



ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ  
ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ  
ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΛΟΓΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ, ΝΟΣΗΛΕΥΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ  
Επιστήμες Αποκατάστασης - Rehabilitation Sciences  
ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ: ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

# **Εμβιομηχανική ανάλυση λειτουργικών δοκιμασιών κάτω τριτημορίου**

**ΜΑΛΗΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ**

(Α.Μ: 10059)

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: κ. ΤΣΕΠΗΣ ΗΛΙΑΣ**

*Αναπληρωτής Καθηγητής*

**ΠΑΤΡΑ, ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 2020**



**ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΥΓΕΙΑΣ**  
**ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΛΟΓΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ, ΝΟΣΗΛΕΥΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**  
**Επιστήμες Αποκατάστασης - Rehabilitation Sciences**  
**ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ: ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

# **Εμβιομηχανική ανάλυση λειτουργικών δοκιμασιών κάτω τριτημορίου**

**ΜΑΛΗΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ**

(Α.Μ: 10059)

**Επιβλέπων Καθηγητής: κ. Τσέπης Ηλίας**

**Αναπληρωτής Καθηγητής**

**ΠΑΤΡΑ, ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 2020**

## Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω από το σημείο αυτό τον επιβλέποντα Καθηγητή μου, κ. Ηλία Τσέπη, ο οποίος ήταν δίπλα μου σε όλη αυτή τη διαδικασία, απαντώντας σε κάθε απορία και ερώτηση που τυχόν προέκυπτε, χωρίς τον οποίο δεν θα μπορούσα να είχα φθάσει εδώ.

Τέλος, αλλά όχι τελευταίους, ευχαριστώ θερμά την οικογένειά μου για όλη της την υποστήριξη όλα αυτά τα χρόνια των σπουδών μου!

Με εκτίμηση,

Μάλης Βασίλειος

## Περίληψη

**Σκοπός:** Ο σκοπός της παρούσας βιβλιογραφικής ανασκόπησης είναι η παρουσίαση των εμβιομηχανικών παραμέτρων των λειτουργικών δοκιμασιών του κάτω τριτημορίου του ανθρώπινου σώματος. Δηλαδή η ανάδειξη των ερευνητικών τεκμηρίων σχετικά με τα κινητικά και κινηματικά χαρακτηριστικά βασικών δοκιμασιών που χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη για την λειτουργική αξιολόγηση από την πύελο και κάτω. Μετά την περιγραφή κάθε δοκιμασίας αναζητήθηκαν σε διαδικτυακές βάσεις δεδομένων επιστημονικές μελέτες, οι οποίες μέτρησαν χαρακτηριστικά όπως οι δυνάμεις εδαφικής αντίδρασης, οι επιταχύνσεις που αναπτύσσονται στα μέλη του σώματος και στο κέντρο πίεσης της βάσης στήριξης, η ενεργοποίηση των μυών κ.α. στις πιο ανωτέρω δοκιμασίες. Η χρησιμότητα αυτής της μελέτης έγκειται κυρίως (i) στη συγκέντρωση της γνώσης που υπάρχει σχετικά με τα φορτία που επιβάλλονται στο σώμα κατά τη διάρκεια της λειτουργικής αξιολόγησης της πύελου και των κάτω άκρων, με στόχο την επιλογή των ασφαλών δοκιμασιών κατά περίπτωση, και (ii) στη συνειδητοποίηση του βαθμού ενεργοποίησης των εμπλεκόμενων μυών, ώστε να ερμηνεύονται ορθά τα αποτελέσματα της λειτουργικής απόδοσης και να σχεδιάζεται σωστή στόχευση στις περιπτώσεις ανεπαρκειών.

**Μέθοδος:** Η αναζήτηση έγινε στις βάσεις δεδομένων PubMed, Scopus, PEDro και Google Scholar με λέξεις κλειδιά όπως functional test (ή ονομαστικά οι δοκιμασίες όπως “*drop jump*”, «*single leg hop*” κλπ.), ground reaction force, center of pressure, EMG, joint reaction.

**Αποτελέσματα:** Αρχικά εντοπίστηκαν 90 μελέτες. Κατά την αξιολόγησή τους απορρίφθηκαν 25, καθώς δεν πληρούσαν τα κριτήρια εισόδου στη μελέτη και τελικά συμπεριλήφθηκαν 65 μελέτες. Τα κύρια ευρήματα συνοψίζονται σε ποσοστά της σωματικής μάζας, σε φορτίσεις που αναπτύσσονται κατά την επίτευξη των δοκιμασιών και σε ποσοστά της μέγιστης εκούσιας μυϊκής ενεργοποίησης. Στην παρούσα εργασία συμπεριλαμβάνονται αρχικά μελέτες, οι οποίες εξετάζουν δοκιμασίες των κάτω άκρων και πιο συγκεκριμένα δοκιμασίες αλμάτων (*single leg-hop, standing long jump, vertical jump, crossover hop test for time and distance, drop jumps, one-leg hop for distance, single-leg triple hop for distance, timed single leg hop, single leg 6 m hop for time, side hop test, figure 8 hop test, square hop test for time and number of jumps*). Από το σύνολο των δοκιμασιών των κάτω άκρων, που έχουν να κάνουν με άλμα, ενδιαφέρουσες κρίνονται οι δοκιμασίες *side hop* όπως και οι δοκιμασίες *drop jumps*, οι οποίες επιτρέπουν τον υπολογισμό της μείωσης της πιθανότητας τραυματισμών. Στις λειτουργικές δοκιμασίες των

κάτω άκρων μελετήθηκαν και δοκιμασίες ισορροπίας (*lower extremity functional test, Y-balance test, single leg 90° spins, single-leg balance, single-leg stance*), από τις οποίες περισσότερες αναφορές σε έρευνες είχε η δοκιμασία *Y-balance test*. Στα κάτω άκρα ανήκει και η κατηγορία δοκιμασιών με καθίσματα και διάφορες παραλλαγές αυτών (*one-leg squat for depth, percentage leg press, deep squat, single-leg squat*), όπου στις μελέτες περισσότερο αποτελεσματική κατά την εφαρμογή της κρίνεται η δοκιμασία *deep squat*. Στις λειτουργικές δοκιμασίες των κάτω άκρων ανήκουν και οι δοκιμασίες με τρέξιμο ή αλλαγή κατεύθυνσης ενώ ο ασκούμενος τρέχει σε μία προκαθορισμένη διαδρομή (*modified t-test, agility T-test, modified agility test, reactive agility test*) και στις οποίες η μεθοδολογία του *T- test* και οι παραλλαγές αυτής, ειδικότερα η δοκιμασία *reactive agility*, εφαρμόστηκαν επιτυχημένα προς εξέταση της ευλυγισίας. Από τις δοκιμασίες του κορμού, οι περισσότερο αναποτελεσματικές στα άρθρα τα οποία μελετήθηκαν ήταν οι δοκιμασίες *trunk stability* και *unilateral hip bridge endurance* ενώ αντίθετα, η δοκιμασία *trunk stability push up* κρίθηκε αξιόπιστη για τη μέτρηση της σταθερότητας του κορμού.

**Συζήτηση:** Φάνηκε ότι υπάρχει ποικιλία ως προς τις δυνάμεις που αναπτύσσονται και την ενεργοποίηση μυών, γεγονός που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στην επιλογή των δοκιμασιών σε κάθε περίπτωση κλινικής αξιολόγησης. Τα ευρήματα και η επιλογή των πιο αξιόπιστων λειτουργικών δοκιμασιών βρίσκουν πρακτική αξία στην ενσωμάτωσή τους σε νέες μελέτες αλλά και σε πρωτόκολλα αποκατάστασης/ενδυνάμωσης που επικεντρώνονται στις μυϊκές ομάδες και αρθρώσεις, που εμπλέκονται στην συγκεκριμένη λειτουργική δοκιμασία.

**Λέξεις κλειδιά:** Λειτουργικές δοκιμασίες, κάτω τριτημόριο, εμβιομηχανική, βιβλιογραφική ανασκόπηση.

## Abstract

**Purpose:** The purpose of the current literature review is to present the biomechanical parameters of the functional tests of the lower tertiary. Specifically, kinetic and kinematic characteristic are used in the clinical practice routinely for the assessment of the pelvis and below. Following the description of each test, a search for scientific studies on reliable databases was done, in order to evaluate parameters like ground reaction forces, velocities of the body segments, alterations in center of pressure and muscle activation. The significance of this study is (i) the concentration of scientific knowledge concerning the loads that apply to the body during the examination of the pelvis and lower quadrant and (ii) the recognition of the level of activation of the involved musculature, thus interpreting correctly the results of the functional performance of each individual.

**Methodology:** The search was done on PubMed, Scopus, PEDro and GoogleScholar and keywords like functional test (or namely the tests like “*drop jump*”, “*single leg hop*”, etc.), ground reaction force, center of pressure, EMG and joint reaction.

**Findings:** Initially, 90 studies were collected. After the first evaluation, 25 studies were excluded because they did not assess outcome measures of our interest and finally, 65 investigations were included. The major findings were summarized, regarding loading during each test, as percentage of body mass, and regarding muscle activation, as percentage of the maximal muscle voluntary activation. In the present thesis studies examining low limb tests were initially included and specifically those regarding jump tests (*single leg-hop, standing long jump, vertical jump, crossover hop test for time and distance, drop jumps, one-leg hop for distance, single-leg triple hop for distance, timed single leg hop, single leg 6 m hop for time, side hop test, figure 8 hop test, square hop test for time and number of jumps*). Among them, studies examining side hop test and drop jumps, tests that lead to a significant reduction of injuries, are considered of great interest. Studies examining tests regarding balance were also included (*lower extremity functional test, Y-balance test, single leg 90° spins, single-leg balance, single-leg stance*) and Y-balance test is detected in the majority of them. Studies examining squats and differentiations of them (*one-leg squat for depth, percentage leg press, deep squat, single-leg squat*) were also included and according to them deep squat is the most effective test applied. Tests that include

running or multiple changes in direction while the participant is running towards a specific root (*modified t-test, agility T-test, modified agility test, reactive agility test*) were also examined and *T- test* methodology and its versions, especially reactive agility test, were successful in examining flexibility. Among tests concerning trunk the most insufficient were trunk stability test and unilateral hip bridge endurance test, whereas trunk stability push up was found to be reliable at measuring trunk stability.

**Conclusions:** During the selection of tests great attention has to be given to the variability of the forces loading the anatomic structures. Findings presented in the current thesis may be applied during rehabilitation.

**Keywords:** Functional tests, lower tertiary, biomechanics, literature review.

## Πίνακας Περιεχομένων

Ευχαριστίες.....	iii
Περίληψη.....	iv
Abstract.....	vi
Κατάλογος Πινάκων.....	x
Κατάλογος Σχημάτων.....	xii
Κατάλογος Συντομογραφιών.....	xiii
<b>1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.....</b>	<b>1</b>
1.1 Γενικά.....	1
1.2 Η εμβιομηχανική στη νευροαποκατάσταση.....	5
1.3 Η εμβιομηχανική στην κίνηση του ανθρώπινου σώματος.....	8
1.4 Σκοπός της εργασίας.....	10
<b>2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....</b>	<b>11</b>
2.1 Εισαγωγή.....	11
2.2 Μέθοδος.....	11
2.3 Δοκιμασίες κάτω άκρου.....	15
2.3.1 Standing long jump (SLJ) test - Δοκιμασία άλματος σε απόσταση από τη στάση προσοχής.....	15
2.3.2 Single-leg hop (SLH) for distance test - Δοκιμασία αναπήδησης σε απόσταση στο ένα πόδι.....	17
2.3.3 Sit-to-stand test (STST) - Δοκιμασία έγερσης από καθιστή θέση.....	18
2.3.4 Single-leg vertical (SLV) - Δοκιμασία με κάθετο το ένα πόδι.....	19
2.3.5 Vertical jump - Δοκιμασία κατακόρυφου άλματος.....	21
2.3.6 Y-Balance test - Δοκιμασία Y-ισοροπίας.....	24
2.3.7 Drop jumps - Δοκιμασία άλματος πτώσης.....	26
2.3.8 T-test – Δοκιμασία T-test.....	30
2.3.9 One-leg squat for depth - Δοκιμασία βαθύ καθίσματος στο ένα πόδι.....	36
2.3.10 Leg press - Δοκιμασία ώθησης με τα πόδια.....	37
2.3.11 Single-leg balance - Δοκιμασία ισοροπίας στο ένα πόδι.....	43
2.3.12 Single-leg cycling - Δοκιμασία ποδηλασίας με το ένα πόδι.....	45
2.3.13 One-leg hop for distance - Δοκιμασία άλματος σε απόσταση στο ίδιο πόδι.....	46
2.3.14 Single-leg triple hop for distance - Δοκιμασία τριών διαδοχικών αλμάτων σε απόσταση.....	47
2.3.15 Timed single-leg hop - Δοκιμασία άλματος στο ένα πόδι με χρονομέτρηση.....	49



2.3.16	Deep squat - Δοκιμασία βαθέως καθίσματος .....	50
2.3.17	Single-leg squat - Δοκιμασία βαθέως καθίσματος στο ένα πόδι .....	57
2.3.18	Single-leg stance - Δοκιμασία στάσης στο ένα πόδι.....	60
2.3.19	Side hop test - Δοκιμασία πλάγιου άλματος.....	60
2.4	Patellofemoral functional testing - Δοκιμασίες λειτουργικότητας της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης .....	63
2.4.1	Anteromedial lunge, left and right - Δοκιμασία δεξιού και αριστερού προσθιοκεντρικού διασκελισμού.....	63
2.4.2	Bilateral squat - Δοκιμασία αμφίπλευρου βαθέως καθίσματος.....	64
2.4.3	Standing Long Jump .....	69
2.5	Δοκιμασίες κορμού .....	70
2.5.1	Trunk stability test και Unilateral hip bridge endurance test - Δοκιμασία σταθερότητας του κορμού και Δοκιμασία αντοχής σε στάση γέφυρας .....	70
2.5.2	Trunk extensor endurance test - Δοκιμασία αντοχής κατά την έκταση του κορμού.. .....	74
2.5.3	Trunk-stability push-up - Δοκιμασία κάμψεων με σταθερό κορμό.....	75
2.5.4	Right and left hurdle step - Δοκιμασία δεξιού και αριστερού βήματος μετ' εμποδίου (διασκελισμού).....	77
2.5.5	In-line lunge - Δοκιμασία κάθετης προβολής κάτω άκρου .....	79
2.5.6	Active straight leg raise - Δοκιμασία ενεργητικής ανύψωσης τεντωμένου ποδιού	80
2.5.7	Rotary stability - Δοκιμασία σταθερότητας περιστροφής .....	82
2.5.8	T-run TEST - Δοκιμασία τρεξίματος σε σχηματισμό T .....	83
2.6	Δοκιμασίες λεκάνης .....	85
2.7	Δοκιμασίες ΟΜΣΣ .....	86
2.7.1	Single-limb stance - Δοκιμασία ισορροπίας στο ένα πόδι.....	86
2.7.2	Sitting on a "Bobath Ball" - Δοκιμασία καθίσματος σε "Bobath Ball" .....	88
2.7.3	Unilateral pelvic lift - Δοκιμασία ετερόπλευρης ανύψωσης της λεκάνης.....	90
2.7.4	Prone leg extrension - Δοκιμασία πρηγής έκτασης του κάτω άκρου .....	91
<b>3</b>	<b>ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....</b>	<b>94</b>
3.1	Συζήτηση.....	94
3.2	Συμπεράσματα .....	101
3.3	Συστάσεις για μελλοντική έρευνα.....	104
	<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ .....</b>	<b>106</b>

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.1: Οι λειτουργικές δοκιμασίες του κάτω τριτημορίου. ....	14
Πίνακας 2.2: Κινηματικές μεταβλητές και δύναμη εδαφικής αντίδρασης για τα άλματα (από Huang & Tang, 2009). ....	16
Πίνακας 2.3: Μετρήσεις εύρους κίνησης και ώθησης στην εκτέλεση της δοκιμασίας single leg hop for distance (από Orishimo et al., 2010). ....	17
Πίνακας 2.4: Δυνάμεις εδαφικών αντιδράσεων κατά την προσγείωση σε ξεκούραστη φάση της δοκιμασίας και ύστερα από μερικού βαθμού κόπωση (από Augustsson et al., 2006). ....	20
Πίνακας 2.5: Αποτελέσματα μετρήσεων της δοκιμασίας vertical jump (από Marques & Izquierdo, 2014). ....	22
Πίνακας 2.6: Μέσες τιμές γωνιακής ταχύτητας για κάθε άρθρωση με την προσθήκη βάρους (από Williams et al., 2018). ....	23
Πίνακας 2.7: Μείωση % στις τιμές μεταβλητών στην ομάδα των ηλικιωμένων ανδρών σε σχέση με τους νεότερους άνδρες που συμμετείχαν στη μελέτη (από Argaud et al., 2016). ....	24
Πίνακας 2.8: Μετρήσεις δύναμης των κάτω άκρων κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας Y balance test για τους καμπτήρες και εκτεινόντες του ισχίου, τους καμπτήρες και εκτεινόντες του γονάτου και τους πίσω καμπτήρες της άρθρωσης του αστραγάλου (από Lee et al., 2015). ....	26
Πίνακας 2.9: Μετρήσεις κατά την προσγείωση του drop jump. Δίνονται οι τιμές απαγωγής και κάμψης του γονάτου, του ισχίου καθώς και κάμψης του αστραγάλου κατά τη στιγμή της επαφής με το έδαφος (από Heebner et al., 2017). ....	28
Πίνακας 2.10: Μετρήσεις δύναμης κατά τη δοκιμασία του drop jump στους αθλητές με πρόσθετη επιβάρυνση (από Makaruk et al., 2011). ....	29
Πίνακας 2.11: Κινητικές μετρήσεις σε κάθε δοκιμασία που ελήφθησαν από υπολογισμό της μέγιστης πρόσθιας διαμηματικής δύναμης της κνήμης (από Cruz et al., 2013). ....	30
Πίνακας 2.12: Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία του Modified T-test (από Standing & Maulder, 2017). ....	32
Πίνακας 2.13: Συντελεστές συσχέτισης του συνολικού χρόνου του agility T-test και των μετρήσεων όλων των παραμέτρων (από Hermassi et al., 2011). ....	34
Πίνακας 2.14: Αποτελέσματα μέτρησης της δύναμης κατά την κάμψη και την έκταση του γονάτου καθώς και των ενεργοποιούμενων μυών (από Bammann et al., 1998). ....	38
Πίνακας 2.15: Δυνάμεις πίεσης κατά την άσκηση της λειτουργικής δοκιμασίας leg press στη θωλομυϊκή μοίρα, στην επιγονατιδομηριαία περιοχή και στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο (από Escamilla et al., 2001). ....	40
Πίνακας 2.16: Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία leg press με αυξανόμενα φορτία στην κάθετη κατεύθυνση (από Meylan et al., 2015). ....	42
Πίνακας 2.17: Μετρήσεις για τα δύο πόδια, κύριο και δευτερεύον στις δύο ομάδες του συνόλου του δείγματος (από Killroy et al., 2016). ....	45
Πίνακας 2.18: Μετρήσεις των εκκεντρικών και ομόκεντρων δυνάμεων στον τετρακέφαλο μυ κατά την έκταση της άρθρωσης του γονάτου (από Scelin et al., 2017). ....	47
Πίνακας 2.19: Σύγκριση κινηματικών δεδομένων κατά τη δοκιμασία ανάμεσα στις δύο ομάδες δείγματος. Καταγράφεται ο μέσος όρος των μετρήσεων των εθελοντών (από Bley et al., 2014). ....	48
Πίνακας 2.20: Ροπές αρθρώσεων ανάμεσα στις 2 ομάδες (Nm/kg) [από Scelin et al., 2017]. ....	49
Πίνακας 2.21: Η ένταση που αναπτύσσεται στον πρόσθιο σύνδεσμο κατά την εκτέλεση λειτουργικών δοκιμασιών (από McCarty & Bach, 2008). ....	50

Πίνακας 2.22: Ροπή στο γόνατο κατά τη δοκιμασία deep squat (από Cotter et al., 2013). .....	52
Πίνακας 2.23: Μετρήσεις της δύναμης και της ροπής στην επιγονατίδα (από Salem & Powers, 2001). .....	53
Πίνακας 2.24: Ενεργοποίηση μυών κατά το ηλεκτρομυογράφημα στο deep squat (από Escamilla et al., 2001). .....	54
Πίνακας 2.25: Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία του deep squat (από Wallace et al., 2002). .....	55
Πίνακας 2.26: Τα κινηματικά δεδομένα για την καλή και κακή εκτέλεση της δοκιμασίας (από Horan et al., 2014). .....	56
Πίνακας 2.27: Γωνίες αρθρώσεων και ροπή καθώς και δυνάμεις αντίδρασης κατά την εκτέλεση του single leg squat (από Comfort et al., 2015). .....	59
Πίνακας 2.28: Χαρακτηριστικά anterior lunge κατά τις 4 διαφορετικές επιβαρύνσεις με πρόσθετο φορτίο (από Riemann et al., 2012). .....	63
Πίνακας 2.29: Απεικόνιση βαθμού συσχέτισης Pearson για τις βαθμολογίες των δοκιμασιών FMS και LOS (Lee et al., 2017). .....	77
Πίνακας 2.30: Απεικόνιση συσχέτισης ανάμεσα στις μέσες τιμές βαθμολόγησης δοκιμασιών FMS και των μέγιστων τιμών κινηματικής του ισχίου, της λεκάνης και του γόνατος μετά από την πραγματοποίηση του πρωτοκόλλου βελτίωσης (Mokha et al., 2016). .....	83
Πίνακας 2.31: Συσχετίσεις από μετρήσεις στην περιοχή της λεκάνης ανάμεσα στις παραμέτρους που εξετάστηκαν (Paungmali et al., 2012). .....	86

## Κατάλογος Σχημάτων

Διάγραμμα 2.1: Διάγραμμα ροής – Μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε για την τελική επιλογή των μελετών.....	13
Σχήμα 2.1: Οι τρεις διαφορετικές κατευθύνσεις του ασκούμενου σε <i>Y-Balance test</i> άνω τεταρτημόριου.....	24
Σχήμα 2.2: Το <i>Y-Balance test</i> στο κάτω τριτημόριο.....	25
Σχήμα 2.3: Τα στάδια της δοκιμασίας του <i>Drop jump</i> . ....	27
Σχήμα 2.4: Τα σημεία και οι κατευθύνσεις που ακολουθεί ο ασκούμενος στο <i>Modified T-test</i> ..	30
Σχήμα 2.5: Η διαδρομή που ακολουθεί ο ασκούμενος στο <i>agility T-Test</i> .....	33
Σχήμα 2.6: Η μεθοδολογία του <i>Reactive Agility Test</i> . ....	35
Σχήμα 2.7: <i>One-leg Squat for Depth</i> .....	36
Σχήμα 2.8: <i>Leg Press</i> . ....	37
Σχήμα 2.9: Η διαδικασία της δοκιμασίας <i>leg press</i> . ....	43
Σχήμα 2.10: <i>Single leg balance</i> . ....	44
Σχήμα 2.11: Βαθύ κάθισμα.....	51
Σχήμα 2.12: <i>Single leg squat</i> . ....	57
Σχήμα 2.13: Η διαδικασία για τη δοκιμασία <i>Side-Hop Test</i> .....	61
Σχήμα 2.14: Πλατφόρμα ισορροπίας.....	62
Σχήμα 2.15: Η σωστή τεχνική για την εκτέλεση της δοκιμασίας <i>bilateral squat</i> . ....	64
Σχήμα 2.16: Η δοκιμασία <i>standing long jump</i> .....	69
Σχήμα 2.17: <i>Trunk stability test</i> . ....	70
Σχήμα 2.18: <i>Unilateral hip bridge endurance test</i> . ....	71
Σχήμα 2.19: Εμβιομηχανική δοκιμασία ανάλογη του <i>trunk stability test</i> . ....	72
Σχήμα 2.20: Εμβιομηχανική δοκιμασία ανάλογη του <i>trunk endurance test</i> . ....	74
Σχήμα 2.21: <i>Biodex Balance System</i> .....	76
Σχήμα 2.22: <i>Right and left hurdle step</i> . ....	78
Σχήμα 2.23: <i>In-Line lunge</i> . ....	79
Σχήμα 2.24: <i>Active straight leg raise</i> .....	80
Σχήμα 2.25: <i>Rotary stability test</i> .....	82
Σχήμα 2.26: <i>T Run Test</i> .....	84
Σχήμα 2.27: <i>Lumbo pelvic stability test</i> .....	85
Σχήμα 2.28: <i>Single-leg balance test</i> .....	87
Σχήμα 2.29: Η σωστή εκτέλεση της δοκιμασίας <i>sitting on a “Bobath Ball”</i> .....	88
Σχήμα 2.30: <i>Unilateral Pelvic Lift</i> .....	90
Σχήμα 2.31: <i>Prone leg extrension</i> .....	92

## Κατάλογος Συντομογραφιών

CAI	Chronic Ankle Instability
CPM	Condition Pained Modulation
CHAMP	Comprehensive High-Level Activity Mobility Predictor
FBG	Fiber Bragg Grating
FMS	Functional Movement Screen
LEFT	Lower Extremity Functional Test
PKB	Prophylactic Knee brace
PLE	Prone Leg Extrension
SLH	Single-Leg Hop
SLV	Single-Leg Vertical
SLJ	Standing Long Jump

# 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

## 1.1 Γενικά

Η κίνηση του ανθρώπινου σώματος ξεκίνησε να μελετάται από την αρχαία Ελλάδα. Οι κινήσεις συχνά είναι πολύπλοκες και γρήγορες, με δυσκολία στην απεικόνιση και στην λεπτομερή καταγραφή τους. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα οι μελέτες που αφορούν την κίνηση να εξαρτώνται άμεσα από την διαθέσιμη τεχνολογία κάθε εποχής. Η επιστημονική παρατήρηση της ανθρώπινης κίνησης έχει τις ρίζες της στο 19<sup>ο</sup> αιώνα, όταν χρησιμοποιήθηκε πρώτη φορά φωτογραφική κάμερα. Μετά την εφαρμογή των δυναμικών πλακών δύναμης υπήρξε δυνατότητα συγκέντρωσης δεδομένων κίνησης για το βάδισμα. Η τεχνολογία έχει βελτιωθεί αρκετά τα τελευταία χρόνια και συμπεριλαμβάνει βιντεοκάμερες, φθηνές τρισδιάστατες πλάκες δύναμης και κάμερες τηλεόρασης (Rowe, 2012).

Η εμβιομηχανική ορίζεται ως η μελέτη της κίνησης των έμβιων οργανισμών, χρησιμοποιώντας την επιστήμη της μηχανικής (Hatze, 1974). Η μηχανική αποτελεί παρακλάδι της φυσικής και ασχολείται με την περιγραφή των κινήσεων και τον τρόπο με τον οποίο δημιουργείται κίνηση μετά από άσκηση δύναμης. Οι δυνάμεις, οι οποίες ασκούνται σε έμβια όντα, μπορούν να προκαλέσουν κίνηση, να είναι ένα υγιές ερέθισμα για την ανάπτυξη ή να κουράσουν τους ιστούς και να προκαλέσουν τραυματισμό. Η εμβιομηχανική παρέχει τα μαθηματικά και εννοιολογικά εργαλεία, που είναι απαραίτητα για την κατανόηση της κίνησης στους ζωντανούς οργανισμούς αλλά βοηθούν και τους επιστήμονες της εμβιομηχανικής να βελτιώσουν και να καταστήσουν περισσότερο ασφαλή την κίνηση αυτή.

Οι άνθρωποι χρειάζονται βοήθεια προς βελτίωση της κίνησης, οπότε για να μπορέσουν οι επιστήμονες να βοηθήσουν χρειάζεται να αποκτήσουν γνώση για το «πως» και το «γιατί» του ανθρώπινου σώματος. Η εμβιομηχανική δίνει στους επαγγελματίες της κινησιολογίας τη γνώση και τις απαραίτητες ικανότητες για να διακρίνουν τι δουλεύει, επομένως είναι μια σημαντική επιστήμη για να λύνουν προβλήματα πάνω στην ανθρώπινη κίνηση. Ωστόσο, η εμβιομηχανική για να έχει τα βέλτιστα αποτελέσματα είναι απαραίτητο να συνδυάζεται με άλλες επιστήμες της κινησιολογίας. Οι επιστήμες αυτές συμπεριλαμβάνουν τη φυσιολογία της άσκησης, την ανάπτυξη κίνησης, τη μάθηση κίνησης, την παιδαγωγική και τέλος την κοινωνική ψυχολογία. Η γνώση από

όλες αυτές τις επιστήμες πρέπει να ενσωματωθεί στην πρακτική του επαγγελματία, διότι τα προβλήματα στην ανθρώπινη κίνηση είναι πολύπλευρα με πολλούς συσχετιζόμενους παράγοντες. Τα προβλήματα της ανθρώπινης κίνησης που ένας επιστήμονας της εμβιομηχανικής αντιμετωπίζει είναι ποικίλα και οι απαντήσεις τους δεν εντοπίζονται ποτέ σε ένα μοτίβο άσπρου – μαύρου (Knudson, 2007).

Η ανθρώπινη κίνηση μπορεί να βελτιωθεί σε πολλούς τομείς. Η αποτελεσματική κίνηση συμπεριλαμβάνει ανατομικούς παράγοντες, νευρομυϊκές δυνατότητες και νοητικές/ ψυχολογικές ικανότητες. Η εμβιομηχανική είναι περισσότερο χρήσιμη στο να βελτιώνει τις επιδόσεις στον αθλητισμό ή γενικότερα σε δραστηριότητες όπου διαδραματίζει κυριότερο ρόλο η τεχνική και λιγότερο η σωματική ικανότητα. Επειδή η εμβιομηχανική είναι ουσιαστικά η επιστήμη της τεχνικής στην κίνηση παρέχει τα απαραίτητα εργαλεία για την ποσοτική και ποιοτική ανάλυση της ανθρώπινης κίνησης (Knudson, 2007).

Οι ανθρώπινες επιδόσεις βελτιώνονται επίσης και με το σχεδιασμό καινοτόμου εξοπλισμού. Πολλές από τις βελτιώσεις στον τομέα αυτό συσχετίζονται με καινούργια υλικά και μηχανικούς σχεδιασμούς. Όταν αυτές οι αλλαγές ενσωματώνονται σε πληροφορίες σχετικά με το άτομο που εκτελεί τις κινήσεις, γίνεται αντιληπτό ότι ο εξοπλισμός βασίστηκε στην εμβιομηχανική μελέτη. Στα εργαστήρια εμβιομηχανικής γίνεται έρευνα για όλους τους γνωστούς κατασκευαστές υλικών των αθλημάτων, για το λόγο αυτό οι ευρεσιτεχνίες που ανακαλύπτονται φυλάσσονται πολύ καλά και από παλαιότερα χρόνια δεν αποτελούσαν δυστυχώς κοινή επιστημονική γνώση (Dabnichki, 2002).

Ακόμη ένας τρόπος που η εμβιομηχανική έρευνα βελτιώνει τις επιδόσεις είναι η πρόοδος στα προγράμματα άσκησης και μάθησης. Οι μελέτες της εμβιομηχανικής σχετίζονται με κινήσεις που εκτελούνται κατά την άσκηση και συσκευές που βοηθούν στην προπόνηση με σκοπό την εφαρμογή της βέλτιστης προπόνησης για τη βελτίωση των επιδόσεων. Πολλές συσκευές έχουν εμφανιστεί για να μετρούν και να ελέγχουν συγκεκριμένες ασκήσεις, προκειμένου να βελτιώσουν τη δύναμη και τη φυσική κατάσταση (Dabnichki, 2002).

Επίσης, σημαντική παράμετρος στην εμβιομηχανική και στις μετρήσεις που γίνονται προκειμένου να ληφθούν εφαρμόσιμα συμπεράσματα κατά την διεξαγωγή μελετών είναι τα αποτελέσματα των αλλαγών κατευθύνσεων και άλλων δυναμικών κινήσεων όπως τα άλματα. Κατά τη διάρκεια της άθλησης, οι ασκούμενοι εκτελούν πολλές και διαφορετικές αλλαγές

κατευθύνσεων, οι οποίες γίνονται προς διάφορες γωνίες και με διαφορετικές ταχύτητες κάθε φορά. Υπάρχει μέχρι σήμερα μεγάλη έλλειψη γνώσεων ως προς τις μετρήσεις αυτών των δυναμικών κινήσεων και ως προς τις επιβαρύνσεις που πραγματοποιούνται στους μύες και τις αρθρώσεις που συμμετέχουν. Οι περιορισμένες έρευνες στον τομέα έχουν δείξει ότι οι περισσότερο σημαντικές μετρούμενες παράμετροι είναι από εμβιομηχανικής άποψης η ταχύτητα και η γωνία αλλαγής της κατεύθυνσης. Επομένως αυτές είναι και οι δύο παράμετροι που πρέπει να εξετάζονται από κλινικούς πρακτικούς και προπονητές όταν συμπεριλαμβάνουν τις παραπάνω κινήσεις σε προπονητικά και θεραπευτικά προγράμματα (Dos'Santos et al., 2018).

Η πρόληψη τραυματισμών και η ασφάλεια κατά την κίνηση είναι ακόμη ένας τομέας στον οποίο βρίσκει εφαρμογή η εμβιομηχανική. Η έρευνα της εμβιομηχανικής είναι ένας δυνατός σύμμαχος στη δύσκολη αποστολή της ιατρικής να αποφύγει και να θεραπεύσει τραυματισμούς κατά την άθληση. Οι μελέτες αυτές παρέχουν πληροφορίες για τις μηχανικές ιδιότητες των ιστών, τις μηχανικές επιβαρύνσεις κατά την κίνηση και θεραπείες αποκατάστασης και πρόληψης. Επίσης, παρέχουν σημαντικά δεδομένα για να επιβεβαιώσουν πιθανούς μηχανισμούς τραυματισμών που έχουν προταθεί από γιατρούς και επιδημιολογικές μελέτες. Για παράδειγμα, ο αυξημένος αριθμός γυναικών στον αθλητισμό πιστοποίησε ότι αντιμετωπίζουν μεγαλύτερο κίνδυνο ρήξης προσθίου χιαστού συνδέσμου (Boden et al., 2000).

Επιστήμονες της μηχανικής και φυσιοθεραπευτές χρησιμοποιούν την εμβιομηχανική για να σχεδιάσουν κινήσεις κατά την εργασία καθώς και βοηθητικό εξοπλισμό, προκειμένου να αποτρέψουν τραυματισμούς που οφείλονται σε κινήσεις κατ' επανάληψη. Μία τέτοια περίπτωση είναι ο συνδυασμός της εμβιομηχανικής με άλλες αθλητικές επιστήμες, που κατέληξε στην παραγωγή διαφορετικών υποδημάτων για διαφορετικά είδη άθλησης και ειδικότερα στα υποδήματα για δρομείς (Frederick, 1986). Η εμβιομηχανική μελέτη στο αυτοκινητιστικά δυστυχήματα οδήγησε στη μέτρηση της σοβαρότητας των τραυματισμών στο κεφάλι. Οι μετρήσεις αυτές εφαρμόστηκαν στο σχεδιασμό και στην κατασκευή πολλών κρανών, που αποτρέπουν θανατηφόρους τραυματισμούς στο κεφάλι. Επίσης, σε περίπτωση ακρωτηριασμού μπορούν να σχεδιαστούν προσθετικά ή τεχνητά μέλη με παρόμοιες μηχανικές ιδιότητες με το άκρο που χάθηκε (Klute et al., 2001).

Η εμβιομηχανική βοηθάει το φυσιοθεραπευτή να εφαρμόσει ασκήσεις αποκατάστασης και να προτείνει βοηθητικές συσκευές. Οι συσκευές αυτές είναι αντικείμενα που διορθώνουν



δυσπλασίες ή τοποθετήσεις των αρθρώσεων ή μεγάλα εργαλεία που βοηθούν τον ασθενή στο να είναι λειτουργικός, όπως βακτηρίες ή περιπατητήρες. Η ποιοτική ανάλυση της βάδισης μπορεί να βοηθήσει ένα θεραπευτή να αποφασίσει αν έχει επανέλθει η μυϊκή δύναμη και ο μυϊκός έλεγχος σε τέτοιο βαθμό ώστε να επιτραπεί η κανονική βάδιση. Ένας προπονητής μπορεί να παρατηρήσει το πρότυπο της βάδισης ενός αθλητή για σημάδια πόνου ή την περιορισμένου εύρους κίνηση για έναν αθλητή σε μια μακρά περίοδο αποκατάστασης (Kirtley, 2006).

Τα τεχνολογικά άλματα που έχουν γίνει στους υπολογιστές όσον αφορά την υπολογιστική τους δύναμη και τη μνήμη έχουν δώσει καινούργιες προοπτικές στην εμβιομηχανική. Πολλές από αυτές τις προοπτικές αφορούν την αποτροπή και τη θεραπεία ανθρώπινων τραυματισμών. Μελέτες της εμβιομηχανικής δύναται να αξιολογήσουν στρατηγικές για την αποτροπή τραυματισμών και καταγμάτων από πτώσεις σε ηλικιωμένους ανθρώπους (Robinovitch et al., 2000). Τα υπολογιστικά μοντέλα εμβιομηχανικής χρησιμοποιούνται για να εξομοιώσουν τα αποτελέσματα ορθοπεδικών χειρουργικών επεμβάσεων ή για να επιμορφώσουν με κινούμενες απεικονίσεις. Κάποιες επιστημονικές ομάδες έχουν αναπτύξει λογισμικό που απεικονίζει ρεαλιστικά την ανθρώπινη κίνηση και βρίσκει εφαρμογή στα ηλεκτρονικά παιχνίδια (Kirtley, 2006).

Σήμερα, η ανάπτυξη της τεχνολογίας και της επιστήμης έχουν εγκαθιδρύσει μια συνεργασία μεταξύ των βιολογικών και μηχανολογικών επιστημών. Πιο συγκεκριμένα, έχει δημιουργηθεί ο Εικονικός Άνθρωπος σαν φυσική υλοποίηση και όχι σαν θεωρητική έννοια (Chao et al., 2007).

Οι βασικές αρχές οι οποίες εφαρμόζονται στην ορθοπαιδική και στην ανάρρωση έχουν γνωρίσει τεράστια ανάπτυξη, πράγμα το οποίο οδήγησε στην βελτίωση της κλινικής φροντίδας. Οι ερευνητές μπορούν πλέον να διαπιστώσουν σε ανατομές πτωμάτων και σε πειραματόζωα πώς συνδέονται τα οστά, οι μύες και οι τένοντες, χρησιμοποιώντας πολύπλοκους γεωμετρικούς όρους, πώς οι μύες ασκούν δύναμη στις αρθρώσεις ακόμη και τον τρόπο με τον οποίο μία ώθηση στον εγκέφαλο μπορεί να οδηγήσει σε μια σύσπαση σε συγκεκριμένο μυ. Ταυτόχρονα οι κλινικοί γιατροί θεραπεύουν περιπτώσεις ασθενών με ατυχήματα σε αθλήματα, χτυπήματα και κινητικές ασθένειες, όπως εγκεφαλική παράλυση και οστεοαρθρίτιδα. Χρησιμοποιώντας τις δοκιμές και τις αποτυχίες τους έχουν καταλήξει σε στρατηγικές επούλωσης και σε χειρουργικές επεμβάσεις, οι οποίες έχουν τα βέλτιστα αποτελέσματα. Οι κλινικές παρατηρήσεις μπορεί να μην μπορέσουν να

διακρίνουν τις δυνάμεις αλληλεπίδρασης που προκαλούν μια βλάβη στο γόνατο, ενώ οι στατικές εξισώσεις αν εφαρμοστούν σε ένα νεκρό γόνατο προκειμένου να εξηγήσουν τη μηχανική της κάμψης δε θα χρησιμεύσουν στη θεραπεία ενός κομμένου συνδέσμου. Οι ερευνητές έχουν καταφέρει να ανακαλύψουν τα υπολογιστικά μοντέλα που συνδέουν τη φυσική δύναμη με τα κλινικά αποτελέσματα, γεφυρώνοντας το κενό μεταξύ των εγκεφαλικών σημάτων και της φυσικής κίνησης (Nuzzo, 2007).

## **1.2 Η εμβιομηχανική στη νευροαποκατάσταση**

Τα τελευταία 30 χρόνια έχει γίνει εκτεταμένη έρευνα στη μυοσκελετική εμβιομηχανική. Καθώς υπάρχει μια συνεχόμενη αύξηση στον αριθμό των ηλικιωμένων, αυξημένο είναι και το ενδιαφέρον για την αντιμετώπιση συχνών παθήσεων στο συγκεκριμένο πληθυσμό, όπως η οστεοαρθρίτιδα στο ισχίο και στα γόνατα. Ως αναφορά τους νεότερους ενήλικες η έρευνα έχει επικεντρωθεί στην αντιμετώπιση παθήσεων της επιγονατίδας, του μηριαίου οστού καθώς και στην αντιμετώπιση σε ρήξεις συνδέσμων, ή τενόντων όπως ο αχίλλειος ή ο οπίσθιος κνημιαίος και ο επιγονατιδικός τένοντας (Kulig & Burnfield, 2008). Ο σχεδιασμός των μοσχευμάτων για αντικατάσταση των εκφυλισμένων αρθρώσεων είναι μία από τις πιο σύγχρονες εφαρμογές στην υπολογιστική εμβιομηχανική (Regna, 2007). Επιπλέον, κύρια αντικείμενα για την έρευνα στην εμβιομηχανική και στις επιστήμες της αποκατάστασης είναι η βελτίωση της βάδισης στις παθήσεις της κίνησης. Πρόσφατα, οι συγκεκριμένες επιστήμες χρησιμοποιούν αισθητήρες, όπως πλέγματα ινών του Bragg (Fiber Bragg Grating, FBGs) λόγω της εύκολης εφαρμογής τους (μικρό μέγεθος, ελάχιστο βάρος, βιο-συμβατότητα, χημική αδράνεια και αδράνεια στην ηλεκτρομαγνητική παρέμβαση). Οι συγκεκριμένοι αισθητήρες έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία σε μια σειρά από άλλες εφαρμογές, όπως η αυτοκινητοβιομηχανία, η αεροναυπηγική, η υποθαλάσσια εξερεύνηση κλπ. Όμως η χρήση τους στην εμβιομηχανική είναι πολύ πρόσφατη. Χρησιμοποιούνται για να μετρήσουν την τάση στα οστά, την πίεση στις αρθρώσεις, τις δυνάμεις που ασκούνται στους μεσοσπονδύλιους δίσκους, την τυχόν παραμόρφωση στη θωρακική κοιλότητα, τις δυνάμεις που ασκούνται από τους τένοντες καθώς και τις γωνίες μεταξύ των μελών του σώματος κατά τη βάδιση (Al-Fakih et al., 2012).

Η εμβιομηχανική του ποδιού και της ποδοκνημικής είναι πολύ σημαντικές για τη σωστή λειτουργία του κάτω άκρου. Η σωστή κίνηση της άρθρωσης μεταξύ πέλματος και αστραγάλου επηρεάζει την ικανότητα του κάτω άκρου στην κατανομή του βάρους του υπόλοιπου σώματος.

Είναι πολύ σημαντικό το κάτω άκρο να μπορεί να κατανέμει και να διασκορπίσει συμπιεστικές, διατμητικές και στρεπτικές δυνάμεις στις διαφορετικές φάσεις της βαδίσσης. Ακατάλληλη κατανομή των δυνάμεων αυτών μπορεί να οδηγήσει σε ασυνήθιστη πίεση και πιθανή κατάρρευση του συνδετικού και μυϊκού ιστού. Μερικές παθολογικές καταστάσεις είναι το αποτέλεσμα ασυνήθιστων μηχανικών κινήσεων στο πέλμα και στον αστράγαλο. Η χρήση ορθωτικών για την επαναφορά της σωστής κίνησης είναι μία από τις περισσότερο διαδεδομένες κλινικές εφαρμογές της εμβιομηχανικής στις παθολογικές καταστάσεις λόγω ασυνήθιστης κατανομής δυνάμεων στο πέλμα (Donatelli, 1987). Χαρακτηριστική είναι η περίπτωση των εμφυτευμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στους Ολυμπιακούς αγώνες από δρομείς με σοβαρές παθήσεις των ποδιών, οι οποίοι, ενώ στο παρελθόν δυσκολεύονταν ακόμη και να βαδίσουν, πλέον μπορούν και τρέχουν σε χρόνους πολύ κοντά με αυτούς που παρουσιάζουν οι αρτιμελείς αθλητές.

