μετατόπιση του σημείου $\Theta 1$.



Σχηματικά απεικονίζονται τα διαστήματα ανάμεσα στα κρίσιμα σημεία που αναφέρθηκαν πιο πάνω. Έτσι για τον κορμό αυτά θα είναι η απόσταση από την αρχική θέση ως τη θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης κατά την άνοδο ($X_{A_0A_{max}}$), η απόσταση αρχικής-τελικής θέσης ισορροπίας ($X_{A_0A_{final}}$) και η απόσταση αρχικής θέσης με τη θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης κατά την κάθοδο ($X_{A_0A_{max}}$). Σημαντική επίσης είναι η αναλογία $X_{(A_0A_{max} / A_0A_{final})} * 100$ η οποία πιο εύκολα κάνει αντιληπτό το βαθμό της κάμψης του κορμού. Ταυτόχρονα κατά τον άξονα Z προκύπτουν οι ανυψώσεις $Z_{A_0A_{max}}$, $Z_{A_0A_{final}}$ κατά την άνοδο και $Z_{A_0A_{max}}$ κατά την κάθοδο.

Οι μετατοπίσεις του γόνατος ως ένα βαθμό ακολουθούν αυτές της πλάτης. Η γραφική της εικόνας 11 δεν αντιπροσωπεύει τη μετατόπιση του ανακλαστήρα του μηριαίου κονδύλου. Επιπλέον ακόμη και η ελάχιστη διαφοροποίηση στις γωνίες και στη θέση των πελμάτων επηρεάζει την ήδη μικρή ανύψωση του συγκεκριμένου ανακλαστήρα. Δεν θα σταθούμε λοιπόν στις ανυψώσεις στον άξονα Z. Προκύπτουν όμως επί τον άξονα X τα αντίστοιχα κρίσιμα διαστήματα $X_{\Gamma_0\Gamma_{\max}}$ και $X_{\Gamma_0\Gamma_{\text{final}}}$ που αφορούν τις μετατοπίσεις του γόνατος κατά την άνοδο, καθώς και το διάστημα $X_{\Gamma_0\Gamma}$ που μετράει κατά την κάθοδο την απόσταση του γόνατος από την αρχική του θέση ισορροπίας Γ_0 τη στιγμή που ο κορμός βρίσκεται στη θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης.

3.6. Ανάλυση των δεδομένων

Για καθεμιά από τις 3 ταχύτητες γρήγορη (fast), αργή (slow) και πολύ αργή (very slow) οι εξεταζόμενοι πραγματοποίησαν 5 διαδοχικές μεταβάσεις. Από τη θέση ισορροπίας ανύψωση και ξανά επιστροφή στη θέση ισορροπίας. Σε όλες αυτές τις μεταβάσεις υπολογίστηκαν τα πιο πάνω κρίσιμα σημεία και οι μεταξύ τους αποστάσεις. Στη συνέχεια υπολογίστηκε ο μέσος όρος των αντίστοιχων 5 τιμών για κάθε ένα από τα επί μέρους διαστήματα. Οι τελικοί μέσοι όροι είναι αυτοί που χρησιμοποιήθηκαν για τη στατιστική ανάλυση.

Οι άξονες κίνησης όπως αναφέρθηκε ορίστηκαν ώστε ο X να αντιστοιχεί στο οβελιαίο επίπεδο, ο Y στο μετωπιαίο και ο Z στο εγκάρσιο επίπεδο.

3.7. Στατιστική ανάλυση

Οι μέσοι όροι όλων των τιμών που προέκυψαν από τη εμβιομηχανική ανάλυση υποβλήθηκαν σε στατιστική επεξεργασία με το πακέτο SPSS 18.0 για Windows.

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του κορμού που σχετίζονται με την άνοδο

Μελετήσαμε πως επηρεάζει η διαφορετική ταχύτητα της κίνησης τα διαστήματα $X_{A_0A_{max}}$, $X_{A_0A_{final}}$ και την αναλογία $X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$ επί του άξονα X που αφορά την πρόσθια μετατόπιση, καθώς και για τα διαστήματα $Z_{A_0A_{max}}$, $Z_{A_0A_{final}}$ επί του άξονα Z. Σε όλες τις περιπτώσεις εκτελέστηκε ανάλυση διακύμανσης (one-way repeated measures ANOVA) με ένα επαναλαμβανόμενο παράγοντα (ταχύτητα) για να εξεταστούν οι μεταβολές στα αντίστοιχα κάθε φορά διαστήματα.

Πίνακας 1. Σύγκριση μετατοπίσεων Θ1 στην άνοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VS ∞ S	VS ∞ F	S ∞ F
ΚΟΡΜΟΣ - ΑΝΟΔΟΣ				
1	$X_{A_0A_{max}}$	0,128	0,000*	0,002*
2	$X_{A_0A_{final}}$	1,000	0,007*	0,021*
3	$X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$	0,003*	0,000*	0,039*
4	$Z_{A_0A_{max}}$	0,657	0,550	0,492
5	$Z_{A_0A_{final}}$	0,227	0,155	0,470

Πίνακας 2. Τιμές μετατοπίσεων Θ1 στην άνοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VERYSLOW	SLOW	FAST
ΚΟΡΜΟΣ - ΑΝΟΔΟΣ				
1	$X_{A_0A_{max}}$	599,2 ± 74,6	558,9* ± 74,6	451,4* ± 66,7
2	$X_{A_0A_{final}}$	425,7 ± 38,1	432,0* ± 55,9	373,4* ± 48,5
3	$X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$	140,7* ± 12,0	129,7* ± 10,5	120,8* ± 7,8
4	$Z_{A_0A_{max}}$	179,2 ±	190,6 ± 54,1	205,2 ± 42,1
5	$Z_{A_0A_{final}}$	400,8 ± 29,2	405,5 ± 34,8	411,5 ± 31,3

4.2. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του γόνατος που σχετίζονται με την άνοδο.

Αντιστοίχως εκτελέστηκε ανάλυση διακύμανσης (one-way repeated measures ANOVA) με τον επαναλαμβανόμενο παράγοντα (ταχύτητα) για να εξετάσουμε τις μεταβολές στα διαστήματα $X_{\Gamma_0\Gamma_{\max}}$ και $X_{\Gamma_0\Gamma_{\text{final}}}$ που αφορούν τις μετατοπίσεις του γόνατος κατά την άνοδο.

