

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ
ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ
ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ**

**Σχολή Επαγγελματιών Υγείας & Πρόνοιας
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Σχέση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης
καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος
και τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών»**

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον ή την

Κωνσταντίνο Βάσση του Παναγιώτη

Μάιος 2017

**ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ
ΣΤΕΡΕΑΣ ΕΛΛΑΔΑΣ**

**Σχολή Επαγγελματιών Υγείας & Πρόνοιας
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ**

**ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
«ΠΡΟΗΓΜΕΝΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ»**

«Master of Science in Advanced Physiotherapy»

**«Σχέση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης
καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και
τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών»**

Διπλωματική Εργασία

που υποβλήθηκε στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας
ως μέρος των απαιτήσεων για την απόκτηση
Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης στην Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
από τον ή την

Κωνσταντίνο Βάσση του Παναγιώτη

Δήλωση Αυθεντικότητας, ζητήματα Copyright

«Ο μεταπτυχιακός φοιτητής που εκπόνησε την παρούσα διπλωματική εργασία φέρει ολόκληρη την ευθύνη προσδιορισμού της δίκαιης χρήσης του υλικού, η οποία ορίζεται στη βάση των εξής παραγόντων: του σκοπού και χαρακτήρα της χρήσης (μη-εμπορικός, μη-κερδοσκοπικός, αλλά εκπαιδευτικός-ερευνητικός), της φύσης του υλικού που χρησιμοποιεί (τμήμα του κειμένου, πίνακες, σχήματα, εικόνες κ.λπ.), του ποσοστού και της σημαντικότητας του τμήματος που χρησιμοποιεί σε σχέση με το όλο κείμενο υπό copyright, και των πιθανών συνεπειών της χρήσης αυτής στην αγορά ή την γενικότερη αξία του υπό copyright κειμένου».

Μάιος 2017

« Η παρούσα διπλωματική εργασία εγκρίθηκε ομόφωνα από την τριμελή
εξεταστική επιτροπή η οποία ορίστηκε από την Γ.Σ.Ε.Σ. του Τμήματος
Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας, σύμφωνα με το νόμο και τον
εγκεκριμένο Οδηγό Σπουδών του ΠΜΣ «Προηγμένη Φυσικοθεραπεία». Τα
μέλη της Επιτροπής ήταν:

- Πουλής Ιωάννης, Αναπληρωτής καθηγητής (Επιβλέπων)
- Τσέπης Ηλίας, Αναπληρωτής καθηγητής (Μέλος)
- Κανελλόπουλος Ασημάκης, Καθηγητής Εφαρμογών (Μέλος)

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Φυσικοθεραπείας του
Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας, δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του
συγγραφέα.»

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΕΛΛΗΝΙΚΑ

Σκοπός: Να μελετηθεί περαιτέρω η συσχέτιση μεταξύ των ισοκινητικών μεταβλητών μυϊκής απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και τεσσάρων κοινώς χρησιμοποιούμενων λειτουργικών δοκιμασιών. Τα ισοκινητικά και λειτουργικά αποτελέσματα κανονικοποιήθηκαν με το σωματικό βάρος (ΣΒ). Δευτερευόντως, στη μελέτη αυτή θα προσδιοριστούν αν υπάρχουν διαφορές στη δύναμη και στη λειτουργικότητα μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου. Επιπλέον, θα διερευνηθεί η έννοια της επιτάχυνσης και επιβράδυνσης του σκέλους αλλά και της αντοχής των μυών του γόνατος κατά την ισοκίνηση αλλά και τη σχέση τους με τη λειτουργικότητα.

Μεθοδολογία: 26 άτομα, (14 άνδρες, 12 γυναίκες), ηλικίας 18-35 ετών χωρίς ιστορικό οσφυαλγίας και τραυματισμού σε ισχίο, γόνατο ή ποδοκνημική συμμετείχαν στην έρευνα. Η αμφοτερόπλευρη μυϊκή απόδοση των καμπτήρων και των εκτεινόντων της άρθρωσης του γόνατος αξιολογήθηκε ισοκινητικά στις γωνιακές ταχύτητες των 60⁰/s, 180⁰/s και 300⁰/s από καθιστή θέση σε εύρος κίνησης 0⁰-90⁰. Η λειτουργική απόδοση αξιολογήθηκε με την εκτέλεση τεσσάρων λειτουργικών δραστηριοτήτων: 1) μονοποδικό άλμα για απόσταση (MAA), 2) τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση (TMAA), 3) μονοποδική αναπήδηση για χρόνο (MAX) και 4) δοκιμασία πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (ΠΒΣ).

Αποτελέσματα: Ήπιες και μέτριες έως καλές συσχετίσεις βρέθηκαν μεταξύ των κανονικοποιημένων με το ΣΒ λειτουργικών δοκιμασιών MAA, TMAA και MAX και των κανονικοποιημένων ισοκινητικών μεταβλητών MMP, ΣΕ και MI. Ήπιες συσχετίσεις βρέθηκαν μεταξύ του χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης των καμπτήρων και των δοκιμασιών MAA, TMAA στις 60⁰/s, μέτριες έως καλές συσχετίσεις της MAX και της επιτάχυνσης των καμπτήρων και των εκτεινόντων στις 180⁰/s και 300⁰/s, ενώ επίσης βρέθηκαν και συσχετίσεις του ROM επιτάχυνσης-επιβράδυνσης και του IROM με τη λειτουργικότητα. Η δοκιμασία ΠΒΣ είχε ελάχιστες έως καθόλου στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης στις τρεις γωνιακές ταχύτητες.

Συμπεράσματα: Όταν αξιολογείται η λειτουργική απόδοση ενός ατόμου τα ισοκινητικά αποτελέσματα πρέπει να χρησιμοποιούνται επιφυλακτικά. Επίσης, προτείνεται ότι οι κλινικοί πρέπει να χρησιμοποιούν την ΑΚΑ ισοκινητική αξιολόγηση σε συνδυασμό με τη λειτουργική αξιολόγηση.

Λέξεις κλειδιά: γόνατο, ισοκίνηση, μυϊκή απόδοση, λειτουργική αξιολόγηση, δοκιμασίες αναπήδησης

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ

Purpose: To further study the relationship between isokinetically tested knee flexor and extensor muscular performance and four common used functional performance tests in healthy population. Also to determine if differences exist in strength and function between the dominant and non-dominant limbs in healthy population. Additionally, this study explored the concept of limb acceleration, deceleration and knee muscles endurance during isokinetics and its relationship to function. Isokinetic and functional data were normalized to body weight (BW).

Methods: 26 subjects, (14 males and 12 females), aged 18-35 years with no history of low back, hip, knee, or ankle injury that was treated by a physician, participated in the study. Isokinetic concentric bilateral knee flexion and extension muscular performance was assessed isokinetically at the angular velocities of 60°/s, 180°/s and 300°/s in seated position with the hip flexed 90°. Functional performance was assessed using: 1) single hop for distance, 2) triple hop for distance 3) timed hop and 4) the lateral step-up test.

Results: Fair and moderate to good correlations were found between normalized to BW functional tests and isokinetic strength values. Fair correlations were noted between acceleration and deceleration time of knee flexors and extensors and the single and triple hop for distance at 60°/s, moderate to good correlations between timed hop and knee flexors and extensors acceleration time at 180°/s and 300°/s and correlations between ROM acceleration-deceleration and IROM with function found as well. Lateral step-up test had little or no correlations with all isokinetic values .

Conclusion: The results of this study indicate that when assessing a subject's functional performance isokinetic data should be used carefully. Also it is suggested that clinicians should use open chain isokinetic evaluation combined with functional evaluation.

Key Words: knee, isokinetics, muscular performance, functional testing, hop tests

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Μετά την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τους ανθρώπους που συνέβαλαν με την υποστήριξή τους στην επιτυχή διεκπεραίωσή της.

Πρώτα από όλους θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μας ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Πουλή Ιωάννη, ο οποίος με την υποστήριξη και την εμπιστοσύνη του, τις ουσιώδεις συμβουλές και τις υποδείξεις του κατά την διάρκεια της ερευνητικής διαδικασίας, συνέβαλε στην ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας. Παρά τις αρκετές δυσκολίες που αντιμετωπίσαμε, μέσω της άριστης συνεργασίας μας, οι δυσκολίες ξεπεράστηκαν. Τον ευχαριστώ επίσης, για τις πολύτιμες γνώσεις και συμβουλές που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια όχι μόνο της συγγραφής της εργασίας αλλά και κατά τη διάρκεια των σπουδών μου σε προπτυχιακό και μεταπτυχιακό επίπεδο.

Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους τους εθελοντές, φοιτητές ή μη του Τμήματος Φυσικοθεραπείας, για τη συμμετοχή τους, για το χρόνο που αφιέρωσαν και τη βοήθεια στο πιλοτικό και κυρίως στο ερευνητικό κομμάτι της εργασίας μου.

Θα ήταν παράλειψή μου να μην ευχαριστήσω όλους τους καθηγητές του Τμήματος Φυσικοθεραπείας για τις πολύτιμες γνώσεις που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια. Η συνεργασία μαζί τους υπήρξε μοναδική διδακτική εμπειρία σε ένα εξαιρετικά φιλικό κλίμα, γεμάτο θετική ενέργεια.

Τέλος, θα ήθελα να αφιερώσω την εργασία αυτή στην οικογένειά μου για την αμέριστη ψυχολογική, ηθική και υλική συμπαράσταση. Σε μια εποχή με δυσκολίες, με στήριξαν και με στηρίζουν και μου έδωσαν όλα τα εφόδια για το μέλλον.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΕΛΛΗΝΙΚΑ	I
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΑ ΑΓΓΛΙΚΑ.....	II
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	III
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	VII
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	VIII
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	X
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ^ο	1
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	3
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ^ο	5
2.1. Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΛΥΣΙΔΑΣ	5
2.1.1. ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΑΛΥΣΙΔΕΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ	9
2.1.2. Η ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΔΟΜΗΡΙΑΙΑ ΑΡΘΡΩΣΗ	11
2.2. Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ.....	13
2.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΑ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΑ	13
2.2.2. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ	15
2.2.3. ΤΙ ΜΕΤΡΑ Η ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ	15
2.2.4. Η ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ ΣΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ	16
2.2.5. ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ (GRAVITY CORRECTION)	17
2.2.6. ΣΧΕΛΙΑΣΜΟΣ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟΥ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ: ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΟΥ ΠΡΕΠΕΙ ΝΑ ΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΙ ΥΠΟΨΗ	17
2.2.6.1. ΠΡΟΘΕΡΜΑΝΣΗ.....	17
2.2.6.2. ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΑΠΑΥΣΗΣ - ΞΕΚΟΥΡΑΣΗ.....	18
2.2.6.2. ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΗ.....	19
2.2.6.3. ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΑΡΘΡΩΣΗΣ	20
2.2.6.4. ΘΕΣΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	20
2.2.6.5. ΛΕΚΤΙΚΗ ΕΝΘΑΡΡΥΝΣΗ.....	21
2.2.6.6. ΓΩΝΙΑΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	22
2.2.6.7. ΑΡΙΘΜΟΣ ΕΠΑΝΑΛΗΨΕΩΝ	22
2.3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ	23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ^ο	26
3. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	26
3.1. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ VS ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ.....	26

3.2. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ	32
3.2.1. ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΝΑΠΗΔΗΣΗΣ (HOP TESTS).....	33
3.3. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟΥ BIODEx	41
3.5. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΝΤΟΧΗΣ	51
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ^ο	56
4. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	56
4.1. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....	56
4.2. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ	56
4.3. ΠΛΟΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	57
4.4. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ	58
4.5. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΟΡΙΣΜΟΙ	61
4.6. ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΝΤΑΞΗΣ ΚΑΙ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΥ	63
4.7. ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΗΘΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ	63
4.8. ΤΡΟΠΟΣ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ.....	63
4.9. ΜΕΘΟΔΟΣ.....	64
4.9.1. ΔΕΙΓΜΑ	64
4.9.2. ΜΕΣΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ.....	65
4.9.3. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ	66
4.10. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ - ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ	74
4.10.1. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ.....	74
4.10.2. ΤΡΙΠΛΟ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ.....	75
4.10.3. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΗ ΑΝΑΠΗΔΗΣΗ ΜΕ ΧΡΟΝΟΜΕΤΡΗΣΗ.....	76
4.10.4. ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΠΛΑΓΙΟΙ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΙ ΣΕ ΣΚΑΛΟΠΑΤΙ.....	76
4.11. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	77
4.11.1. ΤΡΟΠΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΕΥΡΟΥΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ-ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	79
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ^ο	81
5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	81
5.1. ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΑ ΜΕΤΡΑ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ.....	81
5.2. ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΜΕΤΑΞΥ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΚΑΙ Η ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΑΚΡΟΥ	90
5.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ.....	90
5.2.2. ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ ΚΑΜΠΗΤΗΡΩΝ ΕΚΤΕΙΝΟΝΤΩΝ ΣΤΙΣ 60%/s, 180%/s, 300%/s	92

5.2.3. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ – ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	93
5.2.5. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ	95
5.3. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΙΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΜΕ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ	97
5.3.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ.....	97
5.3.2. ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	101
5.3.3. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ - ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	103
5.3.4. ΑΝΤΟΧΗ ΣΤΙΣ 300°/s	106
5.4. ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΗΣΗΣ (ΑΠΛΗ ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΗΣΗ- LINEAR REGRESSION).....	107
5.4.1. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ/ ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (ΜΑΑ/ΣΒ) .	107
5.4.2. ΤΡΙΠΛΟ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ/ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (ΤΜΑΑ/ΣΒ)	112
5.4.3. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΧΡΟΝΟ/ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (ΜΑΧ/ΣΒ).....	120
5.4.4. ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΠΛΑΓΙΑ ΒΗΜΑΤΑ ΣΕ ΣΚΑΛΟΠΑΤΙ.....	128
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 ^ο	130
6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	130
6.1. ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ - ΜΗ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΑΚΡΟΥ ΓΙΑ ΟΛΕΣ ΤΙΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ ΠΟΥ ΑΞΙΟΛΟΓΗΘΗΚΑΝ.....	131
6.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΙΣ ΜΕ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ.....	134
6.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ.....	134
6.2.2. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗ	142
6.2.2.2. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ – ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ	143
6.2.3. ΑΝΤΟΧΗ.....	145
6.3. ΠΙΘΑΝΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	146
6.3.1. ΔΕΙΓΜΑ	147
6.3.2. ΜΕΣΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	151
6.3.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟ	151
6.3.2.2. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ	152
6.3.3. ΑΛΛΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ	154
6.4. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	156
6.5. ΚΛΙΝΙΚΗ ΣΗΜΑΣΙΑ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	157
7. ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	160

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

ICC: Intraclass correlation coefficient - συντελεστής συσχέτισης

ROM: Εύρος Κίνησης

ΑΓΠ: Απλή Γραμμική Παλινδρόμηση

ΑΚΑ: Ανοιχτή Κινητική Αλυσίδα

ΕΜ: Επιγονατοδομηριαία

ΚΚΑ: Κλειστή Κινητική Αλυσίδα

ΜΑΑ: Μονοποδική αναπήδηση για απόσταση

ΜΑΧ: Μονοποδική αναπήδηση για χρόνο

ΜΙ: Μέγιστη Ισχύς

ΜΜΡ: Μέση Μέγιστη Ροπή

ΟΑΓ: Ολική Αρθροπλαστική Γόνατος

ΟΜ: Οπίσθιοι Μηριαίοι

ΠΒΣ: Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι

ΠΧΣ: Πρόσθιος Χιαστός Σύνδεσμος

ΣΒ: Σωματικό Βάρος

ΣΕ: Συνολικό Έργο

ΤΜΑΑ: Τριπλή μονοποδική αναπήδηση για απόσταση

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα	Λεζάντα	Πηγή προέλευσης	Σελίδα
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2ο			
2.1.	Σε ένα σύστημα ΑΚΑ, μια δύναμη (βέλος) εφαρμόζεται στο τελικό τμήμα (Α) θα προκαλέσει κίνηση μόνο σε αυτό το τμήμα (Α). Αντίθετα, σε ένα σύστημα ΚΚΑ, όπου εφαρμόζεται η ίδια δύναμη στο τμήμα Α (που τώρα είναι σταθερό) θα προκαλέσει την κίνηση σε όλα τα τμήματα (Β, C, και D)	Karandikar & Vargas 2011	5
2.2.	Φορτία που ασκούνται στην κνήμη με το γόνατο να είναι στις 30° κάμψη έναντι αντίστασης. Ανάλυση της δύναμης αντίστασης (W) και της μυϊκής δύναμης (M) σε κάθετες συνιστώσες. Οι συνιστώσες W_r και M_r (διατμητική δύναμη) φέρονται κάθετα στον επιμήκη άξονα της κνήμης. Οι συνιστώσες που είναι κάθετες στην κνήμη παράγουν ροπή στρέψης του εν λόγω τμήματος. Η συνιστώσα της μυϊκής δύναμης και συμπιεστική δύναμη (M_t) και η ελκτική συνιστώσα του βάρους (W_t) είναι παράλληλες στον επιμήκη άξονα της κνήμης (Το βάρος της κνήμης/περόνης και του άκρου πόδα έχει παραληφθεί)	Houghlum & Bertoti (2011), p.46	10
2.3.	Οι δυνάμεις αντίστασης, που εφαρμόζονται σε διαφορετικές θέσεις, μεταβάλλουν το μέγεθος των διατμητικών και συμπιεστικών δυνάμεων. Α. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται περιφερικά Β. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται κεντρικά Γ. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται αξονικά Δ. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται περιφερικά με συνσύσπαση των οπίσθιων μηριαίων	Prentice 2007, σ. 267	10
2.4.	Επιγονατιδομηριαία δύναμη αντίδρασης. Το διάνυσμα της συνισταμένης της ελκτικής δύναμης που ασκεί ο τετρακέφαλος στην επιγονατίδα και ο επιγονατιδικός τένοντας στην επιγονατίδα από την αντίθετη κατεύθυνση Α) στην όρθια στάση Β) σε μικρό κάθισμα Γ) σε κάθισμα έως 90°	Houghlum & Bertoti 2011, p.459	12
2.5.	Ταχοδυναμική καμπύλη	http://www.studyblue.com/notes/note/h/foundations-exam-ii/deck/136070	16
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο			
3.1.	Οι τρεις φάσεις του ROM μιας επανάληψης κατά την ισοκινητική αξιολόγηση: Φάση επιτάχυνσης ή ρυθμός ανάπτυξης γωνιακής ταχύτητας (RVD), Φάση ισοκινητικής φόρτισης (LR) και επιβράδυνση (DCC).	Findley et al. 2006	43
3.2.	Διάγραμμα γωνιακής ταχύτητας - εύρους κίνησης (ROM). Σε αυτό το παράδειγμα 10° είναι το ROM πριν επιτευχθεί η προκαθορισμένη ισοκινητική γωνιακή ταχύτητα και άλλες 10° στο τέλος κατά την επιβράδυνση. Αυτό σημαίνει ότι το IROM είναι 70° συνολικά	http://www.isokinetics.net	44

3.3.	Διάγραμμα γωνιακής ταχύτητας (°/s) - Χρόνου (s): Velocity Overhoot	Schwartz et al. 2014	48
3.4.	Σήμα της γωνιακής ταχύτητας με τις αντίστοιχες φάσεις κατά την έκταση του γόνατος στις 60 ° / s. Επιτάχυνση (ACC), υπέρβαση ταχύτητας (VO - velocity overshoot), ισοκινητικό εύρος κίνησης (ILR) και επιβράδυνση (DEC).	Schwartz et al. 2014	38
3.5.	Lever arm oscillation	http://www.isokinetics.net	50
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο			
4.1.	Ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3		64
4.2.	Αναστημόμετρο seca 214	http://www.sciencetech.gr/product_info.php/cPath/1_4_38_51_56/products_id/229	65
4.3.	Ζυγαριά TCS-Z Series Electronic Weighing Platform Scale	http://www.tjskl.org.cn	65
4.4.	Εργομετρικό ποδήλατο Monark Anarobic Wingate Ergometer 894E	http://www.hcifitness.com/Monark-894e-Wingate-Testing-Bike-Ergometer	66
4.5.	Καρέκλα εξεταζόμενου		66
4.6.	Δυναμόμετρο		67
4.7.	Γωνιόμετρο Gima	http://www.harmanis.com.gr/index.php?id_product=297&controller=product	68
4.8.	Δεξί και αριστερό εξάρτημα γόνατος	Biodex Multi Joint System p.1-9	68
4.9.	A) Τοποθέτηση συμμετέχοντα για αξιολόγηση δεξιού άκρου B) Τοποθέτηση συμμετέχοντα για αξιολόγηση αριστερού άκρου		69
4.10.	Πίνακας ελέγχου		70
4.11.	Αρχική θέση αξιολόγησης του ΔΕ γόνατος		71
4.12.	Τελική θέση		72
4.13.	Λειτουργικές δοκιμασίες αναπήδησης: Απλή και τριπλή μονοποδική αναπήδηση για απόσταση, Μονοποδική αναπήδηση για χρόνο		75
4.14.	Σκαλοπάτι για τη δοκιμασία «Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι»		76
4.15.	Διάγραμμα «Γωνιακή ταχύτητα, Μέγιστη Ροπή vs ROM», δύο τυχαίων επαναλήψεων κάμψης-έκτασης γόνατος στις 60°/s.		79

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας	Λεξάντα	Σελίδα
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2ο		
2.1.	Χαρακτηριστικές ιδιότητες δραστηριοτήτων ΚΚΑ	8
2.2.	Χαρακτηριστικές ιδιότητες δραστηριοτήτων ΑΚΑ	9
2.3.	Γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησης	14
2.4.	Προδιαγραφές Biodex System 3	14
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο		
3.1.	Πίνακας 3.1. Συσχετίσεις μεταξύ κλινικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων	30
3.2.	Αξιοπιστία λειτουργικών δοκιμασιών αναπήδησης στην αρθρογραφία	36
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο		
4.1.	Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος συμμετεχόντων (N=26)	63
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5ο		
5.1.	Ανθρωπομετρικά Χαρακτηριστικά για το σύνολο του δείγματος (N=26)	80
5.2.	Ανθρωπομετρικά Χαρακτηριστικά για άνδρες & γυναίκες	80
5.3.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 60°/s	81
5.4.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 60°/s	82
5.5.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 180°/s	82
5.6.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 180°/s	83
5.7.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 300°/s	84
5.8.	Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 300°/s	85
5.9.	Αποτελέσματα λειτουργικών δοκιμασιών για το σύνολο του δείγματος	86
5.10.	Αποτελέσματα λειτουργικών δοκιμασιών ως προς το φύλο	86
5.11.	Μέσες τιμές χρόνου επιτάχυνσης επιβράδυνσης (msec)	87
5.12.	Μέσες τιμές του Εύρους κίνησης άρθρωσης γόνατος κατά την επιτάχυνση και την επιβράδυνση	87
5.13.	Μέση τιμή της επί τοις εκατό μείωσης της MMP (αντοχή)	87
5.14.	Μη παραμετρικός έλεγχος για διαφορές των ισοκινητικών μεταβλητών στο επικρατές - μη επικρατές άκρο	89
5.15.	Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου στις ισοκινητικές παραμέτρους	90
5.16.	Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως προς το χρόνο Επιτάχυνσης - Επιβράδυνσης	91
5.17.	2-Related samples test για διαφορές επικρατούς - μη επικρατούς άκρου ως προς το χρόνο Επιτάχυνσης - Επιβράδυνσης	92

5.18.	Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου για το ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και IROM	93
5.19.	Μη παραμετρικός έλεγχος για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου για το ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και IROM	93
5.20.	Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως προς την αντοχή στις 300°/s	94
5.21.	Paired T-tests για τις διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς στις λειτουργικές δοκιμασίες	95
5.22.	2-Related samples test για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως τις λειτουργικές δοκιμασίες	96
5.23.	Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 60°/s για το επικρατές - μη επικρατές άκρο	97
5.24.	Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 180°/s για το επικρατές άκρο.	98
5.25.	Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 300°/s για το επικρατές άκρο με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης	99
5.26.	Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 60°/s με τις λειτουργικές	100
5.27.	Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 180°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης για το επικρατές άκρο	101
5.28.	Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 300°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης για το επικρατές άκρο	101
5.29.	Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 60°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης	103
5.30.	Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 180°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης	104
5.31.	Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 300°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης	105
5.32.	Συσχετίσεις αντοχής στις 300°/s με λειτουργικές δραστηριότητες	106
5.33.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης	109
5.34.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης	110
5.35.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM	111
5.36.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης	116
5.37.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης-επιβράδυνσης	117
5.38.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης	123
5.39.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για για ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM	125
5.40.	Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης-επιβράδυνσης	127
5.41.	Μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης για τη λειτουργική δοκιμασία Πλάγια Βήματα σε Σκαλοπάτι	128

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ελλείμματα της μυϊκής απόδοσης επηρεάζουν το γενικό πληθυσμό συμπεριλαμβανομένων των αθλητών υψηλού επιπέδου αλλά και μεγαλύτερης ηλικίας άτομα. Αξιόπιστες δοκιμασίες αξιολόγησης της μυϊκής απόδοσης είναι σημαντικές για να μετρηθεί και να ποσοτικοποιηθεί με ακρίβεια η αρχική τιμή της μυϊκής ισχύος και να καθοριστεί η αποτελεσματικότητα οποιασδήποτε θεραπευτικής παρέμβασης. Εκτός από την υψηλή αξιοπιστία, η ιδανική δοκιμασία αξιολόγησης της δύναμης πρέπει να σχετίζεται με τη λειτουργικότητα, να είναι ευαίσθητη σε αλλαγές της δύναμης και να είναι αποδοτική ως προς το κόστος, το χρόνο αλλά και τον τόπο που μπορεί να εφαρμοστεί.

Οι δοκιμασίες αξιολόγησης της δύναμης που χρησιμοποιούνται συνήθως σε κλινικό περιβάλλον περιλαμβάνουν το μυϊκό τέστ, το δυναμόμετρο χειρός και το ισοκινητικό δυναμόμετρο. Το μυϊκό τέστ μπορεί να γίνει εύκολα σε ένα κλινικό περιβάλλον ωστόσο, μελέτες έχουν δείξει ότι έχει περιορισμένη αξιοπιστία και δεν είναι ευαίσθητο σε αλλαγές της δύναμης στο χρόνο (Wadsworth et al. 1987; Bohannon 1998; Bohannon 2001). Αντίθετα, τα δυναμόμετρα χειρός και ο ισοκινητικός έλεγχος των κάτω άκρων είναι αξιόπιστα σε πολλούς πληθυσμούς με καλά σχεδιασμένες μελέτες να αναφέρουν ICCs που κυμαίνονται από 0,82 έως 0,99 (Richardson et al. 1998; Phillips et al. 2000; Wang et al. 2002) και 0,71 έως 0,99 αντίστοιχα (Feiring et al. 1990; Deones et al. 1994; Symons et al. 2005).

Παρά την υψηλή αξιοπιστία, η χρήση του ισοκινητικού δυναμομέτρου είναι κάπως περιορισμένη, λόγω των απαιτήσεων του μεγέθους και του κόστους του εξοπλισμού. Επίσης, ένας σημαντικός περιορισμός που συνδέεται με το δυναμόμετρο χειρός και την ισοκινηση είναι ότι τείνουν να είναι μια φτωχή αντανάκλαση της λειτουργικής ικανότητας (Lephart et al. 1992; Blackburn & Morrissey). Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι επειδή η μυϊκή δύναμη σχετίζεται με τη στάση, τη γωνία, την ταχύτητα (Sale 1987) και τις απαιτήσεις της κίνησης κατά τη διάρκεια των λειτουργικών δραστηριοτήτων και απαιτούν όχι μόνο την παραγωγή μυϊκής τάσης, αλλά και κατάλληλων κινητικών συνεργιών και ορθοστατικών προσαρμογών. Κατά συνέπεια, η χρήση των λειτουργικών δοκιμασιών για την αξιολόγηση της μυϊκής απόδοσης έχει υποστηριχθεί δεδομένου ότι επιδεικνύουν υψηλότερη συσχέτιση με τη λειτουργική απόδοση (Worrell et al. 1993; Bohannon 1995).

Από τα τέλη του 1970 και τις αρχές της δεκαετίας του 1980 τα προγράμματα αποκατάστασης παθολογιών του γόνατος είχαν δώσει έμφαση και είχαν ως βέλτιστη προσέγγιση την άσκηση αλλά και την αξιολόγηση μέσω ανοιχτής κινητικής αλυσίδας (AKA) ισοκινητικών δοκιμών χρησιμοποιώντας την επιτυχία σε αυτές τις δοκιμές ως πρωτεύον εργαλείο καθορισμού της μυϊκής απόδοσης ενός ασθενούς και ως ένδειξη για να προχωρήσει ο ασθενής σε υψηλότερα επίπεδα δραστηριότητας (Shelbourne and Nitz 1992; Andrews et al. 2011). Αυτό το είδος εκπαίδευσης και αξιολόγησης αναφέρεται ως άσκηση AKA, όπου ο μυς συσπάται μεμονωμένα για να επιτελέσει ένα έργο και επιτυγχάνεται μέσω της ενσωμάτωσης ενός συνδυασμού πολλών διαδοχικών αρθρώσεων όπου το τελικό τμήμα δεν είναι σταθερό (Palmitier et al. 1991).

Τα τελευταία χρόνια η αρθρογραφία προτείνει ότι ο έλεγχος μεμονωμένων μυϊκών ομάδων δεν δίνει αρκετές πληροφορίες για την λειτουργική ικανότητα ενός ασθενούς, ιδιαίτερα στο χώρο του αθλητισμού. Επιπροσθέτως, η εκπαίδευση μόνο σε AKA δεν μπορεί να προετοιμάσει επαρκώς τον ασθενή να επιστρέψει σε ένα δυναμικό λειτουργικό επίπεδο. Ως εκ τούτου, η αξιολόγηση και αποκατάσταση μέσω κλειστής κινητικής αλυσίδας (KKA) αναπτύχθηκε, με τους ερευνητές θέλοντας να ποσοτικοποιήσουν τη λειτουργικότητα να έχουν σχεδιάσει διάφορες λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης που προσομοιώνουν τις φορτίσεις που αντιμετωπίζει το γόνατο κατά τη διάρκεια αθλητικών ή άλλων δραστηριοτήτων (Lephart et al. 1992). Σύμφωνα με τους Barber et al (1990), η σπουδαιότητά τους προέκυψε από το γεγονός ότι η λειτουργικότητα των κάτω άκρων περικλείει πολλές μεταβλητές, όπως τον πόνο, το οίδημα, τον νευρομυϊκό συντονισμό, τη μυϊκή δύναμη και ισχύ αλλά και τη σταθερότητα της άρθρωσης. Επιπλέον, οι λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης είναι γρήγορες, απλές στην εκτέλεση, απαιτούν ελάχιστη προσωπική εκπαίδευση και μπορούν να διεξαχθούν σε οποιοδήποτε κλινικό περιβάλλον. Η άσκηση και αξιολόγηση του κάτω άκρου σε KKA είναι μια δυναμική ενσωμάτωση διαφόρων μυϊκών ομάδων η οποία είναι αναγκαία για την υλοποίηση ενός λειτουργικού έργου μέσω της χρήσης ενός συνδυασμού πολλών διαδοχικών αρθρώσεων όταν το τελικό τμήμα είναι σταθερό (Greenberger & Paterno 1995).

Ωστόσο, οι μελέτες έχουν δείξει έλλειψη ισχυρής συσχέτισης μεταξύ των ισοκινητικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων (Greenberger & Paterno 1995; English et al. 2006) με κάποιους ερευνητές να δείχνουν ήπιες μέχρι μέτριες έως καλές συσχετίσεις (Wilk et al. 1994; Greenberger & Paterno 1995; Pincivero et al. 1997), ενώ άλλους να δείχνουν μικρές έως καθόλου συσχετίσεις (Anderson et al. 1991; Lephart et al. 1992; Sekiya et al. 1998).

Οι διαφορές στα αποτελέσματα μπορεί να προέρχονται από διαφορές στη μεθοδολογία, στους πληθυσμούς των ατόμων που επιλέχθηκαν να αξιολογηθούν, στις μεθόδους των δοκιμασιών, στον εξοπλισμό και στις παθολογικές καταστάσεις. Αυτές οι συσχετίσεις έχουν δειχθεί σε ασθενείς με ανακατασκευή πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (ΠΧΣ) (Wilk et al. 1994; Petschnig et al. 1998), με σύνδρομο επιγονατιδομηριαίου πόνου (ΣΕΠ) (Guney et al. 2015), ολική αρθροπλαστική γόνατος (ΟΑΓ) (Vaz et al. 1993) κλπ. Οπότε είναι πολύ πιθανό ότι η ισοκινητική απόδοση να μην μπορεί κατ' ανάγκη να εγγυηθεί την επιτυχή λειτουργική απόδοση των ασθενών σε δραστηριότητες ΚΚΑ.

1.1. ΣΚΟΠΟΣ ΠΑΡΟΥΣΑΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο σκοπός της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι να μελετηθεί περαιτέρω η συσχέτιση μεταξύ μεταβλητών μυϊκής απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων της άρθρωσης του γόνατος αξιολογούμενη με το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 και τεσσάρων κοινώς χρησιμοποιούμενων λειτουργικών δοκιμασιών σε πληθυσμό υγιών ατόμων. Τα ισοκινητικά και λειτουργικά αποτελέσματα κανονικοποιήθηκαν με το σωματικό βάρος. Οι συγγραφείς υπέθεσαν ότι η κανονικοποίηση με βάση το σωματικό βάρος ίσως είναι καλύτερος δείκτης της απόδοσης της λειτουργίας των κάτω άκρων σε δραστηριότητες όπως οι δοκιμασίες αναπήδησης οι οποίες απαιτούν από τα άτομα να ελέγξουν το βάρος τους στο χώρο ώστε να είναι πιο ακριβείς οι συγκρίσεις της απόδοσης των μυών μεταξύ ατόμων διαφορετικού ύψους και βάρους. Δευτερευόντως, στη μελέτη αυτή θα προσδιοριστούν αν υπάρχουν διαφορές στη δύναμη και στη λειτουργικότητα μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου. Επιπλέον, θα διερευνηθεί η έννοια της επιτάχυνσης και επιβράδυνσης του σκέλους αλλά και της αντοχής των μυών του γόνατος κατά την ισοκίνηση αλλά και τη σχέση που έχουν με τη λειτουργικότητα.

Πιο συγκεκριμένα, ξεκινώντας από το επόμενο κεφάλαιο (κεφάλαιο δεύτερο), αναλύεται η έννοια της ανοιχτής και κλειστής κινητικής αλυσίδας που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη είτε σε ασκήσεις αποκατάστασης είτε ως αξιολόγηση έχοντας τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους. Κατόπιν, θα αναφερθεί η ισοκίνηση που χρησιμοποιείται ως άσκηση αλλά και ως αξιολόγηση και είναι μια δραστηριότητα ΑΚΑ. Το πρώτο κεφάλαιο κλείνει με αναφορά στη λειτουργικότητα και τη χρήση λειτουργικών δοκιμασιών που είναι δραστηριότητες κλειστής κινητικής αλυσίδας και χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη.

Το τρίτο κεφάλαιο είναι η ανασκόπηση. Σε αυτό αναφέρονται αρχικά ποιες είναι οι σχέσεις των παραμέτρων της ισοκίνησης (δραστηριότητα ΑΚΑ) και των αποτελεσμάτων

των λειτουργικών δοκιμασιών (δραστηριότητα ΚΚΑ) σύμφωνα με την αρθρογραφία. Στη συνέχεια γίνεται αναφορά στην αξιοπιστία και εγκυρότητα της ισοκίνησης και των λειτουργικών δραστηριοτήτων με ιδιαίτερη αναφορά στο ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 και στις λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη.

Στο τέταρτο κεφάλαιο, αναφέρεται η μεθοδολογία με την οποία προσεγγίστηκε το ερευνητικό κομμάτι της μελέτης. Αναφέρονται ο σκοπός της έρευνας και μια πρώτη περιγραφή της, το δείγμα και ο τρόπος συλλογής του, τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού των συμμετεχόντων και αναλυτικά οι διαδικασίες της ισοκινητικής και λειτουργικής αξιολόγησης. Το τέταρτο κεφάλαιο κλείνει με την περιγραφή της στατιστικής ανάλυσης, της συλλογής και επεξεργασίας των δεδομένων και του τρόπου υπολογισμού όλων των αριθμητικών μεταβλητών.

Το πέμπτο κεφάλαιο είναι το κεφάλαιο των αποτελεσμάτων. Με τη χρήση πινάκων παρουσιάζονται τα αριθμητικά μέτρα όλων των μεταβλητών ως προς το σύνολο του δείγματος αλλά και ως προς φύλο, οι διαφορές μεταξύ επικρατούς-μη επικρατούς σε άκρου όλες τις μεταβλητές ως προς το σύνολο του δείγματος, οι συσχετίσεις όλων των μεταβλητών με τις λειτουργικές δοκιμασίες και τέλος τα αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης.

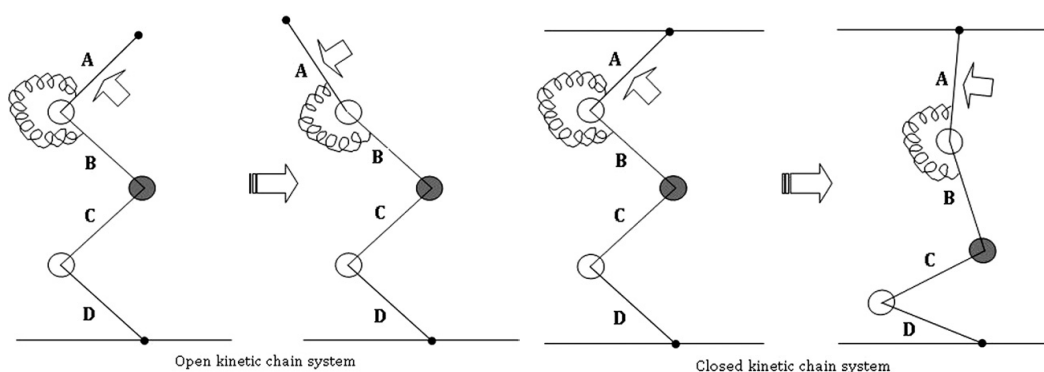
Στο τελευταίο κεφάλαιο (κεφάλαιο έκτο), είναι η συζήτηση, τα συμπεράσματα, η κλινική σημασία των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας και επίσης επισημαίνονται οι απειλές και τα λάθη μεθοδολογικά ή μη, προτείνονται μελλοντικές κατευθύνσεις και παρατίθεται η τελική κριτική άποψη και τα συμπεράσματα του συγγραφέα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο

2.1. Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΛΥΣΙΔΑΣ

Η έννοια της κινητικής αλυσίδας προέρχεται από το γερμανό μηχανολόγο μηχανικό Franz Reuleaux (1829-1905), ο οποίος συχνά αποκαλείται ο «πατέρας της κινηματικής». Η έννοια του συστήματος σύνδεσης, αν και αρχικά σχετιζόταν με τη μηχανική, έχει γίνει μια ευρέως αποδεκτή και καλά μελετημένη αρχή στην αποκατάσταση (Ellenbecker and Davies 2001; Kibler and Livingston 2001; Butler and Major 2003; Moon 2003).

Όπως προτείνεται από τον Reuleaux, σε ένα άκαμπτο σύστημα, οι αρθρώσεις συνδέουν μια σειρά από άκαμπτα τμήματα τα οποία επικαλύπτονται. Αν και τα δύο άκρα αυτού του συστήματος είναι σταθερά έτσι ώστε να μη μπορεί να συμβεί καμία κίνηση σε κάθε άκρο, η εφαρμογή μιας εξωτερικής δύναμης αναγκάζει το κάθε τμήμα να λαμβάνει και να μεταφέρει δύναμη στο γειτονικό του τμήμα, δημιουργώντας έτσι μια αλυσιδωτή αντίδραση. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, η κίνηση σε οποιαδήποτε άρθρωση να παράγει ένα προβλέψιμο πρότυπο κίνησης σε όλες τις άλλες αρθρώσεις στην αλυσίδα (Εικόνα 2.1.). (Prentice 2007, σ. 262; Karandikar & Vargas 2011). Στην πραγματικότητα αυτό το σύστημα δεν υπάρχει ούτε στο άνω, ούτε στο κάτω άκρο. Όταν όμως το περιφερικό τμήμα του άκρου (χέρι ή πόδι) συναντά αντίσταση, ή είναι ακινητοποιημένο, τα πρότυπα μυϊκής επιστράτευσης και οι κινήσεις των αρθρώσεων διαφέρουν σε σχέση με όταν το περιφερικό τμήμα κινείται ελεύθερα (Steindler 1973; Prentice 2007, σ. 262).



Εικόνα 2.1. Σε ένα σύστημα ΑΚΑ, μια δύναμη (βέλος) εφαρμόζεται στο τελικό τμήμα (Α) θα προκαλέσει κίνηση μόνο σε αυτό το τμήμα (Α). Αντίθετα, σε ένα σύστημα ΚΚΑ, όπου εφαρμόζεται η ίδια δύναμη στο τμήμα Α (που τώρα είναι σταθερό) θα προκαλέσει την κίνηση σε όλα τα τμήματα (Β, C, και D) (τροποποιημένη από Karandikar & Vargas 2011).

Κάθε οστεώδες τμήμα στο κάτω άκρο, όπως ο άκρος πόδας, η κνήμη, το μηριαίο και η λεκάνη, μπορούν να θεωρηθούν ως μια άκαμπτη σύνδεση, με την υποστραγαλική, το

γόνατο και τις αρθρώσεις του ισχίου να έχουν το ρόλο των συνδετικών αρθρώσεων (Lefever 2005). Οι αρθρώσεις αυτές αποτελούν την κινητική αλυσίδα για το κάτω άκρο. Ο Steindler (1973) κατηγοριοποίησε την έννοια κινητικής αλυσίδας ως ανοικτή ή κλειστή ανάλογα με τη φόρτιση του περισσότερου περιφερικού τμήματος (Karandikar & Vargas 2011).

Ο Steindler ορίζει το σύστημα ανοικτής κινητικής αλυσίδας (ΑΚΑ) ως «ένα συνδυασμό από διαδοχικά τοποθετημένες αρθρώσεις στις οποίες το τελικό τμήμα μπορεί να κινηθεί ελεύθερα». Σε ένα σύστημα ΑΚΑ το απομακρυσμένο τμήμα είναι ελεύθερο να κινείται στο χώρο. Από την άλλη, ΚΚΑ ορίζεται ως «μια κατάσταση ή περιβάλλον στο οποίο το περιφερικό τμήμα συναντά σημαντική εξωτερική αντίσταση που απαγορεύει ή συγκρατεί την ελεύθερη κίνησή του» (Steindler 1973). Σε ένα σύστημα ΚΚΑ μια δύναμη που εφαρμόζεται στο ένα από τα τμήματα παράγει κίνηση σε όλα τα άλλα τμήματα της κινητικής αλυσίδας με προβλέψιμο τρόπο. Στην περίπτωση του κάτω άκρου όταν το περιφερικό τμήμα του σταθεροποιείται ή ακινητοποιείται, όπως το πόδι κατά τη φόρτισή του πάνω στο έδαφος, τότε η κινητική αλυσίδα είναι κλειστή. Κατ' αναλογία, σε μια ανοικτή κινητική αλυσίδα το περιφερικό τμήμα κινείται και δεν είναι σταθεροποιημένο. (Prentice 2007, σ. 262; Karandikar & Vargas 2011).

Αυτή η έννοια της ανοικτής και κλειστής κινητικής αλυσίδας όπως περιγράφηκε παραπάνω, μπορεί να εφαρμοστεί απευθείας σε ασκήσεις και σε καθημερινές δραστηριότητες. Οι περισσότερες θεραπευτικές ασκήσεις είναι πολύπλοκες και περιλαμβάνουν ένα συνδυασμό των χαρακτηριστικών της ΑΚΑ και ΚΚΑ.

Εμβιομηχανικές διαφορές δραστηριοτήτων ΑΚΑ & ΚΚΑ

Οι δραστηριότητες και ασκήσεις ΑΚΑ οδηγούν σε απομονωμένη κίνηση σε μια δεδομένη άρθρωση και είναι αποτελεσματικές όταν είναι επιθυμητή η απομονωμένη ενδυνάμωση επιλεγμένων ομάδων μυών. Αντίθετα, οι ΚΚΑ ασκήσεις προκαλούν συν-σύσπαση των αγωνιστών και ανταγωνιστών μυϊκών ομάδων. Αυτή η εμβιομηχανική διαφορά κάνει τις ΚΚΑ ασκήσεις εξαιρετικά χρήσιμες μιας και αδυναμία λόγω απομόνωσης εξαλείφεται (Lephart et al 1995). Άλλα οφέλη που επιτυγχάνονται με τη χρήση της ΚΚΑ είτε ως απλή άσκηση, είτε ως αποκατάσταση, περιλαμβάνουν (1) την καθιέρωση πρώιμης σταθερότητας των περιφερικών αρθρώσεων (ώμοι, ισχία, κορμός), παρέχοντας μια πιο σταθερή βάση για την περιφερική λειτουργία (Dillman et al. 1994) και την βάρδιση (Palmitier et al. 1991) και (2) τη βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας, του νευρομυϊκού ελέγχου και στη συνέχεια της

λειτουργικής σταθερότητας της άρθρωσης (Πίνακας 2.1.& 2.2.) (Lephart et al. 1997; Rogol et al. 1998). Για τους Fagan and Delahunt (2008), η ιδιοδεκτικότητα είναι επίσης ένας ισχυρός παράγοντας για την επιλογή αυτών των ασκήσεων, εφόσον πιστεύεται ότι η ανατροφοδότηση (feedback) που προσφέρουν είναι πιο αποτελεσματική λόγω των συμπεστικών δυνάμεων του σώματος και της επαφής του άκρου με το έδαφος και αναπαράγουν λειτουργικές κινήσεις που συνήθως εκτελούνται σε δραστηριότητες της καθημερινής ζωής (Witvrouw et al. 2004).

Οι μυϊκές ενέργειες που παρατηρούνται κατά τη διάρκεια μιας δραστηριότητας ΑΚΑ, συνήθως αντιστρέφονται κατά τη διάρκεια μιας δραστηριότητας ΚΚΑ. Σε μια δραστηριότητα ΑΚΑ η έκφυση είναι σταθεροποιημένη και η μυϊκή συστολή παράγει κίνηση στην κατάφυση. Αν και αυτό μπορεί να είναι εμβιομηχανικά σημαντικό, από άποψη φυσιολογίας ο μυς μπορεί να επιμηκυνθεί, να βραχυνθεί ή να διατηρήσει το μήκος του, οπότε τελικά δεν έχει και τόση σημασία αν θα κινηθεί η έκφυση ή η κατάφυση του μυός, όσον αφορά στον τρόπο με τον οποίο συσπάται ο μύς (Prentice 2007, σ. 262-3).

Επίσης, υπάρχει η έννοια της ταυτόχρονης μετατόπισης η οποία βρίσκει εφαρμογή στους διάρθριους μυς, οι οποίοι έχουν και διακριτές μυϊκές ενέργειες εντός της κινητικής αλυσίδας σε δραστηριότητες φόρτισης. Για παράδειγμα, ο ορθός μηριαίος βραχύνεται κατά την έκταση γόνατος και επιμηκύνεται κατά την έκταση του ισχίου. Συνεπώς, το μήκος του μυός μεταβάλλεται πολύ λίγο, αν και παρατηρείται σημαντικό εύρος κίνησης στο ισχίο και το γόνατο. Επιπλέον, ο ορθός μηριαίος εκδηλώνει και διαφορετικές ενέργειες, δηλαδή πλειομετρική συστολή στο ισχίο και μειομετρική στο γόνατο. Αυτή η ταυτόχρονη μετατόπιση παρατηρείται μόνο κατά τη διάρκεια ασκήσεων ΚΚΑ. Οι έννοιες της αντίστροφης μυϊκής ενέργειας και της ταυτόχρονης μετατόπισης είναι πολύ βασικές για τις ασκήσεις ΚΚΑ (Snyder-Mackler 1996).

Από εμβιομηχανική άποψη αναφέρεται ότι οι ασκήσεις ΚΚΑ είναι ασφαλέστερες και παράγουν φορτίσεις που δυνητικά είναι λιγότερο επικίνδυνες για τις υπό επούλωση δομές από ότι οι ασκήσεις ΑΚΑ (Shelbourne & Nitz 1990). Η συνενεργοποίηση ή συνσύσπασση των αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών πρέπει να επιτευχθεί κατά τη διάρκεια φυσιολογικών κινήσεων για τη σταθερότητα της άρθρωσης. Η συνσύσπασση που παρατηρείται σε ασκήσεις ΚΚΑ, ελαττώνει τις διατμητικές δυνάμεις που επιβάλλονται στην άρθρωση, άρα προστατεύει τις δομές των μαλακών μορίων, που διαφορετικά θα κινδύνευαν από ασκήσεις ΑΚΑ (Harter 1996). Επιπλέον οι δραστηριότητες με φόρτιση

αυξάνουν τις συμπιεστικές δυνάμεις στην άρθρωση και ενισχύουν ακόμη περισσότερο τη σταθερότητα της άρθρωσης.

Οι ασκήσεις ΚΚΑ, ειδικά αυτές που αφορούν στο κάτω άκρο, τείνουν να είναι πιο λειτουργικές από τις ασκήσεις ΑΚΑ, επειδή αφορούν δραστηριότητες φόρτισης (Voight & Cook 1996). Η πλειονότητα των καθημερινών δραστηριοτήτων, όπως είναι η βάδιση, οι σκάλες και η έγερση από την καθιστή θέση, σχετίζονται με το κλειστό κινητικό σύστημα. Επειδή το πόδι είναι συνήθως σε επαφή με το έδαφος, οι δραστηριότητες που χρησιμοποιούν αυτό το κλειστό κινητικό σύστημα θεωρούνται περισσότερο λειτουργικές. Με την εξαίρεση της κίνησης του λακτίσματος, δεν υπάρχει αμφιβολία ότι οι ασκήσεις ΚΚΑ σχετίζονται άμεσα με αθλητικές δραστηριότητες και αθλήματα και σε πολλές περιπτώσεις προσομοιώνουν σε μεγάλο βαθμό την επιθυμητή δραστηριότητα. Για παράδειγμα, η δύναμη των εκτεινόντων μυών στο γόνατο σε μια ΚΚΑ σχετίζεται περισσότερο με την αλτική ικανότητα, από ότι η δύναμη των εκτεινόντων σε μια ΑΚΑ (Blackburn & Morrissette 1998). Στα πλαίσια της λειτουργικής αποκατάστασης πρέπει να δοθεί έμφαση στη μεγιστοποίηση του φαινομένου της μεταφοράς σε λειτουργικές δραστηριότητες στον αγωνιστικό χώρο (Snyder-Mackler 1996).

Πίνακας 2.1. Χαρακτηριστικές ιδιότητες δραστηριοτήτων ΚΚΑ

Χαρακτηριστικά δραστηριοτήτων ΚΚΑ
Αυξημένες συμπιεστικές δυνάμεις στις αρθρώσεις
Αυξημένη προσέγγιση των αρθρώσεων άρα και σταθερότητα
Συνσύσπαση (και ως εκ τούτου αυξημένη σταθερότητα)
Ελάττωση των διατμητικών δυνάμεων
Ελάττωση των επιταχυντικών δυνάμεων
Ελάττωση των επιβραδυντικών δυνάμεων
Μεγάλες δυνάμεις αντίστασης
Διέγερση των ιδιοδεκτικών υποδοχέων
Βελτίωση της δυναμικής σταθερότητας

Πίνακας 2.2. Χαρακτηριστικές ιδιότητες δραστηριοτήτων ΑΚΑ

Χαρακτηριστικά δραστηριοτήτων ΑΚΑ
Αυξημένες επιταχυντικές δυνάμεις
Ελαττωμένες δυνάμεις αντίστασης
Αυξημένες στροφικές δυνάμεις και δυνάμεις απομάκρυνσης
Αύξηση της μηχανικής παραμόρφωσης της άρθρωσης και των μυϊκών μηχανοποδοχέων
Αυξημένες δυνάμεις απόσπασης (distraction forces) και περιστροφικές
Αυξημένη παραμόρφωση άρθρωσης (και επομένως μειώνεται σταθερότητα)
Αυξημένες διατμητικές δυνάμεις
Δυνάμεις πλειομετρικής επιβράδυνσης και μειομετρικής επιτάχυνσης
Προαγωγή της λειτουργικής δραστηριοποίησης

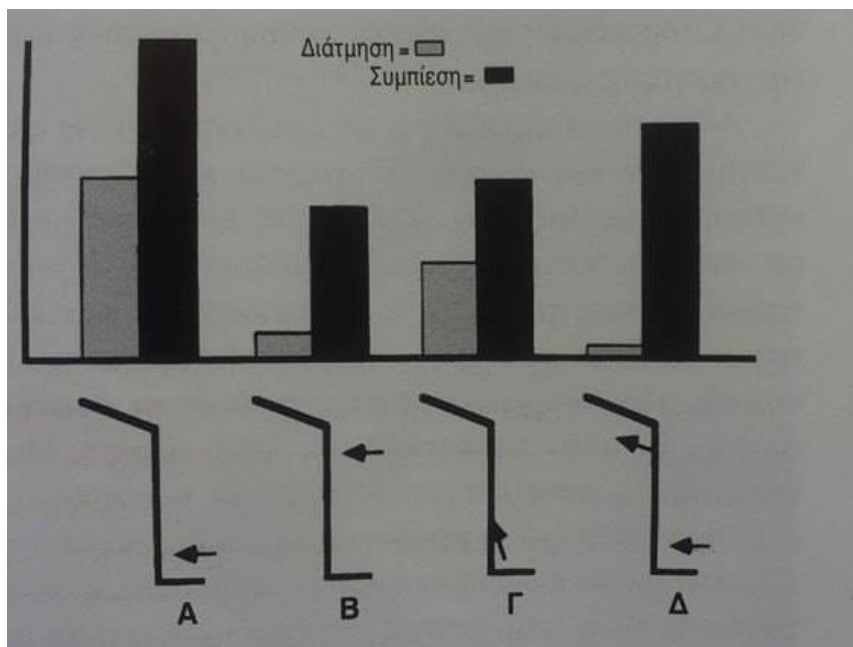
2.1.1. ΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΑΛΥΣΙΔΕΣ ΣΤΗΝ ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Οι Palmitier et al (1991) αναφέρουν ένα εμβιομηχανικό μοντέλο για το κάτω άκρο, το οποίο ποσοστοποιεί δύο σημαντικές δυνάμεις για την άρθρωση του γόνατος. Εφαρμόζεται μια διατμητική δύναμη με κατεύθυνση προς τα πίσω, η οποία θα προκαλούσε τη μετατόπιση της κνήμης προς τα εμπρός, αν δεν περιοριζόταν από τα μαλακά μόρια (από δομές όπως ο ΠΧΣ) (Butler et al. 1980). Η δεύτερη δύναμη είναι μια συμπιεστική δύναμη, η οποία κατευθύνεται κατά τον επιμήκη άξονα της κνήμης. Οι ασκήσεις φόρτισης αυξάνουν τη συμπίεση της άρθρωσης, κάτι που βελτιώνει τη σταθερότητα της άρθρωσης (Prentice 2007, σ.266).

Σε μια δραστηριότητα ΑΚΑ από καθιστή θέση (Εικόνα 2.2), όπως όταν εφαρμόζεται μια δύναμη αντίστασης στο περιφερικό άκρο της κνήμης, οι διατμητικές και οι συμπιεστικές δυνάμεις μεγιστοποιούνται (Εικόνα 2.3Α). Όταν η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται περισσότερο κεντρικά, η διατμητική δύναμη μειώνεται σημαντικά, όπως και η συμπιεστική (Εικόνα 2.3Β). Αν η δύναμη αντίστασης εφαρμοστεί περισσότερο αξονικά, διατμητική δύναμη είναι και πάλι μικρή (Εικόνα 2.3Γ). Αν η ίδια δύναμη εφαρμοστεί με μια παράλληλη συνσύσπαση των οπίσθιων μηριαίων, ελαχιστοποιείται η διατμητική δύναμη (Εικόνα 2.3Δ) (Prentice 2007, σ.267).



Εικόνα 2.2. Φορτία που ασκούνται στην κνήμη με το γόνατο να είναι στις 30° κάμψη έναντι αντίστασης. Ανάλυση της δύναμης αντίστασης (W) και της μυϊκής δύναμης (M) σε κάθετες συνιστώσες. Οι συνιστώσες W_T και M_T (διατμητική δύναμη) φέρονται κάθετα στον επιμήκη άξονα της κνήμης. Οι συνιστώσες που είναι κάθετες στην κνήμη παράγουν ροπή στρέψης του εν λόγω τμήματος. Η συνιστώσα της μυϊκής δύναμης και συμπιεστική δύναμη (M_t) και η ελκτική συνιστώσα του βάρους (W_t) είναι παράλληλες στον επιμήκη άξονα της κνήμης (Το βάρος της κνήμης/περόνης και του άκρου πόδα έχει παραληφθεί) (Τροποποιημένη από Houghlum & Bertoti (2011), p.46)



Εικόνα 2.3. Οι δυνάμεις αντίστασης, που εφαρμόζονται σε διαφορετικές θέσεις, μεταβάλλουν το μέγεθος των διατμητικών και συμπιεστικών δυνάμεων. Α. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται περιφερικά Β. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται κεντρικά Γ. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται αξονικά Δ. Η δύναμη αντίστασης εφαρμόζεται περιφερικά με συνσύσπαση των οπίσθιων μηριαίων (τροποποιημένη από Prentice 2007, σ. 267)

Κατά τη διάρκεια της έκτασης γόνατος σε ΑΚΑ, ο τετρακέφαλος παράγει το μεγαλύτερο μέρος του έργου που σχετίζεται με την κίνηση, ενώ οι οπίσθιοι μηριαίοι ενεργοποιούνται για να ελέγξουν την κίνηση χωρίς να συμβάλλουν όμως σημαντικά στο έργο που εκτελείται. Αντίθετα, σε ένα σύστημα ΚΚΑ (Εικόνα 2.4.), π.χ. σε μια δραστηριότητα «straight squat», με το κέντρο βάρους να διέρχεται από το γόνατο, τόσο ο τετρακέφαλος όσο και οι οπίσθιοι μηριαίοι (ΟΜ) συσπώνται ταυτόχρονα για να ελέγξουν την κάμψη του γόνατος. Το αποτέλεσμα αυτού είναι η σταθεροποίηση του γόνατος μέσω της ταυτόχρονης δράσης των δύο αντίθετων μυϊκών ομάδων (Houglum & Bertoti 2011). Καθώς το πόδι κινείται στην τελική έκταση στην ΑΚΑ, το έργο που απαιτείται για την άρση του κάτω άκρου αυξάνεται, διότι ο μοχλοβραχίονας αντίστασης (βαρύτητα) αυξάνεται. Αυτό το φαινόμενο απαιτεί μια αύξηση της παραγωγής ισχύος από τον τετρακέφαλο στις τελικές 30° της έκτασης του γόνατος και προκαλεί μια πρόσθια μετατόπιση της κνήμης, με αποτέλεσμα μια υψηλής διατμητικής δύναμης στο γόνατο. Αντίθετα, σε μια έκταση γόνατος σε ΚΚΑ, μέσω ταυτόχρονης συν-σύσπασης ΟΜ και τετρακεφάλου, σημαντικά μικρότερα διατμητικά φορτία και αυξημένη σταθερότητα υπάρχει σε ολόκληρη την άρθρωση του γόνατος (Kibler & Livingston 2001; Houglum & Bertoti 2011). Οι διατμητικές δυνάμεις, που παράγονται από την ισομετρική κάμψη και έκταση γόνατος στις 30° και 60° σε ΑΚΑ είναι μεγαλύτερες από αυτές που αναπτύσσονται σε ασκήσεις ΚΚΑ (Lutz et al. 1990), ενώ η πρόσθια μετατόπιση της κνήμης σε ισομετρική κάμψη γόνατος στις 30° σε ΚΚΑ είναι σαφώς μικρότερη, σύμφωνα με μετρήσεις με το αρθρόμετρο στο γόνατο (Voight & Cook 1996).

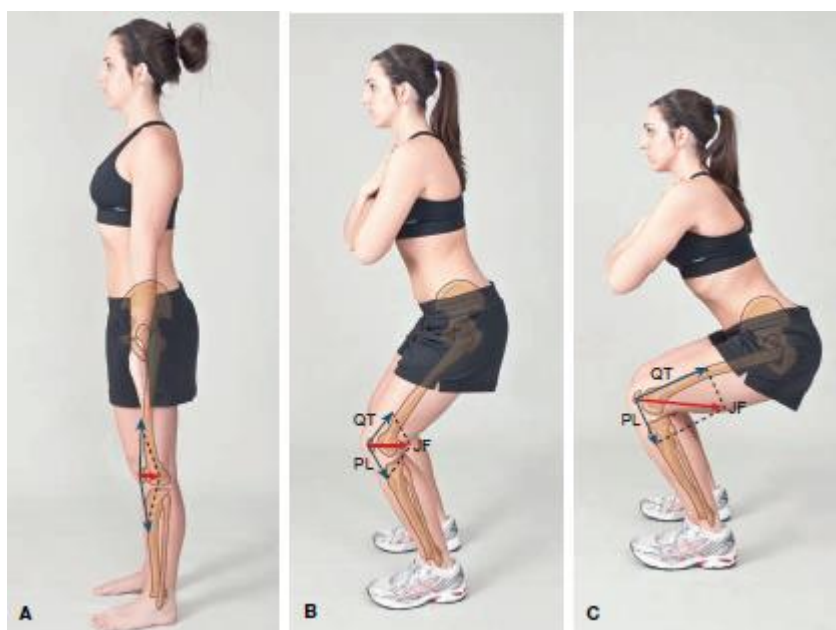
Επομένως, η συσσύπαση των ΟΜ μυών, όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, βοηθά στην αντιστάθμιση της τάσης του τετρακεφάλου να μετατοπίσει την κνήμη προς τα εμπρός. Η συσσύπαση των ΟΜ είναι περισσότερο αποτελεσματική για την ελάττωση της διατμητικής δύναμης, όταν η δύναμη αντίστασης κατευθύνεται αξονικά σε σχέση με την κνήμη, όπως στην περίπτωση μιας βαρομεταφέρουσας δραστηριότητας (Palmitier et al. 1991) με πολλές μελέτες να έχουν δείξει ότι η συσσύπαση είναι χρήσιμη για τη σταθεροποίηση του γόνατος και την ελάττωση των διατμητικών δυνάμεων (Renstrom et al. 1986; Solomonow et al. 1987; Kalund 1990; Hopkins et al. 1999).

2.1.2. Η ΕΠΙΓΟΝΑΤΙΑΟΜΗΡΙΑΙΑ ΑΡΘΡΩΣΗ

Σε ασκήσεις και δραστηριότητες έκτασης γόνατος σε ΑΚΑ η ροπή κάμψης ελαττώνεται καθώς το γόνατο εκτείνεται από τις 90° κάμψης προς την πλήρη έκταση, οπότε αυξάνεται η τάση στον τετρακέφαλο και στον επιγονατιδικό τένοντα. Αυξάνονται συνεπώς οι

δυνάμεις αντίδρασης στην επιγονατιδομηριαία (EM) άρθρωση, με τη μέγιστη τιμή να παρατηρείται στις 36° κάμψης του γόνατος (Fu et al. 1992). Καθώς το γόνατο κινείται προς πλήρη έκταση, ελαττώνεται η επιφάνεια επαφής της EM άρθρωσης, οπότε αυξάνεται η πίεση ανα μονάδα επιφάνειας αυτής (Hungerford and Barry 1979; Baratta et al. 1988) (Εικόνα 2.2.).

Σε μια άσκηση ΚΚΑ η ροπή κάμψης αυξάνεται καθώς κάμπτεται το γόνατο, οπότε προκαλείται αύξηση της τάσης στον τετρακέφαλο και τον επιγονατιδικό τένοντα και αύξηση των δυνάμεων αντίδρασης στην EM άρθρωση (Εικόνα 2.4). Η επιγονατίδα όμως έχει πολύ μεγαλύτερη επιφάνεια επαφής με το μηριαίο οστό, οπότε η φόρτιση κατά την επαφή ελαχιστοποιείται (Hungerford & Barry 1979; Baratta et al. 1988). Οι ασκήσεις ΚΚΑ μπορεί να είναι περισσότερο ανεκτές από την EM άρθρωση, καθώς η φόρτιση κατά την επαφή είναι ελάχιστη.