Στην κλινική πρακτική η εμβιομηχανική ασχολείται κυρίως με τις δυσλειτουργίες των αρθρώσεων. Η έρευνα σχετικά με τους τραυματισμούς στο γόνατο και τη μηχανική αυτών έχει ξεκαθαρίσει τους κυριότερους παράγοντες, οι οποίοι οδηγούν στους τραυματισμούς αυτού του είδους. Τα ευρήματα αυτά όμως δύσκολα βρίσκουν κλινική εφαρμογή. Στις συγκεκριμένες μελέτες, αν και έχουν μικρή πρακτική σημασία χρησιμοποιούνται τα επιστημονικά όργανα με το μεγαλύτερο κόστος και πραγματοποιούνται οι περισσότερο χρονοβόρες υπολογιστικές αναλύσεις. Τελικά, έχουν δημιουργηθεί αρκετά εργαλεία, τα οποία βοηθούν στην καθοδήγηση της κλινικής πρακτικής σε σχέση με την πρόληψη από τραυματισμούς στο γόνατο στο μέρος του γενικού πληθυσμού που είναι αθλητικά ενεργός (Ortiz & Micheo, 2011).

Η εμβιομηχανική και οι αρχές της εφοδιάζουν τις υπόλοιπες σχετικές επιστήμες με μία πολύτιμη οπτική για την κατανόηση του μηχανισμού του τραυματισμού, της αποκατάστασης και της αντικατάστασης του ισχίου. Για παράδειγμα, η κατανόηση της εμβιομηχανικής του ισχίου είναι ζωτικής σημασίας για την εξέλιξη της διάγνωσης και της θεραπείας σε πολλές παθολογικές καταστάσεις. Μερικοί από τους τομείς οι οποίοι έχουν αναπτυχθεί με τη βοήθεια της εξέλιξης της εμβιομηχανικής του ισχίου συμπεριλαμβάνουν την εκτίμηση της καλής λειτουργίας της άρθρωσης, την ανάπτυξη προγραμμάτων αποκατάστασης για τα προβλήματα της άρθρωσης, διαδικασίες για το σχεδιασμό χειρουργικών ανορθωτικών επεμβάσεων και τέλος την ανάπτυξη μοσχευμάτων για τη συνολική αντικατάσταση του ισχίου (Johnston et al., 1998).

Ένα εμβιομηχανικό μοντέλο του αντίχειρα μπορεί να βοηθήσει τους ερευνητές και τους κλινικούς γιατρούς να κατανοήσουν καλύτερα το κλινικό πρόβλημα και το πώς η ανατομική ποικιλομορφία οδηγεί σε διαφορετικά αποτελέσματα στις επεμβάσεις που έχουν στόχο την αποκατάσταση βλαβών στον αντίχειρα. Επίσης, η εμβιομηχανική επιτρέπει στους επιστήμονες να αποφύγουν τις δυσκολίες που προκαλεί η συμβατική μοντελοποίηση με υπολογιστές, στην οποία χρειάζεται να γίνουν πολύπλοκοι μαθηματικοί υπολογισμοί και τελικά να υπάρχουν αμφιβολίες στις μυοσκελετικές παραμέτρους (Valero-Cuevas, 2003).

Η βαρύτητα της μελέτης των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων των κυττάρων που υπάρχουν στους συνδέσμους έχει εμπλουτίσει τη γνώση πάνω στη λειτουργία των κυττάρων αυτών. Η γνώση αυτή επιτρέπει τη διάκριση των πλέον σημαντικών κυττάρων και ιστών που χρειάζονται αποκατάσταση μετά από τραυματισμό και βοηθά στην επιλογή των κατάλληλων υλικών με παρόμοιες με τους ιστούς ιδιότητες, τα οποία θα χρησιμοποιηθούν σαν αντικαταστάτες (Mkandawire et al., 2001). Όλες οι παραπάνω εφαρμογές αποτελούν αποδείξεις για το πώς είναι δυνατή η διαφορετική προσέγγιση στην αντιμετώπιση μυοσκελετικών προβλημάτων, χρησιμοποιώντας διαφορετικές μηχανικές μεθοδολογίες.

Η νευρική αποκατάσταση βασίζεται στην ανάπτυξη αρχών που δημιουργήθηκαν για να αποκαταστήσουν νευροκινητικές λειτουργίες, προκειμένου να επανέλθει η φυσιολογική λειτουργία κίνησης στο βάδισμα και χρησιμοποιεί τις τεχνικές από τη νευροφυσιολογία και την εκμάθηση κινήσεων (Belda-Lois et al., 2011). Ο ρόλος του φυσιοθεραπευτή είναι να στηρίζει τα σωστά μοτίβα κίνησης στον ασθενή και αυτές οι κινήσεις μετρούνται κατά το βάδισμα με εμβιομηχανικές εφαρμογές, επιπλέον αισθητήρες και όργανα παρακολούθησης της κίνησης. Για παράδειγμα, οι ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη και περιφερικές νευροπάθειες έχουν πολλά ατυχήματα κατά τη βόδιση. Επομένως, η εμβιομηχανική ανάλυση της βόδισής τους μπορεί να οδηγήσει στην ανακάλυψη θεραπειών που αποτρέπουν ή μειώνουν τους τραυματισμούς αυτούς. Σύμφωνα με μελέτες σε ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη και περιφερική νευροπάθεια, αν συγκριθούν με άτομα της ίδιας ηλικίας παρουσιάζουν μειωμένη κινητικότητα, ταχύτητα και δύναμη στην άρθρωση του αστραγάλου καθώς και μικρότερο διασκελισμό κατά τη βόδιση. Οι έρευνες δείχνουν ότι οι ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη φαίνεται να κινούν τα πόδια τους προς τα εμπρός, χρησιμοποιώντας τους μυς του ισχίου αντί να χρησιμοποιούν καμπτήρες μύες (άρθρωση ποδοκνημικής) (Mueller et al., 1994). Οι επιπλοκές που συναντώνται κατά τη θεραπεία άπτονται του γεγονότος ότι επιδιώκεται μείωση των τραυματισμών κατά τη βόδιση στις ανωτέρω δύο

κατηγορίες ασθενών. Επομένως, οι θεραπείες θα πρέπει να παρακολουθούνται και να αναλύονται με κατάλληλους αισθητήρες, διαφορετικούς για κάθε κατηγορία ασθενών.

Ένα κινητικό μοντέλο που έχει αναπτυχθεί για χρήση με δύο έως τέσσερις αισθητήρες μπορεί να ανιχνεύσει κινήσεις με αποκλίσεις μέχρι 0,1 cm σε μια κίνηση 10 cm και μπορεί να μετρήσει γωνία 10° (Lu Bai et al., 2012). Η εφαρμογή ενός τέτοιου μοντέλου με αισθητήρες αδράνειας σε ασθενείς με νευρολογικές παθήσεις στη διαδικασία της αποκατάστασης βοηθάει στις δοκιμές, ενώ η ανάλυση αντίστοιχων δεδομένων σε υγιείς εθελοντές δίνει τα στοιχεία που απαιτούνται για σύγκριση. Επιπλέον πληροφορίες μπορούν να συλλεχθούν βασιζόμενες στο συγχρονισμό κάθε κίνησης μέσα σε μια δοκιμασία, στις τροχιές στις τρεις διαστάσεις, και στις αλλαγές στην μέγιστη επιτάχυνση. Για παράδειγμα, ο συγχρονισμός κάθε κίνησης μπορεί να υποδεικνύει την ικανότητα του ασθενούς να πιάσει και να κρατήσει ένα αντικείμενο και η τιμή του εύρους κίνησης μπορεί να δείξει την απόκριση του ασθενούς στη διαδικασία της αποκατάστασης (Lu Bai et al., 2012).

### **1.3 Η εμβιομηχανική στην κίνηση του ανθρώπινου σώματος**

Ο κύκλος της βάρδισης ορίζεται ως η χρονική περίοδος της επαφής της πτέρνας ενός ποδιού (π.χ. του αριστερού) μέχρι την επόμενη επαφή της πτέρνας του ίδιου ποδιού, το οποίο συνιστά ένα βήμα (Grimshaw et al., 2006). Αυτός ο κύκλος χωρίζεται σε δύο φάσεις, τη φάση στήριξης και τη φάση αιώρησης. Κατά μέσο όρο ένας κύκλος βάρδισης έχει διάρκεια ένα δευτερόλεπτο, 60% σε στάση και 40% σε αιώρηση. Η φάση της στάσης διαιρείται επιπλέον σε μια αρχική φάση διπλής στάσης, η οποία ακολουθείται από τη φάση μονής στάσης και καταλήγει σε μια τελική φάση μονής στάσης. Η διπλή στάση υποδηλώνει ότι και τα δύο πόδια βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος, ενώ κατά τη φάση της μονής στάσης το ένα μόνο από τα δύο πόδια βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος. Κατά τη βάρδιση υπάρχει μια περίοδος διπλής στάσης, όμως κατά το τρέξιμο η περίοδος αυτή αντικαθίσταται με μια φάση πτήσης, κατά την οποία κανένα από τα δύο πόδια δεν είναι σε επαφή με το έδαφος. Κατά την αρχική φάση στάσης η πτέρνα είναι σε επαφή με το έδαφος, προοδευτικά έρχεται ολόκληρη σε επαφή με το έδαφος κατά τη φάση μονή στάσης και τελικά με την επαφή του μπροστινού μέρους κατά την τελική φάση της διπλής στάσης με τα δάκτυλα να έχουν φορά προς τα επάνω. Αυτή είναι η φυσιολογική πελματιαία επαφή με το έδαφος κατά τη βάρδιση, η οποία όμως διαφοροποιείται σε παθολογικές καταστάσεις. Για παράδειγμα, η ιπποειδής

βάδιση χαρακτηρίζεται από την αρχική επαφή του εμπρός ποδιού με το έδαφος και ακολουθεί η φυσιολογική επιφάνεια επαφής, ενώ σε ορισμένες περιπτώσεις η πτέρνα μπορεί να μην έρχεται καθόλου σε επαφή με το έδαφος (Pilliner et al., 2002). Κατά τη φάση της διπλής στάσης το βάρος του σώματος μεταφέρεται από το ένα πόδι στο άλλο. Κατά τη διάρκεια της μονής στάσης το κέντρο βάρους του σώματος περνάει πάνω από το πόδι, ώστε να γίνει η προετοιμασία να περάσει στο άλλο πόδι. Η βάδιση έχει χαρακτηριστεί σαν μια σειρά από πτώσεις από το ένα σκέλος στο άλλο και είναι αυτονόητη ότι η πιο επικίνδυνη για τραυματισμούς φάση είναι περίοδος μετατόπισης του βάρους.

Το βήμα μπορεί να μετρηθεί με ηλεκτρομαγνητικούς αισθητήρες σε ένα κλινικό περιβάλλον, ένα εργαστήριο δηλαδή στο οποίο υπάρχει ο απαραίτητος επιστημονικός εξοπλισμός για αξιόπιστες και επαναλαμβανόμενες μετρήσεις. Η μέτρηση γίνεται από ειδικούς αισθητήρες, οι οποίοι καταγράφουν ηλεκτρικό σήμα και πιο συγκεκριμένα μεταβολή στη διαφορά δυναμικού, έτσι ώστε σε μία μελέτη να υπάρχει μία ξεκάθαρη εικόνα για το ποιοι μύες ενεργοποιούνται σε κάθε κίνηση (Perry, 1998).

Όπως και στην περίπτωση της βάδισης, το τρέξιμο μπορεί να αναλυθεί με την παρατήρηση του διασκελισμού σε πραγματικό χρόνο, χρησιμοποιώντας κάμερες υψηλής ανάλυσης, πλάκες δύναμης, ηλεκτρονικούς υπολογιστές και άλλα εργαστηριακά όργανα μετρήσεων. Υπάρχουν συνολικά πέντε συστήματα μέτρησης της βάδισης και συμπεριλαμβάνουν: κινητική ανάλυση, δυναμικό ηλεκτρομυογράφημα, καταγραφές πλακών δύναμης, μετρήσεις δαπανώμενης ενέργειας και μετρήσεις χαρακτηριστικών διασκελισμού. Η κινητική ανάλυση σχετίζεται με την παραγόμενη δύναμη και γίνεται σε σταθερές συνθήκες χωρίς σταμάτημα και ξεκίνημα και απαιτεί αρκετό χώρο, προκειμένου το άτομο που αναλύεται να μπορεί να ξεκινήσει, να επιταχύνει, να περπατήσει/τρέξει και να σταματήσει (Dugan & Bhat, 2005).

Η μελέτη της ανθρώπινης κίνησης από την αρχαία Ελλάδα μέχρι σήμερα, με την ανάπτυξη της τεχνολογίας όπως οι φωτογραφικές μηχανές και οι βιντεοκάμερες, οι δυναμοπλατφόρμες, η μέτρηση οστικής πυκνότητας, η μαγνητική τομογραφία, το ηλεκτρομυογράφημα και η ανάπτυξη διαφορετικών αισθητήρων, έχει οδηγήσει στην κινητική και κινηματική ανάλυση της βάδισης και στη βελτίωση της κλινικής αξιολόγησης και αποκατάστασης των αθλητικών τραυματισμών και των χρόνιων εκφυλιστικών νόσων όπως η οστεοαρθρίτιδα. Σήμερα η εμβιομηχανική εφαρμόζεται στα κάτω άκρα σε τενοντοπάθειες όπως του αχίλλειου τένοντα, σε προβλήματα στον οπίσθιο

κνημιαίο, σε μέτρηση δυνάμεων σε αρθρώσεις κατά την εκτέλεση λειτουργικών δραστηριοτήτων όπως η προσγείωση από άλματα και στην αντικειμενική καταγραφή κυκλικών κινήσεων όπως η βάδιση και το τρέξιμο.

#### **1.4 Σκοπός της εργασίας**

Η βιβλιογραφική ανασκόπηση των λειτουργικών δοκιμασιών του κάτω τριτημορίου έχει ως σκοπό την αναζήτηση μελετών που τεκμηριώνουν τις φορτίσεις που αναπτύσσονται και τη μυϊκή ενεργοποίηση που συμβαίνει κατά την εκτέλεση αυτών των δοκιμασιών. Διαπιστώνεται έλλειψη στην παρούσα βιβλιογραφία ως προς τη συγκέντρωση των προαναφερόμενων δεδομένων. Μέχρι πριν από δύο δεκαετίες οι σχετικές έρευνες που συναντώνται στη βιβλιογραφία χρησιμοποιούν συνήθως τις λειτουργικές δοκιμασίες, μετρώντας με κάποιο αναλογικό τρόπο (π.χ. χρόνος/ύψος με απλό χρονόμετρο ή ταινία ή ακόμη και απλά βιντεοσκοπώντας τις δοκιμασίες) χωρίς να δώσουν έμφαση στην εμβιομηχανική τους διάσταση (Harrison et al., 1999). Οι μελέτες που θα συγκεντρωθούν στην παρούσα εργασία έχουν το κοινό χαρακτηριστικό ότι αναφέρονται σε δυνάμεις που ασκούνται στους συμμετέχοντες μυς και αρθρώσεις κατά την εκτέλεση των λειτουργικών δοκιμασιών. Οι μετρήσεις στις μελέτες έγιναν με τρόπους που ανταποκρίνονται στην εμβιομηχανική μεθοδολογία, όπως αυτή διατυπώθηκε ανωτέρω. Κατόπιν ανάλυσης των δημοσιεύσεων, επιδιώκεται συμπερασματικά να διακριθούν οι περισσότερο κατάλληλες και αξιόπιστες δοκιμασίες που έχουν ταυτόχρονα και πρακτική εφαρμογή είτε σε θεραπευτικά είτε σε προπονητικά πρωτόκολλα.

## **2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ**

### **2.1 Εισαγωγή**

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε αναζήτηση επιστημονικών άρθρων με κριτήριο τις λέξεις κλειδιά των δοκιμασιών. Η αναζήτηση έγινε στη βάση δεδομένων PEDro (Physiotherapy Evidence Database). Η συγκεκριμένη μηχανή αναζήτησης είναι ελεύθερα προσβάσιμη και περιέχει περισσότερες από 42.000 λειτουργικές δοκιμασίες για όλα τα μέρη του σώματος, συστηματικές βιβλιογραφικές ανασκοπήσεις της βιβλιογραφίας και κλινικές οδηγίες για τους φυσιοθεραπευτές.

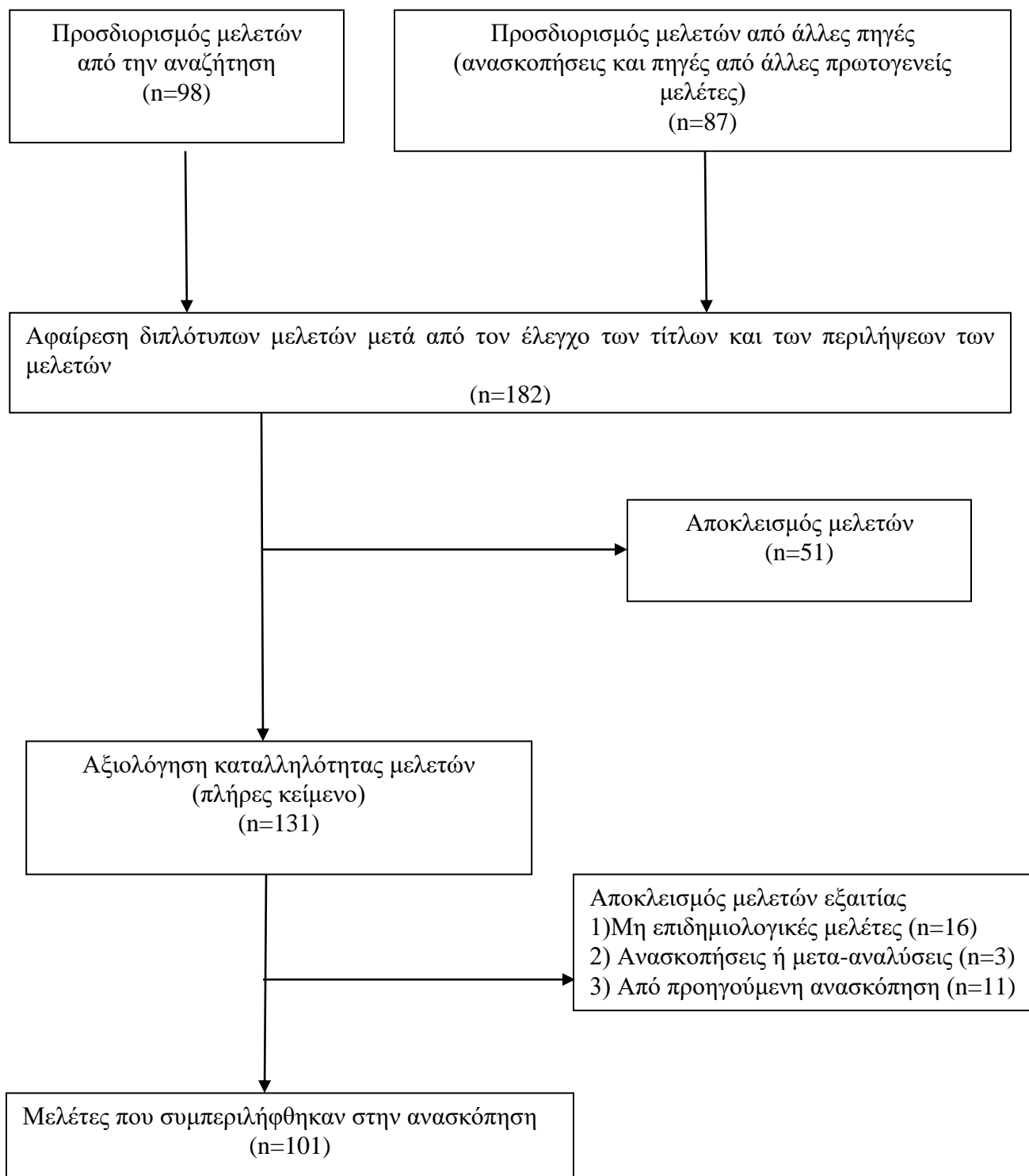
Η αναζήτηση επεκτάθηκε σε περισσότερες βάσεις δεδομένων και πιο συγκεκριμένα τις PubMed, ResearchGate, Google Scholar και Scopus. Για κάθε άρθρο οι βάσεις δεδομένων παραθέτουν τις βιβλιογραφικές παραπομπές, την περίληψη και σύνδεσμο για το πλήρες κείμενο όπου αυτό είναι διαθέσιμο. Όλες οι δοκιμασίες στις βάσεις δεδομένων εκτιμώνται ξεχωριστά για την ποιότητά τους και χαρακτηρίζονται από μία βαθμολογία, προκειμένου να καθοδηγείται ο χρήστης στις λειτουργικές δοκιμασίες που έχουν επαρκείς πληροφορίες για την κλινική πρακτική.

### **2.2 Μέθοδος**

Έγινε αναζήτηση ξεχωριστά για κάθε δοκιμασία και στην περίπτωση που οι λειτουργικές δοκιμασίες ήταν ίδιες σε περισσότερα από ένα άρθρα προτιμήθηκαν τα περισσότερο πρόσφατα άρθρα καθώς και εκείνα με μεγαλύτερο σκορ στη βάση δεδομένων. Συγκεκριμένα, η αναζήτηση οδήγησε αρχικά στον εντοπισμό 98 μελετών, ενώ ταυτόχρονα συγκεντρώθηκαν επιπλέον 87 μελέτες μέσω άλλων πηγών (ανασκοπήσεις και πηγές από άλλες πρωτογενείς μελέτες). Ακολούθησε η αφαίρεση των διπλότυπων μελετών έπειτα από προσεκτικό έλεγχο τόσο των τίτλων όσο και των περιλήψεων αυτών, οπότε παρέμειναν 182 μελέτες. Στη συνέχεια αποκλείστηκαν 51 μελέτες, καθότι θεωρήθηκαν μη συναφείς με το ερευνητικό υπόβαθρο της παρούσας μελέτης. Ακολούθησε η αξιολόγηση των 131 μελετών που παρέμειναν με βάση το πλήρες κείμενο αυτών και τελικά αποκλείστηκαν συνολικά 30 μελέτες. Συγκεκριμένα, αποκλείστηκαν 16 μελέτες καθότι αφορούσαν μη επιδημιολογικές μελέτες και 3 μελέτες που αφορούσαν ανασκοπήσεις ή μετα-



αναλύσεις. Επιπρόσθετα, αποκλείστηκαν 11 μελέτες που εξέταζαν προηγούμενες ανασκοπήσεις. Συνεπώς, στην παρούσα έρευνα συμπεριλήφθησαν συνολικά 101 μελέτες, οι οποίες πληρούσαν απόλυτα τα κριτήρια επιλογής που τέθηκαν. Στο διάγραμμα ροής που ακολουθεί αποτυπώνονται οι μέθοδοι, οι οποίες εφαρμόστηκαν κατά την επιλογή των άρθρων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία.



**Διάγραμμα 2.1:** Διάγραμμα ροής – Μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε για την τελική επιλογή των μελετών.

Στον Πίνακα 2.1 παρουσιάζεται μία συνολική παρουσίαση των λειτουργικών δοκιμασιών που αναλύθηκαν.

**Πίνακας 2.1:** Οι λειτουργικές δοκιμασίες του κάτω τριτημορίου.

Δοκιμασίες κάτω άκρου	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Standing Long Jump</li> <li>2) Single leg hop for distance</li> <li>3) Single leg vertical</li> <li>4) Vertical jump</li> <li>5) Y – Balance test</li> <li>6) Crossover hop test for time and distance</li> <li>7) Drop Jumps</li> <li>8) Single Leg 90 degree spins</li> <li>9) Modified T- test</li> <li>10) Agility T-test</li> <li>11) Reactive Agility Test</li> <li>12) One-legg Squat for Depth</li> <li>13) Percentage Leg Press</li> <li>14) Single-leg Balance</li> <li>15) Single-leg Cycling</li> <li>16) One-leg hop for distance</li> <li>17) Singel-leg triple hop for distance</li> <li>18) Timed single leg hop</li> <li>19) Single leg 6 m hop for time</li> <li>20) Deep Squat</li> <li>21) Songle-leg squat</li> <li>22) Single-leg stance</li> <li>23) Side hop Test</li> <li>24) Figure 8 Hop Test</li> <li>25) Square hop test for time and number of jumps</li> </ol>
Patellofemoral Functional Testing	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Anteromedial lunge</li> <li>2) Step-down dip, left and right</li> <li>3) Total gym leg press</li> <li>4) Bilateral squat</li> <li>5) Balance and reach</li> <li>6) Standing long jump</li> </ol>
Δοκιμασίες κορμού	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Trunk Stability Test</li> <li>2) Unilateral Hip Bridge Endurance Test</li> <li>3) Trunk Extensor Endurance Test</li> <li>4) Trunk Stability push-up</li> <li>5) Right and left hurdle step</li> <li>6) In-line lunge</li> <li>7) Active straight leg raise</li> <li>8) Rotary stability</li> <li>9) T-run Test</li> </ol>
Δοκιμασίες Λεκάνης	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Lumb-pelvic Stability test</li> </ol>
Δοκιμασίες ΟΜΣΣ	<ol style="list-style-type: none"> <li>1) Single-limb stance</li> <li>2) Sitting on a “Bobath Ball”</li> <li>3) Unilateral pelvic lift</li> <li>4) PLE test</li> </ol>

## 2.3 Δοκιμασίες κάτω άκρου

### 2.3.1 Standing long jump (SLJ) test - Δοκιμασία άλματος σε απόσταση από τη στάση προσοχής

Η δοκιμασία αυτή ξεκινά με τον ασκούμενο να στέκεται πίσω από μία γραμμή, με τα πόδια του να βρίσκονται περίπου στην ίδια ευθεία με τους ώμους. Χρησιμοποιώντας την αιώρηση των χεριών και την κάμψη των γονάτων για να παραχθεί η απαραίτητη ώθηση, ο ασκούμενος προσπαθεί να πηδήξει όσο το δυνατόν μακρύτερα, με προσγείωση και των δύο ποδιών και χωρίς πτώση προς τα πίσω.

Οι Wu και συν. (2003) πραγματοποίησαν μία εμβιομηχανική ανάλυση της δοκιμασίας *standing long jump* με σκοπό να διερευνήσουν το αποτέλεσμα της κίνησης των χεριών και της αρχικής τοποθέτησης των ποδιών, αναλύοντας την εδαφική αντίδραση (*ground reaction force*, GRF) μαζί με τρισδιάστατη ανάλυση της κίνησης. Τριάντα τέσσερις (34) ενήλικες γυναίκες πραγματοποίησαν τη δοκιμασία αυτή σε δυναμοπλατφόρμα, ασκώντας τη μέγιστη δύναμη. Χρησιμοποιώντας κινητικά και κινηματικά δεδομένα υπολογίστηκαν η τροχιά της κεντρικής μάζας του σώματος, η γωνία της άρθρωσης του γονάτου, το μέγεθος της δύναμης απογείωσης και η ώθηση κατά τη διάρκεια της προετοιμασίας για το άλμα. Οι μετρήσεις έδωσαν μέση δύναμη 2,21N και 1,50N στον κάθετο άξονα για 45° και 90° γωνία γονάτου αντίστοιχα όταν τα χέρια είναι περιορισμένα. Αντίθετα, με τα χέρια ελεύθερα οι μετρήσεις έδωσαν μέση δύναμη 2,09N και 1,62N για 45° και 90° αντίστοιχα. Συμπερασματικά, τα άλματα που έγιναν με γωνία γονάτου 90° κατά την αρχική κάμψη ήταν 1,2 φορές ψηλότερα σε σχέση με αυτά που έγιναν με γωνία γονάτου 90°, ενώ η ταχύτητα απογείωσης ήταν κατά 11% υψηλότερη. Τέλος, η έρευνα καταλήγει στο συμπέρασμα ότι η αρχική κάμψη των γονάτων κατά 90° επιμηκύνει σχετικά το χρόνο κατά τον οποίο ασκείται δύναμη στη δυναμοπλατφόρμα από τους μυς των ποδιών.

Οι Huang και Tang (2009), αναγνωρίζοντας την έλλειψη στην επιστημονική μελέτη της δοκιμασίας *standing long jump*, εντόπισαν μία έλλειψη ως προς τη δοκιμασία αυτή, αφού όλες οι έρευνες που δημοσιεύτηκαν μέχρι τη συγκεκριμένη χρονική περίοδο ανέλυαν την κίνηση και τα αποτελέσματα αυτής στους ενεργοποιούμενους μυς και αρθρώσεις με δισδιάστατο μοντέλο. Ο σκοπός της μελέτης τους ήταν η διερεύνηση με τρισδιάστατο κινητικό μοντέλο της διαδικασίας του *standing long jump*, συγκρίνοντας τις παραλλαγές της δοκιμασίας (περιορισμό στην κινητικότητα των άνω άκρων, φυσιολογικό άλμα και άλμα με επιβάρυνση φορτίου). Οι εθελοντές

στέκονταν σε δυναμοπλατφόρμα και αποτυπώθηκε η τρισδιάστατη κίνησή τους, τοποθετώντας συνολικά 64 σημεία αναφοράς στο σώμα τους, τα οποία ανιχνεύονταν από αντίστοιχες κάμερες. Οι μεταβλητές που μετρήθηκαν ήταν η απόσταση του άλματος, οι ταχύτητες που αναπτύσσονταν στον κάθετο και στον οριζόντιο άξονα, ενώ τα αποτελέσματα παρατίθενται στον πίνακα που ακολουθεί. Οι μετρήσεις έδειξαν ότι οι στη δοκιμασία *standing long jump* η άρθρωση του γονάτου εκτεινόταν λιγότερο, ενώ μείωση παρατηρήθηκε στη ροπή της εξωτερικής περιστροφής του κάτω άκρου και στην ροπή της κάμψης του γονάτου. Το συμπέρασμα της έρευνας ήταν ότι το *standing long jump* είχε καλύτερες επιδόσεις ως προς το ύψος και την ταχύτητα απογείωσης λόγω των μειωμένων επιβαρύνσεων.

**Πίνακας 2.2:** Κινηματικές μεταβλητές και δύναμη εδαφικής αντίδρασης για τα άλματα (από Huang & Tang, 2009).

	<b>RAJ</b>	<b>NJ</b>	<b>LJ</b>
<b>Απόσταση (m)</b>	1,936±0,12	2,309±0,15	2,466±0,18
<b>Οριζόντια ταχύτητα (m/s)</b>	3,085±0,14	3,492±0,30	3,569±0,33
<b>Κάθετη ταχύτητα (m/s)</b>	1,929±0,17	1,707±0,22	1,557±1,11
<b>Μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης Fx</b>	646,6±102,1	796,0±143,9	716,2±63,5
<b>Μέγιστη ροπή ισχίου Tx (Nm)</b>	21,63±2,70	27,00±3,59	20,55±4,62
<b>Μέγιστη ροπή ισχίου Tz (Nm)</b>	13,95±3,86	16,33±3,58	10,24±3,38
<b>Μέγιστη ροπή γόνατος Tx (Nm)</b>	-18,33±3,84	-25,34±4,49	-19,50±4,85

x: κατεύθυνση κάμψης (-) και έκτασης (+), y: κατεύθυνση προσαγωγής (-) και απαγωγής (+), z: κατεύθυνση έσω στροφής (-) και έξω στροφής (+).

### 2.3.2 Single-leg hop (SLH) for distance test - Δοκιμασία αναπήδησης σε απόσταση στο ένα πόδι

Στη δοκιμασία *SLH* ο ασκούμενος στέκεται με τα δάκτυλα των ποδιών του πίσω από μία γραμμή και πηδά οριζόντια όσο μακρύτερα μπορεί, ενώ προσγειώνεται με το ίδιο πόδι που ξεκίνησε.

**Πίνακας 2.3:** Μετρήσεις εύρους κίνησης και ώθησης στην εκτέλεση της δοκιμασίας *single leg hop for distance* (από Orishimo et al., 2010).

Εύρος κίνησης (°)	πλευρά p= 0,006	
Ποδοκνημική	49,1 (11,1)	53,7 (6,5)
Γόνατο	35,6 (14,2)	48,1 (14,4)
Ισχίο	48,1 (22,6)	56,2 (19,6)
<b>Μέγιστη δύναμη εδαφικής αντίδρασης GRF (BW)</b>		
Εγκάρσιο επίπεδο	1,7 (0,3)	2,0 (0,3)
Οριζόντιο επίπεδο	0,5 (0,2)	0,5 (0,2)
Κάθετο επίπεδο	1,7 (0,3)	1,9 (0,3)
<b>Μέγιστη ροπή κάμψης (Nm/kg)</b>		<b>πλευρά * άρθρωση p=0,011</b>
Ποδοκνημική	2,6 (0,6)	2,3 (0,5)
Γόνατο	1,2 (0,9)	2,0 (0,9)
Ισχίο	2,5 (1,2)	1,8 (1,1)
<b>Μέγιστη δύναμη (W/kg)</b>		<b>πλευρά * άρθρωση p=0,003</b>
Ποδοκνημική	13,7 (5,5)	13,2 (4,6)
Γόνατο	6,4 (4,3)	10,4 (5,1)
Ισχίο	8,2 (3,9)	6,8 (4,2)
<b>Μέγιστη συνολική ροπή κάμψης (Nm/kg)</b>		
	5,1 (0,8)	5,3 (1,4)
<b>Ροπή κατά τη χρονική στιγμή μέγιστης κάμψης (Nm/kg)</b>		<b>πλευρά * άρθρωση p=0,015</b>
Ποδοκνημική	2,2 (0,7)	1,8 (0,9)
Γόνατο	0,8 (1,4)	1,9 (0,9)

Οι Orishimo και συν. (2010) μελέτησαν την εμβιομηχανική της δοκιμασίας του *single leg hop for distance* σε 13 ασθενείς που ακολουθούσαν συγκεκριμένο πρωτόκολλο αποκατάστασης πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Κατέγραψαν τα κινηματικά δεδομένα και την δύναμη εδαφικής αντίδρασης κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας *single leg hop* σε κάθε πόδι. Το μέσο χρονικό διάστημα μετά την χειρουργική επέμβαση που πραγματοποιήθηκε η δοκιμασία ήταν  $7,2 \pm 2,7$  μήνες με εύρος από 4 έως 12 μήνες. Η κινητικότητα του γονάτου του ποδιού που υπέστη την επέμβαση βρέθηκε μειωμένη κατά στατιστικά σημαντικό τρόπο καθώς όλοι οι συμμετέχοντες παρουσίασαν αναπήδηση μεγαλύτερη στο μη χειρουργημένο πόδι ( $145,2 \pm 30,6$  cm) σε σχέση το χειρουργημένο

πόδι ( $135,8 \pm 31,9$  cm,  $p < 0,001$ ), ενώ οι δυνάμεις που ασκούνταν από το πόδι που υπέστη ρήξη χιαστού ήταν χαμηλότερες στην άρθρωση του γονάτου και υψηλότερες στις αρθρώσεις του αστραγάλου και του ισχίου. Κατά την προσγείωση, το εύρος κίνησης της άρθρωσης του γονάτου ήταν μειωμένο, ενώ η μέγιστη δύναμη που προσροφήθηκε από το άκρο με τη ρήξη ήταν σημαντικά μειωμένη. Συμπερασματικά, η έρευνα κατέληξε στο γεγονός ότι οι κινήσεις των άκρων μετά από τραυματισμό έχουν την τάση να καλύπτουν το άκρο το οποίο έχει την αδυναμία.

### **2.3.3 Sit-to-stand test (STST) - Δοκιμασία έγερσης από καθιστή θέση**

Η δοκιμασία *STST* αφορά την έγερση από καθιστή θέση σε μία καρέκλα σε όρθια στάση, με τα χέρια σταυρωμένα να ακουμπούν στους ώμους. Χρησιμοποιείται ευρέως για την αξιολόγηση τόσο της δύναμης των κάτω άκρων και κυρίως του ορθού μηριαίου μυ όσο και για την στατική ισορροπία (Bohannon, 2009).

Οι Bohannon και συν. (2010) εξέτασαν τη συσχέτιση μεταξύ της δύναμης των κάτω άκρων και της επίδοσης της δοκιμασίας σε άντρες και γυναίκες μεγάλου ηλικιακού εύρους. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η δύναμη και μυϊκή ενεργοποίηση του τετρακέφαλου μύος είναι ο σημαντικότερος παράγοντας για την καλύτερη επίδοση της δοκιμασίας αυτής, τονίζοντας έτσι την ζωτική σημασία του για την επίτευξη του συγκεκριμένου τεστ. Μολαταύτα, οι ερευνητές επισημαίνουν ότι το δείγμα τους ήταν σχετικά μικρό για δείγμα ευκολίας υγείων ατόμων, γεγονός που επηρεάζει την εγκυρότητα των αποτελεσμάτων.

Σε συμφωνία με την παραπάνω έρευνα, έρχεται η έρευνα των Burnett και συν. (2011), οι οποίοι αξιολόγησαν την συμμετρία ανάμεσα στο κυρίαρχο κάτω άκρο και στο μη κυρίαρχο σε μεταβλητές όπως μυϊκή ενεργοποίηση και κάθετη εδαφική αντιδραστική δύναμη, κατά την βάδιση και την έγερση από καρέκλα. Την μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση την είχε ο τετρακέφαλος μυς και στα δύο άκρα, ενώ οι οπίσθιοι μηριαίοι ήταν οι μόνοι που παρουσίασαν στατιστικά σημαντική διαφορά κατά την ενεργοποίηση ανάμεσα στα δύο άκρα. Αν και αυτή η παρατήρηση δικαιολογεί την χαμηλή ενεργοποίηση των οπίσθιων μηριαίων κατά την έγερση από την καρέκλα, οι ερευνητές επισημαίνουν ότι η διαδικασία θα πρέπει να ερευνηθεί περισσότερο σε άτομα με κάποια παθολογία, αφού η παρέκκλιση αυτή μπορεί να οφείλεται σε αναπροσαρμογές των μυϊκών συνεργειών. Μολαταύτα, τα αποτελέσματα δεν είναι εύκολο να γενικευτούν σε όλες τις ηλικιακές ομάδες, δεδομένου ότι η μέση ηλικία του δείγματος ήταν τα 23 έτη.

Η έρευνα των Brech και συν. (2013) εξέτασε σε δείγμα 126 γυναικών που χωρίστηκαν σε ομάδες ανάλογα με το αν παρουσίαζαν οστεοπόρωση ή όχι, το κέντρο βαρύτητας και την ταλάντευση αυτού κατά την δοκιμασία *STST*. Η ταλάντευση ήταν μικρότερη από τις 5,8°/s και στις δύο ομάδες, που θεωρείται καλό αποτέλεσμα, τονίζοντας ότι η χαμηλή οστική πυκνότητα δεν επηρεάζει τη μεταφορά του βάρους από την καθιστή στην όρθια θέση. Ωστόσο, οι ερευνητές συμπληρώνουν ότι παρατηρήθηκε μία αδυναμία των εξεταζόμενων να μειώσουν την ταχύτητα της ταλάντευσης, αφότου σηκωθούν από την καρέκλα, επισημαίνοντας έτσι την υπερπροσπάθεια που κατέβαλαν με τους τετρακέφαλους για την επίτευξη της δοκιμασίας. Η εξωτερική εγκυρότητα της έρευνας αποδυναμώνεται δεδομένου του πολύ μικρού ηλικιακού εύρους (55-65 ετών), αν και οι ερευνητές ηθελημένα επέλεξαν αυτό το ηλικιακό εύρος προκειμένου να ελαχιστοποιήσουν την επίδραση της φυσιολογικής γήρανσης στα ευρήματα καθώς σε αυτές τις ηλικίες (κάτω των 65 ετών) δεν παρουσιάζονται ακόμη ανωμαλίες ισορροπίας.

#### **2.3.4 Single-leg vertical (SLV) - Δοκιμασία με κάθετο το ένα πόδι**

Η δοκιμασία αυτή ξεκινάει με τον ασκούμενο σε όρθια στάση με το ένα πόδι στο έδαφος και το άλλο στον αέρα. Υπολογίζεται σε εκατοστά το ύψος στο οποίο θα καταλήξει μετά από κάθετο άλμα με προσγείωση στο ίδιο πόδι και χρησιμοποιείται συνήθως για την αξιολόγηση του νευρομυϊκού ελέγχου του κάτω άκρου (Swearingen et al., 2011).

Οι Augustsson και συν. (2006) εξέτασαν σε 11 άνδρες την παρουσίαση του SLV τόσο σε κανονικές συνθήκες όσο και σε συνθήκες κατόπιν κούρασης. Οι ερευνητές βρήκαν ότι ύστερα από το πρωτόκολλο, που προκάλεσε κόπωση στα άτομα του δείγματος, οι οριζόντιες εδαφικές αντιδράσεις μειώθηκαν σημαντικά συγκριτικά με τη δοκιμασία ξεκούρασης (Πίνακας 2.4). Τόνισαν ότι αυτό πιθανόν να συμβαίνει λόγω του ότι οι αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος ανταποκρίνονται με μείωση των γωνιών της κάμψης, καθώς τα άτομα ύστερα από κούραση υιοθετούν ένα πιο στητό πρότυπο στάσης του σώματός τους κατά το άλμα. Ακόμα, λόγω κόπωσης του τετρακέφαλου μυός, το μήκος του άλματος κατά την δοκιμασία μειώθηκε, με αποτέλεσμα οι κάθετες και οριζόντιες δυνάμεις εδαφικής αντίδρασης κατά την προσγείωση να είναι χαμηλότερες.



**Πίνακας 2.4:** Δυνάμεις εδαφικών αντιδράσεων κατά την προσγείωση σε ξεκούραστη φάση της δοκιμασίας και ύστερα από μερικού βαθμού κόπωση (από Augustsson et al., 2006).

Δύναμη (N/kg)	Φάση ανάπαυσης	Φάση κατόπιν άσκησης με 50% της δύναμης
Οριζόντια δύναμη αντίδρασης, Fx	-21,06±4,75	-13,06±3,74
Εγκάρσια δύναμη αντίδρασης, Fy	-3,19±2,62	-2,20±0,66
Κάθετη δύναμη αντίδρασης, Fz	46,55±11,52	31,05±5,07
Διάνυσμα οριζόντιας και κάθετης δύναμης αντίδρασης, Fzx	51,16±12,10	33,76±5,79

Στην έρευνα των Leporace και συν. (2018) ερευνήθηκε η αναλογία της κάμψης του γόνατος κατά την επίτευξη του *SLV* και της δύναμης σε 24 επαγγελματίες άνδρες αθλητές ποδοσφαίρου. Τα αποτελέσματα παρουσίασαν μία άμεση συσχέτιση ανάμεσα στη δύναμη των απαγωγών και στον δυναμικό έλεγχο του ισχίου και του γόνατος στο οβελιαίο επίπεδο. Αντιθέτως, οι καμπτήρες και οι εκτείνοντες του γόνατος, καθώς και οι εξωτερικοί στροφείς του ισχίου δεν βρέθηκε ότι επηρεάζουν τις κινηματικές παραμέτρους στο οβελιαίο επίπεδο κατά το *SLV*. Οι ερευνητές θεώρησαν ότι γι' αυτή την παρατήρηση πιθανόν να ευθύνεται το γεγονός ότι η συγκεκριμένη δοκιμασία δεν απαιτούσε ιδιαίτερη δύναμη από τους επαγγελματίες για να την καταφέρουν, κάτι το οποίο φαίνεται να περιορίζει και τη γενίκευση των αποτελεσμάτων σε άλλους πληθυσμούς, ενώ επισημαίνεται κι ότι ο σχεδιασμός της έρευνας δεν είναι κατάλληλος για να δημιουργηθούν σχέσεις αιτίου-αποτελέσματος.

Επιπροσθέτως, οι Shin και Woo (2013) σύγκριναν σε 20 συμμετέχοντες (άντρες και γυναίκες) την απόδοσή τους σε τρεις διαφορετικές δοκιμασίες, εκ των οποίων η μία ήταν το *SLV*. Δεδομένου ότι κατά την δοκιμασία είναι απαραίτητες μόνο κατακόρυφες κινήσεις, το κέντρο μάζας δεν παρουσιάζει διαφορές. Οι ερευνητές παρατήρησαν ότι κατά το *SLV* οι κινήσεις στο μετωπιαίο επίπεδο και ειδικά η ικανότητα διατήρησης της ευθυγράμμισης ανάμεσα στην πύελο και στον μηρό, διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην σωστή εφαρμογή του τεστ. Η θεωρία τους έρχεται σε συμφωνία με προηγούμενες έρευνες, όπως των Claiborne και συν. (2006), οι οποίοι απέδειξαν την σημαντική λειτουργία του μέσου γλουτιαίου στην ευθυγράμμιση πυέλου-μηρού και ότι όσο το λιγότερο ενεργοποιείται σε κάποιο άτομο, τόσο περισσότερα είναι τα φορτία που δέχεται η άρθρωση του γόνατος λόγω κακής ευθυγράμμισης. Επίσης, ο συγκεκριμένος μυς

θεωρείται ότι είναι ζωτικής σημασίας για την επίτευξη δοκιμασιών με άλματα, ειδικά όταν απαιτείται μέγιστη προσπάθεια. Μολαταύτα, η συγκεκριμένη έρευνα δεν χρησιμοποίησε εξοπλισμό εξειδικευμένο για εμβιομηχανική ανάλυση παρά μόνο για την μετατόπιση του κέντρου μάζας, αλλά παραθέτει σημαντικές πληροφορίες και παρατηρήσεις για το τεστ και τις μετρήσεις που είναι ικανό να δώσει.