Πίνακας 3. Σύγκριση μετατοπίσεων Γόνατος στην άνοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VS ∞ S	VS ∞ F	S ∞ F
ΓΟΝΑΤΟ - ΑΝΟΔΟΣ				
1	$X_{\Gamma_0\Gamma_{\max}}$	1,000	0,122	0,273
2	$X_{\Gamma_0\Gamma_{\text{final}}}$	0,060	0,543	1,000

Πίνακας 4. Τιμές μετατοπίσεων Γόνατος στην άνοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VERYSLOW	SLOW	FAST
ΓΟΝΑΤΟ - ΑΝΟΔΟΣ				
1	$X_{\Gamma_0\Gamma_{\max}}$	49,2 ± 16,3	49,9 ±	62,1 ±
2	$X_{\Gamma_0\Gamma_{\text{final}}}$	-45,8 ±	-31,3 ±	-24,3 ± 44,7

4.3. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του κορμού που σχετίζονται με την κάθοδο

Κατά την κίνηση της καθόδου μελετήσαμε πως επηρεάζει η διαφορετική ταχύτητα της κίνησης τα διαστήματα $X_{A_0A_{max}}$, την αναλογία $X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$ επί του άξονα X που αφορά την πρόσθια μετατόπιση, καθώς και για το διάστημα $Z_{A_0A_{max}}$ επί του άξονα Z. Σε όλες τις περιπτώσεις εκτελέστηκε ανάλυση διακύμανσης (one-way repeated measures ANOVA) με ένα επαναλαμβανόμενο παράγοντα (ταχύτητα) για να εξεταστούν οι μεταβολές στα αντίστοιχα κάθε φορά διαστήματα.

Πίνακας 5. Σύγκριση μετατοπίσεων Θ1 στην κάθοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VS ∞ S	VS ∞ F	S ∞ F
ΚΟΡΜΟΣ - ΚΑΘΟΔΟΣ				
1	$X_{A_0A_{max}}$	1,000	0,002*	0,013*
2	$X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$	0,149	0,846	1,000
3	$Z_{A_0A_{max}}$	0,927	0,694	0,574

Πίνακας 6. Τιμές μετατοπίσεων Θ1 στην κάθοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VERYSLOW	SLOW	FAST
ΚΟΡΜΟΣ - ΚΑΘΟΔΟΣ				
1	$X_{A_0A_{max}}$	581,6 ± 80,8	564,3* ± 84,3	477,78* ± 44,8
2	$X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$	136,6 ± 14,6	130,7 ±	129,1 ±
3	$Z_{A_0A_{max}}$	191,3 ±	192,8 ± 54,1	202,4 ± 31,6

4.4. Αποτελέσματα στις μετατοπίσεις του γόνατος που σχετίζονται με την κάθοδο.

Κατά την κάθοδο, στη θέση A_{max} που ο κορμός βρίσκεται σε μέγιστη κάμψη, βρίσκουμε την απόσταση Γ του γόνατος από την αρχική του θέση ισορροπίας Γ_0 . Προκύπτει συνεπώς το διάστημα $X_{\Gamma_0\Gamma}$ για τη μετατόπιση του γόνατος. Εκτελέστηκε ανάλυση διακύμανσης (one-way repeated measures ANOVA) με τον επαναλαμβανόμενο παράγοντα (ταχύτητα) για να εξετάσουμε τις μεταβολές στο διάστημα $X_{\Gamma_0\Gamma}$.

Πίνακας 7. Σύγκριση μετατοπίσεων Γόνατος στην κάθοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VS ∞ S	VS ∞ F	S ∞ F
ΓΟΝΑΤΟ - ΚΑΘΟΔΟΣ				
1	$X_{\Gamma_0\Gamma}$	0,178	0,018*	1,000

Πίνακας 8. Τιμές μετατοπίσεων Γόνατος στην κάθοδο

	ΜΕΤΡΗΣΗ	VERYSLOW	SLOW	FAST
ΓΟΝΑΤΟ - ΚΑΘΟΔΟΣ				
1	$X_{\Gamma_0\Gamma}$	5,8 ± 25,3	20,4*	25,2 ±

5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Συνοψίζοντας λοιπόν τα συμπεράσματα από τις αναλύσεις με το SPSS όλων των μετρήσεων των εξεταζόμενων, γίνεται εμφανές ότι η διαφορετική ταχύτητα κίνησης κατά την εκτέλεση Sit-to-Stand επηρεάζει τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης. Αυτό γίνεται πιο εύκολα αντιληπτό με τη χρήση της επί τις εκατό αναλογίας $X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$. Η αναλογία αυτή εκφράζει τη μετατόπιση του κορμού από το αρχικό σημείο A_0 στο σημείο A_{max} της μέγιστης πρόσθιας κάμψης κατά την άνοδο, σε σχέση με τη μετατόπιση από την αρχική θέση ισορροπίας A_0 στην τελική θέση ισορροπίας A_{final} . Συνεπώς η αναλογία αυτή μας δίνει ένα άμεσο αποτέλεσμα για το βαθμό της πρόσθιας κάμψης του κορμού. Όπως αναφέραμε για τις μετρήσεις των διαστημάτων αυτών χρησιμοποιήθηκε ο ανακλαστήρας $\Theta 1$, που τοποθετήθηκε στο επίπεδο του 1^{ου} θωρακικού σπονδύλου. Ενδεικτικά στις μετρήσεις μας η αναλογία αυτή ήταν για την πολύ αργή ταχύτητα 140,7% , για την αργή ταχύτητα 129,7% και για τη γρήγορη ταχύτητα 120,8%. Η επίδραση της διαφορετικής ταχύτητας ήταν στατιστικώς σημαντική με $F(2,8) = 37,63, p < .001$. Επιπλέον η εξέταση των ζευγαρωτών συγκρίσεων έδειξε ότι υπήρχαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της πολύ αργής ταχύτητας και της αργής, της πολύ αργής και της γρήγορης αλλά και της αργής και της γρήγορης (Πίνακας 1).