Εικόνα 2.4. Επιγονατιδομηριαία δύναμη αντίδρασης. Το διάνυσμα της συνισταμένης της ελκτικής δύναμης που ασκεί ο τετρακέφαλος στην επιγονατίδα και ο επιγονατιδικός τένοντας στην επιγονατίδα από την αντίθετη κατεύθυνση Α) στην όρθια στάση Β) σε μικρό κάθισμα Γ) σε κάθισμα έως 90° (Τροποποιημένη από Houghlum & Bertoti 2011, p.459)

2.2. Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ

Παρόλο που οι λειτουργικές δραστηριότητες είναι δραστηριότητες ΚΚΑ, η πιο κοινή μέθοδος αξιολόγησης της μυϊκής απόδοσης είναι η αξιολόγηση σε ΑΚΑ μέσω της ισοκίνησης. Οι Hislop και Perrine το 1967 περιέγραψαν για πρώτη φορά την έννοια της ισοκινητικής άσκησης. «Η ισοκινητική άσκηση είναι η κίνηση που γίνεται με σταθερή γωνιακή ταχύτητα και μεταβαλλόμενη αντίσταση. Παράγεται μέγιστη μυϊκή τάση σε όλο το εύρος τροχιάς (ROM) της άρθρωσης, επειδή η αντίσταση μεταβάλλεται για να αντιστοιχεί στην μυϊκή τάση που παράγεται στα διάφορα σημεία της τροχιάς της κίνησης». Τα ισοκινητικά μηχανήματα επιτρέπουν τον προκαθορισμό της γωνιακής ταχύτητας. Μόλις επιτευχθεί αυτή η επιθυμητή γωνιακή ταχύτητα, το μηχάνημα προβάλλει την αντίστοιχη μεταβαλλόμενη αντίσταση στο συγκεκριμένο εύρος τροχιάς της άρθρωσης (Prentice 2007, σ. 284).

2.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΑ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΑ

Τα ισοκινητικά δυναμόμετρα είναι συσκευές οι οποίες ελέγχουν την ταχύτητα της κίνησης και εξασφαλίζουν ρυθμιζόμενη αντίσταση κατά τη διάρκεια δυναμικής άσκησης για τα άκρα ή τον κορμό. Παρέχουν αντίσταση ανάλογη με τη δύναμη που αναπτύσσεται από το άτομο που χρησιμοποιεί τη μηχανή. Ο προκαθορισμένος ρυθμός (μοίρες ανά δευτερόλεπτο - °/s) δεν μπορεί να μεταβληθεί, ανεξάρτητα από το πόσο δυνατά σπρώχνει το άτομο τον βραχίονα δύναμης. Επομένως, ο μυς συσπάται με τη μέγιστη δυνατότητά του σε όλα τα σημεία του. Τα ισοκινητικά δυναμόμετρα συνδυάζουν μειομετρική και πλειομετρική άσκηση – αξιολόγηση, ενώ το εύρος των διαθέσιμων ταχυτήτων εκπαίδευσης ποικίλει από 0°/s έως 500°/s μέχρι και 1000°/s. Η άσκηση – αξιολόγηση μπορεί να πραγματοποιηθεί σε πλήρες ή βραχύ τόξο ελέγχοντας τη διαθέσιμη κίνηση με έναν υπολογιστή (Kisner & Colby 2003, σ. 115).

2.2.1.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟ BIODEx SYSTEM 3

Το Ισοκινητικό Δυναμόμετρο Biodex System 3 είναι ένα μηχάνημα τελευταίας τεχνολογίας το οποίο χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα έρευνα. Είναι το μοναδικό δυναμόμετρο που είναι ακόμα σε παραγωγή. Έχει τη δυνατότητα να εκτελέσει μειομετρική και πλειομετρική κίνηση. Μπορεί επίσης να εκτελέσει ισομετρική, ισοτονική, συνεχή παθητική και ισοκινητική άσκηση. Οι ταχύτητες κατά τις μειομετρικές συστολές κυμαίνονται από 30-500°/s, ενώ οι ταχύτητες για τις πλειομετρικές συστολές κυμαίνονται από 10-300°/s. Οι μέγιστες ροπές που επιτρέπονται για λόγους ασφαλείας είναι 500 ft lb για τις μειομετρικές και 300 ft lb για τις πλειομετρικές (1 ft lb=1,3563 Nm). Παράλληλα,

μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ενδυνάμωση σε διαγώνια επίπεδα και κλειστή κινητική αλυσίδα. Για κλειστή κινητική αλυσίδα χρησιμοποιείται ειδικό εξάρτημα και έχει σχεδιαστεί για να χρησιμοποιείται για την αποκατάσταση του ROM και για τον περιορισμό διατμητικών δυνάμεων κατά τη διάρκεια της υπο-μέγιστης παραγωγή ροπής (ειδικά όταν γίνεται για τα κάτω άκρα) (Biodex System 3 operation manual p.4-2). Έχει μικρότερη δυνατότητα μέτρησης έκκεντρης ροπής, γεγονός που μπορεί να λειτουργήσει περιοριστικά όταν χρησιμοποιείται στον αθλητικό πληθυσμό (Biodex System 3 operation manual; Prentice 2007, σ. 285). Τέλος, υπάρχει και η δυνατότητα λειτουργίας Βιοανατροφοδότησης ανάλογα με το λογισμικό (Biodex operation manual p.2-3).

Πίνακας 2.3. Γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησης (Operation manual p.4-1)

Προτεινόμενες ταχύτητες για αξιολόγηση/άσκηση			
Joint	Pattern	Orthopedic Patient	Athlete
Knee	Extension/Flexion	(60), 180, 300	180, 300, 450

Πίνακας 2.4. Προδιαγραφές Biodex System 3 (Operation manual p. 5-5)

ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ	
Χαρακτηριστικά δυναμομέτρου	Χαρακτηριστικά συστήματος
Λειτουργία: Ισοκινητική, Ισομετρική, Ισοτονική, Παθητική	2.8 GHz Pentium 4 CPU
Μειομετρική ταχύτητα έως 500 deg/s	80 GB Hard Drive
Πλειομετρική(έκκεντρη) ταχύτητα έως 300 deg/s	512 MB RAM
Μειομετρική ταχύτητα πάνω από 500 ft-lb (680 Nm)	48x CDRW
Πλειομετρική(έκκεντρη) ταχύτητα πάνω από 400 ft-lb (544 Nm)	Λειτουργικό Σύστημα Windows™ XP
Παθητική ταχύτητα τόσο χαμηλή όσο .25 deg/s	Biodex Advantage Software
Παθητική ροπή τόσο χαμηλή όσο .5 ft-lb	LCD Flat Panel οθόνη με ενσωματωμένα ηχεία
Ισοτονική ροπή τόσο χαμηλή όσο .5 ft-lb	Έγχρωμος εκτυπωτής

2.2.2. ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗΣ

Η ισοκίνηση παρέχει την ικανότητα για μέγιστη εξάσκηση σε όλο το ROM της άρθρωσης και την ικανότητα εξάσκησης σε διάφορες ταχύτητες για την προσομοίωση λειτουργικών δραστηριοτήτων (Wyatt & Edwards, 1981). Η προεπιλεγμένη γωνιακή ταχύτητα παραμένει σταθερή, ενώ η αντίσταση ποικίλλει για να ταιριάζει με την ακριβή ροπή που εφαρμόζεται σε όλο το εύρος της κίνησης. Η χρήση της ισοκίνησης προσφέρει περιγραφή και ανάλυση όλων των παραμέτρων της μυϊκής απόδοσης μιας συγκεκριμένης μυϊκής ομάδας, παρέχοντάς μας πληροφορίες για την μέγιστη ροπή, το έργο και την ισχύ των μυϊκών ομάδων μέσω της ποσοτικοποίησης των παραμέτρων αυτών. Επίσης, δίνει τη δυνατότητα για απομόνωση αδύναμων ομάδων μυών, διευκολύνει την λίπανση των αρθρώσεων, βελτιώνει την αμοιβαία εννεύρωση, ενώ παράλληλα χαρακτηρίζεται από ασφάλεια, αποτελεσματικότητα και αξιοπιστία. Τέλος, εξαιρετικής σημασίας είναι ότι η ισοκίνηση χρησιμοποιείται τόσο για διαγνωστικούς σκοπούς, όσο και για πρόγνωση (Davies 1987, p. 15-16; Perrin 1993, p. 9).

Μειονέκτημα της ισοκίνησης αποτελεί το γεγονός ότι οι ταχύτητες μιας λειτουργικής δραστηριότητας υπερβαίνουν κατά πολύ τις ταχύτητες των ισοκινητικών δυναμομέτρων και ότι το μεγαλύτερο μέρος του ισοκινητικού ελέγχου γίνεται σε μια θέση ΑΚΑ χωρίς τη φόρτιση του σωματικού βάρους, η οποία δεν είναι αντιπροσωπευτική για τις λειτουργικές δραστηριότητες (Prentice 2007, σ. 284-5). Επίσης, το κόστος αγοράς του συστήματος είναι υψηλό, η όλη διαδικασία είναι χρονοβόρα όταν χρησιμοποιείται για περισσότερες από μια αρθρώσεις, λόγω της μεγάλης προετοιμασίας και της δυσκολίας της αλλαγής των εξαρτημάτων για τις ρυθμίσεις των διάφορων αρθρώσεων, ενώ απαιτεί άριστα εκπαιδευμένο προσωπικό και εξειδικευμένη γνώση για τη βέλτιστη χρήση του. Η διαδικασία της ισοκίνησης εξαρτάται και σε μεγάλο βαθμό από πόση δύναμη αναπτύσσει ο ασκούμενος. Αν ο ασκούμενος δεν αναπτύξει τη μέγιστη δύναμή του κατά την αξιολόγηση, τότε αυτό μπορεί να έχει επίδραση στα αποτελέσματα της μέτρησης. Τέλος, η αξιολόγηση περιορίζεται συνήθως σε ομάδες μυών μέσω των επιπέδων της κίνησης με την εξαίρεση των διαγωνίων προτύπων του άνω άκρου (Davies 1987, p. 16; Perrin 1993, p. 9).

2.2.3. ΤΙ ΜΕΤΡΑ Η ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ

Υπάρχουν διάφορες παράμετροι μυϊκής απόδοσης που χρησιμοποιούνται για τη σύγκριση των άκρων κατά την ισοκινητική αξιολόγηση. Η δύναμη μετριέται στο μετρικό σύστημα

σε Newtons (N). Η ροπή, που είναι η ορμή της εφαρμοζόμενης δύναμης κατά τη στροφική κίνηση, μετριέται σε Newtons meters (Nm) (LeVeau and Williams 1992).

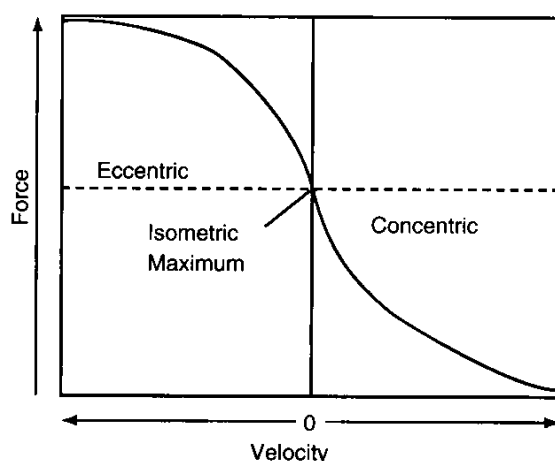
Σε παρακάτω κεφάλαιο (Κεφάλαιο 4) περιγράφονται οι κύριοι παράμετροι μιας μέτρησης.

Σε γενικές γραμμές, οι 60°/s θεωρούνται ως η βασική ταχύτητα για ισοκινητική μειομετρική αξιολόγηση. Οι πλειομετρικές ταχύτητες αξιολόγησης τείνουν να ποικίλουν (Prentice 2007, σ. 288).

2.2.4. Η ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ ΣΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Η χρήση των ισοκινητικών δυναμομέτρων δεν πρέπει να περιορίζεται αποκλειστικά στην αξιολόγηση. Η ισοκινητική εξάσκηση είναι ένα πολύτιμο εργαλείο για την αποκατάσταση και δεν πρέπει να παραβλέπεται όταν σχεδιάζεται ένα πρόγραμμα ασκήσεων. Η ταχοδυναμική καμπύλη αποτελεί βάση για τον σχεδιασμό ενός προγράμματος ισοκινητικής εξάσκησης (Prentice 2007, σ. 293).

Η παρακάτω καμπύλη (Εικόνα 2.5.) δείχνει τα δυο βασικά στοιχεία ενός προγράμματος αποκατάστασης, τη δύναμη και την γωνιακή ταχύτητα. Σύμφωνα με την καμπύλη, η γωνιακή ταχύτητα αυξάνει από αριστερά προς τα δεξιά κατά τη μειομετρική συστολή, ενώ με την πλειομετρική από δεξιά προς τα αριστερά. Η παραγωγή ροπής ελαττώνεται με την αύξηση της γωνιακής ταχύτητας στην μειομετρική (Cress et al. 1992). Η πλειομετρική παραγωγή ροπής μπορεί να αυξηθεί με την αύξηση της γωνιακής ταχύτητας της κίνησης (Worrell et al. 1989).



Εικόνα 2.5. Ταχοδυναμική καμπύλη (τροποποιημένη από, <http://www.studyblue.com/notes/note/h/foundations-exam-ii/deck/136070>)

2.2.5. ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ (GRAVITY CORRECTION)

Για διάφορες αρθρώσεις του σώματος (όπως το γόνατο), όπου οι κινήσεις της κάμψης-έκτασης είναι εξαρτώμενες από τη βαρύτητα, η βαρύτητα αλλά και το ίδιο το βάρος του βραχίονα του ισοκινητικού δυναμόμετρου είναι σημαντικοί παράγοντες που πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν κατά τη αξιολόγηση της απόδοσης των μυών της άρθρωσης. Ανεξάρτητα από τη μυϊκή ομάδα, η επιτάχυνση του άκρου λόγω της βαρύτητας εσφαλμένα προστίθεται στη ροπή. Αντίθετα, πρόσθετη δύναμη ασκείται για να επιταχύνει το άκρο ενάντια στη βαρύτητα και αυτό τείνει να μειώσει την καταγραφόμενη παραγόμενη ροπή (Perrin 1993, p. 39). Χρησιμοποιώντας ως παράδειγμα την κάμψη έκταση του γόνατος σε καθιστή θέση, μπορεί κανείς να δει ότι κατά την εκτέλεση της έκτασης του γόνατος το άτομο ασκεί δύναμη για να σηκώσει το βάρος του άκρου του και του βραχίονα του δυναμομέτρου ενάντια στη βαρύτητα. Αντίθετα, κατά την κάμψη του γόνατος, η βαρύτητα βοηθά την κίνηση τραβώντας προς τα κάτω το άκρο και το βραχίονα. Σε αυτό την περίπτωση, η ροπή της κάμψης μπορεί να αυξάνεται λόγω της βαρύτητας, ενώ το αντίθετο ισχύει για την έκταση (Brown & Weir 2001). Επομένως, η παραμέληση των δυνάμεων αυτών μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένα αποτελέσματα και κατ' επέκταση στα εξαγόμενα συμπεράσματα από τη μέτρηση θέτοντας σε κίνδυνο την εγκυρότητά της (Winter et al. 1981; Perrin et al. 1991). Στην περίπτωση των μυϊκών ομάδων του γόνατος η ροπή του τετρακεφάλου μπορεί να υπερεκτιμηθεί 4-43% και η ροπή των οπίσθιων μηριαίων να υποεκτιμηθεί 15-510%. (Winter et al. 1981; Nelson & Duncan 1983). Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα το λογισμικό του δυναμομέτρου μπορεί να εκτελέσει διόρθωση της βαρύτητας στα αποτελέσματα των παραμέτρων της ροπής. Η διόρθωση της βαρύτητας γίνεται με τη μέτρηση του βάρους του σκέλους (ζύγισμα μέλους). Το άκρο τοποθετείται ανατομικά στο σημείο μέγιστης επίδρασης της βαρύτητας (οριζόντια σε σχέση με το έδαφος). Η διόρθωση επιτρέπεται μόνο εντός 45° από το οριζόντιο επίπεδο. Μετά τις 45° το σφάλμα που σχετίζεται με τη μέτρηση είναι πολύ μεγάλο.

2.2.6. ΣΧΕΛΙΑΣΜΟΣ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟΥ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ: ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΟΥ ΠΡΕΠΕΙΝΑ ΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΙ ΥΠΟΨΗ

2.2.6.1. ΠΡΟΘΕΡΜΑΝΣΗ

Ενώ υπάρχουν λίγα στοιχεία που να υποστηρίζουν άμεσα το μειωμένο κίνδυνο τραυματισμού που σχετίζεται με την προθέρμανση, είναι φυσιολογικά εύλογο να υποτεθεί ότι η αύξηση της θερμοκρασίας των μυών και η σχετική αύξηση της ελαστικότητάς τους μειώνει τους τραυματισμούς που σχετίζονται με την αξιολόγηση. Οι δραστηριότητες προθέρμανσης θα πρέπει να περιλαμβάνουν τόσο μια γενική όσο και μια ειδική

προθέρμανση. Η γενική προθέρμανση πρέπει να αποτελείται από ελαφρές δραστηριότητες, όπως η χαμηλής αντίστασης εργομετρικό ποδήλατο άνω και κάτω άκρων σχεδιασμένες έτσι ώστε να αυξήσουν τη θερμοκρασία των μυών. Ειδικές δραστηριότητες προθέρμανσης θα πρέπει να περιλαμβάνουν επίσης στατικές διατάσεις των μυών που θα υποβληθούν σε δοκιμή. Επιπλέον δραστηριότητες προθέρμανσης γίνονται πριν το κάθε σετ αξιολόγησης (Brown & Weir 2001).

Τόσο οι Davies (1992) όσο και οι Perrin (1993), έχουν προτείνει ότι πριν την έναρξη του πρωτοκόλλου της αξιολόγησης, καλό είναι να πραγματοποιούνται δοκιμαστικές προσπάθειες με μέγιστες και υπομέγιστες επαναλήψεις για προθέρμανση (Perrin 1993, p.48). Ο Davies (1987), αναφέρει ότι ο συμμετέχων θα πρέπει να πραγματοποιεί μερικές υπομέγιστες (5-10) και το λιγότερο 1 μέγιστη επανάληψη για προθέρμανση πριν την αξιολόγηση σε κάθε γωνιακή ταχύτητα (Davies 1987, p. 22). Οι υπομέγιστες επαναλήψεις για προθέρμανση προετοιμάζουν το άκρο για τη μέτρηση και επιτρέπουν στον εθελοντή να έχει μια πρώτη επαφή το μηχάνημα. Οι μέγιστες επαναλήψεις πραγματοποιούνται για να δημιουργήσουν θετική επίδραση της μεταφοράς της μάθησης (positive transfer learning effect) από τη μέγιστη δοκιμαστική προσπάθεια στην μέγιστη προσπάθεια που απαιτείται για το τεστ. Σε αντίθετη περίπτωση εάν εκτελεστούν μόνο υπομέγιστες και ζητηθεί από τον αξιολογούμενο να δώσει τη μέγιστη προσπάθειά αυτό θα δημιουργήσει αρνητική μεταφορά της μάθησης (negative transfer learning).

Το να αναπαραχθεί η προσπάθεια που πρέπει να καταβληθεί στο τεστ αυξάνει την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων του τεστ (Davies 1987, p. 22). Οι Johnson και Siegel (1978) βρήκαν ότι 3 υπομέγιστες και 3 μέγιστες δοκιμαστικές προσπάθειες προθέρμανσης πριν την κύρια μέτρηση ήταν απαραίτητες κατά την αξιολόγηση της MP των εκτεινόντων του γόνατος. Χρησιμοποιώντας αυτό το πρωτόκολλο έχει βρεθεί ότι η μέτρηση έχει καλή αξιοπιστία για τις παραμέτρους της μέγιστης ροπής του έργου και της ισχύος κατά την αξιολόγηση της κάμψης και της έκτασης του γόνατος. (Perrin 1986). Η περίοδος προθέρμανσης πρέπει να προηγείται κάθε γωνιακής ταχύτητας που θα αξιολογηθεί. Έρευνες επίσης έχουν δείξει ότι 1 ή 2 μέρες εξοικείωσης πριν την κανονική αξιολόγηση ενισχύει την αξιοπιστία της μέτρησης (Keus, Rothstein & Lamb 1992)

2.2.6.2. ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ ΑΝΑΠΑΥΣΗΣ - ΞΕΚΟΥΡΑΣΗ

Τα ισοκινητικά πρωτόκολλα πρέπει να παρέχουν κάποιο διάστημα ξεκούρασης ανάμεσα στα σετ της αξιολόγησης. Η έρευνα έχει δείξει ότι τα διαστήματα ανάπαυσης οδηγούν σε

μεγαλύτερη παραγωγή ροπής, σε σύγκριση με δοκιμές όπου δεν επιτράπη κανένα διάστημα ανάπαυσης. Η μέση μέγιστη ροπή, τόσο για τους καμπήρες όσο και για τους εκτεινόντες μύες του γόνατος ήταν 5% λιγότερο όταν δεν υπήρχε ξεκούραση (Stratford et al. 1990). Βέβαια, το πόσο διάστημα ξεκούρασης θα δοθεί ανάμεσα στα σετ θα εξαρτηθεί από τη φύση του τέστ. Για παράδειγμα 30s έως 1 min πιθανότατα επαρκεί για ανάρρωση (recovery) μετά από 4 μέγιστες επαναλήψεις σε οποιαδήποτε ταχύτητα και τουλάχιστον ένα λεπτό ξεκούρασης για τις δοκιμές αντοχής (25-30 επαναλήψεις) (Perrin 1993, p. 48-49).

Στην αρθρογραφία ποικιλία διαστημάτων ανάπαυσης έχουν προταθεί (Brown & Weir 2001). Σε παλιότερες έρευνες, οι Sale (1987) έχουν προτείνει ότι 1 min ανάπαυση καλό είναι να δίνεται ανάμεσα στις δοκιμές (σετ), οι Caldwell et al (1974) πρότειναν ανάπαυση 2 min, ενώ οι Chaffin (1975) πρότειναν ανάπαυση 2 min όταν πραγματοποιείται μεγάλο αριθμός σετ (πχ 15), αλλά εάν λίγες δοκιμές πραγματοποιηθούν τότε τα χρονικά διαστήματα μπορεί να είναι πιο σύντομα, 30s. Τέλος, οι Davies (1992) βρήκαν μια περίοδο 90 sec ανάμεσα στα σετ των 10 επαναλήψεων για να είναι βέλτιστη. Σημειώνεται, ωστόσο, ότι οι συστάσεις αυτές προέρχονται από την εμπειρία σε ισοκινητικές δοκιμές και όχι από πειραματικές δοκιμές (Perrin 1993, p. 48-49).

2.2.6.2. ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΗ

Η σωστή σταθεροποίηση και τοποθέτηση κατά τη διάρκεια της ισοκινητικής αξιολόγησης και άσκησης αποτελούν σημαντικούς παράγοντες για την απομόνωση των επιθυμητών μυϊκών ομάδων αλλά και των κινήσεων της άρθρωσης η οποία αξιολογείται. Η σταθεροποίηση πραγματοποιείται για να εξαλειφθεί (όσο είναι δυνατόν) η συμβολή άλλων βοηθητικών μυϊκών ομάδων και περιφερικών αρθρώσεων (πχ το ισχίο, στην περίπτωση της αξιολόγησης του γόνατος) πέραν από αυτές που αξιολογούνται με τη χρήση ιμάντων σταθεροποίησης (Perrin 1993, p. 36). Οι αξιολογούμενοι χωρίς την κατάλληλη και επαρκή σταθεροποίηση, για να μεγιστοποιήσουν την προσπάθειά τους, υποκαθιστούν την κίνηση με άλλες σωματικές κινήσεις με αποτέλεσμα η παραγόμενη ροπή που προκύπτει να είναι μια αντανάκλαση αυτών των αντικαταστάσεων. Αυτό το γεγονός μπορεί να επηρεάσει την αξιοπιστία της ισοκινητικής μέτρησης (Davies, 1992). Χρησιμοποιώντας ως παράδειγμα την έκταση του γόνατος, η απομόνωση της κίνησης συμβαίνει μέσω της χρήσης σταθεροποίησης του κορμού και του μηρού. Ο σκοπός είναι να περιορίσει την κίνηση στην έκταση του γόνατος και κάμψη χωρίς την κίνηση του ισχίου. Αυτό θα ασφαλίσει ότι μόνο οι μυϊκές ομάδες του τετρακέφαλου και των οπισθίων μηριαίων μυών θα παράξουν

ροπή μέσω του δυναμομέτρου (Brown & Weir 2001). Οι Weir et al (1996), αξιολογώντας τη ροπή των εκτεινόντων του γόνατος στις 60°/s, 180°/s και 300°/s σε συνθήκες σταθεροποίησης και μη σταθεροποίησης, έδειξαν ότι οι εξωγενείς κινήσεις μπορεί να μειώσουν την παραγωγή ροπής και να αλλάξουν τη γωνία παραγωγής της μέγιστης ροπής δευτερογενώς των μεταβολών του μήκους των μυών.

2.2.6.3. ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΑΡΘΡΩΣΗΣ

Για να απομονωθούν οι μυϊκές ομάδες, η ισοκινητική αξιολόγηση πραγματοποιείται βάση των επιπέδων κίνησης (οβελιαίο, μετωπιαίο, εγκάρσιο επίπεδο). Για να διευκολυνθεί η κίνηση σε αυτά τα επίπεδα, ο άξονας της κίνησης της αξιολογούμενης άρθρωσης (όταν θα είναι σε ουδέτερη θέση) πρέπει να ευθυγραμμιστεί με τον άξονα του ισοκινητικού δυναμομέτρου. Παρόλο που σε κάποιες αρθρώσεις, όπως στην περίπτωση του γόνατος, το κέντρο της άρθρωσης δεν είναι σταθερό αλλά μεταβλητό κατά την κίνηση της άρθρωσης, μια παθητική κίνηση στο ROM που θα αξιολογηθεί είναι χρήσιμο να πραγματοποιηθεί πριν την κανονική αξιολόγηση για να διασφαλιστεί η κατάλληλη ευθυγράμμιση του ανατομικού άξονα της άρθρωσης και άξονα του δυναμομέτρου. Το εγχειρίδιο της Biodex® αναφέρει ότι «η καλύτερη συμβιβαστική λύση» για τον άξονα της άρθρωσης του γόνατος είναι μια γραμμή που φέρεται στο μετωπιαίο επίπεδο μέσω των μηριαίων κονδύλων. Ωστόσο, ο Τσακλής (2000), αναφέρει ότι μικρές αποκλίσεις της ευθυγράμμισης των αξόνων, δεν έχουν μεγάλη επίδραση στην αξιοπιστία των μετρήσεων της ροπής (Perrin 1993, p. 36-39; Τσακλής 2000, σ. 55).

2.2.6.4. ΘΕΣΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Σημαντικό επίσης στοιχείο κατά την αξιολόγηση μιας άρθρωσης είναι η επιλογή και καθορισμός της θέσης αξιολόγησης. Οι μύες του γόνατος αξιολογούνται σε δυο κυρίως θέσεις: την καθιστή και την πρηνή. Στην καθιστή θέση εξασφαλίζεται σχεδόν ισομερής συμμετοχή των μυϊκών ομάδων (τετρακέφαλος, οπίσθιοι μηριαίοι) ειδικά όταν το ισχίο είναι σε κάμψη περίπου 90°. Το μειονέκτημα είναι ότι λόγω της θέσης πολλές φορές υπάρχει αδυναμία της ολοκλήρωσης της κάμψης του γόνατος (πχ σε περίπτωση βράχυνσης ορθού μηριαίου) και της σωστής αξιολόγησης των OM στις τελευταίες μοίρες της κάμψης. Από την άλλη, στην πρηνή θέση η γωνία του ισχίου είναι 180° που σημαίνει ότι ο τετρακέφαλος βρίσκεται σε θέση διάτασης (συγκριτικά με την καθιστή θέση) και επιπλέον κατά την έκταση του γόνατος έχει συνοδό την βαρύτητα. Αντίθετα, οι OM βρίσκονται σε μειονεκτική θέση (συγκριτικά με καθιστή θέση) γιατί είναι βραχυσμένοι (Τσακλής 2000, σ. 85-86).

2.2.6.5. ΛΕΚΤΙΚΗ ΕΝΘΑΡΡΥΝΣΗ

Η παρουσία ή η απουσία λεκτικής ενθάρρυνσης ενδέχεται να έχει δραματικές επιπτώσεις στην μέγιστη προσπάθεια του αξιολογούμενου. Η λεκτική ενθάρρυνση διεγείρει τη μέγιστη προσπάθεια κατά τη διάρκεια οποιασδήποτε αξιολόγησης της μυϊκής απόδοσης. Επειδή η ενθάρρυνση δεν μπορεί να είναι σταθερή μεταξύ διαφορετικών δοκιμαζόμενων ή μεταξύ των σετ αξιολόγησης, στους συμμετέχοντες θα πρέπει να δίνονται οδηγίες πριν την κάθε σειρά των επαναλήψεων έτσι ώστε να παράγουν μέγιστη προσπάθεια και ο αξιολογητής θα πρέπει να μένει σιωπηλός κατά τη διάρκεια της μέτρησης. (Davies 1984; Perrin 1993). Σε περίπτωση που χρησιμοποιηθεί προφορική ενθάρρυνση κατά την αξιολόγηση τότε αυτή θα πρέπει να είναι τυποποιημένη και σταθερή (Davies 1987, p. 22; Perrin 1993, p. 49-50).

Τα κίνητρα αποτελούν τον «ενεργοποιητή» της συμπεριφοράς, καθώς με την παρακίνηση το άτομο υπεισέρχεται σε μία εσωτερική διαδικασία κατά την οποία προσπαθεί να εκτελέσει ένα στόχο με την κατάλληλη ενεργοποίηση (Edwards 2010). Η εξωτερική ανατροφοδότηση αποτελεί ένα μέσο παρακίνησης, καθώς με κάποιες συμβουλές, μπορεί να δοθεί στο άτομο η δυνατότητα να εκτιμήσει καλύτερα το στόχο της δοκιμασίας και να ενισχύσει τη σωστή κίνηση για την ολοκλήρωση μίας δεξιότητας (Magill and Anderson 2014). Η φωνητική ενθάρρυνση λοιπόν θα μπορούσε να προσφέρει στο άτομο μια πολύ καλή πηγή εξωτερικής ανατροφοδότησης και για αυτό αποτελεί ένα πρωτόκολλο για την ισομετρική, ισοτονική και ισοκινητική εξέταση και άσκηση, κυρίως όταν ο στόχος είναι να αυξηθεί η μυϊκή λειτουργία του εκάστοτε μυός (Campenella et al. 2000).

Σε παλαιότερες έρευνες έχει βρεθεί πως η χρήση διαταγών σε υψηλό τόνο κατά την ισοκίνηση αυξάνει τη μέγιστη ροπή κατά 5% (Johansson et al. 1983), ενώ και η μέση τιμή της μέγιστης ισοκινητικής ροπής αυξάνεται σημαντικά με χρήση ενθαρρυντικών οδηγιών κατά τη μέτρηση (McNair et al. 1996). Ωστόσο, η επιθετική ενθάρρυνση μπορεί να φέρει μυϊκή κόπωση πιο γρήγορα από το φυσιολογικό στην ισομετρική άσκηση (McNair et al. 1996). Υπάρχουν δε και έρευνες που δείχνουν πως δεν υπάρχει επίδραση της φωνητικής ενθάρρυνσης στη μυϊκή απόδοση και τη μέγιστη ροπή (Rube & Secher 1981), αλλά και πως η είναι αρνητική η επίδρασή της στην πλειομετρική ισοκίνηση (Binboga et al. 2013). Υπάρχει, λοιπόν, στην επιστημονική κοινότητα σύγχυση για το αν η φωνητική ενθάρρυνση αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο για τη βελτίωση της απόδοσης και θα πρέπει να γίνουν περισσότερες έρευνες για να το επιβεβαιώσουν.

2.2.6.6. ΓΩΝΙΑΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Ισοκινητικές ταχύτητες αξιολόγησης κυμαίνονται από 0°/s έως 450°/s ανάλογα με το μηχάνημα και τη μυϊκή συστολή. Βέβαια υπάρχει η εσφαλμένη αντίληψη ότι οι υψηλές ταχύτητες αξιολόγησης προσεγγίζουν την ταχύτητα της άρθρωσης κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων (Perrin 1993, p. 49). Για παράδειγμα, οι μέγιστες γωνιακές ταχύτητες των έσω στροφών μυών του ώμου στη φάση επιτάχυνσης της ρίψης είναι κατά μέσο όρο 6.180°/s. Για τη δοκιμή του γόνατος, η Biodex (1990) συνιστά ταχύτητες δοκιμής των 60°/s, 180°/s, και 240°/s για μη αθλητές και 300°/s, 360°/s και 420°/s για τους αθλητές. Ο Davies (1987) προτείνει ανεξάρτητα από την άρθρωση, την αξιολόγηση σε όχι μόνο μια ταχύτητα αλλά σε εύρος γωνιακών ταχυτήτων δηλαδή αξιολόγηση σε αργές, μεσαίες και γρήγορες γωνιακές ταχύτητες όπως επίσης και την αξιολόγηση της αντοχής. Στην άρθρωση του γόνατος για την αξιολόγηση της ροπής καμπτήρων και εκτεινόντων προτείνει αξιολόγηση στην αργή γωνιακή ταχύτητα των 60°/s, στη μέση γωνιακή ταχύτητα των 180°/s, στη γρήγορη των 300°/s και για την αξιολόγηση της αντοχής στις 240°/s ή 300°/s (Davies 1987, p 22-23).

Επειδή η ισοκινητική αντίσταση είναι μια νέα εμπειρία για οποιονδήποτε, ο Griffin (1987) προτείνει ότι οι χαμηλές γωνιακές ταχύτητες θα πρέπει να αξιολογούνται πρώτα. Αυτό βοηθάει στην εξοικείωση και την κινητική μάθηση σε μια αργή ταχύτητα πριν την αξιολόγηση σε πιο γρήγορες ταχύτητες. Επίσης μικρότερη αξιοπιστία έχει βρεθεί όταν γρήγορες ταχύτητες προηγούνται των αργών ταχυτήτων σε συμμετέχοντες που έχουν μικρή εμπειρία σε ένα ισοκινητικό δυναμόμετρο (Wilhite, Cohen & Wilhite 1992).

Όσον αφορά τις φορτίσεις που σχετίζονται με την ταχύτητα στο γόνατο, η αξιολόγηση κάτω από τις 60°/s μπορεί να οδηγήσει σε υψηλή επιγονατιδομηριαία συμπίεση της άρθρωσης προκαλώντας πόνο σε άτομα με επιγονατιδομηριαία δυσλειτουργία (Davies, 1992). Αντίθετα οι υψηλότερες ταχύτητες, όπως οι 300°/s ή και μεγαλύτερες μειώνουν την συμπίεση στην άρθρωση και ως εκ τούτου, σε ορισμένες περιπτώσεις, να είναι λιγότερο επώδυνη (Davies 1987, p. 93)

2.2.6.7. ΑΡΙΘΜΟΣ ΕΠΑΝΑΛΗΨΕΩΝ

Ο αριθμός των επαναλήψεων που χρησιμοποιείται κατά τις ισοκινητικές δοκιμές ποικίλλει ανάλογα με το επιθυμητό αποτέλεσμα, δηλαδή ποιές πληροφορίες είναι επιθυμητές από τη δοκιμή. Για την αξιολόγηση της δύναμης δεν υπάρχει λόγος να εκτελεστούν περισσότερες από πέντε επαναλήψεις, αλλά μπορεί κανείς να επιλέξει να εκτελέσει ακόμα και 50 επαναλήψεις όταν η αντοχή είναι το ζητούμενο (Brown & Weir 2001). Ο Perrin (1993)

πρότεινε τέσσερις έναντι τριών επαναλήψεων και ο Davies (1992) συνιστά πέντε επαναλήψεις σε κάθε δοκιμαστική γωνιακή ταχύτητα για αξιόπιστη μέτρηση της μέγιστης ροπής. Πολλοί συγγραφείς έχουν προτείνει τη χρήση πέντε επαναλήψεων για την εκτίμηση της μυϊκής απόδοσης σε μικρότερες γωνιακές ταχύτητες και περίπου 30 επαναλήψεις για να αξιολογηθεί την αντοχή σε υψηλότερες γωνιακές ταχύτητες.

2.3. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ

Οι λειτουργικές δοκιμασίες είναι δραστηριότητες ΚΚΑ και είναι δημοφιλείς επειδή απαιτούν ελάχιστο χώρο, εξοπλισμό, χρόνο και προσωπικό για την εφαρμογή τους σε στο κλινικό περιβάλλον (Noyes et al. 1991; Barber et al. 1992; Keskula et al. 1996) και επειδή τα παραδοσιακά κλινικά μέσα αξιολόγησης (όπως η ισοκίνηση) κατά κύριο λόγο καταδεικνύουν αδύναμες ή μέτριες έως καλές σχέσεις με τις λειτουργικές δοκιμασίες σε ασθενείς αλλά και σε μη τραυματισμένα άτομα.

Οι λειτουργικές δοκιμασίες μυϊκής απόδοσης αξιολογούν την χαλαρότητα / κινητικότητα των αρθρώσεων, τη μυϊκή διατασιμότητα (ROM), τη μυϊκή δύναμη και ισχύ, την ιδιοδεκτικότητα, το νευρομυϊκό έλεγχο, τη δυναμική ισορροπία, την ευκινησία, τον πόνο και ταυτόχρονα την αυτοπεποίθηση των αθλητών (Noyes et al. 1991; Lephart et al. 1992; Barber et al. 1992; Lephart 1994; Tippet & Voight 1995; Zachazewski et al. 1996). Κατά συνέπεια, μια λειτουργική δοκιμασία αντανακλά ένα «αθροιστικό αποτέλεσμα», δεδομένου ότι δεν είναι σε θέση να προσδιορίσει ελλείμματα σε συγκεκριμένες μεταβλητές. Ωστόσο, εξακολουθεί να είναι ένα χρήσιμο εργαλείο αξιολόγησης για τους κλινικούς διότι:

- είναι ένα ποσοτικό μέτρο που χρησιμοποιείται για να ποσοτικοποιηθεί η λειτουργικότητα
- προσομοιώνει τις δυνάμεις που απαντώνται στις αθλητικές δραστηριότητες υπό ελεγχόμενες κλινικές συνθήκες (Barber et al. 1992; Tippet & Voight 1995)
- έμμεσα αξιολογεί το βαθμό στον οποίο ο πόνος αναστέλλει την εκτέλεση των λειτουργικών δραστηριοτήτων (Noyes et al. 1991; Barber et al. 1992)
- έμμεσα ποσοτικοποιεί τη μυϊκή δύναμη και ισχύ (Bandy 1992; Barber et al. 1992; Tippet & Voight 1995)
- έμμεσα αξιολογεί την ικανότητα ενός σκέλους να απορροφά ισχύ (Bandy 1992).

- έμμεσα αξιολογεί την ικανότητα του δυναμικού ελέγχου της πρόσθιας μετατόπισης της κνήμης κατά τη διάρκεια της εφαρμογής διατμητικών και στροφικών δυνάμεων στο γόνατο (Lephart et al. 1989)
- έμμεσα αξιολογεί το μέγεθος των διαφορών μεταξύ των άκρων που μπορεί να προδιαθέτουν για εκ νέου τραυματισμό (Bandy 1992; Barber et al. 1992; Tippet & Voight 1995)
- ποσοτικά αξιολογεί την πρόοδο κατά την αποκατάσταση (Bandy 1992; Tippet & Voight 1995)
- ποιοτικά αξιολογεί την αντιστάθμιση ή ασυμμετρία, μέσω της κλινικής παρατήρησης (Bandy 1992; Lephart & Henry 1995; Tippet & Voight 1995)
- παρέχει ψυχολογική διαβεβαίωση για τον αθλητή (Noyes et al. 1991; Barber et al. 1992; Tippet & Voight 1995)
- καθιερώνει κανονιστικά δεδομένα σχετικά με αθλήματα και φύλο (Davies 1995; Tippet & Voight 1995)

Στην περίπτωση που αξιολογούνται άτομα μετά από συνδεσμικές κακώσεις της άρθρωσης του γόνατος, οι λειτουργικές δραστηριότητες που χρησιμοποιούνται κυρίως περιλαμβάνουν δοκιμασίες μονοποδικής αναπήδησης (hop tests) (Barber et al. 1990; Noyes et al. 1991; Brosky et al. 1999), δοκιμασίες αλμάτων (Risberg & Ekeland 1994; Juris et al. 1997) όπως μονοποδικό κατακόρυφο άλμα (Hopper et al. 2002), vertical squat jump (Cronin et al. 2003), vertical countermovement jump (Hoffman et al. 2007) και drop jump (Young et al. 2002) και δοκιμασίες με γραμμικά σπριντ, ευκινησία, ανέβασμα σκαλοπατιών (Tegner & Lysholm 1985; Tegner et al. 1986; Barber et al. 1990; Gauffin et al. 1990; Fonseca et al. 1992; Lephart et al. 1992; Risberg & Ekeland 1994). Άλλες λειτουργικές δοκιμασίες αξιολόγησης μέσω αλμάτων που χρησιμοποιούνται στην αρθρογραφία για τη μέτρηση της ισχύος του κάτω τμήματος του σώματος περιλαμβάνουν την αναπήδηση σε σκαλοπάτι (Hopper et al. 2002), το adapted crossover (Clark et al. 2002), τα επανειλημμένα κατακόρυφα άλματα (Tkac et al. 1990) και τη δοκιμασία πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (Ross 1997), που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα έρευνα.

Οι μονοποδικές δοκιμασίες αναπήδησης (hop tests) είναι ο προτιμώμενος τύπος λειτουργικής δοκιμασίας λόγω της χρησιμοποίησης του μη τραυματισμένου σκέλους ως

σύγκριση (control) για τις μεταξύ των άκρων συγκρίσεις στο ίδιο άτομο και ως σημείο αναφοράς για την αξιολόγηση της προόδου του προγράμματος αποκατάστασης και την επιστροφή σε ανταγωνιστικό επίπεδο (Daniel et al. 1982; Barber et al. 1990; Sapega 1990; Noyes et al. 1991; Zachazewski et al. 1996; Borsa et al. 1998). Ενσωματώνουν μια ποικιλία αρχών της κίνησης (δηλαδή την αλλαγή κατεύθυνσης, την ταχύτητα, την επιτάχυνση, την επιβράδυνση) μιμούμενες τις απαιτήσεις της δυναμικής σταθερότητας του γόνατος κατά τη διάρκεια αθλητικών ή απλών δραστηριοτήτων και προτείνονται με στόχο να προετοιμάσουν τον ασθενή ή τον αθλητή για την επιστροφή σε αυτές τις δραστηριότητες (Manal and Snyder-Mackler 1996; Gotlin and Huie 2000; Williams et al. 2001). Οι μονοποδικές δοκιμασίες αναπήδησης περιλαμβάνουν το μονοποδικό άλμα για απόσταση (MAA), το μονοποδικό άλμα για χρόνο (MAX), το τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση (TMAA) και το τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση. Οι αξιολόγηση γίνεται και στα δύο άκρα έτσι ώστε η απόδοση στη δοκιμασίας για το χειρουργημένο άκρο (ή το ένα ακρο σε υγιείς) να μπορεί να εκφραστεί ως ένα ποσοστό της απόδοσης του αντίθετου άκρου (Reid et al. 2007).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο

3. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

3.1. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ VS ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ

Πολλοί συγγραφείς έχουν προσπαθήσει να καθορίσουν τις σχέσεις μεταξύ παραμέτρων απόδοσης (δύναμης και αντοχής) που αξιολογούνται μέσω της ισοκίνησης και της λειτουργικής απόδοσης η οποία αξιολογείται με διάφορες λειτουργικές δοκιμασίες. Οι μελέτες αυτές όμως δείχνουν αντικρουόμενα αποτελέσματα διότι είτε αξιολογούν με διαφορετικές γωνιακές ταχύτητες, είτε αξιολογούν διαφορετικές λειτουργικές δραστηριότητες είτε τέλος, αξιολογούν διαφορετικούς πληθυσμούς. Ως εκ τούτου υπάρχουν μελέτες που αξιολογούν υγιείς αθλητές ή μη, ασθενείς μη χειρουργημένους μετά από κάκωση ΠΧΣ, ενώ οι περισσότερες μελέτες αφορούν ασθενείς μετά από ανακατασκευή ΠΧΣ. Όσον αφορά τις λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιούνται αυτές περιλαμβάνουν δικιμασίες αναπήδησης, κατακόρυφα άλματα κλπ. Σε αυτό το κεφάλαιο στόχος είναι να γίνει ανασκόπηση της αρθρογραφίας όσον αφορά τη συσχέτιση μεταξύ παραμέτρων μυϊκής απόδοσης και των διάφορων λειτουργικών δοκιμασιών. Στον Πίνακα 3.1. συνοψίζονται οι αναφερόμενες συσχετίσεις μεταξύ των διαφόρων βαθμολογιών των δοκιμασιών αναπήδησης, οι οποίες χρησιμοποιούνται και στην παρούσα μελέτη, αλλά και άλλων δοκιμασιών που χρησιμοποιούνται στην αρθρογραφία, με τα αποτελέσματα της απόδοσης των μυών που λαμβάνονται μέσω της ισοκίνησης.

Μια από τις πρώτες μελέτες που συγκρίνουν την ισοκίνηση και τη λειτουργικότητα είναι από τους Sachs et al (1989) οι οποίοι βρήκαν μια μέτρια έως καλή συσχέτιση μεταξύ του λόγου αναπήδησης ($\text{Hop Index} = \text{μικρότερη μέση απόσταση} / \text{μεγαλύτερη μέση απόσταση} * 100$) των δύο άκρων στην δοκιμασία ΜΑΑ και του λόγου του τετρακεφάλου ($\text{Quadriceps Index} = \text{MP ασθενέστερου άκρου} / \text{MP ισχυρότερου} * 100$) ($r = 0,59$, $p = 0,001$) και των οπίσθιων μηριαίων (Hamstrings Index) ($r = 0,31$, $p = 0,001$) αξιολογούμενων στις $60^\circ/\text{s}$ σε ασθενείς με τρία έως επτά έτη μετά από ανακατασκευή ΠΧΣ.

Οι Anderson et al (1991) και Lephart et al (1992) σε μελέτες τους έδειξαν είτε πολύ αδύναμες ή καθόλου συσχετίσεις μεταξύ των μεταβλητών. Συγκεκριμένα, οι Anderson et al (1991) μελέτησαν 39 αθλητές πανεπιστημίου (μέσης ηλικίας 20 ετών) και σύγκριναν ισοκινητική πλειομετρική και μειομετρική μέγιστη ροπή (MP) τετρακέφαλου και οπίσθιων

μηριαίων (OM) στις 60°/s και 180°/s σε σχέση με τις λειτουργικές δοκιμασίες: κατακόρυφο άλμα, 40-yard dash time και agility run time καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι δεν υπάρχει στατιστική σχέση μεταξύ ροπής του τετρακέφαλου και OM και της ικανότητας εκτέλεσης των τριών αυτών λειτουργικών δοκιμασιών. Οι Lephart et al (1992), από την άλλη, αξιολόγησαν 41 άτομα με ανεπάρκεια ΠΧΣ στις 60°/s και 270°/s και συνέκριναν τη MP αλλά και τις μυϊκές αναλογίες (reciprocal muscle group ratios) τετρακεφάλου και OM με τις λειτουργικές δοκιμασίες: cocontraction semicircular maneuver, carioca maneuver και shuttle run. Αυτοί βρήκαν μια αδύναμη συσχέτιση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων τετρακεφάλου - OM και της λειτουργικότητας.

Σε μελέτη τους οι Greenberger & Paterno (1995) εξέτασαν τη σχέση μεταξύ της MP των εκτεινόντων μυών του γόνατος στις 240°/s και της λειτουργικής δοκιμασίας της μονοποδικής αναπήδησης για απόσταση (MAA) σε 20 υγιή άτομα. Οι συγγραφείς αυτοί βρήκαν μόνο μια μέτρια συσχέτιση και για τα δύο άκρα, επικρατές ($r = 0,782$) και μη επικρατές ($r = 0,649$) κατά τη σύγκριση των αποτελεσμάτων της λειτουργικής με αυτά της ισοκινητικής δοκιμασίας. Ουσιαστικά τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης υποστηρίζουν την πίστη των άλλων ερευνητών ότι ισοκινητική δύναμη δεν συσχετίζεται έντονα με λειτουργικές δραστηριότητες. Επομένως, κατά την αξιολόγηση υγιών ατόμων, η ισοκινητική ροπή από μόνη της μπορεί να μην είναι κατάλληλη για τον καθορισμό του λειτουργικού επιπέδου ενός ατόμου και της ικανότητά του να επιστρέψει στις λειτουργικές δραστηριότητες. Αυτές οι πληροφορίες βοηθούν για να καταδείξουν την ανάγκη να αναπτυχθούν περισσότερες λειτουργικές δοκιμές απόδοσης παρόμοιες με τη δοκιμασία MAA, οι οποίες θα βοηθήσουν στην καλύτερη εκτίμηση του λειτουργικού επιπέδου ενός ατόμου και της ετοιμότητάς του να επιστρέψει στη δραστηριότητα (Greenberger & Paterno 1995).

Μια μελέτη των Wilk et al (1994) σημειώνει θετικές σχέσεις μεταξύ ισοκινητικών και λειτουργικών δοκιμασιών. Οι Wilk et al (1994) αξιολόγησαν 44 άνδρες και 16 γυναίκες με ανακατασκευή ΠΧΣ ισοκινητικά στις 180°/s, 300°/s, 450°/s και λειτουργικά με τις δοκιμασίες 1) MAA, 2) MAX και 3) Τριπλό μονοποδικό χιαστό άλμα για απόσταση. Ο σκοπός τους ήταν να καθορίσουν αν υπάρχει συσχετισμός μεταξύ αυτών των τριών συνήθως εκτελεσμένων κλινικών δοκιμασιών, δηλαδή της ισοκινητικής αξιολόγησης του γόνατος και της λειτουργικής δοκιμασίας MAA σε ασθενείς με ανακατασκευή ΠΧΣ. Επιπλέον, να προσδιοριστεί αν μια υπάρχουσα σχέση θα ήταν χρήσιμη στους κλινικούς για τον προσδιορισμό της εξέλιξης των ασθενών, την τροποποίηση της θεραπείας και των

παραμέτρων επιστροφής στο άθλημα. Τα αποτελέσματα έδειξαν θετική συσχέτιση (μέτριες έως καλές σχέσεις) μεταξύ της MP των εκτεινόντων του γόνατος στις 180°/s και 300°/s και των τριών αυτών δοκιμασιών, χωρίς να έχει αποδειχθεί καμία θετική συσχέτιση στη γωνιακή ταχύτητα των 450°/s. Σε ένα μικρότερο βαθμό, μια στατιστική τάση σημειώθηκε για τους εκτεινόντες του γόνατος στις 300°/s και 450°/s και στις τρεις λειτουργικές δοκιμασίες. Η ισοκινητική MP των ΟΜ φαίνεται να μην έχει μια θετική συσχέτιση με τις λειτουργικές δοκιμασίες. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης υποστηρίζουν προηγούμενες μελέτες (Barber et al. 1990; Noyes et al. 1991) οι οποίες τεκμηριώνουν μια θετική συσχέτιση μεταξύ MP τετρακέφαλου και των τριών δοκιμασιών αναπήδησης που εκτελούνται στην μελέτη των Wilk et al (1994).

Οι Pincivero et al (1997) αξιολόγησαν τη σχέση μεταξύ ισοκινητικής MP καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις 60°/s και 180°/s και της ΚΚΑ λειτουργικής δραστηριότητας ΜΑΑ σε 37 υγιείς εθελοντές. Ισοκινητικές παράμετροι που αλήφθησαν ήταν η MP, η MP/ΣΒ, το ΣΕ και η ΜΙ ενώ η απόσταση αναπήδησης μετατράπηκε στην αναλογία: απόσταση αναπήδηση / μήκος κάτω άκρου συμμετέχοντα (μέτρηση από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα έως το έσω σφυρού. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν χαμηλές έως μέτριες συσχετίσεις μεταξύ του ΜΑΑ και των ισοκινητικών μεταβλητών για τους καμπτήρες και τους εκτεινόντες σε κάθε γωνιακή ταχύτητα. Επίσης η μειομετρική ροπή τετρακεφάλου και ΟΜ φαίνεται να επιδεικνύει σημαντική συνεισφορά στη δοκιμασία ΜΑΑ. Ωστόσο, οι ΟΜ μπορεί να παίζουν πιο σημαντικό ρόλο κατά τη διάρκεια της φάσης προώθησης, επιτρέποντας έτσι στα άτομα να πηδήξει περισσότερο. Οι συντελεστές συσχέτισης κυμαίνονταν από $r = 0,33$ έως $r = 0,69$ στις 60°/s και $r = 0,33$ και $r = 0,67$ στις 180°/s. ενώ βρέθηκαν να είναι στατιστικά μεγαλύτεροι για τους καμπτήρες σε σχέση με τους εκτεινόντες για το ΣΕ και τη ΜΙ στις 60°/s και για τη ΜΡ/ΣΒ, ΣΕ, και τη ΜΙ στις 180°/s.

Πιο συγκεκριμένα, στις 60°/s, στο επικρατές άκρο, βρέθηκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,55$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,65$), το ΣΕ ($r = 0,56$) και τη ΜΙ ($r = 0,57$) των κάμπτηρων και τη ΜΡ ($r = 0,39$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,46$), το ΣΕ ($r = 0,32$) και τη ΜΙ ($r = 0,33$) των εκτεινόντων. Στο μη επικρατές άκρο βρέθηκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,58$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,69$), το ΣΕ ($r = 0,55$) και τη ΜΙ ($r = 0,56$) των κάμπτηρων και τη ΜΡ ($r = 0,49$), ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,55$), ΣΕ ($r = 0,44$) και τη ΜΙ ($r = 0,44$) των εκτεινόντων. Στις 180°/s, στο επικρατές, βρέθηκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,55$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,61$), το ΣΕ ($r = 0,51$) και τη ΜΙ ($r = 0,53$) των κάμπτηρων και τη ΜΡ ($r = 0,42$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r =$

0,49), το ΣΕ ($r = 0,33$) και τη ΜΙ ($r = 0,37$) εκτεινόντων. Στο μη επικρατές άκρο βρέθηκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,55$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,67$), το ΣΕ ($r = 0,54$) και τη ΜΙ ($r = 0,58$) των καμπτήρων και τη ΜΡ ($r = 0,51$) τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,51$), το ΣΕ ($r = 0,40$) και τη ΜΙ ($r = 0,42$) εκτεινόντων.

Αργότερα σε ερευνά τους, οι Petschnig et al (1998) αξιολόγησαν 50 υγιείς (Ομάδα Α) και 55 ασθενείς (Ομάδα Β & Γ) με ανακατασκευή ΠΧΣ (αυτομόσχευμα επιγονατιδικού) ισοκινητικά και λειτουργικά με έναν από τους στόχους τους να είναι το αν υπάρχει σχέση μεταξύ της ροπής των εκτεινόντων του γόνατος και τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών. Η ισοκινητική αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε στην πολύ αργή γωνιακή ταχύτητα των $15^\circ/s$, ενώ οι λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν ήταν το μονοποδικό και διποδικό κατακόρυφο άλμα, το ΜΑΑ και το ΤΜΑΑ. Οι συγγραφείς κατέληξαν ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση μεταξύ της ΜΡ των εκτεινόντων και του ύψους του μονοποδικού & διποδικού κατακόρυφου άλματος στους υγιείς ($r = 0,69$) και επίσης συσχέτιση της ΜΡ με ΜΑΑ ($r = 0,45$ και $r = 0,51$) και ΤΜΑΑ ($r = 0,48$ και $r = 0,55$) για τις Ομάδες Β και Γ των ασθενών αντίστοιχα.

Οι Sekiya et al (1998) σε μελέτη τους αξιολόγησαν 107 ασθενείς, 2 χρόνια μετά από χειρουργείο ανακατασκευής ΠΧΣ. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ της αναλογίας αναπήδησης και της ισοκινητικής αναλογίας τετρακεφάλου ($r = 0,253$, $p = 0,011$) και ΟΜ ($r = 0,228$, $p = 0,024$) αλλά αυτοί οι συντελεστές συσχέτισης ήταν σχετικά χαμηλοί, και οι συντελεστές προσδιορισμού (R^2) δείχνουν ότι η δοκιμασία ΜΑΑ αντιπροσωπεύει μόνο το 5% έως 7% της διακύμανσης σε αυτές τις ισοκινητικές μεταβλητές.

Η πιο πρόσφατη μελέτη είναι αυτή των English et al (2006). Οι English et al (2006) αξιολόγησαν 30 υγιή άτομα, 18-30 ετών, ισοκινητικά και λειτουργικά. Η ισοκινητική αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε στις $60^\circ/s$, ενώ η λειτουργική με τη δοκιμασία ΜΑΑ. Στόχος τους ήταν να προσδιορίσουν αν χρησιμοποιώντας την παράμετρο του έργου (έργο που επιτελείται κατά τη διάρκεια του ΜΑΑ), περιλαμβάνοντας το σωματικό βάρος ενός ατόμου, το ΜΑΑ συσχετίζεται πιο έντονα με τα ισοκινητικά αποτελέσματα από ό,τι η απόσταση αναπήδησης από μόνη της. Ισχυρότερες συσχετίσεις βρέθηκαν μεταξύ των βαθμολογιών της λειτουργικής δοκιμασίας χρησιμοποιώντας τις μονάδες των τιμών του έργου και των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης. Ουσιαστικά κατέληξαν στο ότι η χρήση του έργου κατά την δοκιμασία αναπήδησης, το οποίο λαμβάνει υπόψη το βάρος του

ατόμου, αντικατοπτρίζει ακριβέστερα την ικανότητα ενός ατόμου να εκτελεί μια λειτουργική δοκιμή αναπήδησης μέσα από τη χρήση της συνέργειας των μυών που απαιτούνται για βέλτιστη απόδοση. Τέλος, κατέληξαν ότι για τους κλινικούς οι οποίοι δεν έχουν πρόσβαση σε ισοκινητική συσκευή, λειτουργικές δοκιμασίες όπως το ΜΑΑ μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση της λειτουργικής απόδοσης των μυών του γόνατος χωρίς να υπάρχουν περιορισμοί στον εξοπλισμό. Επομένως, εάν οι λειτουργικές δοκιμασίες χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της απόδοσης των μυών του γόνατος, μια καλύτερη αντιπροσώπευση της ικανότητας ενός ατόμου να παράγει δύναμη υποδεικνύεται από την απόσταση αναπήδησης και το σωματικό βάρος του ατόμου.

Πίνακας 3.1. Συσχετίσεις μεταξύ κλινικών και λειτουργικών αποτελεσμάτων (τροποποιημένος από (Clark 2001))

Κλινική μέτρηση	Λειτουργική δοκιμασία	Μελέτη	Δείγμα	r	P
Μυϊκή απόδοση τετρακεφάλου	Single jump for distance	Wiklander & Lysholm (1987)	Υγιείς (n=39)	0,84	<0,001
		Delitto et al. (1993)	ΠΧΣ-A (n=39)	0,46	<0,05
	Single hop for distance	Greenberger & Paterno (1994a)	Υγιείς (n=20)	0,65	<0,05
		Greenberger & Paterno (1995)	Υγιείς (n=20)	0,78	<0,05
		Noyes et al. (1991)	ACL-D (n=67)	0,49	<0,001
		Ostenberg et al. (1998)	Υγιείς (n=101)	0,42	<0,05
		Petschnig et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n=30)	0,45	<0,05
		Pincivero et al. (1997)	Υγιείς (n=37)	0,39	<0,05
		Sachs et al. (1989)	ΠΧΣ-A (n=126)	0,6	0,001
		Sekiya et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n =107)	0,25	0,01
		Wilk et al. (1994)	ΠΧΣ-A (n =50)	0,62	0,003
	Triple hop for distance	Petschnig et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n =30)	0,48	<0,05
	Crossover hop for distance	Wilk et al. (1994)	ΠΧΣ-A (n=50)	0,69	<0,001
	Six metre hop for time	Wilk et al. (1994)	ΠΧΣ-A (n=50)	0,6	0,001
	Vertical jump	Gauffin et al. (1989)	Υγιείς (n=71)	0,4	<0,001
		Kraemer et al. (1995)	Υγιείς (n=38)	0,37	<0,05
		Ostenberg et al. (1998)	Υγιείς (n=101)	□0,23	<0,05
		Wiklander & Lysholm (1987)	Υγιείς (n=39)	□0,84	<0,001
	Vertical hop	Delitto et al. (1993)	ΠΧΣ-A (n=39)	□0,43	<0,05
		Petschnig et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n=30)	□0,01	>0,05
Shuttle sprint	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,42	<0,05	
Semicircular manoeuvre	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,20	>0,05	
Carioca manoeuvre	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,30	>0,05	
Μυϊκή απόδοση οπίσθιων μηριαίων	Single jump for distance	Wiklander & Lysholm (1987)	Υγιείς (n=39)	0,63	<0,001
		Noyes et al. (1991)	ACL-D (n=67)	0,32	0,02
	Single hop for distance	Pincivero et al. (1997)	Υγιείς (n=37)	0,55	<0,05
		Sachs et al. (1989)	ΠΧΣ-A (n=126)	0,31	0,001
		Sekiya et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n=107)	0,23	0,02
	Vertical jump	Kraemer et al. (1995)	Υγιείς (n=38)	0,38	<0,05
		Wiklander & Lysholm (1987)	Υγιείς (n=39)	0,77	<0,001
	Shuttle sprint	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,23	>0,05
	Semicircular manoeuvre	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,16	>0,05
Carioca manoeuvre	Lephart et al. (1992)	ACL-D (n=41)	-0,22	>0,05	
Ισομετρική ροπή τετρακεφάλου	Single hop for distance	Sekiya et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n=58)	□0,37	<0,01
Ισομετρική ροπή οπίσθ. μηριαίων	Single hop for distance	Sekiya et al. (1998)	ΠΧΣ-A (n =58)	□0,35	<0,01
Ισοτονική 1RM	Single jump for distance	Blackburn & Morrissey (1998)	Υγιείς (n=20)	□0,07	>0,05
Leg extension	Vertical jump	Blackburn & Morrissey (1998)	Υγιείς (n =20)	□0,10	>0,05

r=Συντελεστής συσχέτισης Pearson ; P=στατιστική σημαντικότητα (Greenfield et al. 1996); ROM=Εύρος κίνησης; ΠΧΣ-A=Ανακατασκευή προσθίου χιαστού συνδέσμου; ACL-D=Ασθενείς με ανεπάρκεια ΠΧΣ; 1RM= Μία μέγιστη επανάληψη.

3.2. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ

Η αξιοπιστία αναφέρεται στο εάν ένα συγκεκριμένο πρωτόκολλο μέτρησης, ελαχιστοποιεί το σφάλμα της μέτρησης (συστηματικό και / ή τυχαίο σφάλμα) παράγοντας ακριβείς και σταθερές μετρήσεις κατά τη διάρκεια επαναλαμβανόμενων μετρήσεων της ίδια μεταβλητής (Rothstein 1985; Krebs 1987; Portney & Watkins 1993; Atkinson & Nevill 1998; Greenfield et al. 1998). Για τους φυσικοθεραπευτές είναι σημαντική η υψηλή αξιοπιστία κάποιας λειτουργικής δοκιμασίας που είναι αποτέλεσμα του αυστηρά τυποποιημένου πρωτόκολλου μέτρησης ιδιαίτερα αν τα κριτήρια που βασίζονται σε αποφάσεις για την επιστροφή στη δραστηριότητα ενδεχομένως προκύπτουν από τα αποτελέσματα μιας λειτουργικής δοκιμασίας απόδοσης. Η αξιοπιστία των επιλεγμένων λειτουργικών δοκιμασιών απόδοσης που χρησιμοποιούνται στην αξιολόγηση της λειτουργικότητας των κάτω άκρων απεικονίζονται στον Πίνακα 3.2.