### **2.3.5 Vertical jump - Δοκιμασία κατακόρυφου άλματος**

Η δοκιμασία vertical jump είναι σχεδιασμένη ώστε να μετράει την εκρηκτική δύναμη των κάτω άκρων, μετρώντας την ικανότητα του ασκούμενου να κάνει κάθετο άλμα και με τα δύο πόδια και να προσγειωθεί και με τα δύο πόδια στην ίδια σχεδόν θέση.

Οι Marques και Izquierdo (2014) μελέτησαν τις κινητικές και κινηματικές συσχετίσεις ανάμεσα στις δοκιμασίες *vertical jump performance* και *10-m sprint time*. Ο σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν να εξετάσει τις σχέσεις των δύο αυτών δοκιμασιών σε ένα δείγμα 32 προπονημένων αθλητών, χρησιμοποιώντας έναν γραμμικό μετατροπέα. Τα κύρια ευρήματα ήταν οι στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ του χρόνου του *sprint* των δέκα μέτρων και της μέγιστης ταχύτητας κατά την εκτέλεση του *vertical jump*, ενώ δε βρέθηκαν σημαντικές συσχετίσεις σε σχέση με τη δύναμη, τη μηχανική ώθηση και την ανάπτυξη της δύναμης. Οι μετρήσιμες παράμετροι συνοψίζονται στον κάτωθι πίνακα. Τα αποτελέσματα υπογράμμισαν τη σχέση της δύναμης των κάτω άκρων με τις παραπάνω δοκιμασίες και οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η ταχύτητα κατά το *sprint* βελτιώνεται κατά μεγάλο βαθμό από προπονητικά πρωτόκολλα, που βελτιώνουν τις μετρούμενες παραμέτρους.

**Πίνακας 2.5:** Αποτελέσματα μετρήσεων της δοκιμασίας *vertical jump* (από Marques & Izquierdo, 2014).

Μεταβλητές	Μέσος όρος ± Τυπική απόκλιση
Μέγιστη δύναμη, N	-0,469
Χρόνος μέχρι τη μέγιστη δύναμη	-0,383
Μηχανική ώθηση, N*s	-0.210
Μέση Δύναμη, W	0,579
Μέση δύναμη μέχρι τη μέγιστη ταχύτητα	0.589
Μέγιστη δύναμη, W	0.636

Στην έρευνα των Williams και συν. (2018) διερευνήθηκε η δύναμη στις αρθρώσεις του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, μέσω υπολογισμού των γωνιακών ταχυτήτων των αρθρικών τμημάτων, καθώς και η δύναμη συστήματος (system power), μέσω υπολογισμού των κάθετων εδαφικών αντιδράσεων και της ταχύτητας μετατόπισης του κέντρου μάζας κατά την πραγματοποίηση κατακόρυφου άλματος με την προσθήκη επιπλέον βάρους σε 23 αθλητές. Πιο συγκεκριμένα, οι ερευνητές απέδειξαν ότι οι δυνάμεις στις αρθρώσεις του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής ήταν σημαντικά μεγαλύτερες ύστερα από την προσθήκη βάρους, ενώ σε ορισμένα άτομα έφτασαν και στα μέγιστα επίπεδα (Πίνακας 2.6). Μία ενδιαφέρουσα παρατήρηση στην συγκεκριμένη έρευνα είναι ότι η μέγιστη δύναμη της άρθρωσης του ισχίου ήταν αντιστρόφως ανάλογη με αυτή του γόνατος κατά την φάση της απογείωσης με την προσθήκη βάρους. Αυτό θεωρείται ότι οφείλεται στο γεγονός ότι οι διαρθρικοί, οπίσθιοι ανταγωνιστές μύες σημειώνουν αύξηση της ενεργοποίησής τους, με σκοπό να προστατεύσουν τον αρθρικό θύλακα και να ενισχύσουν την σταθερότητα του γόνατος (Farris et al., 2015). Ακόμα, οι ερευνητές πρότειναν ότι αυτή η μείωση της δύναμης του γόνατος, που ακολουθείται από αύξηση της δύναμης του ισχίου, πιθανόν να είναι ένας μηχανισμός ρύθμισης της δύναμης του ισχίου για να υπερβεί τη δύναμη που απαιτείται για να ξεπεραστεί η προστιθέμενη αδράνεια του συστήματος (Williams et al., 2018). Ωστόσο, σημειώνεται ότι στην έρευνα συμμετείχαν μόνο επαγγελματίες αθλητές, γεγονός που δεν μπορεί να γενικεύσει τα αποτελέσματα της έρευνας, δεδομένου ότι έχει αποδειχθεί ότι μυϊκοί παράμετροι όπως η επιστράτευση των κινητικών μονάδων και το είδος των μυϊκών ινών, αλλά και αρθρικοί, όπως ταχύτητα και προσανατολισμός, επηρεάζονται από την φυσική κατάσταση του καθενός.

**Πίνακας 2.6:** Μέσες τιμές γωνιακής ταχύτητας για κάθε άρθρωση με την προσθήκη βάρους (από Williams et al., 2018).

	<b>Ηλικιωμένοι</b>	<b>Νέοι</b>
Ισχίο	4,91	8,28
Γόνατο	4,34	8,87
Ποδοκνημική	7,13	13,64

Επίσης, στην έρευνα των Argaud και συν. (2016) συμμετείχαν 21 μεγαλύτεροι ηλικιακά άνδρες ( $74,5 \pm 4,6$  ετών) και 22 νεότεροι άνδρες ( $21,8 \pm 2,8$  ετών), προκειμένου να μελετηθούν οι σημαντικές λειτουργικές εκπτώσεις στην πραγματοποίηση καθημερινών δραστηριοτήτων σε μεγάλη ηλικία. Η συγκεκριμένη μελέτη εξέτασε τη ροπή και την ταχύτητα σε κάθε άρθρωση των κάτω άκρων ξεχωριστά, κατά τη διάρκεια δοκιμασιών *squat jumping*. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης ανάμεσα στις δύο ηλικιακές ομάδες παρατίθενται στον Πίνακα 2.7. Παρατηρήθηκε ότι τα ηλικιωμένα άτομα είχαν λιγότερη επιτυχία στη δοκιμασία σε σχέση με τους νεότερους άνδρες, καθώς στο σύνολο των μεταβλητών που μελετήθηκαν εντοπίστηκε σημαντική % μείωση, ενώ ο χρόνος που χρειάστηκε για την επίτευξη της απογείωσης υπολογίστηκε ότι είναι σημαντικά μεγαλύτερος. Αυτό θεωρείται ότι οφείλεται στο γεγονός ότι καθώς αυξάνεται η ηλικία, ο χρόνος που χρειάζεται το άτομο για να συγκεντρώσει την μέγιστη δύναμη αυξάνεται (Macaluso & De Vito, 2004). Συνεπώς σε μεγαλύτερη ηλικία η δυναμική της άρθρωσης κατά τη δοκιμασία κάθετου άλματος μειώνεται, κυρίως λόγω της μικρότερης ροπής και της μικρότερης γωνιακής ταχύτητας που αναπτύσσεται σε κάθε άρθρωση.

**Πίνακας 2.7:** Μείωση % στις τιμές μεταβλητών στην ομάδα των ηλικιωμένων ανδρών σε σχέση με τους νεότερους άνδρες που συμμετείχαν στη μελέτη (από Argaud et al., 2016).

Μεταβλητές	Ομάδα Ηλικιωμένων
Ύψος κάθετου άλματος	64%
Μέγιστη δύναμη του κέντρου βάρους σώματος	57%
Κάθετη δύναμη αντίδρασης του εδάφους	26%
Κάθετη ταχύτητα του κέντρου βάρους σώματος	35%
Δυναμική ισχίου	60%
Δυναμική γόνατος	72%
Δυναμική ποδοκνημικής	68%
Ροπή άρθρωσης ισχίου	64%
Ροπή άρθρωσης γόνατος	57%
Ροπή άρθρωσης ποδοκνημικής	61%
Γωνιακή ταχύτητα άρθρωσης ισχίου	59%
Γωνιακή ταχύτητα άρθρωσης γόνατος	49%
Γωνιακή ταχύτητα άρθρωσης ποδοκνημικής	52%

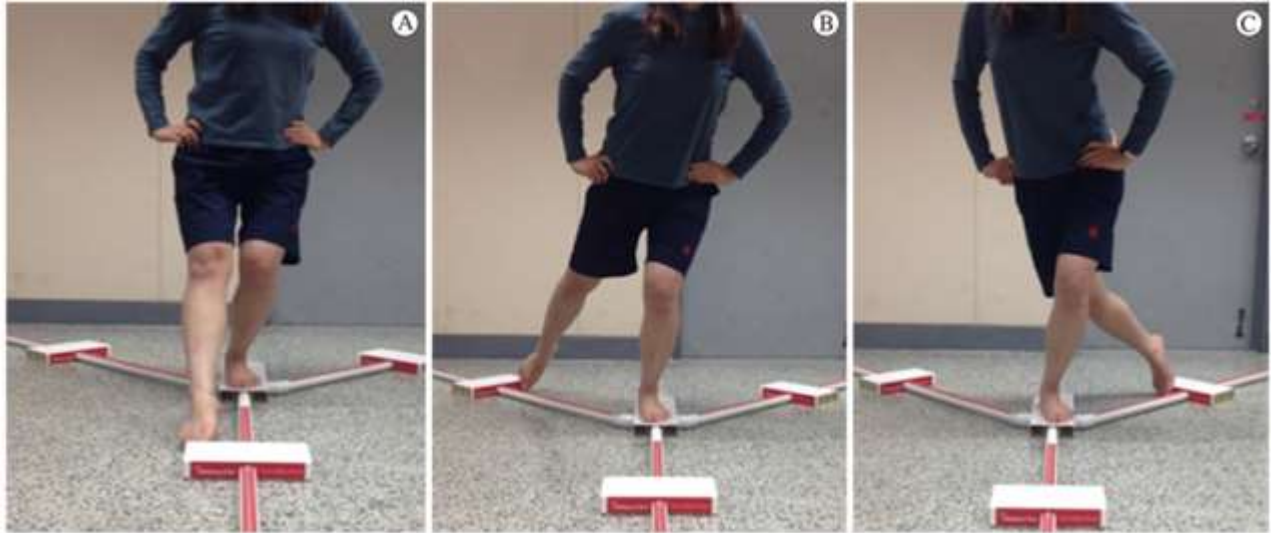
### 2.3.6 Y-Balance test - Δοκιμασία Υ-ισορροπίας

Η δοκιμασία Y-Balance είναι ένα εργαλείο που χρησιμοποιείται προς υπολογισμό ελλειμμάτων της δυναμικής στατικής ισορροπίας, τόσο σε νέους όσο και μεγαλύτερους ανθρώπους, με σκοπό την πρόγνωση τραυματισμών (Schwartz et al., 2019). Μπορεί να εφαρμοστεί τόσο στο άνω όσο και στο κάτω τεταρτημόριο του σώματος. Κατά τη δοκιμασία ο ασκούμενος στέκεται στο ένα πόδι και απλώνει τα άκρα του σε τρεις διαφορετικές κατευθύνσεις, όπως φαίνεται στα Σχήματα 2.1 και 2.2.



**Σχήμα 2.1:** Οι τρεις διαφορετικές κατευθύνσεις του ασκούμενου σε *Y-Balance test* άνω τεταρτημόριου.

Πηγή: (<https://bit.ly/3bCNfp3>)



**Σχήμα 2.2:** Το *Y-Balance test* στο κάτω τριτημόριο.

Πηγή: (<https://bit.ly/2HpaZ1Z>)

Οι Lee και συν. (2015) μελέτησαν τη συσχέτιση ανάμεσα στη δοκιμασία του *Y balance test*, της κλίμακας Berg για την ισορροπία και της δύναμης στα κάτω άκρα σε μεσήλικες και γυναίκες της τρίτης ηλικίας. Ο σκοπός ήταν να διακρίνουν ανάμεσα στις δύο ηλικιακές ομάδες που εξετάστηκαν τη συσχέτιση της δύναμης των κάτω άκρων με την ισορροπία. Το δείγμα αποτελούνταν από 40 γυναίκες, οι οποίες ήταν αθλητικά ενεργές και μετρήθηκαν στη μέγιστη δύναμη των κάτω άκρων καθώς και στην σωστή εκτέλεση της δοκιμασίας του *Y balance test*. Η κλίμακα ισορροπίας του Berg είναι ένας τρόπος να αξιολογηθεί η ισορροπία ενός ατόμου μέσω μιας σειράς από 14 παραμέτρους, που εξετάζουν την ισορροπία ανάμεσα σε μεταβολές σωματικών καταστάσεων όπως π.χ. η αλλαγή από καθιστή σε όρθια θέση κλπ. Οι μετρήσεις που έγιναν μέσω δυναμόμετρου παρατίθενται στον Πίνακα 2.8. Συμπερασματικά, η συνολική επίδοση των εθελοντών στη δοκιμασία *Y-balance test* αποδείχτηκε ότι είναι συσχετιζόμενη με τη δύναμη των κάτω άκρων, ενώ συσχέτιση στατιστικά σημαντική υπάρχει και με την κλίμακα του Berg. Οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η συγκεκριμένη δοκιμασία αποτελεί αξιόπιστη επιλογή για την εκτίμηση της ισορροπίας, ενώ κατάλληλο πρωτόκολλο άσκησης μπορεί να βελτιώσει την ισορροπία σε ηλικιωμένους ανθρώπους αν περιέχει και εκτός από ασκήσεις ενδυνάμωσης, ασκήσεις που βελτιώνουν την επίδοση στο *Y balance test*.

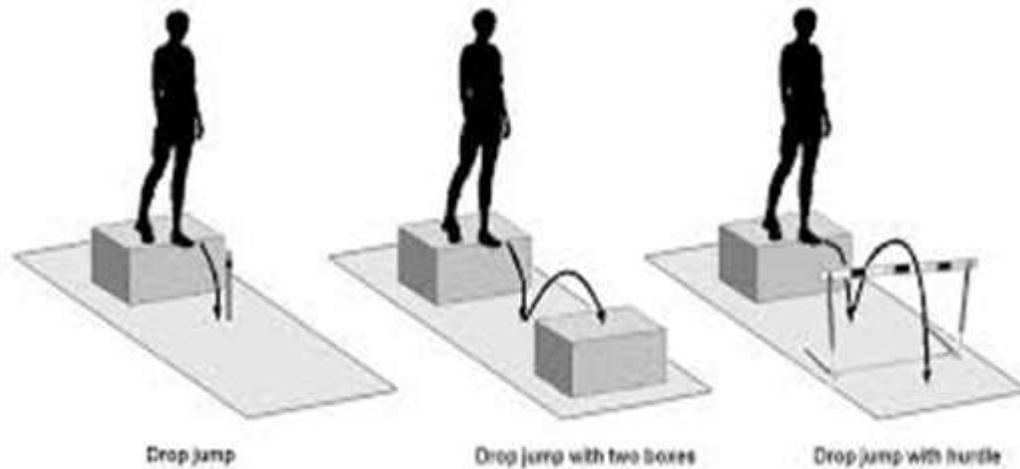
**Πίνακας 2.8:** Μετρήσεις δύναμης των κάτω άκρων κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας *Y balance test* για τους καμπτήρες και εκτείνοντες του ισχίου, τους καμπτήρες και εκτείνοντες του γονάτου και τους πίσω καμπτήρες της άρθρωσης του αστραγάλου (από Lee et al., 2015).

<u>Μυϊκή ομάδα</u>	Μεσήλικες (n=20)		Ηλικιωμένοι (n=20)	
	Δεξί	Αριστερό	Δεξί	Αριστερό
<b>Καμπτήρες ισχίου</b>	74,9 (13,6)	72,8 (12,3)	55,0 (12,4)	56,6 (11,3)
<b>Εκτείνοντες ισχίου</b>	58,2 (16,4)	54,5 (14,0)	32,5 (7,2)	32,9 (8,3)
<b>Απαγωγείς ισχίου</b>	78,2 (15,6)	73,9 (13,6)	53,3 (9,8)	51,9 (11,2)
<b>Καμπτήρες γόνατος</b>	57,4 (10,5)	55,8 (10,0)	38,9 (11,6)	36,7 (11,2)
<b>Εκτείνοντες γόνατος</b>	72,2 (17,4)	67,4 (17,0)	45,5 (8,9)	43,9 (9,2)
<b>Απαγωγείς γόνατος</b>	62,5 (13,1)	61,1 (10,3)	44,8 (7,9)	44,2 (6,3)

Ακόμα, οι Kang και συν. (2015) εξέτασαν την κινηματική των αρθρώσεων κατά την επίτευξη του *Y-balance test* με τη χρήση τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης κίνησης. Τα αποτελέσματά τους κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η ραχιαία κάμψη της ποδοκνημικής και η κάμψη του ισχίου είναι οι καλύτεροι παράγοντες πρόβλεψης για τα εμπρόσθια και οπίσθια όρια που χρειάζεται να φτάσει ο εξεταζόμενος στο τεστ. Επίσης, τόνισαν ότι ο κορμός διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην επίτευξη των ορίων στα διαγώνια επίπεδα, καθώς δημιουργεί αντισταθμιστικές δυνάμεις της αντίθετης πλευράς που ενεργοποιείται. Μολαταύτα, οι ερευνητές τονίζουν ότι το δείγμα τους είναι πολύ μικρό, ενώ πρέπει να συνυπολογιστεί το γεγονός ότι οι αρθρώσεις του ισχίου και της λεκάνης συνδέονται κινηματικά μεταξύ τους, με την μία άρθρωση να επηρεάζει την άλλη σε κάθε κίνησή της, με αποτέλεσμα η κίνηση της μίας να επηρεάζει ενδεχομένως την άλλη.

### 2.3.7 Drop jumps - Δοκιμασία άλματος πτώσης

Η διαδικασία που ακολουθείται στη δοκιμασία αυτή είναι για τη μέτρηση της δύναμης των ποδιών. Ο ασκούμενος εκτελεί άλμα μετά από πτώση από συγκεκριμένο ύψος με το χέρια στο ισχίο και υπολογίζεται το ύψος του τελικού άλματος. Η διαδικασία περιγράφεται στο Σχήμα 2.3.



**Σχήμα 2.3:** Τα στάδια της δοκιμασίας του *Drop jump*.

*Πηγή: (Hubert et al., 2010.)*

Οι Heebner και συν. (2017) ανέλυσαν κινητικά και κινηματικά τις δυνάμεις που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος κατά την προσγείωση σε διαφορετικές δοκιμασίες, μία από τις οποίες ήταν και η δοκιμασία *drop jump*. Το δείγμα ήταν σχετικά μεγάλο και αποτελούνταν από 65 άντρες, οι οποίοι ήταν ενεργά μέλη των αμερικανικών ενόπλων δυνάμεων. Όλοι οι συμμετέχοντες ήταν ενεργοί στα καθήκοντά τους και υγιείς κατά την περίοδο των μετρήσεων και όλοι είχαν ως κύριο πόδι το δεξί. Τα κινητικά και κινηματικά δεδομένα της άρθρωσης του γονάτου μετρήθηκαν με τη βοήθεια ενός συστήματος τρισδιάστατης απεικόνισης με 8 κάμερες, στο οποίο υπήρχε ενσωματωμένο ένα σύστημα με διπλή δυναμοπλατφόρμα. Τοποθετηθήκαν αισθητήρες στους κυριότερους μυς που συμμετέχουν στις δοκιμασίες που εκτελούσαν οι εθελοντές, όπως ο δικέφαλος μηριαίος, στη λαγόνια άκανθα και στον έσω πλατύ. Το σύνολο των μετρήσεων παρατίθεται στον κάτωθι πίνακα.



**Πίνακας 2.9:** Μετρήσεις κατά την προσγείωση του *drop jump*. Δίνονται οι τιμές απαγωγής και κάμψης του γονάτου, του ισχίου καθώς και κάμψης του αστραγάλου κατά τη στιγμή της επαφής με το έδαφος (από Heebner et al., 2017).

Προσγείωση						
Χαρακτηριστικά προσγείωσης	Double-legged Drop Landing			Double-legged Stop Jump		
	Μέσος όρος ± Τυπική Απόκλιση	IQR	Διάμεσος	Μέσος όρος ± Τυπική Απόκλιση	IQR	Διάμεσος
Μέγιστη δύναμη κάθετης εδαφικής αντίδρασης (% BW)	360,14±116,98	173,10	341,99	190,07±57,06	85,36	180,06
Μέγιστη δύναμη οπίσθιας εδαφικής αντίδρασης (% BW)	46,39±35,41	20,49	31,68	25,13±15,59	15,57	18,42
Κάμψη ισχίου κατά την αρχική επαφή	21,55±7,76	10,70	20,65	49,49±10,79	17,55	50,03
Απαγωγή ισχίου κατά την αρχική επαφή	1,35±5,24	7,10	1,52	2,55±5,55	7,46	3,05
Κάμψη γόνατος κατά την αρχική επαφή	21,63±7,94	9,86	20,02	32,22±10,68	16,36	32,40
Μεταβολή γόνατος κατά την αρχική επαφή	6,03±5,40	8,46	6,11	11,14±7,03	10,48	9,96
Πελματιαία κάμψη κατά την αρχική επαφή	21,25±8,39	7,77	21,15	7,91±14,85	27,83	9,85
Μέγιστη κάμψη ισχίου	61,40±19,34	30,16	61,21	78,18±11,35	15,16	78,54
Μέγιστη απαγωγή ισχίου	0,25±5,99	6,88	-0,55	-0,92±5,76	8,17	-1,19
Μέγιστη απαγωγή γόνατος	4,09±6,27	7,03	4,32	5,49±6,02	9,33	5,74
Μέγιστη κάμψη γόνατος	91,50±16,44	21,70	91,30	101,53±13,68	20,27	101,67
Χρόνος μέχρι την μέγιστη κάμψη γόνατος	0,23±0,07	0,09	0,22	0,24±0,06	0,06	0,24
Μέγιστη μεταβολή γόνατος	-5,23±6,20	8,97	-4,90	-10,12±7,83	10,48	-9,26
Ροπή μέγιστης απαγωγής γόνατος, Nm/kg	0,87±0,54	0,91	0,82	0,45±0,25	0,31	0,45
Μέγιστη δύναμη πρόσθιας κίνησης της κνήμης, Nm/kg	10,21±1,75	2,26	10,12	7,58±1,73	1,84	6,97

Οι Makaruk και συν. (2011) προσπάθησαν να μελετήσουν τις επιπτώσεις της προσθήκης επιπλέον φορτίων κατά τη δοκιμασία *drop jump* στην ισχύ των αθλητών. Για τη μελέτη συγκεντρώθηκε ένα δείγμα από 42 αθλητές, οι οποίοι έλαβαν μέρος σε ένα πρωτόκολλο εκγύμνασης με *drop jumps* 3 φορές την εβδομάδα για έξι εβδομάδες. Οι μετρήσεις έγιναν πριν και μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου και το δείγμα χωρίστηκε με τυχαίο τρόπο σε ομάδες ελέγχου και εξέτασης. Για επιπλέον φορτίο ζητήθηκε από τους εθελοντές να φορέσουν γιλέκο με πρόσθετο βάρος (7-8% του σωματικού βάρους). Οι τιμές για την μέγιστη δύναμη, ομόκεντρη και εκκεντρική, της ταχύτητας κατά τη μέγιστη δύναμη και ο χρόνος μεταξύ της μέγιστης εκκεντρικής

και ομόκεντρης δύναμης μετρήθηκαν με τη βοήθεια δυναμοπλατφόρμας και παρατίθενται στον κάτωθι πίνακα. Συμπερασματικά, η έρευνα αναφέρει την στατιστικά σημαντική αύξηση της δύναμης μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου προπόνησης στην ομάδα που φορούσε το γιλέκο με την πρόσθετη επιβάρυνση. Ωστόσο, επισημαίνεται ότι το δείγμα αποτελούνταν αποκλειστικά από πληθυσμό αθλητών, γεγονός που μειώνει την εξωτερική εγκυρότητα της έρευνας και των αποτελεσμάτων.

**Πίνακας 2.10:** Μετρήσεις δύναμης κατά τη δοκιμασία του *drop jump* στους αθλητές με πρόσθετη επιβάρυνση (από Makaruk et al., 2011).

Ύψος πτώσης (m)	Φορτίο (% BM)	Έκκεντρη φάση			Σύγκεντρη φάση			Χρόνος $t_{PPCC}$ (s)
		PE (W)	F <sub>PE</sub> (N)	v <sub>PE</sub> (m s <sup>-1</sup> )	PP (W)	F <sub>PP</sub> (N)	v <sub>PP</sub> (m s <sup>-1</sup> )	
0,2	0	4806±325	2183±172	2,21±0,15	4744±529	2071±198	2,29±0,13	0,278±0,016
	5	4843±411	2127±181	2,28±0,12	4643±347	2092±158	2,22±0,15	0,294±0,018
0,3	0	5573±501	2429±185	2,30±0,14	5258±427	2203±225	2,39±0,14	0,276±0,013
	5	5459±348	2348±209	2,33±0,16	4921±479	2115±193	2,33±0,12	0,288±0,017
0,4	0	6881±703	2946±268	2,34±0,15	4981±387	2061±186	2,42±0,16	0,266±0,012
	5	6756±812	2777±293	2,43±0,13	5059±436	2153±208	2,35±0,13	0,278±0,015

Ακόμα, οι Cruz και συν. (2013) επεδίωξαν να ερευνήσουν τις εμβιομηχανικές απαιτήσεις τριών δοκιμασιών, των *drop vertical jump*, *drop landing* και *forward vertical jump*. Το θετικό του σχεδιασμού της συγκεκριμένης έρευνας είναι το γεγονός ότι υπολογίστηκε η μέγιστη πρόσθια διατμηματική τάση της κνήμης, που είναι ένας παράγοντας υπολογισμού κινηματικών παραγόντων (Herman et al., 2009) και έχει αποδειχτεί ότι επηρεάζει τα φορτία στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο (Markolf et al., 1995). Βρέθηκε ότι οι εμβιομηχανικές απαιτήσεις του σώματος αυξάνονταν από τη δοκιμασία *drop landing* στη δοκιμασία *drop vertical jump* και μετά στο *forward vertical jump*. Οι διαφορές που ήταν μεγαλύτερες από τη μία δοκιμασία στην άλλη και παρουσίαζαν στατιστικά σημαντικές διαφορές ήταν στις γωνίες κάμψης γόνατος και λεκάνης, καθώς και στη μεταβλητή διατμηματικής τάσης (Πίνακας 2.10). Επιπλέον, το *forward vertical jump* παρουσίασε τις μεγαλύτερες ενεργειακές απαιτήσεις για να απορροφηθούν επιτυχώς οι δυνάμεις αντίδρασης. Ανάμεσα στο *drop vertical jump* και στο *forward vertical jump* παρατηρήθηκε και αύξηση της απαγωγής του γόνατος και προσαγωγής του ισχίου, με το *forward vertical jump* να σημειώνει μεγαλύτερες τιμές. Ωστόσο, οι ερευνητές θεωρούν ότι η προσθήκη περισσότερης πίεσης στην κινηματική του μετωπιαίου επιπέδου είναι σημαντική για την εποπτεία

κινδύνου για ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (Hewett et al., 2005). Μολαταύτα, το ερευνητικό δείγμα αποτελούνταν μόνο από γυναίκες αρχάριου επιπέδου αθλητισμού, μειώνοντας έτσι την εξωτερική εγκυρότητα των αποτελεσμάτων, ενώ σημειώνεται ότι δεν χρησιμοποιήθηκε ηλεκτρομυογράφημα για μία καλύτερη εικόνα της μυϊκής ενεργοποίησης.

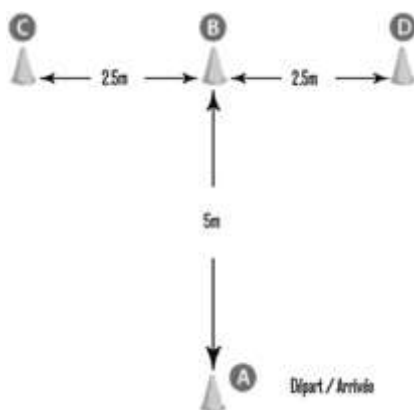
**Πίνακας 2.11:** Κινητικές μετρήσεις σε κάθε δοκιμασία που ελήφθησαν από υπολογισμό της μέγιστης πρόσθιας διατμηματικής δύναμης της κνήμης (από Cruz et al., 2013).

Μεταβλητές	Drop Landing	Vertical Jump	Forward Vertical Jump	p value
Ροπή απαγωγής γόνατος	0,064±0,04	0,051±0,04	0,092±0,06	0,001
Ροπή κάμψης γόνατος	0,21±0,04	0,20±0,04	0,26±0,05	0,001
Ροπή απαγωγής ισχίου	0,086±0,05	0,075±0,05	0,108±0,05	0,001
Ροπή κάμψης ισχίου	0,292±0,07	0,271±0,07	0,291±0,13	0,31

### 2.3.8 T-test – Δοκιμασία T-test

#### 2.3.8.1 Modified T-test – Τροποποιημένο T-test

Η συγκεκριμένη δοκιμασία αποτελεί μία απλή δοκιμασία τρεξίματος και εξετάζει την ευκινησία του ασκούμενου, καθώς συμπεριλαμβάνει μπροστινές, πλάγιες και πίσω κινήσεις ενώ είναι κατάλληλη για μία ευρεία γκάμα από αθλήματα. Στο Σχήμα 2.4 διακρίνονται οι κατευθύνσεις που ακολουθεί ο ασκούμενος στο T-test.



**Σχήμα 2.4:** Τα σημεία και οι κατευθύνσεις που ακολουθεί ο ασκούμενος στο *Modified T-test*.

Πηγή: (Standing & Maulder, 2017)

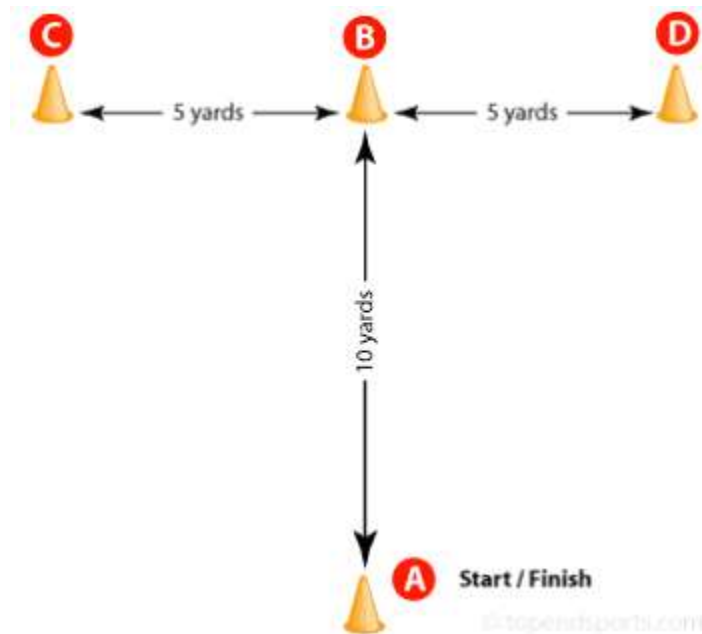
Οι Standing και Maulder (2017) ανέλυσαν την εμβιομηχανική του σώματος κατά την αλλαγή από στατική κατάσταση σε αρχική επιτάχυνση και προσπάθησαν να εξετάσουν την αξιοπιστία των κινηματικών παραμέτρων που περιγράφουν την κίνηση. Ο σκοπός ήταν να εξετάσουν με λεπτομέρεια τα τρία πρώτα βήματα του ασκούμενου κατά την επιτάχυνση. Συγκεντρώθηκε ένα μικρό δείγμα 10 αθλητών από διαφορετικών ειδών αθλήματα, οι οποίοι εξετάστηκαν σε δύο διαφορετικές δοκιμασίες με διαφορά 48 ωρών. Η δοκιμασία ήταν ένα *modified T-test*, οι αποστάσεις του οποίου απεικονίζονται συνοπτικά στο Σχήμα 2.4. Η ομάδα των ερευνητών χρησιμοποίησε κάμερες υψηλής ταχύτητας και μέτρησε τις γωνίες των αρθρώσεων και τη δύναμη που ασκήθηκε στη δυναμοπλατφόρμα κατά την εκτέλεση της λειτουργικής δοκιμασίας. Τα δεδομένα, τα οποία μετρήθηκαν, παρατίθενται στον Πίνακα 2.12 και αφορούν τη γωνία του γονάτου κατά την απογείωση και στη συνέχεια την επαφή με το δάπεδο, αλλά και τη γωνία του κορμού καθώς και τις ασκούμενες δυνάμεις. Το συμπέρασμα της έρευνας δεν οδήγησε σε κάποια στατιστικά σημαντική συσχέτιση των ευρημάτων που να υποδεικνύει ότι οι κινηματικές παράμετροι που μετρήθηκαν έχουν άμεση σχέση με την ταχύτητα κατά το *sprint*. Τέλος, μετά από τη διαπίστωση αυτή, οι ερευνητές προτείνουν μελλοντικά την προσθήκη και άλλων κινηματικών παραμέτρων, ώστε να αποδειχθεί κάποια συσχέτιση με την ταχύτητα στο τρέξιμο και με ποιους τρόπους μπορεί να επηρεαστεί.

**Πίνακας 2.12:** Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία του *Modified T-test* (από Standing & Maulder, 2017).

Μεταβλητές	Βήμα	Ημέρα 1	Ημέρα 2
		Μέσος όρος ± Τυπική απόκλιση	Μέσος όρος ± Τυπική απόκλιση
χρόνος 5m (s)	-	1,10 (0,07)	1,08 (0,05)
χρόνος 10m (s)	-	1,83 (0,08)	1,82 (0,06)
Συχνότητα βήματος (Hz)	1	4,53 (0,33)	4,54 (0,41)
	2	4,74 (0,24)	4,65 (0,31)
	3	4,67 (0,28)	4,73 (0,36)
Μήκος βήματος(m)	1	0,98 (0,15)	0,99 (0,12)
	2	1,12 (0,08)	1,12 (0,09)
	3	1,27 (0,12)	1,24 (0,11)
Χρόνος φάσης στήριξης(s)	1	0,180 (0,020)	0,190 (0,020)
	2	0,160 (0,020)	0,170 (0,020)
	3	0,150 (0,010)	0,150 (0,020)
Χρόνος φάσης αιώρησης(s)	1	0,042 (0,016)	0,035 (0,020)
	2	0,049 (0,001)	0,045 (0,009)
	3	0,063 (0,014)	0,058 (0,014)
Γωνία γόνατος κατά την επαφή με το έδαφος (°)	1	115 (8)	117 (9)
	2	122 (7)	125 (7)
	3	124 (6)	127 (7)
Γωνία γόνατος κατά την απομάκρυνση από το έδαφος (°)	1	152 (4)	152 (4)
	2	156 (7)	154 (6)
	3	156 (5)	157 (5)
Κλίση κορμού κατά την απομάκρυνση από το έδαφος (°)	1	41 (6)	40 (4)
	2	46 (4)	45 (3)
	3	49 (5)	49 (5)

### 2.3.8.2 Agility T-Test - Δοκιμασία ευκινησίας T-test

Η λειτουργική δοκιμασία *agility T-Test* χρησιμοποιείται για να εκτιμήσει την ικανότητα κίνησης του ασκούμενου εμπρός, πίσω και πλαγίως. Εκτελείται σε μία ελεγχόμενη επιφάνεια για αξιοπιστία. Το Σχήμα 2.12 δείχνει τη διαδικασία της συγκεκριμένης δοκιμασίας (Hermassi et al., 2011).



**Σχήμα 2.5:** Η διαδρομή που ακολουθεί ο ασκούμενος στο *agility T-Test*.

Πηγή: (<https://bit.ly/2StORtG>)

Οι Hermassi και συν. (2011) ανέλυσαν τη σχέση του *agility T-test* και της αθλητικής απόδοσης έφηβων αθλητών χειροσφαίρισης. Στη δοκιμασία έλαβαν μέρος 20 αθλητές (ηλικίας  $17,1 \pm 0,8$  έτη, με σωματικό βάρος  $89,72 \pm 7,13$  kg και ύψος  $1,89 \pm 6,3$  m). Ο μέσος όρος εμπειρίας τους στο συγκεκριμένο άθλημα ήταν  $7,2 \pm 0,3$  έτη. Σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης ήταν να εκτιμηθεί η σχέση ανάμεσα στη δυναμική του κάτω άκρου, στην κάθετη αναπήδηση και στο *sprint* ενώ προηγήθηκε ο ιατρικός έλεγχος των συμμετεχόντων για να αποκλειστεί η παρουσία ορθοπεδικών προβλημάτων πριν τη δοκιμασία. Στη μελέτη τροποποιήθηκε η απόσταση της πρότυπης δοκιμασίας *T-test* η οποία είναι 20m και οι συμμετέχοντες διένυσαν μια απόσταση 36,56m. Για να μετρηθεί η δύναμη και η ταχύτητα των αθλητών κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας χρησιμοποιήθηκε ένα κυκλικό εργόμετρο τύπου Monark. Τα αποτελέσματα παρατίθενται στον Πίνακα 2.13.

**Πίνακας 2.13:** Συντελεστές συσχέτισης του συνολικού χρόνου του *agility T-test* και των μετρήσεων όλων των παραμέτρων (από Hermassi et al., 2011).

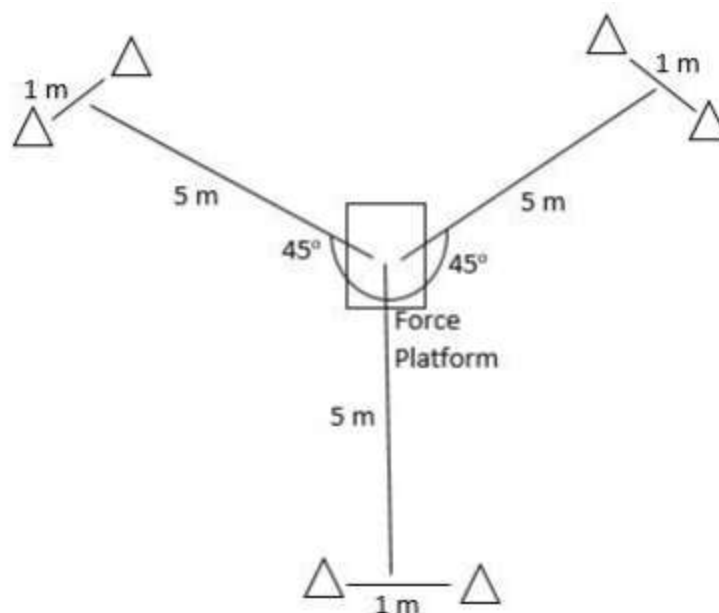
	Συνολικός χρόνος <i>agility T-test</i>
Δύναμη (w)	-0,80 (0,73-0,84±2,1)
Άλμα με βαθύ κάθισμα (cm)	-0,75 (0,70-0,78±2,2)
Άλμα με αντίθετη κίνηση (cm)	-0,66 (0,54-0,69±3,1)
Ταχύτητα του 1 <sup>ου</sup> βήματος (m/sec)	0,76 (0,69-0,80±2,4)
Ταχύτητα των 5 πρώτων m (m/sec)	0,63 (0,51-0,69±2,1)

Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας συνάδουν με τις ικανότητες που σχετίζονται με το άθλημα που επιλέχθηκε, τη χειροσφαίριση, όπως είναι η ικανότητα επιτάχυνσης και η δυνατότητα κατακόρυφου άλματος. Επιπρόσθετα τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το *agility T-Test* αποτελεί ένα μοναδικό εργαλείο που συσχετίζει διαφορετικές και σημαντικές φυσιολογικές παραμέτρους. Δύναται συνεπώς να αποτελέσει χρήσιμο εργαλείο στα χέρια των προπονητών και να μετατραπεί σε εργαλείο πεδίου αναφορικά με τους αθλητές χειροσφαίρισης και συνεπώς να εφαρμοσθεί ευρέως στην επιλογή των αθλητών αλλά και στη διαμόρφωση του προπονητικού προγράμματος.

### **2.3.8.3 Reactive agility test - Δοκιμασία ευκινησίας με ερέθισμα**

Στη δοκιμασία του *reactive agility test* οι ασκούμενοι καλούνται να αλλάξουν την κατεύθυνση με την οποία τρέχουν όταν τους ασκηθεί κάποιο ερέθισμα, για παράδειγμα το πέταγμα μιας μπάλας. Με τον τρόπο αυτό φαίνεται ο χρόνος αντίδρασης και η ευκολία με την οποία αλλάζει ο ασκούμενος κατεύθυνση ή διορθώνει μια λάθος αλλαγή κατεύθυνσης (Young et al, 2011).

Οι Young και συν. (2011) χρησιμοποίησαν το *reactive agility test* με τον τρόπο που φαίνεται στο Σχήμα 2.13 για να μελετήσουν την εγκυρότητα της συγκεκριμένης δοκιμασίας σε σύγκριση με άλλα *agility test*.



**Σχήμα 2.6:** Η μεθοδολογία του *Reactive Agility Test*.

*Πηγή: (Young et al., 2011)*

Οι συμμετέχοντες στην έρευνα ήταν 50 παίκτες ποδοσφαίρου από ομάδες νεανίδων ηλικίας από 15-17 ετών, από τους οποίους 35 αποτελούσαν μέλη ομάδων πρώτης κατηγορίας και οι υπόλοιποι 15 μέλη σχολικών ομάδων. Στους παίκτες ζητήθηκε να αλλάζουν κατεύθυνση τρεξίματος ως απόκριση στις κινήσεις ενός επιτιθέμενου αντιπάλου, ο οποίος αποτελούσε εικονική προβολή σε φυσικό μέγεθος με τη βοήθεια υπολογιστή. Η δοκιμασία χρονομετρήθηκε με χρονόμετρο συνδεδεμένο με αισθητήρα στο σημείο αλλαγής της κατεύθυνσης ενώ όλες οι προσπάθειες βιντεοσκοπήθηκαν με κάμερα χειρός. Ο χρόνος της λήψης απόφασης κάθε αθλητή αναλύθηκε με ειδικό πρόγραμμα σε υπολογιστή. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι παίκτες που ανήκαν σε ομάδες της πρώτης κατηγορίας ήταν εμφανώς καλύτεροι σε σχέση με τους παίκτες των σχολικών ομάδων σε ό,τι αφορά τη δοκιμασία του *reactive agility test* ( $2,81 \pm 0,08$  sec σε σύγκριση με  $3,07 \pm 0,12$  sec) και η διαφορά αντίδρασης ανέρχεται στο 8,5%. Η εγκυρότητα του *reactive agility test* υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας το εύρος τυπικού σφάλματος ως συντελεστή συσχέτισης και βρέθηκε να είναι 2,0-4,3, με διάστημα εμπιστοσύνης 90% γεγονός που απέδειξε την αξιοπιστία της συγκεκριμένης δοκιμασίας και συνεπώς προτείνεται ως ιδανικό εργαλείο για την αξιολόγηση της ευκινησίας των αθλητών.



### 2.3.9 One-leg squat for depth - Δοκιμασία βαθύ καθίσματος στο ένα πόδι

Στη συγκεκριμένη δοκιμασία, η οποία είναι γνωστή και ως *pistol squat*, ο ασκούμενος αυξάνει την ελαστικότητα στα πόδια του. Επιπρόσθετα, έχει ευεργετικά αποτελέσματα στην ευλυγισία και βοηθά την ισορροπία και την σταθερότητα. Ο ασκούμενος ξεκινάει τη δοκιμασία με τα χέρια σε έκταση και ισορροπώντας στο ένα πόδι εκτελεί κάθισμα σε όσο το δυνατόν περισσότερο βάθος όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.5 (Glaviano & Saliba, 2016).



Σχήμα 2.7: One-leg Squat for Depth.