Ο δευτερεύον σκοπός της έρευνας μας ήταν να διερευνηθεί η συμμετοχή της κίνησης του γόνατος και της κίνησης του κορμού στη διαμόρφωση της επιλεγμένης στρατηγικής τόσο κατά την ανύψωση όσο και κατά το κάθισμα εκ νέου στην καρέκλα. Με άλλα λόγια να διαπιστωθεί ποιος είναι ο κύριος ρυθμιστής της επιλεγμένης στρατηγικής τόσο για το ανέβασμα όσο και για το κατέβασμα.

Κατά την άνοδο σε όλα τα κρίσιμα διαστήματα που σχετίζονται με τον κορμό $X_{A_0A_{max}}$, $X_{A_0A_{final}}$ και στην αναλογία $X_{(A_0A_{max}/A_0A_{final})} * 100$ που προκύπτει από αυτά, υπάρχουν στατιστικώς σημαντικές διαφορές ανάλογα με την ταχύτητα της κίνησης (ΠΙΝΑΚΑΣ 1). Όσο η ταχύτητα γίνεται μεγαλύτερη, η πρόσθια κάμψη του κορμού μικραίνει. Η ανάλυση των αντίστοιχων

διαστημάτων $X_{\Gamma_0\Gamma_{max}}$ και $X_{\Gamma_0\Gamma_{final}}$ για το γόνατο, μας δείχνει ότι για την τελική θέση, παρατηρείται οριακά μη στατιστικώς σημαντική επίδραση με $p=0,079$, ενώ στη θέση $X_{\Gamma_0\Gamma_{max}}$ της μέγιστης πρόσθιας κάμψης κατά την άνοδο δεν παρατηρείται στατιστικώς σημαντική επίδραση. Συνεπώς κατά την άνοδο η συνειδητή επιλογή του κάθε εξεταζόμενου για την κίνηση του κορμού είναι αυτή που καθορίζει και τη στρατηγική της κίνησης. Το γόνατο ακολουθεί αρχικά με πρόσθια μετατόπιση την κίνηση του κορμού, δεν ακολουθεί όμως μέχρι και τη θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης του. Άρα ο ρόλος του φαίνεται να είναι απλώς επικουρικός στη διαμόρφωση στρατηγικής ανόδου, η οποία δείχνει να διαμορφώνεται εξ ολοκλήρου από τον κορμό.

Κατά την κάθοδο η κρίσιμη θέση είναι η A_{max} , δηλαδή η μέγιστη πρόσθια κάμψη του κορμού και η θέση Γ στην οποία την ίδια στιγμή βρίσκεται το γόνατο. Η ανάλυση διακύμανσης για μεταβολές στα διαστήματα $X_{A_0A_{max}}$ και $X_{\Gamma_0\Gamma}$ δείχνει ότι και στα δύο υπάρχουν στατιστικώς σημαντικές διαφορές για διαφορετικές ταχύτητες κίνησης. Δηλαδή στην κάθοδο το γόνατο ακολουθεί την κίνηση του κορμού μέχρι και τη θέση της μέγιστης πρόσθιας κάμψης. Συνεπώς στην επιλογή της στρατηγικής κατά το κατέβασμα, το γόνατο παίζει εξίσου σημαντικό ρόλο με τον κορμό.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑ

Καταλήξαμε συνεπώς στο συμπέρασμα ότι ο ρυθμιστής της στρατηγικής στην άνοδο είναι ο κορμός, ενώ στην κάθοδο το ρόλο αυτό μοιράζονται ο κορμός με το γόνατο. Ας αναλύσουμε τις προεκτάσεις αυτών των συμπερασμάτων στην κλινική πράξη. Καταρχήν ας πάρουμε την περίπτωση ενός ατόμου με προβλήματα στα γόνατα, όπως π.χ. οστεοαρθρίτιδα. Σίγουρα κάποιος αιφνίδιος πόνος στα γόνατα, ειδικά αν συμβεί σε θέση με έντονη κάμψη του κορμού κατά την ανύψωση, μπορεί να οδηγήσει σε πτώση. Όμως ο ρυθμιστής της κίνησης και της κάμψης είναι ο κορμός άρα έχει τη δυνατότητα να τροποποιήσει το βαθμό της πρόσθιας κάμψης άμεσα. Βέβαια ο βαθμός της ικανότητας αυτής της άμεσης ανταπόκρισης θα εξαρτηθεί και από την ικανότητα παραγωγής μυϊκής ισχύος από τα κάτω άκρα. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό γιατί η μετατροπή της στρατηγικής ανύψωσης από σταθεροποιητική σε στρατηγική μεταφοράς της ορμής απαιτεί μεγαλύτερη δύναμη από τα κάτω άκρα. Συνεπώς όποιος γνωρίζει ότι έχει κάποιο ορθοπαιδικό πρόβλημα στα κάτω άκρα που μπορεί να οδηγήσει σε αιφνίδιο πόνο στα γόνατα και παράλληλα έχει μειωμένη μυϊκή ισχύ, καλό θα ήταν να χρησιμοποιεί κάποιο μέσο στήριξης για υποβοήθηση κατά την άνοδο.

Στην κάθοδο όμως τα πράγματα γίνονται πιο σύνθετα. Το γόνατο παίζει εξίσου σημαντικό ρόλο με την πλάτη στη διαμόρφωση της στρατηγικής καθόδου. Συνεπώς ένας αιφνίδιος πόνος στα κάτω άκρα είναι πολύ πιθανό να οδηγήσει σε μια απότομη πτώση. Εδώ ο πάσχων δεν έχει τη δυνατότητα άμεσα να επιστρατεύσει κάποια βοηθητική στρατηγική για να αποφύγει την πτώση. Μια αιφνίδια πτώση ακόμη και από αυτή τη θέση σε ενήλικες με σοβαρή οστεοπόρωση και σε νεότερους χειρουργημένους στους μηρούς, τα γόνατα ή τις κνήμες, μπορεί να οδηγήσει σε κάποιο κάταγμα στα ισχία ή σε επανακάταγμα με επικίνδυνες επιπλοκές. Συνεπώς η χρήση κάποιου μέσου στήριξης όπως περιπατητήρας ή μπαστούνι ή τα στηρίγματα του καθίσματος είναι απολύτως αναγκαία για την προστασία του ατόμου.