Ο συντελεστής συσχέτισης (Intraclass Correlation Coefficient - ICC) είναι επί του παρόντος η συνιστώμενη σύμβαση για τη ποσοτικοποίηση της αξιοπιστίας μιας μέτρησης (Denegar & Ball 1993; Portney & Watkins 1993), με ένα $ICC \geq 0,90$ να θεωρείται ενδεικτικό της «εξαιρετικής» αξιοπιστίας του πρωτοκόλλου κλινικής μέτρησης (Portney & Watkins 1993).

Όσον αφορά την εγκυρότητα, σύμφωνα με τους Barber et al (1990), Risberg & Ekeland (1994) και Zachazewski et al (1996), η εγκυρότητα των υπαρχόντων λειτουργικών δοκιμασιών του γόνατος δεν έχει ακόμη καθοριστεί. Η εγκυρότητα αναφέρεται στο εάν ένα πρωτόκολλο μέτρησης μετρά πραγματικά τη μεταβλητή που πρόκειται να μετρήσει (Rothstein 1985; Krebs 1987; Portney & Watkins 1993; Gould 1994; Greenfield et al. 1998). Υπάρχουν τέσσερις τύποι εγκυρότητας: φαινομενική εγκυρότητα, δομική εγκυρότητα, εγκυρότητα περιεχομένου, και εγκυρότητα κριτηρίου (Rothstein 1985; Portney & Watkins 1993; Gould 1994). Στην εγκυρότητα ανήκουν και η ευαισθησία (sensitivity) αλλά και η εξειδίκευση (specificity).

Η ευαισθησία και η εξειδίκευση μιας λειτουργικής δοκιμασίας μπορεί υποτεθεί από τις προφανείς φυσικές απαιτήσεις της, ή από τη φαινομενική εγκυρότητα. Οι Anderson & Foreman (1996), προτείνουν το τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση ότι είναι το πιο ευαίσθητο μέτρο της λειτουργικότητας του γόνατος σε σχέση με τις άλλες δοκιμασίες αναπήδησης, δεδομένου ότι επιβάλλει δυνάμεις τόσο στο μετωπιαίο όσο και στο στροφικό επίπεδο στο γόνατο σε αντίθεση με τις δυνάμεις κυρίως στο οβελιαίο επίπεδο που

εμφανίζονται στην πλειοψηφία των οριζόντιων δοκιμασιών αναπήδησης. Σε αυτό συμφωνούν ο Clark (1998) και ο Eastlack (1999), υποστηρίζοντας επιπλέον ότι ένα πιο ευαίσθητο μέτρο για την ανίχνευση διαφορών των άκρων. Αυτό το παράδειγμα είναι για το πως το τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση καταφέρνει να επιδείξει ένα συγκεκριμένο κριτήριο που σχετίζεται με την εγκυρότητα. Έτσι, η διαδικασία της ανάλυσης των δεδομένων μπορεί επίσης να συμβάλλει στην προφανή ευαισθησία μιας λειτουργικής δοκιμασίας.

Το να καθοριστεί εάν μια λειτουργική δοκιμασία είναι έγκυρο μέτρο της λειτουργικότητας του γόνατος είναι σαφώς ένα σύνθετο θέμα. Προς το παρόν δεν υπάρχει γενική συμφωνία στη βιβλιογραφία ως προς αυτό. Ως εκ τούτου, κατά την επιλογή μιας συγκεκριμένης δοκιμασίας για την αξιολόγηση της λειτουργικότητας του γόνατος, οι κλινικοί πρέπει να αποφασίσουν πώς θα καθορίσουν την εγκυρότητα: αν θα εξεταστεί η συνεισφορά της άρθρωσης του γόνατος σε συγκεκριμένες δραστηριότητες (οριζόντιες ή κατακόρυφες) ή αν θα εξεταστεί την ικανότητα της δοκιμασίας να εντοπίζει διαφορές μεταξύ των άκρων.

3.2.1. ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ ΑΝΑΠΗΔΗΣΗΣ (HOP TESTS)

Η αξιολόγηση της αξιοπιστίας έχει αναφερθεί για διάφορες δοκιμασίες αναπήδησης σε φυσιολογικά άτομα (Bandy et al. 1994; Bolgla & Keskula 1997) καθώς επίσης και σε άτομα που έχουν υποβληθεί σε ανακατασκευή ΠΧΣ με την αξιοπιστία να είναι υψηλή. Σε υγιή άτομα οι συντελεστές συσχέτισης (ICCs) έχουν αναφερθεί να ποικίλουν από 0,93 (Bandy et al. 1994) έως 0,96 (Bolgla & Keskula 1997) για τη δοκιμασία Μονοποδική αναπήδηση για απόσταση (MAA), 0,94 (Bandy et al. 1994) έως 0,95 (Bolgla & Keskula 1997) για την Τριπλή μονοποδική αναπήδηση για απόσταση (TMAA), 0,90 (Bandy et al. 1994) έως 0,96 (Bolgla & Keskula 1997) για το τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση και 0,66 (Bolgla & Keskula 1997) έως 0,9 (Bandy et al. 1994) για τη δοκιμασία Μονοποδική αναπήδηση για χρόνο (MAX) (Πίνακας 3.2.). Γενικότερα, ανεξαρτήτως δείγματος ασθενών, η αξιοπιστία της δοκιμασίας που χρησιμοποιείται περισσότερο από οποιαδήποτε άλλη, της MAA, είναι από 0,77 έως 0,99 (Hu 1991; Barber et al. 1990; Bandy et al. 1994; Greenberger & Paterno 1995; Bolgla & Keskula 1997; De Carlo & Sell 1997; Itoh et al. 1998; Ageberg et al. 1998; Brosky et al. 1999; Booher et al. 2010)

Πιο συγκεκριμένα, οι Munro & Herrington (2011) διερεύνησαν αν η μάθηση επηρεάζει τις 5 λειτουργικές δοκιμασίες που αξιολόγησαν (4 δοκιμασίες αναπήδησης και Agility T-test) και δεύτερον αξιολόγησαν την αξιοπιστία των λειτουργικών αυτών δοκιμασιών. Τα

αποτελέσματά τους έδειξαν καλή έως εξαιρετική αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων (test-retest reliability) όλων των δοκιμασιών αναπήδησης, εκτός από τη χρονομετρημένη δοκιμασία για τους άνδρες. Συγκεκριμένα, ICC 0,80 για τη ΜΑΑ και τη ΤΜΑΑ και 0,85 για το ΜΑΧ στις γυναίκες. Στους άνδρες, 0,80 για τη ΜΑΑ, 0,92 για τη ΤΜΑΑ και 0,60 για το ΜΑΧ.

Είναι ενδιαφέρον ότι η χαμηλότερη βαθμολογία 0,66 ήταν για την δοκιμασία ΜΑΧ, η οποία αντικατοπτρίζει τα ευρήματα των Munro & Herrington (2011) για τη χρονομετρημένη δοκιμασία στους άνδρες. Όταν οι τιμές για τη δοκιμασία ΜΑΧ αφαιρούνται, βαθμολογίες ICC, συμπεριλαμβανομένων εκείνων που προέρχονται από η παρούσα μελέτη, εύρος 0,80 - 0,99, γεγονός που δείχνει ότι οι δοκιμασίες αναπήδησης για απόσταση είναι αξιόπιστες (Delestrat & Cohen 2008). Επίσης κατέληξαν ότι η επίδραση της μάθησης επηρεάζει κατά τη χορήγηση των συγκεκριμένων δοκιμασιών δείχνοντας ότι θα πρέπει να επιτρέπονται δοκιμαστικές προσπάθειες (practice trials) για να επιτευχθεί πιο αξιόπιστο αποτέλεσμα. Οι Munro & Herrington (2011) προτείνουν ότι 3 δοκιμαστικές προσπάθειες θα πρέπει να επιτρέπονται για το ΜΑΑ και το ΤΜΑΑ και 4 για το τριπλό χιαστό άλμα, ενώ η δοκιμασία ΜΑΧ απαιτεί 3 δοκιμαστικές προσπάθειες για τους άνδρες και 4 γυναίκες (Munro & Herrington 2011).

Οι Augustsson et al (2006) αξιολόγησαν την αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων της μονοποδικής δοκιμασίας αναπήδησης (η οποία μετράται ως το μέγιστο μήκος αναπήδησης), σε 11 υγιείς άνδρες, κατά τη διάρκεια τριών διαφορετικών τυποποιημένων συνθηκών δοκιμής. Οι τρεις συνθήκες ήταν: χωρίς κόπωση και αμέσως μετά από κόπωση με άσκηση η οποία αποτελείται από εκτάσεις γόνατος με βάρος στο 80% και στο 50%, αντίστοιχα, της μέγιστης 1 επανάληψης (1 RM). Βρέθηκαν αποδεκτές τιμές ICC κατά την ανάλυση της αξιοπιστίας επαναλαμβανόμενων μετρήσεων της απόδοσης αναπήδησης κατά τις διάφορες συνθήκες δοκιμών με τα ICC να είναι 0,75 , 0,91 και 0,98 αντίστοιχα, για το 50% του 1 RM του τετρακεφάλου, για το 80% του 1 RM του τετρακεφάλου και την κατάσταση μη κόπωσης. Κατέληξαν λοιπόν στο συμπέρασμα ότι η αξιοπιστία επαναλαμβανόμενων μετρήσεων μειώνεται καθώς η κόπωση του τετρακεφάλου μύος αυξήθηκε (από 0,98 σε 0,75) υποδηλώνοντας ότι ένα κοπιαστικό πρωτόκολλο άσκησης που παράγει περισσότερο από το 50% της μυϊκής κόπωσης μπορεί να οδηγήσει σε φτωχότερη επαναληψιμότητα.

Οι Bolgla & Keskula (1997) διερεύνησαν και αυτοί με τη σειρά τους την αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων των λειτουργικών δοκιμασιών απόδοσης των κάτω άκρων MAA, MAX, TMAA και 3πλό χιαστό άλμα για απόσταση για να επιβεβαιώσουν τις παραδοχές που έγιναν από τους κλινικούς σε σχέση με αυτές τις δοκιμασίες. Ένας δευτερεύον σκοπός της μελέτης μας ήταν να εξετάσει την επίδραση των τριών δοκιμαστικών προσπαθειών στη σταθερότητα των μετρήσεων της κανονικής προσπάθειας. Οι ICCs κυμαίνονται 0,95 έως 0,96 για τα μονοποδικά άλματα για απόσταση, δείχνοντας ένα υψηλό επίπεδο αξιοπιστίας για αυτές οι δοκιμές. Η δοκιμασία MAX είχε μια τιμή ICC 0,66. Η χαμηλότερη τιμή ICC του προέκυψε από περιορισμένη μεταβλητότητα μεταξύ των μετρήσεων. Σε συμφωνία με τους Bolgla & Keskula (1997), οι Booher et al (2010) αξιολόγησαν 18 φυσιολογικά άτομα χρησιμοποιώντας τις δραστηριότητες MAA, MAX και του 30-m single-leg agility hop και ανέφεραν ICCs που κυμαίνονται από 0,77 - 0,99. Τα ευρήματα των Bolgla et al (2010) υποδηλώνουν ότι οι κλινικοί που επιτρέπουν στους ασθενείς επαρκείς δοκιμαστικές επαναλήψεις πριν από τις πραγματικές δοκιμές, λαμβάνουν υπόψη την επίδραση της κινητικής μάθησης. Οι Bolgla and Keskula 1997 προτείνουν ότι τα πρωτόκολλα αποκατάστασης καλό θα ήταν να περιλαμβάνουν συνιστώσες (συστατικά) των λειτουργικών δοκιμασιών απόδοσης για τον έλεγχο των επιδράσεων της μάθησης. Πιστεύουν επίσης ότι οι ασθενείς πρέπει να ασκήσουν τις δοκιμές μια μέρα πριν από την πραγματική δοκιμή. Τέλος, οι κλινικοί θα μπορούσαν να εξετάσουν περισσότερο το MAA διότι η μελέτη τους προτείνει ότι μεγαλύτερη επίδραση μάθησης συνέβη με αυτή τη δοκιμή.

Παρά το γεγονός ότι η έρευνά τους δεν ανέλυσε τον βέλτιστο αριθμό των δοκιμαστικών προσπαθειών που απαιτούνται για τη σταθεροποίηση της επίδρασης της μάθησης, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι τρεις δοκιμαστικές και τρεις κανονικές επαναλήψεις οδήγησαν σε αποτελέσματα που κρίνονται στατιστικά ίδια με τις έξι επαναλήψεις για όλα τα λειτουργικά τεστ εκτός από το MAA.

Οι Noyes et al (1991) αξιολόγησαν έναν τύπο εγκυρότητας, την ευαισθησία, των τεσσάρων διαφορετικών τύπων των μονοποδικών αναπηδήσεων. Ο στόχος ήταν να καθοριστούν μεταβολές στη λειτουργικότητα των κάτω άκρων σε ασθενείς με ανεπάρκεια ΠΧΣ. Ο δεύτερος στόχος ήταν να συγκρίνουν τέσσερις δοκιμές λειτουργίας (MAA, MAX, TMAA, τριπλό χιαστό άλμα) προκειμένου να προσδιοριστεί η ευαισθησία του καθενός στην ανίχνευση μη φυσιολογικής συμμετρίας των κάτω άκρων στους ασθενείς αυτούς. Ο τελικός στόχος ήταν να καθοριστούν οι δύο πιο ευαίσθητες δοκιμασίες που θα μπορούσαν

να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμό με τα μυϊκά τέστ, τις δοκιμασίες συνδεσμικής σταθερότητας και άλλα κλινικά εργαλεία αξιολόγησης για τον προσδιορισμό των αποτελεσμάτων των προγραμμάτων θεραπείας και τους λειτουργικούς περιορισμούς γόνατα με ανεπάρκεια ΠΧΣ. Κατέληξαν λοιπόν στο συμπέρασμα ότι αυτές οι μονοποδικές λειτουργικές δοκιμασίες είχαν χαμηλό ποσοστό ευαισθησίας. Ωστόσο, η υψηλή εξειδίκευση και τα ψευδώς χαμηλά θετικά ποσοστά που βρέθηκαν έδειξαν ότι μπορεί να χρησιμοποιούνται αυτές οι δοκιμές για να επιβεβαιωθεί η ανώμαλη συμμετρία των άκρων. Δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές σχέσεις μεταξύ των δοκιμασιών λειτουργικότητας και των μεταβλητών που αξιολογούνται. Οι Noyes et al (1991) προτείνουν ότι αυτές οι δοκιμασίες πρέπει να χρησιμοποιούνται σε συνδυασμό με άλλα εργαλεία κλινικής αξιολόγησης για να παρέχουν επιβεβαίωση της έκτασης των λειτουργικών περιορισμών του κάτω άκρου.

Πίνακας 3.2. Αξιοπιστία λειτουργικών δοκιμασιών αναπήδησης στην αρθρογραφία

Δοκιμασία	Έρευνα	Δείγμα	Αξιοπιστία	Άκρο
Μονοποδική αναπήδηση για απόσταση (Single hop for distance)	Ageberg et al. 1998	Υγιείς (n=75)	0,96ICC	ΔΕ/ΑΡ
	Augustsson et al. 2006	Υγιείς (n=11)	0,75ICC (50% 1RM) 0,91ICC (80% 1RM) 0,98ICC	ΔΕ/ΑΡ
	Bandy et al. 1994	Υγιείς (n=18)	0,93ICC	E
	Birmingham 2000	Υγιείς (n=30)	0,89ICC	E
	Bolglá and Keskula 1997	Υγιείς (n=20)	0,96ICC	E
	Booher et al. 1993	Υγιείς (n=18)	0,97ICC	E
	Brosky Jr et al. 1999	ΠΧΣ-Α (n=15)	0,97ICC	
	Greenberger & Paterno 1994b	Υγιείς (n=20)	0,96ICC	E
	Haitz		0,91ICC	E
	Hu et al. 1992	Υγιείς (n=30)	0,96ICC	
	Johnson & Nelson (1979)	Υγιείς	0,96ICC	
	Kramer et al. 1992	ΠΧΣ (n=38)	0,92ICC 0,91ICC	X MX
	Manske et al. 2003	Υγιείς (n=28)	0,96ICC 0,97ICC	E ME
	Paterno & Greenberger 1996	Υγιείς (n=20)	0,96ICC	
	Paterno & Greenberger 1996	ΠΧΣ-Α (n=13)	0,89ICC	E
Worrell et al. 1993	Υγιείς (n=36)	0,99ICC		
Τριπλή Μονοποδική αναπήδηση για απόσταση (Triple hop for distance)	Bandy et al. 1994	Υγιείς (n=18)	0,94ICC	
	Bolglá and Keskula 1997	Υγιείς (n=20)	0,95ICC 0,95ICC	E
Μονοποδική αναπήδηση για χρόνο (Six metre hop for time)	Bandy et al. 1994	Υγιείς (n=18)	0,90ICC	E
		Υγιείς (n=20)	0,66ICC	E
	Booher et al. 1993	Υγιείς (n=18)	0,77ICC	ΔΑ
	Brosky Jr et al. 1999	ΠΧΣ-Α (n=15)	0,97ICC	
	Haitz et al. 2014	Υγιείς (n=40)	0,92ICC	E
	Manske et al. 2003	Υγιείς (n=28)	0,92ICC 0,96ICC	E ME
	Worrell et al. 1993	Υγιείς (n=36)	0,77ICC	

ΔΑ: Δεν αναφέρθηκε; ΔΓ: Δεν γνωρίζουμε; E: Επικρατές άκρο; ME: Μη επικρατές άκρο; X: Χειρουργημένο άκρο; MX: Μη χειρουργημένο άκρο; ΔΕ: Δεξί άκρο; ΑΡ: Αριστερό άκρο; ΠΧΣ-Α: Ανακατασκευή προσθίου χιαστού συνδέσμου

3.2.2. ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΠΛΑΓΙΟΙ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΙ ΣΕ ΣΚΑΛΟΠΙΑΤΙ- ΠΒΣ (LATERAL STEP UP TEST)

Η δραστηριότητα ΠΒΣ είναι μια δραστηριότητα ΚΚΑ που συχνά χρησιμοποιείται σε πρωτόκολλα αποκατάστασης για το γόνατο. Αυτή η δραστηριότητα έχει ως σκοπό να διευκολύνει την συνσύσπαση του τετρακέφαλου και των ΟΜ με ένα λειτουργικό πρότυπο κίνησης και το πιο σημαντικό είναι ότι αυξάνει τη δύναμη του τετρακεφάλου χωρίς την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης επί του μηριαίου οστού. Παρά το γεγονός ότι η άσκηση ΠΒΣ είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη κλινική μέθοδος για να αυξήσει τη δύναμη των μυών του μηρού, οι συγγραφείς δεν έχουν καταφέρει να εντοπίσουν δημοσιευμένα στοιχεία που να δείχνουν την αποτελεσματικότητα της ενδυνάμωσης μέσω αυτού του πρωτόκολλου άσκησης, ενώ λίγα είναι τα δεδομένα για την αξιοπιστία της ως δοκιμασία αξιολόγησης της λειτουργικότητας της άρθρωσης του γόνατος (Reynolds et al. 1992).

Οι Reynolds et al (1992) σε έρευνά τους προσδιόρισαν την επίδραση ενός 6-εβδομάδων πρωτόκολλου άσκησης ΠΒΣ στη δύναμη του τετρακεφάλου και των ΟΜ σε 20 γυναίκες μη αθλητές οι οποίες τυχαιοποιήθηκαν σε μια ομάδα έλεγχου και μια πειραματική ομάδα. Η άσκηση διεξήχθη με προοδευτική αύξηση του ύψους του βήματος και των επαναλήψεων, μία την ημέρα, πέντε φορές την εβδομάδα, για διάρκεια έξι εβδομάδων. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης δείχνουν ότι αυτή η ΠΒΣ δεν παρείχε επαρκές ερέθισμα για υπερφόρτιση αυξάνοντας τη ΜΡ του τετρακεφάλου (αξιολογούμενη στις 60°/s) ή για την αύξηση της περιμέτρου του μηρού σε υγιείς ενήλικες γυναίκες. Υπήρχε εμφανής η «επίδραση της μάθησης» στο ισοκινητικό δυναμόμετρο, αφού όλες οι ομάδες ανέφεραν μικρές (μη σημαντικές) αυξήσεις. Επιπλέον, η αξιολόγηση της δύναμης σε ΑΚΑ δεν μπορεί να εκτιμήσει επαρκώς τις αλλαγές στη δύναμη που πραγματοποιήθηκαν μέσω ΚΚΑ. Οι κλινικοί θα πρέπει να είναι προσεκτικοί με την παραδοχή ότι οι ασκήσεις ΠΒΣ παρέχουν επαρκή υπερφόρτιση για την αύξηση της περιμέτρου του μηρού ή της ισοκινητικής ΜΡ του τετρακέφαλου.

Οι Reynolds et al (1992) πιστεύουν ότι σε έναν πληθυσμό ασθενών με σημαντική αδυναμία τετρακέφαλου, αυτό το πρωτόκολλο μπορεί να προσφέρει επαρκή υπερφόρτισης για την αύξηση της ΜΡ τετρακέφαλου. Φυσικά αυτό αποτελεί εικασία και απαιτούνται περαιτέρω μελέτες με χρήση πληθυσμού ασθενών. Επιπλέον, υπάρχει πιθανότητα σφάλματος τύπου II στη μελέτη τους λόγω του μικρού μεγέθους του δείγματος (10 ανά ομάδα). Ως εκ τούτου, οι συγγραφείς συνιστούν ότι περαιτέρω μελέτες συνεχίζουν με

σκοπό την παροχή επιστημονικής τεκμηρίωσης του εμπειρικά αποδεκτού γεγονότος ότι η ΠΒΣ αυξάνει τη δύναμη του τετρακεφάλου. Παρόλα αυτά συνιστούν τη χρήση της δοκιμασίας ΠΒΣ ως αξιολόγηση σε ΚΚΑ.

Οι Worrell et al. 1993 σε μελέτη που πραγματοποίησαν είχαν ως σκοπό να προσδιορίσουν την επίδραση του 0.2 m (8-in) ΠΒΣ πρωτόκολλου άσκησης (μέγιστος αριθμός επαναλήψεων) στην ισοκινητική ΜΡ του τετρακεφάλου (Μειομετρική έκταση γόνατος σε ROM 0°-90° στις 60°/s) και των παρακάτω ΚΚΑ δραστηριοτήτων του κάτω άκρου: 1) leg press, 2) μέγιστες ΠΒΣ επαναλήψεις με προσθήκη επιπλέον 25% του ΣΒ 3) ΜΑΑ και 4) ΜΑΧ. 20 άτομα συμμετείχαν σε μια 4-εβδομάδων περίοδο εκπαίδευσης και 18 άτομα χρησίμευσαν ως ομάδα ελέγχου. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι ένα 4-εβδομάδων πρωτόκολλο ΚΚΑ άσκησης σε υγιείς εθελοντές παρείχε επαρκή υπερφόρτιση για την αύξηση της απόδοσης των κάτω άκρων όπως μετρήθηκε από δύο μονοποδικές δοκιμασίες αναπήδησης, το leg press, και τις μέγιστες επαναλήψεις ΠΒΣ με την προσθήκη 25% του σωματικού βάρους. Καμία σημαντική αύξηση δεν σημειώθηκε στην ισοκινητική ΜΡ του τετρακεφάλου για την ομάδα άσκησης. Για την ομάδα ελέγχου, καμία σημαντική αύξηση δεν σημειώθηκε στις μεταβλητές που αξιολογήθηκαν. Οπότε κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η αξιολόγηση και η άσκηση σε ΚΚΑ βελτιώνει την απόδοση του κάτω άκρου και επιπλέον παρέχει πρόσθετες γνώσεις σχετικά με κάτω άκρων εκτέλεση.

3.2.2.1. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ ΠΒΣ

Η δοκιμασία ΠΒΣ μερικές φορές χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της δύναμης του κάτω άκρου και ως άσκηση ενδυνάμωσης (Reinking et al. 1996; De Carlo & Sell 1997; Wang et al. 2003). Εμβιομηχανικές και ΗΜΓ μελέτες έχουν δείξει ότι η ΠΒΣ περιλαμβάνει πρωτίστως συντονισμένη ενεργοποίηση των εκτεινόντων της άρθρωσης του γόνατος και του ισχίου, των προσαγωγών του ισχίου και των πελματιαίων καμπτήρων του άκρου ποδός (Wang et al. 2003). Η ΠΒΣ έχει τα οφέλη του να είναι λειτουργική, γρήγορη, απλή και ανέξοδη. Παρόλα αυτά η δοκιμασία αυτή δεν έχει προηγουμένως εξεταστεί ως αξιόπιστος τρόπος μέτρησης της μέγιστης δύναμης των κάτω άκρων. Η υψηλή αξιοπιστία που βρέθηκε εδώ, ωστόσο, είναι συγκρίσιμο με άλλα κοινώς σημαντικά, σε αντίθεση με τη δοκιμασία μονοποδικής αναπήδησης.

Μια από τις λίγες μελέτες σχετικά με την αξιοπιστία του ΠΒΣ ήταν η μελέτη των οι Ross (1997). Οι Ross (1997) προσδιόρισαν την αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων μιας 15-sec και 50-επανάληψεων δοκιμασίας ΠΒΣ σε βήμα ύψους 15cm (6

ιντσών) και 20cm (8-ίντσες) σε 18 υγιείς εθελοντές. Για κάθε μία από τις 15-sec δοκιμασίες ΠΒΣ τα άτομα που κλήθηκαν να εκτελέσουν όσες περισσότερες επαναλήψεις σε 15 sec, ενώ για καθεμία από τις 50-επαναλήψεων δοκιμασία ΠΒΣ, τα άτομα κλήθηκαν να εκτελέσουν 50 επαναλήψεις όσο το δυνατόν πιο γρήγορα. Τα αποτελέσματα έδειξαν υψηλές τιμές αξιοπιστίας με ICC 0,90 και 0,94 για τα 15cm και 20 cm της 15-sec δοκιμασίας ΠΒΣ και 0,91 και 0,96 για τις 50-επανάληψεων δοκιμασίας ΠΒΣ στα 15 cm και στα 20cm, αντίστοιχα, αποκαλύπτοντας υψηλή αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για κάθε μία από τις δοκιμές.

Μία πιο πρόσφατη μελέτη σχετικά με την αξιοπιστία της ΠΒΣ είναι η μελέτη των King et al (2007). Οι King et al (2007) εξέτασαν την αξιοπιστία δύο διαφορετικών πρωτοκόλλων ΠΒΣ (Α και Β). Η ΠΒΣ χρησιμοποιήθηκε καθορίζοντας το μέγιστο ύψος βήματος (σκαλοπατιού) που ένα άτομο μπορεί να ανέβει μόνο μια φορά (δηλαδή, 1 μέγιστη επανάληψη, RM, η οποία μετράται σε cm). Ο κάθε συμμετέχων ελέγχθηκε με το Πρωτόκολλο Α στο ένα πόδι και το πρωτόκολλο Β στο άλλο πόδι. Η δεύτερη δοκιμή πραγματοποιήθηκε επτά ημέρες μετά την αρχική δοκιμή, ενώ τόσο ο συμμετέχων όσο και ο δεύτερος αξιολογητής ήταν τυφλοί ως προς τα αποτελέσματα της πρώτης δοκιμής. Τα αποτελέσματα της έρευνας αυτής αποδεικνύουν εξαιρετική μεταξύ των αξιολογητών αξιοπιστία με τιμές ICC 0,94 και για τα δύο πρωτόκολλα όταν χρησιμοποιείται ως δοκιμή 1RM σε υγιείς ενήλικες (18 έως 81 ετών). Εξαιρετική αξιοπιστία βρέθηκε ανεξάρτητα από την εμπειρία του αξιολογητή (ICC 0,83 και 0,90 για έμπειρους και άπειρους φυσικοθεραπευτές, αντίστοιχα).

Υπάρχουν πολλά οφέλη που προσφέρονται από τη δοκιμασία ΠΒΣ που την κάνει κλινικά χρήσιμη ως μέτρο δύναμης των κάτω άκρων. Πρώτον, ανεξάρτητα από την κλινική εμπειρία του δοκιμαστή, η δοκιμασία ΠΒΣ βρέθηκε να είναι αξιόπιστη. Αυτή η υψηλή αξιοπιστία επιτεύχθηκε με ελάχιστη εκπαίδευση του αξιολογητή, παρά του ότι οι αξιολογητές δεν είχαν καμία προηγούμενη εμπειρία με τη χρήση του τεστ. Τα ευρήματα αυτά υποστηρίζουν την γενίκευση των αποτελεσμάτων σε άλλους φυσικοθεραπευτές για την εφαρμογή αυτής της δοκιμασίας. Δεύτερον, οι απαιτήσεις της δοκιμασίας ΠΒΣ είναι υψηλά σχετικές με σημαντικές λειτουργικές δραστηριότητες, όπως ανάβαση ή κατάβαση σκαλοπατιών ή έγερση ή κάθισμα και ως εκ τούτου, είναι πολύ πιθανό να αντικατοπτρίζει τη λειτουργική ικανότητα. Ένα περαιτέρω όφελος του ΠΒΣ ως μέτρο αξιολόγησης δύναμης είναι ότι η κίνηση του πλάγιου βήματος σε σκαλοπάτι χρησιμοποιείται ευρέως ως άσκηση ενδυνάμωσης κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης των κάτω άκρων μετά από

τραυματισμό ΠΧΣ, εγκεφαλικό επεισόδιο και κάταγμα ισχίου (De Carlo and Sell 1997; Sherrington and Lord 1997; Duncan et al. 2003; Sherrington et al. 2003).

Περαιτέρω έρευνα είναι απαραίτητη για να προσδιοριστεί η αξιοπιστία και η ικανότητα της δοκιμασίας ΠΒΣ να εντοπίζει λειτουργικά ελλείμματα σε ασθενείς που αναρρώνουν από χειρουργική επέμβαση κάτω άκρου ή τραυματισμό αλλά και για αξιολόγηση υγιών ατόμων. Ωστόσο, μελλοντικές μελέτες αξιοπιστίας που εξετάζουν την ΠΒΣ και άλλα μέτρα λειτουργικής απόδοσης των κάτω άκρων θα πρέπει να χρησιμοποιούν τα χρονικά πλαίσια των 4-6 εβδομάδων μεταξύ των μετρήσεων, μιας και αυτά θα αξιολογούν καλύτερα την αξιοπιστία δεδομένου ότι υπάρχει ελπίδα να χρησιμοποιηθεί στο κλινικό περιβάλλον (Ross 1997).

Δύο τρόποι με τους οποίους η δοκιμασία ΠΒΣ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της απόδοσης των κάτω άκρων είναι μετρώντας τον αριθμό των επαναλήψεων που πραγματοποιούνται σε ένα συγκεκριμένο ύψος βήματος σε ένα καθορισμένο χρονικό διάστημα και με την εκτίμηση του χρόνου που απαιτείται για να ολοκληρώσει ένα συγκεκριμένο αριθμό επαναλήψεων σε συγκεκριμένο ύψος βήματος (Gray 1995).

3.3. ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ – ΕΓΚΥΡΟΤΗΤΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟΥ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟΥ BIODEX

Η απόδειξη της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας είναι θεμελιώδους σημασίας για τη δημιουργία ενός αξιόπιστου μέσου αξιολόγησης της μυϊκής λειτουργίας (Feiring et al. 1990; Patterson & Spivey 1992; Timm et al. 1992). Για να είναι αξιόπιστα τα μέτρα της μυϊκής λειτουργίας κατά τη χρήση ενός ισοκινητικού δυναμόμετρου πρέπει να είναι τόσο συνεπή (consistent) όσο και απαλλαγμένα από σφάλματα και όσον αφορά τα μέτρα (measures), για να είναι έγκυρα πρέπει να μετρούν τη μεταβλητή που προορίζονται να αξιολογήσουν (Portney & Watkins 2000).

Η χρήση ενός αξιόπιστου οργάνου παρέχει τη διαβεβαίωση ότι κάθε φορά που αξιολογείται ένα άτομο, οι παρατηρούμενες αλλαγές στη λειτουργία των μυών, οφείλονται σε πραγματικές διαφορές στην απόδοση και όχι σε ασυνέπειες στις δυνατότητες μέτρησης του οργάνου. Επιπλέον, ένα έγκυρο μέσο εξασφαλίζει ότι οι παρατηρήσεις που γίνονται είναι η αξιολόγηση της μεταβλητής την οποία ο κλινικός ή ερευνητής αναμένεται να παρατηρήσει. Αφού καθιερωθούν η αξιοπιστία και η εγκυρότητα, ο κλινικός/ερευνητής είναι επιφορτισμένος με το να προσδιορίσει εάν οι παρατηρούμενες αλλαγές στην ανθρώπινη απόδοση είναι άμεσο αποτέλεσμα της εφαρμογής των παρεμβάσεων ή απλά μια υπάρχουσα ασυνέπεια της ανθρώπινης απόδοσης (Drouin et al. 2004).

Λαμβάνοντας υπόψη ότι η Biodex είναι μία από τις λίγες εταιρείες που εξακολουθούν να κατασκευάζουν ισοκινητικά δυναμόμετρα, η καθιέρωση της ικανότητας μέτρησης είναι σημαντική για τη μελλοντική χρήση των δυναμομέτρων είτε ως μέσο αξιολόγησης είτε αποκατάστασης. Ενώ προηγούμενες εκδόσεις του δυναμομέτρου Biodex έχουν δειχθεί ότι είναι αξιόπιστα και έγκυρα όργανα για τη μέτρηση της ανθρώπινης μυϊκής λειτουργίας (Taylor et al. 1991), υπάρχουν αλλαγές στον έλεγχο των τιμών επιτάχυνσης (acceleration rates) και γωνιακής ταχύτητας από τις παλαιότερες εκδόσεις του Biodex (Feiring et al. 1990; Timm et al. 1992; Brown et al. 1993;). Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιήθηκε το Biodex System 3, οπότε θα γίνει και συγκεκριμένη αναφορά στην αξιοπιστία και την εγκυρότητά του.

Οι Feiring et al (1990) σε έρευνά τους προσδιόρισαν την αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων του ισοκινητικού δυναμομέτρου Biodex (έκδοση προηγούμενη αυτής του Biodex System 3 κατά τη μειομετρική κάμψη και έκταση του γόνατος αξιολογούμενη στις γωνιακές ταχύτητες 60°/s, 180°/s, 240°/s και 300°/s χρησιμοποιώντας τις παραμέτρους της ΜΡ και του έργου. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ισοκινητική μειομετρική λειτουργία του Biodex παράγει υψηλή και στατιστικά σημαντική αξιοπιστία μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων για τις παραμέτρους της μυϊκής απόδοσης (ΜΡ και έργο) με τις πληροφορίες να είναι κλινικά σημαντικές καθώς η αξιοπιστία της μέτρησης της ισοκινητικής μυϊκής απόδοσης είναι επιτακτική ανάγκη στην ερμηνεία και την εφαρμογή προγραμμάτων αποκατάστασης στην ορθοπαιδική αλλά και αθλητική φυσικοθεραπεία. Πιο συγκεκριμένα, τα αποτελέσματα έδειξαν συντελεστή συσχέτισης (ICC) της ΜΡ εκτεινόντων του γόνατος στις 60°/s να είναι $r = 0,95$ στις 180°/s $r = 0,96$ στις σε 240°/s, $r = 0,95$ και στις 300°/s, $r = 0,97$. Οι συντελεστές συσχέτισης (ICC) του έργου των εκτεινόντων του γόνατος ήταν στις 60°/s, $r = 0,96$ στις 180°/s, $r = 0,97$, στις 240°/s, $r = 0,96$ και $r = 0,95$ σε 300°/s.

Οι Drouin et al. (2004) ήταν από τους πρώτους που αξιολόγησαν την εγκυρότητα και αξιοπιστία της θέσης, της ροπής και της γωνιακής ταχύτητας του ισοκινητικού δυναμομέτρου Biodex System 3. Για την αξιολόγηση της εγκυρότητας του εργαλείου, το δυναμόμετρο Biodex System 3 συγκρίθηκε με ένα «εργαλείο κριτήριο» (criterion measure) της θέσης, της ροπής και της γωνιακής ταχύτητας. Η θέση αξιολογήθηκε μετρώντας με κλινόμετρο (εργαλείο κριτήριο) τη μετακίνηση του βραχίονα ανά 5° μέσα στο σύνολο του διαθέσιμου ROM (0° έως 305°) χρησιμοποιώντας ισομετρικό πρωτόκολλο αξιολόγησης. Η ροπή αξιολογήθηκε ισομετρικά αναρτώντας έξι διαφορετικά βαθμονομημένα βάρη (2,7kg,

6,82kg, 11,36kg, 15,91kg, 22,73kg, 29,55kg) από το βραχίονα και χρησιμοποιώντας κλινόμετρο για να οριστεί ένας κάθετα τοποθετημένος βραχίονας 72,5 εκατοστών (90°) προς την βαρυτική δύναμη. Τέλος, για να αξιολογηθεί η γωνιακή ταχύτητα του Biodex System 3, ένα βαθμονομημένο βάρος 4,55 kg τοποθετήθηκε και επιταχύνθηκε χειροκίνητα σε ένα εύρος 15 διαφορετικών ταχυτήτων δοκιμής (30°/s, 60°/s, 90°/s, 120°/s, 150°/s, 180°/s, 210°/s, 240°/s, 270°/s, 300°/s, 330°/s, 360°/s, 400°/s, 450°/s, 500°/s) σε ένα τόξο της κίνησης 70°.

Τα ευρήματα τους έδειξαν ότι το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 παρέχει μηχανικά αξιόπιστα μέτρα της ροπής, της θέσης και της γωνιακής ταχύτητας στις επαναλαμβανόμενες δοκιμές που πραγματοποιούνται την ίδια ημέρα, καθώς και σε διαφορετικές ημέρες. Η εγκυρότητα των μετρήσεων της ισομετρικής ροπής και θέσης ήταν αποδεκτή και για κλινικούς και ερευνητικούς σκοπούς. Τα μέτρα της μειομετρικής γωνιακής ταχύτητας έδειξαν το μεγαλύτερο βαθμό ασυμφωνίας σε σύγκριση με τις μεταβλητές ροπή και θέσης, ήταν όμως έγκυρα μέχρι περίπου τις 300°/s (δηλαδή για αργές έως μετρία υψηλές ταχύτητες), με μια συστηματική μείωση στη μέγιστη γωνιακή ταχύτητα που συμβαίνει σε υψηλότερες ταχύτητες δοκιμής.

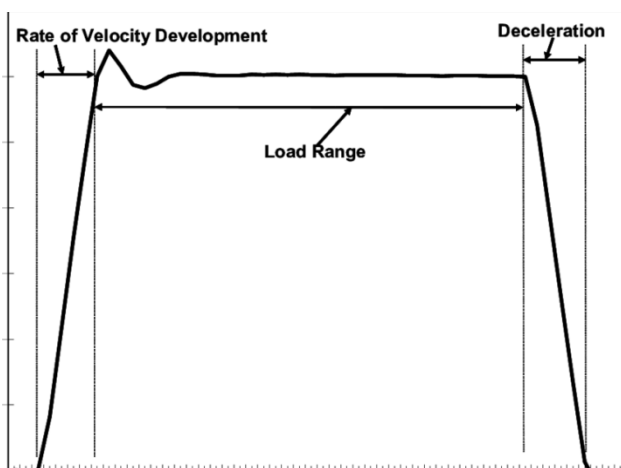
Τέλος, η πιο πρόσφατη έρευνα ήταν των Zawadzki et al (2010) οι οποίοι διερεύνησαν την εγκυρότητα των μετρήσεων που εκτελούνται με τη χρήση του δυναμομέτρου Biodex System 3 με σκοπό να απαντήσουν εάν το Biodex System 3 μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εργαλείο μέτρησης (αξιολόγησης), ή θα πρέπει να θεωρείται μόνο ως μια συσκευή που χρησιμοποιείται για εκπαιδευτικούς σκοπούς η οποία απλά είναι εξοπλισμένη με ορισμένες λειτουργίες ελέγχου (control functions). Μια τεχνική βαθμονόμησης χρησιμοποιήθηκε για να ελεγχθεί η εγκυρότητα της μετρούμενης ροπής και της γωνιακής συντεταγμένης της θέσης του βραχίονα του δυναμομέτρου υπό στατικές συνθήκες. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων που εκτελέστηκαν υπό δυναμικές (ισοκινητική) προϋποθέσεις επαληθεύτηκαν από τη σύγκριση των αριθμητικών τιμών των δοκιμών που προβλέπονται στην έκθεση Biodex και τα πρωτογενή δεδομένα (raw data) που συλλέγονται απευθείας από τον υπολογιστή της ίδιας της ισοκινητικής συσκευής. Οι στατικές δοκιμές έδειξαν ότι οι ενδείξεις του Biodex System 3 δυναμόμετρου βρίσκονται εντός του εύρους σφάλματος που καθορίζονται από τον κατασκευαστή. Ως εκ τούτου, τα αποτελέσματα των στατικών μετρήσεων μπορεί να θεωρηθούν ακριβή. Σύμφωνα με τις ισοκινητικές δοκιμές, οι τιμές της γωνιακής ταχύτητας ήταν επίσης ακριβείς. Ωστόσο, οι ενδείξεις της ροπής και της ισχύος ήταν πολύ λιγότερο ακριβείς, δικαιολογώντας την

αβεβαιότητα για το αν μπορούν να θεωρηθούν πραγματικά τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Επομένως, το Biodex System 3 επιτρέπει έγκυρες μετρήσεις της ΜΡ υπό στατικές συνθήκες που πρέπει να εκτελεστούν και τα επιτευχθέντα αποτελέσματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε επιστημονικές αναλύσεις. Ωστόσο, τα αποτελέσματα των δυναμικών δοκιμών που εκτελούνται κάτω από ισοκινητικές συνθήκες είναι σίγουρα αμφίβολα. Αυτό αναφέρεται σε μετρήσεις που εκτελούνται σε σχετικά υψηλές ταχύτητες κίνησης ($\omega > 240^\circ/s$), όπου τα αποτελέσματα που παρέχονται από το Biodex (Biodex report) ήταν σημαντικά διαφορετικά από τα αποτελέσματα που υπολογίζονται στη βάση των ανεπεξέργαστων δεδομένων (raw data) (Zawadzki et al. 2010).

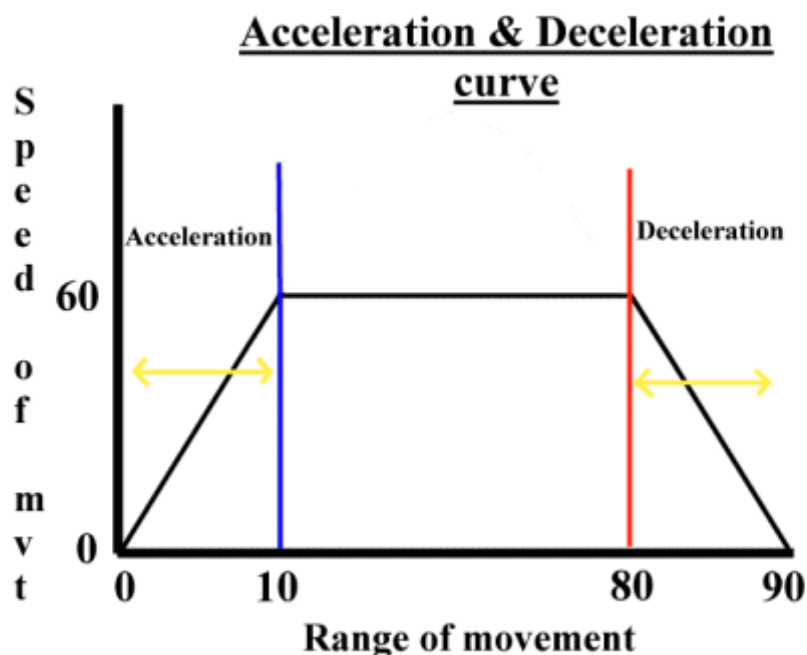
3.4. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ - ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗ ΤΟΥ ΣΚΕΛΟΥΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ

Παρά τους ισχυρισμούς, έχει αποδειχθεί πολλές φορές (Osternig 1975; Osternig et al. 1983a; Osternig 1986; Brown et al. 1995; Brown et al. 1998) ότι η ισοκινητική κίνηση σε ένα δυναμόμετρο, δεν είναι πραγματικά μόνο ισοκινητική. Κατά τη διάρκεια της κίνησης του άκρου ενός ατόμου σε ένα ισοκινητικό δυναμόμετρο τρεις κύριες φάσεις κίνησης παρατηρούνται: η φάση επιτάχυνσης (ρυθμός αύξησης της γωνιακής ταχύτητας), η φάση σταθερής γωνιακής ταχύτητας (IROM ή εύρος φορτίου - Load Range) και η φάση επιβράδυνσης (ρυθμός μείωσης της γωνιακής ταχύτητας) (Brown & Weir 2001) (Εικόνα 3.1.).



Εικόνα 3.1. Οι τρεις φάσεις του ROM μιας επανάληψης κατά την ισοκινητική αξιολόγηση: Φάση επιτάχυνσης ή ρυθμός ανάπτυξης γωνιακής ταχύτητας (RVD), Φάση ισοκινητικής φόρτισης (LR) και επιβράδυνση (DCC) (Findley et al. 2006).

Το άκρο επιταχύνει από την ηρεμία, 0°/s, μέχρι την προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα. Ομοίως, η επιβράδυνση λαμβάνει χώρα κατά το τέλος της κίνησης όταν το σκέλος επιβραδύνει από την προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα μέχρι την ηρεμία (Εικόνα 3.3.) (Rathfon et al. 1991). Ωστόσο, η φάση επιτάχυνσης, η οποία «δαπανάται» για να προσεγγίσει την ισοκινητική γωνιακή ταχύτητα, γίνεται χωρίς αντίσταση από το δυναμόμετρο. Με άλλα λόγια, υπάρχει ένα τμήμα του διαθέσιμου ROM κατά το οποίο δεν υπάρχει κανένα μετρήσιμο εξωτερικό φορτίο. Το ROM με το εξωτερικό φορτίο ή το ROM όταν υπάρχει αντιστοιχία μεταξύ ισοκινητικής γωνιακής ταχύτητα και κίνησης του άκρου αναφέρεται ως περιοχή ισοκινητικής φόρτισης / εύρος φορτίου (load range) ή αλλιώς IROM. Το IROM γίνεται όλο και μικρότερο, καθώς η γωνιακή ταχύτητα αυξάνεται (Osternig 1975; Osternig et al. 1983a; Osternig 1986; Brown et al. 1995; Brown et al. 1998). Οι μελέτες των Osternig et al έδειξαν για πρώτη φορά αυτή την αντίστροφη σχέση. Το LR (load range) μειώνεται από 92% σε 16% σε ισοκινητικές γωνιακές ταχύτητες 50-400°/s (Osternig1975; Osternig et al. 1983a; Osternig 1986).



Εικόνα 3.2. Διάγραμμα γωνιακής ταχύτητας - εύρους κίνησης (ROM). Σε αυτό το παράδειγμα 10° είναι το ROM πριν επιτευχθεί η προκαθορισμένη ισοκινητική γωνιακή ταχύτητα και άλλες 10° στο τέλος κατά την επιβράδυνση. Αυτό σημαίνει ότι το IROM είναι 70° συνολικά (από www.isokinetics.net)

Πρακτικά, αυτό σημαίνει ότι καθώς η προ-επιλεγμένη γωνιακή ταχύτητα αυξάνεται, το άτομο που αξιολογείται λαμβάνει εξωτερική φόρτιση μέσω ενός ROM το οποίο συνεχώς φθίνει και το μεγαλύτερο τμήμα της κίνησης συμβαίνει στην φάση της επιτάχυνσης σε

σχέση με τη φάση της σταθερής γωνιακής ταχύτητας (IROM) (Osternig et al. 1983b). Αυτό συνδυάζεται επίσης με το γεγονός ότι η ροπή είναι αντιστρόφως ανάλογη με τη γωνιακή ταχύτητα με αποτέλεσμα μικρού τόξου χαμηλής αντίστασης άσκηση κατά τις υψηλές γωνιακές ταχύτητες με το υπόλοιπο ROM να είναι κομμάτι επιτάχυνσης ή επιβράδυνσης. Έτσι με άλλα λόγια, η άσκηση σε υψηλές ταχύτητες στο ισοκινητικό δυναμόμετρο είναι κατά κύριο λόγο μια προσπάθεια να «φτάσει» το άτομο την προκαθορισμένη ταχύτητα (να επιταχύνει) ή να επιβραδύνει πριν το τέλος της κίνησης με το τμήμα του πραγματικού ισοκινητικού εύρους να είναι περιορισμένο (Osternig et al. 1983b).

Στην αρθρογραφία, ο περιορισμός των δεδομένων στις παραμέτρους της MP και του έργου έχει αμβλύνει την ανάπτυξη της ερμηνείας άλλων ισοκινητικών παραμέτρων, όπως ο ρυθμός επιτάχυνσης και επιβράδυνσης (acceleration - deceleration rates) κατά τις κινήσεις του γόνατος (Wilk et al. 1994). Η κατάλληλη ερμηνεία παραμέτρων όπως περιγράφονται στις έρευνες των Rathfon et al (1991) και Wilk et al (1994), που θα αναφερθούν με μεγαλύτερη λεπτομέρεια παρακάτω, μπορούν να παρέχουν εξαιρετικά χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με τη λειτουργική ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος των κάτω άκρων μετά από τραυματισμό στο γόνατο ή από χειρουργική επέμβαση (Wilk et al. 1994) αλλά και σε περιπτώσεις αξιολόγησης υγιών ατόμων (Rathfon et al. 1991).

Ωστόσο υπάρχουν ορισμένοι ερευνητές προτείνουν την απόρριψη των τμημάτων επιτάχυνσης και επιβράδυνσης της καμπύλης ροπής που λαμβάνεται κατά τη διάρκεια της ισοκινητικής δοκιμασίας (Herzog 1988; Lakomy & Williams 1984) διότι μπορούν να οδηγήσουν σε εσφαλμένα συμπεράσματα (Brown & Weir 2001). Έτσι, το υπόλοιπο τμήμα της καμπύλης θεωρείται ότι είναι η πραγματική ισοκινητική / σταθερή γωνιακή ταχύτητα, παρέχοντας δεδομένα χωρίς διακυμάνσεις (impact oscillations). Συγκεκριμένα σφάλματα που σχετίζονται με «artifacts» στα χωρίς-φόρτιση τμήματα της κίνησης κάποιας επανάληψης έχουν ταυτοποιηθεί από τους Taylor et al (1991) οι οποίοι έχουν τεκμηριώσει αυξημένα λάθη με την αύξηση της ταχύτητας από 60°/s έως 450°/s και να προειδοποιούν για τα artifact ροπής στο σκέλος που αξιολογείται. Ωστόσο, οι λογικές στην επιλογή ενός συγκεκριμένου τόξου κίνησης που καταργεί τις φάσεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης δεν φαίνεται να υποστηρίζονται από την κλινική έρευνα. Οι Tis & Perrin (1993) προειδοποιούν ότι χρησιμοποιώντας μια τεχνική μείωσης των δεδομένων που να εξαλείφει τις πρώτες και τις τελευταίες 10° του ROM μπορεί να μην να εξαλείψει τις περιοχές επιτάχυνσης και επιβράδυνσης, αλλά μπορεί επίσης να εξαλείψει το εύρος της MP.

Στην παρούσα μελέτη ένας από τους στόχους είναι να μελετηθούν τα κομμάτια της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης (ως προς το ROM αλλά και το χρόνο) κατά την ισοκίνηση αργής ($60^\circ/s$), μέσης ($180^\circ/s$) και πιο γρήγορης γωνιακής ταχύτητας ($300^\circ/s$) και να μελετηθεί κατά πόσο υπάρχει συσχέτιση με λειτουργικότητα.

Οι Wilk et al (1994) διερεύνησαν την έννοια της επιτάχυνσης και επιβράδυνσης του σκέλους κατά τη διάρκεια ισοκίνησης υψηλής ταχύτητας και τη σχέση της με τη λειτουργικότητα στην άρθρωση του γόνατος σε ασθενείς με ανακατασκευή ΠΧΣ. Στόχος τους ήταν να προσδιοριστεί αν μια υπάρχουσα σχέση θα ήταν χρήσιμη στους κλινικούς για τον προσδιορισμό της εξέλιξης των ασθενών, την τροποποίηση της θεραπείας, και των παραμέτρων επιστροφής στο άθλημα. Η λειτουργική αξιολόγηση περιελάμβανε 1) MAA, 2) MAX και 3) τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση, ενώ η ισοκινητική πραγματοποιήθηκε στις $180^\circ/s$, $300^\circ/s$, $450^\circ/s$. Τα αποτελέσματα της έρευνας δείχνουν ότι τα παραδοσιακά μεταβλητές αξιολόγησης όπως η MP, καθώς και οι παράμετροι επιτάχυνσης / επιβράδυνσης των ισοκινητικών δοκιμών, έχουν ως αποτέλεσμα μια θετική σχέση με τις λειτουργικές επιδόσεις. Παράμετροι επιτάχυνσης όπως περιγράφονται στην παρούσα μελέτη σχετίζονται θετικά με την ικανότητα του κάτω άκρου να δημιουργεί γρήγορα μέγιστη ισοκινητική ροπή με αποτελεσματικό τρόπο. Επιπλέον, οι παράμετροι επιβράδυνσης που περιγράφονται σε αυτή τη μελέτη συσχετίζονται θετικά με τα αποτελέσματα λειτουργικής απόδοσης που απαιτούν ελεγχόμενη περιστροφή και επιβράδυνση. Οι νευροφυσιολογικές πληροφορίες και η μελέτη αυτή υποδεικνύουν με σαφήνεια ότι οι ισοκινητικές δοκιμές δεν αξιολογούν απλά τη λειτουργικότητα του αγωνιστή μύος, αλλά και την ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος για κατάλληλη συνενεργοποίηση κατά τη διάρκεια αμοιβαίων κινήσεων (reciprocal motions), ή την ικανότητα του ανταγωνιστή να φρενάρει την κίνηση του αγωνιστή (Wilk et al. 1994).

Πιο συγκεκριμένα, στατιστική τάση σημειώθηκε για το εύρος της επιτάχυνσης εκτεινόντων μυών του γόνατος στις $180^\circ/s$ και το τριπλό χιαστό άλμα όπως επίσης και μεταξύ των $300^\circ/s$ και των δοκιμασιών MAX και τριπλό χιαστό άλμα. Μια στατιστική τάση (καλές συσχετίσεις) σημειώθηκε μεταξύ του εύρους της επιβράδυνσης των εκτεινόντων του γόνατος στις $180^\circ/s$ και $300^\circ/s$ και των δοκιμασιών MAX και τριπλό χιαστό άλμα. Τέλος, είναι ενδιαφέρον να σημειωθεί ότι η θετική αυτή σχέση δεν αποδείχθηκε στις $450^\circ/s$ κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος ή κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος όπως συνέβει στις $180^\circ/s$ και $300^\circ/s$ ταχύτητες δοκιμής κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος (Wilk et al. 1994).

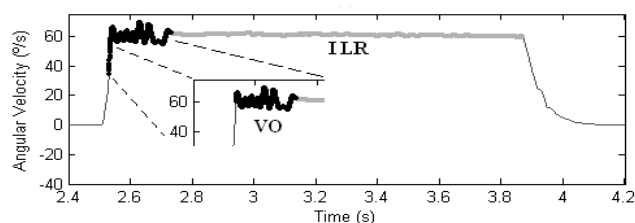
Οι Burdett & van Swearingen (1987) μελέτησαν την αξιοπιστία της μέτρησης της επιτάχυνσης (torque acceleration energy - TAE) μεταξύ των άλλων παραμέτρων (MP, Έργο, Ισχύς). Η αξιοπιστία της μέτρησης αυτής της παραμέτρου ήταν χαμηλότερη από τις αξιοπιστίες της μέτρησης της MP, του έργου ή της ισχύος. Η TAE των καμπτήρων μετρήθηκε αξιόπιστα στις 180°/s ($r > 0,8$) και η TAE των εκτεινόντων μετρήθηκε αξιόπιστα μετρούμενη στις 240°/s ($r > 0,8$). Με βάση αυτή τη μελέτη η TAE θα πρέπει να θεωρείται ως μετρίως αξιόπιστη δοκιμή.

Τέλος, οι Rathfon et al (1991) μελέτησαν λίγο διαφορετικά την έννοια της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης. Τριάντα μία υγιείς γυναίκες, 18-35 ετών, χωρίς ιστορικό παθολογίας του γόνατος εκτέλεσαν τρεις μειομετρικές/πλειομετρικές συστολές των εκτεινόντων του γόνατος σε κάθε ρυθμό επιβράδυνσης / επιτάχυνσης στη γωνιακή ταχύτητα των 90°/s. Σκοπός της μελέτης τους ήταν να εξετάσουν τις επιπτώσεις τριών ρυθμών επιτάχυνσης / επιβράδυνσης (χαμηλής, μέσης, και υψηλής) στα δεδομένα ισοκινητικής απόδοσης του τετρακέφαλου μύος σε ένα δυναμόμετρο Kinetic Conimunicator (KINCOM). Συγκεκριμένα μελέτησαν κατά πόσο οι τρεις ρυθμοί επιτάχυνσης / επιβράδυνσης κατά τη διάρκεια της μειομετρικής και πλειομετρικής συστολής του τετρακεφάλου, παρουσιάζει διαφορές στις ακόλουθες παραμέτρους: 1) εύρος της κίνησης της φάσης επιτάχυνσης 2) εύρος της κίνησης της φάσης επιβράδυνσης 3) μέση ταχύτητα ολόκληρης της καμπύλης, της φάσης επιτάχυνσης και της φάσης επιβράδυνσης 4) μέση ροπή εξόδου της συνολικής καμπύλης, της φάση επιτάχυνσης και επιβράδυνσης φάση και 5) παραγόμενη MP.

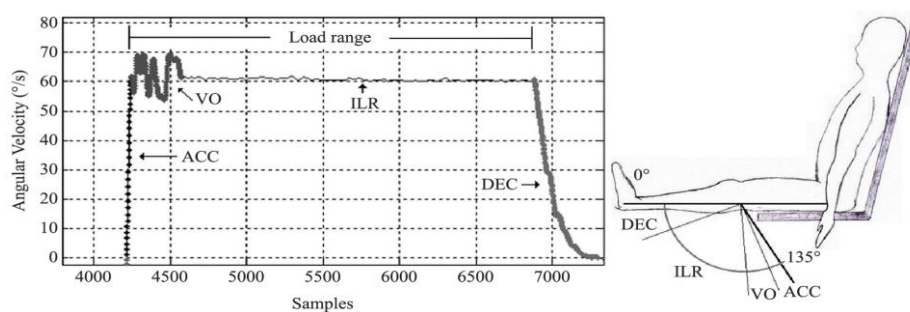
Στατιστικά σημαντικές διαφορές για την μέση ταχύτητα και τη μέση ροπή στις φάσεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης μπορεί να μην είναι κλινικά σημαντικές, δεδομένου ότι δεν υπήρχε επίδραση στη μέγιστη ροπή και τη μέση ροπή σε όλη την ανάλυση καμπύλης. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης δείχνουν ότι ένας κλινικός μπορεί να επιλέξει οποιαδήποτε από τους τρεις ρυθμούς επιτάχυνσης-επιβράδυνσης χωρίς το φόβο της αλλοίωσης των τιμών της μέγιστης ροπή ή μέσης ροπής για το σύνολο της καμπύλης. Αν και η μέση ταχύτητα επηρεάζεται από το ρυθμό επιτάχυνσης / επιβράδυνσης, η μεταβλητή της μέσης ταχύτητας συνήθως δεν θεωρείται σημαντική. Φαίνεται ότι η αναπαραγωγή των μελετών που χρησιμοποιούν το Kinetic Communicator μπορεί να πραγματοποιηθεί χωρίς μεγάλες ανησυχίες σχετικά με το ποιός ρυθμός επιτάχυνσης / επιβράδυνσης χρησιμοποιείται. Βέβαια, είναι σημαντικό να τονιστεί ότι αυτό είναι αληθές μόνο στο επίκεντρο αυτής της μελέτης (Rathfon et al. 1991).

3.4.1. «VELOCITY OVERSHOOT» ΚΑΙ «TORQUE OVERSHOOT»

Πριν το άκρο δεχθεί αντίσταση από το δυναμόμετρο πρέπει να περάσει μέσα από μια ελεύθερη φάση επιτάχυνσης, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως. Στο σημείο που αρχίζει η αντίσταση (εύρος ισοκινητικού φορτίου) υπάρχουν «artifacts» που εκδηλώνονται με τις παράλληλα με τις χαράξεις της ροπής. Αμέσως μετά τη φάση της επιτάχυνσης ο βραχίονας και το άκρο που είναι συνδεδεμένο μαζί του δέχεται γωνιακή ταχύτητα η οποία είναι μεγαλύτερη σε σχέση με την προ-επιλεγμένη ταχύτητα έως και 200% (Perrine & Edgerton 1977; Sapega et al. 1981; Taylor et al. 1991; Tis and Perrin 1993; Zachazewski et al. 1996; Wilson et al. 1997). Αυτό ακολουθείται από μια προσπάθεια του δυναμομέτρου να επιβραδύνει το άκρο μέσω ενός μηχανισμού πέδησης του δυναμομέτρου. Η «υπέρβαση» της γωνιακής ταχύτητας «Velocity overshoot», όπως ονομάζεται (Εικόνα 3.3.), εμφανίζεται ως μια λειτουργία κατά την επιτάχυνση του άκρου πέραν της επιθυμητής γωνιακής ταχύτητας. Η ακόλουθη αυτή πέδηση οδηγεί σε ένα εύκολα παρατηρήσιμο «torque spike» καθώς επιβραδύνεται το άκρο στην προ-επιλεγμένη ταχύτητα. Το αποτέλεσμα αυτής της πέδησης είναι ήπιο σε χαμηλές γωνιακές ταχύτητες, όπως στις 60°/s, αλλά αυξάνει σε μέγεθος με την αύξηση της γωνιακής ταχύτητας (Εικόνα 3.4.). Η υπέρβαση της γωνιακής ταχύτητας και ροπής (Velocity and Torque overshoot) συμπίπτουν στην αρχή του IROM (περιοχή φορτίου) (Brown & Weir 2001).



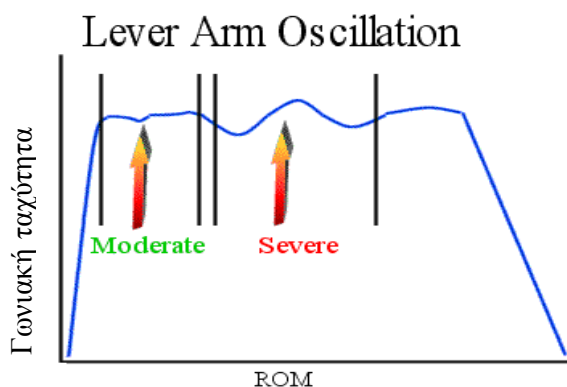
Εικόνα 3.3. Διάγραμμα γωνιακής ταχύτητας (°/s) - Χρόνου (s): Velocity Overhoot (Schwartz et al. 2010)



Εικόνα 3.4. Σήμα της γωνιακής ταχύτητας με τις αντίστοιχες φάσεις κατά την έκταση του γόνατος στις 60 ° / s. Επιτάχυνση (ACC), υπέρβαση ταχύτητας (VO - velocity overshoot), ισοκινητικό εύρος κίνησης (ILR) και επιβράδυνση (DEC). (από Schwartz et al. 2014)

Αυτή η «υπέρβαση» της ροπής που προκύπτει, προκαλείται από την προηγούμενη υπέρβαση της γωνιακής ταχύτητας. Όπως αναφέρθηκε νωρίτερα αυτό το «spike» θα αυξηθεί με την αύξηση της ταχύτητας καθώς ο μηχανισμός πέδησης του δυναμομέτρου πρέπει να καλύπτει πάντα τα αυξανόμενα ποσά της «υπέρβασης» της γωνιακής ταχύτητας. Το «spike» της ροπής μπορεί να επισκιάσει την πραγματική MP που παράγεται από τον ανθρώπινο μυ. Συγγραφείς ισχυρίζονται ότι είναι σημαντικό να αφαιρούνται τυχόν «overshoot artefacts» όταν αξιολογείται η MP ή άλλες παράμετροι, δεδομένου ότι εξαρτώνται από την MP, πριν την ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Προς το παρόν δεν υπάρχει δυναμόμετρο στην αγορά που αφαιρεί αυτόματα το «overshoot» της ροπής, έτσι ο επαγγελματίας πρέπει να αναγνωρίζει το «artifact» και να μην το λάβει υπόψη κατά την ανάλυση των αποτελεσμάτων. Ωστόσο, ορισμένα συστήματα δυναμομέτρου (π.χ. Biodex) επιχειρούν να ελέγξουν αυτά τα αποτελέσματα χρησιμοποιώντας μια τεχνική μείωσης δεδομένων που ονομάζεται «windowing» (που ονομάζεται «smoothing» στην περίπτωση του ισοκινητικού δυναμομέτρου Cybex). Κατά τη διάρκεια της windowed analysis οι φάσεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης μιας επανάληψης εξαλείφονται και μόνο τα δεδομένα της φάσης του IROM παρουσιάζονται. Αυτή η τεχνική έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει την αξιοπιστία των δοκιμών μέσω του ελέγχου της παρεκκλίνουσας παραγόμενης ροπής, αλλά δεν είναι σε θέση να αφαιρεθούν όλα τα «impact artifacts» στην περίπτωση που κάποιος αξιολογούμενος κάνει πιο πολύ χρόνο να επιταχύνει μέχρι την προκαθορισμένη ταχύτητα απ'ότι αναμένεται. Οπότε μετά είναι ευθύνη του ερευνητή/αξιολογητή να αναγνωρίσει τα artifacts αυτά στα αποτελέσματα (Wilk et al. 1992; Wilk et al. 1994).