Πηγή: (<https://bit.ly/39BBDRn>)

Οι Khuu και συν. (2016) ερεύνησαν σε 16 υγιείς γυναίκες διάφορες εμβιομηχανικές παραμέτρους σε τρία διαφορετικά βαθιά καθίσματα: με το αιωρούμενο πόδι μπροστά, στη μέση δίπλα από το πόδι στήριξης, και πίσω και σε διαφορετικά σημεία κάμψης του γόνατος: σε πλήρη κάμψη και σε κάμψη 60°. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι διαφορετικές θέσεις του ποδιού κατά τη διάρκεια του βαθύ καθίσματος οδηγούν σε διαφορετικά μοντέλα κίνησης. Στις μετρήσεις με το γόνατο σε πλήρη κάμψη το κάθισμα με το πόδι πίσω παρουσίασε τις μεγαλύτερες κινηματικές διαφορές σε σχέση με το κάθισμα με το πόδι σε πλάγια θέση και με το πόδι μπροστά. Συγκεκριμένα, η εκτατική ροπή στο γόνατο είναι μεγαλύτερη στο κάθισμα με το πόδι πίσω σε σχέση με το κάθισμα με το πόδι σε πλάγια θέση και μπροστά, οπότε προτείνεται ότι είναι ιδανικότερο σαν τεχνική να εξετάσει τη δύναμη του τετρακέφαλου μυ. Οι διαφορές που

εντοπίζονται είναι μικρές σε κάμψη 60° (ES=-0,28-0,24) αλλά σε πλήρη κάμψη είναι μεγαλύτερες (ES=-0,78-0,57). Επιπρόσθετα, η εκτατική ροπή των γλουτιαίων ήταν μεγαλύτερη (τόσο σε πλήρη κάμψη όσο και σε κάμψη 60°) στο βαθύ κάθισμα με το πόδι μπροστά (ES=0,63-0,64) και στο βαθύ κάθισμα με το πόδι στο πλάι (ES=0,68-0,84) σε σύγκριση με το βαθύ κάθισμα με το πόδι πίσω, καθώς ασκούν μεγαλύτερη εκτατική ροπή στο ισχίο και θεωρούνται καλύτερες για την αξιολόγηση της δύναμης των γλουτιαίων ή των οπίσθιων μηριαίων. Επιπλέον, κατά τη δοκιμασία με το πόδι πίσω, παρατηρείται μεγαλύτερη κάμψη και προσαγωγή ισχίου, με αποτέλεσμα να θεωρείται λιγότερο κατάλληλη για αξιολόγηση ατόμων με μηροκοτυλιαία πρόσκρουση, αφού αυτές οι κινήσεις αναπαράγουν τον πόνο σε αυτή την πάθηση (Clohisy et al., 2009). Παρομοίως, η δοκιμασία με το πόδι μπροστά είναι λιγότερο ιδανική για άτομα με κάκωση πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, αφού η μειωμένη κάμψη κορμού που παρατηρείται κατά τη δοκιμασία αυτήν, τείνει να αυξάνει τα φορτία στον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο (Kulas et al., 2012). Παρόλα αυτά, η έρευνα περιλάμβανε μόνο γυναίκες, δυσκολεύοντας έτσι την γενίκευση των αποτελεσμάτων στο γενικό πληθυσμό. Επίσης, δεν εξετάστηκε ποιο πόδι ήταν το κυρίαρχο σε κάθε συμμετέχοντα, γεγονός που μπορεί να επηρέασε τις μετρήσεις της έρευνας.

### 2.3.10 Leg press - Δοκιμασία ώθησης με τα πόδια

#### 2.3.10.1 Percentage Leg

Η δοκιμασία *leg press* είναι μία άσκηση με βάρη, κατά την οποία ο ασκούμενος σπρώχνει ένα βάρος ή μια αντίσταση μακριά από το σώμα του χρησιμοποιώντας μόνο τα πόδια. Ο όρος πολλές φορές αναφέρεται και στο όργανο, με το οποίο εκτελείται η άσκηση (Σχήμα 2.8). Η δοκιμασία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να μετρήσει τη συνολική δύναμη των κάτω άκρων.



Σχήμα 2.8: Leg Press.

Πηγή: (<https://bit.ly/2OTRVwX>)

Οι Bamman και συν. (1998) προσπάθησαν να αναλύσουν το αντίκτυπο που είχε η άσκηση κατά τη διάρκεια της ξεκούρασης σε ένα κρεβάτι σε ασθενείς με μυϊκής σαρκοπενία και ισόμορφη κατανομή μυοσίνης. Στη μελέτη έλαβαν μέρος 16 άνδρες ηλικίας 23-41 ετών, οι οποίοι απείχαν από οποιαδήποτε άσκηση με αντιστάσεις για τουλάχιστον 1 έτος. Οι ασθενείς υλοποίησαν 5 σετ των πέντε επαναλήψεων της δοκιμασίας leg press, για την οποία χρησιμοποιήθηκε ειδική συσκευή οριζόντιας προπόνησης, ενώ το ποσοστό της αντίστασης μεταβαλλόταν κατά τη δοκιμασία από 80-85% σε σχέση με τη μέγιστη τιμή μίας επανάληψης. Στους ασθενείς έγινε μυϊκή βιοψία από δείγμα του έξω πλατύ μυ του ποδιού που χρησιμοποιούσαν περισσότερο κατά τη δοκιμασία, ενώ ταυτόχρονα μετρήθηκε η δύναμη στους μυς που ενεργοποιούνται κατά τη δοκιμασία. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρατίθενται στον Πίνακα 2.14. Η ανάλυση έδειξε ότι η προπόνηση με αντιστάσεις αποτρέπει τη μυϊκή δυστροφία, ενώ διατηρεί επίσης τη δύναμη των μυών που σχετίζονται με τη συγκεκριμένη προπόνηση (Bamman et al., 1998).

**Πίνακας 2.14:** Αποτελέσματα μέτρησης της δύναμης κατά την κάμψη και την έκταση του γονάτου καθώς και των ενεργοποιούμενων μυών (από Bamman et al., 1998).

Μεταβλητές	Χωρίς άσκηση			Άσκηση με αντίσταση		
	πριν την ανάπαυση	μετά την ανάπαυση	p value	πριν την ανάπαυση	μετά την ανάπαυση	p value
<b>Μικροίνες CSA, <math>\mu\text{m}^2</math></b>						
<b>Τύπος I</b>	3.952±538	3.373±300	0,04	4.189±324	4.094±444	0,72
<b>Τύπος II</b>	4.334±630	3.581±459	0,01	4.027±353	4.356±407	0,19
<b>Μέσος όρος</b>	4.159±541	3.461±360	0,01	4.075±332	4.194±399	0,63
<b>Κατανομή μικροϊνών, %</b>						
<b>Τύπος I</b>	36,7±4,5	39,5±3,0	0,32	38,0±3,9	41,4±3,9	0,24
<b>Τύπος IIa</b>	59,1±3,8	55,4±2,3	0,20	52,8±4,7	57,1±4,4	0,14
<b>Τύπος IIx</b>	4,2±1,2	5,1±1,9	0,77	9,2±2,3	1,5±1,1	0,01
<b>MHC κατανομή, %</b>						
<b>Τύπος I</b>	39,5±3,5	38,5±2,1	0,80	37,1±1,7	40,3±2,9	0,42
<b>Τύπος IIa</b>	42,7±2,1	37,2±2,1	0,16	36,9±1,5	35,2±1,5	0,65
<b>Τύπος IIx</b>	17,8±3,6	24,3±2,6	0,10	26,0±3,9	24,5±2,5	0,71

Οι Escamilla και συν. (2001) επεδίωξαν να αναλύσουν την εμβιομηχανική διάσταση της κίνησης στην άρθρωση του γονάτου σε παραλλαγές των πρότυπων δοκιμασιών *squat* και *leg press*. Πιο συγκεκριμένα, μέτρησαν τη δύναμη που ασκείται στην άρθρωση και ταυτοποίησαν την ενεργοποίηση των μυών κατά την εκτέλεση των λειτουργικών δοκιμασιών. Το δείγμα της μελέτης

ήταν σχετικά μικρό και αποτελούνταν από δέκα άνδρες αθλητές της άρσης βαρών, οι οποίοι εκτέλεσαν τις δοκιμασίες *deep squat* και *leg press* με τοποθέτηση των ποδιών σε χαμηλότερο από το κανονικό σημείο, με ανοιχτά πόδια, κλειστά πόδια και με τα πόδια υπό δύο διαφορετικές γωνίες (πέλματα παράλληλα και πέλματα σε γωνία 30° προς τα έξω). Η μέτρηση των δοκιμασιών έγινε με ηλεκτρομυογραφία, προκειμένου να ανιχνευθεί η ενεργοποίηση των μυών και με δυναμοπλατφόρμα, η οποία προσαρμόστηκε στο αντίστοιχο μηχάνημα *leg press* για τη μέτρηση της δύναμης που ασκείται από τον ασκούμενο. Οι μετρήσεις δεν έδειξαν διαφορές στις μετρούμενες δυνάμεις και στην ενεργοποίηση των μυών ανάμεσα στις παραλλαγές με διαφοροποίηση της γωνίας του πέλματος. Κατά την εκτέλεση του *squat* παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ενεργοποίηση στον τετρακέφαλο μηριαίο και στο γαστροκνήμιο, ενώ κατά διαφοροποίηση των γωνιών φάνηκε μεγαλύτερη ενεργοποίηση στον γαστροκνήμιο σε σχέση με την δοκιμασία στην οποία τα πέλματα ήταν παράλληλα. Επίσης, η μετρούμενη δύναμη ήταν περισσότερη στη δοκιμασία *squat* σε σχέση με τη δοκιμασία *leg press*. Στη μέτρηση για τις ασκούμενες δυνάμεις στην άρθρωση δεν παρατηρήθηκε κάποια διαφοροποίηση ως προς την τοποθέτηση του πέλματος στην πλατφόρμα του μηχανήματος για *leg press*. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρατίθενται στον Πίνακα 2.15. Σε όλες τις ασκήσεις παρατηρήθηκε ότι η μυϊκή δραστηριότητα και οι δυνάμεις που ασκούνται στην άρθρωση ήταν μεγαλύτερες κατά τη φάση έκτασης του γονάτου σε σχέση με τη φάση κάμψης. Συμπερασματικά η έρευνα κατέληξε στο ότι η άσκηση του *squat* είναι περισσότερο αποτελεσματική στη μυϊκή ανάπτυξη σε σχέση με το *leg press* και τις παραλλαγές του λόγω της μεγαλύτερης μυϊκής ενεργοποίησης, όμως πρέπει να χρησιμοποιείται με προσοχή στους ασθενείς με προβλήματα στην επιγονατιδομηριαία περιοχή λόγω του εύρους κίνησης κατά την εκτέλεση της λειτουργικής δοκιμασίας. Επίσης, εάν ο σκοπός του πρωτοκόλλου στο οποίο θα συμπεριλήφθη η δοκιμασία του *squat* είναι η ελαχιστοποίηση των δυνάμεων που ασκούνται στην άρθρωση του γονάτου, η εκτέλεση πρέπει να γίνεται σε εύρος 0°-50°.

**Πίνακας 2.15:** Δυνάμεις πίεσης κατά την άσκηση της λειτουργικής δοκιμασίας *leg press* στη θωλομυική μοίρα, στην επιγονατιδομηριαία περιοχή και στον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο (από Escamilla et al., 2001).

Στήριξη και Δύναμη	Κάμψη γόνατος ή Φάση Έκτασης	Εύρος γωνίας του γόνατος όπου εντοπίζονται σημαντικές διαφορές στη δύναμη( $p<0,05$ )	Σύγκριση ασκήσεων και Ποσοστιαία αύξηση του Μέσου όρου $\pm$ Τυπικής απόκλισης σε συγκεκριμένο εύρος γωνίας γόνατος
<b>Στενή στήριξη</b>			
Κνημομηριαίες συμπιεστικές δυνάμεις	Κάμψη	Καμία	Καμία
	Έκταση	79-91	LHP > SQUAT (17 $\pm$ 1%)
		27-37	SQUAT > LHP (32 $\pm$ 3%)
		27-37	SQUAT > LHP (37 $\pm$ 6%)
PCL δυνάμεις εφέλκυσης	Κάμψη	27-65	SQUAT > LHP (74 $\pm$ 29%)
	Έκταση	27-43	SQUAT > LHP (70 $\pm$ 15%)
		27-71	SQUAT > LHP (131 $\pm$ 40%)
		27-71	SQUAT > LHP (93 $\pm$ 25%)
Κνημομηριαίες συμπιεστικές δυνάμεις	Κάμψη	Καμία	Καμία
	Έκταση	77-95	LHP > SQUAT (18 $\pm$ 2%)
		77-95	LHP > SQUAT (19 $\pm$ 1%)
<b>Ευρεία στήριξη</b>			
Κνημομηριαίες συμπιεστικές δυνάμεις	Κάμψη	27-87	SQUAT > LHP (36 $\pm$ 4%)
	Έκταση	27-87	SQUAT > LHP (34 $\pm$ 4%)
		27-63	SQUAT > LHP (41 $\pm$ 13%)
		27-81	SQUAT > LHP (43 $\pm$ 23%)
PCL δυνάμεις εφέλκυσης	Κάμψη	27-89	SQUAT > LHP (49 $\pm$ 28%)
	Έκταση	61-89	SQUAT > LHP (18 $\pm$ 7%)
		27-75	SQUAT > LHP (103 $\pm$ 28%)
		27-75	SQUAT > LHP (73 $\pm$ 21%)
Κνημομηριαίες συμπιεστικές δυνάμεις	Κάμψη	43-87	SQUAT > LHP (28 $\pm$ 6%)
	Έκταση	43-87	SQUAT > LHP (21 $\pm$ 5%)
		43-55	SQUAT > LHP (39 $\pm$ 1%)

Οι Meylan και συν. (2015) μελέτησαν την αξιοπιστία της αξιολόγησης της μέγιστης δύναμης των κάτω άκρων με το προφίλ της ταχύτητας-ισχύος του ασκούμενου. Η έρευνα συγκέντρωσε ένα δείγμα από 36 αγόρια ηλικίας 11-15 ετών, τα οποία εκτέλεσαν τη δοκιμασία του *leg press* με 5 τυχαία φορτία (80%, 100%, 120%, 140% και 160% της συνολικής μάζας του σώματος) σε τρεις διαφορετικές χρονικές στιγμές. Όλοι οι εθελοντές ήταν αθλητικά ενεργοί και προτάθηκαν από τον καθηγητή φυσικής αγωγής τους. Οι δοκιμασίες έλαβαν μέρος σε τρεις διαφορετικές μέρες με ενδιάμεσο διάλλειμα επτά ημερών. Πριν το τεστ οι ασκούμενοι εκτέλεσαν μία συγκεκριμένη ρουτίνα προθέρμανσης, η οποία είχε διάρκεια 15 λεπτών, χρησιμοποιώντας διαφορετικά φορτία σε σχέση με αυτά που χρησιμοποιήθηκαν κατά τις μετρήσεις. Οι μετρήσεις οι οποίες συγκεντρώθηκαν ήταν η μέγιστη και η μέση δύναμη, η ισχύς, η ταχύτητα και η μέγιστη μετατόπιση και παρατίθενται με περισσότερη λεπτομέρεια στον Πίνακα 2.16. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι κινητικές και κινηματικές παράμετροι κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης μιας λειτουργικής δοκιμασίας όπως το *leg press* βρέθηκαν να είναι αξιόπιστες στο δείγμα που ήταν νεαρής ηλικίας. Επίσης αποδείχθηκε ότι η στατιστικά σημαντική συσχέτιση του φορτίου με την ταχύτητα αποτελεί έναν καλό εναλλακτικό τρόπο για τη μέτρηση της δύναμης των κάτω άκρων σε σχέση με την κλασική μέθοδο της μίας επανάληψης με το μέγιστο δυνατό φορτίο. Ακόμη, πρέπει να συνυπολογιστεί ότι η ενηλικίωση είναι μία διαδικασία η οποία επηρεάζει κατά μεγάλο βαθμό τόσο τη μέγιστη δύναμη όσο και την ταχύτητα της δύναμης και συνίσταται στις μετέπειτα μελέτες να διερευνηθούν τη σχέση αυτή όσο και τα αποτελέσματα που έχουν διαφορετικά προπονητικά πρωτόκολλα στη προφίλ δύναμης-ταχύτητας-ισχύος σε νέους κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών αυτών (Meylan et al., 2015).

**Πίνακας 2.16:** Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία *leg press* με αυξανόμενα φορτία στην κάθετη κατεύθυνση (από Meylan et al., 2015).

Μεταβλητές	Μέσος όρος ± Τυπική απόκλιση	Μεταβολή του μέσου όρου (%)		Τυπικό λάθος στο μέσο όρο (CV%)		Συσχέτιση μεταβλητών	
		Συνεδρία 1	Συνεδρία 1-2	Συνεδρία 2-3	Συνεδρία 1-2	Συνεδρία 2-3	Συνεδρία 1-2
<b>IRM (kg)</b>	98,1±25,4	5,1	1,6	6,0	6,8	0,95	0,94
<b>F<sub>max</sub> (N)</b>	979±234	4,5	0,8	8,0	7,2	0,71	0,78
<b>V<sub>max</sub> (m/s)</b>	1,48±0,34	6,9	6,1	16,4	11,2	0,57	0,80
<b>F<sub>max</sub>/ κλίση F<sub>max</sub></b>	-674±154	3,2	-0,2	24,8	23,6	0,35	0,54
<b>P<sub>max</sub> (W) (P-l κλίση)</b>	376±150	9,7	4,0	7,9	9,1	0,96	0,94
<b>P<sub>max</sub> (W) (P-v κλίση)</b>	367±154	13,5	5,6	12,2	6,1	0,91	0,97
<b>Ιδανικό φορτίο στην P<sub>max</sub> (%BW)</b>	87,6±14,6	2,4	-1,0	13,7	10,2	0,26	0,61
<b>Ιδανική ταχύτητα στην P<sub>max</sub> (m/s)</b>	0,60±0,11	9,2	5,6	13,6	6,7	0,48	0,79

F<sub>max</sub> = Μέγιστη τάση από την σχέση δύναμη-ταχύτητας, V<sub>max</sub> = Μέγιστη ταχύτητα από την σχέση ταχύτητα-δύναμη, F<sub>max</sub>slope = Κλίση μέγιστης τάσης από την σχέση δύναμη-ταχύτητας, P<sub>max</sub> = Μέγιστη δύναμη από την σχέση δύναμη-φορτίο, Optimal load at P<sub>max</sub> = Βέλτιστο φορτίο στη μέγιστη δύναμη από την σχέση δύναμη-φορτίο, Optimal velocity at P<sub>max</sub> = Βέλτιστη ταχύτητα στη μέγιστη δύναμη από την σχέση δύναμη-φορτίο.

### 2.3.10.2 Total Gym leg press

Η δοκιμασία αυτή εκτελείται στο μηχάνημα του Σχήματος 2.9 και ο ασκούμενος τοποθετεί το σώμα του σε αυτό με τα πόδια ανοιχτά στο ύψος των ώμων. Διατηρώντας το στήθος σε έκταση και τη ράχη πιεζόμενη στο ειδικό εξάρτημα του μηχανήματος, κάμπει τα πόδια για να χαμηλώσει την πλατφόρμα με το φορτίο και στη συνέχεια πιέζει, ώστε να εκτείνει τα γόνατα και να σηκώσει το φορτίο προς τα επάνω (Mulligan, 2011).



**Σχήμα 2.9:** Η διαδικασία της δοκιμασίας leg press.

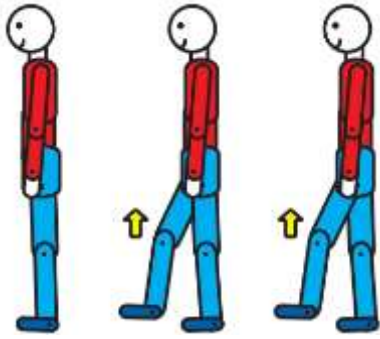
Πηγή: (<https://bit.ly/39NQ0IZ>)

Ο Mulligan (2001) μελέτησε τα τραύματα στους συνδέσμους της άρθρωσης του αστραγάλου, τα οποία είναι συνήθη σε αθλητικές δραστηριότητες και τα οποία οδηγούν σε ανικανότητα και καθυστερημένη ανάρρωση. Πρόκειται για ανασκόπηση και κριτική προσέγγιση δοκιμασιών και η δοκιμασία *total gym leg press* αναφέρεται στη μελέτη ως βασική για την ενδυνάμωση των κάτω άκρων μαζί με το ελεύθερο κάθισμα. Πιο συγκεκριμένα, για καλύτερη ενδυνάμωση εφαρμόστηκε η αλληλουχία δοκιμασιών *total gym leg press*, βαθέως καθίσματος δίχως φορτίο (*non-weight squats*), βαθέως καθίσματος με απόκλιση (*decline retro squats*) και τέλος εμπρόσθιου βαθέως καθίσματος (*front squats*), ώστε η διαβάθμιση να είναι αυξανόμενη ως προς τη δυσκολία και το φορτίο. Η συγκεκριμένη μεθοδολογία ασκήσεων με προοδευτική δυσκολία θεωρείται αποτελεσματική στην ενδυνάμωση των μυών στις μελέτες που αναλύθηκαν και επομένως στην καλύτερη αποκατάσταση των ασθενών με τραυματισμούς στους συνδέσμους των αστραγάλων.

### **2.3.11 Single-leg balance - Δοκιμασία ισορροπίας στο ένα πόδι**

Στη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος ξεκινά με τα δύο πόδια ενωμένα και πατάει στο έδαφος. Αμέσως μετά σηκώνει το ένα πόδι από το έδαφος χωρίς να ακουμπήσει το άλλο πόδι όμως, διότι αυτό δίνει επιπλέον ισορροπία. Ο σκοπός είναι η χρονομέτρηση του χρόνου που ασκούμενος μπορεί να παραμείνει στη θέση αυτή, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.10 (Trojian & McKeag, 2006).





**Σχήμα 2.10:** *Single leg balance.*

Πηγή: (<https://bit.ly/2HxkOCV>)

Οι Killroy και συν. (2016) μελέτησαν τα αποτελέσματα της δοκιμασίας του *single leg balance* σε μία ομάδα από χορευτές και σε μία ομάδα ελέγχου. Ο σκοπός ήταν να βρεθούν οι διαφορές ανάμεσα στις κινηματικές παραμέτρους κατά την στατική ισορροπία στις δύο ομάδες. Το δείγμα ήταν σχετικά μικρό και αποτελούνταν από 14 συνολικά γυναίκες ηλικίας 18 μέχρι 23 ετών, από τις οποίες 7 είχαν τουλάχιστον 4 χρόνια εμπειρίας στο χορό και 7 δεν είχαν σχέση με το χορό. Κατά τη μέτρηση οι εθελοντές είχαν τα χέρια στη μέση, τα μάτια τους έβλεπαν μπροστά και το πόδι το οποίο δεν εξετάζονταν βρισκόταν σε κάμψη στο ύψος του γονάτου. Οι κινητικές παράμετροι μετρήθηκαν με τη βοήθεια δυναμοπλατφόρμας και για τα δύο πόδια εναλλάξ και πιο συγκεκριμένα μετρήθηκαν οι μέγιστες τιμές αντίδρασης της πλατφόρμας και το κέντρο πίεσης για το προσθοπίσθιο επίπεδο, για το μεσοπλευρίο επίπεδο και το κάθετο επίπεδο. Οι μετρήσεις παρατίθενται στον Πίνακα 2.17. Οι μετρήσεις έδειξαν ότι το σύνολο των εθελοντών που δεν ήταν χορευτές ήταν περισσότερο πιθανόν να χάσουν την ισορροπία τους, όμως χρειάζεται περισσότερη μελέτη πάνω σε ασθενείς προκειμένου να χρησιμοποιηθεί ο χορός σαν μέσο αποκατάστασης και θεραπείας και αποτροπής τραυματισμών. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το εύρημα ότι τα άτομα που δεν ήταν χορευτές παρουσίαζαν μεγαλύτερη δύναμη εδαφικής αντίδρασης μέσης κατεύθυνσης, γεγονός που μπορεί να οφείλεται σε γενικότερη αστάθεια του κάτω άκρου συγκριτικά με τα άτομα που ήταν χορευτές και ενδεχομένως, λόγω χορού, έχουν καλύτερη σταθερότητα. Παρόλα αυτά, η εξωτερική εγκυρότητα της έρευνας δεν θεωρείται ιδιαίτερα ισχυρή, καθώς το δείγμα ήταν πολύ μικρό, ενώ το ηλικιακό εύρος του δείγματος κυμαινόταν από 18-23 ετών, κι έτσι τα αποτελέσματα να μην μπορούν να εφαρμοστούν και σε άτομα μεγαλύτερης ηλικίας (Killroy et al., 2016).

**Πίνακας 2.17:** Μετρήσεις για τα δύο πόδια, κύριο και δευτερεύον στις δύο ομάδες του συνόλου του δείγματος (από Killroy et al., 2016).

	Χορευτές		Μη χορευτές		p value
	Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	
<b>Κυρίαρχο πόδι</b>					
<b>F<sub>ap</sub><sup>1</sup></b>	<b>-0,011</b>	<b>0,061</b>	<b>-0,162</b>	<b>0,041</b>	<b>0,001</b>
<b>F<sub>ml</sub><sup>2</sup></b>	<b>-0,003</b>	<b>0,015</b>	<b>0,018</b>	<b>0,006</b>	<b>0,001</b>
<b>F<sub>z</sub><sup>3</sup></b>	-0,913	0,172	-0,952	0,035	0,355
<b>COP<sub>ap</sub></b>	0,002	0,004	-0,002	0,004	0,092
<b>COP<sub>ml</sub></b>	0,001	0,003	0,004	0,002	0,019
<b>Μη κυρίαρχο πόδι</b>					
<b>F<sub>ap</sub><sup>1</sup></b>	<b>-0,080</b>	<b>0,041</b>	<b>-0,168</b>	<b>0,097</b>	<b>0,001</b>
<b>F<sub>ml</sub><sup>2</sup></b>	<b>0,008</b>	<b>0,012</b>	<b>0,012</b>	<b>0,013</b>	<b>0,001</b>
<b>F<sub>z</sub><sup>3</sup></b>	-0,895	0,217	-0,983	0,067	0,128
<b>COP<sub>ap</sub></b>	-0,005	0,005	-0,001	0,006	0,053
<b>COP<sub>ml</sub></b>	0,009	0,003	0,002	0,003	0,493

<sup>1</sup> = προσθιοπίσθια, <sup>2</sup> = εγκάρσια, F<sub>y</sub>, F<sub>x</sub>, F<sub>z</sub> υπολογίζονται σε N, COP υπολογίζονται σε m

### 2.3.12 Single-leg cycling - Δοκιμασία ποδηλασίας με το ένα πόδι

Η δοκιμασία αυτή αναφέρεται στην ποδηλασία, χρησιμοποιώντας το ένα μόνο πόδι. Σε αντίθεση με την ποδηλασία με δύο πόδια, η μονοποδική ποδηλασία απαιτεί το ενεργό σήκωμα του ποδιού κατά την φάση της κάμψης του κάτω άκρου (Burns et al., 2014).

Οι Elmer και συν. (2016) πραγματοποίησαν μία έρευνα, κατά την οποία εξέτασαν σε 10 ποδηλάτες το έργο και την δύναμη των αρθρώσεων της ποδοκνημικής, του γόνατος και του ισχίου κατά την δοκιμασία της διποδικής αλλά και της μονοποδικής ποδηλασίας, με την εφαρμογή αντίβαρου στην αντίθετη πλευρά. Η εφαρμογή αντίβαρου είναι μία μέθοδος για την αποφυγή της ενεργητικής κάμψης του ποδιού, που παρατηρείται στην μονοποδική ποδηλασία και που πολλές φορές καθιστά τη δοκιμασία δύσκολη στο να επιτευχθεί. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η εφαρμογή αντίβαρου στην μονοποδική ποδηλασία μείωσε τις διαφορές στην κάμψη, αλλά δεν τις εξάλειψε συγκριτικά με τις άλλες δύο δοκιμασίες. Ωστόσο, επισημαίνεται ότι κάποιοι φυσιολογικοί παράμετροι όπως καρδιακοί παλμοί και σωματική κόπωση δεν μεταβλήθηκαν σημαντικά σε σύγκριση με την διποδική ποδηλασία, με αποτέλεσμα να διατηρούνται τα καρδιοαναπνευστικά οφέλη. Ακόμα, το αυξημένο έργο της κάμψης του ποδιού της μονοποδικής

ποδηλασίας με αντίβαρο οδήγησε σε μείωση του έργου της πελματιαίας κάμψης και της έκτασης του ισχίου για να διατηρηθεί η συνολική δύναμη της ποδηλασίας.

Ακόμα, στην έρευνα των Bini και συν (2016) διερευνήθηκαν οι κινηματικοί παράγοντες της διποδικής, μονοποδικής και μονοποδικής με βοήθημα ποδηλασίας σε 14 άτομα, που δεν ήταν αθλητές. Τα αποτελέσματα απέδειξαν μειωμένη στροφορμή έκτασης ισχίου (10%) και αυξημένη στροφορμή κάμψης γόνατος (157%) στα άτομα κατά τη δοκιμασία της μονοποδικής ποδηλασίας με βοήθημα σε σύγκριση με την διποδική ποδηλασία. Παρόλο που τα φορτία στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση ήταν σχεδόν ίδια και την υποβοηθούμενη μονοποδική και για την διποδική ποδηλασία, στη μονοποδική χωρίς βοήθεια ποδηλασία τα φορτία στην επιγονατιδομηριαία ήταν σημαντικά μεγαλύτερα (28%).

### **2.3.13 One-leg hop for distance - Δοκιμασία άλματος σε απόσταση στο ίδιο πόδι**

Στη συγκεκριμένη δοκιμασία ο ασκούμενος ξεκινάει με τα δάκτυλα των ποδιών του πίσω από μία οριοθετημένη γραμμή και εκτελεί άλμα, μετρώντας τελικά τη μέγιστη απόσταση που διένυσε μέχρι να προσγειωθεί με το ίδιο πόδι. Οι Scelin και συν. (2017) προσπάθησαν να ανακαλύψουν ένα τρόπο ώστε να εκτιμήσουν τη λειτουργικότητα της άρθρωσης του γονάτου μετά από ρήξη χιαστού, χρησιμοποιώντας κινητικά και κινηματικά δεδομένα μετά την επέμβαση. Ο σκοπός της έρευνας διατυπώθηκε μετά τη διαπίστωση ότι δεν υπάρχει σύγκλιση στη σύγχρονη βιβλιογραφία για μία μέθοδο, από την πληθώρα που υπάρχουν, η οποία να εξετάζει την κινητικότητα της άρθρωσης με αποτελεσματικό τρόπο. Για την μελέτη αυτή συγκεντρώθηκε ένα μεγάλο δείγμα από 70 ασθενείς, ηλικίας 17-24 ετών, οι οποίοι είχαν υποστεί ρήξη χιαστού συνδέσμου και εκτέλεσαν τις λειτουργικές δοκιμασίες της έρευνας, ενώ συγκεντρώθηκε και ένα δείγμα 30 ατόμων ως δείγμα ελέγχου. Η μελέτη κατέγραψε τα αποτελέσματα από μία σειρά δοκιμασιών, που στη βιβλιογραφία αναφέρονται ως δοκιμασίες ανίχνευσης της λειτουργικότητας του γονάτου. Οι περισσότερες ήταν δοκιμασίες *hop test*. Στη συνέχεια, οι μετρήσεις αναλύθηκαν με στατιστικό αλγόριθμο (ομαδοποίηση) για να συγκεντρωθούν οι δοκιμασίες που παρήγαγαν στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα. Οι μετρήσεις για τη δοκιμασία *one leg hop for distance* παρατίθενται στον Πίνακα 2.18, περιλαμβάνοντας την ομόκεντρη και εκκεντρική δύναμη στον τετρακέφαλο μηριαίο. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν οι δοκιμασίες οι οποίες συσχετίζονταν περισσότερο με την δύναμη της άρθρωσης κατά την έκταση ήταν το *one leg hop test* και το *side hop test*.

**Πίνακας 2.18:** Μετρήσεις των εκκεντρικών και ομόκεντρων δυνάμεων στον τετρακέφαλο μυ κατά την έκταση της άρθρωσης του γονάτου (από Scelin et al., 2017).

Μεταβλητές	Συχνότητα λάθους ταξινόμησης	T:E index
<b>Αναπήδηση σε ένα πόδι, Αναπήδηση στο πλάι, Ισορροπία σε ένα πόδι, Σύγκεντρη δύναμη τετρακέφαλου μυ</b>		
Qc-i	0,29	5
Qc-i, OLH-i	0,28	7
Qc-i, OLH-i, B-c	0,26	9
Qc-i, OLH-i, B-c, SH-i	0,17	11
Qc-i, OLH-i, OLH-c, B-c, SH-i	0,16	11
Qc-i, OLH-i, OLH-c, B-c, SH-I, SH-c	0,15	11
Qc-i, Qc-c, OLH-i, OLH-c, B-c, SH-I, SH-c	0,16	11

### 2.3.14 Single-leg triple hop for distance - Δοκιμασία τριών διαδοχικών αλμάτων σε απόσταση

Στη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος έχει ως στόχο τη μέγιστη απόσταση με τρία διαδοχικά άλματα με το ένα πόδι χωρίς να χάσει την ισορροπία του και να προσγειωθεί σταθερά. Η απόσταση που μετράται είναι από την γραμμή εκκίνησης μέχρι την πτέρνα του ποδιού που προσγειώνεται. Οι Bley και συν. (2014) εκτέλεσαν μία εμβιομηχανική μελέτη σχετικά με τη φάση προώθησης στη δοκιμασία single leg triple hop for distance σε γυναίκες με σύνδρομο πόνου στην επιγονατίδα. Στη μελέτη έλαβαν μέρος δύο ομάδες γυναικών ηλικίας 18 έως 35 ετών, οι οποίες ασκούνταν συστηματικά (τουλάχιστον τρεις φορές την εβδομάδα). Κατά τη δοκιμασία χρησιμοποιήθηκαν για την κινητική ανάλυση των κάτω άκρων οκτώ υπέρυθρες κάμερες, οι οποίες ανίχνευαν εικοσιπέντε σφαιρικούς αισθητήρες κολλημένους με ταινία πάνω στο δέρμα του ασκούμενου. Οι μετρήσεις παρατίθενται στον Πίνακα 2.19. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι γυναίκες με σύνδρομο πόνου επιγονατίδας σχετίζονται περισσότερο με μη φυσιολογικές κινήσεις κατά τη δοκιμασία. Έγινε η υπόθεση εργασίας ότι οι κινήσεις αυτές είναι υποσυνείδητες στρατηγικές που χρησιμοποιεί το άτομο, ώστε να ελέγξει την τοποθέτηση του κορμού και των κάτω άκρων και να αποφύγει τον οξύ πόνο.

**Πίνακας 2.19:** Σύγκριση κινηματικών δεδομένων κατά τη δοκιμασία ανάμεσα στις δύο ομάδες δείγματος. Καταγράφεται ο μέσος όρων των μετρήσεων των εθελοντών (από Bley et al., 2014).

<b>Κινηματικά δεδομένα</b>	<b>Ομάδα ελέγχου</b>	<b>Πειραματική ομάδα</b>
Κλίση κορμού	6,5 (4,4)	(-)5,6 (4,7)
Έκταση κορμού	8,8 (3,4)	14,3 (4,7)
Εγκάρσια πυελική πτώση	7,4 (2,3)	14,8 (3,1)
Έσω στροφή ισχίου	10,4 (2,0)	18,9 (5,7)
Προσαγωγή ισχίου	13,0 (3,9)	19,3 (3,7)
Έκταση ισχίου	71,1 (7,30)	80,9 (4,8)
Προσαγωγή γόνατος	6,6 (3,6)	7,3 (3,2)
Κάμψη γόνατος	66,0 (3,5)	63,8 (3,4)
Πρηνισμός ποδοκνημικής	40,4 (4,4)	50,9 (7,4)
Οπίσθια κάμψη ποδοκνημικής	40,1 (6,2)	35,6 (4,5)
<b>Κινητικά δεδομένα</b>		
Προσαγωγή ισχίου	1,1 (0,3)	1,7 (0,4)
Απαγωγή ισχίου	3,8 (1,1)	1,8 (0,8)
Προσαγωγή γόνατος	1,1 (0,2)	2,6 (0,5)
Απαγωγή γόνατος	1,2 (0,4)	0,9 (0,2)
Υπτιασμός ποδοκνημικής	0,4 (0,2)	0,7 (0,3)
Έκταση ποδοκνημικής	2,4 (0,5)	2,0 (0,6)
<b>EMG δεδομένα</b>		
Μείζονας γλουτιαίος μυς	10,1 (9,3)	20,4 (11,9)
Μέσος γλουτιαίος μυς	10,5 (10,1)	20,9 (10,0)
Δικέφαλος μηριαίος μυς	8,5 (12,5)	15,9 (7,2)
Έξω πλατύς μυς	8,6 (6,2)	37,4 (19,3)

Στην έρευνα των dos Reis και συν. (2015) εξετάστηκε σε δείγμα 20 γυναικών με επιγονατιδομηριαίο πόνο οι εμβιομηχανικές στρατηγικές του κορμού και του κάτω άκρου που χρησιμοποιούνται κατά το μεταβατικό στάδιο από το ένα στο δεύτερο άλμα της δοκιμασίας *single-leg triple hop for distance*. Κατά την δοκιμασία, τα άτομα με επιγονατιδομηριαίο πόνο παρουσίασαν πιο νωρίς μέγιστη ροπή της άρθρωσης για τη στροφή της λεκάνης, έσω στροφή ισχίου, προσαγωγή γόνατος, κάμψη γόνατος και πελματιαίας κάμψης, ενώ αργότερα σημειώθηκαν οι ροπές στις αρθρώσεις των κινήσεων της πρόσθιας κλίσης λεκάνης και προσαγωγής ισχίου (Πίνακας 2.20). Οι γυναίκες της συμπτωματικής ομάδας παρουσίασαν ένα γενικότερο περιορισμό των κινήσεων στο οβελιαίο επίπεδο (κάμψη γόνατος και ισχίου, ραχιαία κάμψη ποδοκνημικής), καθώς και λιγότερη απορρόφηση δύναμης στο γόνατο και την ποδοκνημική, γεγονός που θεωρείται ότι οφείλεται σε μία στρατηγική σε αυτό τον πληθυσμό να μειώσει τις απαιτήσεις στον

τετρακέφαλο και επομένως, να μειώσει τα φορτία στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Παρόλα αυτά, οι ερευνητές επισημαίνουν ότι ένας σημαντικός περιορισμός της έρευνάς τους είναι ότι εξέτασαν κάθε συμμετέχοντα χωρίς υπόδημα, το οποίο όμως δεν μπορεί να θεωρηθεί σαν πραγματική συνθήκη για τη δοκιμασία του άλματος. Επιπροσθέτως, τα άτομα είχαν σταυρωμένα τα χέρια στο στήθος για την επίτευξη της δοκιμασίας, κάτι το οποίο ενδέχεται να επηρέασε την απόδοσή τους, όμως ήταν αναγκαίο για να αποφευχθούν πιθανές βοηθητικές κινήσεις από τα άνω άκρα (dos Reis et al., 2015).

**Πίνακας 2.20:** Ροπές αρθρώσεων ανάμεσα στις 2 ομάδες (Nm/kg) [από Scelin et al., 2017].

	<b>Ομάδα ελέγχου</b>	<b>Πειραματική ομάδα</b>
<b>Απαγωγή Ισχίου</b>	1,8±0,5	2,2±0,2
<b>Έκταση ισχίου</b>	2,9±0,5	2,8±0,5
<b>Απαγωγή γόνατος</b>	0,9±0,3	2,1±0,4
<b>Έκταση γόνατος</b>	2,8±0,4	1,9±0,3
<b>Πελματιαία κάμψη</b>	2,4±0,4	2,0±0,3

### 2.3.15 Timed single-leg hop - Δοκιμασία άλματος στο ένα πόδι με χρονομέτρηση

Για τη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος στέκεται στο ένα πόδι με τα δάκτυλα πίσω από τη γραμμή εκκίνησης. Εκτελεί άλμα προς τα εμπρός με στόχο την μέγιστη απόσταση και προσγειώνεται στο ίδιο πόδι με το οποίο ξεκίνησε. Η δοκιμασία εκτελείται δύο φορές, μία για κάθε πόδι και χρονομετρείται ο χρόνος από την απογείωση μέχρι την προσγείωση. Στη μελέτη των McCarty και Bach (2008) ο στόχος ήταν να εκτιμηθεί κατά πόσο η ακεραιότητα του μοσχεύματος που τοποθετήθηκε κατά την επέμβαση επηρεάζει την συνολική λειτουργία και τη δύναμη της άρθρωσης σε ασθενείς με ρήξη χιαστού μετά από χειρουργείο αποκατάστασης. Βασίζόμενοι στην υπόθεση αυτή οι ερευνητές μέτρησαν τις κινητικές παραμέτρους σε μία σειρά από λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται από διάφορα πρωτόκολλα αποκατάστασης. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρατίθενται στον κάτωθι πίνακα. Η έρευνα τελικά καταλήγει ότι τα πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται για αποκατάσταση μετά από ρήξη χιαστού πρέπει να βασίζονται τόσο στην κλινική παρατήρηση όσο και στα πειραματικά δεδομένα. Πρέπει επίσης κατά την αποκατάσταση να λάβει ο εκάστοτε κλινικός πρακτικός την ακεραιότητα του μοσχεύματος μετά από συγκεκριμένο χρόνο και το τελικό πρόγραμμα που θα εφαρμόσει ο ασθενής εκμεταλλεύεται τις γνώσεις του χειρουργού, του κλινικού πρακτικού αλλά και τις δυνατότητες του ασθενή.

**Πίνακας 2.21:** Η ένταση που αναπτύσσεται στον πρόσθιο σύνδεσμο κατά την εκτέλεση λειτουργικών δοκιμασιών (από McCarty & Bach, 2008).

<u>Δραστηριοποίηση αποκατάστασης</u>	<u>Μέγιστη καταπόνηση</u>
Ισομετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 15° (30 Nm της τροχιάς έκτασης)	4,4%
Βαθύ κάθισμα	4,0%
Ενεργή κάμψη/έκταση του γόνατος (45N βάρους)	3,8%
Δοκιμασία Lachman (150N του πρόσθιου καθαρού φορτίου)	3,7%
Βαθύ κάθισμα	3,6%
Ενεργή κάμψη/έκταση του γόνατος (χωρίς φορτίο)	2,8%
Συγχρονισμένες συσπάσεις τετρακέφαλων και ιγνυακών μυών 15°	2,8%
Ισομετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 30° (30 Nm της τροχιάς έκτασης)	2,7%
Πρόσθια σύσπαση (150N του πρόσθιου καθαρού φορτίου)	1,8%
Στατικό ποδήλατο	1,7%
Ισομετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 15° (έως 10Nm της τροχιάς έκτασης)	0,6%
Συγχρονισμένες συσπάσεις τετρακέφαλων και ιγνυακών μυών 30°	0,4%
Παθητική κάμψη/έκταση του γόνατος	0,1%
Ισομετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 60° (30Nm της τροχιάς έκτασης)	0,0%
Ισομετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 90° (30Nm της τροχιάς έκτασης)	0,0%
Συγχρονισμένες συσπάσεις τετρακέφαλων και ιγνυακών μυών 60°	0,0%
Συγχρονισμένες συσπάσεις τετρακέφαλων και ιγνυακών μυών 90°	0,0%
Ισο+Α124:Β126μετρικές συσπάσεις τετρακέφαλου 30, 60, 90° (έως 10Nm της τροχιάς έκτασης)	0,0%

### 2.3.16 Deep squat - Δοκιμασία βαθέως καθίσματος

Η δοκιμασία βαθέως καθίσματος είναι πολύ διαδεδομένη και ξεκινά από την όρθια θέση, συνήθως με την τοποθέτηση βάρους (μπάρα, αλτήρες). Η κίνηση ξεκινάει με την πίσω κίνηση της λεκάνης και την κάμψη των γονάτων, ώστε να χαμηλώσει το στέρνο και το βάρος και κατόπιν την επαναφορά του ασκούμενου στην αρχική θέση, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.11.