Μελλοντικά θα μπορούσε η έρευνα να συνεχιστεί και σε ενήλικες. Έτσι θα μελετηθούν με ακρίβεια οι στρατηγικές που οι ενήλικες χρησιμοποιούν τόσο για την ανύψωση όσο και για το κάθισμα εκ νέου στην καρέκλα. Επιπλέον θα διερευνηθεί υπό διαφορετικές συνθήκες ο ρόλος του γόνατος και της πλάτης ως ρυθμιστές της στρατηγικής. Ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα θα είναι και η μελέτη νέων με μυοσκελετικά προβλήματα στα κάτω άκρα.

7. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

(2001). Disability and Health.

Alexander, N. B., A. T. Galecki, et al. (2000). "Chair and bed rise performance in ADL-impaired congregate housing residents." Journal of the American Geriatrics Society **48**(5): 526-533.

Alexander, N. B., A. B. Schultz, et al. (1997). "Muscle strength and rising from a chair in older adults." Muscle & nerve. Supplement **5**: S56-59.

Alexander, N. B., A. B. Schultz, et al. (1991). "Rising from a chair: Effects of age functional ability on performance biomechanics." Journals of Gerontology **46**(3): M91-98.

Anan, M., T. Ibara, et al. (2012). "The clarification of the strategy during sit-to-stand motion from the standpoint of mechanical energy transfer." Journal of Physical Therapy Science **24**(3): 231-236.

Andriacchi, T. P., J. O. Galante, et al. (1982). "The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing." Journal of Bone and Joint Surgery - Series A **64**(9): 1328-1335.

Aoyagi, Y. and R. J. Shephard (1992). "Aging and muscle function." Sports Medicine **14**(6): 376-396.

Arborelius, U. P., P. Wretenberg, et al. (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.

Arjmand, N., A. Shirazi-Ad, et al. (2008). "Relative efficiency of abdominal muscles in spine stability." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering **11**(3): 291-299.

Bahrani, F., R. Riener, et al. (2000). "Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects." Clinical Biomechanics **15**(2): 123-133.

Bautmans, I., M. Lambert, et al. (2004). "The six-minute walk test in community dwelling elderly: Influence of health status." BMC Geriatrics **4**: 1-9.

Bloem, B. R., V. V. Valkenburg, et al. (2001). "The Multiple Tasks Test: Development and normal strategies." Gait and Posture **14**(3): 191-202.

Bohannon, R. W. (2011). "Test-retest reliability of the five-repetition sit-to-stand test: A systematic review of the literature involving adults." Journal of Strength and Conditioning Research **25**(11): 3205-3207.

Bohannon, R. W. (1997). "Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: Reference values and determinants." Age and Ageing **26**(1): 15-19.

Bohannon, R. W. (2006). "Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: A Descriptive meta-analysis of data from elders." Perceptual and Motor Skills **103**(1): 215-222.

Bohannon, R. W. (2011). "Five-repetition sit-to-stand test: Usefulness for older patients in a home-care setting." Perceptual and Motor Skills **112**(3): 803-806.

Bohannon, R. W. (2012). "Measurement of sit-to-stand among older adults." Topics in Geriatric Rehabilitation **28**(1): 11-16.

Bohannon, R. W., S. R. Barreca, et al. (2008). "Documentation of daily sit-to-stands performed by community-dwelling adults." Physiotherapy Theory and Practice **24**(6): 437-442.

Bohannon, R. W., D. J. Bubela, et al. (2010). "Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span." Isokinetics and Exercise Science **18**(4): 235-240.

Bohannon, R. W., J. Smith, et al. (1995). "Deficits in lower extremity muscle and gait performance among renal transplant candidates." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **76**(6): 547-551.

Boonstra, M. C., P. J. A. Schwering, et al. (2010). "Sit-to-stand movement as a performance-based measure for patients with total knee arthroplasty." Physical Therapy **90**(2): 149-156.

Brunt, D., B. Greenberg, et al. (2002). "The effect of foot placement on sit to stand in healthy young subjects and patients with hemiplegia." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **83**(7): 924-929.

Cameron, D. M., R. W. Bohannon, et al. (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**(3): 159-164.

Choy, N. L., S. Brauer, et al. (2003). "Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years." Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences **58**(6): 525-530.

Cincura, C., O. M. Pontes-Neto, et al. (2009). "Validation of the National Institutes of Health Stroke Scale, modified Rankin Scale and Barthel Index in Brazil: The role of cultural adaptation and structured interviewing." Cerebrovascular Diseases **27**(2): 119-122.

Coghlin, S. S. and B. J. McFadyen (1994). "Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects." Clinical Biomechanics **9**(2): 85-92.

Csuka, M. and D. J. McCarty (1985). "Simple method for measurement of lower extremity muscle strength." The American Journal of Medicine **78**(1): 77-81.

Dall, P. M. and A. Kerr (2010). "Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults." Applied Ergonomics **41**(1): 58-61.

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.

Duclos, C., S. Nadeau, et al. (2008). "Lateral trunk displacement and stability during sit-to-stand transfer in relation to foot placement in patients with hemiparesis." Neurorehabilitation and Neural Repair **22**(6): 715-722.

Eriksrud, O. and R. W. Bohannon (2003). "Relationship of knee extension force to independence in sit-to-stand performance in patients receiving acute rehabilitation." Physical Therapy **83**(6): 544-551.

Etnyre, B. and D. Q. Thomas (2007). "Event standardization of sit-to-stand movements." Physical Therapy **87**(12): 1651-1666.

Farquhar, S. J., D. S. Reisman, et al. (2008). "Persistence of altered movement patterns during a sit-to-stand task 1 year following unilateral total knee arthroplasty." Physical Therapy **88**(5): 567-579.

Fleckenstein, S. J., R. L. Kirby, et al. (1988). "Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing." Journal of Biomechanics **21**(11): 915-918.