Δυστυχώς, τα «artifacts» δεν περιορίζονται μόνο στις φάσεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης. Αμέσως μετά τη φάση της επιτάχυνσης, η γωνιακή ταχύτητα της κίνησης φρενάρει σε τέτοιο βαθμό που πέφτει ελαφρώς κάτω από το κατώτερο περιθώριο της προεπιλεγμένης γωνιακής ταχύτητας. Όταν συμβεί αυτό το δυναμόμετρο επιτρέπει έναν ορισμένο βαθμό περαιτέρω επιτάχυνσης το οποίο συχνά αποκαλείται ταλάντωση βραχίονα (lever arm oscillation) (Εικόνα 3.5.). Αυτό μπορεί επίσης να συμβεί λόγω του μήκους του βραχίονα από το γεγονός ότι όσο μεγαλύτερος είναι ο βραχίονας τόσο περισσότερο το περιφερικό τμήμα του δοκιμαζόμενου άκρου προσπαθεί να επιτύχει την γωνιακή ταχύτητα στο περιφερικό τμήμα.



Εικόνα 3.5. lever arm oscillation (από <http://www.isokinetics.net>)

3.5. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΝΤΟΧΗΣ

Αντοχή (endurance) είναι ένας ευρύς όρος που αναφέρεται στην ικανότητα εκτέλεσης χαμηλής έντασης, επαναλαμβανόμενων ή με διάρκεια δραστηριοτήτων για παρατεταμένη χρονική περίοδο. Η αντοχή διακρίνεται σε καρδιοαναπνευστική αντοχή (συνολική αντοχή του σώματος) και μυϊκή αντοχή (μερικές φορές αναφέρεται ως τοπική αντοχή). Η καρδιοαναπνευστική αντοχή συνδέεται με επαναλαμβανόμενες, δυναμικές κινητικές δραστηριότητες όπως το περπάτημα, η ποδηλασία, το κολύμπι ή η εργομετρία άνω άκρου, δραστηριότητες δηλαδή που περιλαμβάνουν τη χρήση των μεγάλων μυών του σώματος (McKeag et al. 2007). Η μυϊκή αντοχή είναι η ικανότητα ενός μυός να συσπάται επανειλημμένα ενάντια σε ένα φορτίο (αντίσταση), να δημιουργεί και να διατηρεί τάση και να αντιστέκεται στην κόπωση για παρατεταμένη χρονική περίοδο (Rothstein 1982; Arnheim & Prentice 2000; McKeag et al. 2007). Η διατήρηση της ισορροπίας και της σωστής ευθυγράμμισης των τμημάτων του σώματος απαιτεί συνεχή έλεγχο (αντοχή) από τους στατικούς μύες.

Στην πραγματικότητα, σχεδόν όλες οι δραστηριότητες τις καθημερινής ζωής απαιτούν κάποιου βαθμού μυϊκής και καρδιοαναπνευστικής αντοχής. Σε πολλούς ασθενείς με μειωμένη απόδοση των μυών, η προπόνηση αντοχής έχει ένα πιο θετικό αντίκτυπο στην βελτίωση της λειτουργικότητας σε σχέση με την προπόνηση δύναμης. Επιπλέον, χρησιμοποιώντας χαμηλά επίπεδα αντίστασης σε ένα πρόγραμμα άσκησης ελαχιστοποιούνται οι ανεπιθύμητες δυνάμεις στις αρθρώσεις, υπάρχει λιγότερος ερεθισμός στους μαλακούς ιστούς και είναι πιο άνετη σε σχέση με τη «βαριά» εκπαίδευση αντίστασης. Τέλος, σε αντίθεση με την προπόνηση δύναμης, οι μύες προσαρμόζονται στην προπόνηση αντοχής με αυξήσεις στην οξειδωτική και μεταβολική τους ικανότητα, το

οποίο επιτρέπει την καλύτερη μεταφορά και χρήση του οξυγόνου (Kisner & Colby 2012, p. 149).

Η δοκιμασία αξιολόγησης και ποσοτικοποίησης της μυϊκής αντοχής μέσω της ισοκίνησης χρησιμοποιείται συχνά σε μια προσπάθεια να αξιολογηθεί η λειτουργικότητα του γόνατος. Τα τελευταία χρόνια έχει γίνει προσπάθεια τυποποίησης συγκεκριμένων πρωτοκόλλων για την αξιολόγηση της αντοχής μέσω της ισοκίνησης.

Οι Thorstensson & Karlsson (1976) ήταν από τους πρώτους που προσπάθησαν να δημιουργήσουν τέτοιο πρωτόκολλο. Το πρωτόκολλο τους περιλάμβανε την ολοκλήρωση 50 επαναλαμβανόμενων εκτάσεων γόνατος σε ROM 0°-90° και χρόνο 60s στην γωνιακή ταχύτητα των 180°/s. Οι Thorstensson & Karlsson (1976) όρισαν ένα δείκτη κόπωσης ως τη μείωση της μέγιστης ροπής μετά από 50 συστολές, το οποίο εκφράζεται ως ποσοστό των υψηλότερων από τις τρεις πρώτες MP. Χρησιμοποιώντας αυτόν τον ορισμό, δεν βρήκαν καμία σημαντική διαφορά μεταξύ των βαθμολογιών του δείκτη κόπωσης που λαμβάνεται στις 180°/s σε 10 άνδρες συμμετέχοντες, σε δύο ξεχωριστές ημέρες. Άλλοι ερευνητές, από το να μετρήσουν καθορισμένο αριθμό συσπάσεων, προτίμησαν να εξετάσουν τους συμμετέχοντες μέχρι να εξαντληθούν (Patton et al 1978) ή μέχρις ότου το κάθε άτομο να επιτύχει μια συγκεκριμένη επί τοις εκατό (%) μείωση στην απόδοσή του (Barnes 1981). Οι Patton et al (1978) και Barnes (Barnes 1980; Barnes 1981) σε μελέτες σχετικά με την ισοκινητική αντοχή, χρησιμοποίησαν αυτή την έννοια της μέτρησης της αντοχής μετρώντας τον αριθμό των συσπάσεων που έχουν πραγματοποιηθεί μέχρι ένα ορισμένο ποσοστό της MP που επιτεύχθηκε. Ωστόσο, δεν μελέτησαν την αξιοπιστία αυτής της μεθόδου μέτρησης της μυϊκής αντοχής.

Μερικά χρόνια αργότερα οι Davies (1984) περιέγραψαν δύο διαδικασίες (τρόποι) για τον προσδιορισμό της αντοχής. Η πρώτη είναι η δοκιμασία μείωσης 50% (50% decrement test) και η δεύτερη μια δοκιμασία με προκαθορισμένες επαναλήψεις. Η δοκιμασία μείωσης 50% εκτελείται είτε στις 180°/s ή 240°/s και ολοκληρώνεται όταν ο συμμετέχων δεν μπορεί πλέον να παράγει τουλάχιστον το 50% της αρχικής δύναμης για δύο έως πέντε διαδοχικές επαναλήψεις. Από αυτή τη δοκιμασία λαμβάνεται ο συνολικός αριθμός των επαναλήψεων που ολοκληρώθηκαν. Ορισμένοι έχουν δείξει ότι αυτός ο τρόπος αξιολόγησης (50% decrement test) (δοκιμασία μείωσης 50%) δεν έχει νόημα (Montgomery et al. 1989).

Ο δεύτερος τρόπος απαιτεί 30 επαναλήψεις από τους μέσους συμμετέχοντες, 40 επαναλήψεις από αθλητές υψηλών επιδόσεων και 20 επαναλήψεις από άτομα με καρδιαγγειακό κίνδυνο. Τριάντα επαναλήψεις συνιστώνται δεδομένου ότι τα περισσότερα άτομα κοπώνονται σε ποσοστό μεγαλύτερο από το 50% της μέγιστης ροπής εντός 30 επαναλήψεων (Davies 1992). Το συνολικό έργο, όπως προσδιορίζεται αθροίζοντας την περιοχή κάτω από την καμπύλη ροπής, επιτρέπει στους ερευνητές να εκτιμήσουν την αντοχή χρησιμοποιώντας την δοκιμασία αυτή.

Οι Montgomery et al (1989) ανέπτυξαν ένα πρωτόκολλο αντοχής προσδιορίζοντας και την αξιοπιστία του. Η δοκιμασία αυτή συνίστατο συμπληρώνοντας όσο το δυνατόν περισσότερες μέγιστες μειομετρικές συστολές σε χρόνο 45s στην γωνιακή ταχύτητα των 180°/s (από καθιστή θέση). Οι τιμές της MP, του έργου και της μέσης ισχύος ελήφθησαν. Η αντοχή εκφράστηκε ως το συνολικό έργο, η μέση ισχύς και ο αριθμός των επαναλήψεων που ολοκληρώθηκαν κατά τη διάρκεια ολόκληρης δοκιμαστικής περιόδου. Το έργο, η μέση ισχύς, και η μέση μέγιστη ροπή των εκτεινόντων (MMPE) του γόνατος για τις επαναλήψεις 1-5, 21-25 και των τελευταίων πέντε επαναλήψεων προσδιορίστηκαν για να χρησιμοποιηθούν για τους υπολογισμούς. Η σχετική αντοχή ή κόπωση εκφράστηκε ως η πτώση της απόδοσης ως ποσοστό (%) των αρχικών τιμών των παραμέτρων της δύναμης. Για παράδειγμα, η μείωση της απόδοσης από την MMPE του γόνατος των πρώτων πέντε επαναλήψεων (MMPE-Αρχ) προς τις πέντε τελευταίες επαναλήψεις (MMPE-Τελ) υπολογίστηκε ως: $(MMPE-Αρχ - MMPE-Τελ) / MMPE-Αρχ$. Ο τύπος αυτός εφαρμόζεται στις παραμέτρους της μέσης μέγιστης ροπής (MMP), του έργου και της μέσης ισχύος για τις επαναλήψεις 21-25 ή των πέντε τελευταίων επαναλήψεων σε σχέση με τις πρώτες πέντε επαναλήψεις. Τέλος, το ποσοστό μείωσης της μέγιστης ροπής υπολογίστηκε επίσης χρησιμοποιώντας την υψηλότερη μέγιστη ροπή των εκτεινόντων του γόνατος από τις τρεις πρώτες επαναλήψεις και την υψηλότερη μέγιστη ροπή των εκτεινόντων του γόνατος από τις τρεις τελευταίες επαναλήψεις.

Οι Burdett & van Swearingen (1987) σε μελέτη τους προσδιόρισαν τις αξιοπιστίες της μέτρησης της παραμέτρου αντοχής, με 2 διαφορετικές μεθόδους, για τις μυϊκές ομάδες του τετρακέφαλου και των ΟΜ χρησιμοποιώντας το ισοκινητικό δυναμόμετρο Cybex II. Αυτές ήταν: 1) ο λόγος του έργου από το έργο που πραγματοποιείται κατά τη διάρκεια των τελευταίων 5 από τις 25 μέγιστες συσπάσεις προς το έργο που πραγματοποιείται κατά τη διάρκεια των πρώτων 5 και 2) ο αριθμός των συσπάσεων μέχρι η MP πέσει κάτω από το 50% της αρχικής MP (μόνο τετρακέφαλος). Η αξιοπιστία της μέτρησης των δύο αυτών

μεθόδων μέτρησης αντοχής του τετρακέφαλου και OM προσδιορίστηκε τόσο στις 180°/s και όσο και στις 240°/s χρησιμοποιώντας το Cybex II. Πιο συγκεκριμένα, αξιολόγησαν 36 υγιείς νέους ενήλικες δύο φορές στις 180°/s και δύο φορές στις 240°/s χρησιμοποιώντας και τις δύο μεθόδους, με μόνο μία δοκιμή ανά ημέρα και τουλάχιστον 2 ημέρες ανάπαυσης μεταξύ των δοκιμών.

Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι για τις δοκιμές της αντοχής των μυών ότι οι αξιοπιστίες της μέτρησης της αντοχής των μυών με οποιαδήποτε από τις δύο μεθόδους που χρησιμοποιούνται σε αυτή τη μελέτη είναι χαμηλότερες από την αξιοπιστία της μέτρησης της μέγιστη ροπής, του έργου, ή της ισχύος. Επίσης, ο αριθμός των συσπάσεων μέχρι το 50% της αρχικής MP είναι πιο αξιόπιστος από την αναλογία έργου για τη μέτρηση της αντοχής του τετρακέφαλου, με την αξιοπιστία να υπερβαίνει το 0,8 στις 180°/s. Επίσης, φάνηκε ότι το συνολικό έργο, το έργο που επιτέλεσε κατά τη διάρκεια των πρώτων 5 από 25 μέγιστες συσπάσεις, το έργο που επιτέλεσε κατά τη διάρκεια των τελευταίων 5 από τις 25 μέγιστες συστολές και η μέση ισχύς κατά τη διάρκεια των 25 μέγιστων συστολών είναι αρκετά αξιόπιστες για κλινική χρήση, όταν αξιολογείται ο τετρακέφαλος και οι OM είτε στις 180°/s ή 240°/s χρησιμοποιώντας ένα συγκεκριμένο πρωτόκολλο μυϊκής αντοχής (Burdett & van Swearingen 1987).

Ιδιαίτερης σημασίας είναι αυτό που αναφέρουν οι Burdett & van Swearingen (1987), ότι δηλαδή γενικά μπορεί να είναι δύσκολο να μετρηθεί η μυϊκή αντοχή αξιόπιστα από ό,τι η μυϊκή δύναμη. Θεωρούν πολύ σημαντική την επίδραση που μπορεί να έχει το κίνητρο το οποίο μπορεί να δυσκολέψει την αξιολόγηση της αντοχής σε σχέση με την αξιολόγηση της δύναμης. Και αυτό διότι μπορεί να είναι πιο εύκολο να παρακινηθεί κάποιος να ασκήσει 3-5 μέγιστες συσπάσεις αντί για 25 μέγιστες συσπάσεις. Παρόλα αυτά, το συνολικό έργο που επιτελείται κατά τη διάρκεια όλων των 25 συσπάσεων ήταν μία από τις πιο αξιόπιστες δοκιμασίες, υποδεικνύοντας ότι το κίνητρο δεν φαίνεται να είναι ένα πρόβλημα στην έρευνά τους. Τέλος, αναφέρουν ότι κατά τη διάρκεια των 25 μέγιστων συστολών, η MP συχνά δεν επιτυγχανόταν μέχρι τη δεύτερη ή τρίτη συστολή. Έτσι, είναι πιθανό ότι μια πιο αξιόπιστη αναλογία έργου μπορεί να υπολογιστεί εάν η αναλογία βασιζόταν σε συσπάσεις από τις επαναλήψεις 3 έως 7 σε σχέση με τις επαναλήψεις 1η έως 5η.

Αμφότερες οι μετρήσεις αντοχής των μυών σε αυτή τη μελέτη (Burdett & van Swearingen 1987) είναι σχετικές μετρήσεις αντοχής, επειδή μετριέται σε σχέση με την αρχική δύναμη. Άλλες σχετικές μετρήσεις αντοχής θα μπορούσαν να υπολογιστούν, όπως η αναλογία της

MP μετά από 25 συσπάσεις προς την αρχική MP. Μία από αυτές τις σχετικές μετρήσεις αντοχής θα μπορούσε να αποδειχθούν πιο αξιόπιστες από τις δύο διερευνήθηκαν σε αυτή τη μελέτη. Αυτές οι δύο επιλέχθηκαν για να μελετηθούν, επειδή έχουν υποστηριχθεί από τους κατασκευαστές του Cybex κατά καιρούς.

Στην παρούσα μελέτη το πρωτόκολλο αξιολόγησης της αντοχής που ακολουθήθηκε ήταν παρόμοιο με τους Montgomery et al (1989), αλλά διέφερε σε δύο σημεία: πρώτον, η γωνιακή ταχύτητα αξιολόγησης της αντοχής πραγματοποιήθηκε στις 300°/s και δεύτερον, οι συμμετέχοντες εκτελούσαν τη δοκιμασία σε ROM 0°-90° και όχι στο λειτουργικό εύρος του καθενός. Συγκεκριμένα, οι συμμετέχοντες πραγματοποίησαν 30 μειομετρικές συσπάσεις καμπτήρων και εκτεινόντων στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s. Η γωνιακή ταχύτητα των 300°/s επιλέχθηκε λόγω του ότι έχει αναφερθεί αξιοπιστία και διότι είναι η γωνιακή ταχύτητα που προτείνεται και χρησιμοποιείται πιο συχνά για την αξιολόγηση της αντοχής (Davies 1987, p. 23).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο

4. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

4.1. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Πρόκειται για μια συσχετιστική μελέτη. Οι μελέτες συσχέτισης διαφέρουν από τις απλές πειραματικές μελέτες στο ότι δεν προσπαθούν να ελέγξουν ή να χειριστούν τις εξαρτημένες μεταβλητές που μελετήθηκαν, αλλά μετρούν πόσο διαφέρουν η μία από την άλλη (Rodney & Watkins, 1993). Στην παρούσα μελέτη, ο σχεδιασμός αυτός χρησιμοποιήθηκε για να περιγράψει τη σχέση μεταξύ ισοκινητικών αποτελεσμάτων μυϊκής απόδοσης (δύναμης και αντοχής) των μυών του γόνατος και της απόδοσης σε τέσσερις λειτουργικές δοκιμές. Οι συντελεστές συσχέτισης χρησιμοποιήθηκαν για να περιγράψουν ποσοτικά τη δύναμη (ισχυρή ή αδύναμη συσχέτιση) και την κατεύθυνση της σχέσης (θετική ή αρνητική συσχέτιση) που βρέθηκε μεταξύ των μεταβλητών. Η συσχετιστική έρευνα διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην κλινική έρευνα, ειδικά σε κλινικές καταστάσεις όπου τα αποτελέσματα της θεραπείας έχουν έλλειψη τεκμηριωμένων στοιχείων για την υποστήριξή τους. Αυτό είναι ζωτικής σημασίας σε σχετικά νέα πεδία της φυσικοθεραπείας όπου λίγη έρευνα έχει γίνει για να τεκμηριωθούν οι αποφάσεις σχετικά με την αποκατάσταση. Επίσης, οι μελέτες συσχέτισης μας «υποχρεώνουν» να εξετάσουμε τις θεωρίες που θα βοηθήσουν στην ερμηνεία των σχέσεων που παρατηρήθηκαν (Portney & Watkins, 1993).

4.2. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΥΝΤΟΜΗ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Σκοπός της παρούσας ερευνητικής εργασίας είναι να διερευνηθεί κατά πόσο οι κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος ισοκινητικές μεταβλητές της μυϊκής απόδοσης των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος μπορεί να έχουν μια στενότερη συσχέτιση με τη λειτουργικότητα. Με άλλα λόγια, θα μελετηθεί η σχέση μεταξύ της αξιολόγησης του κάτω άκρου σε ΚΚΑ μέσω συγκεκριμένων δοκιμασιών λειτουργικής απόδοσης και της αξιολόγησης της μυϊκής απόδοσης των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος σε ΑΚΑ μέσω της ισοκίνησης.

Δευτερευόντως, θα προσδιοριστούν αν υπάρχουν διαφορές στη δύναμη και στη λειτουργικότητα μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου. Επιπλέον, αυτή η μελέτη θα διερευνήσει την έννοια της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης του σκέλους αλλά και της αντοχής των μυών του γόνατος κατά τη διάρκεια της ισοκίνησης και τη σχέση που έχουν με τη λειτουργικότητα. Υποθέτουμε ότι υπάρχει θετική συσχέτιση μεταξύ των

αποτελεσμάτων δύναμης και αντοχής, που λαμβάνονται ισοκινητικά, σε σύγκριση με τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τις λειτουργικές δοκιμασίες σε δείγμα υγιών ατόμων και των δύο φύλων.

Εξελιγμένος εξοπλισμός όπως η ισοκίνηση η οποία χρησιμοποιείται για τη ποσοτικοποίηση των δεικτών απόδοσης, συχνά δεν είναι διαθέσιμη πέραν του εργαστηριακού περιβάλλοντος λόγω κόστους. Μια καλή έως ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των εργαστηριακών δοκιμών και λειτουργικών δοκιμασιών θα μπορούσε να έχει μεγάλη αξία για τους επαγγελματίες υγείας οι οποίοι δεν έχουν πρόσβαση σε ισοκινητικές συσκευές.

Η μελέτη χωρίζεται σε δύο μέρη από τα οποία θα γίνει συλλογή δεδομένων, την διαδικασία της ισοκίνησης και τις λειτουργικές δοκιμασίες. Πριν την έναρξη της διαδικασίας αξιολόγησης καθορίστηκε με τυχαίο τρόπο με ποιο από τα δύο μέρη θα ξεκινήσει ο κάθε συμμετέχων, τη σειρά με την οποία με την οποία θα πραγματοποιηθούν οι λειτουργικές δοκιμασίες αλλά και πιο άκρο θα αξιολογηθεί πρώτα σε κάθε δοκιμασία. Η τυχαιοποίηση αυτή είναι μια προσπάθεια να αποφευχθεί η επίδραση της μάθησης που μπορεί να έχει μια δοκιμασία σε μια άλλη.

Η ισοκινητική αξιολόγηση περιελάμβανε την αξιολόγηση της άρθρωσης του γόνατος στις γωνιακές ταχύτητες 60°/s, 180°/s και 300°/s, ενώ οι τέσσερις (4) λειτουργικές δοκιμασίες που υποβλήθηκαν οι συμμετέχοντες ήταν:

- 1) Μονοποδικό άλμα για απόσταση – MAA (Single Hop for Distance)
- 2) Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση – TMAA (Triple Hop for Distance)
- 3) Μονοποδική αναπήδηση με χρονομέτρηση – MAX (Single-leg Timed Hop Test)
- 4) Δοκιμασία πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι – ΠΒΣ (Lateral Step-up Test)

Η αξιολόγηση στο ισοκινητικό δυναμόμετρο αλλά και οι λειτουργικές δοκιμασίες περιγράφονται αναλυτικά παρακάτω. Τα ισοκινητικά και λειτουργικά αποτελέσματα κανονικοποιήθηκαν σε σχέση με το σωματικό βάρος.

4.3. ΠΙΛΟΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Ένα βασικό κομμάτι του προπαρασκευαστικού σταδίου μιας έρευνας είναι η πιλοτική μελέτη. Πριν την επίσημη έναρξη διεξαγωγής μιας έρευνας και αφού έχει κατατεθεί η ερευνητική πρόταση, γίνονται δοκιμαστικά κάποιες μετρήσεις προκειμένου να σχεδιαστεί

και να οργανωθεί καλύτερα η έρευνα, να εντοπιστούν τυχόν αδυναμίες και πιθανά προβλήματα (πχ στη μεθοδολογία) και να μειωθούν επιπλοκές και λάθη της. Η πιλοτική μελέτη μπορεί να οδηγήσει σε τροποποίηση της ερευνητικής πρότασης και είναι πολύ σημαντική για την επιτυχή έκβαση μιας δειγματοληπτικής έρευνας.

Όσον αφορά την παρούσα έρευνα, εκτελέσαμε την διαδικασία της ισοκινητικής αξιολόγησης σε τυχαίο δείγμα 3 ατόμων, φοιτητών του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας. Εντοπίσαμε τα λάθη μας, τροποποιήσαμε ότι έπρεπε και ξεκινήσαμε την διαδικασία εύρεσης του κυρίως δείγματος. Λόγω του αυστηρού πρωτοκόλλου των λειτουργικών δοκιμασιών θεωρήσαμε ότι δεν χρειάζεται πιλοτικά να εφαρμοστούν οι τέσσερις δοκιμασίες σε περισσότερα από δύο άτομα.

4.4. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ

1^η Ερευνητική Υπόθεση

H_0 : Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος μεταξύ επικρατους – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s σε δείγμα υγιούς πληθυσμού.

H_1 : Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος μεταξύ επικρατους – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s σε δείγμα υγιούς πληθυσμού.

2^η Ερευνητική Υπόθεση

H_0 : Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος αποτελεσμάτων των λειτουργικών δοκιμασιών MAA, TMAA, MAX, ΠΒΣ μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος.

H_1 : Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος αποτελεσμάτων των λειτουργικών δοκιμασιών MAA, TMAA, MAX,

ΠΒΣ μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος.

3^η Ερευνητική Υπόθεση

H₀: Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s σε δείγμα υγιούς πληθυσμού.

H₁: Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο χρόνο επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s σε δείγμα υγιούς πληθυσμού.

4^η Ερευνητική Υπόθεση

H₀: Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και στο IROM των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s.

H₁: Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και στο IROM των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s.

5^η Ερευνητική Υπόθεση

H₀: Δεν υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην αντοχή των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s.

H₁: Υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές στην αντοχή των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μεταξύ επικρατούς – μη επικρατούς άκρου στους άνδρες / γυναίκες / σύνολο του δείγματος στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s.

6^η Ερευνητική Υπόθεση

H_0 : Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση των κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης (MMP/ΣΒ, ΣΕ/ΣΒ, ΜΙ/ΣΒ) με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

H_1 : Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση των κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης (MMP/ΣΒ, ΣΕ/ΣΒ, ΜΙ/ΣΒ) με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

7^η Ερευνητική Υπόθεση

H_0 : Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση του χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

H_1 : Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση του χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

8^η Ερευνητική Υπόθεση

H_0 : Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση του ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και του IROM των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις γωνιακές ταχύτητες 60°/s, 180°/s και 300°/s με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

H_1 : Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση του ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και του IROM των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος, στις γωνιακές ταχύτητες 60°/s, 180°/s και 300°/s, με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

9^η Ερευνητική Υπόθεση

H₀: Δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της αντοχής των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ..

H₁: Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της αντοχής των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s με τη λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις κανονικοποιημένες με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA, MAX και ΠΒΣ.

4.5. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΙ ΟΡΙΣΜΟΙ

ΡΟΠΗ: Ροπή είναι η ικανότητα μιας δύναμης να παράγει περιστροφή γύρω από έναν άξονα. Ισούται με το ποσό μιας δύναμης όταν πολλαπλασιάζεται με το μήκος του μοχλοβραχίονα δύναμης. Μετράται σε Newton μέτρα (Nm). Μπορεί να μετρηθεί με ισοκινητικό δυναμόμετρο (McArdle et al. 1991).

PEAK TORQUE (PEAK TQ) (N-M) (Μέγιστη Ροπή-MP) : Η μέγιστη μυϊκή δύναμη που παράγεται σε οποιαδήποτε στιγμή κατά τη διάρκεια μιας επανάληψης. Αντιστοιχεί στο υψηλότερο σημείο της καμπύλης της ροπής με σχέση μετατροπής 1ft lb=1,3563 Nm. Η Ροπή μπορεί επίσης να αξιολογηθεί ειδικά με τον χρόνο (Ροπή στα 20 sec) ή το ROM (Ροπή στις 30°) (Davies 1987, p. 39; Perrin 1993, p. 13-14; Τσακλής 2000, p. 62).

ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΕΡΓΟ (ΣΕ) – TOTAL WORK (WATT): Είναι το συνολικό έργο που παρήχθη κατά τη διάρκεια του σετ. Αντιπροσωπεύει την ικανότητα του μυός να διατηρεί τη ροπή σε όλη την περίοδο της δοκιμής. Το συνολικό έργο είναι περισσότερο χρήσιμο για τον προσδιορισμό της αποκατάστασης ενός τραυματισμού. Η τιμή αυτή μπορεί να επηρεαστεί από τις χαμηλές τιμές ροπής ή διακύμανσης στο ROM. Εάν η συνολική παραγωγή ροπής ενός ασθενή είναι χαμηλή, το ποσό του παραγόμενου έργου μπορεί να επηρεαστεί. Αν το ROM είναι μικρότερο στη μια πλευρά, το συνολικό έργο θα επηρεαστεί ακόμη και αν η μέγιστη ροπή είναι το ίδιο (Davies 1987, p. 46; Perrin 1993, p. 14-15; Τσακλής 2000, p. 63).

ΜΕΣΗ ΙΣΧΥΣ (ΜΙ) – AVERAGE POWER (J): Ισχύς = Το ποσό του συνολικού έργου διαιρούμενο με τον χρόνο που απαιτείται για να ολοκληρωθεί αυτό το συνολικό έργο. Αυτή η τιμή χρησιμοποιείται για να παρέχει ένα αληθινό μέτρο (measure) του έντασης του

ρυθμού εργασίας(work rate intensity) (ρυθμού παραγωγής έργου) που ορίζεται ως το συνολικό έργο διαιρούμενο με το χρόνο. Η Ισχύς αντιπροσωπεύει το πόσο γρήγορα ένας μύς μπορεί να παράγει δύναμη. Είναι ένας σημαντικός δείκτης για την αξιολόγηση μιας και η ανάπτυξη ισχύος είναι σημαντική για την πρόληψη των τραυματισμών (Davies 1987, p. 46; Perrin 1993, p. 14-15; Τσακλής 2000, p. 63).

COEFFICIENT OF VARIANCE (%) : Καθορίζει την επαναληψιμότητα της δοκιμής με βάση το ποσοστό της διακύμανσης μεταξύ των επαναλήψεων.

- Μεγάλες μυϊκές ομάδες $\leq 15\%$

Μεγάλες μυϊκές ομάδες είναι κυρίως ομάδες που καλύπτουν ένα μεγαλύτερο ROM και περιλαμβάνουν: γόνατο, ώμο, πλάτη, αγκώνα. Είναι ευκολότερο για έναν ασθενή να παράγει ροπή για αυτές τις αρθρώσεις.

AGONIST TO ANTAGONIST RATIO (%) :

Peak torque HS / Peak torque QS (Μέγ. Ροπή Οπίσθιων Μηριαίων / Μέγ. Ροπή Τετρακεφάλου)

Η ανισορροπία μπορεί να προδιαθέτει για τραυματισμό, αφού αυτές οι αντίθετες ομάδες μυών παρέχουν δυναμική σταθερότητα στην άρθρωση.

PERCENT DEFICIT (%) (για για αμφοτερόπλευρη μέτρηση):

Εκατοστιαία διαφορά που δείχνει τα αμφοτερόπλευρα ελλείμματα από τη σύγκριση του προσβεβλημένου και μη άκρου. Μια αρνητική τιμή σημαίνει ότι η προσβεβλημένη πλευρά είναι ισχυρότερη από ό, τι υγιής με την προϋπόθεση ότι υγιής πλευρά μετρήθηκε πρώτη.

1-10%: όχι σημαντικές διαφορές μεταξύ των άκρων

11-25%: προτείνεται αποκατάσταση

>25%: σημαντικό λειτουργικό έλλειμμα

ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ (mesc) (ACCELERATION TIME): Ο Συνολικός χρόνος που χρειάζεται για την επίτευξη της ισοκινητικής ταχύτητας. Υποδεικνύει τις νευρομυϊκές δυνατότητες ενός μύος να κινεί ένα άκρο από θέση ηρεμίας στην ισοκινητική ταχύτητα.

ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ (msec) (DECELERATION TIME): Ο Συνολικός χρόνος που χρειάζεται από την ισοκινητική ταχύτητας στο μηδέν. Υποδεικνύει την νευρομυϊκή ικανότητα των μυών να ελέγξει πλειομετρικά την κίνηση κοντά στο τέλος του ROM.

4.6. ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΕΝΤΑΞΗΣ ΚΑΙ ΑΠΟΚΛΕΙΣΜΟΥ

Στη μελέτη συμμετέχουν άτομα ηλικίας 18 - 45 ετών, χωρίς προηγούμενο ιστορικό πόνου, τραυματισμού ή χειρουργικής επέμβασης σε ΟΜΣΣ, ισχίο, γόνατο ή ποδοκνημική. Αποκλείονται από την μελέτη άτομα με μυοσκελετικές διαταραχές σε οποιοδήποτε άκρο που να περιορίζουν τη λειτουργικότητά τους.

4.7. ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΗΘΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΕΟΝΤΟΛΟΓΙΑΣ

Αφού έγινε σχεδιασμός και καταγραφή της ερευνητικής διαδικασίας, κατατέθηκε αίτηση στην επιτροπή ηθικής και δεοντολογίας του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας η οποία περιλάμβανε όλα τα στοιχεία και τις διαδικασίες που αφορούν την συγκεκριμένη μελέτη (σκοπό, επιστημονικό υπόβαθρο, περίληψη, αριθμό συμμετεχόντων και τον τρόπο επιλογής τους, κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού, το Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή, το Έντυπο Συναίνεσης μετά από πληροφόρηση και το Ερωτηματολόγιο Γενικής Υγείας Συμμετέχοντα). Η αίτηση εγκρίθηκε από την επιτροπή ηθικής και δεοντολογίας με αριθμό πρωτοκόλλου 118/02-10-2008 (Παράρτημα Β).

4.8. ΤΡΟΠΟΣ ΣΥΛΛΟΓΗΣ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Η επιλογή των συμμετεχόντων έγινε με μη τυχαία δειγματοληψία (Δείγμα ευκολίας & Μέθοδο της χιονόμπαλας) με τον πληθυσμό να αποτελούν κυρίως φοιτητές του Τμήματος Φυσικοθεραπείας. Επίσης, ενημέρωση για την διεξαγωγή της μελέτης έγινε στο χώρο Τμήματος Φυσικοθεραπείας μέσω έντυπης ανακοίνωσης (Παράρτηματα Α) με σκοπό τη δημοσιοποίηση της έρευνας. Ο κάθε εθελοντής συμμετείχε στην έρευνα σύμφωνα με τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού που ορίστηκαν από τους ερευνητές της μελέτης.

Δείγμα ευκολίας (convenience sample), είναι η πιο συχνή και πρακτική προσέγγιση που χρησιμοποιείται για δειγματοληψία σε πειραματικές έρευνες. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο, επιλέγεται όποιος εθελοντής είναι διαθέσιμος και πληροί τα κριτήρια ένταξης. Ως προς τη μέθοδο της χιονόμπαλας (Snowball sampling - Δειγματοληψία της χιονοστιβάδας), σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, τα άτομα με τα προκαθορισμένα χαρακτηριστικά που αρχικά επιλέχθηκαν για την έρευνα παρέχουν στοιχεία επικοινωνίας και συστήνουν στον ερευνητή άλλους εθελοντές που ανταποκρίνονται στα κριτήρια επιλογής ανάλογα με τις

επαφές που αυτά τα άτομα έχουν. Είναι μια μέθοδος που χρησιμοποιείται για γρήγορη αύξηση του δείγματος των ερευνών για αυτό χρησιμοποιείται και η έννοια της χιονόμπαλας που καθώς κατεβαίνει, μεγαλώνει συνεχώς (Marshall 1996).

4.9. ΜΕΘΟΔΟΣ

4.9.1. ΔΕΙΓΜΑ

Στην έρευνα έλαβαν μέρος 26 άτομα (14 άνδρες, 12 γυναίκες), ηλικίας 18-35 ετών (με μέσο όρο $23 \pm 4,32$ έτη) χωρίς ιστορικό οσφυαλγίας και τραυματισμού σε ισχίο, γόνατο ή ποδοκνημική. Ο μέσος όρος του ύψους τους ήταν $172,42 \pm 8,92$ cm και του βάρους $69,49 \pm 12,21$ kg.

Πίνακας 4.1. Ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά δείγματος συμμετεχόντων (N=26)

Μέγεθος δείγματος (N=26)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
Ηλικία (έτη)	18	32	23	4,32
Ύψος (cm)	160,5	188	171,42	8,92
Βάρος (kg)	51,6	100,1	69,49	12,21
ΔΜΣ (kg/m²)	18,81	31,98	23,55	3,07

ΔΜΣ= Δείκτης μάζας σώματος

Οι συμμετέχοντες πληροφορήθηκαν για τον τρόπο συμμετοχής τους στην έρευνα προφορικά, μέσω έντυπης ανακοίνωσης (Παράρτημα Α) και γραπτά μέσω του Εντύπου Ενημέρωσης Υποψηφίου Εθελοντή που τους δόθηκε (Παράρτημα Γ) και έδωσαν την γραπτή συναίνεσή τους (Παράρτημα Δ) πριν την έναρξη της διαδικασίας. Κάθε συμμετέχοντας επίσης συμπλήρωνε ένα ερωτηματολόγιο που περιελάμβανε στοιχεία σχετικά με το ιατρικό ιστορικό, το παρόν επίπεδο δραστηριότητας, την εμπειρία με ένα ισοκινητικό μηχάνημα, το ύψος, το βάρος, την ηλικία και το φύλο (Παράρτημα Ε).

Η διαδικασία για την αξιολόγηση και καταγραφή των ισοκινητικών χαρακτηριστικών του γόνατος και στα δύο κάτω άκρα αλλά και η λειτουργική αξιολόγηση διήρκεσαν περίπου 45 λεπτά. Τα άτομα ήταν υποχρεωμένα να φορούν σορτς και αθλητικά παπούτσια κατά τη διάρκεια της αξιολόγησης.

Όλοι οι συμμετέχοντες είχαν το δικαίωμα συμμετοχής ή μη στην μελέτη, καθώς και της αποχώρησης από την έρευνα οποιαδήποτε στιγμή ακόμα και μετά την υπογραφή τους. Επιπλέον, διατηρήθηκε το δικαίωμα ανωνυμίας και απορρήτου για όλους τους συμμετέχοντες.

4.9.2. ΜΕΣΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Το μέσο που χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της απόδοσης των μυών του γόνατος ήταν το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 (Biodex Medical Systems, Shirley, New York, USA) (Εικόνα 5.1.). Το Biodex System 3 είναι ένα σύγχρονο ισοκινητικό δυναμόμετρο το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως στην κλινική πράξη, αλλά και σε ερευνητικές διαδικασίες. Το ισοκινητικό δυναμόμετρο προσφέρει έγκυρη και αξιόπιστη αξιολόγηση των μεταβλητών που σχετίζονται με τη ροπή, την ισχύ και την αντοχή των μυϊκών ομάδων διάφορων αρθρώσεων όπως αυτών της άρθρωσης του γόνατος (Drouin et al 2004; Zawadzki et al. 2010).

Η μέτρηση πραγματοποιήθηκε στο Εργαστήριο Εμβιομηχανικής του Τμήματος Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας.



Εικόνα 4.1. Ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3

Οι κύριες ρυθμίσεις που έγιναν στο ισοκινητικό δυναμόμετρο για να πραγματοποιηθούν ορθά οι δοκιμασίες μέτρησης έγιναν με την χρήση των Εγχειριδίων Χρήσης System 3 Advantage Software (Biodex Advantage Software) και System 3 Pro (Εφαρμογές/Χειρισμοί) (Biodex Medical Systems, Shirley, New York, USA).

4.9.3. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Πριν την τοποθέτηση του συμμετέχοντα και την προετοιμασία του δυναμομέτρου, μετρήθηκε ύψος και βάρος με τη χρήση αναστημόμετρου (Εικόνα 5.2.) και ζυγαριάς (Εικόνα 5.3.) αντίστοιχα. Το ύψος υπολογίστηκε σε μέτρα (cm) με ακρίβεια 0,01 και το βάρος σε κιλά (kg) με ακρίβεια 0,1 kg. Ο συμμετέχων ήταν ξυπόλητος φορώντας τα ρούχα του για τις μετρήσεις αυτές. Στη συνέχεια, καταγράφηκαν τα στοιχεία του συμμετέχοντα (όνομα, επώνυμο, ημερομηνία γέννησης, βάρος, ύψος) στον υπολογιστή του δυναμομέτρου και μετά έγινε επιλογή του πρωτοκόλλου αξιολόγησης.

Αφού είχαν ολοκληρωθεί όλα αυτά και πριν ξεκινήσει η κυρίως μέτρηση (είτε ισοκινητική είτε λειτουργική αξιολόγηση) πραγματοποιούνταν προθέρμανση στις 90 RPM, διάρκειας 5 λεπτών σε εργομετρικό στατικό ποδήλατο (Εικόνα 5.4.) και κατόπιν αυτοδιατάσεις των μυών του τετρακεφάλου, των οπίσθιων μηριαίων και του γαστροκνήμιου/ υποκνημιδίου. Τρεις επαναλήψεις διάρκειας 15 sec για κάθε αυτοδιάταση πραγματοποιήθηκαν από όλους τους συμμετέχοντες, χωρίς να είναι συγκεκριμένη κάθε φορά η σειρά των διατάσεων.



Εικόνα 4.2. Αναστημόμετρο seca 214



Εικόνα 4.3. Ζυγαριά TCS-Z Series Electronic Weighing Platform Scale

(από http://www.sciencetech.gr/product_info.php/cPath/1_4_38_51_56/products_id/229 & <http://www.tjskl.org.cn>)



Εικόνα 4.4. Εργομετρικό ποδήλατο Monark Anarobic Wingate Ergometer 894E (από <http://www.hcifitness.com/Monark-894e-Wingate-Testing-Bike-Ergometer>)

Ρύθμιση καρέκλας



Εικόνα 4.5. Καρέκλα εξεταζόμενου

Η κλίση της πλάτης της καρέκλας ήταν στις 70° - 85° σε όλους τους συμμετέχοντες, ο προσανατολισμός του καθίσματος ήταν 0° περιστροφή, ενώ η πρόσθια/οπίσθια μετατόπιση της πλάτης ρυθμιζόταν ανάλογα με τα σωματομετρικά στοιχεία του κάθε συμμετέχοντα, έτσι ώστε η οπίσθια επιφάνεια του γόνατος να απέχει 2-3 εκατοστά από το κάθισμα.

Μετά την τοποθέτηση του εθελοντή στην ειδική καρέκλα (Εικόνα 4.4.) σημαντική ήταν η σταθεροποίησή του με ιμάντες του κορμού, του μηρού και των ώμων με τρόπο τέτοιο ώστε να είναι σφιχτοί αλλά η πίεση να μην είναι δυσάρεστη για τον αξιολογούμενο. Η σταθεροποίηση γινόταν με σκοπό να μειωθούν οι επιδράσεις τυχόν άλλων κινήσεων του σώματος και έτσι να ελαχιστοποιηθεί η συμμετοχή στην κίνηση και στην απόδοση ροπής άλλων μυϊκών ομάδων πλην των εξεταζόμενων. Συγκεκριμένα, σταθεροποιήθηκε τόσο ο μηρός όσο και ο κορμός για να εξασφαλιστεί η αποκλειστική κίνηση του γόνατος και η δράση των μηριαίων μυών (Τσακλής 2000, σ.72).

Προετοιμασία δυναμόμετρου



Εικόνα 4.6.
Δυναμόμετρο

Η προετοιμασία του δυναμομέτρου (Εικόνα 5.5.) ξεκινά με τη βαθμονόμηση (calibration) του ισοκινητικού δυναμομέτρου. Η διαδικασία αυτή γίνεται πριν αρχίσει η δοκιμή και χωρίς τα εξαρτήματα συνδεδεμένα στον άξονα του δυναμομέτρου. Το δυναμόμετρο δεν περιστρεφόταν δεξιόστροφα ή αριστερόστροφα (0°), ενώ η κλίση του ήταν επίσης στις 0° για όλους τους συμμετέχοντες.

Στη συνέχεια, τοποθετήθηκε το ειδικό εξάρτημα στον άξονα του δυναμομέτρου έτσι ώστε η κουκίδα του άξονα να είναι ευθυγραμμισμένη με το L ή R του εξαρτήματος (για το δεξί ή αριστερό κάτω άκρο αντίστοιχα). (Ο άξονας περιστροφής του δυναμομέτρου βρισκόταν στην ίδια ευθεία με τον άξονα κίνησης του γόνατος κατά την δοκιμασία σε απόσταση περίπου 5 εκατοστών)

Προετοιμασία συμμετέχοντα

Ο συμμετέχων καθόταν στην καρέκλα του ισοκινητικού δυναμομέτρου ώστε να γίνουν οι απαραίτητες ρυθμίσεις για την πραγματοποίηση της μέτρησης (Εικόνες 4.8.A & B). Θα πρέπει να επιλεγεί το σωστό μήκος του μεταλλικού βραχίονα, πράγμα το οποίο είναι εξίσου σοβαρό όσο και η ευθυγράμμιση των αξόνων κίνησης. Λανθασμένο μήκος βραχίονα δεν θα επιτρέψει να εκτελεστεί η κίνηση ομαλά στο πλήρες εύρος και θα επιδράσει και στη σταθεροποίηση της άρθρωσης (Τσακλής 2000, σ. 55). Ο άξονας περιστροφής του δυναμομέτρου προσαρμόστηκε ώστε να ταιριάζει με τον άξονα περιστροφής της κνημομηριαίας άρθρωσης, ενώ το άκρο του εξαρτήματος τοποθετήθηκε 5cm περίπου πάνω από τα σφυρά (Mizner et al. 2005). Ανάλογα με τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά του συμμετέχοντα, το μήκος του εξαρτήματος, το ύψος του καθίσματος αλλά και η προσθιοπίσθια μετατόπιση της πλάτης του καθίσματος ρυθμιζόταν κατάλληλα.

Κατά την διάρκεια της τοποθέτησης του κάθε συμμετέχοντα στην κατάλληλη θέση για την δοκιμασία αξιολόγησης έγινε χρήση γωνιόμετρου (Εικόνα 4.6.) για την τοποθέτηση της άρθρωσης του γόνατος σε θέση των 90° κάμψης και τον ορισμό του κατακόρυφου

επιπέδου. Η γωνιομέτρηση γίνεται διότι το εξάρτημα του γόνατος (Εικόνα 4.7.) δεν είναι παράλληλο με την κνήμη. Επομένως, η γωνία του δυναμομέτρου δεν ταυτίζεται με τη γωνία της άρθρωσης. Γι' αυτό το λόγο θέτουμε τη ανατομική γωνία στις 90°.

Πρέπει να προετοιμάσουμε τον εξεταζόμενο για τον τρόπο εκτέλεσης της μέτρησης, όπως και έγινε. Συγκεκριμένα, εξηγήθηκε για το πως λειτουργεί το δυναμόμετρο και τις μεταβολές στην αντίστασή του ανάλογα με την προσπάθεια ή του έγινε ξεκάθαρο πως εφόσον αισθανθεί κάποιο πόνο κατά τη διάρκεια της άσκησης μπορεί να ελαττώσει τη δύναμη που ασκεί και αμέσως και το δυναμόμετρο θα ελαττώσει την αντίστασή του ανάλογα (Τσακλής 2000, σ. 60).



Εικόνα 4.7. Γωνιόμετρο Gima
(από http://www.harmanis.com.gr/index.php?id_product=297&controller=product & Biodex Multi Joint System p.1-9)

Εικόνα 4.8. Δεξί και αριστερό εξάρτημα γόνατος



Εικόνα 4.9. Α) Τοποθέτηση συμμετέχοντα για αξιολόγηση δεξιού άκρου Β) Τοποθέτηση συμμετέχοντα για αξιολόγηση αριστερού άκρου

Ρύθμιση εύρους κίνησης (ROM)

Επόμενο βήμα ήταν η ρύθμιση του επιθυμητού ROM σύμφωνα με το πρωτόκολλο της πειραματικής διαδικασίας. Δηλαδή, ρυθμίζαμε τα όρια «Από» (Away) και «Προς» (Toward) του εύρους στο οποίο θα κινηθεί το γόνατο. Ο συμμετέχων με τη βοήθεια του ατόμου που χειριζόταν το ισοκινητικό δυναμόμετρο σταθεροποιούσε το γόνατο στην πλήρη έκταση. Μετά γινόταν ακριβώς το ίδιο φέρνοντας το γόνατο σε κάμψη μέχρι η ένδειξη στον πίνακα ελέγχου να δείξει 90° ακριβώς (Εικόνα 4.9.). Επομένως, το ROM ήταν ρυθμισμένο από 0° έκτασης έως 90° κάμψης, δηλαδή το δυναμόμετρο δεν επέτρεπε κίνηση του μέλους πέρα από αυτό το εύρος.

Σημαντικό είναι να ευθυγραμμιστεί ο άξονας κίνησης του δυναμομέτρου με τον ανατομικό άξονα της άρθρωσης του γόνατος, γύρω από τον οποίο θα γίνει η κίνηση της κάμψης-έκτασης. Πραγματοποιήθηκε δηλαδή η ρύθμιση της ανατομικής γωνίας αναφοράς (anatomical reference) στις 90° , όπως αναφέρθηκε νωρίτερα. Η γωνία του δυναμομέτρου βασίζεται σε αυτή τη γωνία αναφοράς και είναι σημαντική για τη μεταγενέστερη ερμηνεία των δεδομένων. Η ευθυγράμμιση του άξονα του δυναμομέτρου με τον ανατομικό άξονα της άρθρωσης του ατόμου είναι «ζωτικής» σημασίας για να εξασφαλιστεί ότι κατά τη

διάρκεια της δοκιμής που διεξάγεται συνάδει με τη σωστή εμβιομηχανική της άρθρωσης. Η σωστή ευθυγράμμιση βοηθά επίσης να εξαλειφθούν τα φορτία «stress» της άρθρωσης αλλά και η ενεργοποίηση άλλων μυϊκών ομάδων.



Εικόνα 4.10. Πίνακας ελέγχου

Ζύγισμα μέλους

Μετά από τον ορισμό του ROM πραγματοποιήθηκε το ζύγισμα του μέλους σύμφωνα με τις οδηγίες χρήσης του δυναμόμετρου. Τοποθετήθηκε το γόνατο στις 40° κάμψης και αφού κλειδώθηκε σε αυτή τη θέση ο άξονας του δυναμομέτρου, ζητήθηκε από τον συμμετέχοντα να αφήσει ελεύθερο το άκρο του χωρίς να ασκεί καμία δύναμη και ο ερευνητής με την χρήση του υπολογιστή έδινε την εντολή για το ζύγισμα του άκρου.

Κύρια δοκιμασία – Πρωτόκολλο μέτρησης

Η αμφοτερόπλευρη μυϊκή απόδοση των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος θα αξιολογήθηκε ισοκινητικά στις γωνιακές ταχύτητες των 60⁰/sec (αργή), 180⁰/sec (μέση) και 300⁰/sec (γρήγορη) από καθιστή θέση σε εύρος κίνησης 0⁰-90⁰.

Από θέση κάμψης 90° (Εικόνες 4.10. & 4.11.) ο συμμετέχων εκτελούσε 3 υπομέγιστες μειομετρικές συστολές σε γωνιακή ταχύτητα 60⁰/s, ως προθέρμανση. Στην συνέχεια, πραγματοποιούσε πέντε μέγιστες μειομετρικές συστολές έκτασης-κάμψης στο προκαθορισμένο ROM ασκώντας στο ισοκινητικό δυναμόμετρο την μέγιστη δύναμή του για την συλλογή των δεδομένων.

Ακολουθούσε ένα διάλειμμα ενός λεπτού (1 min) μεταξύ των τριών γωνιακών ταχυτήτων αξιολόγησης. Μετά το διάλειμμα ο συμμετέχων πραγματοποιούσε τρεις υπομέγιστες

μειομετρικές συστολές στην νέα ταχύτητα των $180^{\circ}/\text{sec}$, ως προθέρμανση. Στην συνέχεια, εκτελούσε δέκα μέγιστες μειομετρικές συστολές έκτασης-κάμψης στην νέα ταχύτητα για την συλλογή των δεδομένων. Οι τρεις υπομέγιστες επαναλήψεις πραγματοποιούνταν για να γίνει έλεγχος της ομαλής κίνησης του μέλους, της ανοχής του συμμετέχοντα και της εξοικείωσης του με την εκάστοτε ταχύτητα.

Τέλος, κατόπιν διαλείματος και αφού εκτελέσει τρεις υπομέγιστες μειομετρικές συστολές στην νέα γωνιακή ταχύτητα ως προθέρμανση, πραγματοποίησε 30 μέγιστες μειομετρικές συστολές έκτασης-κάμψης στην ταχύτητα των $300^{\circ}/\text{sec}$.

Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνονταν και για το αντίθετο άκρο.



Εικόνα 4.11.Α) Αρχική θέση αξιολόγησης του ΔΕ γόνατος Β) Τελική θέση



Εικόνα 4.12. Α) Αρχική θέση αξιολόγησης του AP γόνατος Β) Τελική θέση

Αξιολόγηση του αντίθετου άκρου

Η αξιολόγηση του αντίθετου (υγιούς) γόνατος γινόταν ως εξής:

- Η επιλογή του πρωτοκόλλου και τα στοιχεία του συμμετέχοντα είχαν οριστεί και καταγραφεί από την αρχική ρύθμιση και δεν χρειαζόταν κάποια αλλαγή.
- Με τον συμμετέχοντα στο κάθισμα, το κάθισμα απομακρυνόταν από το δυναμόμετρο και περιστρεφόταν στις 0° στην αντίθετη πλευρά.
- Το εξάρτημα σταθεροποίησης τοποθετούνταν στην αντίθετη πλευρά της καρέκλας.
- Το δυναμόμετρο περιστρεφόταν στις 0° στην αντίθετη πλευρά.
- Το εξάρτημα του δυναμόμετρου τοποθετούνταν στην κατάλληλη θέση σύμφωνα με το άκρο που επρόκειτο να αξιολογηθεί σύμφωνα με τις οδηγίες που προαναφέρθηκαν.
- Στην συνέχεια, το κάθισμα με τον συμμετέχοντα τοποθετούνταν στο ίδιο σημείο που βρισκόταν στην αρχική δοκιμή.
- Το δυναμόμετρο συρόταν στην κατάλληλη θέση, έτσι ώστε ο άξονας του δυναμόμετρου να βρίσκεται στην ίδια ευθεία με τον άξονα της άρθρωσης του γόνατος.
- Τοποθετούνταν οι ιμάντες σταθεροποίησης στον εθελοντή.

- Ρυθμιζόταν το εύρος κίνησης και ζυγίζόταν το μέλος σύμφωνα με τις προαναφερθείσες διαδικασίες.
- Τέλος, ακολουθούσε η κύρια δοκιμασία.

Δεν υπήρξε καμία διαφορά στο πρωτόκολλο, στις συνθήκες και στις παραμέτρους αξιολόγησης μεταξύ των συμμετεχόντων.

4.10. ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ - ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΣΙΩΝ

Η λειτουργική απόδοση αξιολογήθηκε με την εκτέλεση τεσσάρων, τριών δοκιμασιών αναπήδησης: μονοποδικό άλμα για απόσταση (ΜΑΑ), τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση (ΤΜΑΑ), μονοποδική αναπήδηση με χρονομέτρηση (ΜΑΧ) και η δοκιμασία πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (ΠΒΣ). Τα ισοκινητικά και λειτουργικά αποτελέσματα κανονικοποιήθηκαν και εκφράστηκαν ως ποσοστό (%) του σωματικού βάρους.

Οι δοκιμασίες αναπήδησης πραγματοποιήθηκαν δύο φορές για κάθε πόδι από τους συμμετέχοντες, ενώ η δοκιμασία ΠΒΣ πραγματοποιήθηκε μία φορά. Ο ίδιος ο ερευνητής ήταν αυτός που σύλλεξε τα αποτελέσματα από όλους του συμμετέχοντες. Κατά τη διάρκεια όλων των τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών, ο ερευνητής στεκόταν σε κοντινή απόσταση από τα άτομα για την ασφάλειά τους. Τυποποιημένες γραπτές οδηγίες και προφορικές εντολές χρησιμοποιήθηκαν (Παράρτημα ΣΤ). Πριν από τις προσπάθειες, στα άτομα δόθηκε η επιλογή ενός ή δύο δοκιμαστικών προσπαθειών για τις δοκιμασίες αναπήδησης και πέντε δοκιμαστικές επαναλήψεις για τη λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ.

Σε όλες τις λειτουργικές δοκιμασίες αξιολόγησης για να θεωρηθεί έγκυρη η κάθε προσπάθεια του ατόμου έπρεπε να έχει προσγειωθεί σταθερά στο ένα πόδι, χωρίς να πραγματοποιήσει επιπλέον αναπήδηση ή να αγγίξει οποιονδήποτε άλλο άκρο στο πάτωμα, σε μια προσπάθεια να κρατήσει την ισορροπία για τουλάχιστον 2 sec χωρίς να χάσει την ισορροπία του (Daniel et al. 1982). Μεταξύ των δοκιμασιών δόθηκαν 30 sec ξεκούρασης.

4.10.1. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ

Περιγραφή: Σκοπός της δοκιμασίας αυτής είναι να καθοριστεί η απόσταση που μπορεί να διανυθεί με μία (1) μονοποδική αναπήδηση σε ευθεία γραμμή. Πριν από τη δοκιμή ο ερευνητής κατέδειξε το τεστ, ενώ δόθηκαν αναλυτικές οδηγίες πριν την έναρξη των δοκιμασιών (Παράρτημα ΣΤ). Πραγματοποιήθηκαν δύο δοκιμαστικές προσπάθειες, πριν την μετρούμενη κύρια προσπάθεια. Η κύρια δοκιμασία πραγματοποιήθηκε δύο φορές και

καταγράφηκε ο μέσος όρος των δύο προσπαθειών. Ο δοκιμαζόμενος κατά τη διάρκεια της αναπήδησης είχε τα χέρια του ελεύθερα. Οι συμμετέχοντες έλαβαν οδηγία να σταθούν με τα δάχτυλα των ποδιών τους στο άκρο μίας 6-μέτρων ταινίας που βρισκόταν στο πάτωμα. Είχαν εντολή να σταθούν στο ένα πόδι και να αναπηδήσουν προς τα εμπρός όσο το δυνατόν περισσότερο. Η διανυόμενη απόσταση μετρείται από το άκρο της ταινίας μέχρι το οπίσθιο τμήμα του άκρου πόδα (ουσιαστικά του υποδήματος) του συμμετέχοντα μετά την τελευταία αναπήδηση (Εικόνα 4.12.).

Εξοπλισμός:

Ταινία (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Μεζούρα ακριβείας δέκατου χιλιοστού

4.10.2. ΤΡΙΠΛΟ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ

Περιγραφή: Η δοκιμασία του τριπλού μονοποδικού άλματος για απόσταση αξιολογεί τη συνολική απόσταση που καλύπτεται με τρεις συνεχόμενες μονοποδικές αναπηδήσεις σε ευθεία γραμμή (Bolga et al. 2008). Πριν από την δοκιμασία ο εξεταστής επιδεικνύει και επεξηγεί τη δοκιμή πέρα από τις αναλυτικές οδηγίες που είχαν δοθεί πριν την έναρξη των δοκιμασιών (Παράρτημα ΣΤ). Στους συμμετέχοντες δόθηκαν οδηγίες να σταθούν στο τέλος μιας 15 cm πλάτους και 6 μέτρων μήκους ταινίας η οποία είχε τοποθετηθεί στο πάτωμα. Δύο δοκιμαστικές προσπάθειες πραγματοποιήθηκαν πριν τις δύο κύριες από τις οποίες καταγράφηκε ο μέσος όρος. Ο δοκιμαζόμενος κατά τη διάρκεια του άλματος είχε τα χέρια του ελεύθερα. Δόθηκε η οδηγία να σταθούν στο ένα πόδι και κατόπιν να πραγματοποιήσουν προς τα εμπρός αναπήδηση όσο πιο μακριά μπορούν για τρεις (3) συνεχόμενες φορές. Εάν το αντίθετο άκρο αγγίζει το έδαφος τότε η συγκεκριμένη προσπάθεια δεν υπολογίζεται οπότε οι συμμετέχοντες επιστρέφουν στο σημείο εκκίνησης για νέα προσπάθεια. Η συνολική απόσταση αναπήδησης μετρήθηκε από το ένα άκρο της ταινίας (σημείο εκκίνησης) έως το οπίσθιο τμήμα υποδήματος του άκρου που αξιολογείται μετά την τελευταία αναπήδηση. Κατόπιν η δοκιμή επαναλαμβάνεται. Οι συμμετέχοντες έπρεπε να εκτελέσουν τη δοκιμασία σωστά εντός πέντε προσπαθειών αλλιώς τα αποτελέσματα δεν περιλαμβάνονται στη μελέτη (Εικόνα 4.12.).

Εξοπλισμός:

Ταινία έξι μέτρων (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Μεζούρα ακριβείας δέκατου χιλιοστού

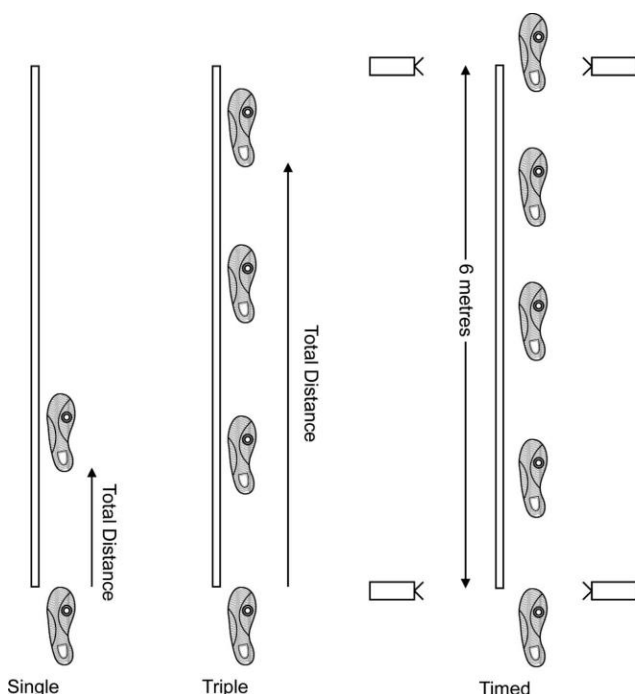
4.10.3. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΗ ΑΝΑΠΗΔΗΣΗ ΜΕ ΧΡΟΝΟΜΕΤΡΗΣΗ

Περιγραφή: Η δοκιμασία της μονοποδικής αναπήδησης με χρονομέτρηση αξιολογεί τον συνολικό χρόνο που απαιτείται για να διανυθεί απόσταση 6 m με συνεχόμενες μονοποδικές αναπήδησεις. Οι συμμετέχοντες ενθαρρύνονται να χρησιμοποιούν μεγάλα, ισχυρά μονοποδικά άλματα για να ωθήσουν το σώμα τους κατά μήκος της μετρούμενης απόστασης. Δύο προσπάθειες πραγματοποιούνται για κάθε άκρο και υπολογίζεται η μέση τιμή τους (Εικόνα 4.12.).