**Σχήμα 2.11:** Βαθύ κάθισμα.

**Πηγή:** (<https://bit.ly/31XnLhK>)

Οι Cotter και συν. (2013) μελέτησαν τα κινητικά δεδομένα σε φορτία και βάθη της λειτουργικής δοκιμασίας *deep squat*, τα οποία χρησιμοποιούνται συνήθως σε πρωτόκολλα ενδυνάμωσης και αποκατάστασης. Ο σκοπός της έρευνας ήταν να συγκριθούν οι εξωτερικές ροπές κατά την κάμψη της άρθρωσης του γόνατος. Στη μελέτη έλαβαν μέρος 16 άνδρες, οι οποίοι δεν είχαν κάποιο ιστορικό τραυματισμού στα κάτω άκρα και είχαν τουλάχιστον ένα χρόνο εμπειρία στην προπόνηση με αντιστάσεις και φορτία. Οι εθελοντές εκτελούσαν τη δοκιμασία *deep squat* με τυχαίο τρόπο σε συγκεκριμένα βυθίσματα (τρία διαφορετικά) με φορτίο για μία επανάληψη σε 50%, 85% και 100 % του μέγιστου φορτίου. Οι μετρήσεις παρατίθενται στον Πίνακα 2.22 και αφορούν τη ροπή σε Nm στην μέγιστη κάμψη της άρθρωσης σε τρία διαφορετικά βάθη (πάνω από τον παράλληλο, στον παράλληλο και κάτω από τον παράλληλο). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι με τη μείωση του βάθους και του φορτίου δεν επιτυγχάνεται μείωση της ροπής στην άρθρωση. Βασιζόμενοι στα ευρήματα αυτά οι ερευνητές προτείνουν ότι σε πρωτόκολλο, το οποίο εφαρμόζει την λειτουργική δοκιμασία *deep squat* ο επαγγελματίας, ο οποίος το σχεδιάζει θα πρέπει να υπολογίσει ότι η άρθρωση καταπονείται σε μεγάλο βαθμό με μία αύξηση του φορτίου από 0-50% του μέγιστου φορτίου και να επιτρέψει στον ασκούμενο να προσαρμοστεί με διαδοχικά φορτία.



**Πίνακας 2.22:** Ροπή στο γόνατο κατά τη δοκιμασία *deep squat* (από Cotter et al., 2013).

<u>Περιγραφή άσκησης</u>	Μέσο φορτίο (kg)	Περιγραφή φορτίου	Μέγιστη κάμψη μηρού	Ροπή μηρού (Nm)	(NM/kg) (% BW*ht)
<b>Βαθύ κάθισμα πάνω από το παράλληλο επίπεδο</b>	0	Κανένα φορτίο	105,05±1,44	103,75±4,79	1,21±0,04 (7,21±0,33)
	76,28±2,47	50% IRM	97,33±1,99	152,53±7,37	1,78±0,06 (10,59±0,51)
	128,13±4,21	85% IRM	93,82±1,81	178,51±5,78	2,09±0,04 (12,40±0,40)
<b>Βαθύ κάθισμα στο παράλληλο επίπεδο</b>	0	Κανένα φορτίο	125,07±2,46	118,02±6,22	1,38±0,05 (8,20±0,43)
	65,91±2,48	50% IRM	125,51±2,12	177,82±10,9	2,07±0,08 (12,35±0,76)
	110,65±4,12	85% IRM	120,51±1,92	195,67±7,96	2,29±0,07 (13,59±0,55)
<b>Βαθύ κάθισμα κάτω από το παράλληλο επίπεδο</b>	0	Κανένα φορτίο	139,89±2,09	129,03±7,22	1,51±0,06 (8,96±0,50)
	63,78±2,17	50% IRM	141,78±2,13	213,66±13,75	2,48±0,10 (14,84±0,95)
	106,53±3,76	85% IRM	139,87±2,23	246,29±14,61	2,87±0,12 (17,11±1,01)

Οι Salem και Powers (2001) μελέτησαν τα κινητικά δεδομένα της επιγονατίδας κατά την εκτέλεση του *deep squat*, σε γυναίκες αθλήτριες. Χρησιμοποιήθηκαν ανθρωπομετρικά δεδομένα, τρισδιάστατα κινηματικά δεδομένα της άρθρωσης του γόνατος καθώς και οι δυνάμεις που αναπτύσσονταν σε δυναμοπλατφόρμα κατά την εκτέλεση του *deep squat* σε τρία διαφορετικά βάθη κάτω από τον παράλληλο. Το δείγμα αποτελούνταν από πέντε αθλήτριες πανεπιστημιακής εκπαίδευσης και χρησιμοποιήθηκε ένα εμβιομηχανικό μοντέλο για να ποσοτικοποιήσει την δύναμη που ασκείται στην επιγονατίδα και την καταπόνηση της άρθρωσης σε κάθε εκτέλεση της δοκιμασίας. Οι μετρήσεις παρατίθενται στον Πίνακα 2.23. Τα συμπεράσματα της έρευνας έδειξαν ότι κατά το κάθισμα από 90°-110° κάμψης της άρθρωσης δεν υπήρχε κάποια σημαντική μεταβολή στα κινητικά δεδομένα της επιγονατίδας, ενώ η σταθερότητα της δύναμης που ασκείται στην επιγονατίδα σχετίζεται άμεσα με τη ροπή που παράγεται κατά τη δοκιμασία. Επομένως η μελέτη καταλήγει ότι η αύξηση του βάθους στη δοκιμασία δεν επιφέρει αύξηση στην επιβάρυνση της άρθρωσης.

**Πίνακας 2.23:** Μετρήσεις της δύναμης και της ροπής στην επιγονατίδα (από Salem & Powers, 2001).

<u>Περιγραφή άσκησης</u>	Μέσο φορτίο (kg)	Περιγραφή φορτίου	Μέγιστη κάμψη μηρού	Απόλυτη τιμή ροπής κατά τη μέγιστη κάμψη (Nm)
<b>Βαθύ κάθισμα προς τα πίσω με μεσολάβηση ποδιού</b>	32,65	35% του σωματικού βάρους		106,98±3,68
<b>Βαθύ κάθισμα προς τα πίσω δίχως μεσολάβηση ποδιού</b>				109,55±4,06
<b>Βαθύ κάθισμα δίχως φορτίο</b>	0	χέρια πίσω από το κεφάλι	90	
<b>Βαθύ κάθισμα με φορτίο Barbell</b>	24,85±1,4	35% του σωματικού βάρους	90	
<b>Παράλληλο βαθύ κάθισμα</b>	147±12,3	4 επαναλήψεις με 12RM βάρους	104 ± 3.5	150±12,6
<b>Παράλληλο βαθύ κάθισμα</b>	154,2±8,6	65% IRM	111 ± 2.0	92±20,1
<b>Βαθύ κάθισμα</b>			126 ± 1.6	139±26,2
<b>Παράλληλο βαθύ κάθισμα</b>	101,9±9,8	65% IRM	116 ± 1.7	131±6,1
<b>Βαθύ κάθισμα</b>			138 ± 1.1	191±14,4

Οι Escamilla και συν. (2001) μελέτησαν την εμβιομηχανική στο γόνατο κατά την διάρκεια της δοκιμασίας *deep squat*. Λόγω της σημασίας που έχει μία ισχυρή και σταθερή άρθρωση γόνατος στις αθλητικές επιδόσεις ή στην αποκατάσταση ενός ασθενούς, η έρευνα προσπάθησε να αναλύσει την εμβιομηχανική των κινήσεων στην άρθρωση, προκειμένου να βοηθήσει περαιτέρω την εφαρμογή της άσκησης από θεραπευτές, προπονητές και επιστήμονες σε ασθενείς και αθλητές που την εφαρμόζουν για βελτίωση επιδόσεων, αποκατάσταση και προπόνηση για συγκεκριμένο άθλημα. Μελετήθηκαν σε αθλητές οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στην μηροκνημιαία μοίρα, οι συμπίεστικές δυνάμεις στην επιγονατίδα και η σταθερότητα της άρθρωσης. Με τη μελέτη να επικεντρώνεται στη δοκιμασία *deep squat* χωρίς πρόσθετη επιβάρυνση σε αθλητές και ασθενείς, στους οποίους έγιναν μετρήσεις με εμβιομηχανικές μεθόδους ηλεκτρομυογραφίας και μαγνητοσκόπηση με κάμερες για τον εντοπισμό λανθασμένης τεχνικής καθώς και με την αντιπαράθεση στοιχείων από την υπάρχουσα βιβλιογραφία σχετικής με το θέμα η έρευνα έδειξε ότι η προπόνηση με τη δοκιμασία *deep squat* σε ένα λειτουργικό εύρος κίνησης από 0° μέχρι 50° είναι κατάλληλη για πολλούς ασθενείς που βρίσκονται σε διαδικασία αποκατάστασης της άρθρωσης του γόνατος διότι οι δυνάμεις που ασκούνται στην άρθρωση είναι ελάχιστες. Η επιβάρυνση στο μηριαίο τετρακέφαλο και στο γαστροκνήμιο αυξάνονταν ανάλογα με το εύρος της

γωνίας εκτέλεσης της άσκησης, γεγονός το οποίο ευνοεί τους αθλητές με καλή ευλυγισία της άρθρωσης (γωνία 0° μέχρι 100°). Οι μετρήσεις της έρευνας παρατίθενται στον Πίνακα 2.24.

**Πίνακας 2.24:** Ενεργοποίηση μυών κατά το ηλεκτρομυογράφημα στο *deep squat* (από Escamilla et al., 2001).

		Φάση κάμψης γόνατος (5°-95°)		Φάση έκτασης γόνατος (5°-95°)	
		NS	WS	NS	WS
Ορθός μηριαίος μυς	SQUAT	28±13	24±10	36±14	33±12
	LPH	20±9	17±7	25±11	21±8
	LPL	23±11	20±9	29±11	26±11
Έξω πλατός μυς	SQUAT	32±7	33±7	47±6	47±7
	LPH	27±6	26±5	38±7	37±6
	LPL	28±6	27±6	39±7	37±8
Έσω πλατός μυς	SQUAT	33±7	34±5	50±9	49±9
	LPH	29±6	28±6	42±8	40±7
	LPL	30±6	28±7	41±7	39±7
Οπίσθιος ιγνυακός τένοντας	SQUAT	10±5	10±4	26±11	28±13
	LPH	7±2	8±2	10±2	12±2
	LPL	6±2	7±2	8±2	10±3
Μέσος ιγνυακός τένοντας	SQUAT	10±5	12±5	22±9	25±10
	LPH	9±5	10±6	10±3	13±3
	LPL	7±3	8±3	8±2	10±3
Γαστροκνήμιος μυς	SQUAT	12±5	13±6	17±3	14±3
	LPH	10±4	9±3	13±5	12±3
	LPL	10±3	9±3	15±5	14±5

Αποδείχθηκε ότι η δοκιμασία παράλληλου καθίσματος (*parallel squat*) δεν είναι επιζήμια για την άρθρωση. Επομένως, η εμβιομηχανική δοκιμασία του *deep squat* φαίνεται να είναι μία άσκηση κατάλληλη για να εφαρμόζεται κατά την αποκατάσταση της επιγονατίδας, ενώ σε υγιείς αθλητές συνίσταται περισσότερο η άσκηση του *parallel squat* σε σχέση με το *deep squat* λόγω πιθανών τραυματισμών στους συνδέσμους του μηνίσκου. Η δοκιμασία *deep squat* δεν χειροτερεύει τη σταθερότητα της άρθρωσης και εάν εκτελεστεί με τη σωστή τεχνική μπορεί να βελτιώσει τη σταθερότητα. Συμπερασματικά, η συγκεκριμένη δοκιμασία αυξάνει τη μυικότητα στους μυς της λεκάνης, στους γλουτούς και στους μυς γύρω από την άρθρωση του αστραγάλου, καθώς

καταγράφηκε έντονη δραστηριότητα στον μηριαίο τετρακέφαλο, στον γαστροκνήμιο και στον ιγνυακό τένοντα (Escamilla et al., 2001).

Οι Wallace και συν. (2002) μελέτησαν τις κινητικές παραμέτρους των αρθρώσεων κατά τη δοκιμασία *deep squat* με φορτίο και χωρίς. Ο σκοπός τους ήταν να θέσουν αντικειμενικά κριτήρια όσον αφορά τις πιέσεις και τα φορτία που δέχεται η άρθρωση στα διαφορετικά βάθη σε σχέση με την κάμψη της άρθρωσης του γόνατος. Η μελέτη συγκέντρωσε ένα δείγμα από 15 υγιείς άντρες, οι οποίοι εκτελούσαν μία επανάληψη της δοκιμασίας με και χωρίς φορτίο. Συγκεντρώθηκαν τα τρισδιάστατα κινηματικά δεδομένα και τα δεδομένα της αντίδρασης του εδάφους με τη βοήθεια δυναμοπλατφόρμας. Τα δεδομένα αναλύθηκαν τόσο κατά την έκκεντρη όσο και κατά την ομόκεντρη φάση της δοκιμασίας του καθίσματος και παρατίθενται στον Πίνακα 2.25. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τα φορτία τα οποία δέχεται η επιγονατίδα αυξάνονται όσο αυξάνεται το βάθος στη δοκιμασία μετά τις 90° τόσο κατά την ομόκεντρη όσο και κατά την έκκεντρη φάση. Επίσης, η προσθήκη φορτίου επιβαρύνει επιπρόσθετα την άρθρωση. Συμπερασματικά, η μελέτη αναφέρει ότι κατά την εφαρμογή ενός πρωτοκόλλου που περιέχει τη συγκεκριμένη λειτουργική δοκιμασία ο επαγγελματίας θα πρέπει να περιορίσει τα φορτία και τις γωνίες για να μειώσει την επιβάρυνση της άρθρωσης.

**Πίνακας 2.25:** Μετρήσεις κατά τη δοκιμασία του *deep squat* (από Wallace et al., 2002).

<u>Περιγραφή άσκησης</u>	Μέσο φορτίο (kg)	Περιγραφή φορτίου	Μέγιστη κάμψη μηρού	Απόλυτη τιμή ροπής κατά τη μέγιστη κάμψη (Nm)	Σχετική τιμή ροπής κατά τη μέγιστη κάμψη (Nm/kg) (%BW*ht)
<b>Βαθύ κάθισμα δίχως φορτίο</b>	0	χέρια πίσω από το κεφάλι	90		0.62 ± 0.03
<b>Βαθύ κάθισμα με φορτίο Barbell</b>	24,85±1,4	35% του σωματικού βάρους	90		0.88 ± 0.003

Οι Horan και συν. (2014) μελέτησαν τις κινηματικές παραμέτρους που χαρακτηρίζουν τη δοκιμασία *single-leg squat*, τόσο κατά τη σωστή όσο και κατά τη λάθος εκτέλεση. Συγκεντρώθηκε ένα σύνολο από 22 υγιείς ενήλικες, οι οποίοι δεν είχαν εντοπισμένα μυοσκελετικά προβλήματα. Για κάθε μέτρηση της δοκιμασίας μετρήθηκαν τόσο τα δισδιάστατα όσο και τα τρισδιάστατα δεδομένα, ενώ υπολογίστηκαν με ένα εμβιομηχανικό μοντέλο οι γωνίες της λεκάνης, των ισχύων και του γόνατος. Για τη μέτρηση χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα με δέκα κάμερες με αισθητήρες

σε κύρια σημεία, που ενεργοποιούνται κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας. Οι μετρήσεις παρατίθενται στον Πίνακα 2.26. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η εκτέλεση της δοκιμασίας ήταν κακή στους εθελοντές με μικρότερη ευλυγισία στην άρθρωση του γόνατος, μεγαλύτερη προσαγωγή των ισχίων και λάθος τοποθέτηση του γόνατου στο μετωπιαίο επίπεδο, όπως φαίνεται στις γωνίες των αρθρώσεων. Επομένως, οι κλινικοί πρακτικοί πρέπει να συνυπολογίσουν τη μέγιστη γωνία κάμψης του γόνατος για να τροποποιήσουν ανάλογα την εφαρμογή της δοκιμασίας σε ασκούμενους με προβλήματα στα κάτω άκρα.

**Πίνακας 2.26:** Τα κινηματικά δεδομένα για την καλή και κακή εκτέλεση της δοκιμασίας (από Horan et al., 2014).

<u>Κινηματικές Μεταβλητές</u>	<u>Ορθή εκτέλεση</u>	<u>Λανθασμένη εκτέλεση</u>
<b>Κλίση λεκάνης προς τα πίσω</b>	-14,1 (2,7)	-13,2 (3,1)
<b>Απόκλιση λεκάνης</b>	5,7 (5,1)	8,5 (4,5)
<b>Περιστροφή λεκάνης</b>	-3,4 (3,6)	-5,2 (5,0)
<b>Κάμψη μηρού</b>	88,0 (8,6)	80,3 (9,8)
<b>Προσαγωγή μηρού</b>	14,7 (4,7)	22,4 (6,1)
<b>Περιστροφή μηρού</b>	-15,6 (5,0)	-15,2 (5,2)
<b>Κάμψη γόνατος</b>	90,1 (12,1)	73,1 (8,7)
<b>Μετατόπιση γόνατος (mm)</b>	38,4 (14,3)	53,7 (16,8)
<b>Κάμψη ποδοκνημικής</b>	35,3 (11,2)	29,9 (7,6)

Ακόμα, οι Pollard και συν. (2011) επεδίωξαν να εξετάσουν την άρθρωση του γόνατος κατά τη δοκιμασία *deep squat*. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι το βαθύ κάθισμα δημιουργεί μια μεγάλη αλλαγή στην έσω ευθυγράμμιση της δομής της άρθρωσης και στα φορτία σε διάφορα αρθρικά τμήματα. Κατά την αυξημένη κάμψη του γόνατος στο βαθύ κάθισμα, η κνήμη στρέφεται έσω, αλλάζοντας το κέντρο της άρθρωσης του γόνατος. Επίσης, τονίζεται ότι η δύναμη μηρού-γάμπας του βαθύ καθίσματος (39% BW) είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με την ραιβότητα του γόνατος, η οποία επηρεάζεται και από την τοποθέτηση των ποδιών κατά την δοκιμασία βαθέως καθίσματος. Παρόλα αυτά, τονίζεται ότι το δείγμα της έρευνας ήταν μόνο 10 άτομα, με αποτέλεσμα η εξωτερική εγκυρότητα της έρευνας να αποδυναμώνεται, ενώ δεν χρησιμοποιήθηκαν στην έρευνα μοντέλα τρισδιάστατης ανάλυσης των φορτίων στις αρθρώσεις για καλύτερα αποτελέσματα των κινήσεων της κνήμης κατά τη δοκιμασία.

### 2.3.17 Single-leg squat - Δοκιμασία βαθέως καθίσματος στο ένα πόδι

Στην άσκηση αυτή ο ασκούμενος ξεκινάει με έκταση των χεριών για βέλτιστη ισορροπία. Αμέσως μετά ισορροπεί στο ένα πόδι και εκτίνει το άλλο πόδι προς το εμπρός στο βέλτιστο ύψος. Ο σκοπός είναι να εκτελέσει κάθισμα σε όσο το δυνατό μεγαλύτερο βάθος, κρατώντας το ένα πόδι μακριά από το έδαφος, όπως δείχνει το Σχήμα 2.12.



**Σχήμα 2.12:** *Single leg squat.*

*Πηγή: (Comfort et al., 2015)*

Οι Comfort και συν. (2015) μελέτησαν τις κινητικές και κινηματικές παραμέτρους μιας σειράς λειτουργικών δοκιμασιών, οι οποίες χρησιμοποιούνται στην αποκατάσταση κακώσεων των κάτω άκρων. Η μελέτη συγκέντρωσε ένα μικρό δείγμα από 9 άντρες, οι οποίοι εκτελούσαν κάποιο πρωτόκολλο αποκατάστασης, ηλικίας 20-22 ετών. Τα τρισδιάστατα δεδομένα συγκεντρώθηκαν με τη βοήθεια ενός συστήματος 6 καμερών, ενώ τοποθετήθηκαν 24 αισθητήρες πάχους 14 χιλιοστών. Όλοι οι εθελοντές δήλωσαν ότι είχαν γνώση των λειτουργικών δοκιμασιών και τις χρησιμοποιούσαν στο πρωτόκολλο που ακολουθούσαν. Ωστόσο, πριν τις μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν αναγνωριστικές επαναλήψεις για να γίνει εξοικείωση με τυχόν νέες δοκιμασίες και για να δοθούν οδηγίες για την ορθή εκτέλεση αυτών. Μετρήθηκαν τόσο οι γωνίες των αρθρώσεων στο ισχίο, το γόνατο και τον αστράγαλο και για τα δύο άκρα όσο και η ομόκεντρη και περίκεντρη δύναμη που ασκείται στη δυναμοπλατφόρμα που χρησιμοποιήθηκε. Τα

αποτελέσματα παρατίθενται στον Πίνακα 2.27 και αφορούν τόσο τις γωνίες όσο και τις δυνάμεις που ασκούνται στο έδαφος και στις αρθρώσεις. Ο σκοπός των μετρήσεων ήταν να αξιοποιηθούν κλινικά, ώστε να ληφθούν αποφάσεις για τη σχετική επιβάρυνση της κάθε άρθρωσης (ισχίο, γόνατο και αστράγαλος) προκειμένου να υπάρχει μέγιστη πρόοδος. Οι μετρήσεις έδειξαν ότι οι επιβαρύνσεις στις αρθρώσεις είναι μεγαλύτερες στο single leg squat σε σχέση με τις δοκιμασίες reverse και *forward lunge*, ενώ παρατηρήθηκαν επίσης μεγαλύτερες κάθετες δυνάμεις αντίδρασης. Ωστόσο, επισημαίνεται ότι οι ερευνητές δεν μέτρησαν μυϊκή δραστηριότητα, ενώ η έρευνα αφορούσε μόνο υγιή και φυσικά ενεργά άτομα. Περισσότερες έρευνες θα πρέπει να πραγματοποιηθούν για τις κινητικές και κινηματικές αναλύσεις αυτής της δοκιμασίας σε τραυματισμένα άτομα.

**Πίνακας 2.27:** Γωνίες αρθρώσεων και ροπή καθώς και δυνάμεις αντίδρασης κατά την εκτέλεση του *single leg squat* (από Comfort et al., 2015).

Αρθρωση		Γωνία		
		Μέγιστο εύρος κίνησης αριστερά	Μέγιστο εύρος κίνησης δεξιά	Cohen d
Ισχίου	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	79,82±11,20	79,82±11,20	0,53
	Άλμα προς τα εμπρός	93,08±6,46	79,82±11,20	0,29
	Άλμα προς τα πίσω	98,01±5,56	79,82±11,20	0,34
Γόνατος	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	94,34±11,59	79,82±11,20	0,46
	Άλμα προς τα εμπρός	63,54±6,07	79,82±11,20	0,26
	Άλμα προς τα πίσω	66,61±8,05	79,82±11,20	0,21
Ποδοκνημική	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	28,21±6,24	79,82±11,20	0,48
	Άλμα προς τα εμπρός	22,71±4,65	79,82±11,20	0,49
	Άλμα προς τα πίσω	20,83±5,77	79,82±11,20	0,83
Αρθρωση		Ροπή		
		Μέγιστο εύρος κίνησης αριστερά	Μέγιστο εύρος κίνησης δεξιά	Cohen d
Ισχίου	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	1,79±0,27	1,90±0,45	0,29
	Άλμα προς τα εμπρός	2,06±0,32	2,12±0,35	0,18
	Άλμα προς τα πίσω	1,59±0,43	1,77±0,44	0,41
Γόνατος	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	1,14±0,15	1,22±0,14	0,55
	Άλμα προς τα εμπρός	1,40±0,13	1,36 ± 0,22	0,22
	Άλμα προς τα πίσω	1,50±0,25	1,41±0,20	0,40
Ποδοκνημική	Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	0,72±0,28	0,71±0,32	0,03
	Άλμα προς τα εμπρός	0,99±0,16	1,02±0,20	0,17
	Άλμα προς τα πίσω	1,16±0,24	1,18±0,18	0,10
		Φάση		
		Άσκηση	Σύγκεντρα	Έκκεντρα
		Βαθύ κάθισμα σε ένα πόδι	0,991	0,989
		Άλμα προς τα εμπρός	0,971	0,992
	Άλμα προς τα πίσω	0,890	0,970	

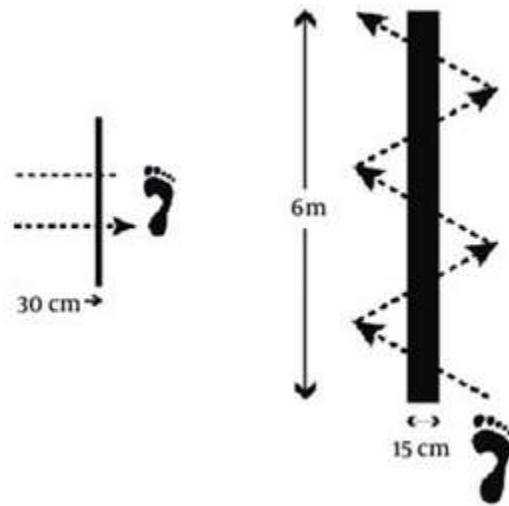


### **2.3.18 Single-leg stance - Δοκιμασία στάσης στο ένα πόδι**

Στη δοκιμασία του *single-leg stance* ο ασκούμενος έχει ως στόχο να σταθεί χωρίς κάποιο στήριγμα στο ένα πόδι και μετράται ο χρόνος από τη στιγμή που το ένα πόδι σηκώνεται από το έδαφος μέχρι να ξαναπατήσει το πόδι αυτό ή να αφήσει ένα από τα δύο χέρια τη θέση τους στο ισχίο. Οι Dailey και συν. (2013) μελέτησαν την υπόθεση ότι η διαδερμική νευρική διέγερση μειώνει τον πόνο και την υπεραλγησία στην ινομυαλγία. Τρεις ομάδες ασθενών έλαβαν μέρος στη συγκεκριμένη μελέτη, με την πρώτη να υποβάλλεται σε διαδερμική νευρική διέγερση, τη δεύτερη να υποβάλλεται σε δοκιμασία placebo και την τρίτη, που αποτελούσε και την ομάδα ελέγχου, να μην υποβάλλεται σε κανένα πρωτόκολλο. Για τη διέγερση χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρόδια που, ανάλογα με την προτίμηση του ασθενούς, τοποθετούνταν είτε στην αυχενική περιοχή είτε στη συμβολή ισχίου και οσφυϊκής μοίρας. Η δοκιμασία *single-leg stance* έδωσε μια μέτρηση για την ισορροπία και έγινε και για τα δύο κάτω άκρα. Στο τέλος μετρήθηκε το επίπεδο του πόνου με *Condition Pained Modulation (CPM)*, βυθίζοντας ένα από τα δύο κάτω άκρα σε παγωμένο νερό (40°C) και μετρώντας τα επίπεδα του πόνου στις περιοχές εφαρμογής των ηλεκτροδίων. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντική απόκλιση στη μείωση του πόνου και της κούρασης στα άτομα της πρώτης ομάδας.

### **2.3.19 Side hop test - Δοκιμασία πλάγιου άλματος**

Η δοκιμασία *side hop* ορίζεται ως το άλμα από τη μία πλευρά στην άλλη, χρησιμοποιώντας το ένα μόνο πόδι και ανήκει στην κατηγορία των *hop tests* μαζί με τα *single hop for distance* (δοκιμασία μονού άλματος σε απόσταση), *crossover hop test* (δοκιμασία διαγώνιου άλματος), *triple hop test* (δοκιμασία τριπλού άλματος), *6m timed hop test* (δοκιμασία άλματος 6m με χρόνο), *square hop test* (δοκιμασία άλματος σε τετράγωνο). Η συνολική διαδικασία που ακολουθεί ο ασκούμενος φαίνεται στο Σχήμα 2.13.



**Σχήμα 2.13:** Η διαδικασία για τη δοκιμασία Side-Hop Test.

Πηγή: (<https://bit.ly/2uOaH1v>)

Οι Cain και συν. (2017) μελέτησαν την επίδραση που έχει η εφαρμογή ενός πρωτοκόλλου εκγύμνασης (3 φορές/εβδομάδα για 4 εβδομάδες) πάνω σε εμβιομηχανική πλατφόρμα ισορροπίας σε αθλητές λυκείου με χρόνια σύνδρομο αστάθειας αστραγάλου. Συνολικά είκοσι δύο αθλητές λυκείου με ιστορικό εξάρθρωσης αστραγάλου χωρίστηκαν σε δύο ομάδες, την πρώτη στην οποία εφαρμόστηκε το συγκεκριμένο πρωτόκολλο εκγύμνασης πάνω στη συσκευή του Σχήματος 2.14 και τη δεύτερη που ήταν ομάδα ελέγχου. Έγιναν μετρήσεις στοχευμένες στην άρθρωση του αστραγάλου, οι οποίες συμπεριελάμβαναν το *side hop test* με μέτρηση του χρόνου του αθλητή και μαγνητοσκόπηση της προσπάθειας. Κάθε εκγύμναση περιελάμβανε 5 δοκιμασίες περιστροφής τόσο σύμφωνα με τη φορά των δεικτών του ρολογιού όσο και αντίστροφα με εναλλαγές διεύθυνσης ανά 10 sec κατά τη διάρκεια των 40 sec που διαρκούσε συνολικά η εκγύμναση. Μετά από τις 4 εβδομάδες οι μετρήσεις επαναλήφθηκαν και στις δύο ομάδες αθλητών. Οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν αφορούσαν το μέγιστο χρόνο (δοκιμασία χρόνου σε ισορροπία, *time-in balance test* - TIB), το μέσο όρο σφαλμάτων (δοκιμασία ανύψωσης ποδιού, *foot lift test* - FLT), το μέσο όρο της απόστασης (σε cm), το εύρος της έκτασης του ποδιού προς κάθε διεύθυνση (*star excursion balance test* - SEBT) και το ταχύτερο χρόνο μέσω του *side hop test*. Η ομάδα ενδιαφέροντος παρουσίασε αξιόλογες μετρήσεις: TIB ( $F_{1,20}=9,89$ ,  $p=0,005$ ), FLT ( $F_{1,20}=41,18$ ,  $p<0,001$ ), SEBT-προσθιόκεντρο ( $F_{1,20}=5,34$ ,  $p=0,032$ ), SEBT-κεντρική ( $F_{1,20}=7,51$ ,  $p=0,013$ ), SEBT-οπισθιόκεντρο ( $F_{1,20}=12,84$ ,  $p=0,002$ ) και *side hop test* ( $F_{1,20}=7,50$ ,  $p=0,013$ ). Επιπρόσθετα

τα αποτελέσματα της δεύτερης μέτρησης μετά από την εφαρμογή του πρωτοκόλλου και το πέρας των 4 εβδομάδων έδειξαν ότι το συγκεκριμένο πρωτόκολλο βελτίωσε την ισορροπία στους αθλητές που εξετάστηκαν και προτείνει τη μεθοδολογία με έμφαση στη χρήση της πλατφόρμας ισορροπίας για αποκατάσταση.



**Σχήμα 2.14:** Πλατφόρμα ισορροπίας.

*Πηγή: (Can et al., 2017)*

## 2.4 Patellofemoral functional testing - Δοκιμασίες λειτουργικότητας της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης

### 2.4.1 Anteromedial lunge, left and right - Δοκιμασία δεξιού και αριστερού πρόσθιοκεντρικού διασκελισμού

Στη δοκιμασία αυτή, η οποία ανήκει στην κατηγορία των επιγονατιδομηριαίων δοκιμασιών, ο ασκούμενος κάνει προς τα εμπρός ένα βήμα, έτσι ώστε το εμπρός πόδι του να κάμπτεται κατά 90 μοίρες και να διασταυρώνεται με το ισχίο. Καταγράφεται συνήθως η μεγαλύτερη απόσταση μετά από τρεις δοκιμές (Rieman et al., 2012).

Οι Rieman και συν. (2012) ανέλυσαν τη συγκεκριμένη δοκιμασία μέσα από ένα πρωτόκολλο, που περιείχε 4 εξωτερικές επιβαρύνσεις. Στην έρευνα έλαβαν μέρος 16 αθλητές και των δύο φύλων (8 άνδρες και 8 γυναίκες) ηλικίας  $20,4 \pm 1,2$  ετών. Οι συμμετέχοντες ήταν όλοι υγιείς κατά τη διάρκεια της έρευνας δίχως προηγούμενο ιστορικό μυοσκελετικών παθήσεων σε αστράγαλο, γόνατο, λεκάνη ή ράχη που να επιβαρύνουν τη δυνατότητα πρόσθιου διασκελισμού. Οι αθλητές ζητήθηκε να πραγματοποιήσουν δοκιμασίες διάρκειας 45 min κατά τις οποίες ολοκλήρωσαν 6 συνολικά πρόσθιους διασκελισμούς με προοδευτικά αυξανόμενο φορτίο (12,5%, 25% και 50% της μάζας σώματος). Η καταγραφή της τριδιάστατης κίνησης του κάθε αθλητή πραγματοποιήθηκε μέσω ενός εκτενούς συστήματος ηλεκτρομυογραφίας με 9 αισθητήρες ικανό να καταγράψει λεπτομερώς δεδομένα σε απόσταση 1,52m. Τα αποτελέσματα παρατίθενται στον Πίνακα 2.28.

**Πίνακας 2.28:** Χαρακτηριστικά *anterior lunge* κατά τις 4 διαφορετικές επιβαρύνσεις με πρόσθετο φορτίο (από Rieman et al., 2012).

Χαρακτηριστικά <i>anterior lunge</i>	Πρόσθετο βάρος που ασκήθηκε			
	0%	12,50%	25%	50%
Χρόνος επαφής του άκρου στήριξης (sec)	1,26±0,18	1,25±0,18	1,29±0,18	1,31±0,15
Μέγιστη μετατόπιση του κατακόρυφου άξονα στήριξης (m)	0,34±0,04	0,34±0,04	0,33±0,05	0,32±0,05
Μέγιστη μετατόπιση του πρόσθιου άξονα στήριξης(m)	0,58±0,07	0,58±0,07	0,58±0,07	0,56±0,05

Μέση τιμή ±Τυπική απόκλιση

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η δοκιμασία εξαρτάται πλήρως από την έκταση του ισχίου, αφού η παρέμβαση εξωτερικής φόρτισης εφαρμόζει περισσότερο φορτίο πρώτα στο ισχίο και μετά στην ποδοκνημική και στο γόνατο. Ακόμα, η συνολική ροπή στην άρθρωση του ισχίου είναι

μεγαλύτερη από αυτή του γόνατος και της ποδοκνημικής. Πιο συγκεκριμένα, το ισχίο παρέχει ώθηση της τάξεως του 53% από την συνολική ώθηση συγκρινόμενο με το 26% που παρέχει το γόνατο και το 21% που παρέχει η ποδοκνημική. Κινηματικά ωστόσο η δοκιμασία απαιτεί μεγαλύτερο εύρος κίνησης από την άρθρωση του γόνατος παρά του ισχίου και της ποδοκνημικής. Μετά την ανάλυση των αποτελεσμάτων αποδείχθηκε ότι ανάλογα με την περίπτωση, ο γιατρός μπορεί να χρησιμοποιήσει τη συγκεκριμένη δοκιμασία σε μία αποκατάσταση και να αποφασίσει το ποσοστό της εξωτερικής επιβάρυνσης.

#### 2.4.2 Bilateral squat - Δοκιμασία αμφίπλευρου βαθέως καθίσματος

Στη δοκιμασία του *bilateral squat* ο ασκούμενος ξεκινά από την όρθια στάση με το άνοιγμα το ποδιών στο ύψος των ώμων. Ο ασκούμενος έχει ως σκοπό να εκτελέσει κάθισμα σε όσο το δυνατό μεγαλύτερο βάθος. Η σωστή τεχνική για το κάθισμα φαίνεται στο Σχήμα 2.15.



**Σχήμα 2.15:** Η σωστή τεχνική για την εκτέλεση της δοκιμασίας *bilateral squat*.

*Πηγή: (Ortiz & Micheo, 2011)*

Οι Ortiz και Micheo (2011) μελέτησαν, υπό το πρίσμα της εμβιομηχανικής, τις λειτουργικές δοκιμασίες που εφαρμόζονται στην άρθρωση του γόνατος. Σκοπός της μελέτης ήταν η ανάλυση και η κριτική προσέγγιση δοκιμασιών που πραγματοποιούνται για τον έλεγχο της κινηματικής του γόνατος. Οι δοκιμασίες που προσεγγίστηκαν ήταν οι δοκιμασίες *bilateral squat* και *single-leg squat*, η δοκιμασία *step down* και η δοκιμασία *drop jump*. Συγκεκριμένα για τον έλεγχο της δοκιμασίας *bilateral squat* καθώς και της δοκιμασίας *single leg squat* ζητήθηκε από τον συμμετέχοντα να σταθεί σε όρθια θέση με τα πόδια ανοιχτά στο άνοιγμα των ώμων. Η θέση των πελμάτων και το αν θα βρίσκονται στραμμένα προς το εσωτερικό ή το εξωτερικό αφέθηκε

στην κρίση του. Στη συνέχεια ξεκίνησε να πραγματοποιεί βαθύ κάθισμα από 45° έως 50° και έπειτα επέστρεφε στην αρχική θέση. Το εύρος της κίνησης από 45° έως 50° κρίθηκε βέλτιστο για τη μελέτη της κίνησης καθώς είναι το εύρος κίνησης στο οποίο εντοπίζεται η μέγιστη μηριαία περιστροφή. Η κριτική προσέγγιση των δοκιμασιών *squat* βασίστηκε στην αξιολόγηση της κίνησης σε θέσεις υψηλού και χαμηλού κινδύνου. Ως θέση υψηλής επικινδυνότητας στο οβελιαίο επίπεδο θεωρήθηκε η θέση κατά την οποία η επιγονατίδα μετακινείται προς το εσωτερικό και καταλήγει κάθετα στο χώρο ανάμεσα στα μεγάλα δάχτυλα των ποδιών. Η θέση αυτή της άρθρωσης του γόνατος προκύπτει καθώς το πέλμα παραμένει προσκολλημένο στο έδαφος και το μηριαίο οστό εκτελεί κινήσεις προσαγωγής και εσωτερικής περιστροφής. Αντίθετα στην περίπτωση που το γόνατο καταλήγει σε ευθυγράμμιση με το μεγάλο δάχτυλο του ποδιού ή ακόμη και περισσότερο πλευρικά σε αυτό τότε η θέση θεωρείται χαμηλής επικινδυνότητας. Επιπρόσθετα η στάση του κορμού κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας κρίθηκε σημαντική. Η ευθυτενής στάση του κορμού κατά τη δοκιμασία μετακινεί το διάνυσμα των εδαφικών δυνάμεων αντίδρασης οπίσθια, γεγονός που επιφέρει την αύξηση των απαιτήσεων της έκτασης του γόνατος και των φορτίων που ασκούνται σε αυτή. Η στάση του κορμού αντίθετα που γέρνει περισσότερο προς τα εμπρός αυξάνει την δραστηριοποίηση των εκτεινόντων μυών του ισχίου και μειώνει τα φορτία που ασκούνται στην άρθρωση καθώς μετακινεί τα διανύσματα των εδαφικών αντιδράσεων πρόσθια. Σύμφωνα με την έρευνα τόσο η δοκιμασία *bilateral squat* καθώς και η δοκιμασία *single leg squat* αποτελούν δύο διαδεδομένες λειτουργικές δοκιμασίες καθώς ενεργοποιούν δυνάμεις εσωτερικής περιστροφής των μηριαίων οστών.

Οι Eliassen και συν. (2018) μελέτησαν συγκριτικά τις δοκιμασίες *unilateral* (μονόπλευρο) και *bilateral* (αμφίπλευρο) *squat*, δύο από τις ασκήσεις που χρησιμοποιούνται περισσότερο σε προγράμματα αποκατάστασης και σε προπονήσεις δύναμης με έμφαση τα κάτω άκρα. Κατά τη μελέτη ανέλυσαν την κίνηση της ολυμπιακής μπάρας και την ενεργοποίηση των μυών κατά τη διάρκεια της ενώ στη δοκιμασία χρησιμοποίησαν τα ίδια εξωτερικά φορτία για κάθε κάτω άκρο ξεχωριστά ώστε να συγκριθούν οι δύο δοκιμασίες. Στη έρευνα συμμετείχαν συνολικά 14 άνδρες, οι οποίοι είχαν εμπειρία στην προπόνηση με αντιστάσεις (βάρη) ηλικίας 18-27 ετών. Παρατηρήθηκαν οι κινήσεις της ολυμπιακής μπάρας σε σχέση με το σώμα και μετρήθηκε με τη μέθοδο της ηλεκτρομυογραφίας η ενεργοποίηση των σχετικών με την κίνηση μυών. Οι ασκούμενοι πριν τις μετρήσεις απείχαν για 72 ώρες από προπονήσεις με αντιστάσεις στα κάτω άκρα και αξιολογήθηκαν σε τρεις διαφορετικές δοκιμασίες: *bilateral back squat*, *unilateral squat*

με το πόδι που δεν επιβαρύνεται σε πρόσθια προβολή και *unilateral squat* με το πόδι που δεν επιβαρύνεται σε οπίσθια προβολή. Πριν από τις μετρήσεις εφαρμόστηκε ένα σύντομο πρωτόκολλο χαλαρού τρεξίματος και εκτέλεσης των ασκήσεων χωρίς επιβάρυνση για την καλύτερη εξοικείωση των αθλητών με την τεχνική των συγκεκριμένων ασκήσεων. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ένα σύνολο τεσσάρων επαναλήψεων σε κάθε μία από τις προαναφερθέντες δοκιμασίες με τη μέγιστη επιβάρυνση του ασκούμενου. Για καλύτερη ανάλυση και ακρίβεια στα αποτελέσματα μετρήθηκε με τη βοήθεια δυναμοπλατφόρμας η δύναμη η οποία ασκήθηκε στην επιφάνεια κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης των δοκιμασιών.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα δεν εντοπίστηκε σημαντική διαφορά στη μέση δύναμη που ασκήθηκε ανά πόδι στις δοκιμασίες. Όμως οι μέγιστες κατακόρυφες δυνάμεις αντίστασης εδάφους ανά πόδι εντοπίστηκαν σημαντικά υψηλότερες στις δύο *unilateral squat* δοκιμασίες σε σχέση με τη δοκιμασία *bilateral squat* και η δύναμη αντίστασης στη φάση καθόδου κατά την δοκιμασία *unilateral squat* με το πόδι σε οπίσθια προβολή ήταν μεγαλύτερη σε σχέση με τη δοκιμασία με το πόδι σε πρόσθια προβολή ( $F=47,6$ ,  $p<0,001$ ). Επιπρόσθετα ο χρόνος άρσης διέφερε στις τρεις δοκιμασίες τόσο κατά τη διάρκεια της καθόδου όσο και της ανόδου. Συγκεκριμένα ο χρόνος άρσης κατά την δοκιμασία *bilateral* ήταν μεγαλύτερος σε σχέση με τις *unilateral* δοκιμασίες (κατά 17% στην κάθοδο και κατά 39% στην άνοδο). Κατά τη φάση ανόδου η διάρκεια άρσης στις επαναλήψεις 2 έως 4 ήταν σημαντικά συντομότερη (8%) στις *unilateral* άρσεις με το πόδι σε οπίσθια θέση σε σχέση με τις άρσεις με το πόδι σε πρόσθια θέση. Η μέγιστη ταχύτητα ήταν κατά 31% μεγαλύτερη στις φάσεις ανόδου κατά τις *unilateral* δοκιμασίες και 17% χαμηλότερη κατά τη φάση καθόδου στη δοκιμασία *bilateral squat*. Επίσης παρατηρήθηκε αύξηση της ταχύτητας στις δοκιμασίες *unilateral* με τη μετάβαση από τη δεύτερη στην τέταρτη επανάληψη σε αντίθεση με την δοκιμασία *bilateral*, όπου δεν εντοπίστηκαν διαφορές στην ταχύτητα μεταξύ των επαναλήψεων. Στη δοκιμασία *bilateral* παρατηρήθηκε μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση στον τετρακέφαλο μυ, στον μηριαίο δικέφαλο και κατά τη φάση ανύψωσης στους ιερονωτιαίους μύς. Επίσης, παρατηρήθηκε μεγαλύτερη ενεργοποίηση στον ημιτενοντώδη μυ κατά τη φάση της καθόδου στη δοκιμασία *unilateral* με πρόσθια προβολή του ποδιού. Η επιστημονική ομάδα κατέληξε στο συμπέρασμα ότι οι δοκιμασίες *unilateral* ασκούν περισσότερη δύναμη αντίστασης εδάφους σε σχέση με τη δοκιμασία *bilateral* και συνεπώς τις συνιστούν για άτομα που υποφέρουν από πόνο στη μέση καθώς και για άτομα που βρίσκονται σε αποκατάσταση μετά από ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου καθώς ενώ εκτελούνται με μικρά φορτία (28 αντί για 135 kg)

πετυχαίνουν το ίδιο ποσοστό μυϊκής ενεργοποίησης και μικρότερη επιβάρυνση στη σπονδυλική στήλη.