- Fox, K. M., G. Felsenthal, et al. (1996). "A portable neuromuscular function assessment for studying recovery from hip fracture." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **77**(2): 171-176.
- Ghanavati, T., M. J. Shaterzadeh Yazdi, et al. (2012). "Functional balance in elderly with diabetic neuropathy." Diabetes Research and Clinical Practice **96**(1): 24-28.
- Gilleard, W., J. Crosbie, et al. (2008). "A longitudinal study of the effect of pregnancy on rising to stand from a chair." Journal of Biomechanics **41**(4): 779-787.
- Gillette, J. C. and C. A. Stevermer (2006). "Optimization of foot placement for individuals with total knee replacements during sit-to-stand transfers." Biomedical Sciences Instrumentation **42**: 524-529.
- Gillette, J. C. and C. A. Stevermer (2012). "The effects of symmetric and asymmetric foot placements on sit-to-stand joint moments." Gait and Posture **35**(1): 78-82.
- Gross, M. M., P. J. Stevenson, et al. (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.
- Guralnik, J. M., E. M. Simonsick, et al. (1994). "A short physical performance battery assessing lower extremity function: Association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission." Journals of Gerontology **49**(2): M85-M94.
- Hamel, K. A. and P. R. Cavanagh (2004). "Stair Performance in People Aged 75 and Older." Journal of the American Geriatrics Society **52**(4): 563-567.
- Hesse, S., M. Schauer, et al. (1994). "Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects." Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine **26**(3): 161-166.
- Himann, J. E., D. A. Cunningham, et al. (1988). "Age-related changes in speed of walking." Medicine and Science in Sports and Exercise **20**(2): 161-166.
- Hortobágyi, T., C. Mizelle, et al. (2003). "Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities." Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences **58**(5): 453-460.
- Hughes, M. A., B. S. Myers, et al. (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. and M. L. Schenkman (1996). "Chair rise strategy in the functionally impaired elderly." Journal of Rehabilitation Research and Development **33**(4): 409-412.
- Inkster, L. M., J. J. Eng, et al. (2003). "Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair." Movement Disorders **18**(2): 157-162.
- Izquierdo, M., X. Aguado, et al. (1999). "Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages." European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology **79**(3): 260-267.
- Janssen, W., J. Bussmann, et al. (2010). "Recovery of the sit-to-stand movement after stroke: A longitudinal cohort study." Neurorehabilitation and Neural Repair **24**(8): 763-769.
- Janssen, W. G. M., H. B. J. Bussmann, et al. (2002). "Determinants of the sit-to-stand movement: A review." Physical Therapy **82**(9): 866-879.

- Jones, C. J., R. E. Rikli, et al. (1999). "A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults." Research Quarterly for Exercise and Sport **70**(2): 113-119.
- Jones, F. P. and J. A. Hanson (1961). "Time-space pattern in a gross body movement." Percept Mot Skills **12**: 35-41.
- Kasymjanova, G., J. A. Correa, et al. (2009). "Prognostic value of the six-minute walk in advanced non-small cell lung cancer." Journal of Thoracic Oncology **4**(5): 602-607.
- Kawagoe, S., N. Tajima, et al. (2000). "Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up." Journal of Orthopaedic Science **5**(2): 124-133.
- Kelley, D. L., A. Dainis, et al. (1976). "Mechanics and muscular dynamics of rising from a seated position." Biomechanics V-B: 127-134.
- Kerr, A., B. Durward, et al. (2004). "Defining phases for the sit-to-walk movement." Clinical Biomechanics **19**(4): 385-390.
- Kerr, K., J. White, et al. (1994). "Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle." Gait and Posture **2**(3): 182-190.
- Kerr, K. M., J. A. White, et al. (1997). "Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects." Clinical Biomechanics **12**(4): 236-245.
- Kerr, K. M., J. A. White, et al. (1991). "Rising from a chair: A review of the literature." Physiotherapy **77**(1): 15-19.
- Khemlani, M. M., J. H. Carr, et al. (1999). "Muscle synergies and joint linkages in sit-to-stand under two initial foot positions." Clinical Biomechanics **14**(4): 236-246.
- Kim, Y., J. K. Shim, et al. (2013). "A neuromuscular strategy to prevent spinal torsion: Backward perturbation alters asymmetry of transversus abdominis muscle thickness into symmetry." Gait and Posture **38**(2): 231-235.
- Kralj, A., R. J. Jaeger, et al. (1990). "Analysis of standing up and sitting down in humans: Definitions and normative data presentation." Journal of Biomechanics **23**(11): 1123-1138.
- Kuo, A. D. (1995). "An optimal control model for analyzing human postural balance." IEEE Transactions on Biomedical Engineering **42**(1): 87-101.
- Leamon, T. B. and D. H. Son (1989). "The natural history of a microslip." Advances in Industrial Ergonomics and Safety I: 633-638.
- Lord, S. R., S. M. Murray, et al. (2002). "Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people." Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences **57**(8): M539-M543.
- Lou, S. Z., Y. L. Chou, et al. (2001). "Sit-to-stand at different periods of pregnancy." Clinical Biomechanics **16**(3): 194-198.
- MacKinnon, C. D. and D. A. Winter (1993). "Control of whole body balance in the frontal plane during human walking." Journal of Biomechanics **26**(6): 633-644.
- Magnan, A., B. J. McFadyen, et al. (1996). "Modification of the sit-to-stand task with the addition of gait initiation." Gait and Posture **4**(3): 232-241.