Εξοπλισμός:

Ταινία έξι μέτρων (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Χρονόμετρο



Εικόνα 4.13. Λειτουργικές δοκιμασίες αναπήδησης: Απλή και τριπλή μονοποδική αναπήδηση για απόσταση, Μονοποδική αναπήδηση για χρόνο

4.10.4. ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΠΛΑΓΙΩΙ ΒΗΜΑΤΙΣΜΟΙ ΣΕ ΣΚΑΛΟΠΑΤΙ

Περιγραφή: Η δοκιμασία των πλάγιων βηματισμών σε σκαλοπάτι πραγματοποιείται για να προσδιοριστεί ο μέγιστος αριθμός επαναλήψεων που μπορεί ο συμμετέχων να ολοκληρώσει σε ένα σκαλοπάτι ύψους περίπου 15cm, σε χρονικό διάστημα ενός λεπτού. Πριν από την δοκιμασία ο εξεταστής επιδεικνύει και επεξηγεί τη δοκιμή. Για τη δοκιμασία αυτή, τα άτομα στέκονται δίπλα στο σκαλοπάτι με το πόδι που θα αξιολογηθεί να βρίσκεται πάνω στο σκαλοπάτι. Το αντίθετο άκρο παραμένει στο έδαφος. Στους

συμμετέχοντες δόθηκαν οδηγίες να εκτείνουν το γόνατο του ποδιού το οποίο βρίσκεται πάνω από το σκαλοπάτι (αξιολογηθέν άκρο). Στη συνέχεια τους δόθηκε εντολή να χαμηλώσουν το αντίθετο άκρο (μη αξιολογηθέν άκρο) με το άκρο πόδα σε μια θέση ραχιαίας κάμψης έτσι ώστε η πτέρνα να αγγίξει ελαφρά το έδαφος δίπλα από το σκαλοπάτι. Αν το οπίσθιο τμήμα του υποδήματος δεν αγγίξει το πάτωμα, τότε η επανάληψη αυτή δεν υπολογιζόταν στο συνολικό αριθμό των επαναλήψεων. Το άκρο που αξιολογείται παραμένει στο σκαλοπάτι καθ 'όλη τη χρονική διάρκεια του ενός λεπτού. Όλη αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται όσο το δυνατόν γρηγορότερα για χρονικό διάστημα ενός λεπτού χωρίς να δίνεται λεκτική ενθάρρυνση. Μεταξύ της αξιολόγησης του κάθε άκρου δόθηκε ένα λεπτό ξεκούραση.

Εξοπλισμός:

Σκαλοπάτι ύψους 6 ιντσών (15,24cm)

Χρονόμετρο

Μετρητής επαναλήψεων (όχι απαραίτητο)



Εικόνα 4.14. Σκαλοπάτι για τη δοκιμασία «Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι»

4.11. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Τα δεδομένα από ισοκινητική αξιολόγηση επεξεργάστηκαν από το λογισμικό της Biodex System 3. Η Μέγιστη Ροπή (MP), Μέγιστη Ροπή/ Σωματικό Βάρος (MP/ΣΒ), Συνολικό Έργο (ΣΕ), Μέση Ισχύς (MI) και χρόνος επιτάχυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων στις γωνιακές ταχύτητες 60°/s, 180°/s και 300°/s, υπολογίστηκαν και αποτυπώθηκαν στο έντυπο «Γενική αξιολόγηση» του λογισμικού του ισοκινητικού δυναμομέτρου (Παράρτημα ΣΤ). Τα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών καταγράφησαν στο Φύλλο Συλλογής δεδομένων λειτουργικών δοκιμασιών (Παράρτημα Ζ). Η κανονικοποίηση με το σωματικό βάρος για τις μεταβλητές του Συνολικού Έργου και της

Μέσης Ισχύος των λειτουργικών αποτελεσμάτων αλλά και ο υπολογισμός της αντοχής και του ROM επιτάχυνσης / επιβράδυνσης και IROM, πραγματοποιήθηκε μέσω του Microsoft Excel 2010. Στο ίδιο πρόγραμμα, υπολογίστηκαν επίσης οι μέσες τιμές των δύο προσπαθειών της κάθε λειτουργικής δοκιμασίας.

Το λογισμικό IBM SPSS Statistics v21.0 (Chicago, IL, USA) για το λειτουργικό σύστημα των Windows χρησιμοποιήθηκε για όλη τη στατιστική ανάλυση. T-tests χρησιμοποιήθηκαν για να καθοριστούν οι διαφορές μεταξύ του επικρατούς και του μη επικρατούς άκρου τόσο για τα ισοκινητικά όσο και για τα λειτουργικά αποτελέσματα. Οι συντελεστές συσχέτισης του Pearson (Pearson's correlation) και του Spearman (Spearman rank correlation coefficient) υπολογίστηκαν για να καθοριστεί η συσχέτιση μεταξύ των κανονικοποιημένων αποτελεσμάτων των λειτουργικών δοκιμασιών και των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών του γόνατος. Η στατιστική σημαντικότητα ορίστηκε στο $p \leq 0,05$ (95%).

Τα ακόλουθα κριτήρια χρησιμοποιήθηκαν για να κατατάξουν τις τιμές του συντελεστή συσχέτισης (r): Σύμφωνα με τους Portney & Watkins, 1993, «ισχυρή» συσχέτιση υπάρχει μεταξύ δύο μεταβλητών, όταν ο συντελεστής συσχέτισης (r) είναι $\geq 0,75$ και στατιστικά σημαντική (δηλ $p \leq 0,05$). Συντελεστές συσχέτισης μεταξύ 0,00 έως 0,25 υποδεικνύουν λίγη ή καθόλου συσχέτιση όπως επίσης Εάν ο συντελεστής συσχέτισης είναι «μη στατιστικά σημαντικός» (δηλαδή $p > 0,05$), η σχέση αυτή είναι τυχαία και έχει μικρή εφαρμογή στην κλινική πρακτική (Greenfield et al. 1998a). Συντελεστές συσχέτισης μεταξύ 0,25 - 0,50 υποδεικνύουν ήπιο βαθμό συσχέτισης ενώ συντελεστές συσχέτισης 0,50 - 0,75 και $>0,75$ θεωρούνται «μέτρια έως καλή σχέση» και «εξαιρετική συσχέτιση», αντίστοιχα (Portney & Watkins, 1993).

Περιγραφική στατιστική (Μέση τιμή, Εύρος τιμών, ελάχιστη και μέγιστη τιμή, τυπική απόκλιση) πραγματοποιήθηκε για όλες τις κανονικοποιημένες ισοκινητικές μεταβλητές στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s αλλά και για τα κανονικοποιημένα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών για το σύνολο του δείγματος αλλά και ξεχωριστά για κάθε φύλο.

Επιπροσθέτως, απλή γραμμική παλινδρόμηση πραγματοποιήθηκε για να διερευνηθούν οι προβλεπτικές σχέσεις μεταξύ όλων των παραμέτρων και των λειτουργικών δοκιμασιών με την εξαρτημένη μεταβλητή να είναι οι λειτουργικές δραστηριότητες διότι η λειτουργικότητα εξαρτάται από τις παραμέτρους μυϊκής απόδοσης.

Τέλος, τα αποτελέσματα των λειτουργικών αντιπροσωπεύονται από τη μέση τιμή των δύο προσπαθειών αναπήδησης. Ο έλεγχος κανονικότητας εξετάστηκε με τη χρήση του

Shapiro-Wilk test (Shapiro and Francia 1972; Elliott and Woodward 2007) και πραγματοποιήθηκε για όλες τις παραμέτρους.

4.11.1. ΤΡΟΠΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΕΥΡΟΥΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ-ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

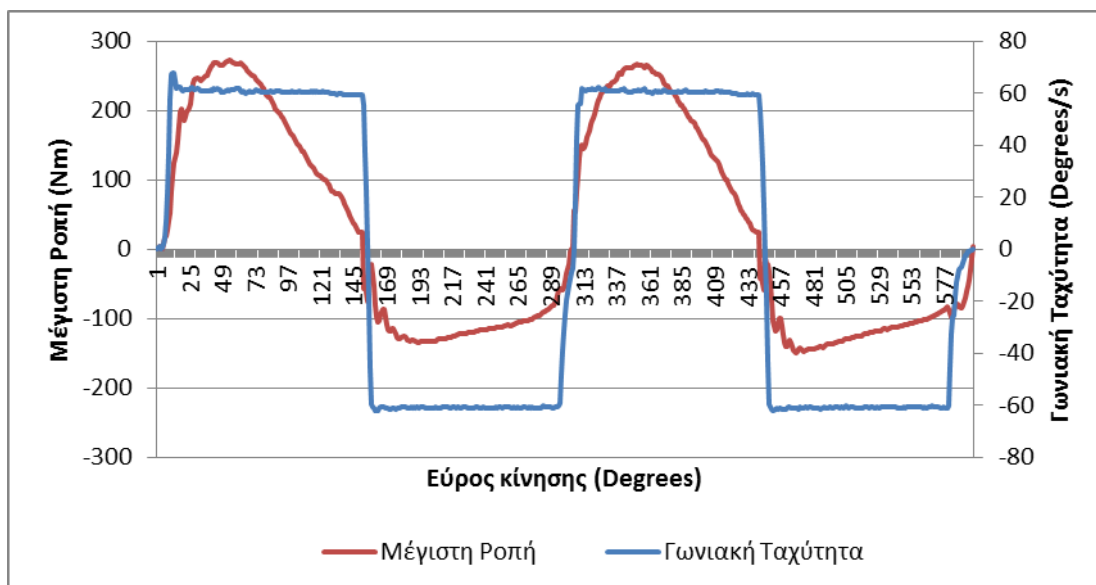
Στην παρούσα μελέτη ο τρόπος υπολογισμού του ROM επιτάχυνσης / επιβράδυνσης αλλά και του IROM πραγματοποιήθηκε με βάση την έρευνα των Wilk et al. 1994 με τη χρήση του Microsoft Excel 2010. Αρχικά, προσδιορίστηκε η επανάληψη με τη μέγιστη ροπή (MP) τόσο για τους εκτεινόντες όσο και για τους καμπτήρες του γόνατος και για τις τρεις γωνιακές ταχύτητες. Για να επιλεγεί η μεγαλύτερη από τις μέγιστες ροπές έπρεπε όλες να παράγονται μέσα στα όρια του IROM, όταν δηλαδή έχει αναπτυχθεί η προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα. Αυτό ελέγχθηκε δημιουργώντας το διάγραμμα «Γωνιακή ταχύτητα, Μέγιστη Ροπή vs ROM, η μορφή του οποίου απεικονίζεται στην Εικόνα 4.14. Στη συνέχεια, αξιοποιώντας την επανάληψη με τη μέγιστη ροπή, απομονώθηκε το διάγραμμα «Γωνιακή ταχύτητα vs ROM» και χρησιμοποιήθηκε για να προσδιοριστεί το εύρος της κίνησης που απαιτείται για να φθάσει το άκρο την προκαθορισμένη ισοκινητική γωνιακή ταχύτητα (φάση επιτάχυνσης). Επιπλέον, η κίνηση που απαιτείται για να επιβραδυνθεί το άκρο μετά την επίτευξη της προκαθορισμένης γωνιακής ταχύτητας καταγράφηκε. Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι δεν έγινε ποσοτικός προσδιορισμός της ισοκινητικής δοκιμασίας για τον προσδιορισμό της επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και του IROM (δηλ., μέσω κινηματικής ανάλυσης κίνησης), αλλά η μελέτη στηρίχθηκε αποκλειστικά και μόνο στο λογισμικό του ισοκινητικού δυναμομέτρου Biodex System 3. Αυτή η συσκευή δεν παρέχει προοδευτική κλιμάκωση στην προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα αλλά επιτρέπει την ελεύθερη επιτάχυνση των άκρων. Κάθε τμήμα της καμπύλης ισοκινητικής ροπής έλαβε μια τιμή ROM, η οποία χρησιμοποιήθηκε για τη στατιστική ανάλυση.

Η φάση του IROM (φάση σταθερής γωνιακής ταχύτητας) ήταν η φάση κατά την οποία η ταχύτητα του μοχλοβραχίονα του μηχανήματος παρέμεινε εντός $\pm 2\%$ από την προκαθορισμένη γωνιακή ταχύτητα (πχ $60^\circ/\text{s}$) δηλαδή όταν η ταχύτητα έμεινε μεταξύ $58-62^\circ/\text{s}$. Η συνολική καμπύλη ορίστηκε ως όλα τα γεγονότα που συμβαίνουν από από την έναρξη της συστολής μέχρι το σημείο στο εύρος της κίνησης στο οποίο η κίνηση τερματίζεται. Έτσι, σε αυτή τη μελέτη, η όλη καμπύλη αντιπροσωπεύει 90° κίνηση.

Η ίδια προσέγγιση εφαρμόστηκε για την αξιολόγηση της φάσης επιβράδυνσης.

Μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις για μέση ταχύτητα, μέση ροπή, και μέγιστη ροπή υπολογίστηκαν για ολόκληρη την καμπύλη σε κάθε ρυθμό επιτάχυνσης / επιβράδυνσης

κατά την μειομετρική συστολή των καπτήρων και των εκτεινόντων του. Μέσες τιμές και οι τυπικές αποκλίσεις για το εύρος της κίνησης της επιτάχυνσης και επιβράδυνσης, μέση ταχύτητα, και μέση ροπή ήταν ξεχωριστά υπολογιζόμενες για τις φάσεις επιτάχυνσης και επιβράδυνσης της καμπύλης. (Rathfon et al. 1991)



Εικόνα 4.15. Διάγραμμα «Γωνιακή ταχύτητα, Μέγιστη Ροπή vs ROM», δύο τυχαίων επαναλήψεων κάμψης-έκτασης γόνατος στις 60°/s.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο

5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

5.1. ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΑ ΜΕΤΡΑ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ

Οι συμμετέχοντες που συμπεριλήφθησαν στην μελέτη ήταν 14 άνδρες (με μέσο όρο ηλικίας $24,14 \pm 4,47$ έτη, ύψους $178,179 \pm 6,5$ cm και βάρους $76,057 \pm 11,03$ kg) και 12 γυναίκες (με μέσο όρο ηλικίας $21,67 \pm 3,89$ ύψους $163,542 \pm 2,19$ και βάρους $61,842 \pm 8,74$ kg) ηλικίας 18-45 ετών (Πίνακας 5.1. & 5.2.) χωρίς ιστορικό τραυματισμού σε οσφύ, ισχίο, γόνατο και ποδοκνημική που να χρειάστηκαν αποκατάσταση. Το 69,2% του συνολικού δείγματος (18 άτομα), 58,33% των γυναικών (n=7) και 78,57% (n=11) των ανδρών δεν έχουν προηγούμενη εμπειρία σε ισοκινητικό δυναμόμετρο ούτε γνώσεις πάνω στην ισοκίνηση.

Πίνακας 5.1. Ανθρωπομετρικά Χαρακτηριστικά για το σύνολο του δείγματος (N=26)

Συνολικό Δείγμα (N=26)	Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
Βάρος (kg)	48,5	51,6	100,1	69,49	12,214
Ύψος (cm)	27,5	160,5	188	171,423	8,915
Ηλικία (έτη)	14	18	32	23	4,317
ΔΜΣ (kg/m ²)	13,163	18,812	31,975	23,554	3,074

ΔΜΣ= Δείκτης μάζας σώματος

Πίνακας 5.2. Ανθρωπομετρικά Χαρακτηριστικά για άνδρες & γυναίκες

Φύλο		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
Άνδρες (N=14)	Βάρος (kg)	44,5	55,6	100,1	76,057	11,03
	Ύψος (cm)	20	168	188	178,179	6,5
	Ηλικία (έτη)	13	18	31	24,14	4,47
	ΔΜΣ (kg/m ²)	10,12	18,81	28,93	23,93	3,001
Γυναίκες (N=12)	Βάρος (kg)	31,8	51,6	83,4	61,842	8,74
	Ύψος (cm)	7	160,5	167,5	163,542	2,19
	Ηλικία (έτη)	13	19	32	21,67	3,89
	ΔΜΣ (kg/m ²)	12,08	19,89	31,97	23,11	3,23

ΔΜΣ= Δείκτης μάζας σώματος

Οι πίνακες που αποτυπώνονται παρακάτω (Πίνακες 5.3. - 5.8.) απεικονίζουν τα περιγραφικά στατιστικά των καμπτήρων και εκτεινόντων του δεξιού και του αριστερού γόνατος στις τρεις γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησης 60°/s, 180°/s και 300°/s. Οι τιμές που παρουσιάζονται αφορούν τις μεταβλητές της Μέσης Μέγιστης Ροπής (MMP), του Συνολικού Έργου (ΣΕ), της Μέσης Ισχύος (ΜΙ). Όλες οι μεταβλητές παρουσιάζονται κανονικοποιημένες ως ποσοστό (%) του σωματικού βάρους (ΣΒ). Επίσης, μελετήθηκαν ο Χρόνος επιτάχυνσης και επιβράδυνσης, το ROM φάσης επιτάχυνσης, ισοκινητικό ROM (IROM), ROM φάσης επιβράδυνσης και η Αντοχή, μεταβλητές οι οποίες δεν παρουσιάστηκαν ως ποσοστό του ΣΒ.

Πίνακας 5.3. Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 60°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
60°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	183,84	147,96	331,80	256,98	48,33
	ΣΕ/ΣΒ (%)	898,09	829,50	1727,59	1282,11	251,55
	ΜΙ/ΣΒ(%)	111,35	110,91	222,27	164,29	32,45
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	6	0	6	2,23	1,31
	IROM (°)	14	72	86	80,42	4,58
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	8	0	8	2,5	1,86
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	200	30	230	105	63,20
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	200	10	210	45	41,59
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	193,67	161,15	354,83	250,39	49,53
	ΣΕ/ΣΒ (%)	889,94	804,20	1694,14	1223,12	246,28
	ΜΙ/ΣΒ(%)	126,77	97,97	224,74	158,89	32,41
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	4	1	5	2,38	1,10
	IROM (°)	20	66	86	80,08	5,37
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	9	1	10	3,77	2,96
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	240	30	270	111,15	66,53	
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	140	20	160	53,85	37,74	

Πίνακας 5.4. Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 60°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
60°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	143,703	67,63	211,33	137,59	34,84
	ΣΕ/ΣΒ (%)	815,707	432,85	1248,561	774,98	208,98
	ΜΙ/ΣΒ(%)	1199,16	49,40	1248,561	143,03	228,55
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	9	0	9	2,04	1,76
	IROM (°)	27	73	100	81,73	5,46
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	5	1	6	2,23	1,03
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	230	40	270	160	62,93
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	140	20	160	46,92	26,20
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	132,355	61,63	193,99	125,63	33,59
	ΣΕ/ΣΒ (%)	712,134	338,41	1050,54	690,80	192,69
	ΜΙ/ΣΒ(%)	1011,26	39,28	1050,54	126,94	192,40
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	5	1	6	2,62	1,39
IROM (°)	17	69	86	80,15	4,85	
ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	4	1	5	2,5	0,91	
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	300	40	340	160,77	79,60	
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	70	20	90	46,15	18,99	

Πίνακας 5.5 Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 180°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
180°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	248,351	103,96	352,31	184,16	46,65
	ΣΕ/ΣΒ (%)	1457,71	896,51	2354,215	1725,188	370,83
	ΜΙ/ΣΒ(%)	198,575	175,1799	373,75	291,49	54,52
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	17	3	20	8,38	4,1
	IROM (°)	31	47	78	67,31	9,16
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	25	4	29	9,46	7,28
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	120	80	200	117,69	25,03
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	70	30	100	51,15	16,57
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	241,217	108,15	349,37	182,26	44,76
	ΣΕ/ΣΒ (%)	1387,52	814,13	2201,651	1684,458	364,40
	ΜΙ/ΣΒ(%)	197,167	177,10	374,27	286,24	54,77
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	15	3	18	7,23	3,84
	IROM (°)	40	38	78	67,04	9,92
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	33	1	34	10,35	8,70
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	100	70	170	113,08	23,79
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	60	30	90	51,54	14,06

Πίνακας 5.6. Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 180°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
180°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	136,572	52,52	189,09	103,48	31,84
	ΣΕ/ΣΒ (%)	1357,31	351,15	1708,453	1044,477	331,83
	ΜΙ/ΣΒ(%)	1653,49	54,96	1708,453	223,61	309,20
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	11	4	15	9,19	2,994
	IROM (°)	76	5	81	67,35	13,87
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	13	3	16	5,85	2,75
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	110	70	180	125,38	27,46
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	70	40	110	71,92	18,12
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	107,183	48,20	155,38	98,20	26,81
	ΣΕ/ΣΒ (%)	941,155	528,8969	1470,052	986,62	262,94
	ΜΙ/ΣΒ(%)	1270,02	77,45803	1347,482	202,46	240,1796
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	10	5	15	9,19	2,86
	IROM (°)	77	6	83	69	13,74
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	5	3	8	4,92	1,29
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	100	80	180	129,62	26,76	
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	70	40	110	78,85	20,46	

Πίνακας 5.7. Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών εκτεινόντων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 300°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
300°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	105,478	83,33	188,81	138,08	26,22
	ΣΕ/ΣΒ (%)	2293,55	1590,65	3884,20	2728,48	641,74
	ΜΙ/ΣΒ(%)	221,994	122,06	344,06	213,62	56,08
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	38	2	40	18,69	6,92
	IROM (°)	47	12	59	34,96	15,46
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	42	5	47	28	12,44
	Αντοχή (%)	0,39	0,13	0,52	0,37	0,11
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	50	80	130	111,92	10,59
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	80	50	130	71,92	17,44
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	110,572	85,37	195,94	138,26	26,54
	ΣΕ/ΣΒ (%)	2389,15	1649,032	4038,182	2750,841	595,12
	ΜΙ/ΣΒ(%)	227,405	125,32	352,73	217,40	52,35
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	24	7	31	18,38	5,721
	IROM (°)	56	9	65	37,73	17,81
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	46	7	53	26	15,46
	Αντοχή (%)	0,45	0,06	0,51	0,35	0,12
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	120	90	210	114,62	22,84
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	90	40	130	75,38	20,25	

Πίνακας 5.8. Τιμές ισοκινητικών μεταβλητών καμπτήρων επικρατούς & μη επικρατούς άκρου στις 300°/s

Συνολικό Δείγμα (N=26)	Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)	
300°/s	επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	83,20	30,23	113,43	78,37	20,27
	ΣΕ/ΣΒ (%)	2198,58	270,84	2469,42	1500,59	506,21
	ΜΙ/ΣΒ(%)	163,214	18,62595	181,8399	107,9867	37,46
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	22	14	36	20,73	5,518
	IROM (°)	53	12	65	43,08	13,32
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	50	2	52	18	12,41
	Αντοχή (%)	0,48	0,00	0,48	0,27	0,13
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	60	90	150	116,54	19,38
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	100	60	160	103,85	21,56
	μη επικρατές					
	MMP/ΣΒ (%)	80,19	27,94	108,12	76,73	20,70
	ΣΕ/ΣΒ (%)	2103,26	241,07	2344,325	1464,035	473,98
	ΜΙ/ΣΒ(%)	153,437	16,34	169,77	103,9704	35,19
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°)	18	14	32	21,19	3,731
	IROM (°)	54	6	60	36,27	16,00
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°)	59	2	61	24,77	15,95
	Αντοχή (%)	0,62	0,01	0,63	0,27	0,19
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec)	80	90	170	123,08	20,55
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec)	90	70	160	103,85	20,41

Οι πίνακες 5.9. & 5.10. παρουσιάζουν περιγραφικά τα αποτελέσματα των τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών. Όλες οι λειτουργικές, εκτός της δοκιμασίας Πλάγιοι Βηματισμοί σε σκαλοπάτι (ΠΒΣ) εκφράστηκαν ως ποσοστό (%) του σωματικού βάρους (ΣΒ).

Πίνακας 5.9. Αποτελέσματα λειτουργικών δοκιμασιών για το σύνολο του δείγματος

Συνολικό Δείγμα (N=26)	Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)
επικρατές					
ΜΑΑ/ΣΒ	153,49	130,23	283,72	192,25	41,78
ΤΜΑΑ/ΣΒ	600,62	459,24	1059,86	678,89	149,78
ΜΑΧ/ΣΒ	2,85	1,55	4,40	2,94	0,80
ΠΒΣ	64	50	114	78,04	15,93
μη επικρατές					
ΜΑΑ/ΣΒ	261,52	96,49	358,01	194,82	52,96
ΤΜΑΑ/ΣΒ	462,17	404,56	866,73	625,01	118,84
ΜΑΧ/ΣΒ	3,28	1,65	4,93	3,10	0,96
ΠΒΣ	51	54	105	77,35	14,23

ΜΑΑ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

Πίνακας 5.10. Αποτελέσματα λειτουργικών δοκιμασιών ως προς το φύλο

Φύλο		Εύρος τιμών (Range)	Ελάχιστη τιμή (Min)	Μέγιστη τιμή (Max)	Μέσος όρος (MO)	Τυπική απόκλιση (SD)	
Ανδρες (N=14)	επικρατές	ΜΑΑ/ΣΒ	127,36	133,24	260,61	194,17	39,63
		ΤΜΑΑ/ΣΒ	570,04	489,81	1059,86	706,11	134,94
		ΜΑΧ/ΣΒ	2,1	1,54	3,65	2,36	0,54
		ΠΒΣ	55	50	105	76,42	15,96
	μη επικρατές	ΜΑΑ/ΣΒ	234,29	123,7	358,008	207,22	58,69
		ΤΜΑΑ/ΣΒ	369,72	497,002	866,72	667,91	92,77
		ΜΑΧ/ΣΒ	2,06	1,65	3,71	2,46	0,65
		ΠΒΣ	49	54	103	76,71	14,007
Γυναίκες (N=12)	επικρατές	ΜΑΑ/ΣΒ	153,48	130,22	283,71	190,003	45,82
		ΤΜΑΑ/ΣΒ	489,61	459,23	948,85	647,12	165,59
		ΜΑΧ/ΣΒ	1,32	3,074	4,39	3,61	0,41
		ΠΒΣ	54	60	114	79,91	16,38
	μη επικρατές	ΜΑΑ/ΣΒ	175,15	96,48	271,64	180,35	43,35
		ΤΜΑΑ/ΣΒ	412,49	404,55	817,04	574,96	129,80
		ΜΑΧ/ΣΒ	2,49	2,43	4,93	3,84	0,70
		ΠΒΣ	49	56	105	78,08	15,07

ΜΑΑ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

Πίνακας 5.11. Μέσες τιμές χρόνου επιτάχυνσης επιβράδυνσης (msec)

N=26	ΦΑΣΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ			ΦΑΣΗ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ		
	60°/s	180°/s	300°/s	60°/s	180°/s	300°/s
ΕΚΤΑΣΗ						
Επικρατές	45,00	51,15	71,92	105,00	117,69	111,92
Μη επικρατές	53,85	51,54	75,38	111,15	113,08	114,62
ΚΑΜΨΗ						
Επικρατές	46,92	71,92	103,85	160,00	125,38	116,54
Μη επικρατές	46,15	78,85	103,85	160,77	129,62	123,08

Πίνακας 5.12. Μέσες τιμές του Εύρους κίνησης άρθρωσης γόνατος κατά την επιτάχυνση και την επιβράδυνση

N=26	ΦΑΣΗ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ			IROM			ΦΑΣΗ ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ		
	60°/s	180°/s	300°/s	60°/s	180°/s	300°/s	60°/s	180°/s	300°/s
ΕΚΤΑΣΗ									
Επικρατές	2,23	8,38	18,69	80,42	67,31	34,96	2,50	9,46	28,00
Μη επικρατές	2,38	7,23	18,38	80,08	67,04	37,73	3,77	10,35	26,00
ΚΑΜΨΗ									
Επικρατές	2,04	9,19	20,73	81,73	67,35	43,08	2,23	5,85	18,00
Μη επικρατές	2,62	9,19	21,19	80,15	69,00	36,27	2,50	4,92	24,77

Στον πίνακα 5.13. παρουσιάζονται οι μέσες τιμές της επί τοις εκατό (%) μείωσης της MMP των πρώτων πέντε επαναλήψεων ως προς τις τελευταίες πέντε που είναι δείκτης της αντοχής των καμπτήρων και των εκτεινόντων κατά την αξιολόγηση στις 300°/s .

Πίνακας 5.13. Μέση τιμή της επί τοις εκατό μείωσης της MMP (αντοχή)

N	ΕΚΤΑΣΗ		ΚΑΜΨΗ	
	Επικρατές	Μη επικρατές	Επικρατές	Μη επικρατές
Άνδρες (N=14)	0,363	0,349	0,260	0,277
Γυναίκες (N=12)	0,376	0,353	0,276	0,251
Σύνολο δείγματος (N=26)	0,369	0,351	0,267	0,265

5.2. ΕΛΕΓΧΟΙ ΥΠΟΘΕΣΕΩΝ

Πριν τον έλεγχο των υποθέσεων πραγματοποιήθηκε έλεγχος κανονικότητας όλων των μεταβλητών με το Shapiro-Wilk test το οποίο χρησιμοποιείται για μέγεθος δείγματος μικρότερο των 50 ατόμων, όπως στην μελέτη μας (Elliott & Woodward 2007; Shapiro & Francia 1972). Στις μεταβλητές που ικανοποιούσαν την υπόθεση της κανονικής κατανομής ακολουθήθηκε παραμετρικός έλεγχος (Parametric tests). Αν δεν ικανοποιείτο η υπόθεση τότε πραγματοποιείτο μη παραμετρικός έλεγχος (Non-parametric tests).

Η υπόθεση της οποίας γινόταν έλεγχος είναι:

H_0 : Η Χ μεταβλητή ακολουθεί την κανονική κατανομή

Έναντι της εναλλακτικής

H_1 : Η Χ μεταβλητή δεν ακολουθεί την κανονική κατανομή

με παρατηρούμενο επίπεδο σημαντικότητας $p = 0,05$.

Για τιμή του p μικρότερη του $0,05$ ($p < 0,05$), απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση ή αλλιώς δεχόμαστε την εναλλακτική υπόθεση (H_1). Επομένως θεωρούμε ότι τα δεδομένα δεν ακολουθούν την κανονική κατανομή και θα πραγματοποιηθεί μη παραμετρικός έλεγχος.

Για τιμή του p μεγαλύτερη του $0,05$ ($p > 0,05$), δεν απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση (H_0). Επομένως, τα δεδομένα ακολουθούν κανονική κατανομή και τα τεστ που θα διερευνήσουν την αποδοχή ή την απόρριψη των μηδενικών υποθέσεων θα είναι παραμετρικά.

Το επικρατές και το μη επικρατές άκρο είναι εξαρτημένα δείγματα γι αυτό το λόγο το παραμετρικό τεστ που χρησιμοποιήθηκε είναι το Paired Samples T-test, ενώ το μη παραμετρικό τεστ είναι το 2-Related Samples Test.

Για τη σχέση (συσχέτιση) μεταξύ των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων και των κανονικοποιημένων αποτελεσμάτων των λειτουργικών δραστηριοτήτων υπολογίστηκαν: στην περίπτωση των παραμετρικών ο συντελεστής συσχέτισης Pearson, και στην περίπτωση των μη παραμετρικών ο συντελεστής συσχέτισης Spearman.

Τέλος, χρησιμοποιήθηκε ανάλυση απλής γραμμικής παλινδρόμησης (Linear Regression) για να μελετηθεί η επίδραση που έχουν οι παράμετροι απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων της άρθρωσης του γόνατος στις $60^\circ/s$, $180^\circ/s$ και $300^\circ/s$ στις τέσσερις λειτουργικές δοκιμασίες.

Οι εξαρτημένες μεταβλητές ελέγχθηκαν αρχικά προκειμένου να εκτιμηθεί αν ακολουθούν την κανονική κατανομή μέσω Shapiro-Wilk test.

Πιο συγκεκριμένα, υπολογίστηκαν ο συντελεστής γραμμικής συσχέτισης (R) και ο συντελεστής προσδιορισμού (R^2). Η τιμή R αναφέρεται στην απόλυτη τιμή του συντελεστή γραμμικής συσχέτισης. Το R^2 ονομάζεται συντελεστής προσδιορισμού και αποτελεί το τετράγωνο του συντελεστή γραμμικής συσχέτισης. Ο συντελεστής προσδιορισμού φανερώνει το ποσοστό της μεταβλητότητας των δεδομένων που εξηγείται από το γραμμικό μοντέλο που προσαρμόσαμε. Δηλαδή, το συγκεκριμένο μοντέλο εξηγεί το ποσοστό (%) της μεταβλητότητας των μεταβλητών.

Επίσης, υπολογίστηκε η στατιστική σημαντικότητα του λόγου F. Ο έλεγχος F (βασίζεται στην F κατανομή) ελέγχει αν όλοι οι παράμετροι του μοντέλου είναι μηδέν ή αν έστω και ένας είναι διάφορος του μηδενός. Αυτό το τεστ αξιολογεί την υπόθεση ότι η πρόβλεψη είναι σημαντική ή τυχαία.

5.2. ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΜΕΤΑΞΥ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΚΑΙ Η ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΑΚΡΟΥ

5.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ

Στους Πίνακες 5.14. & 5.15. παρουσιάζεται ο παραμετρικός (paired T-test) και μη παραμετρικός έλεγχος (2-related samples test) για τις ισοκινητικές μεταβλητές (MMP/ΣΒ, ΣΕ/ΣΒ, ΜΙ/ΣΒ) της μυϊκής απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις 60°/s, 180°/s και 300°/s στο επικρατές και μη επικρατές άκρο. Βρέθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μόνο στη MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s στους άνδρες ($p = 0,025$) στις γυναίκες ($p = 0,005$) αλλά και στο σύνολο του δείγματος ($p = 0,001$) ενώ επίσης παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s στις γυναίκες ($p = 0,043$) και στο σύνολο του δείγματος ($p = 0,001$).

Πίνακας 5.14. Μη παραμετρικός έλεγχος για διαφορές των ισοκινητικών μεταβλητών στο επικρατές - μη επικρατές άκρο

μη παραμετρικός έλεγχος a. Wilcoxon Signed Ranks Test			
	Asymp. Sig. (2-tailed)		
	Σύνολο Δείγματος	Άνδρες	Γυναίκες
MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60°/s		0,826091	
MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180	0,809	0,777565	
MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300°/s		0,157811	
ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 180°/s		0,220899	
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60°/s		0,01315	
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 300°/s		0,245494	
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60°/s	0,004	0,030327	
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 180°/s	0,086	0,220899	

Πίνακας 5.15. Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου στις ισοκινητικές παραμέτρους

Έλεγχοι υποθέσεων - Διαφορές επικρατούς & μη επικρατούς		Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Τυπικό λάθος μέσου όρου	Διαστήματα εμπιστοσύνης 95%		p value
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή	
Σύνολο Δείγματος (N=26)	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60	-6,586	37,373	7,329	-21,681	8,509	0,377
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300	0,171	8,630	1,692	-3,314	3,657	0,920
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60	-11,964	15,748	3,088	-18,325	-5,604	0,001
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 180	-5,278	16,173	3,172	-11,810	1,255	0,109
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300	-1,649	11,805	2,315	-6,417	3,120	0,483
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-58,992	149,647	29,348	-119,435	1,452	0,055
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 180	-40,730	128,987	25,297	-92,829	11,369	0,120
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300	22,357	186,152	36,507	-52,831	97,546	0,546
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60	-84,176	107,848	21,151	-127,736	-40,615	0,001
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180	-57,854	190,754	37,410	-134,901	19,194	0,135
	ΣΕ/ΣΒκαμπτήρων 300	-36,551	301,055	59,042	-158,150	85,048	0,541
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-5,396	24,097	4,726	-15,128	4,337	0,264
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180	-5,255	23,839	4,675	-14,883	4,374	0,272
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300	3,777	15,371	3,015	-2,432	9,985	0,222
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300	-4,016	20,718	4,063	-12,385	4,352	0,332	
Άνδρες (N=14)	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60	-13,194	19,541	5,222	-24,477	-1,912	0,025
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 180	-5,872	19,815	5,296	-17,313	5,569	0,288
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300	-1,033	13,701	3,662	-8,944	6,878	0,782
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-66,907	172,746	46,168	-166,648	32,834	0,171
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300	17,960	166,924	44,612	-78,419	114,339	0,694
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180	-78,859	197,405	52,759	-192,837	35,119	0,159
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-3,887	24,137	6,451	-17,823	10,050	0,557
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180	-4,584	29,493	7,882	-21,612	12,445	0,571
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300	4,466	13,618	3,640	-3,397	12,329	0,242
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300	-6,917	18,196	4,863	-17,423	3,589	0,178
Γυναίκες (N=12)	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60	-10,187	23,562	6,802	-25,158	4,784	0,162
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180	-1,831	10,177	2,938	-8,297	4,635	0,546
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300	-2,463	7,279	2,101	-7,088	2,162	0,266
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60	-10,529	10,402	3,003	-17,139	-3,920	0,005
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 180	-4,584	11,380	3,285	-11,815	2,646	0,190
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300	-2,366	9,686	2,796	-8,521	3,788	0,415
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-49,757	124,323	35,889	-128,749	29,234	0,193
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 180	-18,021	78,923	22,783	-68,166	32,125	0,446
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300	27,488	213,945	61,761	-108,446	163,422	0,665
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60	-76,373	115,934	33,467	-150,034	-2,712	0,043
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180	-33,347	188,222	54,335	-152,938	86,243	0,552
	ΣΕ/ΣΒκαμπτήρων 300	20,793	355,255	102,553	-204,925	246,511	0,843
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60	-7,155	24,997	7,216	-23,038	8,727	0,343
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180	-6,038	16,197	4,676	-16,329	4,254	0,223
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300	2,973	17,790	5,136	-8,331	14,276	0,574
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60	-8,325	13,711	3,958	-17,037	0,386	0,059
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300	-0,632	23,687	6,838	-15,682	14,418	0,928	

5.2.2. ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ ΚΑΜΠΗΡΩΝ ΕΚΤΕΙΝΟΝΤΩΝ
ΣΤΙΣ 60°/s, 180°/s, 300°/s

Στους Πίνακες 5.16. & 5.17. παρουσιάζεται ο παραμετρικός (paired t - Test) και μη παραμετρικός έλεγχος (2-related samples test) για τις μεταβλητές του χρόνου επιτάχυνσης επιβράδυνσης καμπήρων εκτεινόντων μυών του γόνατος στις 60°/s, 180°/s 300°/s. Δεν υπάρχουν διαφορές σε αυτές τις μεταβλητές στο επικρατές και μη επικρατές άκρο. Από τη στιγμή που δεν υπάρχουν διαφορές θα χρησιμοποιηθούν μόνο τα αποτελέσματα του ενός άκρου (επικρατούς) για έλεγχο συσχέτισεων.

Πίνακας 5.16. Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως προς το χρόνο Επιτάχυνσης - Επιβράδυνσης

Έλεγχι υποθέσεων - Διαφορές επικρατούς & μη επικρατούς		Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Τυπικό λάθος μέσου όρου	Διαστήματα εμπιστοσύνης 95%		p value
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή	
Σύνολο Δείγματος (N=26)	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 60	0,769	98,303	19,279	-38,936	40,474	0,968
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 180	6,923	20,153	3,952	-1,217	15,063	0,092
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 180	4,231	32,394	6,353	-8,854	17,315	0,512
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 300	0	18,547	3,637	-7,491	7,491	1
Άνδρες (N=14)	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Ε 60	17,857	61,165	16,347	-17,459	53,173	0,295
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 60	-2,143	101,389	27,097	-60,683	56,397	0,938
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 180	5,714	22,775	6,087	-7,435	18,864	0,365
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Ε 180	-7,857	37,040	9,899	-29,244	13,529	0,442
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 180	-2,143	40,226	10,751	-25,369	21,083	0,845
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Ε 300	0,714	15,424	4,122	-8,191	9,620	0,865
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 300	10,714	19,000	5,078	-0,256	21,684	0,055
Γυναίκες (N=12)	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Ε 60	-7,5	72,378	20,894	-53,487	38,487	0,726
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 60	4,167	98,945	28,563	-58,700	67,033	0,887
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 180	8,333	17,495	5,050	-2,782	19,449	0,127
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Ε 180	-0,833	23,533	6,793	-15,785	14,119	0,905
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 180	11,667	18,990	5,482	-0,399	23,732	0,057
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 300	-0,833	22,344	6,450	-15,030	13,363	0,900
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 300	1,667	19,462	5,618	-10,699	14,033	0,772

Ε=εκτεινόντες; Κ= Καμπήρες

Πίνακας 5.17. 2-Related samples test για διαφορές επικρατούς - μη επικρατούς άκρου ως προς το χρόνο Επιτάχυνσης - Επιβράδυνσης

μη παραμετρικός έλεγχος a. Wilcoxon Signed Ranks Test			
	Asymp. Sig. (2-tailed)		
	Συνολικό Δείγμα	Άνδρες	Γυναίκες
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 60	0,182	0,857	0,072
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) K 60	0,665	0,492	0,887
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) E 600	0,619	0,257	
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 180	0,632	0,495	0,863
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) E180	0,648		
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 300	0,455	0,796	0,427
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) E 300	0,824	0,809	0,587
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) K 300	0,125		

E=εκτεινόντες; K= Καμπτήρες

5.2.3. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ – ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Οι Πίνακες 5.18. & 5.19. παρουσιάζουν τις διαφορές επικρατούς - μη επικρατούς για το ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και το IROM για τους άνδρες, τις γυναίκες και το σύνολο του δείγματος. Οι μόνες διαφορές που βρέθηκαν ήταν στους άνδρες στο ROM επιτάχυνσης καμπτήρων ($p= 0,019$) και επιβράδυνσης εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ($p= 0,048$) και στις γυναίκες στο ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στις $180^\circ/s$ ($p= 0,0496$). Τέλος, στο σύνολο του δείγματος βρέθηκαν διαφορές στο ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ($p= 0,032$) και καμπτήρων στις $300^\circ/s$ ($p= 0,048$).

Πίνακας 5.18. Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου για το ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και IROM

Έλεγχοι υποθέσεων - Διαφορές επικρατούς & μη επικρατούς		Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Τυπικό λάθος μέσου όρου	Διαστήματα εμπιστοσύνης 95%		p value
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή	
Σύνολο Δείγματος (N=26)	IROM (°) Κ 300	-6,808	17,440	3,420	-13,852	0,237	0,058
	IROM (°) Ε 300	2,769	15,467	3,033	-3,478	9,016	0,370
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 180	0,000	3,878	0,761	-1,566	1,566	1,000
Άνδρες (N=14)	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 180	0,286	3,221	0,861	-1,574	2,145	0,745
	IROM (°) Ε 300	4,714	15,409	4,118	-4,183	13,611	0,273
	IROM (°) Κ 300	-9,214	16,306	4,358	-18,629	0,200	0,054
Γυναίκες (N=12)	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 180	-0,333	4,658	1,345	-3,293	2,626	0,809
	IROM (°) Ε 300	0,500	15,895	4,588	-9,599	10,599	0,915
	IROM (°) Κ 300	-4,000	19,002	5,486	-16,074	8,074	0,481

Ε=εκτείνοντες; Κ=καμπτήρες

Πίνακας 5.19. Μη παραμετρικός έλεγχος για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς άκρου για το ROM επιτάχυνσης, επιβράδυνσης και IROM

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

Wilcoxon Signed Ranks Test	Asymp. Sig. (2-tailed)		
	Άνδρες	Γυναίκες	Σύνολο δείγματος
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Ε 60	1	0,566	0,621
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Ε 180	0,832	0,050	0,244
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Ε 300	0,555	0,759	0,807
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 60	0,019	0,944	0,116
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 180	0,140	0,478	0,482
IROM (°) Ε 60	0,682	0,646	0,557
IROM (°) Ε 180	0,504	0,624	0,858
IROM (°) Κ 60	0,176	0,888	0,305
IROM (°) Κ 180	0,637	0,238	0,232
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Ε 60	0,048	0,172	0,032
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Ε 180	0,753	0,878	0,987
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Ε 300	0,330	0,824	0,618
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 60	0,831	0,132	0,248
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 180	0,160	0,280	0,074
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 300	0,086	0,285	0,048

Ε=εκτείνοντες; Κ=καμπτήρες

5.2.4. ANTOXH

Στον πίνακα 5.20. παρουσιάζονται οι διαφορές επικρατούς και μη επικρατούς άκρου ως προς την αντοχή στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s.

Πίνακας 5.20. Paired T-tests για διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως προς την αντοχή στις 300°/s

Έλεγχοι υποθέσεων - Διαφορές επικρατούς & μη επικρατούς		Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Τυπικό λάθος μέσου όρου	Διαστήματα εμπιστοσύνης 95%		p value
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή	
Σύνολο Δείγματος (N=26)	Εκτείνοντες	-0,018	0,076	0,015	-0,049	0,013	0,244
	Καμπτήρες	-0,002	0,150	0,029	-0,063	0,058	0,940
Άνδρες (N=14)	Εκτείνοντες	-0,014	0,084	0,023	-0,062	0,035	0,552
	Καμπτήρες	0,017	0,140	0,037	-0,064	0,098	0,656
Γυναίκες (N=12)	Εκτείνοντες	-0,023	0,069	0,020	-0,067	0,021	0,280
	Καμπτήρες	-0,025	0,164	0,047	-0,129	0,079	0,612

Τα Paired T-tests ($p < 0,05$) δεν έδειξαν διαφορές μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς ως προς την αντοχή σε καμπτήρες και εκτείνοντες σε όλο το δείγμα αλλά και ξεχωριστά σε άνδρες και γυναίκες. Γι αυτό το λόγο μόνο τα αποτελέσματα από το ένα άκρο (επικρατές άκρο) χρησιμοποιήθηκαν για τη μελέτη της συσχέτισης.

5.2.5. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ

Στους Πίνακες 5.21. & 5.22. παρουσιάζεται ο παραμετρικός (paired T-test) και μη παραμετρικός έλεγχος (2-related samples test) για τις λειτουργικές δοκιμασίες καμπτήρων εκτεινόντων μυών του γόνατος στις 60°/s, 180°/s και 300°/s στο επικρατές και μη επικρατές άκρο. Δεν υπάρχουν διαφορές στις λειτουργικές μεταξύ των δύο άκρων εκτός από το ΤΜΑΑ/ΣΒ στις γυναίκες ($p = 0,041$) και το ΤΜΑΑ στο σύνολο του δείγματος ($p = 0,027$) στο επικρατές και μη επικρατές άκρο. Από τη στιγμή που δεν υπάρχουν διαφορές θα χρησιμοποιηθούν μόνο τα αποτελέσματα του ενός άκρου (επικρατούς) για τη διερεύνηση της ύπαρξης συσχετίσεων.

Πίνακας 5.21. Paired T-tests για τις διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς στις λειτουργικές δοκιμασίες

Έλεγχοι υποθέσεων - Διαφορές επικρατούς & μη επικρατούς		Μέσος όρος	Τυπική απόκλιση	Τυπικό λάθος μέσου όρου	Διαστήματα εμπιστοσύνης 95%		p value
					Ελάχιστη τιμή	Μέγιστη τιμή	
Σύνολο Δείγματος (N=26)	MAA	2,572	37,507	7,356	-12,577	17,722	0,730
	TMAA	-53,875	116,811	22,909	-101,056	-6,694	0,027
	MAX	0,157	0,469	0,092	-0,032	0,346	0,100
	ΜΒΣ	-0,692	7,546	1,480	-3,740	2,356	0,644
Άνδρες (N=14)	MAA	13,050	46,388	12,398	-13,734	39,833	0,312
	MAX	0,097	0,471	0,126	-0,175	0,368	0,456
	ΠΒΣ	0,286	7,216	1,928	-3,880	4,452	0,884
Γυναίκες (N=12)	MAA	-9,652	18,747	5,412	-21,563	2,260	0,102
	TMAA	-72,164	108,043	31,189	-140,812	-3,517	0,041
	MAX	0,227	0,477	0,138	-0,076	0,530	0,127
	ΜΒΣ	-1,833	8,077	2,332	-6,965	3,299	0,448

MAA/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); TMAA/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); MAX/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

Πίνακας 5.22. 2-Related samples test για
διαφορές επικρατούς- μη επικρατούς ως τις
λειτουργικές δοκιμασίες

μη παραμετρικός έλεγχος a. Wilcoxon Signed Ranks Test	
	Asymp. Sig. (2-tailed)
	Άνδρες
TMAA/ΣΒ	0,300

TMAA/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%);

5.3. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΙΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΜΕ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ

5.3.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

Ο πίνακας 5.23. παρουσιάζει τις συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων της MMP,ΣΕ και ΜΙ στις 60°/s για το επικρατές και μη επικρατές άκρο.

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ στις 60°/s παρουσιάζει θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,409$, $p = 0,037$) και καμπτήρων ($r = 0,39$, $p = 0,048$) αλλά και ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,489$, $p = 0,011$). Θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις παρουσιάζει με ΣΕ/ΣΒ σε καμπτήρες ($r = 0,547$, $p = 0,003$) και εκτεινόντες ($r = 0,575$, $p = 0,002$) αλλά και με ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,556$, $p = 0,003$). Καμία συσχέτιση με ισοκινητικές παραμέτρους απόδοσης του μη επικρατούς άκρου.

Η λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ στις 60°/s παρουσιάζει θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,348$, $p = 0,080$) στο επικρατές και ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων στο μη επικρατές ($r = 0,433$, $p = 0,027$). Θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις παρουσιάζει με MMP/ΣΒ ($r = 0,582$, $p = 0,001$) καμπτήρων και ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,592$, $p = 0,001$). Η ΤΜΑΑ/ΣΒ στο μη επικρατές παρουσιάζει θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,589$, $p = 0,001$) και εκτεινόντων ($r = 0,549$, $p = 0,003$), ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,623$, $p < 0,05$) και εκτεινόντων(ΕΙΝΑΙ ΉΠΙΕΣ) ($r = 0,433$, $p = 0,027$) και ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,571$, $p = 0,002$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΧ/ΣΒ στις 60°/s παρουσιάζει αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,48$, $p = 0,012$) και εκτεινόντων ($r = -0,468$, $p = 0,015$) στο επικρατές άκρο και αρνητική ήπια συσχέτιση με ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων στο μη επικρατές ($r = -0,422$, $p = 0,031$). Αρνητικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις παρουσιάζει με MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,548$, $p = 0,003$) και εκτεινόντων ($r = -0,512$, $p = 0,007$) και ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,653$, $p < 0,05$) και εκτεινόντων ($r = -0,524$, $p = 0,006$) στο επικρατές άκρο.

Η λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ δεν συσχετίζεται με καμία από τις ισοκινητικές παραμέτρους είτε στο επικρατές είτε στο μη επικρατές στις 60°/s ($r = 0,011$ έως $r = 0,125$).

Πίνακας 5.23. Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 60°/s για το επικρατές - μη επικρατές άκρο

60°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
ΜΜΡ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,409	0,351	-0,512	0,096
	Sig. (2-tailed)	0,038	0,078	0,008	0,642
ΜΜΡ/ΣΒ καμπτήρων 60	Pearson Correlation	0,390	0,582	-0,548	0,098
	Sig. (2-tailed)	0,049	0,002	0,004	0,633
ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,547	0,349	-0,468	0,120
	Sig. (2-tailed)	0,004	0,081	0,016	0,561
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60	Pearson Correlation	0,575	0,394	-0,480	0,150
	Sig. (2-tailed)	0,002	0,047	0,013	0,465
ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,556	0,592	-0,524	0,132
	Sig. (2-tailed)	0,003	0,001	0,006	0,519
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60	Spearman's Correlation	0,489	0,292	-0,653	0,203
	Sig. (2-tailed)	0,011	0,147	0,000	0,321
60°/s μη επικρατές					
ΜΜΡ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,231	0,549	-0,334	0,094
	Sig. (2-tailed)	0,256	0,004	0,095	0,647
ΜΜΡ/ΣΒ καμπτήρων 60	Pearson Correlation	0,231	0,589	-0,366	0,048
	Sig. (2-tailed)	0,256	0,002	0,066	0,815
ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,284	0,623	-0,148	0,011
	Sig. (2-tailed)	0,160	0,001	0,472	0,958
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60	Pearson Correlation	0,362	0,705	-0,327	0,065
	Sig. (2-tailed)	0,069	0,000	0,103	0,753
ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60	Pearson Correlation	0,243	0,433	-0,267	0,083
	Sig. (2-tailed)	0,232	0,027	0,188	0,688
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60	Spearman's Correlation	0,307	0,571	-0,422	0,125
	Sig. (2-tailed)	0,127	0,002	0,032	0,543

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

Ο πίνακας 5.24. παρουσιάζει τις συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων ΜΡ,ΣΕ και ΜΙ στις 180°/s για το επικρατές άκρο.

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ στις 180°/s παρουσιάζει θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με ΜΜΡ/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,448$, $p = 0,021$) και ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,462$, $p = 0,0175$) Θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις παρουσιάζει ΣΕ/ΣΒ ($r = 0,56$, $p = 0,002$) και ΜΙ/ΣΒ στους καμπτήρες ($r = 0,51$, $p = 0,007$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ στις 180°/s παρουσιάζει θετική ήπια συσχέτιση με ΣΕ/ΣΒ ($r = 0,446$, $p = 0,0225$) και ΜΙ/ΣΒ($r = 0,462$, $p = 0,017$) εκτεινόντων θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις παρουσιάζει με MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,689$, $p < 0,05$) και εκτεινόντων ($r = 0,523$, $p = 0,006$), ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,56$, $p = 0,002$) και ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,51$, $p = 0,007$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΧ/ΣΒ στις 180°/s παρουσιάζει αρνητικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ καμπτηρων ($r = -0,529$, $p = 0,005$) και εκτεινόντων ($r = -0,612$, $p < 0,05$) ΣΕ/ΣΒ καμπτηρων ($r = -0,511$, $p = 0,007$) και εκτεινόντων ($r = -0,598$, $p = 0,001$) και ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,583$, $p = 0,001$) και εκτεινόντων ($r = -0,585$, $p = 0,001$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ δεν συσχετίζεται με καμία από τις ισοκινητικές παραμέτρους στο επικρατές άκρο στις 180°/s ($r = 0,021$ έως $r = 0,190$).

Πίνακας 5.24. Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 180°/s για το επικρατές άκρο.

180°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180	Spearman's Correlation	0,448	0,523	-0,612	-0,025
	Sig. (2-tailed)	0,022	0,006	0,001	0,904
MMP/ΣΒ καμπτήρων 180	Pearson Correlation	0,357	0,689	-0,529	0,178
	Sig. (2-tailed)	0,073	0,000	0,005	0,385
ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 180	Pearson Correlation	0,352	0,446	-0,598	0,056
	Sig. (2-tailed)	0,078	0,022	0,001	0,787
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180	Pearson Correlation	0,560	0,577	-0,511	0,190
	Sig. (2-tailed)	0,003	0,002	0,008	0,352
ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180	Pearson Correlation	0,462	0,567	-0,585	0,021
	Sig. (2-tailed)	0,018	0,003	0,002	0,917
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 180	Spearman's Correlation	0,510	0,579	-0,583	0,170
	Sig. (2-tailed)	0,008	0,002	0,002	0,405

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πιλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

Ο πίνακας 5.25. παρουσιάζει τις στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων ΜΡ,ΣΕ και ΜΙ στις 300°/s για το επικρατές άκρο.

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ στις 300°/s παρουσιάζει θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,401$, $p = 0,0424$) και ΜΙ/ΣΩ καμπτήρων ($r = 0,446$, $p = 0,022$). Θετική Μέτριες έως καλές συσχέτιση παρουσιάζει με ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,552$, $p = 0,003$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ στις 300°/s συσχετίζεται με όλες τις παραμέτρους σε καμπτήρες και εκτεινόντες. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάζει θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,618$, $p = 0,0007$) και εκτεινόντων ($r = 0,553$, $p = 0,003$) ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,573$, $p = 0,002$) και εκτεινόντων ($r = 0,515$, $p = 0,007$) ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = 0,543$, $p = 0,004$) και εκτεινόντων ($r = 0,532$, $p = 0,005$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΧ/ΣΒ στις 300°/s συσχετίζεται με όλες τις παραμέτρους σε καμπτήρες και εκτεινόντες. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάζει αρνητικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,657$, $p < 0,05$) και εκτεινόντων ($r = -0,562$, $p = 0,002$) ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,565$, $p = 0,002$) και εκτεινόντων ($r = -0,529$, $p = 0,005$) ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων ($r = -0,636$, $p < 0,05$) και εκτεινόντων ($r = -0,538$, $p = 0,004$).

Η λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ δεν συσχετίζεται με καμία από τις ισοκινητικές παραμέτρους στο επικρατές άκρο στις 300°/s ($r = 0,532$ έως $r = 0,225$).

Πίνακας 5.25. Συσχετίσεις των κανονικοποιημένων ισοκινητικών παραμέτρων στις 300°/s για το επικρατές άκρο με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης.

300°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300	Pearson Correlation	0,323	0,553	-0,562	0,029
	Sig. (2-tailed)	0,107	0,003	0,003	0,887
MMP/ΣΒ καμπτήρων 300	Pearson Correlation	0,401	0,618	-0,657	0,225
	Sig. (2-tailed)	0,042	0,001	0,000	0,268
ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300	Pearson Correlation	0,255	0,515	-0,529	-0,087
	Sig. (2-tailed)	0,208	0,007	0,005	0,672
ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 300	Pearson Correlation	0,552	0,573	-0,565	0,188
	Sig. (2-tailed)	0,003	0,002	0,003	0,357
ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300	Pearson Correlation	0,178	0,532	-0,538	-0,109
	Sig. (2-tailed)	0,384	0,005	0,005	0,596
ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300	Pearson Correlation	0,446	0,543	-0,636	0,121
	Sig. (2-tailed)	0,022	0,004	0,000	0,557

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πιλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min)

5.3.2. ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Οι πίνακες 5.26.-5.28. παρουσιάζουν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος και των τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος. Συγκεκριμένα, βρέθηκαν αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ του χρόνου επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s και των λειτουργικών δοκιμασιών ΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,440$, $p = 0,025$) και ΤΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,489$, $p = 0,011$) και επίσης αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ χρόνου επιβράδυνσης καμπτήρων στις 60°/s με τη δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,418$, $p = 0,033$). Στις 180°/s βρέθηκαν θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ χρόνου επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 180°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,705$, $p < 0,05$) και θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις χρόνου επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,627$, $p = 0,001$). Τέλος, στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s βρέθηκαν θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ χρόνου επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,588$, $p = 0,002$) και θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις χρόνου επιτάχυνσης καμπτήρων στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,547$, $p = 0,004$). Η δοκιμασία ΠΒΣ δεν εμφανίζει στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με το χρόνο επιτάχυνσης – επιβράδυνσης στις 60°/s ($r = 0,008$ έως $r = 0,178$), 180°/s ($r = 0,017$ έως $r = 0,235$) και 300°/s ($r = 0,052$ έως $r = 0,134$).

Πίνακας 5.26.Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 60°/s με τις λειτουργικές

60°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Ε 60	Spearman's Correlation	0,100	0,032	-0,005	0,071
	Sig. (2-tailed)	0,626	0,875	0,981	0,732
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 60	Spearman's Correlation	-0,440	-0,489	0,221	-0,178
	Sig. (2-tailed)	0,025	0,011	0,277	0,385
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Ε 60	Spearman's Correlation	-0,119	-0,220	0,301	-0,008
	Sig. (2-tailed)	0,562	0,280	0,135	0,969
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ 60	Pearson Correlation	-0,112	-0,418	0,061	0,065
	Sig. (2-tailed)	0,585	0,033	0,766	0,754

ΜΑΑ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); Ε=Εκτεινόντες; Κ=Καμπτήρες

Πίνακας 5.27. Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 180°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης για το επικρατές άκρο

180°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 180	Spearman's Correlation	-0,073	-0,128	0,705	0,017
	Sig. (2-tailed)	0,723	0,532	0,000	0,933
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 180	Pearson Correlation	-0,127	-0,130	0,627	-0,151
	Sig. (2-tailed)	0,535	0,528	0,001	0,460
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) E180	Spearman's Correlation	0,144	0,233	-0,158	0,235
	Sig. (2-tailed)	0,481	0,252	0,442	0,248
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ180	Pearson Correlation	0,177	-0,067	-0,135	0,063
	Sig. (2-tailed)	0,386	0,744	0,510	0,761

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); E=Εκτείνοντες; Κ=Καμπτήρες

Πίνακας 5.28. Συσχετίσεις του χρόνου επιτάχυνσης- επιβράδυνσης στις 300°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης για το επικρατές άκρο

300°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΣΒ	ΤΜΑΑ/ΣΒ	ΜΑΧ/ΣΒ	ΠΒΣ
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 300	Spearman's Correlation	-0,059	0,193	0,588	0,102
	Sig. (2-tailed)	0,773	0,345	0,002	0,621
Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 300	Pearson Correlation	-0,039	-0,218	0,547	-0,052
	Sig. (2-tailed)	0,850	0,285	0,004	0,802
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) E300	Spearman's Correlation	0,201	0,350	-0,191	0,098
	Sig. (2-tailed)	0,324	0,080	0,349	0,634
Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) Κ300	Spearman's Correlation	0,241	-0,031	0,340	0,134
	Sig. (2-tailed)	0,236	0,880	0,090	0,515

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); E=Εκτείνοντες; Κ=Καμπτήρες

5.3.3. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ - ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Οι πίνακες 5.29. – 5.31. παρουσιάζουν συσχετίσεις του ROM επιτάχυνσης - επιβράδυνσης και IROM με τις λειτουργικές δοκιμασίες στο επικρατές και επικρατές άκρο στις γωνιακές ταχύτητες των 60°/s, 180°/s και 300°/s. Συγκεκριμένα, βρέθηκαν αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ IROM εκτεινόντων στις 60°/s και του ΤΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,388$, $p = 0,050$) και θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s και της λειτουργικής δοκιμασίας ΠΒΣ ($r = 0,447$, $p = 0,022$). Καμία συσχέτιση δεν βρέθηκε μεταξύ λειτουργικών δοκιμασιών και μη επικρατούς άκρου στις 60°/s.

Στη γωνιακή ταχύτητα των 180°/s βρέθηκαν αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s και του ΤΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,405$, $p = 0,040$) αλλά και θετικές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις του με τη λειτουργική ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,396$, $p = 0,045$). Αρνητικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ IROM εκτεινόντων στις 180°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = -0,463$, $p = 0,017$), θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 180°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,630$, $p = 0,001$), θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ IROM καμπτήρων στις 180°/s και ΜΑΑ/ΣΒ ($r = 0,595$, $p = 0,001$) και αρνητικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιβράδυνσης καμπτήρων στις 180°/s και ΜΑΑ/ΣΒ ($r = -0,530$, $p = 0,005$). Καμία συσχέτιση δεν βρέθηκε μεταξύ λειτουργικών δοκιμασιών και μη επικρατούς άκρου.

Τέλος στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s βρέθηκαν θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,469$, $p = 0,016$), θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιβράδυνσης καμπτήρων και ΜΑΑ/ΣΒ ($r = 0,396$, $p = 0,045$) και αρνητική ήπια συσχέτιση μεταξύ IROM καμπτήρων στις 300°/s και του ΠΒΣ ($r = -0,456$, $p = 0,019$). Επίσης, θετικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιβράδυνσης καμπτήρων στις 300°/s και ΠΒΣ ($r = 0,581$, $p = 0,002$). Στο μη επικρατές άκρο βρέθηκαν αρνητικές μέτριες έως καλές στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,528$, $p = 0,006$) και θετικές ήπιες στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,441$, $p = 0,024$).