Οι Deforest και συν. (2014) μελέτησαν τη μυϊκή δραστηριότητα στις λειτουργικές δοκιμασίες *single-leg squat* και *double-leg squat*. Στην έρευνα συμμετείχε ένα μικρό δείγμα από 9 άνδρες, ηλικίας 24 έως 36 ετών, οι οποίοι είχαν ως βασικό κριτήριο επιλογής τη συμμετοχή τους σε πρόγραμμα αντιστάσεων για τα κάτω άκρα τους τελευταίους έξι μήνες πριν τις μετρήσεις της μελέτης. Οι συμμετέχοντες εξετάστηκαν στις δοκιμασίες *bilateral squat*, βαθέως καθίσματος με το πόδι σε οπίσθια κάμψη (*rear-leg elevated split squat*) και *split squat*, με τις τεχνικές των οποίων έπρεπε να έχουν κάποια οικειότητα. Πριν τις μετρήσεις προηγήθηκε πρωτόκολλο προθέρμανσης στο εργόμετρο και εφτά σετ επαναλήψεων *bilateral squat* με περίοδο ξεκούρασης τα 2 λεπτά ανάμεσα σε κάθε σετ επαναλήψεων. Οι μετρήσεις αξιολογήθηκαν στη μία μέγιστη επανάληψη των συμμετεχόντων και για τις τρεις λειτουργικές δοκιμασίες. Οι προσπάθειες των συμμετεχόντων βιντεοσκοπήθηκαν για να εξετασθεί η σωστή εκτέλεση των δοκιμασιών και για να γίνουν πιθανές απαραίτητες διορθώσεις. Οι μετρήσεις για την ενεργοποίηση των μυών έγιναν με τη μέθοδο της ηλεκτρομυογραφίας, ενώ για τον ακριβή υπολογισμό της δύναμης χρησιμοποιήθηκε δυναμοπλατφόρμα. Η έρευνα επικεντρώθηκε στην ανίχνευση μυϊκής δραστηριότητας σε ένα σύνολο μυών, τοποθετώντας τα ηλεκτρόδια του ηλεκτρομυογραφήματος στον μηριαίο τετρακέφαλο, στο μηριαίο δικάφαλο, στο μηριαίο έξω πλατύ, στο μέσο γαστροκνήμιο και στον πρόσθιο κνημιαίο μυ. Η μυϊκή ενεργοποίηση ήταν παρόμοια για όλους τους μυς και στις τρεις λειτουργικές δοκιμασίες με εξαίρεση την ενεργοποίηση του δικάφαλου μηριαίου, ο οποίος ενεργοποιήθηκε με περισσότερη ισχύ κατά τη δοκιμασία *rear-leg elevated split squat* σε σχέση με τη δοκιμασία *split squat* τόσο κατά την άνοδο όσο και κατά την κάθοδο του ασκούμενου ( $ES=2,11$ ,  $p=0,012$  και  $ES= 2,19$ ,  $p= 0,008$ ). Επίσης σημαντικά υψηλότερη ήταν η ενεργοποίηση του κατά τη δοκιμασία *bilateral squat* σε σχέση με τη δοκιμασία *split squat* ( $ES=1,78$ ,  $p= 0,029$ ). Η τοποθέτηση στον οριζόντιο άξονα ήταν παρόμοια σε όλες τις δοκιμασίες, αλλά η μέγιστη δύναμη ανύψωσης ήταν μεγαλύτερη κατά τη δοκιμασία *rear-leg elevated split squat* ( $ES=3,03$ ,  $p= 0,001$ ). Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας θεωρούνται σημαντικά κατά τη σχεδίαση ενός προγράμματος προπόνησης με αντιστάσεις, στο οποίο επιδιώκεται η ενεργοποίηση σε μεγαλύτερο ποσοστό του οπίσθιου μηριαίου μυ.

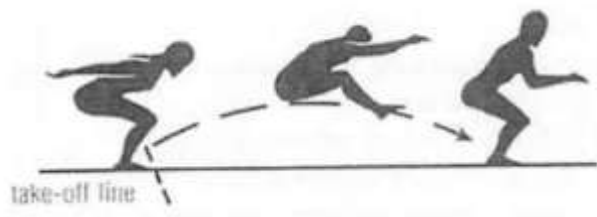
Οι δοκιμασίες *squat* αποτελούν θεμελιώδεις ασκήσεις για την ανάπτυξη μυϊκής δύναμης αλλά και υπερτροφίας στα κάτω άκρα τόσο σε αθλητές όσο και σε ασθενείς σε αποκατάσταση. Οι



Monajati και συν. (2018) μελέτησαν τις κινήσεις τριών ασκήσεων βαθέων καθισμάτων με τη μέθοδο της επιφανειακής ηλεκτρομυογραφίας. Ο σκοπός της έρευνας ήταν να επικεντρωθεί στην ενεργοποίηση τριών μυών μέσω δοκιμασιών που χρησιμοποιούνται ευρέως από την επιστημονική κοινότητα στην αποκατάσταση αλλά και σε προγράμματα πρόληψης τραυματισμών των κάτω άκρων. Για τους σκοπούς της έρευνας συγκεντρώθηκε ένα μικρό δείγμα από 8 γυναίκες αθλήτριες, ηλικίας από 17 έως 24 ετών, στις οποίες μετρήθηκε η μέγιστη ισομετρική σύσπαση στον δικέφαλο μηριαίο και στον τετρακέφαλο μηριαίο μυ. Καμία από τις συμμετέχουσες δεν είχε υποστεί κάποιον τραυματισμό στα κάτω άκρα τους τελευταίους 2 μήνες πριν τις μετρήσεις της μελέτης, ο οποίος να δυσχεράνει την εκτέλεση των δοκιμασιών. Πραγματοποιήθηκαν συνολικά τρεις επαναλήψεις στις ακόλουθες λειτουργικές δοκιμασίες: βαθέως καθίσματος στα δύο πόδια (*double-leg squat*), βαθέως καθίσματος με ένα πόδι σε πάγκο (*single-leg squat on a bench*) και βαθέως καθίσματος στα δύο πόδια σε BOSU balance trainer (*double-leg squat on a BOSU balance trainer*). Εκτός από την ηλεκτρομυογραφία χρησιμοποιήθηκε και δυναμοπλατφόρμα για τη μέτρηση της μέγιστης δύναμης που ασκείται στην επιφάνεια. Οι μετρήσεις έδειξαν στατιστικά σημαντική μεγαλύτερη ενεργοποίηση του οπίσθιου μηριαίου μυ (φάση καθόδου:  $p=0,016$ ,  $d=1,36$ , φάση ανόδου:  $p=0,046$ ,  $d=1,1$ ), του πρόσθιου τετρακέφαλου μυ (φάση ανόδου:  $p=0,04$ ,  $d=1,17$ ) και του έξω τετρακέφαλου μυ (φάση καθόδου:  $p=0,05$ ,  $d=1,11$ , φάση ανόδου:  $p=0,021$ ,  $d=1,13$ ) στη δοκιμασία *single-leg squat on a bench* σε σχέση με τη δοκιμασία πάνω στη συσκευή ισορροπίας. Επίσης, παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική μεγαλύτερη ενεργοποίηση στον ενδιάμεσο πλατύ μυ του τετρακέφαλου μηριαίου στη δοκιμασία *single-leg squat on a bench* (φάση καθόδου:  $p=0,01$ ,  $d=1,51$ , φάση ανόδου:  $p=0,09$ ,  $d=0,96$ ) σε σχέση με τη δοκιμασία *bilateral squat*. Συμπερασματικά η έρευνα απέδειξε ότι νευρομυϊκά, η δοκιμασία *single-leg squat on a bench* ενεργοποιεί περισσότερους μυς σε σχέση με τις άλλες δύο δοκιμασίες με τις οποίες έγινε η σύγκριση. Επομένως, πιθανόν να αποτελεί μία καλύτερη επιλογή σε ένα πρωτόκολλο με ασκήσεις που έχει ως στόχο την αποφυγή τραυματισμών ή την αποκατάσταση ασθενών με ρήξη εμπρόσθιου χιαστού, διότι περιορίζει την περιστροφική κίνηση και την απαγωγή του γονάτου, καθώς και απότομες κινήσεις όπως η αλλαγή κατεύθυνσης και η προσγείωση μετά από άλμα που συχνά παρατηρούνται κατά την άθληση.

### 2.4.3 Standing Long Jump

Στη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος στέκεται πίσω από μια οριοθετημένη γραμμή αφητηρίας, με το άνοιγμα των ποδιών στο ύψος των ώμων. Ο ασκούμενος απογειώνεται και προσγειώνεται, χρησιμοποιώντας και τα δύο πόδια μετά από αιώρηση των χεριών και κάμψη των γονάτων για τη δημιουργία ώθησης. Στην πρωτότυπη δοκιμασία καταγράφεται το μέγιστο μήκος μετά από τρεις προσπάθειες, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.16 (Sgrò et al., 2017).



**Σχήμα 2.16:** Η δοκιμασία standing long jump.

**Πηγή:** (<https://bit.ly/2OUP7Qi>)

Οι Sgrò και συν. (2017) προσπάθησαν να μελετήσουν την εξέλιξη της δοκιμασίας *standing long jump*, χρησιμοποιώντας μια αδρανειακή συσκευή μέτρησης. Στη μελέτη έλαβαν μέρος 64 παιδιά, 54,6% αγόρια και 46,4% κορίτσια, ηλικίας 8 έως 11 ετών. Στα παιδιά τοποθετήθηκε από εξειδικευμένο προσωπικό συσκευή, που περιείχε τρισδιάστατο ταχύμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητικούς αισθητήρες με σκοπό να καταγράψει τη γραμμική επιτάχυνση, τη γωνία κίνησης και την κατεύθυνση της κίνησης. Μετά τις μετρήσεις των συμμετεχόντων ακολούθησε στατιστική ανάλυση των μεταβλητών και οι παράμετροι που εξετάστηκαν για την ανίχνευση των επιπέδων εξέλιξης ήταν κυρίως η μέγιστη επιτάχυνση και ο χρόνος προετοιμασίας πριν το άλμα. Οι ερευνητές της συγκεκριμένης μελέτης κατέληξαν ότι το ηλικιακό εύρος του δείγματος ήταν περιορισμένο, με αποτέλεσμα να μην μπορούν να βγουν σαφή συμπεράσματα. Κατέληξαν στο γεγονός ότι η χρήση IMU συστημάτων για την έρευνα καθιστούν τις αξιολογήσεις δύσκολες ειδικότερα στην καθημερινή πρακτική από επαγγελματίες (Sgrò et al., 2017).

## 2.5 Δοκιμασίες κορμού

### 2.5.1 Trunk stability test και Unilateral hip bridge endurance test - Δοκιμασία σταθερότητας του κορμού και Δοκιμασία αντοχής σε στάση γέφυρας

Στη δοκιμασία *trunk stability* ο ασκούμενος κάθεται επάνω σε μία πλαστική μπάλα τύπου *Swiss* και σηκώνει το ένα από τα δύο πόδια από το έδαφος. Ο σκοπός είναι να παραμείνει στη θέση αυτή όσο το δυνατό περισσότερο χρόνο, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.17 (Butowicz et al., 2016).



**Σχήμα 2.17:** *Trunk stability test.*

*Πηγή: (Butowicz et al., 2016)*

Στη δοκιμασία *unilateral hip bridge endurance* ο ασκούμενος έχει ως στόχο να διατηρήσει σταθερή τη λεκάνη του τόσο στον κάθετο όσο και στον οριζόντιο άξονα για όσο το δυνατόν περισσότερο χρόνο, διατηρώντας το ένα πόδι στο έδαφος και το άλλο στον αέρα σε διάταση, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.18 (Butowicz et al., 2016).



**Σχήμα 2.18:** *Unilateral hip bridge endurance test.*

*Πηγή: (Butowicz et al., 2016)*

Οι Butowicz και συν. (2016) μελέτησαν την εγκυρότητα δύο μεθόδων μέτρησης της σταθερότητας του κορμού. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια των δοκιμασιών *trunk stability* και *unilateral hip bridge endurance* σε 20 υγιείς εθελοντές (11 άνδρες και 9 γυναίκες, ηλικίας  $23,5 \pm 1,7$  έτη), οι οποίοι είχαν ένα καλό επίπεδο φυσικής κατάστασης, που καθορίστηκε με τη συμμετοχή τους σε μέτρια έντασης εκγύμναση 4-6 φορές την εβδομάδα. Οι εθελοντές εκτέλεσαν τις δύο δοκιμασίες με τυχαία σειρά και με την παρουσία ενός ειδικού που κατέγραφε τις αποκλίσεις από την ενδεδειγμένη στάση. Εάν παρέκκλιναν κατά πολύ από την ενδεδειγμένη στάση, τους ζητούνταν να επιστρέψουν σε αυτή το συντομότερο δυνατό. Κατόπιν, στο εργαστήριο εμβιομηχανικής με τη βοήθεια των συσκευών που φαίνονται στο Σχήμα 2.19, οι ερευνητές συγκέντρωσαν μετρήσεις και για τις δύο δοκιμασίες με έμφαση στο νευρομυϊκό έλεγχο.



**Σχήμα 2.19:** Εμβιομηχανική δοκιμασία ανάλογη του *trunk stability test*.

*Πηγή: (Butowicz et al., 2016)*

Η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων έδειξε μια μικρή και στατιστικά ασήμαντη απόκλιση των μετρήσεων μεταξύ των φυσικών και των εμβιομηχανικών δοκιμασιών. Συγκεκριμένα, το *unilateral hip bridge endurance test* παρουσίασε μέτρια αρνητική συσχέτιση (-0,49,  $p=0,01$ ) με τις εργαστηριακές εμβιομηχανικές δοκιμασίες. Κατά το *trunk stability test* παρατηρήθηκε διαφοροποίηση στην εκτέλεση της δοκιμασίας ανάλογα με την πλευρά (δεξιά: *right TST*, *R TST* – αριστερή: *left*, *L TST*) και για το λόγο αυτό οι δύο κινήσεις μελετήθηκαν ξεχωριστά. Σε ό,τι αφορά το *trunk stability test* δεν εντοπίστηκε στατιστικά σημαντική συσχέτιση για καμία πλευρά (*R TST* 0,22,  $p=0,18$  και *L TST* 0,02,  $p=0,46$ ). Ωστόσο, η συγκεκριμένη έρευνα χαρακτηριζόταν από αρκετούς περιορισμούς. Καταρχάς, το μικρό δείγμα της πιθανόν να

ευθύνεται για το γεγονός των μέτριων στατιστικών σχέσεων μεταξύ των ατόμων, ενώ συγχρόνως δεν ανταποκρίνεται πλήρως και σε αθλητές που ανήκουν σε πιο υψηλά επαγγελματικά επίπεδα. Ακόμα, δεν συλλέχθηκαν πληροφορίες σχετικά με παλαιότερους τραυματισμούς των συμμετεχόντων, που μπορεί να επηρεάσουν τις ικανότητες τους στις δοκιμασίες που μετρήθηκαν. Τέλος, πρέπει να τονιστεί ότι ο εμβιομηχανικός εξοπλισμός της έρευνας εξετάζει απομονωμένα τον έλεγχο κορμού/λεκάνης, οπότε δεν είναι εύκολο να προκύψουν γενικά συμπεράσματα για τη σταθερότητα του κορμού.

Οι Vezina και Hubley-Kozey (2002) μελέτησαν την μυϊκή ενεργοποίηση σε ασκήσεις, οι οποίες αποσκοπούν στη βελτίωση της σταθερότητας της σπονδυλικής στήλης. Ο σκοπός της μελέτης ήταν η ανίχνευση της σχετικής μυϊκής ενεργοποίησης σε δύο περιοχές ραχιαίων και κοιλιακών μυών κατά την εκτέλεση της λειτουργικής δοκιμασίας του *trunk stability test*. Στη μελέτη συμμετείχε ένα μικρό δείγμα 24 υγιών ανδρών, ηλικίας  $30 \pm 8,1$  ετών, που δεν παρουσίαζαν κάποια ενόχληση ή άλγος στην κατώτερη περιοχή της πλάτης. Οι δοκιμασίες αναλύθηκαν λεπτομερώς στους συμμετέχοντες και τους δόθηκε ένα πρωτόκολλο εξάσκησης, το οποίο ακολούθησαν για 3 εβδομάδες πριν τις μετρήσεις της έρευνας. Στην εξέταση οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν 3 ασκήσεις με σετ 5 επαναλήψεων ανά άσκηση και οι μετρήσεις καταγράφηκαν με τη χρήση επιφανειακού ηλεκτρομυογραφήματος και με την εφαρμογή 5 ηλεκτροδίων στην περιοχή ενδιαφέροντος. Οι δοκιμασίες διακρίθηκαν σε δύο φάσεις, της κινητοποίησης και της ηρεμίας και ακολούθησε η ψηφιοποίηση των δεδομένων για ανάλυση από ειδικό λογισμικό. Η ανάλυση των αποτελεσμάτων αποκάλυψε στατιστικά σημαντική μυϊκή αλληλεπίδραση και για τις δύο φάσεις της δοκιμασίας ( $p < 0,5$ ) και για κάθε φάση ενεργοποιούνταν κάθε φορά 5 διαφορετικοί μύες. Κατά τη μέτρηση της μυϊκής ενεργοποίησης δεν καταγράφηκε στατιστικά σημαντική άσκηση δύναμης από τους κοιλιακούς μυς, ώστε να προταθεί η ενδυνάμωσή τους για βελτίωση της εκτέλεσης των δοκιμασιών.

Η περιοχή των πλάγιων κοιλιακών μυών εμφάνιζε υψηλότερα επίπεδα ενεργοποίησης από τους υπόλοιπους μύες κατά τη διάρκεια και των δύο φάσεων των δοκιμασιών, η οποία άγγιζε το 25% της μέγιστης ηθελημένης μυϊκής σύσπασης τους. Η μοναδική δοκιμασία, η οποία προκαλούσε την ενεργοποίηση των ραχιαίων μυών της σπονδυλικής στήλης σε υψηλά επίπεδα, ήταν η δοκιμασία *trunk stability* και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εισαγωγική άσκηση από ένα πρωτόκολλο που έχει ως στόχο την ήπια επιβάρυνση των κοιλιακών και ραχιαίων μυών για τη

βελτίωση της ισορροπίας και της σταθερότητας αλλά όχι από ένα πρωτόκολλο που εξειδικεύεται στην ενδυνάμωση των μυών αυτών.

### 2.5.2 Trunk extensor endurance test - Δοκιμασία αντοχής κατά την έκταση του κορμού

Η δοκιμασία *trunk extensor endurance* έχει ως σκοπό να ελέγξει την ισχύ και την αντοχή των εκτεινόντων μυών της οσφυϊκής μοίρας. Ο ασκούμενος τοποθετείται με τα χέρια σταυρωμένα στο στήθος και η αυχενική μοίρα της σπονδυλικής στήλης βρίσκεται σε ουδέτερη στάση, ενώ τα κάτω άκρα σταθεροποιούνται. Ο σκοπός είναι ο ασκούμενος να διατηρήσει τον κορμό σε οριζόντια θέση παράλληλα με την επιφάνεια στην οποία βρίσκεται για όσο το δυνατόν περισσότερο χρόνο, στη στάση που φαίνεται και στο Σχήμα 2.20 (Reiman et al., 2010).



**Σχήμα 2.20:** Εμβιομηχανική δοκιμασία ανάλογη του *trunk endurance test*.

Πηγή: (<https://bit.ly/2S05LSJ>)

Οι Reiman και συν. (2010) επεδίωξαν να μελετήσουν την αξιοπιστία της δοκιμασίας *trunk endurance*, μελετώντας παραλλαγές στην τεχνική εφαρμογής αυτής και συγκρίνοντας τις παραλλαγές με την πρότυπη μέθοδο. Η έρευνα πραγματοποιήθηκε με τη συμμετοχή 50 γυναικών ηλικίας 22-38 ετών, χωρίς κάποιο ιστορικό με παθήσεις στην οσφυϊκή μοίρα. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε ήταν η εναλλάξ εφαρμογή των δοκιμασιών (πρότυπων και παραλλαγών) με χρονικό διάστημα μιας εβδομάδας ανάμεσα στις δοκιμασίες, ενώ η σειρά εφαρμογής τους επιλέχθηκε τυχαία. Σε κάθε περίπτωση χρονομετρήθηκε ο μέγιστος χρόνος παραμονής στην επιθυμητή στάση. Η διαφορά των δύο τύπων δοκιμασιών εντοπίζονταν στον τρόπο

ακινήτοποίησης της οσφυϊκής μοίρας καθώς στην πρότυπη δοκιμασία έγινε με τη χρήση ζώνης ενώ στις παραλλαγές απαιτούσε τη βοήθεια ενός επιστημονικού συνεργάτη της ομάδας. Τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια και ο βαθμός συσχέτισης των δοκιμασιών παραλλαγής με την πρότυπη δοκιμασία εντοπίστηκε να είναι 0,90 στην κίνηση έκτασης και 0,93 για την κίνηση κάμψης. Η μελέτη καταλήγει στο συμπέρασμα ότι οι μέθοδοι παραλλαγής, που δεν χρειάζονται τη βοήθεια ειδικού εξοπλισμού, μπορεί να εφαρμοστούν σε περισσότερες περιπτώσεις ειδικότερα σε χώρους προπονήσεων που στερούνται των κατάλληλων πάγκων για την εφαρμογή της πρότυπης δοκιμασίας. Επιπρόσθετα, οι παραλλαγές της δοκιμασίας απαιτούν λιγότερο χρόνο και παρουσιάζουν συνεπώς καλύτερη εφαρμογή στην περίπτωση που χρειάζεται να ελεγχθεί μεγάλος αριθμός ατόμων.

### **2.5.3 Trunk-stability push-up - Δοκιμασία κάμψεων με σταθερό κορμό**

Στη συγκεκριμένη δοκιμασία ο ασκούμενος ξαπλώνει με την πλευρά του στομαχιού και τα χέρια ανοιχτά και τεντωμένα στο ύψος των ώμων. Ο σκοπός είναι να εκτελέσει κάμψη με το σώμα να λειτουργεί σαν μία μονάδα χωρίς να παρατηρείται χαλάρωση της οσφυϊκής μοίρας (Lee et al., 2017).

Οι Cook και συν. (2006) σχεδίασαν ένα εργαλείο για την ανάλυση των βασικών μοτίβων κίνησης του ατόμου, που ονομάστηκε *Functional Movement Screen (FMS)*. Ο σχεδιασμός αυτού του εργαλείου αποσκοπούσε στην ελαχιστοποίηση του κενού ανάμεσα στις προπαρασκευαστικές δοκιμασίες και στις δοκιμασίες επιδόσεων. Απαιτείται από τον ασκούμενο να εκτελέσει μια σειρά από τέσσερις δοκιμασίες: δοκιμασία κινητικότητας ώμου (*shoulder mobility test*), ενεργητική ανύψωση τεντωμένου ποδιού (*active straight leg raise test*), δοκιμασία σταθερότητας περιστροφής (*rotary stability test*) και δοκιμασία *trunk stability push-up*, από τις οποίες προκύπτει μία τελική βαθμολογία. Μέσω αυτής εξάγονται συμπεράσματα σε σχέση με την ικανότητα του ατόμου να εκτελεί θεμελιώδεις κινήσεις αλλά και παρέχεται η δυνατότητα πρόβλεψης και πρόληψης πιθανών τραυματισμών.

Οι Lee και συν. (2017) στη συγκεκριμένη μελέτη επεδίωξαν να αναλύσουν τη σχέση της βαθμολογίας στο *FMS* σε σχέση με τη σταθερότητα στάσης του σώματος σε πανεπιστημιακούς αθλητές. Το δείγμα συνιστούσαν 30 υγιείς άνδρες αθλητές καλαθοσφαίρισης (μπάσκετ), στους οποίους ζητήθηκε να εκτελέσουν τις δοκιμασίες του *FMS* με τη βοήθεια ειδικού συνεργάτη.



Κατόπιν εκτελούσαν δοκιμασίες πιο εξειδικευμένες στη σταθερότητα του κορμού, οι οποίες βαθμολογούνταν πάλι από ειδικό, ο οποίος ήταν παρών κατά την εκτέλεση καθώς και με τη βοήθεια εμβιομηχανικού εξοπλισμού. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε το σύστημα *Biodex Balance System*, το οποίο φαίνεται στο Σχήμα 2.21, και καταγράφηκε η μετατόπιση της κεντρικής πίεσης του κάτω άκρου εντός των ορίων σταθερότητας. Η σταθερότητα στάσης εκτιμήθηκε με τη βοήθεια της δοκιμασίας 8-σημείων σταθερότητας (*8-direction limits of stability test, LOS*), σύμφωνα με την οποία ο ασκούμενος καλείται να κινείται και να ελέγχει το κέντρο στήριξης του εντός της βάσης στήριξης του.



**Σχήμα 2.21:** *Biodex Balance System.*

**Πηγή:** (<https://bit.ly/31UOuf1>)

Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων. Συγκεκριμένα, οι βαθμοί συσχέτισης της βαθμολογίας στο FMS και των επιδόσεων στη δοκιμασία *LOS* απεικονίζονται στον Πίνακα 2.29. Η έρευνα κατέληξε στο συμπέρασμα ότι το *FMS* μπορεί να χρησιμοποιηθεί με ακρίβεια στη μέτρηση της σταθερότητας του σώματος.

**Πίνακας 2.29:** Απεικόνιση βαθμού συσχέτισης Pearson για τις βαθμολογίες των δοκιμασιών FMS και LOS (Lee et al., 2017).

	<b>DS</b>	<b>HS</b>	<b>ILL</b>	<b>SM</b>	<b>ASLR</b>	<b>TSPU</b>	<b>RS</b>
<b>O</b>	0,07	-0,13	0,08	-0,27	-0,18	-0,01	0,02
<b>F</b>	-0,11	-0,13	0,34	-0,37	-0,33	-0,10	-0,16
<b>B</b>	0,03	-0,16	0,35	-0,26	-0,39	-0,09	-0,09
<b>R</b>	-0,19	-0,32	-0,02	-0,29	-0,32	0,09	-0,01
<b>L</b>	-0,05	0,04	0,17	-0,41	-0,06	-0,03	0,20
<b>RF</b>	0,10	-0,13	-0,02	-0,28	-0,09	0,16	0,10
<b>LF</b>	0,01	-0,10	0,20	-0,26	-0,17	0,04	-0,09
<b>RB</b>	0,07	-0,07	0,10	-0,25	-0,30	-0,20	0,03
<b>LB</b>	0,38	-0,11	0,04	-0,27	-0,16	0,11	0,01

O: εγκάρσια, F: πρόσθια, B: οπίσθια, R: δεξιά, L: αριστερά, RF: πρόσθια – δεξιά, RB: οπίσθια – δεξιά, LF: πρόσθια – αριστερά, LB: οπίσθια – αριστερά, DS: βαθύ κάθισμα, HS: βήμα μετ’ εμποδίου, ILL: κάθετη προβολή κάτω άκρου, SM: κινητικότητα ώμου, ASLR: ενεργητική ανύψωση τετωμένου ποδιού, TSPU: *trunk stability push-up*, RS: σταθερότητα περιστροφής.

#### **2.5.4 Right and left hurdle step - Δοκιμασία δεξιού και αριστερού βήματος μετ’ εμποδίου (διασκελισμού)**

Η δοκιμασία *right and left hurdle step* ακολουθεί ένα μοτίβο, το οποίο είναι ενδεικτικό της ικανότητας του ασκούμενου για μετακίνηση και επιτάχυνση, καθώς μπορεί να εκθέσει την ασυμμετρία κατά το βηματισμό. Η δοκιμασία προκαλεί τον οργανισμό να ενεργοποιήσει τους μηχανισμούς βηματισμού και διασκελισμού, ενώ ελέγχει την σταθερότητα στη στάση στο ένα πόδι. Η διαδικασία εκτελείται έχοντας στην περιοχή του αυχένα μια πλαστική ράβδο, την οποία ο ασκούμενος κρατάει με τα δύο χέρια σταθερά. Κατόπιν καλείται να περάσει πάνω από ένα εμπόδιο, που είναι συνήθως ένα στερεωμένο λάστιχο στο ύψος της κνήμης, χρησιμοποιώντας εναλλάξ το κάθε πόδι. Τα βήματα της διαδικασίας είναι εύκολο να διακριθούν στο Σχήμα 2.22 (Cook et al., 2006).



**Σχήμα 2.22:** *Right and left hurdle step.*

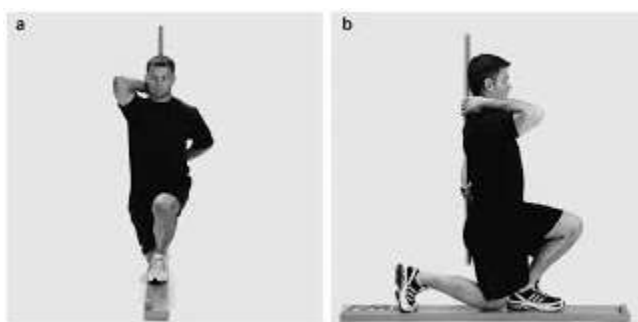
**Πηγή:** (<https://bit.ly/38vUmhd>)

Οι Okada και συν. (2011) αναζήτησαν τη συσχέτιση ανάμεσα στη σταθερότητα του κορμού με τη λειτουργική κίνηση και τις επιδόσεις. Για το σκοπό αυτό εξέτασαν 28 υγιείς εθελοντές, ηλικίας  $24,4 \pm 3,9$  έτων, οι οποίοι εκτέλεσαν διάφορες δοκιμασίες σε τρεις κύριες κατηγορίες και οι οποίες αξιολογούσαν τη σταθερότητα του κορμού, την λειτουργική κίνηση και τις επιδόσεις τους σε δύναμη, ταχύτητα και ευλυγισία. Οι συμμετέχοντες προέρχονταν από διαφορετικά περιβάλλοντα, δίχως συγκεκριμένο αθλητικό ιστορικό. Όλες οι δοκιμασίες πραγματοποιήθηκαν υπό την επίβλεψη ειδικού συνεργάτη της επιστημονικής ομάδας για να διασφαλιστεί η εγκυρότητα και η ασφάλεια των ασκούμενων, ενώ ταυτόχρονα χρονομετρήθηκαν και βιντεοσκοπήθηκαν για τυχόν μελλοντική εργασία. Στις δοκιμασίες της λειτουργικής κίνησης σημαντικό ρόλο κατείχε το *right and left hurdle step*, στο οποίο ο ασκούμενος βαθμολογούνταν με βάση τη σωστή εκτέλεση και το εύρος της κίνησης. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι στη διαδικασία *FMS* η δοκιμασία *right hurdle step* σχετίζεται σημαντικά ( $r=0,415$ ) με τη δοκιμασία

*backward medicine ball throw* όπως επίσης και με τη δοκιμασία *T-run* ( $r=0,518$ ) σε αντίθεση με το *left hurdle step* όπου ο βαθμός συσχέτισης δεν ήταν στατιστικά σημαντικός. Συνεπώς, παρά την έμφαση που έχει δοθεί στις δοκιμασίες λειτουργικής κινητοποίησης και ενδυνάμωσης του κορμού για μέγιστη απόδοση τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας οδηγούν στο συμπέρασμα ότι οι δοκιμασίες αυτές, ενώ πρέπει να περιλαμβάνονται σε προπονητικά προγράμματα, ειδικότερα σε προγράμματα πρόληψης τραυματισμών, δεν πρέπει να αποτελούν τον πρωταρχικό στόχο αυτών.

### 2.5.5 In-line lunge - Δοκιμασία κάθετης προβολής κάτω άκρου

Στη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος κρατάει μία πλαστική βέργα πίσω από την πλάτη του και κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης με το ένα χέρι πίσω από το λαιμό και το άλλο στην οσφυϊκή μοίρα, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.23. Η πλαστική βέργα πρέπει να είναι τοποθετημένη με τέτοιο τρόπο, ώστε να βρίσκεται σε επαφή με το πίσω μέρος της βάσης της κεφαλής, το πάνω μέρος της πλάτης και το άνω μέρος των γλουτών. Στη συνέχεια ο ασκούμενος τοποθετεί το ένα πόδι σε ένα προκαθορισμένο σημείο και την πτέρνα του δεύτερου ποδιού στο δεύτερο προκαθορισμένο σημείο. Και τα δύο πόδια πρέπει να έχουν κατεύθυνση προς τα εμπρός. Διατηρώντας τη θέση αυτή, ο ασκούμενος κάμπει τα πόδια σε προβολή μέχρι το γόνατο να έρθει σε επαφή με το πάτωμα και επανέρχεται στην αρχική θέση (Hartigan et al., 2014).



**Σχήμα 2.23:** *In-Line lunge*.

Πηγή: (<https://bit.ly/3bGlsEf>)

Οι Hartigan και συν. (2014) χρησιμοποίησαν τη δοκιμασία *in-line lunge* στην έρευνα τους, επιδιώκοντας την ανίχνευση συσχετισμών ανάμεσα στις λειτουργικές δοκιμασίες και τις μετρήσεις δύναμης, ταχύτητας και ισορροπίας. Στη μελέτη έλαβαν μέρος 37 υγιή άτομα, που

χαρακτηρίστηκαν ως σχετικά αθλητικά ενεργά και πραγματοποίησαν τρεις δοκιμασίες: *deep squat*, *hurdle step* και *in-line lunge*. Η *in-line lunge* δοκιμασία εκτελέστηκε με την βοήθεια εξειδικευμένου συνεργάτη για περισσότερη αξιοπιστία και καταγράφηκαν τόσο ο χρόνος επαναφοράς της θέσης όσο και η βαθμολογία σύμφωνα με το σύστημα *FMS*. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης της κίνησης, δυναμοπλατφόρμα και ακτίνα λέιζερ για ακριβή χρονομέτρηση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η βαθμολογία της δοκιμασίας *in-line lunge* δεν συσχετίζεται με στατιστικώς σημαντικό τρόπο με τις μετρήσεις για τη δύναμη, όπως καταγράφηκαν μέσω της δυναμοπλατφόρμας ( $p=0,465$ ), με τις μετρήσεις ταχύτητας που υπολογίστηκαν με χρονόμετρο ακριβείας ( $p=0,312$ ) και το μέγιστο άλμα, όπως καταγράφηκε με τρισδιάστατη απεικόνιση ( $p=0,237$ ). Επομένως, οι ερευνητές κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η συγκεκριμένη δοκιμασία δε μπορεί να θεωρηθεί αξιόπιστη στην καταμέτρηση των τριών στοιχείων που αναφέρθηκαν, μπορεί όμως να δώσει σημαντικά ευρήματα σε σχέση με τη συμμετρία των κάτω άκρων.

#### **2.5.6 Active straight leg raise - Δοκιμασία ενεργητικής ανύψωσης τεντωμένου ποδιού**

Η δοκιμασία *active straight leg raise* εφαρμόζεται όταν απαιτούνται πληροφορίες για την πηγή πόνου και την ανθεκτικότητα στην καταπόνηση της πυέλου μέσω των κάτω άκρων. Εκτελείται με τον ασκούμενο να είναι ξαπλωμένος και με ανάταση του ποδιού κατά 20 εκατοστά από την επιφάνεια, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.24 (Hu et al., 2012).



**Σχήμα 2.24:** *Active straight leg raise*.

Πηγή: (<https://bit.ly/2SP5wqC>)

Οι Hu και συν. (2012) επεδίωξαν να κατανοήσουν τη δοκιμασία *active straight leg raise* μέσω ηλεκτομυογραφίας σε υγιείς εθελοντές. Το δείγμα της έρευνας ήταν μικρού μεγέθους και συγκεκριμένα αποτελούνταν από 16 γυναίκες, ηλικίας  $27,5 \pm 2,7$  ετών, οι οποίες δεν είχαν υποβληθεί σε κάποια χειρουργική επέμβαση στην περιοχή της λεκάνης και δεν είχαν ιστορικό με πόνο στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης ή χαμηλή πίεση. Η ηλεκτρομυογραφία πραγματοποιήθηκε στο ένα πόδι μόνο, προκειμένου να υποστούν λιγότερη επιβάρυνση οι συμμετέχοντες. Χρησιμοποιήθηκαν ενδομυϊκά ηλεκτρόδια, τα οποία εισέρχονταν στην επιφάνεια του προς εξέταση μυός με υποδερμικές βελόνες. Επίσης, χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες με λάμπες *LED*, οι οποίοι συνδέθηκαν με σύστημα κάμερας, για να παρατηρηθεί και υπολογιστεί το ύψος του ποδιού κατά τη δοκιμασία. Η δοκιμασία *active straight leg raise* πραγματοποιήθηκε με τα άκρα να βρίσκονται σε απόσταση 20 cm και ζητήθηκε από τους συμμετέχοντες να ανασηκώσουν το ένα άκρο σε απόσταση 20 cm άνω της επιφάνειας, χωρίς να κάμψουν το γόνατο και να το κρατήσουν ανασηκωμένο για 10 sec. Μεταξύ των ανυψώσεων παρεμβαλλόταν χρόνος ανάπαυσης ακριβώς 10 sec. Η διαδικασία επαναλήφθηκε με την προσθήκη επιπλέον φορτίου, τοποθετημένου ακριβώς άνω της άρθρωσης του αστραγάλου. Στη συνέχεια, τα δεδομένα που προέκυψαν αναλύθηκαν στατιστικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μέγιστη ταχύτητα ανύψωσης του άκρου σχετίζεται σημαντικά ( $p < 0,001$ ) από τις συνθήκες κάτω από τις οποίες πραγματοποιείται και καταγράφηκε να είναι μεγαλύτερη (0,25m/s) δίχως φορτίο σε σχέση με την κίνηση με επιπρόσθετο φορτίο (0,23m/s) ενώ δεν σημειώθηκαν άλλες κινηματικές διαφορές. Επιπλέον, κατά τη δοκιμασία οι κοιλιακοί μύες ενεργοποιούνται, δίνοντας επιπλέον σταθεροποίηση στον κορμό αλλά η κάμψη του ισχίου προκαλεί ένα ανεπιθύμητο τράβηγμα (ασυμμετρία) στο σύστοιχο λαγόνιο μυ, το οποίο εξουδετερώνεται με αμφίπλευρη ενεργοποίηση του οπίσθιου δικεφάλου μυ. Η ασυμμετρία αυξάνεται σημαντικά ( $p = 0,04$ ) με την προσθήκη φορτίου και η ενεργοποίηση των μυών σχετίζεται σημαντικά με τις ισχύουσες συνθήκες της κίνησης ( $p = 0,01$ ). Η μελέτη κατέληξε στο συμπέρασμα ότι τα προβλήματα στη συγκεκριμένη δοκιμασία προκύπτουν από την απότομη κατάληξη της κίνησης και την ασύμμετρη μυϊκή ενεργοποίηση αλλά απαιτείται επιπρόσθετη έρευνα για να προκύψουν σαφή αποτελέσματα.

### 2.5.7 Rotary stability - Δοκιμασία σταθερότητας περιστροφής

Ο σκοπός της δοκιμασίας *rotary stability* είναι μέσω μιας πολύπλοκης κίνησης, σε σχέση με την ενεργοποίηση των μυών, να επιτευχθεί σωστή νευρομυϊκή καθοδήγηση και να γίνει μεταφορά ενέργειας από ένα τμήμα του σώματος σε ένα άλλο μέσω του κορμού. Ο ασκούμενος όπως φαίνεται Σχήμα 2.25 πραγματοποιεί μία μονόπλευρη επανάληψη, ενώ διατηρεί τον κορμό σε παράλληλη θέση με το έδαφος και ενεργοποιεί το χέρι και το πόδι, τα οποία πρέπει να σχηματίζουν ευθεία στην ιδανική εκτέλεση (Mokha et al., 2016).



Σχήμα 2.25: *Rotary stability test*.

Πηγή: (<https://conta.cc/2SI3rwI>)

Οι Mokha και συν. (2016) διερεύνησαν την υπόθεση ότι, εκτελώντας συγκεκριμένα μοτίβα κινήσεων που προέρχονται από λειτουργικές δοκιμασίες, οι ασκούμενοι μπορούν να βελτιώσουν τη λανθασμένη εμβιομηχανική τεχνική κατά το τρέξιμο. Ένα μικρό δείγμα από 26 ενήλικες δρομείς, ηλικίας  $26,4 \pm 9,6$  ετών, οι οποίοι διένυαν τουλάχιστον 32,2 km ανά εβδομάδα, εξετάστηκε μετά από την εφαρμογή ενός προγράμματος βελτίωσης κινήσεων. Ακολούθησε σειρά δοκιμασιών όπως *deep squat*, *hurdle step*, *in-line lunge*, *trunk stability push-up*, *rotary stability* και *active straight leg raise*, με τις οποίες οι αθλητές αξιολογήθηκαν σε συγκεκριμένες παραμέτρους. Η δοκιμασία *rotary stability* χρησιμοποιήθηκε για να μετρήσει τη βελτίωση του αθλητή στη μεταφορά ενέργειας μέσω του κορμού κατά τον ορισμό της. Στους δρομείς έγινε ανάλυση της κίνησης τόσο πριν όσο και μετά την εφαρμογή του διορθωτικού πρωτοκόλλου. Η ανάλυση έγινε με τη βοήθεια κάμερας υπεριάδους φωτισμού ενώ συλλέχτηκαν εμβιομηχανικά δεδομένα με τη βοήθεια ανακλαστικών αισθητήρων, οι οποίοι τοποθετήθηκαν εκατέρωθεν στους εθελοντές. Μετά το ζέσταμα οι αθλητές έτρεξαν για 5 λεπτά σε διάδρομο με ταχύτητα περίπου 6 μιλίων/ώρα και μετρήθηκαν διάφοροι παράμετροι, ενώ οι προσπάθειές τους καταγράφηκαν με λογισμικό (Polygon 4). Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας απεικονίζονται στον κάτωθι πίνακα.

**Πίνακας 2.30:** Απεικόνιση συσχέτισης ανάμεσα στις μέσες τιμές βαθμολόγησης δοκιμασιών FMS και των μέγιστων τιμών κινηματικής του ισχίου, της λεκάνης και του γόνατος μετά από την πραγματοποίηση του πρωτοκόλλου βελτίωσης (Mokha et al., 2016).

Variable	Pre (Mean±SD)	Post (Mean±SD)	p value
FMS	13,0±1,2	16,0±1,2	<0,001
HADD (°)	10,1±3,1	10,9±3,5	0,12
HIR (°)	23,9±12,5	14,5±5,3	0,08
CPD (°)	7,2±3,1	7,0±5,0	0,41
KVAL (°)	17,5±8,7	8,8±9,3	0,05

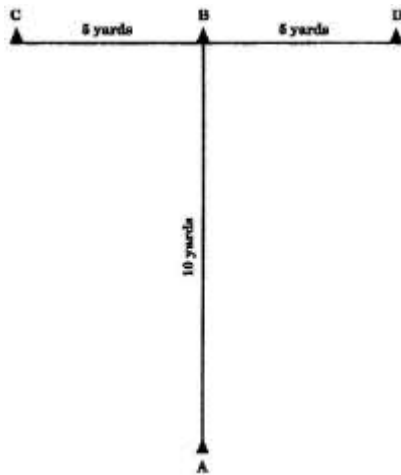
HADD: γωνία έκτασης ισχίου, HIR: γωνία έσω περιστροφής ισχίου, CDP: γωνία αμφίπλευρης μετακίνησης λεκάνης, KVAL: γωνία κίνησης.

Η έρευνα κατέληξε στη διαπίστωση ότι η βελτίωση βασικών εμβιομηχανικών κινήσεων μπορεί να μειώσει τις παθολογικές συμπεριφορές στην τεχνική του τρεξίματος. Ακόμα, οι ερευνητές συμπέραναν ότι η δοκιμασία τόσο στο οβελιαίο όσο και στο εγκάρσιο επίπεδο απαιτεί ασύμμετρη σταθερότητα της λεκάνης και του κορμού κατά τη διάρκεια των κινήσεων των κάτω και άνω άκρων.