- Mannion, A. F., N. Pulkovski, et al. (2008). "Abdominal muscle size and symmetry at rest and during abdominal hollowing exercises in healthy control subjects." Journal of anatomy **213**(2): 173-182.
- Mathiyakom, W., J. L. McNitt-Gray, et al. (2005). "Modifying center of mass trajectory during sit-to-stand tasks redistributes the mechanical demand across the lower extremity joints." Clinical Biomechanics **20**(1): 105-111.
- Mazzà, C., F. Benvenuti, et al. (2004). "Association between subject functional status, seat height, and movement strategy in sit-to-stand performance." Journal of the American Geriatrics Society **52**(10): 1750-1754.
- Mazzà, C., M. Zok, et al. (2005). "Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment: Determination of the timing of the task phases from force platform data." Gait and Posture **21**(4): 425-431.
- Mong, Y., T. W. Teo, et al. (2010). "5-Repetition Sit-to-Stand Test in Subjects With Chronic Stroke: Reliability and Validity." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **91**(3): 407-413.
- Moxley Scarborough, D., D. E. Krebs, et al. (1999). "Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons." Gait and Posture **10**(1): 10-20.
- Munro, B. J., J. R. Steele, et al. (1998). "A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: Implications for elderly rheumatoid arthritic patients." Journal of Biomechanics **31**(3): 263-271.
- Murray, M. P., A. Seireg, et al. (1967). "Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities." Journal of Applied Physiology **23**(6): 831-838.
- Myers, J., M. Prakash, et al. (2002). "Exercise capacity and mortality among men referred for exercise testing." New England Journal of Medicine **346**(11): 793-801.
- Newcomer, K. L., H. E. Krug, et al. (1993). "Validity and reliability of the timed-stands test for patients with rheumatoid arthritis and other chronic diseases." Journal of Rheumatology **20**(1): 21-27.
- Ng, S. S. M. (2010). "Balance ability, not muscle strength and exercise endurance, determines the performance of hemiparetic subjects on the timed-sit-to-stand test." American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation **89**(6): 497-504.
- Nyberg, L. and Y. Gustafson (1995). "Patient falls in stroke rehabilitation: A challenge to rehabilitation strategies." Stroke **26**(5): 838-842.
- O'Sullivan, P. B. (2000). "Lumbar segmental 'instability': Clinical presentation and specific stabilizing exercise management." Manual Therapy **5**(1): 2-12.
- Odentude, Z. (1989). "Wanted - The ideal chair." Therapy Weekly.
- Oppenheim, U., R. Kohen-Raz, et al. (1999). "Postural characteristics of diabetic neuropathy." Diabetes Care **22**(2): 328-332.
- Ozalevli, S., A. Ozden, et al. (2007). "Comparison of the Sit-to-Stand Test with 6 min walk test in patients with chronic obstructive pulmonary disease." Respiratory Medicine **101**(2): 286-293.
- Pääsuke, M., J. Ereline, et al. (2004). "Leg-extension strength and chair-rise performance in elderly women with Parkinson's disease." Journal of Aging and Physical Activity **12**(4): 511-524.

- Pai, Y. C., B. Naughton, et al. (1994). "Control of body centre of mass momentum during sit-to-stand among young and elderly adults." Gait and Posture **2**(2): 109-116.
- Pai, Y. C. and M. W. Rogers (1990). "Control of body mass transfer as a function of speed of ascent in sit-to-stand." Medicine and Science in Sports and Exercise **22**(3): 378-384.
- Pai, Y. C. and M. W. Rogers (1991). "Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **72**(11): 881-885.
- Penninx, B. W. J. H., L. Ferrucci, et al. (2000). "Lower extremity performance in nondisabled older persons as a predictor of subsequent hospitalization." Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences **55**(11): M691-M697.
- Pinto-Plata, V. M., C. Cote, et al. (2004). "The 6-min walk distance: Change over time and value as a predictor of survival in severe COPD." European Respiratory Journal **23**(1): 28-33.
- Ploutz-Snyder, L. L., T. Manini, et al. (2002). "Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength." Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences **57**(4): B144-B152.
- Puhan, M. A., L. Siebeling, et al. (2013). "Simple functional performance tests and mortality in COPD." European Respiratory Journal **42**(4): 956-963.
- Rikli, R. E. and C. J. Jones (1999). "Functional fitness normative scores for community-residing older adults, ages 60-94." Journal of Aging and Physical Activity **7**(2): 162-181.
- Riley, P. O., D. E. Krebs, et al. (1997). "Biomechanical analysis of failed sit-to-stand." IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering **5**(4): 353-359.
- Riley, P. O., M. L. Schenkman, et al. (1991). "Mechanics of a constrained chair-rise." Journal of Biomechanics **24**(1): 77-85.
- Rodosky, M. W., T. P. Andriacchi, et al. (1989). "The influence of chair height on lower limb mechanics during rising." Journal of Orthopaedic Research **7**(2): 266-271.
- Roebroek, M. E., C. A. M. Doorenbosch, et al. (1994). "Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer." Clinical Biomechanics **9**(4): 235-244.
- Saunders, S. W., D. Rath, et al. (2004). "Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion." Gait and Posture **20**(3): 280-290.
- Scarborough, D. M., C. A. McGibbon, et al. (2007). "Chair rise strategies in older adults with functional limitations." Journal of Rehabilitation Research and Development **44**(1): 33-41.
- Schenkman, M., P. O. O'Riley, et al. (1996). "Sit to stand from progressively lower seat heights: Alterations in angular velocity." Clinical Biomechanics **11**(3): 153-158.
- Schutte, L. M., U. Narayanan, et al. (2000). "An index for quantifying deviations from normal gait." Gait and Posture **11**(1): 25-31.
- Sharpe, S. R., K. G. Holt, et al. (2008). "Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage." Journal of Biomechanics **41**(5): 968-976.
- Shepherd, R. B. and H. P. Koh (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., M. Galli, et al. (2003). "Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects." Clinical Biomechanics **18**(8): 745-750.
- Spyropoulos, G., T. Tsatalas, et al. (2012). "Biomechanics of sit-to-stand transition after muscle damage." Gait and Posture.
- Strassmann, A., C. Steurer-Stey, et al. (2013). "Population-based reference values for the 1-min sit-to-stand test." International Journal of Public Health **58**(6): 949-953.
- Su, F. C., K. A. Lai, et al. (1998). "Rising from chair after total knee arthroplasty." Clinical Biomechanics **13**(3): 176-181.
- Tisserand, M. (1985). "Progress in the prevention of falls caused by slipping." Ergonomics **28**(7): 1027-1042.
- Tully, E. A., M. R. Fotoohabadi, et al. (2005). "Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects." Gait and Posture **22**(4): 338-345.
- Unver, B., V. Karatosun, et al. (2005). "Ability to rise independently from a chair during 6-month follow-up after unilateral and bilateral total knee replacement." Journal of Rehabilitation Medicine **37**(6): 385-387.
- Weiner, D. K., R. Long, et al. (1993). "When older adults face the chair-rise challenge: A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly." Journal of the American Geriatrics Society **41**(1): 6-10.
- Whitney, S. L., D. M. Wrisley, et al. (2005). "Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: Validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test." Physical Therapy **85**(10): 1034-1045.
- Winter, D. A., A. E. Patla, et al. (1990). "Assessment of balance control in humans." Medical Progress through Technology **16**(1-2): 31-51.
- Yoshida, K., H. Iwakura, et al. (1983). "Motion analysis in the movements of standing up from and sitting down on a chair. A comparison of normal and hemiparetic subjects and the differences of sex and age among the normals." Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine **15**(3): 133-140.
- Zimmerman, S., W. G. Hawkes, et al. (2006). "The lower extremity gain scale: A performance-based measure to assess recovery after hip fracture." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **87**(3): 430-436.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

1. Υπόδειγμα συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Βασικός σκοπός της εξέτασης είναι να διαπιστωθεί πως η ταχύτητα με την οποία πραγματοποιείται η κίνηση του Sit-to-Stand επηρεάζει τη στρατηγική εκτέλεσης της κίνησης. Δευτερεύων σκοπός αποτελεί η διερεύνηση τυχών αλλαγών στην επιλεγμένη στρατηγική σε συνεχόμενες επαναλήψεις του STS και πιο συγκεκριμένα στη 5 STS μετάβαση.