Πίνακας 5.29. Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 60°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης

60°/s επικρατές		ΜΑΑ/ΒΣ	ΤΜΑΑ/ΒΣ	ΜΑΧ/ΒΣ	ΠΒΣ
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	-0,056	0,128	0,153	0,031
		0,787	0,534	0,456	0,882
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	0,143	-0,025	0,337	-0,065
		0,486	0,902	0,093	0,753
IROM (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	-0,114	-0,388	0,226	-0,198
		0,578	0,050	0,268	0,333
IROM (°) Κ 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	-0,253	-0,330	0,078	0,091
		0,212	0,099	0,707	0,659
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	0,057	0,193	0,128	0,447
		0,781	0,345	0,533	0,022
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 60	Spearman's Correlation Sig. (2-tailed)	-0,087	0,163	-0,106	-0,071
		0,671	0,426	0,606	0,732
60°/s μη επικρατές					
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	-0,062	-0,211	0,177	-0,202
		0,765	0,300	0,387	0,322
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) Κ 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	0,067	-0,040	0,104	0,009
		0,744	0,847	0,614	0,965
IROM (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	0,030	0,075	0,040	-0,079
		0,885	0,718	0,847	0,702
IROM (°) Κ 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	-0,136	-0,111	0,356	-0,171
		0,507	0,588	0,074	0,403
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Ε 60	Pearson Correlation Sig. (2-tailed)	0,085	-0,046	-0,045	0,102
		0,681	0,824	0,827	0,619
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 60	Spearman's Correlation Sig. (2-tailed)	0,149	0,104	-0,228	0,270
		0,468	0,615	0,263	0,182

ΜΑΑ/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΤΜΑΑ/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); ΜΑΧ/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); Ε=Εκτείνοντες; Κ=Καμπτήρες

Πίνακας 5.30. Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 180°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης

180°/s επικρατές		MAA	TMAA	MAX	ΠΒΣ
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 180	Spearman's Correlation	0,082	-0,207	0,630	0,117
	Sig. (2-tailed)	0,690	0,311	0,001	0,569
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 180	Pearson Correlation	-0,352	-0,405	0,396	-0,316
	Sig. (2-tailed)	0,078	0,040	0,045	0,115
IROM (°) E 180	Pearson Correlation	0,173	0,258	-0,463	0,012
	Sig. (2-tailed)	0,398	0,204	0,017	0,952
IROM (°) K 180	Pearson Correlation	0,595	0,210	-0,220	0,314
	Sig. (2-tailed)	0,001	0,304	0,280	0,118
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) E 180	Pearson Correlation	-0,156	-0,278	0,225	0,043
	Sig. (2-tailed)	0,448	0,169	0,268	0,836
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) K 180	Spearman's Correlation	-0,530	-0,083	-0,126	-0,183
	Sig. (2-tailed)	0,005	0,686	0,539	0,371
180 μη επικρατές					
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 180	Spearman's Correlation	-0,055	-0,206	0,169	0,037
	Sig. (2-tailed)	0,791	0,312	0,410	0,859
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 180	Pearson Correlation	-0,051	-0,338	0,275	-0,014
	Sig. (2-tailed)	0,805	0,091	0,174	0,948
IROM (°) E 180	Pearson Correlation	0,100	-0,038	-0,229	-0,002
	Sig. (2-tailed)	0,626	0,854	0,262	0,991
IROM (°) K 180	Pearson Correlation	0,259	0,262	-0,332	-0,066
	Sig. (2-tailed)	0,202	0,195	0,097	0,749
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) E 180	Pearson Correlation	0,158	0,262	0,173	0,203
	Sig. (2-tailed)	0,440	0,196	0,398	0,319
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) K 180	Spearman's Correlation	-0,298	-0,082	-0,057	0,180
	Sig. (2-tailed)	0,139	0,689	0,783	0,380

MAA/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); TMAA/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); MAX/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); E=Εκτεινόντες; K=Καμπτήρες

Πίνακας 5.31. Συσχετίσεις ROM φάσης επιτάχυνσης- επιβράδυνσης και IROM στις 300°/s με τις λειτουργικές δοκιμασίες απόδοσης

300°/s επικρατές		MAA	TMAA	MAX	ΠΒΣ
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 300	Pearson Correlation	-0,106	-0,035	0,359	0,060
	Sig. (2-tailed)	0,607	0,866	0,071	0,772
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 300	Pearson Correlation	-0,192	-0,337	0,469	0,007
	Sig. (2-tailed)	0,347	0,092	0,016	0,972
IROM (°) E 300	Pearson Correlation	-0,071	0,044	-0,152	0,035
	Sig. (2-tailed)	0,730	0,832	0,460	0,867
IROM (°) K 300	Pearson Correlation	-0,238	-0,095	-0,152	-0,456
	Sig. (2-tailed)	0,242	0,643	0,458	0,019
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) E 300	Pearson Correlation	0,087	-0,099	0,120	-0,133
	Sig. (2-tailed)	0,673	0,629	0,561	0,518
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) K 300	Pearson Correlation	0,396	0,279	-0,087	0,581
	Sig. (2-tailed)	0,045	0,167	0,672	0,002
300°/s μη επικρατές					
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 300	Pearson Correlation	-0,287	-0,211	0,528	-0,013
	Sig. (2-tailed)	0,156	0,300	0,006	0,948
ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 300	Pearson Correlation	0,044	0,284	0,441	-0,028
	Sig. (2-tailed)	0,832	0,159	0,024	0,894
IROM (°) E 300	Pearson Correlation	0,143	-0,031	-0,348	-0,224
	Sig. (2-tailed)	0,487	0,880	0,081	0,271
IROM (°) K 300	Pearson Correlation	0,005	-0,311	-0,163	-0,103
	Sig. (2-tailed)	0,979	0,122	0,428	0,616
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) E 300	Pearson Correlation	-0,014	0,082	0,121	0,243
	Sig. (2-tailed)	0,944	0,692	0,557	0,232
ROM φάσης επιβράδυνσης (°) K 300	Pearson Correlation	0,088	0,263	0,054	0,205
	Sig. (2-tailed)	0,668	0,194	0,795	0,314

MAA/ΣΒ= Μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); TMAA/ΣΒ=Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση/ΣΒ (%); MAX/ΣΒ=Μονοποδικό άλμα για χρόνο/ΣΒ (%); ΠΒΣ=Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (reps/min); E=Εκτεινόντες; K=Καμπτήρες

5.3.4. ANTOXH ΣΤΙΣ 300°/s

Ο πίνακας 5.32. παρουσιάζει τις συσχετίσεις μεταξύ των τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών και της αντοχής στις 300°/s. Βρέθηκε μόνο μια θετική ήπια συσχέτιση ($r = 0,428$, $p = 0,029$) μεταξύ της δοκιμασίας MAA και της αντοχής των εκτεινόντων στις 300°/s και επίσης μια θετική μέτρια έως καλή στατιστικά σημαντική συσχέτιση ($r = 0,547$, $p = 0,004$) μεταξύ αντοχής καμπτήρων και της λειτουργικής δοκιμασίας MAX. Καμία άλλη στατιστικά σημαντική συσχέτιση δεν βρέθηκε.

Πίνακας 5.32. Συσχετίσεις αντοχής στις 300°/s με λειτουργικές δραστηριότητες

Αντοχή στις 300°/s		ΜΑΑ	ΤΜΑΑ	ΜΑΧ	ΠΒΣ
Εκτεινόντες	Pearson Correlation	0,428	0,066	0,116	0,329
	Sig. (2-tailed)	0,029	0,748	0,572	0,100
Καμπτήρες	Pearson Correlation	-0,039	-0,218	0,547	-0,052
	Sig. (2-tailed)	0,850	0,285	0,004	0,802

5.4. ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΗΣΗΣ (ΑΠΛΗ ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΗΣΗ- LINEAR REGRESSION)

5.4.1. ΜΟΝΟΠΟΛΙΚΟ ΑΜΑΜ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ/ ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (ΜΑΑ/ΣΒ)

Ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης απλής γραμμικής παλινδρόμησης (ΑΓΠ) υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,167$, $F = 4,823$, $p = 0,038$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = 2,196$, $p = 0,038$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,354 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 15,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,152$, $F = 4,318$, $p = 0,049$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ($t = 2,078$, $p = 0,049$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης της ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,468 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 29,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,299$, $F = 10,234$, $p = 0,004$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = 3,199$, $p = 0,004$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,091 μονάδες.

Όσον αφορά το τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 33,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,330$, $F = 11,829$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60 ($t = 3,439$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,115 μονάδες.

Όσον αφορά το πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,309$, $F = 10,718$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = 3,274$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,715 μονάδες.

Το έκτο μοντέλο και το έβδομο μοντέλο δεν είναι στατιστικά σημαντικά μοντέλα.

Όσον αφορά το όγδοο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 31,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,313$, $F = 10,944$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 3,308$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180 το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,070 μονάδες.

Όσον αφορά το ένατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 21,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,213$, $F = 6,507$, $p = 0,018$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = 2,551$, $p = 0,018$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,354 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 19,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,192$, $F = 5,701$, $p = 0,025$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 2,388$, $p = 0,025$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180 το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,059 μονάδες.

Όσον αφορά το ενδέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,1% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,161$, $F = 4,595$, $p = 0,042$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 2,144$, $p = 0,042$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,826 μονάδες.

Όσον αφορά το δωδέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,4% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,304$, $F = 10,499$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,240$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,046 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 19,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,199$, $F = 5,954$, $p = 0,022$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300 ($t = 2,440$, $p = 0,022$) (Πίνακας 5.33.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s , το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,497 μονάδες

Πίνακας 5.33. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	Std. Error	t	Sig.
1	(Constant)	0,409	0,167	4,823	0,038	101,383	42,076	2,410	0,024
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60					0,354	0,161	2,196	0,038
2	(Constant)	0,390	0,152	4,318	0,049	127,811	31,952	4,000	0,001
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60					0,468	0,225	2,078	0,049
3	(Constant)	0,547	0,299	10,234	0,004	75,818	37,063	2,046	0,052
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60					0,091	0,028	3,199	0,004
4	(Constant)	0,575	0,330	11,829	0,002	103,227	26,774	3,855	0,001
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60					0,115	0,033	3,439	0,002
5	(Constant)	0,556	0,309	10,718	0,003	74,741	36,560	2,044	0,052
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60					0,715	0,218	3,274	0,003
6	(Constant)	0,354	0,126	3,448	0,076	182,985	9,277	19,725	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60					0,065	0,035	1,857	0,076
7	(Constant)	0,218	0,048	1,197	0,285	156,306	33,852	4,617	0,000
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180					0,195	0,178	1,094	0,285
8	(Constant)	0,560	0,313	10,944	0,003	118,658	23,301	5,092	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,070	0,021	3,308	0,003
9	(Constant)	0,462	0,213	6,507	0,018	89,086	41,118	2,167	0,040
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180					0,354	0,139	2,551	0,018
10	(Constant)	0,438	0,192	5,701	0,025	179,014	9,341	19,165	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,059	0,025	2,388	0,025
11	(Constant)	0,401	0,161	4,595	0,042	127,491	31,168	4,090	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300					0,826	0,385	2,144	0,042
12	(Constant)	0,552	0,304	10,499	0,003	123,928	22,210	5,580	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 300					0,046	0,014	3,240	0,003
13	(Constant)	0,446	0,199	5,954	0,022	138,548	23,246	5,960	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300					0,497	0,204	2,440	0,022

E=εκτεινοντες; K=καμπτήρες

Χρόνος Επιτάχυνσης- επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 18,8% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,188$, $F = 5,551$, $p = 0,027$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s ($t = -2,356$, $p = 0,027$) (Πίνακας 5.34) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο Χρόνο

Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,691 μονάδες.

Πίνακας 5.34. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	Std. Error	t	Sig.
1	(Constant)	0,433	0,188	5,551	0,027	224,689	15,695	14,316	0,000
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) Κ 60					-0,691	0,293	-2,356	0,027

Κ=καμπτήρες

ROM επιτάχυνσης- επιβράδυνσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το IROM των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,4% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,164$, $F = 4,709$, $p = 0,040$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το IROM των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 2,170$, $p = 0,040$) (Πίνακας 5.35.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο IROM των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 1,220 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM της φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ως στατιστικά σημαντικό προγνωστικό παράγοντα εξηγεί το 19,6% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,196$, $F = 5,863$, $p = 0,023$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM της φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ($t = -2,421$, $p = 0,023$) (Πίνακας 5.35.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM της φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 6,726 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM της φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα εξηγεί το 17,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,177$, $F = 5,177$, $p = 0,032$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM της φάσης επιβράδυνσης των

καμπτήρων στις 300°/s ($t = 2,275$, $p = 0,032$) (Πίνακας 5.35.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο το ROM της φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 1,418 μονάδες.

Πίνακας 5.35. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για ROM φάσης επιτάχυνσης-επιβράδυνσης και IROM

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	Std. Error	t	Sig.
1	(Constant)	0,405	0,164	4,709	0,040	110,080	38,632	2,849	0,009
	IROM (°) Κ 180					1,220	0,562	2,170	0,040
2	(Constant)	0,443	0,196	5,863	0,023	231,572	17,886	12,947	0,000
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 180					-6,726	2,778	-2,421	0,023
3	(Constant)	0,421	0,177	5,177	0,032	166,731	13,540	12,314	0,000
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°) Κ 300					1,418	0,623	2,275	0,032

Κ=καμπτήρες

5.4.2. ΤΡΙΠΛΟ ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΑΠΟΣΤΑΣΗ/ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (ΤΜΑΑ/ΣΒ)

Ισοκινητικές παράμετροι

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 15,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,155$, $F = 4,406$, $p = 0,047$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ($t = 2,099$, $p = 0,047$) (Πίνακας 5.36) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,282 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 33,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,339$, $F = 12,319$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ($t = 3,510$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.36) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 2,504 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το

26,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,187$, $F = 5,532$, $p = 0,027$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = 2,352$, $p = 0,027$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,027 μονάδες.

Όσον αφορά το τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 19,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,199$, $F = 5,950$, $p = 0,022$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 2,439$, $p = 0,022$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,180 μονάδες.

Όσον αφορά το πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 45,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,453$, $F = 19,854$, $p = 0,000$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = 4,456$, $p = 0,000$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 2,160 μονάδες.

Όσον αφορά το έκτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 47,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,475$, $F = 21,709$, $p = 0,000$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 4,659$, $p = 0,000$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 3,242 μονάδες.

Όσον αφορά το έβδομο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 33,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,333$, $F = 12,005$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 3,465$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,261 μονάδες.

Όσον αφορά το όγδοο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,4% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,164$, $F = 4,717$, $p = 0,040$).

Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 2,172$, $p = 0,040$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,196 μονάδες.

Όσον αφορά το ένατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 32,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,322$, $F = 11,379$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις ($t = 3,373$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 1,558 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,6% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,306$, $F = 10,563$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = 3,250$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 3,158 μονάδες.

Όσον αφορά το ενδέκατο μοντέλο Όσον αφορά το δωδέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 38,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,382$, $F = 14,844$, $p = 0,001$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,853$, $p = 0,001$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 4,568 μονάδες

Όσον αφορά το δωδέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 32,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,329$, $F = 11,745$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,427$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,170 μονάδες

Όσον αφορά το δέκατο τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 26,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,265$, $F = 8,669$, $p =$

0,007). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = 2,944$, $p = 0,007$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,120 μονάδες

Όσον αφορά το δέκατο τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 29,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,295$, $F = 10,036$, $p = 0,004$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,168$, $p = 0,004$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 2,171 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 28,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,283$, $F = 9,458$, $p = 0,005$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = 3,075$, $p = 0,005$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 1,420 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο έκτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 34,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,347$, $F = 12,762$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 3,572$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 2,084 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο έβδομο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 35,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,350$, $F = 12,924$, $p = 0,001$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 3,595$, $p = 0,001$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 2,169 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο όγδοο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη MMP/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,302$, $F = 10,380$, $p = 0,004$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 3,222$, $p = 0,004$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο MMP/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 1,318 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο ένατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 49,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,497$, $F = 23,720$, $p = 0,000$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 4,870$, $p = 0,000$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,435 μονάδες.

Όσον αφορά το εικοστό μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 38,8% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,388$, $F = 15,188$, $p = 0,001$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 3,897$, $p = 0,001$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,300 μονάδες.

Όσον αφορά το εικοστό πρώτο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 31,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,195$, $F = 5,828$, $p = 0,024$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s ($t = 2,414$, $p = 0,024$) (Πίνακας 5.36.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 60°/s το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,273 μονάδες.

Πίνακας 5.36. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	TΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,394	0,155	4,406	0,047	460,125	107,803	4,268	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60					0,282	0,134	2,099	0,047
2	(Constant)	0,582	0,339	12,319	0,002	334,328	101,150	3,305	0,003
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60					2,504	0,713	3,510	0,002
3	(Constant)	0,433	0,187	5,532	0,027	350,720	142,116	2,468	0,021
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60					1,998	0,849	2,352	0,027
4	(Constant)	0,446	0,199	5,950	0,022	368,293	130,126	2,830	0,009
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,180	0,074	2,439	0,022
5	(Constant)	0,673	0,453	19,854	0,000	281,069	91,994	3,055	0,005
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180					2,160	0,485	4,456	0,000
6	(Constant)	0,689	0,475	21,709	0,000	343,446	75,200	4,567	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 180					3,242	0,696	4,659	0,000
7	(Constant)	0,577	0,333	12,005	0,002	406,653	82,296	4,941	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,261	0,075	3,465	0,002
8	(Constant)	0,405	0,164	4,717	0,040	634,984	34,056	18,645	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,196	0,090	2,172	0,040
9	(Constant)	0,567	0,322	11,379	0,003	224,713	136,886	1,642	0,114
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 180					1,558	0,462	3,373	0,003
10	(Constant)	0,553	0,306	10,563	0,003	242,764	136,495	1,779	0,088
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300					3,158	0,972	3,250	0,003
11	(Constant)	0,618	0,382	14,844	0,001	320,845	95,871	3,347	0,003
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300					4,568	1,186	3,853	0,001
12	(Constant)	0,573	0,329	11,745	0,002	424,365	78,224	5,425	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 300					0,170	0,049	3,427	0,002
13	(Constant)	0,515	0,265	8,669	0,007	350,827	114,344	3,068	0,005
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300					0,120	0,041	2,944	0,007
14	(Constant)	0,543	0,295	10,036	0,004	444,400	78,184	5,684	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300					2,171	0,685	3,168	0,004
15	(Constant)	0,532	0,283	9,458	0,005	375,548	101,850	3,687	0,001
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300					1,420	0,462	3,075	0,005
16	(Constant)	0,589	0,347	12,762	0,002	363,142	75,782	4,792	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60 **					2,084	0,584	3,572	0,002
17	(Constant)	0,592	0,350	12,924	0,001	280,382	97,762	2,868	0,008
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60 **					2,169	0,603	3,595	0,001
18	(Constant)	0,549	0,302	10,380	0,004	294,929	104,360	2,826	0,009
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60 **					1,318	0,409	3,222	0,004
19	(Constant)	0,705	0,497	23,720	0,000	324,640	63,939	5,077	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60 **					0,435	0,089	4,870	0,000

20	(Constant)	0,623	0,388	15,188	0,001	257,592	96,099	2,680	0,013
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60 **					0,300	0,077	3,897	0,001
21	(Constant)	0,442	0,195	5,828	0,024	590,355	25,716	22,957	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60 **					0,273	0,113	2,414	0,024

** μη επικρατές; ΤΣ= Τυπικό Σφάλμα

Χρόνος Επιτάχυνσης - Επιβράδυνσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 18,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,183$, $F = 5,360$, $p = 0,029$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s ($t = -2,315$, $p = 0,037$) (Πίνακας 5.37.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 2,443 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 17,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,175$, $F = 5,092$, $p = 0,033$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 60 ($t = -2,257$, $p = 0,033$) (Πίνακας 5.37.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο Χρόνο Επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,996 μονάδες.

Πίνακας 5.37. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης-επιβράδυνσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	ΤΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,427	0,183	5,360	0,029	793,529	56,452	14,057	0,000
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) K 60					-2,443	1,055	-2,315	0,029
2	(Constant)	0,418	0,175	5,092	0,033	838,216	75,677	11,076	0,000
	Χρόνος Επιβράδυνσης (msec) K 60					-0,996	0,441	-2,257	0,033

ROM επιτάχυνσης-επιβράδυνσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το IROM των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 17,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,170$, $F = 4,903$, $p = 0,037$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το IROM των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = -2,214$, $p = 0,037$) (Πίνακας 5.37.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο IROM των εκτεινόντων στις 60°/s, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 13,471 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,4% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,164$, $F = 4,721$, $p = 0,040$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων ($t = -2,173$, $p = 0,040$) (Πίνακας 5.37.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων, το σκορ του ΤΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 20,285 μονάδες.

Πίνακας 5.37. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για ROM φάσης επιτάχυνσης-επιβράδυνσης και IROM

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	ΤΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,412	0,170	4,903	0,037	1762,244	490,020	3,596	0,001
	IROM (°) E 60					-13,471	6,084	-2,214	0,037
2	(Constant)	0,405	0,164	4,721	0,040	865,357	90,093	9,605	0,000
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 180					-20,285	9,336	-2,173	0,040

E=εκτεινόντες; K=καμπτήρες; TA=Τυπικό Σφάλμα

5.4.3. ΜΟΝΟΠΟΔΙΚΟ ΑΛΜΑ ΓΙΑ ΧΡΟΝΟ/ΣΩΜΑΤΙΚΟ ΒΑΡΟΣ (MAX/ΣΒ)

Ισοκινητικές μεταβλητές

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 21,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,219$, $F = 6,729$, $p = 0,016$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = -2,594$, $p = 0,016$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,001 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 23,1% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,231$, $F = 7,199$, $p = 0,013$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ($t = -2,683$, $p = 0,013$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s , το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,002 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 26,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,262$, $F = 8,510$, $p = 0,008$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = -2,917$, $p = 0,008$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,008 μονάδες.

Όσον αφορά το τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 33,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,330$, $F = 11,829$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s ($t = 3,439$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s , το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,115 μονάδες.

Όσον αφορά το πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,1% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,301$, $F = 10,319$, $p = 0,004$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = -3,212$, $p =$

0,004) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 60°/s, το σκορ του ΜΑΑ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,013 μονάδες

Το έκτο μοντέλο και το έβδομο μοντέλο δεν είναι στατιστικά σημαντικά μοντέλα.

Όσον αφορά το όγδοο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 18,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,185$, $F = 5,456$, $p = 0,0028$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = -2,336$, $p = 0,028$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο τη ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s το σκορ του ΜΑΧ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,007 μονάδες.

Όσον αφορά το ένατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 27,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,279$, $F = 9,307$, $p = 0,005$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = -3,051$, $p = 0,005$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΜΑΧ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,013 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 35,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,357$, $F = 9,307$, $p = 0,005$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = -3,051$, $p = 0,005$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 180°/s το σκορ του ΜΑΧ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,013 μονάδες.

Όσον αφορά το ενδέκατο μοντέλο Όσον αφορά το δωδέκατο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 26,1% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,261$, $F = 8,466$, $p = 0,008$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s ($t = -2,910$, $p = 0,008$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του ΜΑΧ/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,001 μονάδες

Το δωδέκατο μοντέλο δεν είναι στατιστικά σημαντικό μοντέλο.

Όσον αφορά το δέκατο τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 29,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,290$, $F = 9,801$, $p = 0,005$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για τη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = -3,131$, $p = 0,005$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο στη ΜΙ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,008 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν τη ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 40,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,405$, $F = 16,303$, $p = 0,000$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = -4,038$, $p = 0,000$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης ΜΙ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,014 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 43,2% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,432$, $F = 18,227$, $p = 0,000$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = -4,269$, $p = 0,000$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,026 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο έκτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 31,6% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,316$, $F = 11,090$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = -3,330$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,017 μονάδες.

Όσον αφορά το δέκατο έβδομο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 28,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,280$, $F = 9,314$, $p = 0,005$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = -3,052$, $p = 0,005$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης

στο ΣΕ/ΣΒ των εκτεινόντων στις 300°/s , το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,001 μονάδες

Όσον αφορά το δέκατο όγδοο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 31,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,319$, $F = 11,244$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s ($t = -3,352$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.38.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ΣΕ/ΣΒ των καμπτήρων στις 300°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,001 μονάδες.

Πίνακας 5.38. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	TΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,468	0,219	6,729	0,016	4,842	0,746	6,494	0,000
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 60					-0,001	0,001	-2,594	0,016
2	(Constant)	0,480	0,231	7,199	0,013	4,361	0,547	7,974	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 60					-0,002	0,001	-2,683	0,013
3	(Constant)	0,512	0,262	8,510	0,008	5,109	0,755	6,765	0,000
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 60					-0,008	0,003	-2,917	0,008
4	(Constant)	0,548	0,301	10,319	0,004	4,667	0,553	8,436	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 60					-0,013	0,004	-3,212	0,004
5	(Constant)	0,524	0,274	9,070	0,006	5,054	0,714	7,078	0,000
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 60					-0,013	0,004	-3,012	0,006
6	(Constant)	0,075	0,006	0,134	0,717	2,980	0,189	15,802	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60 ΕΠΙΚΡ					0,000	0,001	-0,366	0,717
7	(Constant)	0,030	0,001	0,021	0,885	3,118	0,232	13,429	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 60 ΜΗ ΕΠΙΚΡ					0,000	0,001	-0,147	0,885
8	(Constant)	0,430	0,185	5,456	0,028	4,295	0,597	7,198	0,000
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 180					-0,007	0,003	-2,336	0,028
9	(Constant)	0,529	0,279	9,307	0,005	4,310	0,468	9,203	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 180					-0,013	0,004	-3,051	0,005
10	(Constant)	0,598	0,357	13,336	0,001	5,157	0,620	8,322	0,000
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 180					-0,001	0,000	-3,652	0,001
11	(Constant)	0,511	0,261	8,466	0,008	4,222	0,461	9,164	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 180					-0,001	0,000	-2,910	0,008
12	(Constant)	0,058	0,003	0,082	0,777	2,976	0,198	15,052	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 180					0,000	0,001	-0,286	0,777
13	(Constant)	0,538	0,290	9,801	0,005	4,576	0,539	8,494	0,000
	ΜΙ/ΣΒ εκτεινόντων 300					-0,008	0,002	-3,131	0,005
14	(Constant)	0,636	0,405	16,303	0,000	4,403	0,382	11,526	0,000
	ΜΙ/ΣΒ καμπτήρων 300					-0,014	0,003	-4,038	0,000
15	(Constant)	0,657	0,432	18,227	0,000	4,966	0,489	10,157	0,000
	MMP/ΣΒ καμπτήρων 300					-0,026	0,006	-4,269	0,000
16	(Constant)	0,562	0,316	11,090	0,003	5,300	0,720	7,359	0,000
	MMP/ΣΒ εκτεινόντων 300					-0,017	0,005	-3,330	0,003
17	(Constant)	0,529	0,280	9,314	0,005	4,733	0,602	7,862	0,000
	ΣΕ/ΣΒ εκτεινόντων 300					-0,001	0,000	-3,052	0,005
18	(Constant)	0,565	0,319	11,244	0,003	4,276	0,419	10,209	0,000
	ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων 300					-0,001	0,000	-3,353	0,003

Ε=εκτεινοντες; Κ=καμπτήρες; ΤΑ=Τυπικό Σφάλμα

ROM επιτάχυνσης-επιβράδυνσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 15,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,157$, $F = 4,463$, $p = 0,045$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 2,113$, $p = 0,045$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,105 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το IROM των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,163$, $F = 4,661$, $p = 0,041$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το IROM των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = -2,159$, $p = 0,041$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο IROM των εκτεινόντων στις 180°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,035 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM της φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 30,8% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,308$, $F = 10,707$, $p = 0,003$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM της φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = 3,272$, $p = 0,003$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,108 μονάδες.

Όσον αφορά το τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 18,6% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,186$, $F = 5,493$, $p = 0,028$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 2,344$, $p = 0,028$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,062 μονάδες.

Όσον αφορά το πέμπτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 300°/s ως σημαντικό

προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 27,8% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,278$, $F = 9,255$, $p = 0,006$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 300°/s ($t = 3,042$, $p = 0,006$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM φάσης επιτάχυνσης των εκτεινόντων του μη επικρατούς στις 300°/s , το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,089 μονάδες.

Όσον αφορά το έκτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 17,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = ,177$, $F = 5,172$, $p = 0,032$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 300°/s ($t = 2,274$, $p = 0,032$) (Πίνακας 5.39.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM της φάσης επιτάχυνσης των καμπτήρων του μη επικρατούς στις 300°/s , το σκορ του MAX θα αυξηθεί κατά 0,109 μονάδες

Πίνακας 5.39. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για για ROM φάσης επιτάχυνσης-επιβράδυνσης και IROM

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	ΤΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,396	0,157	4,463	0,045	1,974	0,481	4,103	0,000
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 180					0,105	0,050	2,113	0,045
2	(Constant)	0,403	0,163	4,661	0,041	5,304	1,103	4,807	0,000
	IROM (°) E 180					-0,035	0,016	-2,159	0,041
3	(Constant)	0,555	0,308	10,707	0,003	2,038	0,307	6,647	0,000
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 180					0,108	0,033	3,272	0,003
4	(Constant)	0,432	0,186	5,493	0,028	1,651	0,569	2,900	0,008
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 300					0,062	0,027	2,344	0,028
5	(Constant)	0,528	0,278	9,255	0,006	1,467	0,561	2,614	0,015
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) E 300 **					0,089	0,029	3,042	0,006
6	(Constant)	0,421	0,177	5,172	0,032	0,796	1,028	0,775	0,446
	ROM φάσης επιτάχυνσης (°) K 300 **					0,109	0,048	2,274	0,032

E=εκτεινόντες; K=καμπτήρες; TA=Τυπικό Σφάλμα; **= μη επικρατές

Χρόνος επιτάχυνσης- επιβράδυνσης

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 26,0% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,260$, $F = 8,413$, $p = 0,008$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s ($t = 2,900$, $p = 0,008$) (Πίνακας 5.40.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 180°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,024 μονάδες.

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 39,3% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,393$, $F = 15,567$, $p = 0,001$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s ($t = 3,946$, $p = 0,001$) (Πίνακας 5.40.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 180°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα μειωθεί κατά 0,028 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 17,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,179$, $F = 5,239$, $p = 0,031$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 300°/s ($t = 2,289$, $p = 0,031$) (Πίνακας 5.40.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης Χρόνο Επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 300°/s το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,019 μονάδες.

Όσον αφορά το τέταρτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 29,9% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,299$, $F = 10,222$, $p = 0,004$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,197$, $p = 0,004$) (Πίνακας 5.40.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο Χρόνο Επιτάχυνσης των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του MAX/ΣΒ θα αυξηθεί κατά 0,020 μονάδες.

Πίνακας 5.40. Μοντέλα απλής γραμμικής παλινδρόμησης για χρόνο επιτάχυνσης-επιβράδυνσης

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	TΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,509	0,260	8,413	0,008	1,690	0,453	3,731	0,001
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 180					0,024	0,008	2,900	0,008
2	(Constant)	0,627	0,393	15,567	0,001	0,959	0,518	1,853	0,076
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) K 180					0,028	0,007	3,946	0,001
3	(Constant)	0,423	0,179	5,239	0,031	1,552	0,624	2,486	0,020
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) E 300					0,019	0,008	2,289	0,031
4	(Constant)	0,547	0,299	10,222	0,004	0,846	0,669	1,264	0,219
	Χρόνος Επιτάχυνσης (msec) K 300					0,020	0,006	3,197	0,004

E=εκτεινόντες; K=καμπτήρες; TA= Τυπικό Σφάλμα

5.4.4. ΔΟΚΙΜΑΣΙΑ ΠΛΑΓΙΑ ΒΗΜΑΤΑ ΣΕ ΣΚΑΛΟΠΑΤΙ

Όσον αφορά το πρώτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM φάσης επιβράδυνσης των εκτεινόντων στις 60°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = ,167$, $F = 4,802082$, $p = 0,038$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM φάσης επιβράδυνσης των εκτεινόντων στις 60°/s ($t = 2,191$, $p = 0,038$) (Πίνακας 5.41.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM φάσης επιβράδυνσης των εκτεινόντων στις 60°/s, το σκορ του ΠΒΣ θα αυξηθεί κατά 3,497 μονάδες

Όσον αφορά το δεύτερο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το IROM των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 20,8% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,208$, $F = 6,310$, $p = 0,019$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το IROM των καμπτήρων στις 300°/s ($t = -2,512$, $p = 0,019$) (Πίνακας 5.41.) δείχνει ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο IROM των καμπτήρων στις 300°/s, το σκορ του ΠΒΣ θα μειωθεί κατά 0,546 μονάδες.

Όσον αφορά το τρίτο μοντέλο, τα αποτελέσματα της ανάλυσης ΑΓΠ υποδεικνύουν το ROM φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 33,5% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής ($R^2 = 0,335$, $F = 12,098$, $p = 0,002$). Η εκτιμώμενη παράμετρος για το ROM φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 300°/s ($t = 3,478$, $p = 0,002$) (Πίνακας 5.41.) δείχνει

ότι για κάθε μονάδα αύξησης στο ROM φάσης επιβράδυνσης των καμπτήρων στις 300°/s , το σκορ του ΠΒΣ θα μειωθεί κατά 0,743 μονάδες.

Πίνακας 5.41. Μοντέλα γραμμικής παλινδρόμησης για τη λειτουργική δοκιμασία Πλάγια Βήματα σε Σκαλοπάτι

Μοντέλο		Model Summary		ANOVA		Coefficients			
		R	R ²	F	p	B	TΣ	t	Sig.
1	(Constant)	0,408	0,167	4,802	0,038	69,296	4,939	14,031	<0,001
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°) E 60					3,497	1,596	2,191	0,038
2	(Constant)	0,456	0,208	6,310	0,019	101,551	9,781	10,383	0,000
	IROM (°) K 300					-0,546	0,217	-2,512	0,019
3	(Constant)	0,579	0,335	12,098	0,002	64,665	4,642	13,931	0,000
	ROM φάσης επιβράδυνσης (°) K 300					0,743	0,214	3,478	0,002

E=εκτείνοντες; K=καμπτήρες; TA= Τυπικό Σφάλμα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο

6. ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός της μελέτης, ήταν να διερευνήσει αν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ τεσσάρων συχνά χρησιμοποιούμενων λειτουργικών δοκιμασιών (Μονοποδικό άλμα για απόσταση - ΜΑΑ), τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση - ΤΜΑΑ, Μονοποδικό άλμα για χρόνο - ΜΑΧ, πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι - ΠΒΣ) εκφραζόμενων ως ποσοστό του σωματικού βάρους (ΣΒ) με τις ισοκινητικές παραμέτρους μυϊκής απόδοσης (Μέγιστη Ροπή, Συνολικό Έργο και Μέση Ισχύς) των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στο επικρατές και μη επικρατές άκρο κανονικοποιημένων και αυτών με το ΣΒ. Επιπροσθέτως, η μελέτη αυτή διερεύνησε την έννοια της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης του σκέλους κατά τη διάρκεια της ισοκίνησης αργής (60°/s), μέσης (180°/s) και πιο γρήγορης γωνιακής ταχύτητας (300°/s) και τη σχέση της με τη λειτουργικότητα. Τέλος, μελετήθηκε αν υπάρχει σχέση μεταξύ της αντοχής αξιολογούμενης στις 300°/s και της λειτουργικότητας.

Στην πειραματική διαδικασία η οποία έλαβε χώρα στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του Τ.Ε.Ι. Στερεάς Ελλάδας συμμετείχαν εθελοντικά 26 υγιή άτομα (14 άνδρες, 12 γυναίκες) $23 \pm 4,32$ έτη χωρίς ιστορικό παθολογίας και τραυματισμού σε οσφύ, ισχίο, γόνατο ή ποδοκνημική που να χρειάστηκαν αποκατάσταση. Το δείγμα αποτελούταν κυρίως από φοιτητές του τμήματος αλλά και άλλους εθελοντές που πληρούν τα καθορισμένα κριτήρια.

Οι ισοκινητικές μεταβλητές που επιλέχθηκαν για συσχέτιση με τις λειτουργικές δοκιμασίες ήταν Μέγιστη ροπή (MMP), Συνολικό Έργο (ΣΕ) και Μέση Ισχύς (ΜΙ) κανονικοποιημένες με το σωματικό Βάρος (ΣΒ). Αυτό έγινε για διάφορους λόγους. Αυτές οι μεταβλητές είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες πιο συχνά στην κλινική πρακτική. Επίσης, προηγούμενες μελέτες δεν έχουν συσχετίσει και τις τρεις αυτές ισοκινητικές μεταβλητές με τα αποτελέσματα των κανονικοποιημένων λειτουργικών δοκιμασιών. Δεδομένου ότι οι συμμετέχοντες πρέπει να ελέγχουν το σωματικό τους βάρος, όταν εκτελούν τις λειτουργικές δοκιμασίες, υποθέσαμε ότι οι ισοκινητικές μεταβλητές εκφραζόμενες ως προς το ΣΒ μπορεί να δείξουν μια ακόμη μεγαλύτερη συσχέτιση με τη λειτουργικότητα. Τέλος, το ΣΕ/ΣΒ, η MMP/ΣΒ και η ΜΙ/ΣΒ χρησιμοποιήθηκαν σε αυτή τη μελέτη επειδή οι συγγραφείς υπέθεσαν ότι οι μέσες αλλά και συνολικές τιμές είναι πιο ακριβείς στην εκτίμηση της πραγματικής απόδοσης των μυών σε αντίθεση με τις τιμές της

MP από μόνη της που δείχνει ουσιαστικά μόνο μια μέγιστη απόδοση κατά τη διάρκεια μιας επανάληψης και από μόνη της μπορεί να μην αντανακλά επαρκώς την τάση που αναπτύσσεται ανάπτυξη σε ένα εύρος κίνησης. Το ΣΕ και η ΜΙ, από την άλλη πλευρά, είναι πολύ σχετικά μέτρα της μυϊκής απόδοσης (Ferring et al. 1990; Perrin 1993; Bandy & Timm 1999).

6.1. ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ - ΜΗ ΕΠΙΚΡΑΤΟΥΣ ΑΚΡΟΥ ΓΙΑ ΟΛΕΣ ΤΙΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ ΠΟΥ ΑΞΙΟΛΟΓΗΘΗΚΑΝ

Σε αυτή τη μελέτη οι συγγραφείς ασχολήθηκαν αρχικά αν υπάρχουν διαφορές μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου σε όλες τις ισοκινητικές μεταβλητές απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος, στο χρόνο και το ROM της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης, στην αντοχή, αλλά και στα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών. Οι μόνες στατιστικά σημαντικές διαφορές που βρέθηκαν μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου για τις παραμέτρους απόδοσης ήταν στη MMP/ΣΒ των καμπτήρων στις 60°/s στους άνδρες ($p = 0,025$), στις γυναίκες ($p = 0,005$) αλλά και στο σύνολο του δείγματος ($p = 0,001$), ενώ επίσης παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στο ΣΕ/ΣΒ καμπτήρων στις 60°/s, στις γυναίκες ($p = 0,043$) και στο σύνολο του δείγματος ($p = 0,001$). Δεν βρέθηκαν διαφορές στις γωνιακές ταχύτητες των 180°/s και 300°/s όπως αξιολογήθηκαν από το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3.

Όσον αφορά το ROM επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος, οι μόνες στατιστικά σημαντικές διαφορές που βρέθηκαν ήταν στους άνδρες στο ROM επιτάχυνσης καμπτήρων ($p = 0,019$) και επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s ($p = 0,048$) και στις γυναίκες στο ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 180°/s ($p = 0,049$). Στο σύνολο του δείγματος βρέθηκαν διαφορές στο ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s ($p = 0,032$) και ROM επιβράδυνσης καμπτήρων στις 300°/s ($p = 0,048$).

Δεν βρέθηκαν διαφορές στα δύο άκρα στο χρόνο επιτάχυνσης - επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων σε καμία από τις στις τρεις γωνιακές ταχύτητες όπως επίσης δεν παρατηρήθηκαν διαφορές ούτε στην αντοχή σε όλο το δείγμα αλλά και ως προς το κάθε φύλο ξεχωριστά. Τέλος, δεν σημειώθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές στα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών μεταξύ των δύο άκρων με εξαίρεση το ΤΜΑΑ/ΣΒ στις γυναίκες ($p = 0,041$) και στο σύνολο του δείγματος.

Από τα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών βρέθηκε ότι οι άνδρες είχαν υψηλότερες τιμές στις λειτουργικές δοκιμασίες ΜΑΑ/ΣΒ, ΤΜΑΑ/ΣΒ και ΜΑΧ/ΣΒ. Δηλαδή, οι άνδρες διήνυσαν μεγαλύτερες αποστάσεις στο απλό και τριπλό μονοποδικό άλμα και πραγματοποίησαν μικρότερο χρόνο στη μονοποδική αναπήδηση για χρόνο. Αντίθετα, παρατηρήθηκε ότι οι γυναίκες έχουν πραγματοποιήσει περισσότερες επαναλήψεις στη δοκιμασία ΠΒΣ σε σχέση με τους άνδρες.

Με βάση τα περιγραφικά αποτελέσματα της παρούσας εργασίας παρατηρήθηκε ότι οι τιμές των ΜΡ/ΣΒ και ΣΕ/ΣΒ για τους καμπτήρες και εκτεινόντες μειώνονται καθώς η γωνιακή ταχύτητα αυξάνεται από 60°/s σε 300°/s. Αντίθετα, οι τιμές της ΜΙ/ΣΒ ήταν υψηλότερες για τους καμπτήρες και εκτεινόντες στις 300°/s σε σχέση με τις 60°/s και τις 180°/s. Όσο αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα από αργή σε πιο γρήγορη, ο συμμετέχων προσπαθεί να «φτάσει» τη γωνιακή ταχύτητα οπότε ο παραγόμενη ροπή αλλά και το συνολικό έργο (εμβαδό κάτω από την καμπύλη ροπής-χρόνου) είναι λογικό να μειώνονται. Οι τιμές της ισχύος από την άλλη ακολουθούν ανοδική πορεία όσο η γωνιακή ταχύτητα αυξάνεται διότι η γωνιακή ταχύτητα είναι ανάλογη με την ισχύ ($Power = Work / Time = (Force \times distance) / Time = Force \times Velocity$). Ένας παράγοντας που πιστεύεται ότι σχετίζεται με την μείωση της παραγωγής ροπής κατά την αύξηση της γωνιακής ταχύτητας είναι η σύνθεση των μυών του γόνατος σε μυϊκές ίνες ταχείας και βραδείας συστολής. Για τον τετρακέφαλο έχει προταθεί ότι μπορεί να έχει ένα μεγαλύτερο ποσοστό ινών βραδείας συστολής και λόγω του μειωμένου χρόνου επιστράτευσης των μυϊκών ινών, παράγεται μικρότερη ροπή σε υψηλές γωνιακές ταχύτητες.

Σε έρευνά τους οι Klopfer & Greij (1988) αξιολογώντας σε υψηλές ταχύτητες (300°/s, 330°/s, 360°/s, 400°/s και 450°/s) βρήκαν ότι η μέγιστη ροπή που παράγεται από τον τετρακέφαλο τόσο στους άνδρες όσο και στις γυναίκες μειώθηκε καθώς η ταχύτητα της κίνησης αυξάνεται (όπως στην παρούσα έρευνα), ενώ η ροπή των ΟΜ αυξάνεται με την αύξηση της ταχύτητας της κίνησης. Προτάθηκε ότι το εύρημα αυτό μπορεί να οφείλεται σε αυξημένη δραστηριότητα των ΟΜ κατά τη διάρκεια ταχείας έκτασης του γόνατος διευκολύνοντας την αυξημένη δραστηριότητα των ΟΜ κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος, της θέσης αξιολόγησης που επιτρέπει την αυξημένη διάταση των ΟΜ ή της σύνθεσης των μυών σε ταχείας και βραδείας συστολής μυϊκές ίνες. Εάν οι ΟΜ έχουν υψηλότερη αναλογία σε ίνες ταχείας συστολής, αυξημένη παραγωγή της ροπής των ΟΜ όσο αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα αναμένεται. Αντίστροφα, εάν ο τετρακέφαλος έχει ένα μεγαλύτερο ποσοστό των ινών βραδείας συστολής, μειωμένη παραγωγή ροπής μπορεί να αναμένεται με αυξανόμενη ταχύτητα, το οποίο αποδείχθηκε στην παρούσα μελέτη. Αυτή η

αντίληψη έχει υποστηριχθεί από παλιότερες έρευνες των Coyle et al (1979) και Thorstenson et al (1977) αναφέροντας ότι άτομα με ένα υψηλότερο ποσοστό ινών ταχείας συστολής παρήγαγαν μεγαλύτερη ροπή σε υψηλές ταχύτητες από ό,τι αθλητές με μεγαλύτερη αναλογία βραδείας συστολής με τους Coyle et al (1979) να υποδηλώνουν ότι η σύνθεση των μυϊκών ινών γίνεται όλο και πιο σχετική με την απόδοση καθώς η γωνιακή ταχύτητα αυξάνεται.

Όσον αφορά το ROM επιτάχυνσης – επιβράδυνσης, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι όσο αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα, το εύρος του ισοκινητικού φορτίου (IROM) μειώνεται και στο επικρατές και στο μη επικρατές άκρο για το σύνολο του δείγματος, ενώ το ROM της φάσης επιτάχυνσης και επιβράδυνσης αυξάνονται. Αυτό έρχεται σε συμφωνία με τις μελέτες των Wilk et al (1994) (αξιολόγησαν στις 180°/s, 300°/s και 450°/s) και των Farrell & Richards (1986) (αξιολόγησαν στις 30°/s, 60°/s, 90°/s, 120°/s, 180°/s και 210°/s). Οι μελέτες των Osternig et al ήταν από τις πρώτες που έδειξαν για πρώτη φορά αυτή την αντίστροφη σχέση μεταξύ γωνιακής ταχύτητας και του IROM αναφέροντας συγκεκριμένα ότι το IROM μειώνεται από 92% σε 16% σε ισοκινητικές γωνιακές ταχύτητες 50-400°/s (Osternig 1975; Osternig et al. 1983a; Osternig 1986). Ένας επιπρόσθετος λόγος για την παρατηρούμενη αυτή σχέση είναι το γεγονός ότι επειδή η ροπή είναι αντιστρόφως ανάλογη με τη γωνιακή ταχύτητα, στις υψηλές ταχύτητες πραγματοποιείται μικρού τόξου χαμηλής αντίστασης άσκηση με το υπόλοιπο ROM να είναι κομμάτι επιτάχυνσης ή επιβράδυνσης. Ουσιαστικά το άτομο που αξιολογείται προσπαθεί να «φτάσει» την προκαθορισμένη ταχύτητα (να επιταχύνει) ή να επιβραδύνει πριν το τέλος της κίνησης με το τμήμα του πραγματικού ισοκινητικού εύρους να είναι περιορισμένο (Osternig et al. 1983b).

Στην αργή γωνιακή ταχύτητα των 60°/s το ROM επιτάχυνσης των καμπτήρων και εκτεινόντων είναι παρόμοιο, με τις διαφορές να αυξάνονται (όχι σε μεγάλο βαθμό) στις 180°/s και 300°/s με τους καμπτήρες να έχουν μεγαλύτερες τιμές εύρους. Ακριβώς, η ίδια τάση ως προς τις γωνιακές ταχύτητες παρατηρήθηκε και στη φάση επιβράδυνσης με τη διαφορά ότι οι μεγαλύτερες τιμές παρατηρήθηκαν στους εκτεινόντες.

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα του χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης, φαίνεται ότι στη φάση επιτάχυνσης, καθώς αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα, αυξάνεται και ο χρόνος επιτάχυνσης των καμπτήρων και των εκτεινόντων σε επικρατές και μη επικρατές άκρο. Επίσης, παρατηρείται μικρότερος χρόνος επιτάχυνσης των εκτεινόντων έναντι των καμπτήρων στις 300°/s, το οποίο έρχεται σε αντίθεση με την άποψη που αναφέρθηκε

νωρίτερα ότι δηλαδή ο τετρακέφαλος έχει μεγαλύτερο ποσοστό ιών βραδείας συστολής. Στη φάση επιβράδυνσης από την άλλη τα αποτελέσματα δεν έδειξαν κάποια σταθερή σχέση. Στους εκτεινόντες θα λέγαμε ότι υπάρχει μια πολύ μικρή αύξηση στη φάση της επιβράδυνσης, όσο αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα. Στους καμπτήρες είναι λίγο πιο ξεκάθαρο ότι όσο αυξάνεται η γωνιακή ταχύτητα ο χρόνος της φάσης επιβράδυνσης μειώνεται.

Η αντοχή των μυών του γόνατος υπολογίστηκε μέσω του ποσοστού μείωσης της MP που υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας την υψηλότερη μέγιστη ροπή των εκτεινόντων του γόνατος από τις τρεις πρώτες επαναλήψεις και την υψηλότερη μέγιστη ροπή των εκτεινόντων του γόνατος από τις τρεις τελευταίες επαναλήψεις. Παρατηρώντας τα αποτελέσματα βλέπουμε μεγαλύτερη μείωση στους εκτεινόντες στο επικρατές σε σχέση με το μη επικρατές στους άνδρες και μεγαλύτερη μείωση στους καμπτήρες του μη επικρατούς. Με άλλα λόγια μεγαλύτερη κόπωση παρατηρήθηκε στους εκτεινόντες του επικρατούς και στους καμπτήρες του μη επικρατούς άκρου στους άνδρες. Στις γυναίκες μεγαλύτερο ποσοστό μείωσης βρέθηκε στους καμπτήρες και εκτεινόντες του επικρατούς σε σχέση με το μη επικρατές. Ενώ τέλος, ως προς το σύνολο των συμμετεχόντων το επικρατές άκρο και στους καμπτήρες και στους εκτεινόντες είχε μικρότερη αντοχή έναντι του μη επικρατούς, με τις διαφορές στους καμπτήρες να είναι πολύ μικρές. (με τη διαφορά στον τετρακέφαλο να είναι μεγαλύτερη)

6.2. ΣΥΣΧΕΤΙΣΕΙΣ ΜΕ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΕΣ

6.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΕΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ

Παρατηρώντας κάθε λειτουργική δοκιμασία ξεχωριστά τα αποτελέσματα δείχνουν ότι όσον αφορά τη λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ, στους εκτεινόντες στο επικρατές τα αποτελέσματα έδειξαν θετική ήπια συσχέτιση ($r = 0,409$) με MMP/ΣΒ στις $60^\circ/s$ και θετικές ήπιες συσχετίσεις ($r = 0,448$ έως $r = 0,462$) με MMP/ΣΒ και ΜΙ/ΣΒ στις $180^\circ/s$. Μέτριες έως καλές συσχετίσεις ($r = 0,556$ έως $r = 0,575$) βρέθηκαν στο ΣΕ/ΣΒ και ΜΙ/ΣΒ στις $60^\circ/s$. Στους καμπτήρες θετικές ήπιες συσχετίσεις ($r = 0,390$ έως $r = 0,489$) με MMP/ΣΒ και ΜΙ/ΣΒ στις $60^\circ/s$, ΜΙ/ΣΒ ($r = 0,51$) στις $180^\circ/s$ και ΣΕ/ΣΒ ($r = 0,552$) στις $300^\circ/s$.

Όσον αφορά τη λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ, στους εκτεινόντες, στο επικρατές τα αποτελέσματα έδειξαν θετική μέτρια έως καλή συσχέτιση ($r = 0,592$) της ΜΙ/ΣΒ στις $60^\circ/s$ και θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις ($r = 0,515$ έως $r = 0,553$) με όλες της

ισοκινητικές παραμέτρους στις 300°/s. Στους καμπτήρες, θετική ήπια συσχέτιση βρέθηκε με το ΣΕ/ΣΒ ($r = 0,348$) και θετική μέτρια έως καλή συσχέτιση με τη MMP/ΣΒ ($r = 0,582$) στις 60°/s. Θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις ($r = 0,510$ έως $r = 0,689$) με όλες τις παραμέτρους βρέθηκαν στις 180°/s και στις 300°/s ($r = 0,543$ έως $r = 0,618$). Στο μη επικρατές βρέθηκαν θετικές ήπιες συσχετίσεις ($r = 0,433$ έως $r = 0,549$) με όλες τις ισοκινητικές παραμέτρους στους εκτεινόντες στις 60°/s και θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις ($r = 0,589$ έως $r = 0,623$) με όλες της ισοκινητικές παραμέτρους στους καμπτήρες 60°/s.

Στη λειτουργική δοκιμασία MAX/ΣΒ, στους εκτεινόντες, στο επικρατές τα αποτελέσματα έδειξαν αρνητική ήπια συσχέτιση του ΣΕ/ΣΒ ($r = -0,468$) στις 60°/s. Αρνητικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις είχαν οι MMP/ΣΒ και MI/ΣΒ ($r = -0,512$ έως $r = -0,524$) στις 60°/s. Όλες οι ισοκινητικές μεταβλητές είχαν αρνητικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις από $r = -0,585$ έως $r = -0,612$ στις 180°/s και από $r = -0,529$ έως $r = -0,562$ στις 300°/s με τη λειτουργική δοκιμασία MAX/ΣΒ. Στους καμπτήρες, αρνητική ήπια συσχέτιση βρέθηκε με το ΣΕ/ΣΒ ($r = -0,480$) και αρνητικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με MMP/ΣΒ ($r = -0,548$) και MI ($r = -0,653$) στην γωνιακή ταχύτητα των 60°/s. Όλες οι ισοκινητικές μεταβλητές εμφάνισαν αρνητικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις από $r = -0,511$ έως $r = -0,583$ στις 180°/s και από $r = -0,565$ έως $r = -0,657$ στις 300°/s με τη λειτουργική δοκιμασία MAX/ΣΒ. Η μόνη συσχέτιση που υπήρξε με την λειτουργική MAX/ΣΒ στο μη επικρατές ήταν μια αρνητική ήπια συσχέτιση ($r = -0,422$) με τη MI/ΣΒ των καμπτήρων. Συσχετίσεις στο μη επικρατές δεν μελετήθηκαν για τις γωνιακές ταχύτητες των 180°/s και 300°/s, διότι μόνο στην γωνιακή ταχύτητα των 60°/s βρέθηκαν διαφορές μεταξύ των άκρων.

Συσχετίζοντας τις ισοκινητικές παραμέτρους με τα λειτουργικά αποτελέσματα, η δοκιμασία ΠΒΣ ήταν η μόνη λειτουργική με ελάχιστες έως καθόλου στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις ($r = 0,011$ έως $r = 0,225$) για κάθε μια από τις γωνιακές ταχύτητες και για οποιαδήποτε κανονικοποιημένη ισοκινητική μεταβλητή απόδοσης (MMP, ΣΕ, MI). Αυτό συμβαίνει πιθανότατα διότι υπήρχαν πολλοί παράγοντες που ήταν δύσκολο να ελεγχθούν από τον ερευνητή κατά τη χρήση αυτής της λειτουργικής δοκιμασίας. Για παράδειγμα, ήταν δύσκολο να ελεγχθεί πτώση της λεκάνης και υποκατάσταση της κίνησης με το μέσο γλουτιαίο μυ του δοκιμαζόμενου σκέλους. Επίσης, ήταν δύσκολο να παρακολουθεί αν ο συμμετέχον άγγιζε το πάτωμα με το μη αξιολογούμενο άκρο, αν το ο συμμετέχον δεν είχε σε επαφή την πτέρνα του υπό αξιολόγηση άκρου κατά τη διάρκεια

όλης της δοκιμασίας και τέλος αν ή αν το δοκιμαζόμενο γόνατο εκτεινόταν πλήρως κατά το ανέβασμα στο σκαλοπάτι. Αν και η δοκιμασία ΠΒΣ χρησιμοποιείται συχνά στο κλινικό περιβάλλον μέχρι σήμερα, δεν υπάρχουν μελέτες αξιοπιστίας και εγκυρότητας έχουν γίνει για την ΠΒΣ με το πρωτόκολλο που ετελέστηκε στην παρούσα έρευνα. Οπότε ίσως θα ήταν καλύτερα να μην χρησιμοποιείται ως δοκιμασία αξιολόγησης μέχρι να μελετηθεί και να καθοριστεί η εγκυρότητα και η αξιοπιστία της αλλά και να υπάρξει ένα πιο συγκεκριμένο πρωτόκολλο αξιολόγησης.

Οι ισοκινητικές μεταβλητές των καμπτήρων είχαν καλύτερες συσχετίσεις με τις κανονικοποιημένες με το ΣΒ λειτουργικές δοκιμασίες αναπήδησης απ' ό,τι οι τιμές των εκτεινόντων. Πιο συγκεκριμένα, καλύτερη συσχέτιση του ΜΑΑ είναι με τους καμπτήρες στις 60°/s ($r = 0,575$), 180°/s ($r = 0,560$) και στις 300°/s ($r = 0,552$), καλύτερη συσχέτιση του ΤΜΑΑ είναι με τους καμπτήρες ($r=0,705$) στις 60°/s, 180°/s ($r = 0,689$) και 300°/s ($r = 0,618$) και τέλος καλύτερη συσχέτιση του ΜΑΧ είναι με τους καμπτήρες ($r = -0,653$) στις 60°/s και 300°/s ($r = -0,657$) και στους εκτεινόντες στις 180°/s ($r = -0,612$). Αυτό έρχεται σε αντίθεση με τα αποτελέσματα της μελέτης των Wilk et al (1994). Σε μια δραστηριότητα ΚΚΑ, οι οπίσθιοι μηριαίοι (ΟΜ) και ο τετρακέφαλος συσπώνται (Worrel et al. 1993). Ο τετρακέφαλος συσπάται πλειομετρικά για να ελέγξει τη ροπή των καμπτήρων του γόνατος που προκαλείται από το βάρος του σώματος και πρέπει επίσης να συσπαστούν και μειομετρικά για να ωθήσουν το σώμα προς τα εμπρός και πάνω με την έκταση του γόνατος. Οι ΟΜ ελέγχουν πλειομετρικά τη ροπή των καμπτήρων του ισχίου που προκαλούνται από το σωματικό βάρος και πρέπει επίσης να συσπαστούν και μειομετρικά για να ωθήσουν το σώμα προς τα εμπρός και πάνω με την έκταση του ισχίου. Οπότε είναι λογικό να υπάρχει μεγαλύτερη συσχέτιση των καμπτήρων που προωθούν μειομετρικά το σώμα σε αυτές τις μονοποδικές δοκιμασίες. Βέβαια, η αξιολόγηση των μυών στην παρούσα μελέτη έγινε μειομετρικά. Ενδεχομένως, αν η αξιολόγηση των μυών στο γινόταν πλειομετρικά ή αξιολογούταν μειομετρικά το ισχίο και πλειομετρικά το γόνατο, τα αποτελέσματα θα ήταν διαφορετικά.

Καμία από τις γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησης (60°/s, 180°/s, ή 300°/s) δεν φάνηκε να είναι πιο ενδεικτική της λειτουργικής απόδοσης. Αν και η γωνιακή ταχύτητα των 300°/s έχει αναγνωριστεί ως η ταχύτητα του γόνατος κατά τη διάρκεια φυσιολογικής βάρδισης (Davies, 1984), οι 60°/s, 180°/s, και 300°/s δεν ήταν αρκετά γρήγορες ταχύτητες για την προσομοίωση της ταχύτητας της άρθρωσης τη διάρκεια των λειτουργικών δοκιμασιών. Παρά του ότι το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3, που χρησιμοποιήθηκε στην

παρούσα μελέτη, έχει τη δυνατότητα να υπολογίσει ισοκινητικές μεταβλητές σε υψηλότερες γωνιακές ταχύτητες (>300°/s) που θα ήταν περισσότερο ενδεικτικές της απόδοσης των μυών, θεωρήθηκε σωστό να μην χρησιμοποιηθούν πιο υψηλές ταχύτητες, βασιζόμενοι στην μελέτη των Drouin et al (2004) περί μη εγκυρότητας των αποτελεσμάτων των ισοκινητικών μεταβλητών σε ταχύτητες υψηλότερες των 300°/s. Επίσης, θεωρήθηκε ότι θα είναι δύσκολο για τους συμμετέχοντες (μεγάλο ποσοστό από τους οποίους δεν ασχολούνταν με αθλητικές δραστηριότητες) να παράγουν ροπή μέσα στα όρια του IROM σε τόσο μεγάλες ταχύτητες.

Υπάρχουν πολλοί λόγοι για τους οποίους τα ισοκινητικά αποτελέσματα δεν έχουν υψηλή συσχέτιση με τις λειτουργικές δοκιμασίες και ουσιαστικά με τη λειτουργικότητα. Αρχικά, τα ισοκινητικά δυναμόμετρα μπορούν μόνο να αξιολογήσουν σε ένα επίπεδο την εκάστοτε άρθρωση. Σε αυτή τη μελέτη αξιολογήθηκαν ισοκινητικά οι κινήσεις της κάμψης και της έκτασης οι οποίες γίνονται στο οβελιαίο επίπεδο. Όμως η άρθρωση του γόνατος επιτρέπει κίνηση και στα τρία επίπεδα (οβελιαίο, μετωπιαίο, εγκάρσιο) και έχει 2 βαθμούς ελευθερίας (Karanji 2000, σ. 82-84). Οι λειτουργικές δοκιμασίες είναι σχεδιασμένες να «προκαλούν» το γόνατο σε πολλαπλά επίπεδα κίνησης (Fu et al. 1992) και να προσομοιώνουν τις καθημερινές δραστηριότητες. Μια άλλη εξήγηση για τη χαμηλές και ποικίλες συσχετίσεις είναι η διαφορά στον τύπο της μυϊκής συστολής που αξιολογείται. Αν και τα ισοκινητικά δυναμόμετρα μπορούν να αξιολογήσουν και μειομετρικά και πλειομετρικά αλλά όχι ταυτόχρονα. Μιας και οι περισσότερες καθημερινές δραστηριότητες απαιτούν συνδυασμό πλειομετρικών και μειομετρικών συστολών στην ίδια μυϊκή ομάδα, η αξιολόγηση μέσω της ισοκίνησης μπορεί να μην προβλέπει με ακρίβεια την πραγματική λειτουργικότητα (Palmitier et al. 1991; Fu et al. 1992). Τέλος, η έννοια της κινητικής αλυσίδας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εξηγήσει τις όχι τόσο μεγάλες συσχετίσεις μεταξύ ισοκινητικών μεταβλητών και λειτουργικότητας. Η ισοκινητική αξιολόγηση είναι δραστηριότητα ΑΚΑ, αντίθετα οι λειτουργικές δραστηριότητες είναι δραστηριότητες ΚΚΑ. Η δραστηριότητα της ισοκίνησης δεν απαιτεί τον έλεγχο του βάρους και του ύψους του ατόμου, της βαρύτητας όπως κάνουν οι λειτουργικές δοκιμασίες. Ωστόσο, ένα άτομο μπορεί θεωρητικά να έχει καλά ισοκινητικά αποτελέσματα αλλά φτωχά όταν αξιολογείται λειτουργικά. Οι δραστηριότητες ΚΚΑ απαιτούν μυϊκό έλεγχο σε πολυεπίπεδες κινήσεις και ιδιοδεκτικότητα για την κατάλληλες μειομετρικές και πλειομετρικές μυϊκές συσπάσεις (Palmitier et al. 1991; Fu et al. 1992).

Επομένως, πιθανότατα καμία από τις δύο μεθόδους αξιολόγησης απόμησης δεν μπορεί να αξιολογήσει με ακρίβεια την απόδοση των μυών του γόνατος.

Το ΣΕ/ΣΒ και η ΜΙ/ΣΒ είχαν καλύτερη συσχέτιση από τη ΜΜΡ/ΣΒ σε σχέση με τη λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ. Αντίθετα, καλύτερη συσχέτιση είχε η ΜΜΡ/ΣΒ με τη λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ και καλύτερες συσχετίσεις παρατηρήθηκαν μεταξύ ΜΜΡ/ΣΒ και ΜΙ/ΣΒ στη δοκιμασία ΜΑΧ σε σχέση με το ΣΕ/ΣΒ. Οι λειτουργικές δοκιμασίες ΤΜΑΑ και ΜΑΧ όπου οι αναπηδήσεις είναι περισσότερες από μία, ίσως είναι πιο αναγκαία η γρήγορη παραγωγή ροπής (έκρηξη) από τους μύες του γόνατος και γι αυτό το λόγο καλύτερη ήταν η συσχέτιση της παραμέτρου της ΜΜΡ και της ΜΙ απ'ότι του ΣΕ. Από την άλλη σε δραστηριότητες όπως το ΜΑΑ όπου πραγματοποιείται μια αναπήδηση ίσως η παραγωγή έργου να είναι πιο σημαντική. Το ΣΕ είναι μια αναπαράσταση ενός αθροίσματος όλων των έργων όλων των επαναλήψεων γεγονός που μπορεί να εξηγήσει

Σύγκριση με αρθρογραφία

Η παρούσα μελέτη έδειξε θετικές αλλά όχι ισχυρές συσχετίσεις των μεταξύ της ΜΜΡ των καμπτήρων ($r = 0,39$) και των εκτεινόντων ($r = 0,409$) στις $60^\circ/s$ με τη λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ. Αυτό έρχεται σε συμφωνία με τις μελέτες των English et al (2006) και των Greenberger et al (1995), οι οποίες αξιολόγησαν επίσης υγιή πληθυσμό.