### 2.5.8 T-run TEST - Δοκιμασία τρεξίματος σε σχηματισμό T

Κατά τη δοκιμασία *t-run* ο ασκούμενος καλείται να τρέξει σε μια προδιαγεγραμμένη διαδρομή και να αλλάξει απότομα κατευθύνσεις στα σημεία που θα υποδειχτούν κατά την επεξήγηση της δοκιμασίας. Ο σκοπός είναι η χρονομέτρηση του ασκούμενου, η οποία θα δείξει την επιδεξιότητα, την ταχύτητα και τις επιδόσεις στο γρήγορο τρέξιμο. Η διαδρομή οριοθετείται συνήθως με μία σειρά κώνων, όπως δείχνει το Σχήμα 2.26, ενώ σε ορισμένες μελέτες χρησιμοποιούνται αισθητήρες στην αφετηρία και τον τερματισμό για περισσότερη ακρίβεια στις μετρήσεις. Στην πρωτότυπη δοκιμασία οι αποστάσεις είναι αυτές που φαίνονται στο σχήμα και είναι 10 μέτρα για την ευθεία και 5 μέτρα για τις οριζόντιες αποστάσεις κατά την αλλαγή κατεύθυνσης (Muniroglu & Subak, 2018).





**Σχήμα 2.26:** *T Run Test.*

Πηγή: (<https://bit.ly/3bDT0CZ>)

Οι Muniroglu και Subak (2018) χρησιμοποίησαν τη δοκιμασία *T-run* για να εξετάσουν την ευκινησία, την ταχύτητα και την επίδοση στα σπριντ σε διαιτητές ποδοσφαιρού. Στην έρευνα συμμετείχε ένα μεγάλο σχετικά δείγμα 74 διαιτητών ποδοσφαιρού, ηλικίας  $25,84 \pm 3,06$  ετών, οι οποίοι ήταν ενεργοί τη χρονική περίοδο της μελέτης. Από τους συμμετέχοντες ζητήθηκε να εκτελέσουν τη δοκιμασία μετά από ένα πρωτόκολλο προθέρμανσης που είχε διάρκεια 20 min. Πριν την αφετηρία και πριν τον τερματισμό υπήρχαν φωτοκύτταρα για μεγαλύτερη ακρίβεια στην καταγραφή των χρόνων. Για την οριοθέτηση της διαδρομής τοποθετήθηκαν ειδικοί κώνοι 40 cm. Οι διαιτητές αρχικά πραγματοποίησαν μια διαδρομή 10 m και μια διαδρομή 30 m. Ακολούθως εκτέλεσαν μια τροποποιημένη μορφή της δοκιμασίας *T-run*, που περιείχε και πλάγιο βηματισμό, γρήγορες στροφές και οπίσθιο βηματισμό. Η καταγραφή της διαδικασίας έγινε με αισθητήρες και χρονόμετρο. Όλοι οι εθελοντές εκτέλεσαν και τις τρεις δοκιμασίες και ακολούθησε η στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων. Σύμφωνα με αυτά οι τιμές χρόνου της δοκιμασίας των 10 m καταγράφηκαν ανάμεσα σε 155 sec με 183 sec (mean: 169,81 sec), στη δοκιμασία των 30 m οι τιμές εντοπίζονται μεταξύ 393 sec και 460 sec (mean: 426,14 sec) και στη δοκιμασία *T-test* οι τιμές κυμαίνονταν μεταξύ 996 sec και 1332 sec (mean: 1152,93 sec). Σημαντικές συσχετίσεις εντοπίστηκαν ανάμεσα στις τρεις δοκιμασίες (10 m και 30 m:  $r=0,660$ ,  $p<0,01$ , 10 m και *T-test*:  $r=0,226$ ,  $p<0,01$  και 30 m και *T-test*:  $r=0,269$ ,  $p<0,01$ ). Η έρευνα κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η δοκιμασία *T-test*, είτε με την κλασσική μορφή της είτε τροποποιημένη, μπορεί να δώσει

πληροφορίες σε ό,τι αφορά την ταχύτητα και τις ικανότητες ευκινησίας και αλλαγής κατεύθυνσης, ενώ είναι σημαντική η μελλοντική μελέτη και άλλων επιπρόσθετων χαρακτηριστικών.

## 2.6 Δοκιμασίες λεκάνης

Στη δοκιμασία αυτή ο ασκούμενος εκτελεί ξαπλωμένος ανάσκελα έκταση του γόνατος σε γωνία 70°, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.27.



**Σχήμα 2.27:** *Lumbo pelvic stability test.*

**Πηγή:** (<https://bit.ly/2wnrI3P>)

Οι Paungmalí και συν. (2012) μελέτησαν με διαβαθμολογική αξιοπιστία την ένταση του πόνου, τη ροή του αίματος στους ιστούς και το κατώφλι πόνου σε ασθενείς με πόνο στην κάτω μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Η συγκεκριμένη έρευνα αποτελεί μια μελέτη ελέγχου της αξιοπιστίας των δοκιμασιών που χρησιμοποιούνται στο συγκεκριμένο σημείο. Το σύνολο των συμμετεχόντων ήταν σχετικά μικρό και αποτελούνταν από 13 άτομα, ηλικίας  $25,8 \pm 6,2$  ετών, τα οποία χαρακτηρίζονταν από χρόνια σύνδρομο πόνου στην κάτω μοίρα της σπονδυλικής στήλης χωρίς όμως να έχει προσδιοριστεί επακριβώς η αιτία αυτού. Οι μετρήσεις συμπεριέλαβαν τη ροή αίματος στους ιστούς, το μέσο επίπεδο πόνου (θερμικός και από κρύο), ενώ η δοκιμασία *Lumbo pelvic stability* χρησιμοποιήθηκε καθώς αναφέρεται στη βιβλιογραφία σαν η κυριότερη δοκιμασία για τον εντοπισμό πόνου στο εξεταζόμενο σημείο. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήθηκε ειδικός εξοπλισμός, που περιλάμβανε *laser Doppler blood flow meter*, *thermal sensory analyzer*, αλγόμετρο πόνου και αισθητήρες πίεσης για τη δοκιμασία *lumbo pelvic stability*, που τοποθετήθηκαν κάτω από την οσφυϊκή μοίρα. Τα αποτελέσματα των δοκιμασιών απεικονίζονται κάτωθι.

**Πίνακας 2.31:** Συσχετίσεις από μετρήσεις στην περιοχή της λεκάνης ανάμεσα στις παραμέτρους που εξετάστηκαν (Paungmali et al., 2012).

Μετρήσεις	ICC	%CV	SEMs	p value
Αναλογική διαβάθμιση εκτιμώμενου πόνου	0,90	7,29%	0,09 (2,4%)	0,19
Ροή αίματος στους ιστούς	0,89	9,43%	1,27 (3,2%)	0,07
Κατώφλι πόνου από κρύο	0,89	40,74%	0,13 (13,7%)	0,84
Κατώφλι θερμικού πόνου	0,87	1,33%	0,22 (0,5%)	0,43
Κατώφλι πόνου από πίεση	0,99	3,31%	1,19 (0,3%)	0,56
Lumbo pelvic stability test	83,1%	2,32%	0,02 (1,0%)	0,34

ICC: τιμές συσχέτισης, CV: βαθμός απόκλισης συσχέτισης, SEM: τυπική απόκλιση των μετρήσεων.

Συνεπώς, σύμφωνα με την προσέγγιση της συγκεκριμένης έρευνας, η οποία συνέκρινε την αξιοπιστία ποικίλων δοκιμασιών, οι περισσότερες μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση του πόνου στην κάτω μοίρα της σπονδυλικής στήλης είναι αξιόπιστες. Τονίζεται όμως ότι θα πρέπει να δίνεται προσοχή στη μεγάλη διαφορά που παρουσιάζουν οι συμμετέχοντες στα δείγματα και φυσικά στην πιθανότητα συστηματικού λάθους στον εξοπλισμό.

## 2.7 Δοκιμασίες ΟΜΣΣ

### 2.7.1 Single-limb stance - Δοκιμασία ισοροπίας στο ένα πόδι

Η δοκιμασία *single leg stance* χρησιμοποιείται συχνά στον πληθυσμό τρίτης ηλικίας για να εξετάσει την ορθοστατική στατικότητα και για τον έλεγχο της ισοροπίας. Η δοκιμασία παρέχει σημαντικές πληροφορίες σχετικά με το αυξημένο κίνδυνο πτώσης στους ηλικιωμένους, όμως όπως έχουν δείξει οι μελέτες που έχουν γίνει για την αξιοπιστία της μπορεί να συμπεριλαμβάνεται σαν πρότυπη δοκιμασία ελέγχου σε όλες τις πληθυσμιακές ομάδες. Η στάση του ασκούμενου κατά τη δοκιμασία φαίνεται στο Σχήμα 2.28. Ο επιστήμονας που βρίσκεται στην εκτέλεση της δοκιμασίας μετράει το χρόνο που μπορεί να μείνει κάποιος σε αυτή τη στάση και ελέγχει και άλλες παραμέτρους, όπως ο πόνος και η σωστή στάση (Troester et al., 2018).



**Σχήμα 2.28:** *Single-leg balance test.*

**Πηγή:** (<https://bit.ly/2OWsLYd>)

Οι Troeset και συν. (2018) επεδίωξαν να μελετήσουν την αξιοπιστία της δοκιμασίας *single-leg balance* σε αθλητές αμερικάνικου ποδοσφαίρου (ράγκμπι), με το σκοπό να ελεγχθεί η αξιοπιστία του ορθοστατικού ελέγχου στη διάγνωση της κόπωσης. Το δείγμα της έρευνας ήταν σχετικά μικρό και αποτελούνταν από 24 άνδρες, επαγγελματίες παίκτες αμερικανικού ποδοσφαίρου, ηλικίας 18 έως 21 ετών. Κανένας από τους συμμετέχοντες δεν είχε υποστεί κάποιο τραυματισμό πριν ή κατά τη διάρκεια της μελέτης και προπονούσαν κανονικά με την ομάδα του. Η δοκιμασία *single-leg balance* πραγματοποιήθηκε με τη χρήση δυναμοπλατφόρμας και πραγματοποιήθηκε σε δύο επαναληπτικές συνεδρίες με απόσταση μιας εβδομάδας μεταξύ τους. Τα δεδομένα που προέκυψαν από τη δυναμοπλατφόρμα μετά τη συλλογή τους αναλύθηκαν με συγκεκριμένο λογισμικό (*SpartaMeas*). Οι συμμετέχοντες στην έρευνα καλούνταν να κλείσουν τα μάτια, να τοποθετήσουν τα χέρια στα ισχία προκειμένου να αναπτύξουν μια καλή βάση για την εκτέλεση της δοκιμασίας. Στη συνέχεια, μετά το άκουσμα ηχητικού σήματος καλούνταν να σηκώσουν το ένα πόδι και να διατηρήσουν τη στάση για 20 sec. Η δοκιμασία εκτελούνταν σε δύο επαναλήψεις με ενδιάμεσο χρόνο ξεκούρασης 20 sec. Μετά τη δοκιμασία αυτή οι εθελοντές εκτελούσαν και μία σειρά από άλλες δοκιμασίες ισορροπίας στην ίδια δυναμοπλατφόρμα, όπως είναι η δοκιμασία προσγείωσης (*landing test*) και η δοκιμασία αναπήδησης και προσγείωσης σε ένα πόδι (*jump and single leg landing test*). Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι η δοκιμασία *single-leg balance* χαρακτηρίζεται από μεγάλη αξιοπιστία ( $ICC=0,60-0,81$ ,  $CV=11-13\%$ ) σε ό,τι

αφορά την ταχύτητα ταλάντωσης, την προσθοπίσθια ταχύτητα ταλάντωσης και την ταχύτητα ώθησης κατά την προσγείωση σε ένα πόδι. Ειδικότερα για το κυρίαρχο πόδι η αξιοπιστία των μετρήσεων ήταν ιδιαίτερα μεγάλη σε όλες τις μεταβλητές (ICC=0,41, CV=15%). Κατά συνέπεια οι περισσότεροι αξιόπιστες μετρήσεις για την ισορροπία στο ένα πόδι είναι κατά σειρά η ταχύτητα ταλάντωσης και η σχετική ώθηση κατά την προσγείωση και αποτελούν τις δοκιμασίες που προτείνονται για έλεγχο τυχόν απώλειας ισορροπίας.

### 2.7.2 Sitting on a "Bobath Ball" - Δοκιμασία καθίσματος σε "Bobath Ball"

Η δοκιμασία αυτή έχει ως σκοπό τον έλεγχο της ισορροπίας του κορμού και εκτελείται με τον ασκούμενο να κάθεται πάνω σε μια "Bobath Ball" και στη συνέχεια να σηκώνει σε προκαθορισμένο ύψος το ένα πόδι και μετά το άλλο σε κάμψη, διατηρώντας το στήθος σε όρθια θέση και την σπονδυλική στήλη σε ευθεία γραμμή. Η σωστή στάση του σώματος του ασκούμενου μπορεί να παρατηρηθεί στο Σχήμα 2.29 (Kilinc et al., 2015).



**Σχήμα 2.29:** Η σωστή εκτέλεση της δοκιμασίας sitting on a "Bobath Ball".

**Πηγή:** (<https://bit.ly/2HsrHh2>)

Οι Kilinc και συν. (2015) μελέτησαν τα αποτελέσματα των ασκήσεων με μπάλα "Bobath Ball" στον έλεγχο του κορμού, στη λειτουργική ικανότητα, στην ισορροπία και στο περπάτημα. Στην έρευνα συμμετείχαν 22 ασθενείς, με μέσο όρο ηλικίας 55,91 ετών, οι οποίοι είχαν διαγνωσθεί με έμφραγμα του μυοκαρδίου. Οι ασθενείς ήταν απαραίτητο να πληρούν συγκεκριμένα κριτήρια για την εισαγωγή στη μελέτη, όπως να μην έχουν υποστεί δεύτερο

έμφραγμα, να έχουν καλή επικοινωνία και να μη έχουν άλλες νευρολογικές ή ορθοπεδικές παθήσεις που να εμποδίζουν τη φυσιολογική κινητικότητά τους. Οι συμμετέχοντες χωρίστηκαν σε δύο ομάδες, από τις οποίες η μία ήταν η ομάδα ελέγχου (10 ασθενείς) και η άλλη (12 ασθενείς) αποτέλεσε την ομάδα εφαρμογής του πρωτοκόλλου ασκήσεων. Τα άτομα της δεύτερης ομάδας εκτέλεσαν επτά ασκήσεις ενδυνάμωσης του κορμού, οι οποίες είχαν την ιδιομορφία ότι εκτελούνταν πάνω σε “Bobath Ball”. Η σημαντικότερη δοκιμασία κατά την έρευνα θεωρήθηκε η δοκιμασία *sitting on a “Bobath Ball”*. Μετά την ολοκλήρωση του πρωτοκόλλου άσκησης οι ασθενείς εκτέλεσαν δοκιμασίες, που σκοπό είχαν τη μέτρηση της συνολικής φυσικής τους κατάστασης, της ισορροπίας και της βελτίωσης στο βηματισμό. Οι ασθενείς και των δύο ομάδων ακολούθησαν πρόγραμμα φυσιοθεραπείας διάρκειας 12 εβδομάδων για 3 ημέρες/εβδομάδα και για 1 ώρα ημερησίως. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι και οι δύο ομάδες παρουσίασαν βελτίωση σε μεταβλητές όπως η κινητική αποκατάσταση μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου (*Stroke Rehabilitation Assessment of Movement, STREAM*) και η διαβάθμιση αποδυνάμωσης του κορμού (*Trunk Impairment Scale, TIS*). Όμως μόνο η ομάδα η οποία εφάρμοσε το πρωτόκολλο ασκήσεων είχε οφέλη στις δοκιμασίες που είχαν να κάνουν με την ισορροπία, τη λειτουργικότητα κατά την έκταση και το βάδισμα όπως είναι η δοκιμασία βάρδισης 10 m (*10-m walking test*) ( $p=0,023$ ), η δοκιμασία ισορροπίας Berg (*Berg Balance Test, BBT*) ( $p=0,033$ ) και η λειτουργική δοκιμασία *functional reach* (FR) ( $p= 0,01$ ). Επομένως η υιοθέτηση προγραμμάτων ασκήσεων που εφαρμόζονται αποκλειστικά πάνω σε “Bobath Ball” συνεισφέρουν περισσότερο στη βελτίωση της ισορροπίας και της κινητικής ικανότητας σε ασθενείς μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου σε σχέση με τις συμβατικές ασκήσεις.

### 2.7.3 Unilateral pelvic lift - Δοκιμασία ετερόπλευρης ανύψωσης της λεκάνης

Η δοκιμασία *unilateral pelvic lift* εκτελείται με τον ασκούμενο ξαπλωμένο. Το πόδι το οποίο έχει υποστηρικτικό ρόλο κάμπτεται στο ισχίο και το γόνατο και τα χέρια βρίσκονται σε παράλληλη θέση με τον κορμό ενώ εφάπτονται στην επιφάνεια. Το άλλο πόδι κάμπτεται κατά 90° στο γόνατο και στο ισχίο. Ο σκοπός είναι ο ασκούμενος να ασκήσει πίεση στη επιφάνεια στην οποία είναι ξαπλωμένος, προκειμένου να ανασηκωθεί η λεκάνη του τόσο ώστε ο κορμός να βρίσκεται στην ίδια ευθεία με το πόδι που ανασηκώνεται. Η αρχική και τελική θέση του ασκούμενου φαίνεται στο Σχήμα 2.30 (Tidstrand & Horneij, 2009).



**Σχήμα 2.30:** *Unilateral Pelvic Lift.*

*Πηγή: (Tidstrand et al., 2009)*

Οι Tidstrand και Horneijet (2009) εξέτασαν την αξιοπιστία τριών δοκιμασιών που ελέγχουν τη λειτουργική σταθεροποίηση της οσφυϊκής μοίρας σε ασθενείς με πόνο στην κάτω περιοχή της σπονδυλικής στήλης. Το δείγμα που συγκεντρώθηκε για τη μελέτη αποτελούνταν από συνολικά 19 άτομα (10 άνδρες και 9 γυναίκες), ηλικίας  $42 \pm 12$  έτη. Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν συγκεκριμένη παθολογική διάγνωση για πόνο στην κατώτερη μοίρα της σπονδυλικής στήλης και κατά τη διάρκεια της μελέτης εξετάστηκαν από δύο έμπειρους φυσιοθεραπευτές, οι οποίοι τους καθοδηγούσαν και πριν από κάθε δοκιμασία. Οι λειτουργικές δοκιμασίες τις οποίες εκτέλεσαν οι ασθενείς ήταν η δοκιμασία *single limb stance*, η δοκιμασία *sitting on "Bobath Ball"* και η δοκιμασία *unilateral pelvic lift*, οι οποίες εφαρμόστηκαν κάτω από όμοιες συνθήκες. Οι

δοκιμασίες, οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν, έδιναν έμφαση στην αρχική ουδέτερη θέση της σπονδυλικής στήλης και τη διατήρηση της φυσικής κάμψης των σπονδύλων κατά το σύνολο της δοκιμασίας. Και οι τρεις δοκιμασίες αξιολογήθηκαν από τους φυσιοθεραπευτές ανάλογα με το αποτέλεσμα σε σχέση με τον τρόπο εκτέλεσης και την τελική θέση του ασθενούς. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντική συσχέτιση της αξιοπιστίας των δοκιμασιών σε όλες τις μετρήσεις. Συγκεκριμένα, ο βαθμός αξιοπιστίας της δοκιμασίας *single limb stance* ήταν αρκετά καλός (0,88-1,0), της δοκιμασίας *sitting on "Bobath Ball"* καλός (0,79) και της δοκιμασίας *unilateral pelvic lift* καλός έως μέτριος (0,61). Η μελέτη κατέληξε στο συμπέρασμα ότι υφίσταται πολύ καλό επίπεδο αξιοπιστίας όσον αφορά τις δοκιμασίες που εξετάστηκαν, με τη δοκιμασία *unilateral pelvic lift* να εμφανίζει τη χαμηλότερη αξιοπιστία, οπότε και κρίνεται απαραίτητη περαιτέρω έρευνα με μεγαλύτερο δείγμα ασθενών.

#### **2.7.4 Prone leg extension - Δοκιμασία πρηγής έκτασης του κάτω άκρου**

Η δοκιμασία *prone leg extension (PLE)* είναι μία πολύ συνήθης κλινική δοκιμασία, η οποία χρησιμοποιείται για περισσότερο από 20 χρόνια και η χρήση της προτείνεται από διάσημους κλινικούς φυσιάτρους. Κατά τη δοκιμασία απαιτείται από τον ασθενή να ξαπλώσει πρηγής σε μία επιφάνεια με τις παλάμες να εξέχουν προς τα επάνω εκατέρωθεν του σώματος. Στη συνέχεια, ζητείται από τον ασκούμενο να ανασηκώσει το ένα πόδι περίπου 10 cm από την επιφάνεια. Υπάρχει στη βιβλιογραφία ένας ιδανικός τρόπος ανάτασης του ποδιού και οποιαδήποτε παρέκκλιση από αυτό τον τρόπο συνιστά παθολογικές επιπλοκές στο βάδισμα και πιθανόν σε άλλες κινήσεις όπως είναι το κάθισμα. Η κίνηση κατά τη δοκιμασία φαίνεται στο Σχήμα 2.31 (Lehman et al., 2004).





**Σχήμα 2.31:** *Prone leg extension.*

**Πηγή:** (<https://bit.ly/2HDIHkN>)

Οι Lehman και συν. (2004) μελέτησαν τα πρότυπα μυϊκής ενεργοποίησης που εμφανίζονται κατά την εκτέλεση της δοκιμασίας *prone leg extension*. Στη μελέτη συμμετείχαν 14 άτομα (10 άνδρες και 4 γυναίκες), με μέσο όρο ηλικίας 27,1 έτη, τα οποία δεν είχαν κανένα ιστορικό τραυματισμών ή κακώσεων στη σπονδυλική στήλη ή στα κάτω άκρα για τουλάχιστον δύο χρόνια πριν τη μελέτη. Χρησιμοποιώντας διπολικά ηλεκτρόδια μιας χρήσης μελέτησαν τις ακόλουθες μυϊκές ομάδες: αριστερό πλατύ ραχιαίο μυ, δεξί μείζονα γλουτιαίο μυ, διμερή ιερονωτιαίο μυ και δεξί ιγνιακό μυ. Η δοκιμασία πραγματοποιήθηκε 5 φορές από κάθε ασκούμενο και ο ηλεκτρομαγνητικός παλμός συλλέχτηκε για 5 sec. Ο σκοπός ήταν να διερευνηθεί ο συγχρονισμός και η σειρά με την οποία ενεργοποιούνται οι υπό μελέτη μυϊκές ομάδες και εάν υπάρχει συσχέτιση των ενεργοποιήσεων αυτών μεταξύ των ασκούμενων. Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά σημαντική συσχέτιση των προτύπων μυϊκής ενεργοποίησης μόνο για το μείζονα γλουτιαίο μυ, στον οποίο εντοπίστηκε μια μόνιμη καθυστέρηση στην ενεργοποίηση της μυϊκής του σύσπασης, καθώς υπολογίστηκε ότι έπεται 370 msec μετά την ανίχνευση της ενεργοποίησης της πρώτης μυϊκής ομάδας που λαμβάνει χώρα. Στους 13 από τους 14 συμμετέχοντες ο μείζονας γλουτιαίος ήταν ο τελευταίος μυς που ενεργοποιήθηκε. Επιπρόσθετα, 5 από τους 14 συμμετέχοντες παρουσίασαν καθυστέρηση στην πυροδότηση της λειτουργικότητας του μείζονα γλουτιαίου, η οποία υπερέβαινε τη μέση καθυστέρηση που εντοπίστηκε και θεωρήθηκε ότι τα άτομα αυτά εμφανίζουν δυσλειτουργικό μοντέλο πυροδότησης της μυϊκής λειτουργίας στο συγκεκριμένο μυ. Το μέσο χρονικό διάστημα ανάμεσα στην ενεργοποίηση του

πρώτου μυ και του τελευταίου ήταν 370,2 msec, ενώ δεν καταγράφηκαν διαφορές στους χρόνους ενεργοποίησης των υπόλοιπων μυϊκών ομάδων ανάμεσα στους συμμετέχοντες. Η μελέτη κατέληξε στο συμπέρασμα ότι δεν εντοπίστηκε αξιόπιστη συσχέτιση προτύπων μυϊκής ενεργοποίησης, αλλά υπογράμμισε ότι παρατηρήθηκε έντονη ποικιλομορφία ανάμεσα στους συμμετέχοντες. Τα αποτελέσματα αυτά υποδηλώνουν επομένως ότι η δοκιμασία *prone leg extension* δεν κρίνεται επαρκής ως διαγνωστική δοκιμασία λόγω της υπέρμετρης φυσιολογικής ποικιλομορφίας.

## 3 ΣΥΖΗΤΗΣΗ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

### 3.1 Συζήτηση

Η παρούσα εργασία αποτέλεσε μία βιβλιογραφική ανασκόπηση των λειτουργικών δοκιμασιών στο κάτω τριτημόριο του ανθρώπινου σώματος. Σκοπός ήταν η αναζήτηση στη σύγχρονη βιβλιογραφία μελετών, στις οποίες εφαρμόζονται οι ανωτέρω λειτουργικές δοκιμασίες και μετρούνται με τη βοήθεια εμβιομηχανικής μεθόδου. Η αναζήτηση έγινε στις βάσεις δεδομένων *PEDro*, *PubMed*, *Google Scholar* και *Elsevier* με κριτήριο κάθε φορά την εκάστοτε λειτουργική δοκιμασία. Έναυσμα για την παρούσα εργασία αποτέλεσε η έλλειψη μελετών, οι οποίες να συγκεντρώνουν αποτελέσματα από τις φορτίσεις που αναπτύσσονται και τη μυϊκή ενεργοποίηση που συμβαίνει κατά την εκτέλεση των λειτουργικών δοκιμασιών του κάτω τριτημορίου. Η πλειονότητα των ερευνών χρησιμοποιούν συνήθως τις λειτουργικές δοκιμασίες, μετρώντας τον χρόνο ή το ύψος με απλό χρονόμετρο ή ταινία ή ακόμη και απλά βιντεοσκοπώντας, δίχως να επικεντρώνονται στην εμβιομηχανική τους διάσταση. Συνεπώς, κρίθηκε σημαντικός ο εντοπισμός μελετών, στις οποίες οι μετρήσεις να έχουν πραγματοποιηθεί με τρόπους που ανταποκρίνονται στην εμβιομηχανική μεθοδολογία, ώστε να είναι δυνατή η επιλογή των περισσότερο κατάλληλων και αξιόπιστων δοκιμασιών με ταυτόχρονα πρακτική εφαρμογή είτε σε θεραπευτικά είτε σε προπονητικά πρωτόκολλα. Η διαδικασία επιλογής των άρθρων, τα οποία και συμπεριλήφθησαν στην μελέτη, περιγράφεται αναλυτικά στην παρακάτω παράγραφο.

Αρχικά ως λέξεις κλειδιά χρησιμοποιήθηκαν οι λέξεις της ονομασίας της λειτουργικής δοκιμασίας, η οποία εάν είχε περισσότερες από μια λέξεις τοποθετούνταν μέσα σε εισαγωγικά για να αποκλειστούν μελέτες, οι οποίες περιείχαν δοκιμασίες με παρόμοια ονομασία (π.χ *T-test* και *modified T-test*), αλλά και η λέξη ‘εμβιομηχανική’ για τον εντοπισμό μελετών με όσο το δυνατόν εμβιομηχανικές μεθόδους μετρήσεων στα δείγματα. Κατόπιν αποκλείστηκαν οι πανομοιότυπες μελέτες στις βάσεις δεδομένων. Ακολούθησε η ανάγνωση των περιλήψεων και των τίτλων με σκοπό να αποκλειστούν τα άρθρα που δεν ανταποκρίνονται στις προδιαγραφές της εργασίας. Το τελευταίο βήμα στις αναζητήσεις ήταν να αποκλειστούν μελέτες, οι οποίες ήταν ασαφείς ή ελλείπεις σε σχέση με την τυχαιοποίηση στον διαχωρισμό των δειγμάτων σε ομάδες και ομάδες ελέγχου. Λόγω του μεγάλου αριθμού των λειτουργικών δοκιμασιών ήταν μικρός ο αριθμός των

άρθρων, λόγω περιορισμένης έκτασης, τα οποία κατέστη εφικτό να συμπεριληφθούν στην παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση και προτιμήθηκαν οι περισσότερο πρόσφατες χρονολογικά έρευνες.

Στη βιβλιογραφική αυτή ανασκόπηση έγινε μία αναζήτηση σε διαδικτυακές βάσεις δεδομένων για μελέτες, οι οποίες μετρούν με εμβιομηχανικό τρόπο και με έμφαση στις επιβαρύνσεις και τις ασκούμενες δυνάμεις στους συμμετέχοντες μυς και αρθρώσεις, λειτουργικές δοκιμασίες του κάτω τριτημορίου του ανθρώπινου σώματος προς εξαγωγή κάποιου συμπεράσματος. Οι κυριότερες μετρήσεις στις μελέτες ήταν το ηλεκτρομυογράφημα, όταν ζητούνταν η ανίχνευση δραστηριοποίησης των μυών, η δυναμοπλατφόρμα και τα δυναμόμετρα, όταν μετρούνταν οι δυνάμεις που ασκούσαν από τους ασκούμενους κατά την εκτέλεση των δοκιμασιών. Επίσης, οι ερευνητές χρησιμοποιούσαν αναλογικά μέσα για τη μέτρηση του πόνου στους ασθενείς, όταν ο σκοπός ήταν η ανίχνευση δυσλειτουργίας κατά την αποκατάσταση ή σε ασθενείς με συγκεκριμένο πρόβλημα και με αυξομείωση των επιπέδων του πόνου κατά την εφαρμογή θεραπευτικών πρωτοκόλλων. Σε μερικές μελέτες χρησιμοποιήθηκαν πιο εξειδικευμένοι τρόποι όπως ηλεκτρονικές εξομοιώσεις με ειδικό λογισμικό και χρονόμετρα με φωτοκύτταρα ενεργοποίησης σε οριοθετημένες διαδρομές (*T-test*). Τέλος, χρησιμοποιήθηκαν και εργόμετρα ή δυναμόμετρα χειρός για τη μέτρηση δυνάμεων ή πιέσεων που ασκούνται σε συγκεκριμένα σημεία π.χ. στην άρθρωση του γόνατος, ενώ ορισμένες ερευνητικές ομάδες μαγνητοσκοπούσαν τις προσπάθειες των ασκούμενων όταν επιθυμούσαν κάποιο μελλοντικό σημείο αναφοράς για έρευνα ή για να ανιχνεύσουν λάθη και δυσλειτουργίες στην τεχνική των δοκιμασιών.

Οι περισσότερες από τις μελέτες ακολούθησαν την τυχαιοποίηση του συνόλου του δείγματος και το διαχωρισμό σε ομάδες, οι οποίες εκτέλεσαν ένα ερευνητικό πρωτόκολλο και σε μία ή περισσότερες ομάδες ελέγχου, οι οποίες αποτέλεσαν τις ομάδες ελέγχου και είτε δεν εκτελούσαν το πρωτόκολλο είτε εκτελούσαν μία *placebo* διαδικασία. Στη συνέχεια όλες οι μελέτες χρησιμοποίησαν στατιστικά τεστ για να ανακαλύψουν εάν τα ευρήματα ήταν στατιστικώς σημαντικά ή εάν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφοροποίηση ή συσχέτιση ανάμεσα στις ομάδες ή και ανάμεσα στα άτομα της ίδιας ομάδας. Από τη μελέτη του συνόλου των ερευνών που συγκεντρώθηκαν κατά την παρούσα εργασία προκύπτουν ενδιαφέρουσες πληροφορίες.

Σημαντική κρίνεται η έρευνα των Huang και Tang (2009), οι οποίοι αναγνωρίζοντας την έλλειψη στην επιστημονική μελέτη της δοκιμασίας *standing long jump* επιχείρησαν τη διερεύνηση

με τρισδιάστατο κινητικό μοντέλο της διαδικασίας συγκρίνοντας παραλλαγές της, όπως τον περιορισμό στην κινητικότητα των άνω άκρων, το φυσιολογικό άλμα και το άλμα με επιβάρυνση φορτίου. Η έρευνα παρουσιάζει ενδιαφέρον, καθώς καταλήγει στο συμπέρασμα ότι η δοκιμασία *standing long jump* έχει καλύτερες επιδόσεις σε σχέση με το ύψος και την ταχύτητα απογείωσης, κυρίως λόγω των μειωμένων επιβαρύνσεων που παρουσιάζει.

Σε ό,τι αφορά τη μελέτη της εμβιομηχανικής της δοκιμασίας του *single leg hop for distance*, σημαντική θεωρείται η έρευνα των Orishimo και συν. (2010), η οποία κατέληξε στο γεγονός ότι οι κινήσεις των άκρων μετά από τραυματισμό έχουν την τάση να καλύπτουν το άκρο το οποίο έχει την αδυναμία. Το αποτέλεσμα αυτό είναι βασικό κυρίως στο σχεδιασμό πρωτοκόλλων αποκατάστασης.

Η ενεργοποίηση του τετρακέφαλου μυός κατά τη δοκιμασία *sit-to-stand test* μελετήθηκε εκτενώς από τους Bohannon και συν. (2010) και από τους Burnett και συν. (2011). Οι Bohannon και συν. (2010) κατέληξαν ότι η δύναμη και η μυϊκή ενεργοποίηση του τετρακέφαλου μυός είναι ο σημαντικότερος παράγοντας για την καλύτερη επίδοση της δοκιμασίας αυτής και αποτελεί επομένως ζωτικής σημασίας μυ για την επίτευξη του συγκεκριμένου τεστ. Σε αντίστοιχο αποτέλεσμα οδηγήθηκε η έρευνα των Burnett και συν. (2011), οι οποίοι απέδειξαν ότι την μεγαλύτερη μυϊκή ενεργοποίηση κατά τη δοκιμασία *sit-to-stand test* είχε ο τετρακέφαλος μυς και στα δύο άκρα.

Ενδιαφέρον παρουσιάζουν επίσης έρευνες που εξετάζουν την επίδραση δοκιμασιών σε άτομα μέσης και τρίτης ηλικίας. Η έρευνα των Argaud και συν. (2016) με την εφαρμογή της δοκιμασίας *vertical jump* περιελάμβανε στο δείγμα άνδρες μεγαλύτερους ηλικιακά, τους οποίους συνέκρινε με νεότερους άνδρες, προκειμένου να εντοπίσει σημαντικές λειτουργικές εκπτώσεις στην πραγματοποίηση καθημερινών δραστηριοτήτων σε μεγάλη ηλικία. Προέκυψε ότι σε μεγαλύτερη ηλικία η δυναμική της άρθρωσης κατά τη δοκιμασία κάθετου άλματος μειώνεται, κυρίως λόγω της μικρότερης ροπής και της μικρότερης γωνιακής ταχύτητας που αναπτύσσεται σε κάθε άρθρωση. Επίσης, οι Lee και συν. (2015) μελέτησαν τη συσχέτιση ανάμεσα στη δοκιμασία του *Y balance test* και της ισορροπίας και δύναμης στα κάτω άκρα σε δείγμα που περιελάμβανε μεσήλικες και άτομα τρίτης ηλικίας. Κατέληξαν ότι η συγκεκριμένη δοκιμασία αποτελεί αξιόπιστη επιλογή για την εκτίμηση της ισορροπίας, ενώ κατάλληλο πρωτόκολλο άσκησης μπορεί να βελτιώσει την ισορροπία σε ηλικιωμένους ανθρώπους αν περιέχει εκτός από ασκήσεις

ενδυνάμωσης και ασκήσεις που βελτιώνουν την επίδοση στο *Y balance test*. Σε αντίθεση η έρευνα των Brech και συν. (2013) εξέτασε τη δοκιμασία *sit-to-stand test* σε δείγμα ηλικιακού εύρους 55-65 ετών προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση της φυσιολογικής γήρανσης στα ευρήματα, καθώς σε αυτές τις ηλικίες (κάτω των 65 ετών) δεν παρουσιάζονται ακόμη ανωμαλίες ισορροπίας.

Η υιοθέτηση της δοκιμασίας *vertical jump* σε προπονητικά πρωτόκολλα τονίζεται στην έρευνα των Marques και Izquierdo (2014). Τα αποτελέσματα της έρευνας υπογραμμίζουν τη σχέση της δύναμης των κάτω άκρων με τη δοκιμασία αυτή και καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι η ταχύτητα βελτιώνεται κατά μεγάλο βαθμό από προπονητικά πρωτόκολλα, που περιλαμβάνουν τη δοκιμασία *vertical jump*.

Στις λειτουργικές δοκιμασίες των κάτω άκρων ανήκουν και οι δοκιμασίες με τρέξιμο ή αλλαγή κατεύθυνσης ενώ ο ασκούμενος τρέχει σε μία προκαθορισμένη διαδρομή (*modified t-test, agility T-test, modified agility test, reactive agility test*). Η μεθοδολογία του *T-test* και οι παραλλαγές της και πιο συγκεκριμένα η δοκιμασία *reactive agility* εφαρμόστηκε επιτυχημένα από τους Young και συν. (2011) προς εξέταση της ευλυγισίας αθλητών και απέδειξε την αξιοπιστία της συγκεκριμένης δοκιμασίας. Συνεπώς, η συγκεκριμένη δοκιμασία προτείνεται ως ιδανικό εργαλείο για την αξιολόγηση της ευκινησίας των αθλητών. Τη σχέση του *agility T-test* και της αθλητικής απόδοσης εξέτασαν οι Hermassi και συν. (2011), καταλήγοντας στο ότι το *agility T-Test* αποτελεί ένα μοναδικό εργαλείο που συσχετίζει διαφορετικές και σημαντικές φυσιοανατομικές παραμέτρους. Αποτελεί επομένως ένα χρήσιμο εργαλείο στα χέρια των προπονητών και μπορεί να εφαρμοσθεί ευρέως στην επιλογή των αθλητών αλλά και στη διαμόρφωση του προπονητικού προγράμματος.

Ενδιαφέροντα κρίνονται και τα αποτελέσματα σε σχέση με τη δοκιμασία *leg press*. Σύμφωνα με ευρήματα που προέκυψαν από την έρευνα των Bamman και συν. (1998), η προπόνηση με αντιστάσεις αποτρέπει τη μυϊκή δυστροφία, ενώ διατηρεί τη δύναμη των μυών που σχετίζονται με τη συγκεκριμένη προπόνηση. Σε αντίθεση η έρευνα των Escamilla και συν. (2001) κατέληξε στο ότι η άσκηση του *squat* είναι περισσότερο αποτελεσματική στη μυϊκή ανάπτυξη σε σχέση με το *leg press* και τις παραλλαγές του λόγω της μεγαλύτερης μυϊκής ενεργοποίησης.

Σε ό,τι αφορά τη δοκιμασία *single-leg cycling* οι Elmer και συν. (2016) κατέληξαν ότι η εφαρμογή αντίβαρου είναι μία μέθοδος για την αποφυγή της ενεργητικής κάμψης του ποδιού, που παρατηρείται στην μονοποδική ποδηλασία και που πολλές φορές καθιστά τη δοκιμασία δύσκολη

στο να επιτευχθεί. Κατά συνέπεια η προσθήκη αντίβαρου προτείνεται ως βέλτιστη προπονητική τακτική.

Την ανίχνευση της λειτουργικότητας του γονάτου επιχείρησε η έρευνα των Scelin και συν. (2017), η οποία κατέγραψε τα αποτελέσματα από μία σειρά δοκιμασιών, που στη βιβλιογραφία αναφέρονται ως δοκιμασίες ανίχνευσης με την πλειονότητα αυτών να ανήκει στις δοκιμασίες *hop test*. Τα αποτελέσματα της έρευνας παρουσιάζουν ενδιαφέρον, καθώς κατέληξαν στο ότι οι δοκιμασίες οι οποίες συσχετίζονταν περισσότερο με τη δύναμη της άρθρωσης κατά την έκταση ήταν το *one leg hop test* και το *side hop test*.

Λόγω της σημασίας της άρθρωσης του γόνατος στις αθλητικές επιδόσεις ή στην αποκατάσταση ενός ασθενούς, η έρευνα των Escamilla και συν. (2001) ανέλυσε την εμβιομηχανική των κινήσεων στην άρθρωση, προκειμένου να βοηθήσει περαιτέρω την εφαρμογή της για βελτίωση επιδόσεων, αποκατάσταση και προπόνηση. Η έρευνα αυτή καταλήγει στο ότι η δοκιμασία παράλληλου καθίσματος (*parallel squat*) δεν είναι επιζήμια για την άρθρωση και άρα η εμβιομηχανική δοκιμασία του *deep squat* είναι άσκηση κατάλληλη για να εφαρμόζεται κατά την αποκατάσταση της επιγονατίδας. Η προσθήκη ή όχι φορτίου κατά τη δοκιμασία επίσης παρουσιάζει ενδιαφέρον και η έρευνα των Wallace και συν. (2002), οι οποίοι μελέτησαν τις κινητικές παραμέτρους των αρθρώσεων κατά τη δοκιμασία *deep squat* με φορτίο και χωρίς δίνε απάντηση στο ερώτημα αυτό. Σύμφωνα με αυτή η προσθήκη φορτίου επιβαρύνει επιπρόσθετα την άρθρωση και συμπερασματικά κατά την εφαρμογή ενός πρωτοκόλλου που περιέχει τη συγκεκριμένη λειτουργική δοκιμασία ο επαγγελματίας θα πρέπει να περιορίσει τα φορτία και τις γωνίες για να μειώσει την επιβάρυνση της άρθρωσης.

Εκτενώς έχει μελετηθεί η δοκιμασία *deep squat* και τα αποτελέσματα των ερευνών αυτών κρίνονται σημαντικά ειδικότερα σε ότι αφορά την εφαρμογή της συγκεκριμένης δοκιμασίας. Η έρευνα των Cotter και συν. (2013) προτείνει ότι σε πρωτόκολλο, το οποίο εφαρμόζει την λειτουργική δοκιμασία *deep squat*, ο επαγγελματίας που το σχεδιάζει θα πρέπει να υπολογίσει ότι η άρθρωση καταπονείται σε μεγάλο βαθμό με μία αύξηση του φορτίου από 0-50% του μέγιστου φορτίου και να επιτρέψει στον ασκούμενο να προσαρμοστεί με διαδοχικά φορτία. Οι Salem και Powers (2001) μελέτησαν τα κινητικά δεδομένα της επιγονατίδας κατά την εκτέλεση του *deep squat*, και κατέληξαν ότι η αύξηση του βάθους στη δοκιμασία δεν επιφέρει αύξηση στην

επιβάρυνση της άρθρωσης και επομένως δεν υφίσταται κίνδυνος κατά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου.

Η σωστή εκτέλεση των δοκιμασιών αποτελεί βασική παράμετρο και οι Hogan και συν. (2014) μελέτησαν την κινηματική της δοκιμασίας *single-leg squat*, τόσο κατά τη σωστή όσο και κατά τη λάθος εκτέλεση. Η έρευνα κατέληξε ότι η εκτέλεση της δοκιμασίας είναι κακή σε άτομα με μικρότερη ευλυγισία στην άρθρωση του γόνατος, μεγαλύτερη προσαγωγή των ισχίων και λάθος τοποθέτηση του γονάτου στο μετωπιαίο επίπεδο, όπως φαίνεται στις γωνίες των αρθρώσεων. Είναι σημαντικό επομένως οι κλινικοί πρακτικοί να συνυπολογίζουν τη μέγιστη γωνία κάμψης του γόνατος και να τροποποιούν ανάλογα την εφαρμογή της δοκιμασίας σε ασκούμενους με προβλήματα στα κάτω άκρα.