2. Διαδικασία μετρήσεων

Θα χρειαστεί να έρθεις στο εργαστήριο εμβιομηχανικής μια φορά. Με τη χρήση δυναμοδαπέδου θα αναλυθούν τα κινητικά δεδομένα της κίνησης κατά τη μετάβαση από την καθιστή στην όρθια θέση και την επιστροφή στην αρχική θέση. Επίσης το οπτοηλεκτρονικό σύστημα Vicon MX, με 10 κάμερες των 1,3 mpxel (Oxford Metrics, Oxford, UK) θα δώσει τα κινηματικά δεδομένα της κίνησης.

3. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Δεν υπάρχει κανένας κίνδυνος τραυματισμού κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών. Παρ' όλα αυτά υπάρχει πρόβλεψη πρώτων βοηθειών και εκπαιδευμένο προσωπικό για κάθε ενδεχόμενο. Αν αισθανθείς οποιαδήποτε ενόχληση η διαδικασία διακόπτεται άμεσα.

4. Προσδοκούμενες ωφέλειες

Τα ευρήματα από την εργασία θα σου δώσουν την δυνατότητα να καταλάβεις την ικανότητα στατικής και δυναμικής ισορροπίας. Επίσης θα διαπιστώσουμε αν υπάρχει αρμονική ανάπτυξη των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών του γόνατος και το επίπεδο της μυϊκής ισχύος των κάτω άκρων σου.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

Η συμμετοχή σου στην έρευνα συνεπάγεται ότι συμφωνείς με τη δημοσίευση των δεδομένων και των αποτελεσμάτων της, με την προϋπόθεση ότι οι πληροφορίες θα είναι ανώνυμες και δε θα αποκαλυφθούν τα ονόματα των συμμετεχόντων. Τα δεδομένα που θα συγκεντρωθούν θα κωδικοποιηθούν με αριθμό, ώστε το όνομα σου δε θα φαίνεται πουθενά

6. Πληροφορίες

Μη διστάσεις να κάνεις ερωτήσεις γύρω από το σκοπό, τον τρόπο πραγματοποίησης της εργασίας ή τον υπολογισμό της λειτουργικής σου ικανότητας. Αν έχεις κάποιες αμφιβολίες ή ερωτήσεις, ζήτησέ μας να σου δώσουμε πρόσθετες εξηγήσεις.

7. Ελευθερία συναίνεσης

Η άδειά σου να συμμετάσχεις στην εργασία είναι εθελοντική. Είσαι ελεύθερος να μην συναινέσεις ή να διακόψεις τη συμμετοχή σου όποτε επιθυμείς.

Διάβασα το έντυπο αυτό και κατανοώ τις διαδικασίες που θα εκτελέσω. Συναινώ να συμμετέχω στην εργασία.

Ημερομηνία: __/__/__

Όνοματεπώνυμο και υπογραφή
συμμετέχοντος

Υπογραφή ερευνητή

Όνοματεπώνυμο και
υπογραφή παρατηρητή

2. Βασικό ερωτηματολόγιο εξεταζόμενων

<i>A/A No:</i>	
Ημέρα εξέτασης - Ώρα	
Όνοματεπώνυμο	
Ημερομηνία Γέννησης	
Βάρος	
Ύψος	
Πλάτος (ΔΕ) γόνατος	
Πλάτος (ΑΡ) γόνατος	
Πλάτος (ΔΕ) Ποδοκνημικής	
Πλάτος (ΑΡ) Ποδοκνημικής	
Μήκος κάτω άκρου (ΔΕ)	
Μήκος κάτω άκρου (ΑΡ)	
Κάπνισμα [ΝΑΙ-ΟΧΙ, ΑΡΙΘΜΟΣ]	
Κατανάλωση αλκοόλ	
Μέτρηση μυϊκής ισχύος	

Επάγγελμα	
Καθημερινή δραστηριότητα	
Μυοσκελετικά προβλήματα [Ειδικότερα των κάτω άκρων]	
Άλλα προβλήματα υγείας	
Άλλες πληροφορίες	
Συχνότητα Αθλητικής δραστηριότητας (φορές εβδομαδιαίως)	

Εξετάζοντας ένα διάστημα επτά ημερών (της πιο πρόσφατης τυπικής εβδομάδας), πόσες φορές έκανες τις ακόλουθες δραστηριότητες για περισσότερο από 10 λεπτά, στον ελεύθερο χρόνο σου; (Γράψε τον κατάλληλο αριθμό στις 6 παρενθέσεις)

	ΜΕΡΕΣ την ΕΒΔΟΜΑΔΑ	ΛΕΠΤΑ κάθε ΜΕΡΑ	(π.χ. για 1,5 ώρα = 90)
A) έντονη άσκηση – η καρδιά κτυπά γρήγορα (π.χ. τρέξιμο περισσότερο από 10 λεπτά, ποδόσφαιρο, μπάσκετ, έντονο κολύμπι, έντονη ποδηλασία, αεροβική γυμν.)	(_)	(_)	
B) μέτρια άσκηση –όχι εξαντλητική, αναπνέετε λίγο πιο γρήγορα απ' ότι συνήθως (π.χ. γρήγορο περπάτημα, χαλαρή ποδηλασία, βόλει, χαλαρή κολύμβηση, λαϊκούς και παραδοσιακούς χορούς)	(_)	(_)	
Γ) ήπια άσκηση – ελάχιστη προσπάθεια (π.χ. συνηθισμένο περπάτημα, τοξοβολία, μπόουλινγκ, γκολφ).	(_)	(_)	

3. Αίτηση προς εσωτερική επιτροπή δεοντολογίας



Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Τρίκαλα:
27/05/13
Αριθμ. Πρωτ.:

Αίτηση Εξέτασης της πρότασης για διεξαγωγή Έρευνας με τίτλο:
Διερεύνηση της στρατηγικής εκτέλεσης του Sit-to-Stand test για διαφορετικές ταχύτητες κίνησης του εξεταζόμενου.