Πιο συγκεκριμένα οι English et al (2006) εισήγαγαν την έννοια του ΣΒ, υπολογίζοντας το έργο αναπήδησης (hop work), θεωρώντας ότι αντικατοπτρίζει ακριβέστερα την ικανότητα ενός ατόμου να εκτελεί μια λειτουργική δοκιμασία αναπήδησης μέσα από τη χρήση της συνέργειας των μυών που είναι σημαντική για τη βέλτιστη απόδοση. Βρήκαν θετικές συσχετίσεις του μονοποδικού έργου αναπήδησης (single hop work) το ΣΕ των εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ($r = 0,89$) και το ΜΜΡ ($r = 0,88$), ενώ συσχετίζοντας τις μεταβλητές με το απλό ΜΑΑ βρήκαν μικρότερες συσχετίσεις στο ΣΕ εκτεινόντων ($r = 0,56$), ΣΕ καμπτήρων ($r = 0,57$), ΜΜΡ εκτεινόντων ($r = 0,63$), ΜΜΡ/ΣΒ εκτεινόντων ($r = 0,72$). Φαίνεται λοιπόν, ότι παρόλο που στην παρούσα μελέτη βρέθηκαν θετικές συσχετίσεις, όπως στη μελέτη των English et al (2006), οι συσχετίσεις μας είναι σαφώς μικρότερες κατά την αξιολόγηση στη γωνιακή ταχύτητα των $60^\circ/s$ και τη χρήση του ΜΑΑ ως λειτουργική δοκιμασία.

Τα αποτελέσματα της μελέτης των Greenberger et al (1995), οι οποίοι αξιολόγησαν ισοκινητικά στην γωνιακή ταχύτητα των $240^\circ/s$, υποστηρίζουν επίσης την πίστη μας ότι η

ισοκινητική μυϊκή απόδοση δεν συσχετίζεται ισχυρά με τις λειτουργικές δραστηριότητες. Αυτοί βρήκαν θετικές συσχετίσεις της MMP των εκτεινόντων του επικρατούς ($r = 0,782$) και του μη επικρατούς ($r = 0,649$) με τη λειτουργική δοκιμασία MAA. Η μόνη διαφορά των δυο μελετών έναντι της παρούσα είναι ότι οι Greenberger et al (1995) αξιολόγησαν στη γωνιακή ταχύτητα των $240^\circ/s$ και οι English et al (2006) παρόλο που είχαμε το ίδιο σκεπτικό ως προς το ΣΒ, αυτοί χρησιμοποίησαν το έργο αναπήδησης. Και οι δύο έρευνες αυτές όρισαν την έννοια της λειτουργικότητας με βάση μόνο τη λειτουργική δραστηριότητα MAA το οποίο μπορεί να αναγνωριστεί είναι ως θετικό (λόγω της υψηλότερης αξιοπιστίας της MAA σε σχέση με τις υπόλοιπες δοκιμασίες αναπήδησης) αλλά και ως αρνητικό.

Οι Ostenberg et al (1998) σε έρευνά τους μελέτησαν τη σχέση μεταξύ ισοκινητικής MP των εκτεινόντων του γόνατος στις $60^\circ/s$ και $180^\circ/s$ και 5 λειτουργικών δοκιμασιών (μονοποδική αναπήδηση, τριπλό άλμα, κατακόρυφο άλμα, one-leg-rising και square-hop) σε 101 υγιείς γυναίκες που ασχολούνται με το ποδόσφαιρο. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν θετικές συσχετίσεις της δοκιμασίας της μονοποδικής αναπήδησης με τη MP στις $60^\circ/s$ ($r = 0,31$) και στις $180^\circ/s$ ($r = 0,42$) και επιπλέον χρησιμοποιώντας γραμμικά μοντέλα παλινδρόμησης διορθωμένα για το σωματικό βάρος, το ύψος και την ηλικία, βρέθηκαν χαμηλές συσχετίσεις ($R^2 = 0,44$ στις $60^\circ/s$ και $R^2 = 0,50$ στις $180^\circ/s$) και μεταξύ των ισοκινητικής απόδοσης και των λειτουργικών δοκιμασιών. Κατέληξαν λοιπόν στο συμπέρασμα ότι οι ισοκινητική δοκιμασία και οι λειτουργικές δοκιμασίες δεν συνιστάται να χρησιμοποιούνται επιφυλακτικά ενώ επίσης εξαρτώνται από το σωματικό βάρος, το ύψος και την ηλικία. Η παρούσα έρευνα βρήκε επίσης θετικές συσχετίσεις λίγο υψηλότερες από τους Ostenberg et al (1998), συγκεκριμένα με τη MP των εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ($r = 0,409$) και στις $180^\circ/s$ ($r = 0,448$) αλλά τα αποτελέσματα της απλής γραμμικής παλινδρόμησης έδειξαν στατιστικά σημαντικό μοντέλο μόνο στις $60^\circ/s$ με $R^2 = 0,167$ υποδεικνύοντας τη MMP/ΣΒ των εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ως σημαντικό προγνωστικό παράγοντα που εξηγεί το 16,7% της διακύμανσης της εξαρτημένης μεταβλητής.

Άλλη μια μελέτη με παρόμοια αποτελέσματα είναι των Pincivero et al (1997) οι οποίοι αξιολόγησαν τη σχέση μεταξύ ισοκινητικής MP, MP/ΣΒ, το ΣΕ και τη ΜΙ καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος στις $60^\circ/s$ και $180^\circ/s$ και της ΚΚΑ λειτουργικής δραστηριότητας MAA σε 37 υγιείς εθελοντές. Συγκεκριμένα, βρήκαν στις $60^\circ/s$, στο επικρατές άκρο, συσχετίσεις του MAA με τη MP/ΣΒ ($r = 0,65$), το ΣΕ ($r = 0,56$) και τη ΜΙ

($r = 0,57$) των κάμπτηρων και τη MP/ΣB ($r = 0,46$), το ΣΕ ($r = 0,32$) και τη ΜΙ ($r = 0,33$) των εκτεινόντων. Στην παρούσα έρευνα βρέθηκαν συσχετίσεις με τη MP/ΣB ($r = 0,390$), το ΣΕ/ΣB ($r = 0,575$) και τη ΜΙ/ΣB ($r = 0,489$) των κάμπτηρων και τη MP/ΣB ($r = 0,409$), το ΣΕ/ΣB ($r = 0,547$) και τη ΜΙ/ΣB ($r = 0,556$) των εκτεινόντων. Στο μη επικρατές στις $60^\circ/s$ η έρευνά μας δεν έδειξε συσχετίσεις με κάποια από τις παραμέτρους απόδοσης αντίθετα οι Pincivero et al (1997) στο μη επικρατές άκρο βρήκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,58$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,69$), το ΣΕ ($r = 0,55$) και τη ΜΙ ($r = 0,56$) των κσμπτήρων και τη ΜΡ ($r = 0,49$), ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,55$), ΣΕ ($r = 0,44$) και τη ΜΙ ($r = 0,44$) των εκτεινόντων. Στις $180^\circ/s$, οι Pincivero et al (1997) στο επικρατές, βρήκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,55$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,61$), το ΣΕ ($r = 0,51$) και τη ΜΙ ($r = 0,53$) των κάμπτηρων και ΜΡ ($r = 0,42$) ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,49$) ΣΕ ($r = 0,33$) και τη ΜΙ ($r = 0,37$) εκτεινόντων. Στο μη επικρατές άκρο βρήκαν συσχετίσεις του ΜΑΑ με τη ΜΡ ($r = 0,55$), τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,67$), το ΣΕ ($r = 0,54$) και τη ΜΙ ($r = 0,58$) των κάμπτηρων και τη ΜΡ ($r = 0,51$) τη ΜΡ/ΣΒ ($r = 0,51$), το ΣΕ ($r = 0,40$) και τη ΜΙ ($r = 0,42$) εκτεινόντων. Στην παρούσα έρευνα βρέθηκαν μόνο συσχέτιση της ΜΑΑ/ΣΒ με το ΣΕ/ΣΒ ($r = 0,560$) και τη ΜΙ/ΣΒ ($r = 0,462$) στους κάμπτηρες και με τη ΜΜΡ/ΣΒ ($r = 0,448$) και τη ΜΙ/ΣΒ ($r = 0,510$).

Πολλές μελέτες που συσχετίζουν την ισοκίνηση με τη λειτουργικότητα έχουν πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας ως δείγμα πληθυσμό ασθενών, κυρίως ΠΧΣ με πολλά από τα αποτελέσματά τους να έρχονται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της παρούσα μελέτης. Οι Sachs, Daniel, Stone, and Garfein (1989) βρήκαν μια μέτρια έως καλή συσχέτιση ($r = 0,59$) μεταξύ της ΜΜΡ των εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ και του ΜΑΑ σε ασθενείς με τρία έως επτά έτη μετά από ανακατασκευή ΠΧΣ.

Αντίθετα, άλλοι συγγραφείς έχουν δείξει μικρές ή καθόλου συσχετίσεις μεταξύ ισοκινητικών αποτελεσμάτων του γόνατος και λειτουργικών δοκιμασιών. Συγκεκριμένα, οι Anderson et al (1991) δεν βρήκαν καμία στατιστική σχέση μεταξύ των μέτρων μέγιστης μειομετρικής ροπής στις $60^\circ/s$ και στις $180^\circ/s$ ή των μέτρων πλειομετρικής ΜΡ στις $30^\circ/s$ και $90^\circ/s$ και του agility run, vertical jump και του 40 yard dash σε άνδρες αθλητές κολλεγίου. Οι Lephart et al (1987) βρήκαν επίσης βρήκαν μικρές αρνητικές συσχετίσεις μεταξύ ΜΜΡ κάμπτηρων στις $60^\circ/s$ ($r = -0,16$ έως $r = -0,23$) και στις $270^\circ/s$ ($r = -0,19$ έως $r = -0,28$), ΜΜΡ εκτεινόντων στις $60^\circ/s$ ($r = -0,20$ έως $r = -0,42$) και στις $270^\circ/s$ ($r = -0,30$ έως $r = -0,41$) και των δοκιμασιών co-contraction test, carioca test, and the shuttle run test σε αθλητές με ανεπάρκεια ΠΧΣ δέκα έως τριάντα έξι μήνες μετά την κάκωση. Η έρευνά

μας επειδή χρησιμοποιεί διαφορετικές λειτουργικές δοκιμασίες και διαφορετικό πληθυσμό (υγιείς), όπως είναι φυσικό, δεν συμφωνεί με τις αρνητικές συσχετίσεις των Lephart et al (1987). Από την άλλη οι Anderson et al. (1991) παρόλο που αξιολόγησαν σε ίδιες γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησαν και αυτοί σε άλλες λειτουργικές δραστηριότητες. Οι Sekiya et al (1998) σε μελέτη τους σε 107 ασθενείς, 2 χρόνια μετά από χειρουργείο ανακατασκευής ΠΧΣ. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ της αναλογίας αναπήδησης και της ισοκινητικής αναλογίας τετρακεφάλου ($r = 0,253$, $p = 0,011$) και ΟΜ ($r = 0,228$, $p = 0,024$) αλλά αυτοί οι συντελεστές συσχέτισης ήταν σχετικά χαμηλοί, και οι συντελεστές προσδιορισμού (R^2) δείχνουν ότι η δοκιμασία ΜΑΑ αντιπροσωπεύει μόνο το 5% έως 7% της διακύμανσης σε αυτές τις ισοκινητικές μεταβλητές. Η παρούσα έρευνα μεγαλύτερες συσχετίσεις μεταξύ ΜΑΑ/ΣΒ και ΜΜΡ/ΣΒ τετρακεφάλου ($r = 0,409$) και ΟΜ ($r = 0,390$) ενώ οι συντελεστές προσδιορισμού (R^2) ήταν $R^2 = 16,7\%$ και $R^2 = 15,2\%$ για εκτεινόντες και καμπτήρες αντίστοιχα.

Οι Wilk et al. (1994) δεν βρήκαν καμία συσχέτιση μεταξύ της ΜΡ των καμπτήρων του γόνατος ($180^\circ/s$, $300^\circ/s$ και $450^\circ/s$) και της απόδοσης στο ΜΑΑ, ΜΑΧ και τριπλό χιαστό άλμα σε ασθενείς με ανακατασκευή ΠΧΣ 21-30 εβδομάδες μετά την επέμβαση. Τα ευρήματα της παρούσας έρευνας όσον αφορά του καμπτήρες έδειξαν θετικές συσχετίσεις της ΜΑΑ/ΣΒ με τη ΜΜΡ/ΣΒ των καμπτήρων στις $60^\circ/s$ ($r = 0,390$) και στις $300^\circ/s$ ($r = 0,401$) και καμία συσχέτιση στις $180^\circ/s$. Αντίθετα, η ΜΑΧ/ΣΒ είχε αρνητικές συσχετίσεις στις $60^\circ/s$ ($r = -0,548$), $180^\circ/s$ ($r = -0,529$) και $300^\circ/s$ ($r = -0,657$) σε σχέση με τη δοκιμασία ΜΑΧ/ΣΒ. Οι Wilk et al. (1994) επίσης βρήκαν μια μέτρια συσχέτιση ($r = 0,41$ έως $r = 0,64$) μεταξύ των τιμών της ΜΡ των εκτεινόντων στις $180^\circ/s$ και $300^\circ/s$ και μεταξύ της ΜΡ εκτεινόντων στις $180^\circ/s$ ($r = 0,60$) και 300 ($r = 0,54$) και του ΜΑΧ και των λειτουργικών δοκιμασιών σε ασθενείς με ανακατασκευή ΠΧΣ (21 έως 30 εβδομάδες μετά την επέμβαση). Η παρούσα έρευνα έρχεται σε συμφωνία στις $180^\circ/s$ όπου βρέθηκε θετική ήπια συσχέτιση ($r = 0,448$) μεταξύ ΜΜΡ/ΣΒ και ΜΑΑ/ΣΒ και έρχεται σε διαφωνία στις $300^\circ/s$ όπου δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στο δείγμα των υγιών ατόμων. Όσον αφορά τη δοκιμασία ΜΑΧ η παρούσα εργασία βρήκε αρνητική μέτρια έως καλή συσχέτιση μεταξύ της ΜΑΑ /ΣΒ και της ΜΜΡ/ΣΒ των εκτεινόντων στις $180^\circ/s$ ($r = -0,612$) και στις $300^\circ/s$ ($r = -0,562$).

Η παρούσα μελέτη έρχεται σε σύγκρουση και με τα αποτελέσματα της μελέτης των Jamshidi et al (2005), οι οποίοι δεν βρήκαν καμία σημαντική συσχέτιση μεταξύ των αποτελεσμάτων των λειτουργικών δοκιμασιών και της ΜΜΡ/ΣΒ στις $60^\circ/s$ και $180^\circ/s$. Οι

διαφορές με την παρούσα μελέτη είναι ότι οι Jamshidi et al (2005) αξιολόγησαν σε ύπτια θέση τον τετρακέφαλο και πρηνή τους οπίσθιους μηριαίους, επίσης αξιολόγησαν ασθενείς με ΠΧΣ και οι δοκιμασίες ήταν εκτός της ΜΑΑ, το τριπλό χιαστό άλμα και το κατακόρυφο άλμα.

6.2.2. ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗ- ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗ

6.2.2.1. ΧΡΟΝΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ – ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Ο χρόνος επιτάχυνσης και επιβράδυνσης υπολογίζεται από το λογισμικό του Biodex System 3. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της στατιστικής ανάλυσης, η μόνη συσχέτιση που βρέθηκε με τη ΜΑΑ/ΣΒ ήταν στις 60°/s όπου παρατηρήθηκε αρνητική ήπια συσχέτιση ($r = -0,440$) μεταξύ χρόνου επιτάχυνσης καμπτήρων και ΜΑΑ/ΣΒ. Η λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ βρέθηκε να έχει αρνητική ήπια συσχέτιση ($r = -0,489$) με το χρόνο επιτάχυνσης καμπτήρων και το χρόνο επιβράδυνσης καμπτήρων στις 60°/s ($r = -0,418$). Η λειτουργική δοκιμασία ΜΑΧ/ΣΒ έχει θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με την επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 180°/s ($r = 0,705$) και θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με το χρόνο επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s ($r = 0,627$). Τέλος, στη γωνιακή ταχύτητα των 300°/s βρέθηκαν θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με τον χρόνο επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 300°/s ($r = 0,588$) και θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με το χρόνο επιτάχυνσης καμπτήρων στις 300°/s ($r = 0,547$). Η δοκιμασία ΠΒΣ δεν εμφανίζει στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις με το χρόνο επιτάχυνσης-επιβράδυνσης ούτε στις 60°/s ($r = 0,008$ έως $r = 0,178$) ούτε στις 180°/s ($r = 0,017$ έως $r = 0,235$) ούτε στις 300°/s ($r = 0,052$ έως $r = 0,134$).

Οι Lephart et al (1987) αξιολόγησαν λίγο διαφορετικά την επιτάχυνση και επιβράδυνση υπολογίζοντας την ΤΑΕ (torque acceleration energy) καμπτήρων και εκτεινόντων. Το ΤΑΕ ορίζεται ως το έργο που παράγεται εκτελείται στο πρώτο 1/8 sec της μυϊκής σύσπασης και έχει αποδειχθεί ότι είναι ισχυρά σχετιζόμενο με τις παραδοσιακές μεταβλητές ισχύος. Βρήκαν μικρές έως καθόλου στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ ΤΑΕ torque acceleration energy) εκτεινόντων στις 60°/s ($r = -0,19$ έως $r = -0,30$), ΤΑΕ εκτεινόντων στις 270°/s ($r = -0,27$ έως $r = -0,38$), ΤΑΕ καμπτήρων στις 60°/s ($r = -0,01$ έως $r = -0,10$) ΤΑΕ καμπτήρων στις 270°/s ($r = -0,27$ έως $r = -0,34$) και των δοκιμασιών co-contraction test, carioca test, and the shuttle run test σε αθλητές με ανεπάρκεια ΠΧΣ δέκα έως τριάντα έξι μήνες μετά την κάκωση. Τα αποτελέσματά τους όμως δεν μπορούν να συγκριθούν άμεσα διότι και αξιολογούν διαφορετικά την επιτάχυνση

και την επιβράδυνση και επιπλέον χρησιμοποιούν διαφορετικές λειτουργικές δραστηριότητες, εξ' ου και οι αρνητικές συσχετίσεις που βρήκαν.

Από τα παραπάνω συμπεραίνουμε ότι ο χρόνος επιτάχυνσης και επιβράδυνσης έχει σχέση με την απόσταση και το χρόνο αναπήδησης. Ουσιαστικά όσο μικρότερος είναι ο χρόνος της επιτάχυνσης (πιο γρήγορη επιτάχυνση) των καμπτήρων στις 60°/s τόσο μεγαλύτερη θα είναι η απόσταση αναπήδησης στη δοκιμασία ΜΑΑ και επιπλέον όσο πιο γρήγορη είναι η επιτάχυνση και επιβράδυνση των καμπτήρων στην ίδια γωνιακή ταχύτητα τόσο μεγαλύτερη θα είναι η απόσταση αναπήδησης στη δοκιμασία ΤΜΑΑ. Επιπλέον, όσο μικρότερη είναι η επιτάχυνση των καμπτήρων και εκτεινόντων στην μεσαία ταχύτητα των 180°/s και τη γρήγορη των 300°/s, τόσο μικρότερος θα είναι ο χρόνος στη δοκιμασία ΜΑΧ. Δεν βρέθηκε καμία επιρροή του χρόνου επιτάχυνσης επιβράδυνσης στη λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ.

6.2.2.2. ROM ΕΠΙΤΑΧΥΝΣΗΣ – ΕΠΙΒΡΑΔΥΝΣΗΣ

Το ROM επιτάχυνσης-επιβράδυνσης όπως και το IROM υπολογίστηκαν με τη βοήθεια του προγράμματος EXCEL και τη δημιουργία διαγραμμάτων γωνιακής ταχύτητας vs ROM. Για κάθε μια από τις γωνιακές ταχύτητες, διαδικασία που έχει περιγραφεί στο Κεφάλαιο 4.

Ως προς την δοκιμασία ΜΑΑ/ΣΒ δεν βρέθηκε κάποια συσχέτιση σε καμία ταχύτητα στους εκτεινόντες ούτε συσχέτιση στους καμπτήρες στις 60°/s στο ROM επιτάχυνσης - επιβράδυνσης και στο IROM. Αντίθετα, στις 180°/s, βρέθηκαν θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με το IROM καμπτήρων ($r = 0,595$) και αρνητικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με το ROM επιβράδυνσης καμπτήρων ($r = -0,530$). Στις 300°/s παρατηρήθηκαν θετικές ήπιες συσχετίσεις μεταξύ ROM επιβράδυνσης καμπτήρων και ΜΑΑ/ΣΒ ($r = 0,396$). Η δοκιμασία ΤΜΑΑ/ΣΒ βρέθηκε να έχει αρνητικές ήπιες συσχετίσεις με IROM εκτεινόντων στις 60°/s ($r = -0,388$) και αρνητικές ήπιες συσχετίσεις με το ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s ($r = -0,405$). Η ΜΑΧ/ΣΒ παρουσιάζει αρνητικές ήπιες συσχετίσεις με IROM εκτεινόντων στις 180°/s ($r = -0,463$) και θετικές μέτριες έως καλές συσχετίσεις με ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στις 180°/s ($r = 0,630$). Στους καμπτήρες θετικές ήπιες συσχετίσεις με ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s ($r = 0,396$) και στις 300°/s και ΜΑΧ/ΣΒ ($r = 0,469$). Από τις λίγες συσχετίσεις που βρέθηκαν στην παρούσα μελέτη για τη δοκιμασία ΠΒΣ ήταν οι θετικές ήπιες συσχετίσεις με το ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s ($r = 0,447$) και αρνητική ήπια συσχέτιση με το IROM καμπτήρων στις 300°/s ($r = -0,456$).

Επομένως, όσο αυξάνεται το IROM καμπτήρων στις 180°/s και μειώνεται το ROM επιβράδυνσης καμπτήρων στην ίδια γωνιακή ταχύτητα, τόσο αυξάνεται και η απόσταση αναπήδησης με στη δοκιμασία MAA. Όσο μειώνεται το IROM εκτεινόντων στις 60°/s και το ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s, τόσο αυξάνεται και η απόσταση αναπήδησης με στη δοκιμασία TMAA. Όσο αυξάνεται το IROM εκτεινόντων στις 180°/s ή όσο μειώνεται το ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων στην ίδια γωνιακή ταχύτητα τόσο μειώνεται ο χρόνος στο MAX. Επίσης, όσο μειώνεται το ROM επιτάχυνσης καμπτήρων στις 180°/s και 300°/s μειώνεται επίσης ο χρόνος στο MAX. Τέλος, όσο αυξάνεται το ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s ή μειώνεται το IROM καμπτήρων στις 300°/s τόσο περισσότερες επαναλήψεις πραγματοποιούνται στη δοκιμασία ΠΒΣ.

Στην αρθρογραφία οι Wilk et al 1994 ήταν από τους πρώτους που αξιολόγησαν την επιτάχυνση και την επιβράδυνση του σκέλους (με τον ίδιο τρόπο με την μελέτη μας) κατά την ισοκίνηση υψηλής ταχύτητας αλλά και τη σχέση που έχουν με την λειτουργικότητα σε ασθενείς με ανακατασκευή ΠΧΣ. Θεωρούν ότι η ερμηνεία των ισοκινητικών παραμέτρων συμπεριλαμβανομένης της επιτάχυνσης / επιβράδυνσης (ROM) του άκρου μπορεί να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με τη λειτουργική ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος των κάτω άκρων μετά από τραυματισμό στο γόνατο ή χειρουργική επέμβαση αλλά και σε περιπτώσεις αξιολόγησης υγιών ατόμων. Μια στατιστική τάση (θετική συσχέτιση) σημειώθηκε, για το εύρος της επιτάχυνσης των εκτεινόντων του γόνατος στις 180°/s και το τριπλό χιαστό άλμα για απόσταση ($r = 0,53$) και στις 300°/s με το MAX και με το τριπλό χιαστό άλμα ($r = 0,49$). Μια στατιστική τάση (ήπιες correlations) σημειώθηκαν μεταξύ του εύρους της επιβράδυνσης των εκτεινόντων του γόνατος στις 180°/s ($r = 0,48$) και 300°/s ($r = 0,49$) και της δοκιμασίας MAX, ενώ οι συσχετίσεις με το τριπλό χιαστό άλμα ήταν αντίστοιχα $r = 0,51$ στις 180°/s και $r = 0,49$ στις 300°/s. Καμία άλλη σχέση ή τάσεις δεν σημειώθηκαν από τα αποτελέσματα της ισοκινητικής δοκιμασίας. Είναι ενδιαφέρον να σημειωθεί ότι η θετική αυτή σχέση δεν έχει αποδειχθεί στις 450°/s κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος ή κατά τη διάρκεια της κάμψης του γόνατος και συνέβη μόνο στις 180°/s και 300°/s κατά τη διάρκεια της έκτασης του γόνατος.

Σε συμφωνία με τα αποτελέσματα των Wilk et al 1994, η παρούσα έρευνα έδειξε θετική, αλλά μέτρια έως καλή συσχέτιση μεταξύ ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων και MAX/ΣΒ ($r = 0,630$) στις 180°/s και ROM επιτάχυνσης εκτεινόντων 300°/s και MAX/ΣΒ ($r = 0,528$). Στην επιβράδυνση όμως τα αποτελέσματά μας ήταν διαφορετικά. Δεν βρέθηκε συσχέτιση του ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων με τη δοκιμασία MAX ούτε στις 180°/s ούτε στις

300°/s. Η μόνη συσχέτιση του ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων ήταν στις 60°/s με τη λειτουργική δοκιμασία ΠΒΣ.

Οι παράμετροι επιτάχυνσης και επιβράδυνσης όπως περιγράφονται στην παρούσα μελέτη παρουσιάζουν συσχετίσεις με την λειτουργικότητα αξιολογούμενη με τις συγκεκριμένες λειτουργικές δοκιμασίες που απαιτούν επιτάχυνση και επιβράδυνση. Η παρούσα μελέτη υποδεικνύουν με σαφήνεια όπως και η μελέτη των Wilk et al 1994 ότι οι ισοκινητικές δοκιμές δεν αξιολογεί απλά τη λειτουργικότητα του αγωνιστή μυός, αλλά και την ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος για κατάλληλα συνενεργοποίηση κατά τη διάρκεια της αμοιβαίων κινήσεων (during reciprocal motions), ή την ικανότητα του ανταγωνιστή να φρενάρει την κίνηση του αγωνιστή. Βρέθηκαν συσχετίσεις από ήπιες έως μέτριες έως καλές του χρόνου επιτάχυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων με τις λειτουργικές MAA, TMAA και MAX, του ROM επιτάχυνσης και επιβράδυνσης καμπτήρων και εκτεινόντων με τις λειτουργικές αυτές. Τέλος το ROM επιτάχυνσης των εκτεινόντων στις 60°/s και το IROM καμπτήρων στις 300°/s έδωσαν δύο από τις λιγοστές συσχετίσεις της παρούσας εργασίας με τη λειτουργική ΠΒΣ. Η κατάλληλη ερμηνεία ισοκινητικών παραμέτρων όπως περιγράφονται στην παρούσα έρευνα, συμπεριλαμβανομένων της επιτάχυνσης / επιβράδυνσης και της MP, μπορεί να προσφέρουν πολύ χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με τη λειτουργική ικανότητα του νευρομυϊκού συστήματος του κάτω άκρου μετά τραυματισμό στο γόνατο ή χειρουργική επέμβαση αλλά και σε υγιή άτομα.

6.2.3. ANTOXH

Οι μόνες συσχετίσεις που βρέθηκαν μεταξύ αντοχής υπολογισμένης στην γωνιακή ταχύτητα των 300°/s ήταν θετική ήπια συσχέτιση ($r = 0,428$) στους εκτεινόντες με τη λειτουργική MAA και στους καμπτήρες θετική μέτρια έως καλή συσχέτιση ($r = 0,547$) με τη λειτουργική MAX. Μικρές έως καθόλου συσχετίσεις ($r = 0,039$ έως $r = 0,218$) βρέθηκαν μεταξύ της αντοχής καμπτήρων και των λειτουργικών MAA, TMAA και ΠΒΣ και των εκτεινόντων με τις λειτουργικές TMAA, MAX και ΠΒΣ.

Συμπερασματικά, το να συγκριθεί η παρούσα μελέτη με παλαιότερες μελέτες είναι δύσκολο, διότι προηγούμενες έρευνες δεν αξιολόγησαν τις ίδιες μεταβλητές που συμπεριλήφθηκαν στην παρούσα μελέτη. Όλα τα δημοσιευμένα άρθρα που συγκρίνουν την ισοκίνηση με λειτουργική αξιολόγηση χρησιμοποιούσαν είτε μειομετρική είτε πλειομετρική μέγιστη ροπή και λίγα το συνολικό έργο ή την torque acceleration energy. Η

παρούσα μελέτη διερεύνησε τη σχέση των κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος ισοκινητικών μεταβλητών (MMP/ΣΒ, ΣΕ/ΣΒ, ΜΙ/ΣΒ) με τα αποτελέσματα τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών εκφραζόμενα και αυτά σε ποσοστό του ΣΒ. Προηγούμενες μελέτες χρησιμοποίησαν μόνο τις αποστάσεις αναπήδησης κατά τη διάρκεια των δοκιμασιών αναπήδησης ή τον αριθμό των επαναλήψεων ολοκληρώνεται με το ΠΒΣ. Υποθέτουμε ότι η κανονικοποίηση με το σωματικό βάρος θα οδηγήσει σε ένα καλύτερο δείκτη των επιδόσεων της λειτουργικότητας των κάτω άκρων, διότι οι αναπηδήσεις και γενικά οι δοκιμές ευκινησίας (agility tests) απαιτούν από τους συμμετέχοντες να ελέγξουν το σωματικό τους βάρος στο χώρο. Κανονικοποιημένα αποτελέσματα λειτουργικών δοκιμασιών χρησιμοποιήθηκαν επίσης για να διευκολυνθούν οι πιο ακριβείς συγκρίσεις των επιδόσεων των μυών μεταξύ ατόμων του διαφορετικά σωματομετρικά χαρακτηριστικά.

6.3. ΠΙΘΑΝΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

Σε κάθε πειραματική μελέτη υπάρχουν κάποια μειονεκτήματα τα οποία μπορούν να επηρεάσουν την εγκυρότητα και να θέσουν τα αποτελέσματά της υπό αμφισβήτηση. Έτσι, στην παρούσα μελέτη καλό είναι να είναι γνωστές οι αδυναμίες που τυχόν υπάρχουν για να μπορεί να κριθεί αν τα αποτελέσματα μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην κλινική πράξη. Η εγκυρότητα χωρίζεται σε εσωτερική και εξωτερική. Η εσωτερική εγκυρότητα έχει να κάνει με την πιθανότητα τα αποτελέσματα να μην αντικατοπτρίζουν με ακρίβεια το τι συνέβη στο πείραμα. Περιλαμβάνει το ιστορικό, την ωρίμανση, την μέτρηση, το μέσο της μέτρησης, την επιλογή δείγματος, την πειραματική θνησιμότητα, την αλληλεπίδραση επιλογής ομάδας και τέλος το Placebo, Hawthorn, Halo και Avis effect. Η εξωτερική εγκυρότητα σχετίζεται με το κατά πόσο τα ευρήματα του πειράματος μπορούν να γενικευθούν στο πληθυσμό. Περιλαμβάνει την προκατάληψη στην επιλογή δείγματος, την αλληλεπίδραση αποτελεσμάτων μέτρησης, την αλληλεπίδραση πειραματικής τοποθεσίας και τις πολλαπλές θεραπείες.

Από τις απειλές εξωτερικής εγκυρότητας, στην παρούσα μελέτη δεν υπήρχε αλληλεπίδραση αποτελεσμάτων μέτρησης και πειραματικής τοποθεσίας, διότι το σύνολο του δείγματος αξιολογείται μία φορά και δεν υπάρχει επίδραση της πρώτης μέτρησης, ούτε αλληλεπίδραση μεταξύ των μετρήσεων. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιούνται στις ίδιες συνθήκες, στον ίδιο χώρο και την ίδια εποχή. Υπήρξε όμως προκατάληψη στην επιλογή δείγματος μιας και το δείγμα δεν επιλέχθηκε με τυχαίο τρόπο, χωρίς να υπάρχει βέβαια

συνειδητή μεροληψία, δηλαδή δεν έγινε επιλογή συγκεκριμένων ατόμων με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά.

Όσον αφορά τις απειλές εσωτερικής εγκυρότητας, λόγω της φύσης της παρούσας έρευνας και της πραγματοποίησης μια μόνο αξιολόγησης στους συμμετέχοντες δεν υπάρχει ωρίμανση, η οποία έχει να κάνει με αλλαγές (λόγω ηλικίας, σοφίας κλπ) στην εξαρτημένη μεταβλητή που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της μελέτης λόγω φυσιολογικής χρονικής εξέλιξης και ωρίμανσης/ανάπτυξης των ατόμων, ούτε επίδραση μεταξύ επαναλαμβανόμενων μετρήσεων και επίδραση της μάθησης (πχ επίδραση μιας μέτρησης στην άλλη). Επιπλέον, δεν υπάρχει πειραματική θνησιμότητα, αλληλεπίδραση επιλογής ομάδας, Placebo, Hawthorn, Halo και Avis effect διότι πραγματοποιήθηκε αξιολόγηση σε μια ομάδα ατόμων χωρίς να απαιτείται τυφλοποίηση για τους αξιολογητές ούτε για τους αξιολογούμενους. Επίσης δεν υπήρχαν αλλαγές λόγω ιστορικού. Στο ιστορικό περιλαμβάνονται αλλαγές στην εξαρτημένη μεταβλητή λόγω διαφόρων ιστορικών ή χρονικών γεγονότων τα οποία δεν σχετίζονται με τη μελέτη πχ διάφορα, τυχαία ή μη, γεγονότα μεταξύ των μετρήσεων. Το δείγμα ήταν ετερογενές και δεν είχαν όλοι οι συμμετέχοντες εμπειρία μέτρησης σε ισοκινητικό δυναμόμετρο οπότε τα αποτελέσματα δεν θα επηρεαστούν από τη εξοικείωση έστω και μέρους των συμμετεχόντων. Επομένως, παρακάτω θα γίνει αναφορά και το κομμάτι αυτό της παρούσας εργασίας θα επικεντρωθεί κυρίως σε σφάλματα που προκύπτουν σε σχέση με τον τρόπο επιλογής του δείγματος αλλά και άλλα σφάλματα που σχετίζονται με το μέσο αξιολόγησης.

6.3.1. ΔΕΙΓΜΑ

Στη διαδικασία επιλογής του δείγματος θα πρέπει να επιτυγχάνεται η αντιπροσωπευτικότητα του πληθυσμού, δηλαδή το δείγμα θα πρέπει να περιέχει τις χαρακτηριστικές ιδιότητες του πληθυσμού ως μικρότερο είδωλο αυτού. Σκοπός της δειγματοληψίας εξάλλου δεν είναι να μετρηθούν οι χαρακτηριστικές ιδιότητες του δείγματος, αλλά απ' αυτό να λάβουμε εκτιμήσεις των πραγματικών μεγεθών του πληθυσμού.

Η εύρεση του δείγματος μπορεί να γίνει με 2 τρόπους: είτε με απογραφή είτε με δειγματοληπτική έρευνα. Η απογραφή απαιτεί την καταγραφή των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων όλων των μονάδων του εκάστοτε ερευνόμενου πληθυσμού. Οι απογραφές δεν υπόκεινται, σε δειγματοληπτικό σφάλμα και δίνουν την δυνατότητα παραγωγής στατιστικών δεδομένων σε μεγάλη θεματική και γεωγραφική ανάλυση και αποτελούν τη

βάση για τη διενέργεια άλλων στατιστικών ερευνών. Απαιτούν όμως μεγάλο χρόνο για την προετοιμασία και διεξαγωγή και έχουν υψηλό κόστος (Ρόντος & Παπάνης 2006).

Αντίθετα, οι δειγματοληπτικές έρευνες, όπως η παρούσα έρευνα, αποτελούν στατιστικές εργασίες, στις οποίες η συλλογή των δεδομένων περιορίζεται σε ένα αντιπροσωπευτικό δείγμα του ερευνόμενου πληθυσμού με το μειονέκτημά τους να είναι ότι έχουν δειγματοληπτικό σφάλμα. Υπάρχουν όμως μέθοδοι περιορισμού του. Σε οποιαδήποτε δε περίπτωση το σφάλμα αυτό είναι μετρήσιμο. Η μετάβαση αυτή από την εκτίμηση του δείγματος στο πραγματικό, αλλά άγνωστο μέγεθος του πληθυσμού, υπόκειται σε σφάλμα και ισχύει με συγκεκριμένη πιθανότητα. Το σφάλμα αυτό είναι μετρήσιμο, όταν η διαδικασία γίνεται με συγκεκριμένο (τυχαίο) τρόπο (Ρόντος & Παπάνης 2006).

Γενικώς τα σφάλματα του δείγματος, στη στατιστική διακρίνονται σε δύο γενικές κατηγορίες: τα δειγματοληπτικά και τα μη δειγματοληπτικά σφάλματα. Το δειγματοληπτικό σφάλμα, προκύπτει στη περίπτωση που δεν ερευνάται ολόκληρος ο πληθυσμός, αλλά ένα δείγμα αυτού. Η ύπαρξη του δειγματοληπτικού σφάλματος είναι εγγενές της διαδικασίας της δειγματοληψίας, είναι δυνατόν να μειωθεί αλλά όχι να μηδενιστεί παρά μόνο όταν η έρευνα είναι απογραφική ενώ το μέγεθος του δειγματοληπτικού σφάλματος μειώνεται (η ακρίβεια της έρευνας αυξάνεται) με την αύξηση του δείγματος. Οφείλεται δε στις τυχαίες διακυμάνσεις της δειγματοληψίας, δηλαδή στο γεγονός ότι το δείγμα, δεν είναι δυνατόν να είναι απολύτως αντιπροσωπευτικό του πληθυσμού από τον οποίο προέρχεται και επομένως οι μετρήσεις που προκύπτουν από το δείγμα θα αποκλίνουν από τις αντίστοιχες πραγματικές του πληθυσμού. Τα μη δειγματοληπτικά σφάλματα οφείλονται συνήθως σε ατέλειες του σχεδιασμού και της οργάνωσης της έρευνας για λόγους ταχύτητας και περιορισμού του κόστους, δεύτερον σε λάθη των ερευνητών, κωδικογράφων, κλπ. και τρίτον άλλες αντικειμενικές δυσκολίες που ανακύπτουν κατά την εκτέλεση μιας στατιστικής έρευνας. Τα μη δειγματοληπτικά λάθη περιορίζουν την ποιότητα των συλλεγόμενων στοιχείων και επομένως την αξία των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από αυτά (Ρόντος & Παπάνης 2006).

Για να μειωθούν τα μη δειγματοληπτικά σφάλματα θα πρέπει να αποφεύγεται η πλημμελής οργάνωση και σχεδιασμός της έρευνας και να λαμβάνονται όλα τα μέτρα για τον περιορισμό των λαθών που προκαλούνται από τα όργανα της έρευνας. Τέλος, μέρμνα πρέπει να λαμβάνεται για την ελαχιστοποίηση των αντικειμενικών παραγόντων που δημιουργούν λάθη. Μερικά από τα μη δειγματοληπτικά λάθη είναι: η ακατάλληλη

μέθοδος δειγματοληψίας και ανεπαρκές μέγεθος δείγματος, η επιλογή ακατάλληλων ερευνητών, οι ατέλειες προγραμμάτων Η/Υ για την επεξεργασία των δεδομένων, η έλλειψη κατάλληλης υποδομής (hardware, software), η ελλιπής δημοσιοποίηση της έρευνας, τα λάθη της κωδικογράφησης ή τα λάθη εισαγωγής των δεδομένων στον Η/Υ. Στις αντικειμενικές δυσκολίες περιλαμβάνονται: η μη ανταπόκριση-εύρεση μονάδων δείγματος, η έλλειψη ενδιαφέροντος (στατιστικής συνείδησης) από τους ερευνώμενους, το επίπεδο μόρφωσης των ερευνώμενων, λάθη επικοινωνίας κατά την συνέντευξη κλπ (Ρόντος & Παπάνης 2006).

Πιο συγκεκριμένα, στην παρούσα έρευνα η επιλογή δείγματος δεν πραγματοποιήθηκε κατόπιν τυχαιοποίησης. Η επιλογή των συμμετεχόντων έγινε με μη τυχαία δειγματοληψία (Δείγμα ευκολίας & Μέθοδο της χιονόμπαλας) με τον πληθυσμό να αποτελούν κυρίως φοιτητές του Τμήματος Φυσικοθεραπείας, με τον εθελοντή να συμμετέχει στην έρευνα σύμφωνα με τα κριτήρια ένταξης και αποκλεισμού που ορίστηκαν από τον ερευνητή της μελέτης. Δείγμα ευκολίας είναι πολύ συχνή και πρακτική προσέγγιση που χρησιμοποιείται για δειγματοληψία σε πειραματικές έρευνες. Σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο, επιλέγεται όποιος εθελοντής είναι διαθέσιμος και πληροί τα κριτήρια ένταξης. Ως προς τη μέθοδο της χιονόμπαλας (Snowball sampling - Δειγματοληψία της χιονοστιβάδας), σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, τα άτομα με τα προκαθορισμένα χαρακτηριστικά που αρχικά επιλέχθηκαν για την έρευνα παρέχουν στοιχεία επικοινωνίας και συστήνουν στον ερευνητή άλλους εθελοντές που ανταποκρίνονται στα κριτήρια επιλογής ανάλογα με τις επαφές που αυτά τα άτομα έχουν. Είναι μια μέθοδος που χρησιμοποιείται για γρήγορη αύξηση του δείγματος των ερευνών για αυτό χρησιμοποιείται και η έννοια της χιονόμπαλας που καθώς κατεβαίνει, μεγαλώνει συνεχώς (Marshall 1996). Η αύξηση όμως του δείγματος συνεπάγεται σε αύξηση του κόστους και του απαιτούμενου χρόνου διενέργειας της έρευνας. Εκτιμάται ότι το κόστος της έρευνας αυξάνει σχεδόν αναλογικά με την αύξηση του δείγματος (Hoinville et al. 1983). Δεν υπήρχε θέμα κόστους στην παρούσα μελέτη.

Θα μπορούσε να ισχυριστεί κανείς ότι υπήρξε προκατάληψη στην επιλογή δείγματος μιας και το δείγμα δεν επιλέχθηκε τυχαιοποιημένα χωρίς όμως να υπάρχει συνειδητή μεροληψία, δηλαδή δεν έγινε επιλογή συγκεκριμένων ατόμων με συγκεκριμένα χαρακτηριστικά επομένως δεν υπήρξε σκοπιμότητα ως προς τη δειγματοληψία γι αυτό και το δείγμα ήταν ετερογενές, με άτομα με διαφορετικό επίπεδο φυσικής δραστηριότητας και άνισο σε γυναίκες - άνδρες με το 69,2% του συνολικού δείγματος να μην έχουν προηγούμενη εμπειρία σε ισοκινητικό μηχάνημα. Επίσης, είναι προφανές, ότι ο

συγκεκριμένος τρόπος συλλογής του δείγματος δεν αντιπροσωπεύει τον πληθυσμό και δεν έχει επιστημονική εγκυρότητα. Η χρήση του συγκεκριμένου σχεδίου γίνεται κυρίως για πιλοτικές έρευνες και όχι τόσο για εξαγωγή συμπερασμάτων. Άλλα μειονεκτήματα του δείγματος ευκολίας είναι η αδυναμία υπολογισμού τυχαίου σφάλματος και η μεγάλη πιθανότητα συστηματικού σφάλματος, ενώ απαιτεί μεγάλη εμπειρία και επανειλημμένη εφαρμογή. Σε παρόμοιες έρευνες ο αριθμός δείγματος είναι από 18 έως 100+ άτομα και αξιολογούνται διάφοροι πληθυσμοί (υγιείς, αθλητές ή μη, άτομα με ανακατασκευή ή ανεπάρκεια ΠΧΣ, ΣΕΠ, ΟΑΓ κλπ).

Όσον αφορά το μέγεθος του δείγματος, αυτό συνήθως υπολογίζεται με στατιστικούς δείκτες βάσει παλαιότερων μελετών ή βάσει υπόθεσης του ερευνητή. Το ζητούμενο είναι να επιφέρει στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα. Γενικά, ένα δείγμα 100+ είναι υπεραρκετό για στατιστικές δοκιμασίες. Στην παρούσα μελέτη θεωρήθηκε ότι τουλάχιστον ένα δείγμα 24+ ατόμων (12 άνδρες, 12 γυναίκες) είναι επαρκές δείγμα. Δεν πραγματοποιήθηκε power calculation για τον υπολογισμό του δείγματος, αν και θα έπρεπε. Υπάρχουν διάφορα λογισμικά και εφαρμογές που χρησιμοποιούνται για power calculation για λειτουργικό Windows και Mac OS (πχ PASS, DSTPLAN, Stata, Splus) Το power calculation ουσιαστικά υπολογίζει το δείγμα που απαιτείται ώστε να υπάρχει μια καλή πιθανότητα (power) για την εύρεση του στατιστικά σημαντικού μεγέθους της επίδρασης που καθορίζεται στα ερευνητικά ερωτήματα. Βέβαια, στηρίζεται συνήθως σε παλαιότερες μελέτες και στα αποτελέσματά τους γεγονός που ίσως ενέχει ερωτήματα ως προς την ποιότητα των μελετών που θα επιλεγθούν.

Ένας ακόμη παράγοντας που σχετίζεται με το δείγμα της μελέτης είναι ότι πολλά από τα άτομα του δείγματος ήταν φοιτητές φυσικοθεραπείας. Λόγω αυτής τους της ιδιότητας είχαν γνώση του αντικειμένου της μελέτης και μπορούσαν να αντιληφθούν παράγοντες τους οποίους ο ερευνητής ίσως ήθελε να αποκρύψει έτσι ώστε να αυξήσουν την εσωτερική εγκυρότητα. Είναι κατανοητό ότι τα αποτελέσματα ίσως ήταν διαφορετικά αν αυτά τα άτομα είχαν άλλη ιδιότητα και όχι του φυσικοθεραπευτή. Τέλος, το δείγμα της παρούσας έρευνας έχει σχετικά μικρή μεταβλητότητα ως προς την ηλικία των ατόμων (18-32). Το 76,9% των ατόμων ήταν ηλικίας μεταξύ 18-25 και το 23% είναι 26-32 ετών. Λόγω του ότι επιλέχθηκε μια συγκεκριμένη ηλικιακή ομάδα (18-32) δεν υπάρχει τρόπος να γνωρίζουμε πώς νεότεροι συμμετέχοντες ή μεγαλύτεροι από αυτό το εύρος ηλικιών θα βαθμολογούνταν στις λειτουργικές δοκιμασίες, στις ισοκινητικές παραμέτρους και πού θα κυμαίνονταν οι συσχετίσεις.

6.3.2. ΜΕΣΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Τα μέσα που χρησιμοποιήθηκαν για αξιολόγηση ήταν το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 και τέσσερις λειτουργικές δοκιμασίες που δεν απαιτούσαν ιδιαίτερο εργαστηριακό εξοπλισμό. Η αλληλουχία των δοκιμασιών ήταν αυστηρή και συνεχόμενη με αποτέλεσμα η κόπωση να είναι ένας παράγοντας που μπορεί να επηρεάσει τα αποτελέσματα όπως επίσης η επίδραση της κινητικής μάθησης (κατά την αξιολόγηση του αντίθετου άκρου) μπορεί επίσης να είναι ένας περιορισμός. Γι αυτό το λόγο πριν την έναρξη της διαδικασίας αξιολόγησης καθοριζόταν με τυχαίο τρόπο αν θα ξεκινήσει ο αξιολογούμενος με τη λειτουργική ή ισοκινητική αξιολόγηση, η σειρά με την οποία με την οποία θα πραγματοποιηθούν οι λειτουργικές δοκιμασίες αλλά και πιο άκρο θα αξιολογηθεί πρώτα σε κάθε δοκιμασία. Με αυτό τον τρόπο ελαχιστοποιήθηκε όσο ήταν δυνατόν η αλλοίωση των αποτελεσμάτων σε κάποια συγκεκριμένη δοκιμασία αξιολόγησης λόγω της κόπωσης και ήταν και μια προσπάθεια να αποφευχθεί η επίδραση της μάθησης που μπορεί να έχει μια δοκιμασία σε μια άλλη ή από το ένα άκρο στο άλλο. Ιδανικά, οι συμμετέχοντες θα έπρεπε να εκτελούν κάθε σειρά δοκιμασιών (ισοκίνηση / λειτουργική αξιολόγηση) σε διαστήματα μίας εβδομάδας, αλλά αυτό δεν ήταν δυνατό λόγω χρονικών περιορισμών που επιβλήθηκαν. Επίσης, ορισμένοι από τους συμμετέχοντες είχαν προηγούμενη εμπειρία με ισοκινητική αξιολόγηση, ενώ άλλοι όχι γεγονός που μπορεί και αυτό να επηρεάσει ορισμένα αποτελέσματα αν και το δείγμα ήταν ετερογενές με μεγάλο ποσοστό ατόμων να μην έχουν κάνει χρήση ή να γνωρίζουν την ισοκίνηση παλαιότερα. Τέλος, ήταν δύσκολο να ελεγχθεί το επίπεδο προσπάθειας του κάθε ατόμου στην ισοκίνηση και στις λειτουργικές δοκιμασίες

6.3.2.1. ΙΣΟΚΙΝΗΤΙΚΟ ΔΥΝΑΜΟΜΕΤΡΟ

Το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex System 3 που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη είναι αξιόπιστο και έγκυρο μέσο αξιολόγησης της ΜΡ, του ΣΕ και της ΜΙ των μυών της άρθρωσης του γόνατος. Για να αποφευχθούν απειλές σχετικά με αυτό το μέσο αξιολόγησης ο ερευνητής πραγματοποιούσε βαθμονόμηση (calibration) κάθε φορά που το μηχάνημα τιθόταν σε λειτουργία. Τηρήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο σε όλους τους συμμετέχοντες με την ίδια σειρά γωνιακών ταχυτήτων αξιολόγησης αλλά και ίδιο χρόνο ανάπαυσης ανάμεσα στα σετ. Ο ερευνητής είχε μια μικρή εμπειρία σε παρόμοια μέτρηση στην άρθρωση του γόνατος και ως αξιολογητής και ως αξιολογούμενος οπότε τα λάθη στη χρήση του μέσου αξιολόγησης (δυναμομέτρου) ελαχιστοποιήθηκαν όσο το δυνατό περισσότερο διότι μπορεί να οδηγήσουν επίσης σε αλλοίωση των αποτελεσμάτων.

Αν και χρησιμοποιήθηκαν όλοι οι κατάλληλοι μάντες σταθεροποίησης κατά τη διάρκεια της ισοκινητικής αξιολόγησης και όλοι οι συμμετέχοντες είχαν σταυρωμένα τα χέρια τους πάνω στο στήθος τους κατά τη δοκιμή, κάποιου βαθμού υποκατάσταση από άλλες μυϊκές ομάδες πέραν αυτών που αξιολογούνται μπορεί να εξακολουθεί να υπάρχει. Ένας άλλος περιορισμός που ήταν παρόν κατά τη χρήση του ισοκινητικού δυναμομέτρου ήταν η κόπωση. Κόπωση θα μπορούσε να έχει παίξει ρόλο ειδικά στην ισοκινητική δοκιμή στις 300°/s (κόπωση από τις προηγούμενες ταχύτητες) επειδή αυτή ήταν η τελευταία γωνιακή ταχύτητα που αξιολογούταν ακόμα κι αν δόθηκαν περίοδοι ανάπαυσης μεταξύ κάθε μίας από τις γωνιακές ταχύτητες που αξιολογήθηκαν.

6.3.2.2. ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΕΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ

Οι λειτουργικές δοκιμασίες που χρησιμοποιήθηκαν εκτός της δοκιμασίας ΠΒΣ είναι ελεγμένες για την αξιοπιστία και την εγκυρότητά τους. Η αξιοπιστία των δοκιμασιών αναπήδησης και σε τραυματισμένους και σε υγιή άτομα έχει ερευνηθεί και αποδειχθεί ότι είναι υψηλή. Η εγκυρότητα από την άλλη έχει μελετηθεί, αλλά είναι σαφώς πιο σύνθετο θέμα σε σχέση με την αξιοπιστία, παρόλα αυτά οι λειτουργικές δοκιμασίες έχουν και ευαισθησία και εξειδίκευση. Βέβαια, στην αρθρογραφία, κατά τον έλεγχο της αξιοπιστίας και της εγκυρότητας των λειτουργικών δοκιμασιών, οι μεθοδολογίες που χρησιμοποιούνται ποικίλουν. Πρώτον, μόνο δύο από τις μελέτες (Ageberg et al. 1998; Ross et al. 2002) της ανασκόπησης που πραγματοποιήθηκε από το συγγραφέα της παρούσας εργασίας έδωσαν πληροφορίες σχετικά με τα επίπεδα δραστηριότητας των συμμετεχόντων. Αυτό είναι σημαντικό γιατί ευρήματα από πληθυσμό αθλητών δεν μπορούν να εφαρμοστούν σε ένα πληθυσμό που κάνει καθιστική ζωή και το αντίστροφο (Munro & Herrington 2011). Επιπλέον, μελέτες χρησιμοποιούν συχνά ένα άνισο δείγμα ανδρών και γυναικών (Booher, 1993; Bolgla, & Keskula 1997; Ageberg et al. 1998 ; Ross et al. 2002; Hopper et al 2002), παρά το γεγονός ότι μια μελέτη έχει δείξει σημαντικές διαφορές στις βαθμολογίες των δοκιμασιών αναπήδησης μεταξύ των δύο φύλων (Barber et al. 1990), το οποίο μπορεί να παραποιήσει την μετέπειτα ανάλυση των δεδομένων και τις βαθμολογίες αξιοπιστίας. Είναι ενδιαφέρον, ότι έχει αναφερθεί επίσης ότι η επίδραση της μάθησης ήταν παρούσα σε ορισμένες μελέτες (Booher et al. 1993; Bolgla, & Keskula 1997; Ageberg et al. 1998 Hopper et al 2002; Reid et al 2007 , γεγονός που μπορεί να κάνει τις τιμές της αξιοπιστίας αυτών των μελετών μη έγκυρες. Παρά τις αναφορές στις επιδράσεις της μάθησης μόνο μια μελέτη έχει εξετάσει επαρκώς τις διαφορές μεταξύ των δοκιμασιών (Bolgla & Keskula 1997), βρίσκοντας ότι 3 πρακτικές δοκιμές ήταν επαρκείς

για τις δοκιμασίες TMAA, MAX και τριπλό χιαστό άλμα, ενώ μπορεί να χρειαστούν 4 δοκιμές για την δοκιμασία MAA. Οι Munro & Herrington (2011) κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι περαιτέρω έρευνα ως προς την επιρροή της μάθησης που συνδέεται με τις δοκιμασίες αναπήδησης ήταν απαραίτητη.

Ένας πρόσθετος περιορισμός για τις λειτουργικές δοκιμασίες ήταν ότι διεξήχθησαν σε ένα ελεγχόμενο κλινικό περιβάλλον και επομένως ίσως είναι δύσκολο να γενικεύσουμε όσον αφορά τις ανεξέλεγκτες κινήσεις που συμβαίνουν κατά τη συμμετοχή σε άλλες δραστηριότητες, όπως διάφορα αθλήματα. Οπότε τίθεται το ερώτημα κατά πόσο υπάρχει πραγματική προσομοίωση. Ένας επιπλέον περιορισμός είναι ότι στη δοκιμασία MAX χρησιμοποιήθηκε ένα χειροκίνητο χρονόμετρο (manual stop watch) το οποίο δεν ήταν σε θέση να καταγράψει αλλαγές που δεν ανιχνεύονται από το ανθρώπινο μάτι. Από μικρά λάθη στο «manual timing» θα μπορούσε ενδεχομένως να οδηγήσει σε μεγάλες διαφορές, μελλοντικές μελέτες θα πρέπει να χρησιμοποιούν μια ηλεκτρική συσκευή χρονισμού (electrical timing device) για να δούμε αν υπάρχουν τέτοιες διαφορές (Bolglia & Keskula 1997). Επίσης, ο ερευνητής ήταν αυτός που κρατούσε το χρόνο δίνοντας παράλληλα το παράγγελμα για την έναρξη της προσπάθειας σε αυτή τη δοκιμασία γεγονός που ίσως επηρέασε την ακρίβεια. Πιο σωστό θα ήταν να υπήρχε ξεχωριστός αξιολογητής για τον χρόνο όπως επίσης θα μπορούσε ο χρόνος να καταγραφεί με πιο ακριβές μέσο όπως καταγραφή από κάμερα και υπολογισμό του χρόνου από την παρατήρηση του βίντεο στον υπολογιστή. Όλες οι μελέτες όμως χρησιμοποιούν απλό χρονόμετρο.

Η χρήση ενός ακόμα ατόμου ως αξιολογητή στις λειτουργικές για όλη τη μελέτη ενέχει και αυτό πηγή σφάλματος. Με το να αξιολογεί ένα μόνο άτομο ελαχιστοποιείται η μεταβλητότητα στα καταγραφόμενα αποτελέσματα. Ωστόσο, αυτό μπορεί να μην έχει μειώσει το ανθρώπινο λάθος κατά τη μέτρηση της απόστασης αναπήδησης ή για τον υπολογισμό του μέσου όρου των αποστάσεων αναπήδησης στις τρεις δοκιμασίες αναπήδησης και στη χρονομέτρηση. Στη παρούσα έρευνα έγινε προσπάθεια για συνέπεια, έχοντας τον ίδιο τον ερευνητή που πραγματοποιεί την ισοκινητική αξιολόγηση να επιβλέπει και τις λειτουργικές δοκιμασίες.

Η απόδοση στις λειτουργικές δοκιμασίες ενδέχεται να επηρεαστεί από την κόπωση είτε λόγω των προηγούμενων δοκιμασιών είτε αν έχει προηγηθεί η ισοκινητική αξιολόγηση με δεδομένο επίσης το ότι οι συμμετέχοντες είναι διαφορετικής φυσικής κατάστασης και κάποιοι από αυτούς δεν ασχολούνται με αθλητικές δραστηριότητες. Αυτός ήταν ο λόγος

που πραγματοποιήθηκε τυχαιοποίηση. Πριν την έναρξη της διαδικασίας αξιολόγησης καθορίστηκε με τυχαίο τρόπο με ποιο από τα δύο μέρη θα ξεκινήσει ο κάθε συμμετέχων (Ισοκίνηση ή λειτουργικές δοκιμασίες), τη σειρά με την οποία με την οποία θα πραγματοποιηθούν οι λειτουργικές δοκιμασίες αλλά και πιο άκρο θα αξιολογηθεί πρώτα σε κάθε δοκιμασία.

Η δοκιμασία ΠΒΣ ως άσκηση έχει τα οφέλη του να είναι λειτουργική, γρήγορη, απλή και ανέξοδη. Παρόλα αυτά η δοκιμασία αυτή δεν έχει προηγουμένως εξεταστεί ως αξιόπιστος και έγκυρος τρόπος μέτρησης της μέγιστης δύναμης των κάτω άκρων. Παρά το γεγονός ότι είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη κλινική μέθοδος για να αυξήσει τη δύναμη των μυών του μηρού, οι συγγραφείς δεν έχουν καταφέρει να εντοπίσουν δημοσιευμένα στοιχεία που να δείχνουν την αποτελεσματικότητας της ενδυνάμωσης μέσω αυτού του πρωτόκολλου άσκησης, ενώ λίγα είναι τα δεδομένα για την αξιοπιστία της ως δοκιμασία αξιολόγησης της λειτουργικότητας της άρθρωσης του γόνατος (Reynolds et al. 1992). Ίσως για μεθοδολογικούς λόγους δεν θα έπρεπε να χρησιμοποιηθεί αυτή η δοκιμασία ως δοκιμασία αξιολόγησης, αλλά η παρούσα μελέτη δίνει ένα επιπλέον ερέθισμα για μετέπειτα έρευνα σχετικά με αυτή τη λειτουργική δοκιμασία. Όσες μελέτες έχουν ασχοληθεί με την ΠΒΣ τη χρησιμοποιούν με διαφορετικά πρωτόκολλα. Συγκεκριμένα χρησιμοποιείται: 1) ο μέγιστος αριθμός επαναλήψεων σε καθορισμένο ύψος βήματος και συγκεκριμένα χρόνο αξιολογώντας την αντοχή (Worrell et al. 1993), 2) καθορίζοντας το μέγιστο ύψος βήματος (σκαλοπατιού) που ένα άτομο μπορεί να ανέβει μόνο μια φορά (δηλαδή, 1 μέγιστη επανάληψη, RM, η οποία μετράται σε cm) (King et al. 2007), 3) όσες περισσότερες επαναλήψεις σε χρόνο 15 sec και 4) 50 επαναλήψεις όσο το δυνατόν πιο γρήγορα (Ross1997).

6.3.3. ΑΛΛΟΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ

Η αξιολόγηση της μέγιστης μυϊκής παραγόμενης ροπής μπορεί να επηρεαστεί από την ψυχολογία του ατόμου, πράγμα που ο ερευνητής δεν μπορεί να ελέγξει. Επίσης, ούτε η κόπωση κατά την διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας μπορεί να περιοριστεί, διότι ο κάθε άνθρωπος έχει διαφορετική μυϊκή αντοχή στην εκτέλεση πολλαπλών μέγιστων επαναλήψεων. Ο ερευνητής δεν ήταν σε θέση να λάβει υπόψη και να εντοπίσει προηγούμενους τραυματισμούς των ατόμων στα κάτω άκρα που να μην είχαν υποβληθεί σε θεραπεία από γιατρό ή φυσικοθεραπευτή. Ως εκ τούτου, παρατεταμένα ελλείμματα ιδιοδεκτικότητας θα μπορούσαν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα των λειτουργικών δοκιμασιών και τα τελικά αποτελέσματα της παρούσας έρευνας.

Το ερωτηματολόγιο που χρησιμοποιήθηκε (Παράρτημα Ε), δημιουργήθηκε από τον ίδιο τον ερευνητή και δεν χρησιμοποιήθηκε στην στατιστική ανάλυση λόγω της υποκειμενικότητάς του στο να δείξει το πραγματικό επίπεδο δραστηριότητας των συμμετεχόντων και του υποκειμενικού τρόπου αξιολόγησης της φυσικής δραστηριότητας, δηλαδή ένα άτομο μπορεί να αισθάνεται μια δραστηριότητα ότι είναι έντονη, ενώ για κάποιον άλλο μπορεί να θεωρείται ελαφρά. Επειδή η ερώτηση που χρησιμοποιείται δεν είχε σαφή και συγκεκριμένη διάκριση μεταξύ των κατηγοριών δραστηριότητας, το σκορ δραστηριότητας δεν ήταν μια ακριβής δείκτης του επιπέδου δραστηριότητας. Το ίδιο ισχύει και για την ερώτηση που αφορά των εμπειρία σε ισοκίνητικό δυναμόμετρο.

Η παρούσα μελέτη είναι συσχετιστική μελέτη και ως συσχετιστική μελέτη έχει από τη φύση της περιορισμούς. Ενώ μια τέτοια μελέτη μπορεί να δείξει ότι υπάρχει σχέση μεταξύ των δύο μεταβλητών, δεν μπορεί να αποδείξει ότι μία μεταβλητή προκαλεί μια αλλαγή σε μια άλλη μεταβλητή. Με άλλα λόγια, η συσχέτιση δεν είναι ίση με την αιτιώδη συνάφεια.