Οι δοκιμασίες *bilateral squat* επίσης εξετάστηκαν από ένα μεγάλο αριθμό μελετητών, καταλήγοντας σε σημαντικά αποτελέσματα αναφορικά με την εφαρμογή τους. Οι Ortiz και Micheo (2011) κατά την έρευνα τους επιχείρησαν την κριτική προσέγγιση των δοκιμασιών *squat* και βασίστηκαν στην αξιολόγηση της κίνησης σε θέσεις υψηλού και χαμηλού κινδύνου, θεωρώντας ως θέση υψηλής επικινδυνότητας στο οβελιαίο επίπεδο τη θέση κατά την οποία η επιγονατίδα μετακινείται προς το εσωτερικό και καταλήγει κάθετα στο χώρο ανάμεσα στα μεγάλα δάχτυλα των ποδιών. Σύμφωνα με την έρευνα αυτή τόσο η δοκιμασία *bilateral squat* καθώς και η δοκιμασία *single leg squat* αποτελούν δύο διαδεδομένες λειτουργικές δοκιμασίες, καθώς ενεργοποιούν δυνάμεις εσωτερικής περιστροφής των μηριαίων οστών. Αντίστοιχα, οι Eliassen και συν. (2018) συνέκριναν τις δοκιμασίες *unilateral* και *bilateral squat*, δύο από τις ασκήσεις που χρησιμοποιούνται περισσότερο σε προγράμματα αποκατάστασης και σε προπονήσεις δύναμης με έμφαση τα κάτω άκρα. Κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι δοκιμασίες *unilateral* ασκούν περισσότερη δύναμη αντίστασης εδάφους σε σχέση με τη δοκιμασία *bilateral*. Επομένως αποτελούν βέλτιστη επιλογή για άτομα που υποφέρουν από πόνο στη μέση καθώς και για άτομα που βρίσκονται σε αποκατάσταση μετά από ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου, καθώς μολονότι εκτελούνται με μικρά φορτία πετυχαίνουν το ίδιο ποσοστό μυϊκής ενεργοποίησης και μικρότερη επιβάρυνση στη σπονδυλική στήλη. Η έρευνα των Deforest και συν. (2014) επικεντρώθηκε στην ανίχνευση μυϊκής δραστηριότητας σε ένα σύνολο μυών, μεταξύ των οποίων περιλαμβάνονταν ο μηριαίος τετρακέφαλος, ο μηριαίος δικέφαλος, ο μηριαίος έξω πλατύς, ο μέσος γαστροκνήμιος και ο πρόσθιος κνημιαίος μυς. Εντοπίστηκε ότι η μυϊκή ενεργοποίηση ήταν περίπου παρόμοια για όλους τους μυς στις λειτουργικές δοκιμασίες *squat* που εξετάστηκαν, ενώ οι διαφοροποιήσεις που



καταγράφηκαν παρουσιάζουν ερευνητικό ενδιαφέρον. Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας είναι σημαντικά κατά τη σχεδίαση ενός προγράμματος προπόνησης με αντιστάσεις, στο οποίο επιδιώκεται η ενεργοποίηση σε μεγαλύτερο ποσοστό του οπίσθιου μηριαίου μυ. Αντίστοιχης σημαντικότητας κρίνεται η έρευνα των Monajati και συν. (2018), η οποία απέδειξε ότι νευρομυϊκά, η δοκιμασία *single-leg squat on a bench* ενεργοποιεί περισσότερους μυς σε σχέση με τις άλλες δοκιμασίες και επομένως αποτελεί καλύτερη επιλογή σε ένα πρωτόκολλο με ασκήσεις που έχει ως στόχο την αποφυγή τραυματισμών ή την αποκατάσταση ασθενών με ρήξη εμπρόσθιου χιαστού. Βασικό συμπέρασμα είναι το ότι η δοκιμασία αυτή περιορίζει την περιστροφική κίνηση και την απαγωγή του γονάτου, καθώς και απότομες κινήσεις όπως η αλλαγή κατεύθυνσης και η προσγείωση μετά από άλμα που συχνά παρατηρούνται κατά την άθληση.

Η αξιοπιστία της δοκιμασίας *trunk endurance* μελετήθηκε από τους Reiman και συν. (2010), οι οποίοι κατέληξαν σε αξιολογικά αποτελέσματα, εξετάζοντας παραλλαγές στην τεχνική εφαρμογής αυτής και συγκρίνοντας τις παραλλαγές με την πρότυπη μέθοδο. Συμπερασματικά σύμφωνα με τη μελέτη αυτή οι μέθοδοι παραλλαγής που δεν χρειάζονται τη βοήθεια ειδικού εξοπλισμού μπορούν να εφαρμοστούν σε περισσότερες περιπτώσεις, ειδικότερα σε χώρους προπονήσεων που στερούνται των κατάλληλων πάγκων για την εφαρμογή της πρότυπης δοκιμασίας, ενώ απαιτούν λιγότερο χρόνο και παρουσιάζουν συνεπώς καλύτερη εφαρμογή στην περίπτωση που χρειάζεται να ελεγχθεί μεγάλος αριθμός ατόμων.

Η μελέτη της συσχέτισης ανάμεσα στη σταθερότητα του κορμού και της λειτουργικής κίνησης και των επιδόσεων επίσης κρίνεται σημαντική. Η έρευνα των Okada και συν. (2011) επικεντρώθηκε στη δοκιμασία *right and left hurdle step* και τη συνέκρινε με τη δοκιμασία *backward medicine ball throw* όπως επίσης και με τη δοκιμασία *T-run*. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν ότι παρά την έμφαση που έχει δοθεί στις δοκιμασίες λειτουργικής κινητοποίησης και ενδυνάμωσης του κορμού για μέγιστη απόδοση οι δοκιμασίες αυτές, ενώ πρέπει να περιλαμβάνονται σε προπονητικά προγράμματα, ειδικότερα σε προγράμματα πρόληψης τραυματισμών, δεν πρέπει να αποτελούν τον πρωταρχικό στόχο αυτών.

Η σημαντικότητα της δοκιμασίας *sitting on a "Bobath Ball"* στον έλεγχο του κορμού εξετάστηκε από τους Kilinc και συν. (2015), οι οποίοι κατέληξαν ότι η υιοθέτηση προγραμμάτων ασκήσεων που εφαρμόζονται αποκλειστικά πάνω σε *"Bobath Ball"* συνεισφέρουν περισσότερο στη βελτίωση της ισορροπίας και της κινητικής ικανότητας σε σχέση με τις συμβατικές ασκήσεις.

Σε ό,τι αφορά τα πρότυπα μυϊκής ενεργοποίησης, που εμφανίζονται κατά τη δοκιμασία *prone leg extension*, οι Lehman και συν. (2004) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η δοκιμασία *prone leg extension* δεν κρίνεται επαρκής ως διαγνωστική δοκιμασία λόγω της υπέρμετρης φυσιολογικής ποικιλομορφίας.

Έναυσμα για την πραγματοποίηση περαιτέρω ερευνών σε ό,τι αφορά τη δοκιμασία *single leg squat* αποτελεί η έρευνα των Comfort και συν. (2015), οι μετρήσεις της οποίας έδειξαν ότι οι επιβαρύνσεις στις αρθρώσεις είναι μεγαλύτερες στο *single leg squat* σε σχέση με τις δοκιμασίες *reverse* και *forward lunge* ενώ παρατηρήθηκαν επίσης μεγαλύτερες κάθετες δυνάμεις αντίδρασης. Οι ερευνητές όμως δεν μέτρησαν τη μυϊκή δραστηριότητα και περιέλαβαν στο δείγμα μόνο υγιή και φυσικά ενεργά άτομα, οπότε κρίνεται αναγκαίο να πραγματοποιηθούν επιπρόσθετες ερευνητικές μελέτες για τις κινητικές και κινηματικές αναλύσεις αυτής της δοκιμασίας σε τραυματισμένα άτομα.

Η έρευνα των Raungmalī και συν. (2012) με την εφαρμογή της δοκιμασίας της λεκάνης *lumbo pelvic stability* έδειξε αξιοπιστία στη μέτρηση του πόνου στην κάτω μοίρα της σπονδυλικής στήλης. Τέλος, από τις δοκιμασίες του ΟΜΣΣ, η δοκιμασία του Tidstrand και συν. (2009) έδειξε ότι η δοκιμασία *unilateral pelvic lift* αποτελεί επίσης πολύ αξιόπιστο εργαλείο για την ανίχνευση και την ποσοτικοποίηση του πόνου ασθενών με πρόβλημα στην κατώτερη μοίρα της σπονδυλικής στήλης.

### **3.2 Συμπεράσματα**

Σκοπό της παρούσας βιβλιογραφικής ανασκόπησης αποτέλεσε η παρουσίαση των αποτελεσμάτων σε σχέση με τις αναπτυσσόμενες φορτίσεις και τη μυϊκή ενεργοποίηση κατά την εκτέλεση των λειτουργικών δοκιμασιών του κάτω τριτημορίου. Η παρούσα έρευνα επικεντρώθηκε στην εμβιομηχανική διάσταση των λειτουργικών δοκιμασιών και εντόπισε μελέτες, στις οποίες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τρόπους που ανταποκρίνονται στην εμβιομηχανική μεθοδολογία. Μέσω του εντοπισμού των μελετών και της ανάλυσης αυτών είναι δυνατή η επιλογή των περισσότερο αξιόπιστων και κατάλληλων δοκιμασιών με στόχο την πρακτική εφαρμογή τους τόσο σε θεραπευτικά όσο και σε προπονητικά πρωτόκολλα. Με βάση την αξιολόγηση του συνόλου των ερευνών που παρατέθηκαν προκύπτουν ενδιαφέροντα συμπεράσματα σε σχέση με τις προτεινόμενες δοκιμασίες.

Τα προπονητικά πρωτόκολλα επιβάλλεται να σχεδιάζονται με προσοχή, ώστε να καλύπτουν το σύνολο των αναγκών που προβάλλονται. Σε αυτά είναι σημαντικό να περιλαμβάνονται δοκιμασίες, που να αποσκοπούν στη βελτίωση των επιδόσεων και της μυϊκής ενεργοποίησης των αθλητών. Η δοκιμασία *vertical jump* κρίνεται ως κατάλληλη να υιοθετηθεί σε πρωτόκολλα προπόνησης, καθώς σχετίζεται απόλυτα με τη δυναμική των κάτω άκρων και η ενσωμάτωση της σε αυτά δύναται να βελτιώσει σε μεγάλο βαθμό την ταχύτητα των αθλητών. Η ευλυγισία των αθλητών επίσης αποτελεί βασική παράμετρο, η οποία επιβάλλεται να ενισχυθεί. Η εφαρμογή δοκιμασιών όπως είναι η δοκιμασία *T- test* και οι παραλλαγές της συνιστούν σαφή προπονητική επιλογή. Συγκεκριμένα, η δοκιμασία *reactive agility test* αποδεικνύεται να είναι ιδιαίτερος αξιόπιστη ως δοκιμασία στην αξιολόγηση της ευλυγισίας των αθλητών και αποτελεί συνεπώς ιδανικό εργαλείο για την εξέταση της ευκινησίας τους. Παράλληλα, η δοκιμασία *agility T-test* προκύπτει ότι αποτελεί μοναδικό εργαλείο συσχέτισης σημαντικών φυσιοανατομικών παραμέτρων και δύναται να διευκολύνει τους προπονητές κατά την επιλογή των αθλητών αλλά και κατά τη διαμόρφωση των κατάλληλων προπονητικών προγραμμάτων. Η δοκιμασία *leg press* επίσης αποτελεί βασική μορφή προπόνησης με αντιστάσεις και αποβλέπει στην αποτροπή της μυϊκής δυστροφίας και στη διατήρηση της δύναμης των μυών που σχετίζονται με τη συγκεκριμένη προπόνηση. Στη σχεδίαση ενός προγράμματος προπόνησης με αντιστάσεις, στο οποίο επιδιώκεται η ενεργοποίηση σε μεγαλύτερο ποσοστό του οπίσθιου μηριαίου μυ προτείνεται η εφαρμογή λειτουργικών δοκιμασιών *squat*. Σε περιπτώσεις έλλειψης εξοπλισμού και κυρίως σε χώρους προπονήσεων, που δε διαθέτουν τους κατάλληλους πάγκους για την εφαρμογή της πρότυπης δοκιμασίας *trunk endurance*, προτείνεται η εφαρμογή αυτής με τη μορφή παραλλαγών. Ο μικρότερος χρόνος που απαιτείται για την εφαρμογή των παραλλαγών αποτελεί σημαντικό λόγο επιλογής τους, ιδίως εάν ο αριθμός των ατόμων που πρέπει να ελεγχθεί είναι μεγάλος.

Η δοκιμασία *standing long jump* παρουσιάζει σημαντικά καλύτερες επιδόσεις σε σχέση με το ύψος και την ταχύτητα απογείωσης, συγκρινόμενη με άλλες παραλλαγές της, οι οποίες περιλαμβάνουν περιορισμό στην κινητικότητα των άνω άκρων, φυσιολογικό άλμα και άλμα με επιβάρυνση φορτίου. Οι μειωμένες επιβαρύνσεις που παρουσιάζει την καθιστούν βέλτιστη επιλογή δοκιμασίας. Ο έλεγχος της ενεργοποίησης του τετρακέφαλου μυός πραγματοποιείται επιτυχώς μέσω της εφαρμογής της δοκιμασίας *sit-to-stand test* και επομένως η συγκεκριμένη δοκιμασία παρουσιάζει ενδιαφέρον στη μελέτη της δύναμης και της μυϊκής ενεργοποίησης του.

Η επιλογή των κατάλληλων δοκιμασιών ειδικότερα όταν πρόκειται για άτομα μέσης και τρίτης ηλικίας αποτελεί βασικό βήμα στο χειρισμό τους και επιβάλλεται να γίνεται με προσοχή. Η δοκιμασία *vertical jump* δύναται να χρησιμοποιηθεί με επιτυχία στον εντοπισμό λειτουργικών εκπτώσεων κατά την εκτέλεση καθημερινών δραστηριοτήτων σε άτομα μεγάλης ηλικίας και συγκεκριμένα στη μελέτη της δυναμικής των αρθρώσεων. Παράλληλα, η δοκιμασία *Y balance test* επιτρέπει τη μελέτη της ισορροπίας και της δύναμης των κάτω άκρων σε μεσήλικες και άτομα τρίτης ηλικίας, αποτελώντας αξιόπιστη πηγή συμπερασμάτων ιδιαίτερα αναφορικά με την ισορροπία. Η βελτίωση της επίδοσης στη συγκεκριμένη δοκιμασία συνεπάγεται τη βελτίωση της ισορροπίας σε ηλικιωμένα άτομα, γεγονός που την αναγάγει σε κατάλληλο πρωτόκολλο άσκησης. Στην αξιολόγηση της ισορροπίας συμβάλει σε μεγάλο βαθμό και η δοκιμασία *sitting on a “Bobath Ball”*, καθώς η υιοθέτηση προγραμμάτων ασκήσεων που εφαρμόζονται αποκλειστικά πάνω σε “Bobath Ball” βελτιώνουν σε σημαντικό βαθμό την ισορροπία και την κινητική ικανότητα σε σύγκριση με συμβατικές ασκήσεις.

Η μελέτη της λειτουργικότητας της άρθρωσης του γόνατος είναι σημαντική κυρίως λόγω της σημασίας της στις αθλητικές επιδόσεις αλλά και στην αποκατάσταση ενός ασθενούς. Η ανάλυση της εμβιομηχανικής των κινήσεων στην άρθρωση ενισχύει την εφαρμογή της στη βελτίωση επιδόσεων, στην αποκατάσταση και στην προπόνηση. Συγκεκριμένα, οι δοκιμασίες *hop test* επιτρέπουν την ανίχνευση της λειτουργικότητας της άρθρωσης του γονάτου και ειδικότερα οι δοκιμασίες *one leg hop test* και *side hop test*, οι οποίες μελετούν τη δύναμη της άρθρωσης. Επιπλέον, η δοκιμασία παράλληλου καθίσματος (*parallel squat*) αποδεικνύεται ότι δεν είναι επιζήμια για την άρθρωση και επομένως η εμβιομηχανική δοκιμασία του *deep squat* αποτελεί κατάλληλη άσκηση, ώστε να ενταχθεί σε πρωτόκολλα αποκατάστασης της επιγονατίδας. Σημαντικό κρίνεται ο επαγγελματίας κατά την εφαρμογή της συγκεκριμένης λειτουργικής δοκιμασίας να εξασφαλίζει τον περιορισμό των γωνιών και των φορτίων, ώστε να επιτύχει τη μείωση της επιβάρυνσης της άρθρωσης. Η συμβολή του κλινικού πρακτικού είναι αναγκαία επίσης κατά την εφαρμογή πρωτοκόλλων που περιλαμβάνουν τη δοκιμασία *single-leg squat* προκειμένου να ελέγχει για τη σωστή εκτέλεση της. Κατά τη διάρκεια της δοκιμασίας θα πρέπει να συνυπολογίζεται η μέγιστη γωνία κάμψης του γόνατος. Σε άτομα με προβλήματα στα κάτω άκρα η εφαρμογή της δοκιμασίας θα πρέπει να τροποποιείται.

Οι δοκιμασίες *squat* αποτελούν διαδεδομένες λειτουργικές δοκιμασίες, ειδικότερα η δοκιμασία *bilateral squat* καθώς και η δοκιμασία *single leg squat*, οι οποίες ενεργοποιούν

δυνάμεις εσωτερικής περιστροφής των μηριαίων οστών. Αντίστοιχα, οι δοκιμασίες *unilateral* και *bilateral squat* προτείνονται περισσότερο σε προγράμματα αποκατάστασης και σε προπονήσεις δύναμης με έμφαση τα κάτω άκρα. Συγκεκριμένα, οι δοκιμασίες *unilateral* ασκούν περισσότερη δύναμη αντίστασης εδάφους σε σχέση με τη δοκιμασία *bilateral* και επομένως θεωρούνται ως καλύτερη επιλογή για άτομα που υποφέρουν από πόνο στη μέση καθώς και για άτομα που βρίσκονται σε αποκατάσταση μετά από ρήξη πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Η επιλογή τους βασίζεται στο γεγονός ότι αν και η εκτέλεση τους αφορά μικρά φορτία επιτυγχάνεται το ίδιο ποσοστό μυϊκής ενεργοποίησης με μικρότερη επιβάρυνση στη σπονδυλική στήλη. Σε πρωτόκολλα που περιλαμβάνουν ασκήσεις με στόχο την αποφυγή τραυματισμών ή την αποκατάσταση ασθενών με ρήξη εμπρόσθιου χιαστού προτείνεται η ενσωμάτωση της δοκιμασίας *single-leg squat on a bench*. Η δοκιμασία αυτή ενεργοποιεί περισσότερους μυς σε σχέση με άλλες δοκιμασίες, ενώ ταυτόχρονα περιορίζει απότομες κινήσεις, όπως η αλλαγή κατεύθυνσης και η προσγείωση μετά από άλμα που συχνά παρατηρούνται κατά την άθληση, καθώς και την περιστροφική κίνηση και την απαγωγή του γονάτου. Η δοκιμασία *single leg hop for distance* αποτελεί επίσης σημαντικό εργαλείο στο σχεδιασμό πρωτοκόλλων αποκατάστασης καθώς μέσω της εφαρμογής της εντοπίζεται η τάση των κινήσεων των άκρων μετά από τραυματισμό να καλύψουν το αδύναμο άκρο. Το αποτέλεσμα αυτό κρίνεται ως ουσιαστικής σημασίας και καθορίζει την επιλογή της κατάλληλης θεραπευτικής προσέγγισης.

Με βάση επομένως τα αποτελέσματα των ερευνών, που παρουσιάζονται στην παρούσα μελέτη, είναι δυνατή η αξιολόγηση των λειτουργικών δοκιμασιών κάθε κατηγορίας καθώς και η επιλογή της πιο αξιόπιστης, ώστε να ενσωματωθεί σε αντίστοιχα πρωτόκολλα προπόνησης ή αποκατάστασης. Η συνεισφορά κάθε κατηγορίας δοκιμασιών είναι σαφώς σημαντική και έγκειται στις συγκεκριμένες ανάγκες κάθε περίπτωσης η τελική επιλογή τους.

### **3.3 Συστάσεις για μελλοντική έρευνα**

Στο μέλλον θα ήταν σκόπιμο να υπάρξει μία αναλυτικότερη και εκτενέστερη ενασχόληση με τις δοκιμασίες αυτές, οι οποίες αποτελούν ένα βασικό μέσο μέτρησης της φυσικής κατάστασης, της δύναμης, της ισορροπίας και των επιπέδων πόνου, ενώ μπορούν να ενσωματωθούν σε προγράμματα με ασκήσεις ενδυνάμωσης ή σε προγράμματα αποκατάστασης. Επίσης, κατά την αναζήτηση στις βάσεις δεδομένων παρατηρήθηκε μία έλλειψη βιβλιογραφικών ανασκοπήσεων για

λειτουργικές δοκιμασίες, επομένως κρίνεται απαραίτητη η έρευνα πάνω σε αυτόν τον τομέα με σκοπό η επιστημονική κοινότητα να έχει μία περισσότερο σφαιρική και ολοκληρωμένη άποψη για τις δοκιμασίες αυτές.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- Al-Fakih, E., Abu Osman, N., & Mahamd Adikan, F. (2012). The use of fiber bragg grating sensors in biomechanics and rehabilitation applications: The state-of-the-art and ongoing research topics. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *12*(10), 12890–12926. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.3390/s121012890>
- Argaud, S., Pairet de Fontenay, B., Blache, Y., & Monteil, K. (2016). Explosive movement in the older men: analysis and comparative study of vertical jump. *Aging clinical and experimental research*, *29*(5), 985-992. [Online]. Ανάκτηση 9 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0660-0>
- Augustsson, J., Thomeé, R., Lindén, C., Folkesson, M., Tranberg, R., & Karlsson, J. (2006). Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *16* (2), 111–120. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2005.00446.x>
- Bamman, M., Clarke, M., Feeback, D., Talmadge, R., Stevens, B., Lieberman, S., & Greenisen, M. (1998). Impact of resistance exercise during bed rest on skeletal muscle sarcopenia and myosin isoform distribution. *Journal of Applied Physiology*, *84*(1), 157–163. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://pdfs.semanticscholar.org/1c18/2546336325c1cdae490d6559997d21497ca1.pdf>
- Boden, B.P., Griffin, L.Y., & Garrett, W.E. (2000). Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury. *The Physician and Sportsmedicine*, *28*(4), 53–60. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.3810/psm.2000.04.841>
- Bohannon, R. (2009). Body weight-normalized knee extension strength explains sit-to-stand independence: A validation study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(1), 309–311. [Online]. Ανάκτηση 17 Ιουνίου 2019, από: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818eff0b>
- Bohannon, R., Bubela, D., Magasi, S., Wang, Y., & Gershon, R. (2010). Sit-to-stand test: Performance and determinants across the age-span. *Isokinetics and Exercise Science*, *18*(4), 235–240. [Online]. Ανάκτηση 17 Ιουνίου 2019, από: <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0389>
- Belda-Lois, J., Mena-del Horno, S., Bermejo-Bosch, I., Moreno, J., Pons, J., Farina, D., Iosa, M., Molinari, M., Tamburella, F., Ramos, A., Caria, A., Solis-Escalante, T., Brunner, C., & Rea, M. (2011). Rehabilitation of gait afterstroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *8*(66). [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-66>
- Bini, R., Jacques, T., & Vaz, M. (2016). Joint Torques and Patellofemoral Force During Single-Leg Assisted and Unassisted Cycling. *Journal of Sport Rehabilitation*, *25*(1), 40-47. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1123/jsr.2014-0252>

- Bley, A., Corrêa, C., Reis, A., Rabelo, N., Marchetti, P., & Lucareli, P. (2014). Propulsion Phase of the single triple hop test in women with patellofemoral pain syndrome: a biomechanical study. *PLOS ONE*, 9(5), 1–5. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0097606>
- Brech, G., Alonso, A., Luna, N., & Greve, J. (2013). Correlation of postural balance and knee muscle strength in the sit-to-stand test among women with and without postmenopausal osteoporosis. *Osteoporosis International*, 24(7), 2007–2013. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s00198-013-2285-x>
- Burnett, D., Campbell-Kyureghyan, N., Cerrito, P., & Quesada, P. (2011). Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21(4), 610–615. [Online]. Ανάκτηση 17 Ιουνίου 2019, από: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.03.006>
- Burns, K., Pollock, B., Lascola, P., & McDaniel, J. (2014). Cardiovascular responses to counterweighted single-leg cycling: implications for rehabilitation. *European Journal of Applied Physiology*, 114(5), 961–968. [Online]. Ανάκτηση 17 Ιουνίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2830-0>
- Butowicz, C., Ebaugh, D., Noehren, B., & Silfies, S. (2016). Validation of two c measures of core stability. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(1), 15–23. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4739044/>
- Cain, M., Garceau, S., Linens, S. (2017). Effects of a 4-Week Biomechanical Ankle Platform System Protocol on Balance in High School Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(1), 1–7.
- Chao, W.S., Serpe, M.D., Jia, Y., Shelver, W.L., Anderson, J.V., Umeda, M. (2007). Potential roles for autophosphorylation, kinase activity, and abundance of a CDK-activating kinase (Eε;CDKF;1) during growth in leafy spurge. *Plant Molecular Biology*, 63(3), 365–379. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s11103-006-9094-y>
- Claiborne, T., Armstrong, C., Gandhi, V., & Pincivero, D. (2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41–50. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16760566>
- Clohisy, J., Knaus, E., Hunt, D., Leshner, J., Harris-Hayes, M., & Prather, H. (2009). Clinical presentation of patients with symptomatic anterior hip impingement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(3), 638–644. [Online]. Ανάκτηση 14 Αυγούστου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0680-y>
- Comfort, P., Jones, R., Smith, L., & Herrington, L. (2015). Joint kinetics and kinematics during common lower limb rehabilitation exercises. *Journal of athletic training*, 50(10):1011–1018. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-50.9.05>



- Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006). Pre-participatuion screening: The use of fundament. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, 1(3), 132–139. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21522225>
- Cotter, J., Chaudhari, A., Jamison, S., & Devor, S. (2013). Knee joint kinetics in relation to commonly prescribed squat loads and depths. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(7), 1765–1774. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182773319>
- Cruz, A., Bell, D., McGrath, M., Blackburn, T., Padua, D., & Herman, D. (2013). The effects of three jump landing tasks on kinetic and kinematic measures: implications for ACL injury research. *Research in Sports Medicine*, 21(4), 330–42. [Online]. Ανάκτηση 14 Αυγούστου 2019, από: <https://doi.org/10.1080/15438627.2013.825798>
- Dabnichki, P. (2002). Biomechanical testing and sport equipment design. *Sports Engineering banner*, 1(2), 93–105. . [Online]. Ανάκτηση 14 Μαρτίου 2019, από: <https://doi.org/10.1046/j.1460-2687.1999.00007.x>
- Dailey, D., Rakel, B., Vance, C., Liebano, R., Amrit, A., Bush, H., Lee, K., Lee, J., & Sluka, K. (2013). Translucent Electrical Nerve Stimulation (TENS) reduces pain, fatigue, and hyperalgesia while restoring central inhibition in primary fibromyalgia. *Pain*, 154(11), 2554–2562. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.mtmercy.edu/sites/default/files/uploads/academics/1-s2.0-S0304395913004119-main.pdf>
- DeForest, B., Cantrell, G., & Schilling, B. (2014). Muscle activity in single- vs. double-leg squats. *International Journal of Exercise Science*, 7(4), 302–310. [Online]. Ανάκτηση 7 Μαρτίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27182408>
- Donatelli, R. (1987). Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 9(1). [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1987.9.1.11>
- dos Reis, A., Correa, J., Bley, A., Rabelo, N., Fukuda, T., & Lucareli, P. (2015). Kinematic and kinetic analysis of the single-leg triple hop test in women with and without patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 799–807. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2015.5011>
- Dos'Santos, T., Thomas, C., Comfort, P., & Jones, P. (2018). The effect of angle and velocity on change of direction biomechanics: An angle- velocity trade-off. *Sports Medicine*, 48(10), 2235–2253. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0968-3>
- Dugan, S., & Bhat, K. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603–621. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Eliassen, W., Saeterbakken, A., & van den Tillaar, R. (2018). Comparison of bilateral and unilateral squat exercises on barbell kinematics and muscle activation. *International Journal of Sports*

- Physical Therapy*, 13(5), 871–881. [Online]. Ανάκτηση 7 Μαρτίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30276019>
- Elmer, S., McDaniel, J., & Martin, J. (2016). Biomechanics of Counterweighted One-Legged Cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(1), 78-85. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0209>
- Escamilla, R., Fleisig, G., Zheng, N., Lander, J., Barrentine, S., Andrews, J., Bergeman, B. (2001) Moorman CT. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(9), 1552–1566. [Online]. Ανάκτηση 7 Μαρτίου 2019, από: <http://www.treinamentoesportivo.com/wp-content/uploads/2012/10/ARTIGO-AGACHAMENTO-01.pdf>
- Farris, D., Lichtwark, G., Brown, N., & Cresswell, A. (2015). Deconstructing the power resistance relationship for squats: A joint-level analysis. *Scandinavian Journal of Science & Medicine in Sports*, 26(7), 774-781. . [Online]. Ανάκτηση 9 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1111/sms.12508>
- Frederick, E. (1986). Biomechanical consequences of sport shoe design. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14(1), 375–400. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: [https://journals.lww.com/acsm-essr/Citation/1986/00140/13\\_Biomechanical\\_Consequences\\_of\\_Sport\\_Shoe\\_Design.16.aspx](https://journals.lww.com/acsm-essr/Citation/1986/00140/13_Biomechanical_Consequences_of_Sport_Shoe_Design.16.aspx)
- Glaviano, N., & Saliba, S. (2016). Immediate effect of patterned electrical neuromuscular stimulation on pain and muscle activation in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Athletic Training*, 51(2), 118–128. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-51.4.06>
- Grimshaw, P., Lees, A., Fowler, N., & Burden, A. (2006). BIOS Instant Notes in Sport and Exercise Biomechanics. New York: Taylor & Francis Group.
- Harrison, D., Harrison, S., Croft, A., Harrison, D., & Troyanovich, S. (1999). Sitting biomechanics part I: review of the literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(9), 594–609. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10626703>
- Hartigan, E., Lawrence, M., Bisson, B., Torgerson, E., & Knight, R. (2014). Relationship of the functional movement screen in – line lunge to power, speed and balance measures. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 6(3), 197–202. . [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1177/1941738114522412>
- Hatze, H. (1974). The meaning of the term ‘biomechanics’. *Journal of Biomechanics*, 7(2), 189–190. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(74\)90060-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(74)90060-8)
- Heebner, N., Rafferty, D., Wohleber, M., Simonson, A., Lovalekar, M., Reinert, A., & Sell, T. (2017). Landing kinematics and kinetics at the knee during different landing tasks. *Journal of athletic training*, 52(12), 1101–1108. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://natajournals.org/doi/pdf/10.4085/1062-6050-52.11.25>

- Herman, D., Oñate, J., Weinhold, P., Guskiewicz, K., Garrett, W., Yu, B., & Padua, D. (2009). The effects of feedback with and without strength training on lower extremity biomechanics. *American Journal of Sports Medicine*, 37(7), 1301–1308. [Online]. Ανάκτηση 7 Αυγούστου 2019, από: <https://doi.org/10.1177/0363546509332253>
- Hermassi, S., Fadhloun, M., Chelly, M., & Bensbaa, A. (2011). Relationship between agility T – Test and physical fitness measures as indicators of performance in elite adolescent handball players. *The journal of strength & Conditioning Research*, 24(6), 1489–1487. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.sportpedagogy.org.ua/html/journal/2011-05/11sohahp.pdf>
- Horan, S., Watson, S., Carty, C., Sartori, M., & Weeks, B. (2014). Lower-limb kinematics of single-leg squat performance in young adults. *Physiotherapy Canada*, 66(3), 228–233. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.3138/ptc.2013-09>
- Huang, C., & Tang, R. (2009). Biomechanical analysis of standing long jump: a 3D study. *International Conference on Biomechanics in Sports*. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/3223/3025>
- Hu, H., Meijer, O., Hodges, P., Brujin, S., Strijers, R., Nanayakkara, P., van Royen, B., Wu, W., Xia, C., van Dieën, J. (2012). Understanding the active straight leg raise (ASLR): An electromyographic study in healthy subjects. *Manual Therapy*, 17(6), 531–537. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.05.010>
- Hubert, M., Tomasz, S., Czaplicki, A., & Sadowski, J. (2010). Effect of additional load on power output during drop jump training. *Journal of Human Kinetics*, 26, 31–37. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.degruyter.com/view/j/hukin.2010.26.issue--1/v10078-010-0045-y/v10078-010-0045-y.pdf>
- Johnston, J., Noble, P., Hurwitz, D., & Andriacchi, T. (1998). Biomechanics of the hip. In Callaghan, J., Rosenberg, A., Rubas, H. (Eds.), *The Adult Hip* (pp. 81–90). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kang, M., Kim, G., Kwon, O., Weon, J., Oh, J., & An, D. (2015). Relationship Between the Kinematics of the Trunk and Lower Extremity and Performance on the Y-Balance Test. *Journal of injury, function and rehabilitation*, 7(11), 1152-1158. [Online]. Ανάκτηση 16 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.05.004>
- Khuu, A., Foch, E., & Lewis, C. (2016). Not all Single Leg Squats are Equal: A Biomechanical Comparison of Three Variations. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(2), 201-211. [Online]. Ανάκτηση 14 Αυγούστου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27104053>
- Killroy, E., Crabtree, O., Crosby, B., Parker, A., & Barfield, W. (2016). The effect of single-leg stance on dancer and control group static balance. *International Journal of Exercise Science*, 9(2), 110–120. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27293509>

- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. New York: Churchill Livingstone.
- Κιλής, Μ., Ancu, F., Onursal, O., Ayat, E., Demirci, S., & Yildirim, S. (2015). The effects of bobath-based trunk exercises on trunk control, functional capacity, balance and gait: a pilot randomized controlled trial. *Topics in Stroke rehabilitation*, 23(1), 50–56. [Online].  
Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1179/1945511915Y.0000000011>
- Klute, G., Kallfelz, C., & Czerniecki, J. (2001). Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(3), 299–307. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11440261>
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics* (2<sup>nd</sup> ed). California: Springer. [Online].  
Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από:  
[http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica\\_arquivos/Books/Duane%20Knudson-%20Fundamentals%20of%20Biomechanics%202ed.pdf](http://www.profedf.ufpr.br/rodackibiomecanica_arquivos/Books/Duane%20Knudson-%20Fundamentals%20of%20Biomechanics%202ed.pdf)
- Kulas, A., Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2012). Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 16-21. . [Online]. Ανάκτηση 14 Αυγούστου 2019, από:  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.07.009>
- Kulig, K., & Burnfield, J. (2008). The role of biomechanics in orthopedic and neurological rehabilitation. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 10(2), 3–14. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: [http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol10No2/Art\\_01.pdf](http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol10No2/Art_01.pdf)
- Lee, A., Liang, L., Wang, Y., & Lin, W. (2017). The relationship between the functional movement screen and the postural stability in collegiate athletes. *International Society of Biomechanics in Sports*. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από:  
<https://commons.nmu.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1113&context=isbs>
- Lee, D., Kang, M., Lee, T., & Oh, J. (2015). Relationships among the Y balance test, Berg Balance Scale and lower limb strength in middle-aged and older females. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(3), 227–234. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από:  
<http://www.scielo.br/pdf/rbfis/v19n3/1413-3555-rbfis-2014-0096.pdf>
- Lehman, G., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B., & Poscar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskeletal disorders*, 5(3). [Online].  
Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1186/1471-2474-5-3>
- Leporace, G., Tannure, M., Zeitoune, G., Metsavaht, L., Marocolo, M., & Souto Maior, A. (2018). Association between knee-to-hip flexion ratio during single-leg vertical landings, and strength and range of motion in professional soccer players. *Sports Biomechanics*, 12, 1–10. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1494207>
- Lu Bai, M., Yong Yan, P., Sarah, K., Sakel, M., & Malcolm, P. (2012). *Applications of inertial sensors to monitor the rehabilitation of patients with neurological disorders*. Canterbury: Research Group School of Engineering and Digital Arts University of Kent.

- Macaluso, A., & De Vito, G. (2004). Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. *European Journal of Applied Physiology*, 91(4), 450-472. [Online].  
Ανάκτηση 9 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0991-3>
- Makaruk, H., Sacewicz, T., Czaplicki, A., Sadowski, J. (2011). Effect of additional load on power output during drop jump training. *Journal of human kinetics*, 26(1), 31-37. [Online].  
Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.2478/v10078-010-0045-y>
- Markolf, K., Burchfield, D., Shapiro, M., Shepard, M., Finerman, G., & Slauterbeck, J. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935. [Online]. Ανάκτηση 7 Αυγούστου 2019, από: <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>
- Marques, M., & Izquierdo, M. (2014). Kinetic and kinematic associations between vertical jump performance and 10-m sprint time. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(8), 2366-2371. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000390>
- McCarty, P., & Bach, B. (2008). Rehabilitation after patellar tendon autograph anterior cruciate ligament reconstruction. *Technique in orthopaedics*, 20(4), 439-451. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1097/01.bto.0000190445.31887.bc>
- Meylan, C., Cronin, J., Oliver, J., Hughes, M., Jidovtseff, B., & Pinder, S. (2015). The reliability of isoinertial force-velocity power profiling and maximal strength assessment in youth. *Sports Biomechanics*, 14(1), 68-80. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: [https://orbi.uliege.be/bitstream/2268/178611/1/Meylan\\_reliability%20isoinertial\\_youth\\_2015\\_PP.pdf](https://orbi.uliege.be/bitstream/2268/178611/1/Meylan_reliability%20isoinertial_youth_2015_PP.pdf)
- Mkandawire, C., Kristal, P., & Tencer, A. (2001). A Technique for the Measurement of Tension in Small Ligaments. *Harborview Medical Center*. by CRC Press LLC.
- Mokha, M., Romanes, J., Kostzer, K., Sprague, P., Gatens, D. (2016). Correcting Functional Movement patterns reduces faulty running biomechanics. *International Conference of Biomechanics in Sport*. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/7077/6369>
- Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Sampson, M., & Naclerio, F. (2018). Surface electromyography analysis of three squat exercises. *Journal of Human Kinetics*, 9(1), 21-26. [Online].  
Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <http://www.johk.pl/files/1078-2018-67-0001.pdf>
- Mueller, M., Minor, S., Sahrman, S., Schaaf, J., & Strube, M. (1994). Differences in the Gait Characteristics of Patients with Diabetes and Peripheral Neuropathy Compared With Age-Matched Controls. *Journal of American Physical Therapy*, 74(4), 299-308. [Online].  
Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1093/ptj/74.4.299>
- Mulligan, P. (2011). Evaluation and management of ankle syndesmosis injuries. *Physical Therapy in Sports*, 12(2), 57-69. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.03.001>



- Muniroglu, S., & Subak, E. (2018). A Modified T-Test for Football Referees to Test Agility, Quickness and Sprint Performances. *Journal of education and training studies*, 6(5), 10–15. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://files.eric.ed.gov/fulltext/EJ1174358.pdf>
- Nuzzo, R. (2007). Computational Biomechanics: Making strides toward patient care. *Biomedical Computation Review*. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <http://biomedicalcomputationreview.org/sites/default/files/2006-2007-win-ftr1-computational.pdf>
- Okada, T., Huxel, K., & Nesser, W. (2011). Relationship between core stability, functional movement and performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(1), 252–261. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: [http://www.neosportsplant.com/Performance/Articles/Agility/Relationship\\_Between\\_Core\\_Stability\\_Functional.36.pdf](http://www.neosportsplant.com/Performance/Articles/Agility/Relationship_Between_Core_Stability_Functional.36.pdf)
- Orishimo, K., Kremenec, I., Mullaney, M., McHUGH, M., Nichlolas, S. (2010). Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(11), 1587–1593. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1185-2>
- Ortiz, A., & Micheo, W. (2011). Biomechanical Evaluation of the Athlete’s Knee: From Basic Science to Clinical Application. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 3(4), 365–371. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από: [http://academia.utp.edu.co/alejandrogomezrodas/files/2016/09/Biomechanical\\_Evaluation\\_of\\_the\\_Athletes\\_Knee\\_From\\_Basic\\_Science\\_to\\_Clinical\\_Application.pdf](http://academia.utp.edu.co/alejandrogomezrodas/files/2016/09/Biomechanical_Evaluation_of_the_Athletes_Knee_From_Basic_Science_to_Clinical_Application.pdf)
- Paungmali, A., Silitertpisan, P., Taneyhill, K., Pirunsan, U., & Uthaikhup, S. (2012). Interrater Reliability of pain intensity, pressure back pain threshold and lumbo-pelvic stability tests in subjects with low back pain. *Asian Journal of Sports Medicine*, 3(1), 8–14. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3307961/>
- Perry, J. (1998). The contribution of dynamic electromyography to gait analysis. Washington: Department of Veterans Affairs. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.rehab.research.va.gov/mono/gait/perry.pdf>
- Pilliner, S., Elmhurst, S., & Davies, Z. (2002). *The horse in motion*. Oxford: Blackwell Science.
- Pollard, J., Porter, W., & Redfern, M. (2011). Forces and Moments on the Knee during Kneeling and Squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(3), 233-241. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://www.cdc.gov/niosh/mining/userfiles/works/pdfs/famot.pdf>
- Powers, C. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 42-51. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
- Robinovitch, S., Hsiao, E., Sandler, R., Cortez, J., Liu, Q., & Paiement, G. (2000). Prevention of falls and fall-related fractures through biomechanics. *Exercise and Sport Sciences Reviews*,

- 28(2), 74–79. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10902089>
- Rowe, P. (2012). Biomechanical motion analysis in the clinical environment: The dawn of a New Era? *Journal of Bioengineering and Biomedical Science*, 2(4). [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: [https://strathprints.strath.ac.uk/41855/1/2155\\_9538\\_2\\_e107\\_1\\_.pdf](https://strathprints.strath.ac.uk/41855/1/2155_9538_2_e107_1_.pdf)
- Salem, G., & Powers, C. (2001). Patellofemoral joint kinematics during squatting in collegiate women athletes. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(5), 424–430. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: [https://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033\(01\)00017-1/pdf](https://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033(01)00017-1/pdf)
- Scelin, L., Tengman, E., Ryden, P., & Hager, C. (2017). A statistically compiled battery test for feasible evaluation of knee function after rupture of the anterior cruciate ligament derived from long – term follow-up data. *PLOS One*, 12(5). [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0176247>
- Schwartz, G., Brueckner, D., Schedler, S., Kiss, R., & Muehlbauer, T. (2019). Performance and reliability of the Lower Quarter Y Balance Test in healthy adolescents from grade 6 to 11. *Gait Posture*, 67, 142–146. [Online]. Ανάκτηση 17 Ιουνίου 2019, από:  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.011>
- Sgrò, F., Mango, P., Pignato, S., Schembri, R., Licari, D., & Lipoma, M. (2017). Assessing standing long jump developmental levels using an inertial measurement unit. *Perceptual and Motor Skills*, 124(1), 21–38. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από:  
<https://doi.org/10.1177/0031512516682649>
- Shin, S-H., & Woo, H. (2013). Correlation of single leg vertical jump, single leg hop, and single leg squat distances in healthy persons. *Journal of Physical Therapy Science*, 2(1), 57–61. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από:  
<http://www.jpjtr.org/journal/view.html?volume=2&number=1&spage=57&>
- Standing, R., & Maulder, P. (2017). The biomechanics of standing start and initial acceleration: reliability of the key determining kinematics. *Journal of Sports Science and Medicine*, 16(1), 154–162. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5358026/>
- Swearingen, J., Lawrence, E., Stevens, J., Jackson, C., Waggy, C., & Davis, D. (2011). Correlation of single leg vertical jump, single leg hop for distance, and single leg hop for time. *Physical Therapy in Sport*, 12(4), 194–198. [Online]. Ανάκτηση 1 Ιουλίου 2019, από:  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.06.001>
- Tidstrand, J., & Horneij, E. (2009). Inter-rater reliability of three standardized functional tests in patients with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 58. [Online]. Ανάκτηση 28 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-58>
- Troester, J., Jasmin, J., Duffied, R. (2018). Reliability of single-leg balance and landing tests in rugby union; prospect of using postural control to monitor fatigue. *Journal of Sports science and Medicine*, 17(2), 174–180. [Online]. Ανάκτηση 7 Φεβρουαρίου 2019, από:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29769817>

- Trojian, T., & McKeag, D. (2006). Single leg Balance test to identify risk of ankle sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 610–613. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.024356>
- Valero-Cuevas, F., Johanson, M., & Towles, J. (2003). Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 1019–1030. [Online]. Ανάκτηση 14 Φεβρουαρίου 2019, από: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00061-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00061-7)
- Young, W., Farrow, D., Pyne, D., McGregor, W., & Handke, T. (2011). Validity and reliability of agility tests in junior Australian football players. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(12), 3399–33403. [Online]. Ανάκτηση 21 Φεβρουαρίου 2019, από: <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318215fa1c>
- Vezina, J., & Hubley-Kozey, C. (2002). Muscle activation during exercises to improve trunk stability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(8), 1100–1108. [Online]. Ανάκτηση 7 Μαρτίου 2019, από: <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.16349>
- Wallace, D., Salem, G., Salinas, R., Powers, C. (2002). Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(4), 141–148. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2002.32.4.141>
- Williams, K., Chapman, D., Phillips, E., & Ball, N. (2018). Load-Power Relationship During a Countermovement Jump: A Joint Level Analysis. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 32(4), 955-961. [Online]. Ανάκτηση 16 Ιουλίου 2019, από: <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002432>
- Wu, W., Wu, J., Lin, H., Wang, G. (2003). Biomechanical analysis of the standing long jump. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 15(5), 186–192. [Online]. Ανάκτηση 1 Απριλίου 2019, από: <https://www.worldscientific.com/doi/pdf/10.4015/S1016237203000286>