Επιστημονικώς υπεύθυνος / επιβλέπων: Γιάκας Ιωάννης
Ιδιότητα: Επίκουρος Καθηγητής
Ίδρυμα: ΤΕΦΑΑ Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Τμήμα: Εμβιομηχανικής

Κύριος ερευνητής: Μεσιακάρης Κωνσταντίνος
Πρόγραμμα Σπουδών: ΠΜΣ «Άσκηση και Υγεία»
Ίδρυμα: ΤΕΦΑΑ Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Τμήμα: Εμβιομηχανικής

Η προτεινόμενη έρευνα θα είναι:

Μεταπτυχιακή διατριβή

Τηλ. επικοινωνίας: 697-3828331
Email επικοινωνίας: k2mesiakaris@yahoo.gr

Ο

ΜΕΣΙΑΚΑΡΗΣ ΚΩΝ/ΝΟΣ

Αιτών

4. Έγκριση εσωτερικής επιτροπής δεοντολογίας



Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας

Τρίκαλα: 26/07/13
Αριθμ. Πρωτ.:763

Αίτηση Εξέτασης της πρότασης για διεξαγωγή Έρευνας με τίτλο:
Διερεύνηση της στρατηγικής εκτέλεσης του Sit-to-Stand test για διαφορετικές ταχύτητες κίνησης του εξεταζόμενου.

Επιστημονικώς υπεύθυνος-η / επιβλέπων-ουσα: Γιάκας Ιωάννης
Ιδιότητα: Επίκουρος Καθηγητής
Ίδρυμα: ΤΕΦΑΑ Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Τμήμα: Εμβιομηχανικής

Κύριος ερευνητής: Μεσιακάρης Κωνσταντίνος
Πρόγραμμα Σπουδών: ΠΜΣ «Άσκηση και Υγεία»
Ίδρυμα: ΤΕΦΑΑ Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Τμήμα: Εμβιομηχανικής

Η προτεινόμενη έρευνα θα είναι:

Μεταπτυχιακή διατριβή

Τηλ. επικοινωνίας: 697-3828331
Email επικοινωνίας: k2mesiakaris@yahoo.gr

Η Εσωτερική Επιτροπή Δεοντολογίας του Τ.Ε.Φ.Α.Α., Πανεπιστημίου Θεσσαλίας μετά την υπ. Αριθμ. 2-4/12-6-2013 συνεδρίασή της εγκρίνει τη διεξαγωγή της προτεινόμενης έρευνας.

Ο Πρόεδρος της
Εσωτερικής Επιτροπής
Δεοντολογίας – ΤΕΦΑΑ

Τσιόκανος Αθανάσιος
Αναπληρωτής Καθηγητής

5. Υπεύθυνη Δήλωση

Ο/Η κάτωθι υπογεγραμμένος **Μεσιακάρης Κων/νος - 02/11** , μεταπτυχιακός φοιτητής του τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «**Άσκηση και Υγεία**» δηλώνω υπεύθυνα ότι αποδέχομαι τους παρακάτω όρους που αφορούν

(α) στα πνευματικά δικαιώματα της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας (ΜΔΕ) μου με τίτλο:
« **Η επίδραση της ταχύτητας στη μεταβολή της στρατηγικής εκτέλεσης του Sit-to-stand** »

(β) στη διαχείριση των ερευνητικών δεδομένων που θα συλλέξω στην πορεία εκπόνησής της:

1. Τα πνευματικά δικαιώματα του τόμου της μεταπτυχιακής ή διδακτορικής διατριβής που θα προκύψει θα ανήκουν σε μένα. Θα ακολουθήσω τις οδηγίες συγγραφής, εκτύπωσης και κατάθεσης αντιτύπων της διατριβής στα ανάλογα αποθετήρια (σε έντυπη ή/και σε ηλεκτρονική μορφή).
2. Η διαχείριση των δεδομένων της διατριβής ανήκει από κοινού σε εμένα και στον κύριο επιβλέποντα καθηγητή.
3. Οποιαδήποτε επιστημονική δημοσίευση ή ανακοίνωση (αναρτημένη ή προφορική), ή αναφορά που προέρχεται από το υλικό/δεδομένα της εργασίας αυτής θα γίνεται με συγγραφείς εμένα τον ίδιο, τον κύριο επιβλέποντα ή/και άλλους ερευνητές (πχ μέλη της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής, συνεργάτες κλπ), ανάλογα με τη συμβολή τους στην έρευνα και στη συγγραφή των ερευνητικών εργασιών.
4. Η σειρά των ονομάτων στις επιστημονικές δημοσιεύσεις ή επιστημονικές ανακοινώσεις θα αποφασίζεται από κοινού από εμένα και τον κύριο επιβλέποντα της εργασίας, πριν αρχίσει η εκπόνησή της. Η απόφαση αυτή θα πιστοποιηθεί εγγράφως μεταξύ εμού και του κύριου επιβλέποντος.

Τέλος, δηλώνω ότι γνωρίζω τους κανόνες περί δεοντολογίας και περί λογοκλοπής και πνευματικής ιδιοκτησίας και ότι θα τους τηρώ απαρέγκλιτα καθ' όλη τη διάρκεια της φοίτησης και κάλυψης των εκπαιδευτικών υποχρεώσεων μου που προκύπτουν από το ΠΜΣ/τμήμα και καθ' όλη τη διάρκεια των διαδικασιών δημοσίευσης που θα προκύψουν μετά την ολοκλήρωση των σπουδών μου.

18-02-15

Ο δηλών



ΜΕΣΙΑΚΑΡΗΣ ΚΩΝ/ΝΟΣ