Ένας άλλος περιορισμός έχει να κάνει με τα κριτήρια που χρησιμοποιούνται για να κατατάξουν τις τιμές των συντελεστών συσχέτισης (r). Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε η κατάταξη των Portney & Watkins (1993). Αυτά τα κριτήρια έχουν διαφορές τα κριτήρια του Vincent (1995) για παράδειγμα τα οποία έχουν χρησιμοποιηθεί σε άλλες παρόμοιες μελέτες. Οι Portney & Watkins (1993) κατατάσσουν τις συσχετίσεις ως «μικρές ή καθόλου συσχετίσεις» (0,00 έως 0,25), «ήπιες» (0,25 έως 0,50), «μέτριες έως καλές» (0,50 έως 0,75) και «εξαιρετικές» συσχετίσεις ($> 0,75$). Αντίθετα, σύμφωνα με τον Vincent (1995) μια «ισχυρή» σχέση (συσχέτιση) υπάρχει μεταξύ των μεταβλητών, όταν ο συντελεστής συσχέτισης (r) είναι $\geq 0,90$ και στατιστικά σημαντική (δηλ $p \leq 0,05$). Συντελεστές συσχέτισης 0,50 - 0,70 και 0,70 - 0,80 θεωρούνται «αδύναμοι» και «μέτριοι», αντίστοιχα. Εάν ο συντελεστής συσχέτισης είναι «μη σημαντικός» (δηλαδή $p > 0,05$), η σχέση αυτή είναι τυχαία και έχει μικρή εφαρμογή στην κλινική πρακτική (Greenfield et al. 1998α). Επίσης, ο Cohen (1988) κατατάσσει τις συσχετίσεις ως «αδύναμες» (0,10 - 0,30), «μέτριες» (0,30 - 0,50) και ισχυρές ($> 0,50$) και ο Evans (1996) ως «πολύ αδύναμες» (0,00 - 0,19), «αδύναμες» (0,20 - 0,39), «μέτριες» (0,40 - 0,59), «ισχυρές» (0,60 - 0,79), «πολύ ισχυρές» (0,80 - 1,00). Επομένως, μια συσχέτιση $r = 0,76$ χαρακτηρίζεται ως: «εξαιρετική» σύμφωνα με τους Portney & Watkins (1993), «μέτρια» σύμφωνα με τους Vincent (1995), ενώ σύμφωνα με Cohen (1988) και Evans (1996) «ισχυρή» συσχέτιση, γεγονός που ίσως άλλαζε ακόμα και τα συμπεράσματα που βγαίνουν από μια τέτοια συσχέτιση.

Το ίδιο συμβαίνει και με τον συντελεστή R^2 . Έχουν βρεθεί διαφορετικοί μελετητές με διαφορετικές απόψεις για το τι συνιστάται καλός συντελεστής R^2 . Ο Cohen (1988) κατατάσσει τις τιμές ως «αδύναμες» (1-9%), «μέτριες» (10-25%) και «ισχυρές» (>25%), ενώ ο Evans (1996) τις κατατάσσει ως «πολύ αδύναμες» (0-4%), «αδύναμες» (4%-16%), «μέτριες» (16%-36%), «ισχυρές» (36%-64%), «πολύ ισχυρές» (64%-100%). Οι Hair et al. (2011) & Hair et al. (2013) πρότειναν σε επιστημονική έρευνα που επικεντρώνεται σε θέματα μάρκετινγκ, τις τιμές R^2 0,75, 0,50 ή 0,25 περιγράφονται αντιστοίχως ως «σημαντική», «μέτρια» ή «αδύναμη». Οι Falk & Miller (1992) συνιστούν ότι οι τιμές R^2 θα πρέπει να είναι ίση ή μεγαλύτερη από 0,10 προκειμένου η διακύμανση που εξηγεί μια συγκεκριμένη μεταβλητή να θεωρείται επαρκής.

Τέλος, κάποιοι περιορισμοί που είναι δύσκολο να ελεγχθούν είναι οι ατέλειες προγραμμάτων H/Y για την επεξεργασία των δεδομένων, τυχόν λάθη κωδικογράφησης ή τα λάθη εισαγωγής των δεδομένων στον H/Y. Θα μπορούσε ίσως να γίνει έλεγχος από δεύτερο άτομο αλλά δεν πραγματοποιήθηκε.

6.4. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Απαιτείται περαιτέρω έρευνα. Οι συγγραφείς συνιστούν το συσχετισμό λειτουργικών και ισοκινητικών αποτελεσμάτων ξεχωριστά βάσει φύλου (άνδρες και γυναίκες) και ηλικίας αξιολογώντας διαφορετικές ηλικιακές ομάδες, χρησιμοποιώντας διαφορετικές λειτουργικές δοκιμές και άτομα που αναρρώνουν από μια κάποια παθολογία όπως ΣΕΠ που δεν έχει μελετηθεί πολύ. Θα μπορούσε επίσης να χρησιμοποιηθεί διαφορετική θέση αξιολόγησης πέραν της καθιστής που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα έρευνα. Δηλαδή, θα μπορούσε να αξιολογηθεί το τετρακέφαλος από ύπτια θέση και οι ΟΜ από πρηνή. Αυτές οι θέσεις προσομοιάζει περισσότερο τη θέση του ισχίου (ουδέτερη θέση) κατά τις δοκιμασίες αναπήδησης. Τέλος, καλό θα ήταν να δημιουργηθούν κανονιστικά δεδομένα (normative database) για τις λειτουργικές δοκιμασίες αναπήδησης, για τις ισοκινητικές παραμέτρους πέραν της ΜΡ, του ΣΕ και της ΜΙ ενώ καλύτερα θα ήταν κανονιστικά δεδομένα με τιμές κανονικοποιημένες ως προς το σωματικό βάρος που είναι καλύτερος τρόπος σύγκρισης μεταξύ ατόμων που έχουν διαφορετικό βάρος. Επίσης, χρειάζεται περισσότερη μελέτη στο κομμάτι της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης ως προς το ROM αλλά και το χρόνο (msec) με έμφαση κυρίως σε πληθυσμούς με παθολογία όπως ΠΧΣ, ΣΕΠ, ΟΑΓ κλπ και διάκριση μεταξύ των παθολογιών. Παράλληλα, προτείνεται να χρησιμοποιούνται λειτουργικές όσο πιο σχετικές με το άθλημα για να μπορούμε να έχουμε

μια εικόνα ή πρόβλεψη για το πόσο καλά μπορούν τα άτομα να εκτελέσουν μια συγκεκριμένα δραστηριότητα ή άθλημα. Τέλος, έρευνα θα πρέπει επίσης να γίνει για να αποδείξει την αξιοπιστία και την εγκυρότητα του ΠΒΣ και να βρεθεί το καλύτερο πρωτόκολλο χρήση του, ενώ πρέπει να τεθεί το ερώτημα αν αυτή η συγκεκριμένη δοκιμασία θα πρέπει να χρησιμοποιείται σε άτομα μετά τραυματισμό και στον έλεγχο της αποκατάστασης.

6.5. ΚΛΙΝΙΚΗ ΣΗΜΑΣΙΑ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να καθορίσει το βαθμό της συσχέτισης μεταξύ τεσσάρων συχνά χρησιμοποιούμενων λειτουργικών δραστηριοτήτων απόδοσης των κάτω άκρων και των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης του γόνατος. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι δεν υπάρχει ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων και της λειτουργικότητας.

Πιο συγκεκριμένα, βρέθηκαν ήπιες και μέτριες έως καλές συσχετίσεις μεταξύ των κανονικοποιημένων με το σωματικό βάρος λειτουργικές δοκιμασίες MAA, TMAA και MAX και των κανονικοποιημένων ισοκινητικών μεταβλητών MMP, ΣΕ και ΜΙ. Ήπιες συσχετίσεις βρέθηκαν μεταξύ του χρόνου επιτάχυνσης και επιβράδυνσης των καμπτήρων και των δοκιμασιών MAA, TMAA στις 60°/s, μέτριες έως καλές συσχετίσεις της MAX και της επιτάχυνσης των καμπτήρων και εκτεινόντων στις 180°/s και 300°/s, ενώ επίσης βρέθηκαν και συσχετίσεις του ROM επιτάχυνσης-επιβράδυνσης και του IROM με τη λειτουργικότητα.

Παρόλο που η δραστηριότητα ΠΒΣ χρησιμοποιείται συχνά στην κλινική πράξη κυρίως ως άσκηση ΚΚΑ, τα αποτελέσματά μας δείχνουν ότι δεν είναι καλή ως λειτουργική δοκιμασία απόδοσης. Συσχετίζοντας τις ισοκινητικές παραμέτρους με τα λειτουργικά αποτελέσματα, η δοκιμασία ΠΒΣ ήταν η μόνη λειτουργική με ελάχιστες έως καθόλου στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις για κάθε μια από τις γωνιακές ταχύτητες και για οποιαδήποτε κανονικοποιημένη ισοκινητική μεταβλητή απόδοσης (MMP, ΣΕ, ΜΙ). Παράλληλα δεν εμφανίζει στατιστικά σημαντικές συσχετίσεις ούτε με το χρόνο επιτάχυνσης, επιβράδυνσης στις 60°/s, στις 180°/s και στις 300°/s. Οι μόνες συσχετίσεις της ήταν με το ROM επιβράδυνσης εκτεινόντων στις 60°/s και το IROM καμπτήρων στις 300°/s.

Οι ισοκινητικές μεταβλητές των καμπτήρων μυών είχαν καλύτερες συσχετίσεις με τις κανονικοποιημένες με το ΣΒ λειτουργικές δοκιμασίες αναπήδησης απ' ότι οι τιμές των

εκτεινόντων, ενώ καμία από τις γωνιακές ταχύτητες αξιολόγησης δεν φάνηκε να είναι πιο ενδεικτική της λειτουργικής απόδοσης. Το ΣΕ/ΣΒ και η ΜΙ/ΣΒ είχαν καλύτερη συσχέτιση με τη λειτουργική δοκιμασία ΜΑΑ σε σχέση με τη ΜΜΡ/ΣΒ. Αντίθετα, καλύτερη συσχέτιση είχε η ΜΜΡ/ΣΒ με τη λειτουργική δοκιμασία ΤΜΑΑ και καλύτερες συσχετίσεις παρατηρήθηκαν μεταξύ ΜΜΡ/ΣΒ και ΜΙ/ΣΒ στη δοκιμασία ΜΑΧ σε σύγκριση με το ΣΕ/ΣΒ. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι παράμετροι όπως της ΜΙ και του ΣΕ κανονικοποιημένες με το ΣΒ έχουν κλινική σημασία να αξιολογούνται πέραν της ΜΜΡ.

Για τους κλινικούς οι οποίοι δεν έχουν πρόσβαση σε μια ισοκινητική συσκευή, λειτουργικές δοκιμασίες όπως οι δοκιμασίες αναπήδησης που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα έρευνα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση της λειτουργικής απόδοσης των μυών ενός ατόμου (υγιούς ή ασθενούς) χωρίς να θέτουν περιορισμούς ως προς τον εξοπλισμό. Οι δοκιμασίες αναπήδησης μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην καθημερινή κλινική πρακτική λόγω της μεγάλης αξιοπιστίας τους και λόγω του ότι από τη φύση τους δημιουργούν φορτίσεις σε περισσότερα από ένα επίπεδα κίνησης προσφέροντας μια καλή εκτίμηση της λειτουργικής απόδοσης. Η κανονικοποίηση με το ΣΒ οδηγεί σε ένα καλύτερο δείκτη της λειτουργικότητας των κάτω άκρων, διότι οι αναπηδήσεις και γενικά οι δοκιμές ευκινησίας απαιτούν από τους συμμετέχοντες να ελέγξουν το σωματικό τους βάρος στο χώρο ενώ τέλος, διευκολύνουν τις πιο ακριβείς συγκρίσεις των επιδόσεων των μυών μεταξύ ατόμων του διαφορετικά σωματομετρικά χαρακτηριστικά.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης έδειξαν μέχρι μέτριες συσχετίσεις μεταξύ των λειτουργικών αποτελεσμάτων αναπήδησης (αξιολόγηση ΚΚΑ) και των ισοκινητικών παραμέτρων (αξιολόγηση ΑΚΑ) οπότε θεωρούμε ότι πρέπει να είμαστε προσεκτικοί στο να καταλήξουμε αν η ισοκίνηση ή οι λειτουργικές από μόνες τους μπορούν να δώσουν μια εικόνα για τη λειτουργικότητα ενός ατόμου και αν τα ΑΚΑ ισοκινητικά αποτελέσματα από μόνα τους αξιολογούν τη λειτουργική κατάσταση ενός ατόμου. Αναμφισβήτητα, τα ισοκινητικά αποτελέσματα των καμπτήρων και των εκτεινόντων μυών όπως περιγράφηκαν στην παρούσα μελέτη αλλά και σε παρόμοιες μελέτες αποτελούν σημαντικές πληροφορίες και ένα σημαντικό εργαλείο για το χώρο της αποκατάστασης και για τους επαγγελματίες στο χώρο αυτό. Συμπερασματικά, συνίσταται η χρησιμοποίηση της ισοκίνησης σε συνδυασμό με τις λειτουργικές δοκιμασίες για περισσότερο αντικειμενική αξιολόγηση της μυϊκής απόδοσης των μυών του γόνατος και πρέπει να είμαστε επιφυλακτικοί στη

χρησιμοποίηση των ΑΚΑ ισοκινητικών αποτελεσμάτων όταν αξιολογείται η λειτουργική απόδοση ενός ατόμου. Ο συνδυασμός αυτός της ΑΚΑ και ΚΚΑ αξιολόγησης μπορεί να δώσει σωστές πληροφορίες για την αξιολόγηση της λειτουργικότητας και της απόδοσης των μυών του γόνατος, για επαναξιολόγηση μετά από κάποιο τραυματισμό, για την σωστή οργάνωση ενός προγράμματος αποκατάστασης της μυϊκής δύναμης και λειτουργικότητας αλλά και για να μπορεί να αξιολογηθεί η αποτελεσματικότητα και η καταλληλότητα ενός προγράμματος αποκατάστασης.

7. ΑΝΑΦΟΡΕΣ

ΑΡΘΡΟΓΡΑΦΙΑ

ΞΕΝΗ

1. Ageberg, E., Zatterstrom, R., Moritz, U., (1998). Stabilometry and one leg hop test have high test retest reliability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 8(4), 198-202.
2. Anderson, M.A., Gieck, J.H., Perrin, D., Weltman, A., Rutt, R., Denegar, C., (1991). The relationships among isometric, isotonic, and isokinetic concentric and eccentric quadriceps and hamstring force and three components of athletic performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.*, 14(3), 114-120.
3. Atkinson, G., Nevill, A.M., (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports medicine*, 26(4), 217-238.
4. Augustsson, J., Thome σ , R., Linden, 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.
5. Bandy, W., (1992). Functional rehabilitation of the athlete. *Orthop Phys Ther Clin North Am*, 1, 269-281.
6. Bandy, W.D., Rusche, K.R., Tekulve, F.Y., (1994). Reliability and limb symmetry for five unilateral functional tests of the lower extremities. *Isokinetics and exercise science*, 4(3), 108-111.
7. Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B.H., Letson, D., Chuinard, R., D'ambrosia, R., (1988). Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine*, 16(2), 113-122.
8. Barber, S.D., Noyes, F.R., Mangine, R., DeMaio, M., (1992). Rehabilitation after ACL reconstruction: function testing. *Orthopedics*, 15(8), 969-974.
9. Barber, S.D., Noyes, F.R., Mangine, R.E., Hartman, W.I.L.L., (1990). Quantitative assessment of functional limitations in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clinical orthopaedics and related research*, 255, 204-214.
10. Barnes, W.S., (1981). Isokinetic fatigue curves at different contractile velocities. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 62(2), 66-69.
11. Barnes, W.S., (1980). The relationship between maximum isokinetic strength and isokinetic endurance. *Research quarterly for exercise and sport*, 51(4), 714-717.
12. Binboga, E., Tok, S., Catikkas, F., Guven, S., Dane, S., (2013). The effects of verbal encouragement and conscientiousness on maximal voluntary contraction of the triceps surae muscle in elite athletes. *Journal of sports sciences*, 31(9), 982-988.
13. Blackburn, J.R., Morrissey, M.C., (1998). The relationship between open and closed kinetic chain strength of the lower limb and jumping performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 27(6), 430-435.
14. Bohannon, R.W., (1995). Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles. *Perceptual and motor skills*, 80(1), 163-166.
15. Bohannon, R.W., (1998). Alternatives for measuring knee extension strength of the elderly at home. *Clinical Rehabilitation*, 12(5), 434-440.
16. Bohannon, R.W., (2001). Measuring knee extensor muscle strength. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 80(1), 13-18.
17. Bolgla, L.A., Keskula, D.R., (1997). Reliability of lower extremity functional performance tests. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(3), 138-142.

18. Booher, L.D., Hench, K.M., Worrell, T.W., Stikeleather, J., (2010). Reliability of three single-leg hop tests. *JSR*, 2(3).
19. Borsa, P.A., Lephart, S.M., Irrgang, J.J., (1998). Comparison of performance-based and patient-reported measures of function in anterior-cruciate-ligament-deficient individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(6), 392-399.
20. Brosky Jr, J.A., Nitz, A.J., Malone, T.R., Caborn, D.N., Rayens, M.K., (1999). Intrarater reliability of selected clinical outcome measures following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(1), 39-48.
21. Brown, L. W. J.(2001). Asep procedures recommendation I: Accurate assessment of muscular strength and power. *Official journal of the American society of exercise physiologists*, 4(3), 1-21.
22. Brown, L.E., Whitehurst, M., Findley, B.W., Gilbert, R., Groo, D.R., Jimenez, J.A., (1998). Effect of Repetitions and Gender on Acceleration Range of Motion During Knee Extension on an Isokinetic Device. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 12(4), 222-225.
23. Brown, L.E., Whitehurst, M., Gilbert, R., Buchalter, D.N., (1995). The effect of velocity and gender on load range during knee extension and flexion exercise on an isokinetic device. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(2), 107-112.
24. Burdett, R.G., van Swearingen, J., (1987). Reliability of isokinetic muscle endurance tests. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 8(10), 484-488.
25. Butler, D.L., Noyes, F.R., Grood, E.S., (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J Bone Joint Surg Am*, 62(2), 259-270.
26. Butler, P.B., Major, R.E., (2003). The Missing Link?: Therapy issues of open and closed chains. *Physiotherapy*, 89(8), 465-470.
27. Caldwell, L.S., Chaffin, D.B., Dukes-Dobos, F.N., Kroemer, K.H.E., Laubach, L.L., Snook, S.H. et al , (1974). A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *The American Industrial Hygiene Association Journal*, 35(4), 201-206.
28. Campenella, B., Mattacola, C.G., Kimura, I.F., (2000). Effect of visual feedback and verbal encouragement on concentric quadriceps and hamstrings peak torque of males and females. *Isokinetics and exercise science*, 8(1), 1-6.
29. Chaffin, D.B., (1975). Ergonomics guide for the assessment of human static strength. *The American Industrial Hygiene Association Journal*, 36(7), 505-511.
30. Clark, N., (1998). The long-term effects of different resistance training programs in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction, Nuffield Foundation Student Research Scholarship AT/100/98/0279, Human Motion and Performance Laboratory, Department of Health Sciences, University of East London London, UK.
31. Clark, N.C., (2001). Functional performance testing following knee ligament injury. *Physical Therapy in Sport*, 2(2), 91-105.
32. Clark, N.C., Gumbrell, C.J., Rana, S., Traole, C.M., Morrissey, M.C., (2002). Intratester reliability and measurement error of the adapted crossover hop for distance. *Physical Therapy in Sport*, 3(3), 143-151.
33. Cress, N.M., Peters, K.S., Chandler, J.M., (1992). Eccentric and concentric force-velocity relationships of the quadriceps femoris muscle. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(2), 82-86.
34. Cronin, J., McNAIR, P.E.T.E., Marshall, R., (2003). The effects of bungy weight training on muscle function and functional performance. *Journal of sports sciences*, 21(1), 59-71.
35. Daniel, D.A.L.E., Malcom, L., Stone, M.L., Perth, H., Morgan, J., Riehl, B.A.R.B., (1982). Quantification of knee stability and function. *Contemp Orthop*, 5(1), 83-91.

36. Davies, G.J., (1995). The need for critical thinking in rehabilitation. *Journal of sport rehabilitation*, 4(1), 1-22.
37. De Carlo, M.S., Sell, K.E., (1997). Normative data for range of motion and single-leg hop in high school athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 6(3), 246-255.
38. Delextrat, A., Cohen, D., (2008). Physiological testing of basketball players: toward a standard evaluation of anaerobic fitness. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1066-1072.
39. Delitto, A., Irrgang, J.J., Harner, C.D., Fu, F.H., (1993). Relationship of isokinetic quadriceps peak torque and work to one legged hop and vertical jump in ACL reconstructed knees. *Phys Ther*, 73(6), S85.
40. Denegar, C.R., Ball, D.W., (1993). Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. *Journal of sport rehabilitation*, 2(1), 35-42.
41. Deones, V.L., Wiley, S.C., Worrell, T., (1994). Assessment of quadriceps muscle performance by a hand-held dynamometer and an isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(6), 296-301.
42. Dillman, C.J., Murray, T.A., Hintermeister, R.A., (1994). Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3(3), 228-238.
43. Drouin, J.M., Valovich-mcLeod, T.C., Shultz, S.J., Gansneder, B.M., Perrin, D.H., (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European journal of applied physiology*, 91(1), 22-29.
44. Duncan, P., Studenski, S., Richards, L., Gollub, S., Lai, S.M., Reker, D. et al, (2003). Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke. *Stroke*, 34(9), 2173-2180.
45. Eastlack, M.E., (1999). Licensure. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(2), 210-215.
46. English, R., Brannock, M., Chik, W.T., Eastwood, L.S., Uhl, T., (2006). The relationship between lower extremity isokinetic work and single-leg functional hop-work test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 15(2), 95.
47. Fagan, V., Delahunt, E., (2008). Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *British journal of sports medicine*, 42(10), 789-795.
48. Feiring, D.C., Ellenbecker, T.S., Derscheid, G.L., (1990). Test-retest reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(7), 298-300.
49. Findley, B.W., Brown, L.E., Whitehurst, M., Keating, T., Murray, D.P., Gardner, L.M., (2006). The influence of body position on load range during isokinetic knee extension/flexion. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5, 400-406.
50. Fu, F.H., Woo, S.L., Irrgang, J.J., (1992). Current concepts for rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(6), 270-278.
51. Gauffin, H., Pettersson, G., Tegner, Y., Tropp, H., (1990). Function testing in patients with old rupture of the anterior cruciate ligament. *International journal of sports medicine*, 11(01), 73-77.
52. Gotlin, R.S., Huie, G., (2000). Anterior cruciate ligament injuries. Operative and rehabilitative options. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 11(4), 895.

53. Gould, A., (1994). The issue of measurement validity in health-care research. *British Journal of Therapy and Rehabilitation*, 1(2), 99-103.
54. Greenberger, H.B., Paterno, M.V., (1995). Relationship of knee extensor strength and hopping test performance in the assessment of lower extremity function. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(5), 202-206.
55. Greenfield, M.L.V., Kuhn, J.E., Wojtys, E.M., (1998). A Statistics Primer Validity and Reliability. *The American journal of sports medicine*, 26(3), 483-485.
56. Haitz, K., Shultz, R., Hodgins, M., & Matheson, G. O. (2014). Test-retest and interrater reliability of the functional lower extremity evaluation. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 44(12), 947-954.
57. Harter, R.A., (1996). Clinical rationale for closed kinetic chain activities in functional testing and rehabilitation of ankle pathologies. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 13-24.
58. Herzog, W., (1988). The relation between the resultant moments at a joint and the moments measured by an isokinetic dynamometer. *Journal of biomechanics*, 21(1), 5-12.
59. Hoffman, J.R., Ratamess, N.A., Klatt, M., Faigenbaum, A.D., Kang, J., (2007). Do bilateral power deficits influence direction-specific movement patterns? *Research in Sports Medicine*, 15(2), 125-132.
60. Hopkins, J.T., Ingersoll, C.D., Sandrey, M.A., Bleggi, S.D., (1999). An electromyographic comparison of 4 closed chain exercises. *Journal of athletic training*, 34(4), 353.
61. Hopper, D.M., Goh, S.C., Wentworth, L.A., Chan, D.Y., Chau, J.H., Wootton, G.J. et al, (2002). Test retest reliability of knee rating scales and functional hop tests one year following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport*, 3(1), 10-18.
62. Hu, H.A. (1991). Test-retest reliability of the one-legged vertical jump test and the one-legged standing hop test (Doctoral dissertation, University of Pittsburgh)
63. Hungerford, D.S., Barry, M.A.U.R., (1979). Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 144, 9-15.
64. Itoh, H., Kurosaka, M., Yoshiya, S., Ichihashi, N., Mizuno, K., (1998). Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 6(4), 241-245.
65. Johansson, C.A., Kent, B.E., Shepard, K.F., (1983). Relationship between verbal command volume and magnitude of muscle contraction. *Phys Ther*, 63(8), 1260-1265.
66. Johnson, J., & Siegel, D. (1978). Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors. Research Quarterly. *American Alliance for Health, Physical Education and Recreation*, 49(1), 88-90.
67. Juris, P.M., Phillips, E.M., Dalpe, C., Edwards, C., Gotlin, R.S., Kane, D.J., (1997). A dynamic test of lower extremity function following anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(4), 184-191.
68. Kålund, S., Sinkjær, T., Arendt-Nielsen, L., & Simonsen, O., (1990). Altered timing of hamstring muscle action in anterior cruciate ligament deficient patients. *The American journal of sports medicine*, 18(3), 245-248.
69. Karandikar, Ninad, and Oscar O. Ortiz Vargas. (2011). Kinetic chains: a review of the concept and its clinical applications. *PM&R*, 3(8), 739-745.
70. Keskula, D.R., Duncan, J.B., Davis, V.L., Finley, P.W., (1996). Functional outcome measures for knee dysfunction assessment. *Journal of athletic training*, 31(2), 105.

71. Kibler, W.B., Livingston, B., (2001). ClosedGAPchain rehabilitation for upper and lower extremities *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 9(6), 412-421.
72. King, A., Hancock, M., Munn, J., (2007). The Reliability of the lateral step test. *Journal of sport rehabilitation*, 16(2), 131-142.
73. Kramer, J. F., Nusca, D., Fowler, P., & Webster-Bogaert, S. (1992). Test-retest reliability of the one-leg hop test following ACL reconstruction.
74. Krebs, D.E., (1987). Measurement theory. *Physical therapy*, 67(12), 1834-1839.
75. Lakomy, H.K.A., Williams, C., (1984). Measurement of isokinetic concentric and eccentric muscle imbalance. *International Journal of Sports Medicine*, 5(S 1), S40-S41.
76. Lephart, S., Perrin, D., Minger, K., Fu, F., Gieck, J., (1989). Sport specific functional performance tests for the ACL insufficient athlete. *Journal of Athletic Training*, 24(2), 119.
77. Lephart, S.M., Henry, T.J., (1995). Functional rehabilitation for the upper and lower extremity. The. Orthopedic. *Clinics of North America*, 26(3), 579-592.
78. Lephart, S.M., Perrin, D.H., Fu, F.H., Gieck, J.H., McCue III, F.C., Irrgang, J.J., (1992). Relationship between selected physical characteristics and functional capacity in the anterior cruciate ligament-insufficient athlete. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(4), 174-181.
79. Lephart, S.M., Pincivero, D.M., Giraido, J.L., Fu, F.H., (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25(1), 130-137.
80. Lutz, G. E., Stuart, M. J., & Sim, F. H. Rehabilitative techniques for athletes after reconstruction of the anterior cruciate ligament, 10 edn, Elsevier, pp. 1322-1329.
81. Manal, T.J., Snyder-Mackler, L., (1996). Practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation: a criterion-based rehabilitation progression. *Operative techniques in orthopaedics*, 6(3), 190-196.
82. Manske, R. C., Smith, B., & Wyatt, F. (2003). Test–retest reliability of lower extremity functional tests after a closed kinetic chain isokinetic testing bout. *Journal of Sport Rehabilitation*, 12(2), 119-132.
83. Marshall, M.N., (1996). Sampling for qualitative research. *Family. practice.*, 13(6), 522-526.
84. McNair, P.J., Depledge, J., BrettKelly, M., Stanley, S.N., (1996). Verbal encouragement: effects on maximum effort voluntary muscle: action. *British journal of sports medicine*, 30(3), 243-245.
85. Montgomery, L.C., Douglass, L.W., Deuster, P.A., (1989). Reliability of an Isokinetic Test of Muscle Strength and Endurance 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 10(8), 315-322.
86. Moon, F.C., (2003). Franz Reuleaux: Contributions to 19th century kinematics and theory of machines. *Applied Mechanics Reviews*, 56(2), 261-285.
87. Munro, A.G., Herrington, L.C., (2011). Between-session reliability of four hop tests and the agility T-test. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(5), 1470-1477.
88. Nelson, S.G., Duncan, P.W., (1983). Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. *Physical Therapy*, 63(5), 674-676.
89. Noyes, F.R., Barber, S.D., Mangine, R.E., (1991). Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *The American journal of sports medicine*, 19(5), 513-518.

90. Ostenberg, A., Roos, E., Ekda, C., Roos, H., (1998). Isokinetic knee extensor strength and functional performance in healthy female soccer players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 8(5), 257-264.
91. Osternig, L.R., (1975). Optimal isokinetic loads and velocities producing muscular power in human subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 56(4), 152-155.
92. Osternig, L.R., Sawhill, J.A., Bates, B.T., Hamill, J., (1983a). Function of limb speed on torque patterns of antagonist muscles. *Biomechanics*, VIII. -A. V4A. , Champaign. , IL: Human. Kinetics., 251-257.
93. Osternig, L.R., (1986). Isokinetic Dynamometry: Implications for Muscle Testing and Rehabilitation. *Exercise and sport sciences reviews*, 14(1), 45-80.
94. Osternig, L.R., Hamill, J., Sawhill, J.A., Bates, B.T., (1983b). Influence of torque and limb speed on power production in isokinetic exercise. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 62(4), 163-171.
95. Palmitier, R.A., An, K.N., Scott, S.G., Chao, E.Y., (1991). Kinetic chain exercise in knee rehabilitation. *Sports Medicine*, 11(6), 402-413.
96. Patterson, L.A., Spivey, W.E., (1992). Validity and reliability of the LIDO active isokinetic system. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*., 15(1), 32-36.
97. Patton, R.W., Hinson, M.M., Arnold Jr, B.R., Lessard, B., (1978). Fatigue curves of isokinetic contractions. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 59(11), 507-509.
98. Perrin, D.H., (1986). Reliability of isokinetic measures. *Athletic training*, 21(319-321), 3.
99. Perrin, D.H., Haskvitz, E.M., Weltman, A., (1991). Effect of gravity correction on isokinetic average force of the quadriceps and hamstring muscle groups in women runners. *Isokinetics and Exercise Science*, 1(2), 99-102.
100. Perrine, J.J., Edgerton, V.R., (1977). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and science in sports*, 10(3), 159-166.
101. Petschnig, R., Baron, R., Albrecht, M., (1998). The relationship between isokinetic quadriceps strength test and hop tests for distance and one-legged vertical jump test following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 28(1), 23-31.
102. Phillips, B.A., Lo, S.K., Mastaglia, F.L., (2000). Muscle force measured using GAεbreakGAζ testing with a hand-held myometer in normal subjects aged 20 to 69 years. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(5), 653-661.
103. Pincivero, D.M., Lephart, S.M., Karunakara, R.G., (1997). Relation between open and closed kinematic chain assessment of knee strength and functional performance. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(1), 11-16.
104. Portney, L.G., Watkins, M.P., (1993). Foundations of Clinical Research. Applications and Practice Norwalk, Connecticut: Appleton & Lange. *Journal of Rehabilitation*, 74(3).
105. Rathfon, J.A., Matthews, K.M., Yang, A.N., Levangie, P.K., Morrissey, M.C., (1991). Effects of different acceleration and deceleration rates on isokinetic performance of the knee extensors. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(4), 161-168.
106. Reid, A., Birmingham, T.B., Stratford, P.W., Alcock, G.K., Giffin, J.R., (2007). Hop testing provides a reliable and valid outcome measure during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical therapy*, 87(3), 337.
107. Reinking, M.F., Bockrath-Pugliese, K., Worrell, T., Kegerreis, R.L., Miller-Sayers, K., Farr, J., (1996). Assessment of quadriceps muscle performance by hand-held,

- isometric, and isokinetic dynamometry in patients with knee dysfunction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24(3), 154-159.
108. Renstrom, P., Arms, S.W., Stanwyck, T.S., Johnson, R.J., Pope, M.H., (1986). Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American journal of sports medicine*, 14(1), 83-87.
 109. Reynolds, N.L., Worrell, T.W., Perrin, D.H., (1992). Effect of a lateral step-up exercise protocol on quadriceps isokinetic peak torque values and thigh girth. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(3), 151-155.
 110. Richardson, J., Stratford, P., Cripps, D., (1998). Assessment of reliability of the hand-held dynamometer for measuring strength in healthy older adults. *Physiotherapy Theory and Practice*, 14(1), 49-54.
 111. Risberg, M.A., Ekeland, A., (1994). Assessment of functional tests after anterior cruciate ligament surgery. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(4), 212-217.
 112. Rogol, I.M., Ernst, G., Perrin, D.H., (1998). Open and closed kinetic chain exercises improve shoulder joint reposition sense equally in healthy subjects. *Journal of athletic training*, 33(4), 315.
 113. Rosenthal, M.D., Baer, L.L., Griffith, P.P., Schmitz, F.D., Quillen, W.S., Finstuen, K., (1994). Comparability of work output measures as determined by isokinetic dynamometry and a closed kinetic chain exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 3(3), 218-227.
 114. Ross, C.M., (1997). Test-retest reliability of the lateral step-up test in young adult healthy subjects. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(2), 128-132.
 115. Rothstein, J.M., (1982). Muscle biology. Clinical considerations. *Physical therapy*, 62(12), 1823-1830.
 116. Rothstein, J.M. (1985). *Measurement in physical therapy*. ed. 7 Churchill Livingstone.
 117. Rube, N., Secher, N.H., (1981). Paradoxical influence of encouragement on muscle fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 46(1), 1-7.
 118. Sachs, R.A., Daniel, D.M., Stone, M.L., Garfein, R.F., (1989). Patellofemoral problems after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 17(6), 760-765.
 119. Sale, D.G., (1987). 5 Influence of Exercise and Training on Motor Unit Activation. *Exercise and sport sciences reviews*, 15(1), 95-152.
 120. Sapega, A.A., (1990). Muscle performance evaluation in orthopaedic practice. *JBJS*, 72(10), 1562-1574.
 121. Sapega, A.A., Nicholas, J.A., Sokolow, D., Saraniti, A., (1981). The nature of torque "overshoot" in Cybex isokinetic dynamometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 368-375.
 122. Schwartz, F.P., Bottaro, M., Celes, R.S., Brown, L.E., (2010). The influence of velocity overshoot movement artifact on isokinetic knee extension tests. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(1), 140-146.
 123. Schwartz, F.P., Bottaro, M., Celes, R.S., Pereira, M.C., Rocha Junior, V.d.A.j., Nascimento, F.A.d.O., (2014). Study of muscle fatigue in isokinetic exercise with estimated conduction velocity and traditional electromyographic indicators. *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, 30(4), 312-321.
 124. Sekiya, I., Muneta, T., Ogiuchi, T., Yagishita, K., Yamamoto, H., (1998). Significance of the single-legged hop test to the anterior cruciate ligament-

- reconstructed knee in relation to muscle strength and anterior laxity. *The American journal of sports medicine*, 26(3), 384-388.
125. Shapiro, S.S., Francia, R.S., (1972). An approximate analysis of variance test for normality. *Journal of the American Statistical Association*, 67(337), 215-216.
 126. Shelbourne, K.D., Nitz, P., (1990). Accelerated rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*, 18(3), 292-299.
 127. Shelbourne, K. D., & Nitz, P. (1992). Accelerated Rehabilitation after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(6), 256-264.
 128. Sherrington, C., Lord, S.R., (1997). Home exercise to improve strength and walking velocity after hip fracture: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(2), 208-212.
 129. Sherrington, C., Lord, S.R., Herbert, R.D., (2003). A randomised trial of weight-bearing versus non-weight-bearing exercise for improving physical ability in inpatients after hip fracture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 49(1), 15-22.
 130. Snyder-Mackler, L., (1996). Scientific rationale and physiological basis for the use of closed kinetic chain exercise in the lower extremity. *Journal of Sport rehabilitation*, 5(1), 2-12.
 131. Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B.H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C. et al , (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207-213.
 132. Stratford, P.W., Bruulsema, A., Maxwell, B., Black, T., Harding, B., (1990). The effect of inter-trial rest interval on the assessment of isokinetic thigh muscle torque. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(8), 362-366.
 133. Symons, T.B., Vandervoort, A.A., Rice, C.L., Overend, T.J., Marsh, G.D., (2005). Reliability of a single-session isokinetic and isometric strength measurement protocol in older men. *The Journals of Gerontology Series A : Biological Sciences and Medical Sciences*, 60(1), 114-119.
 134. Taylor, N.A., Sanders, R.H., Howick, E.I., Stanley, S.N., (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 62(3), 180-188.
 135. Tegner, Y., Lysholm, J., (1985). Derotation brace and knee function in patients with anterior cruciate ligament tears. *Arthroscopy. : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 1(4), 264-267.
 136. Tegner, Y., Lysholm, J., Lysholm, M., Gillquist, J., (1986). A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. *The American journal of sports medicine*, 14(2), 156-159.
 137. Thorstensson, A., Karlsson, J., (1976). Fatiguability and fibre composition of human skeletal muscle. *Acta Physiologica*, 98(3), 318-322.
 138. Timm, K.E., Gennrich, P., Burns, R., Fyke, D., (1992). The mechanical and physiological performance reliability of selected isokinetic dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science*, 2(4), 182-190.
 139. Tis, L.L., Perrin, D.H., (1993). Validity of data extraction techniques on the kinetic communicator (KinCom) isokinetic device. *Isokinetics and Exercise Science*, 3(2), 96-100.
 140. Tkac, M., Hamar, D., Komadel, L., Kuthanova, O., (1990). Measurement of anaerobic power of the lower limbs by a method of repeated vertical jumps. *Research in Sports Medicine : An International Journal*, 1(4), 317-325.
 141. Voight, M.L., Cook, G., (1996). Clinical application of closed kinetic chain exercise. *Journal of Sport Rehabilitation*, 5(1), 25-44.

142. Wadsworth, C.T., Krishnan, R., Sear, M., Harrold, J., Nielsen, D.H., (1987). Intrarater reliability of manual muscle testing and hand-held dynamometric muscle testing. *Physical therapy*, 67(9), 1342-1347.
143. Wang, C.Y., Olson, S.L., Protas, E.J., (2002). Test-retest strength reliability: hand-held dynamometry in community-dwelling elderly fallers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 83(6), 811-815.
144. Wang, M.Y., Flanagan, S., Song, J.E., Greendale, G.A., Salem, G.J., (2003). Lower-extremity biomechanics during forward and lateral stepping activities in older adults. *Clinical Biomechanics*, 18(3), 214-221.
145. Weir, J. P., Evans, S. A., & Housh, M. L. (1996). The effect of extraneous movements on peak torque and constant joint angle torque-velocity curves. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(5), 302-308.
146. Wiklander, J., Lysholm, J., (1987). Simple tests for surveying muscle strength and muscle stiffness in sportsmen. *International journal of sports medicine*, 8(01), 50-54.
147. Wilk, K.E., Arrigo, C.A., Andrews, J.R., (1992). Isokinetic testing of the shoulder abductors and adductors: Windowed vs nonwindowed data collection. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 15(2), 107-112.
148. Wilk, K.E., Romaniello, W.T., Soscia, S.M., Arrigo, C.A., Andrews, J.R., (1994). The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing, and functional testing in the ACL-reconstructed knee 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 20(2), 60-73.
149. Williams, G.N., Chmielewski, T., Rudolph, K.S., Buchanan, T.S., Snyder-Mackler, L., (2001). Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 31(10), 546-566.
150. Wilson, G.J., Walshe, A.D., Fisher, M.R., (1997). The development of an isokinetic squat device: reliability and relationship to functional performance. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 75(5), 455-461.
151. Winter, D.A., Wells, R.P., Orr, G.W., (1981). Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 46(4), 397-408.
152. Witvrouw, E., Danneels, L., Van Tiggelen, D., Willems, T.M., Cambier, D., (2004). Open versus closed kinetic chain exercises in patellofemoral pain a 5-year prospective randomized study. *The American journal of sports medicine*, 32(5), 1122-1130.
153. Worrell, T.W., Borchert, B., Erner, K., Fritz, J., Leerar, P., (1993). Effect of a lateral step-up exercise protocol on quadriceps and lower extremity performance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 18(6), 646-653.
154. Worrell, T.W., Perrin, D.H., Denegar, C.R., (1989). The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(3), 104-107.
155. Young, W.B., James, R., Montgomery, I., (2002). Is muscle power related to running speed with changed of direction? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 282.
156. Zawadzki, J., Bober, T., Siemienski, A., (2010). Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(4), 25-32.

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

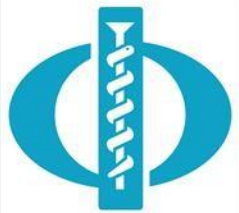
1. Prentice, W.E. (2007). *Τεχνικές αποκατάστασης αθλητικών κακώσεων*. Αθήνα, Εκδόσεις Παρισσιανός.

2. Τσακλής, Π. (2000). *Γόνατο και Ισοκίνηση: Η βιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος, έλεγχος και εξάσκηση με τη βοήθεια της ισοκίνησης*. ed. 1η. Θεσσαλονίκη, University Studio Press.
3. Kapandji, A.I., (2000). *Η Λειτουργική Ανατομική των Αρθρώσεων. Τόμος 2: κάτω άκρο*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης
4. Kisner, C., Colby, L.A. (2003). *Θεραπευτικές Ασκήσεις: Βασικές Αρχές και Τεχνικές*. Ιατρικές Εκδόσεις Σιώκης.

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Arnheim, D.D., Prentice, W.E. (2000). Principles of athletic training McGraw-Hill.
2. Davies, G.J., (1984). A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques.. la crosse, wi: s & s publishing.
3. Davies, G.J. (1992). A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques S&S Publishers.
4. Edwards, W.H. (2010). Motor learning and control: from theory to practice Cengage Learning.
5. Ellenbecker, T.S., Davies, G.J. (2001). Closed kinetic chain exercise: a comprehensive guide to multiple joint exercise Human Kinetics.
6. Elliott, A.C., Woodward, W.A. (2007). Statistical analysis quick reference guidebook: With SPSS examples Sage.
7. Fonseca, S. T., Magee, D., Wessel, J., & Reid, D. Validation of a Performance Test for Outcome Evaluation of Knee Function. (1992). LWW.
8. Gray, G.W. (1995). Lower extremity functional profile Wynn Marketing, Incorporated.
9. Herbert, R., (1993). Human strength adaptationsGAΦimplications for therapy. Key. Issues. in Musculoskeletal. Physiotherapy. Oxford: Butterworth. -Heinemann., 142-171.
10. Houghlum, P.A., Bertoti, D.B. (2011). Brunnstrom's clinical kinesiology FA Davis.
11. Kisner, C., Colby, L.A. (2012). Therapeutic exercise: foundations and techniques Fa Davis
12. Lefever, S.L., (2005). Closed kinetic chain training. Therapeutic. Exercise. : Moving. Toward. Function. Philadelphia. : Lippincott. Williams. & Wilkins. /Walters. Kluwer., 283-307.
13. Lephart, S., (1994). Reestablishing proprioception, kinesthesia, joint position sense, and neuromuscular control in rehabilitation. Rehabilitation. Techniques. in Sports Medicine. 2th. edition. USA. : Mosby. , St. Louis. , Missouri., 118-137.
14. LeVeau, B.F., Williams, M. (1992). Williams & Lissner's biomechanics of human motion WB Saunders company.
15. Magill, R.A., Anderson, D. (2014). Motor learning and control: Concepts and applications. ed. 10th. New York, McGraw-Hill .
16. McKeag, D., Moeller, J.L., American College of Sports Medicine , (2007). ACSM's primary care sports medicine Lippincott Williams & Wilkins.
17. Perrin, D.H. (1993). Isokinetic exercise and assessment Human Kinetics.
18. Portney, L.G., Watkins, M.P. (2015). Foundations of clinical research: applications to practice FA Davis.
19. Portney, L.G., Watkins, M.P. (2000). Foundations of clinical research: applications to practice. ed. 2 Prentice Hall Upper Saddle River, NJ.
20. Steindler, A. (1973). Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions Charles C. Thomas.

21. Tippet, S.R., Voight, M.L. (1995). Functional progressions for sport rehabilitation Human Kinetics.
22. Zachazewski, J.E., Magee, D.J., Quillen, W.S. (1996). Athletic injuries and rehabilitation WB Saunders Company.



Θες να μάθεις τη δύναμη & τη λειτουργικότητα του γόνατός σου;;;

ΙΣΟΚΙΝΗΣΗ

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑ

...ο Βάσσης μπορεί
να σε βοηθήσει!

ΕΙΣΑΙ:

ΝΕΟΣ
ΩΡΑΙΟΣ
ΥΓΙΗΣ
18-30 ΕΤΩΝ
ΑΝΔΡΑΣ
ΓΥΝΑΙΚΑ ?



Η έρευνα θα βοηθήσει στο να γίνει κατανοητή
η σχέση της δύναμης με τη λειτουργικότητα
στην άρθρωση του γόνατος σε υγιή πληθυσμό



Η συμμετοχή σου στην έρευνα...

είναι σημαντική!

Για περισσότερες πληροφορίες για την έρευνα ή για συμμετοχή στην έρευνα
επικοινωνήστε:

Κωνσταντίνος Βάσσης, Μεταπτυχιακός Φοιτητής

Ιωάννης Πουλής, Επιβλέπων Εισηγητής

Email: konstantinosvass@gmail.com / ipoulis@teiste.gr

Τηλ. 6976870342

Δρ Ιωάννης Πουλής
Καθηγητής Εφαρμογών
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας
3^ο χλμ. ΠΕΟ Λαμίας-Αθήνας
351 00, Λαμία
22310 60205
ipoulis@teilam.gr

Λαμία, 22 Σεπτέμβρη 2016

Απόσπασμα απόφασης Νο 42

Σήμερα Πέμπτη, 22 Σεπτέμβρη 2016 και ώρα 11.30 στο Γραφείο του επίκουρου καθηγητή του Τμήματος Φυσικοθεραπείας, Ιωάννη Πουλή, συνήλθε η Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας:

Σύμφωνα με απόφαση της Γενικής Συνέλευσης του Τμήματος (αρ. πρωτ. 118/02-10-2008) η Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας αποτελείται από τα ακόλουθα μέλη:

Πουλής Ιωάννης
Στριμπάκος Νικόλαος
Παράς Γεώργιος

Τρίγκας Παναγιώτης (αναπληρωματικό μέλος)

Κατόπιν μελέτης της αίτησης του μεταπτυχιακού φοιτητή κ. Βάσση Κωνσταντίνου, με θέμα πτυχιακής εργασίας: **«Σχέση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών»**

και βασιζόμενη στα στοιχεία που παρέχονται στην Επιτροπή από τον αιτούντα, η Επιτροπή αποφασίζει ότι:

Η ερευνητική πρόταση είναι κοντά στα διεθνή πρότυπα ηθικής πρακτικής και δεοντολογίας τα οποία συνάδουν με την αξία του σεβασμού προς τους εθελοντές που θα συμμετάσχουν.

Για την ακρίβεια του αποσπάσματος

Ο Γραμματέας της Επιτροπής



Γιώργος Παράς



Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή

Σας γίνεται πρόταση να συμμετάσχετε στην έρευνα που θα πραγματοποιηθεί στα πλαίσια της εκπόνησης της μεταπτυχιακής διατριβής μου στο μεταπτυχιακό πρόγραμμα «Προηγμένη Φυσικοθεραπεία» του τμήματος Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας. Πριν αποφασίσετε αν θέλετε να λάβετε μέρος είναι σημαντικό να διαβάσετε προσεκτικά τις παρακάτω πληροφορίες για να καταλάβετε για ποιο λόγο πραγματοποιείται η έρευνα αυτή. Αν οτιδήποτε δεν είναι ξεκάθαρο ή έχετε κάποια απορία μπορείτε να ρωτήσετε για να σας δοθούν περισσότερες πληροφορίες. Έχετε στη διάθεσή σας όσο χρόνο χρειάζεστε προκειμένου να αποφασίσετε εάν θέλετε ή όχι να λάβετε μέρος στην έρευνα.

Τίτλος Έρευνας

«Σχέση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών»

Ερευνητές

Αυτή η ερευνητική μελέτη διεξάγεται υπό την επίβλεψη του Επίκουρου Καθηγητή κ. Ιωάννη Πουλή MA, PhD στο Τμήμα Φυσικοθεραπείας του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας. Η μελέτη αυτή θα περιλαμβάνει ως δείγμα 12 άνδρες και 12 γυναίκες ηλικίας 18-30, υγιείς.

Ποιος είναι ο σκοπός της έρευνας;

Οι σκοποί της συγκεκριμένης ερευνητικής μελέτης είναι: 1) να διερευνηθεί κατά πόσο οι ισοκινητικές μεταβλητές μυϊκής απόδοσης των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος μπορεί να έχουν μια στενότερη συσχέτιση με τη λειτουργικότητα, 2) προσδιοριστούν οι διαφορές στη δύναμη, αντοχή και λειτουργικότητα μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου 3) διερευνηθεί η έννοια



της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης του σκέλους κατά τη διάρκεια της ισοκίνησης υψηλής ταχύτητας και τη σχέση που έχει με τη λειτουργικότητα.

Η γνώση που θα αποκτηθεί από αυτή τη μελέτη θα βοηθήσει τους φυσικοθεραπευτές να αξιολογούν με μεγαλύτερη ακρίβεια τη λειτουργική δύναμη αλλά και την αντοχή των κάτω άκρων γεγονός που θα βοηθήσει στη λήψη αποφάσεων κατά την αποκατάσταση.

Είμαι υποχρεωμένος/η να συμμετάσχω;

Είναι δική σας απόφαση αν θα λάβετε μέρος ή όχι. Αν τελικά αποφασίσετε να λάβετε μέρος θα σας δοθεί το έντυπο “Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση” για να το υπογράψετε. Έχετε πάντα το δικαίωμα να αποσυρθείτε από την έρευνα ακόμα και μετά την υπογραφή σας.

Τι θα μου συμβεί εάν συμμετάσχω στην έρευνα;

Εάν αποφασίσετε να λάβετε μέρος στην έρευνα, θα κρατήσετε το παρόν έντυπο ενημέρωσης και θα σας ζητηθεί να συμπληρώσετε μια ειδική φόρμα με στοιχεία σχετικά με το ιατρικό σας ιστορικό, το παρόν επίπεδο δραστηριότητας, την εμπειρία με ισοκινητικό μηχάνημα, το ύψος, το βάρος, την ηλικία και το φύλο σας. Εφόσον πληροίτε τις προϋποθέσεις, θα συμπεριληφθείτε στην έρευνα. Θα σας δοθούν εγγράφως οδηγίες σχετικά με το τι θα κάνετε, ώστε να προετοιμαστείτε κατάλληλα για όλη τη διαδικασία και θα σας ανακοινωθεί η ημερομηνία εξέτασης μετά από κοινή απόφαση. Πριν την μέτρηση θα σας ζητηθεί να υπογράψετε το έντυπο συγκατάθεσης. Πριν ξεκινήσει η έρευνα θα υποβληθείτε σε μέτρηση βάρους, ύψους.

Η μελέτη χωρίζεται σε δύο μέρη από τα οποία θα γίνει συλλογή δεδομένων. Περιλαμβάνει την αξιολόγηση της απόδοσης των μυών του γόνατος με το ισοκινητικό δυναμόμοτρο Biodex και 4 λειτουργικές δοκιμασίες που αξιολογούν δύναμη, το συντονισμό και τον νευρομυϊκό έλεγχο του κάτω άκρου. Με τυχαίο τρόπο θα καθοριστεί με ποιο από τα δύο μέρη θα ξεκινήσετε, η σειρά με την οποία θα πραγματοποιήσετε τις λειτουργικές δοκιμασίες αλλά και πιο άκρο θα αξιολογηθεί



πρώτα σε κάθε δοκιμασία. Αυτή η τυχαιοποίηση είναι μια προσπάθεια να αποφευχθεί η επίδραση της μάθησης που μπορεί να έχει μια δοκιμασία σε μια άλλη.

Πριν από την έναρξη της αξιολόγησης θα πραγματοποιηθεί προθέρμανση. Η προθέρμανση περιλαμβάνει 4-5 λεπτά σε στατικό ποδήλατο στις 90 RPM και αυτοδιατάσεις τετρακεφάλου, οπίσθιων μηριαίων γαστροκνήμιου/ υποκνημίδιου. Οι διατάσεις θα πραγματοποιηθούν σύμφωνα με οδηγίες και εποπτεία με τρεις επαναλήψεις των 20 δευτερολέπτων η καθεμία.

Η ισοκινητική αξιολόγηση θα πραγματοποιηθεί σε καθιστή θέση. Για να εξοικειωθείτε με τη διαδικασία, τρεις υπομέγιστες επαναλήψεις θα πραγματοποιηθούν πριν από τη δοκιμή σε κάθε ταχύτητα. Το πρωτόκολλο περιλαμβάνει τρεις γωνιακές ταχύτητες (60 180, και 300 μοίρες ανά δευτερόλεπτο) με την αργή ταχύτητα να αξιολογείται πρώτα. Θα εκτελέσετε 5 μέγιστες επαναλήψεις στις 60°/sec, 10 στις 180 °/sec και 30 στις 300 °/sec. Προκαθορισμένες περίοδοι ανάπαυσης περιλαμβάνουν: 30 sec ανάμεσα στο κάθε ισοκινητικό test, 2 λεπτά πριν την ισοκινητική αξιολόγηση του αντίθετου άκρου, ενώ 5 λεπτά ανάπαυσης θα δοθούν ανάμεσα σε ισοκίνηση και λειτουργικά test.

Στη συνέχεια θα υποβληθείτε σε τέσσερις λειτουργικές δοκιμασίες. Η λειτουργική αξιολόγηση περιλαμβάνει τις εξής λειτουργικές δοκιμασίες: 1) μονοποδικό άλμα για απόσταση (Single Hop for Distance) 2) τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση (Triple Hop for Distance) 3) μονοποδικό άλμα με χρονομέτρηση (Single-leg Timed Hop test) 4) Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (Lateral Step-up test)

Η διάρκεια της όλης διαδικασίας θα είναι περίπου σαρανταπέντε (45) λεπτά.

Υπάρχουν κίνδυνοι που σχετίζονται με τη συμμετοχή μου στην έρευνα;

Δεν υπάρχουν κάποιος κίνδυνοι που να σχετίζονται με τη συμμετοχή σας στην έρευνα. Εάν τυχόν όμως ανακαλυφθούν κίνδυνοι, θα ενημερωθείτε για αυτούς και θα έχετε την επιλογή να αποσυρθείτε από τη μελέτη.



Σε συνθήκες πόνου ή δυσφορίας, θα είστε σε θέση να σταματήσετε τη διαδικασία αξιολόγησης στο Biodex ανά πάσα στιγμή, πατώντας το κόκκινο κουμπί που θα έχετε στα χέρια σας και μην ολοκληρώνοντας την επανάληψη. Επιπλέον, κατά τη διάρκεια των 4 λειτουργικών δοκιμασιών, ο ερευνητής θα να στέκεται ακριβώς δίπλα σας για την ασφάλειά σας.

Υπάρχει περίπτωση να αισθανθείτε καθυστερημένο μυϊκό πόνο μετά από την όλη διαδικασία γεγονός που συμβαίνει μετά από έντονη σωματική δραστηριότητα και δοκιμασίες δύναμης.

Ποιο το όφελος μου από τη συμμετοχή στην έρευνα;

Με τη συμμετοχή σας στην έρευνα θα έχετε τη δυνατότητα να μάθετε τη γενική αξιολόγηση του γόνατος σας αλλά και τη σύγκρισή των δεδομένων με εκείνων του αντίθετου γόνατος.

Η συμμετοχή μου στην έρευνα θα παραμείνει εμπιστευτική;

Όλες οι πληροφορίες που θα συλλεχθούν κατά τη διάρκεια της έρευνας όπως και η ταυτότητα του εξεταζόμενου θα παραμείνουν απολύτως εμπιστευτικές και θα είναι προσβάσιμες μόνο από τον ερευνητή. Θα σας δοθεί ένας κωδικός συμμετέχοντα ο οποίος θα χρησιμοποιηθεί στην μελέτη.

Τι θα συμβεί με τα αποτελέσματα της έρευνας;

Τα αποτελέσματα της έρευνας θα παρουσιαστούν στην μεταπτυχιακή μου διατριβή η οποία θα είναι διαθέσιμη προς ανάγνωση στην Βιβλιοθήκη του ΤΕΙ Στερεάς Ελλάδας, μετά το πέρας της εξέτασής της. Σε οποιαδήποτε μελλοντική χρήση των αποτελεσμάτων πχ δημοσίευση σε επιστημονικό περιοδικό θα διατηρηθεί ανωνυμία σας.



Ελληνική Δημοκρατία

Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς Ελλάδας

Σχολή Επαγγελματών Υγείας & Πρόνοιας

Τμήμα Φυσικοθεραπείας



Με ποιον τρόπο μπορώ να επικοινωνήσω για περαιτέρω

πληροφορίες:

Αν χρειαστείτε περαιτέρω πληροφορίες σχετικά με την έρευνα προκειμένου να αποφασίσετε εάν επιθυμείται ή όχι να συμμετάσχετε στην έρευνά μας ή αν θέλετε να επικοινωνήσετε για απαντήσεις σε κρίσιμα ερωτήματα σχετικά με τα δικαιώματά σας ως συμμετέχον στην έρευνα, παρακάτω είναι τα στοιχεία επικοινωνίας:

Ιωάννης Πουλής, MA, PhD, Επίκουρος Καθηγητής (εισηγητής)

Email: jpoulis@teilam.gr

Κωνσταντίνος Βάσσης, Μεταπτυχιακός Φοιτητής

Email: konstantinosvass@gmail.com Τηλ: 6946780555

Ευχαριστούμε θερμά για τη συμμετοχή σας!

Δρ Ιωάννης Πουλής, MA, PhD
Επίκουρος Καθηγητής
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς
Ελλάδας
3ο χλμ. ΠΕΟ Λαμίας - Αθήνας
351 00 Λαμία

jpoulis@teilam.gr

+30 22310 60222 (γραφείο)

+30 22310 60176 (γραμματεία)

Κωνσταντίνος Βάσσης, Φυσικοθεραπευτής
Μεταπτυχιακός φοιτητής στο ΠΜΣ στην
Προηγμένη Φυσικοθεραπεία
M.Sc. in Advanced Physiotherapy
Τμήμα Φυσικοθεραπείας
Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς
Ελλάδας
3ο χλμ. ΠΕΟ Λαμίας - Αθήνας
351 00 Λαμία
konstantinosvass@gmail.com
+30 6946780555 (voice)



Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας

Έντυπο 'Συναίνεση μετά από Πληροφόρηση'

Ημερομηνία __/__/__

Επώνυμο εθελοντή (ασθενή): _____

Όνομα: _____

Αριθμός αναγνώρισης ασθενούς στην παρούσα έρευνα:

Ημερομηνία γέννησης: __/__/__

Προϊστάμενος ερευνητής- εισηγητής: Πουλής Ιωάννης

Φοιτητής/ερευνητής: Βάσσης Κωνσταντίνος

Υπεύθυνος γιατρός: _____

Άρρεν Θήλυ

Ιδιαιρότητες εθελοντή-(ασθενή):

Άλλες πληροφορίες:

Το παρόν περιέχει εμπιστευτικές πληροφορίες και φυλάσσεται στο αρχείο του φοιτητή.

Δήλωση και υποχρεώσεις του υπεύθυνου φοιτητή-ερευνητή:

Έχω εξηγήσει τη διαδικασία της έρευνας στον συμμετέχοντα (ασθενή). Έχει πληροφορηθεί για τα πλεονεκτήματα από την έρευνα έχοντας καταστήσει σαφές αν είναι πλεονεκτήματα προς την ανθρωπότητα ή προς το ίδιο τον συμμετέχοντα. Έχω καταστήσει σαφές ποιοι μπορεί να είναι οι κίνδυνοι συμμετέχοντας σε αυτή την έρευνα. Έχω καταστήσει σαφές τι περιλαμβάνει το πείραμα, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα εναλλακτικών λύσεων που μπορεί να έχει ο συμμετέχων, και έχω απαντήσει σε απορίες του.

Σε περίπτωση που ο συμμετέχων θέλει περαιτέρω πληροφορίες πριν ή και μετά τη διεξαγωγή του πειράματος μπορεί να με βρει στο τηλ. 6946780555.

Εξήγησα στον συμμετέχοντα όσο καλύτερα μπορούσα τις λεπτομέρειες και τις συνέπειες του πειράματος με τρόπο απλό ώστε να μπορεί να κατανοήσει τα λεγόμενά μου.

Υπογραφή φοιτητή/ερευνητή

Ημερομηνία __/__/__

Το παρόν δόθηκε στον συμμετέχοντα ναι όχι

Βάλτε ✓ στην απάντηση που θέλετε.

Δήλωση του συμμετέχοντα:

Παρακαλώ να διαβάσετε το παρόν προσεκτικά. Κανονικά πρέπει να έχετε ήδη στα χέρια σας ένα αντίγραφο του *Έντυπου Ενημέρωσης Εθελοντή* που περιγράφει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα του πειράματος στο οποίο συμμετέχετε. Αν όχι, ο ερευνητής θα σας δώσει ένα αντίγραφο τώρα.

Τίτλος της ερευνητικής εργασίας: **«Σχέση μεταξύ των ισοκινητικών παραμέτρων απόδοσης καμπτήρων και εκτεινόντων μυών της άρθρωσης του γόνατος και τεσσάρων λειτουργικών δοκιμασιών»**

Μικρή επεξήγηση της ερευνητικής εργασίας:

Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να διερευνηθεί κατά πόσο οι ισοκινητικές μεταβλητές της μυϊκής απόδοσης (δύναμη και αντοχή) των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος μπορεί να έχουν μια στενότερη συσχέτιση με τη λειτουργικότητα. Επίσης, θα προσδιοριστούν οι διαφορές στη δύναμη, αντοχή και λειτουργικότητα μεταξύ επικρατούς και μη επικρατούς άκρου και διερευνηθεί η έννοια της επιτάχυνσης και της επιβράδυνσης του σκέλους κατά τη διάρκεια της ισοκίνησης υψηλής ταχύτητας και τη σχέση που έχει με τη λειτουργικότητα. Η αξιολόγηση της απόδοσης των μυών του γόνατος θα πραγματοποιηθεί με το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex και η αξιολόγηση της λειτουργικότητας θα πραγματοποιηθεί με 4 λειτουργικές δοκιμασίες. Το πρωτόκολλο αξιολόγησης περιγράφεται αναλυτικά στο Έντυπο Ενημέρωσης Υποψήφιου Εθελοντή αλλά και στις υπόλοιπες γραπτές οδηγίες που θα δοθούν.

1. Επιβεβαιώνω ότι διάβασα και κατάλαβα το Έντυπο Ενημέρωσης Εθελοντή σήμερα την ___/___/___ και ότι είχα την δυνατότητα να κάνω ερωτήσεις.
2. Καταλαβαίνω ότι η συμμετοχή μου είναι εθελοντική και ότι είμαι ελεύθερη(-ος) να αποσυρθώ από το πείραμα οποιαδήποτε ώρα, ακόμα και μετά από την υπογραφή της παρούσας δήλωσης, χωρίς να δώσω εξηγήσεις ή το λόγο της απόσυρσής μου, χωρίς να επηρεαστεί το επίπεδο παροχής υπηρεσιών από το φυσικοθεραπευτή μου, το γιατρό μου ή το νοσοκομείο.
3. Καταλαβαίνω ότι μέρος ή ολόκληρος ο ιατρικός μου φάκελος θα διαβαστεί από τους ερευνητές.

Δίνω την άδεια να έχουν πρόσβαση στον ιατρικό φάκελό μου.
4. Συμφωνώ να συμμετάσχω εθελοντικά στην παρούσα ερευνητική εργασία.

Βάλτε σε κάθε τετράγωνο ✓ αν συμφωνείτε ή ✗ αν διαφωνείτε.

Παρακάτω παραθέτω, χωρίς περαιτέρω εξηγήσεις, πρακτικές οι οποίες δεν θα επιθυμούσα να ακολουθηθούν σε περίπτωση ανάγκης: _____

Υπογραφή συμμετέχοντα

Ημερομηνία ___/___/___



Ελληνική Δημοκρατία

Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς Ελλάδας

Σχολή Επαγγελματιών Υγείας & Πρόνοιας

Τμήμα Φυσικοθεραπείας



Ερωτηματολόγιο Γενικής Υγείας Συμμετέχοντα

Όνομα: _____ Επώνυμο: _____ ID: _____
Ηλικία: _____ Φύλο: A / Θ _____ Ημ/νία Γέν: _____
Ημ/νία Αξιολόγησης: _____ Επικρατές άκρο: ΔΕ / ΑΡ

Ιδιότητα:

Είχατε κάποιο από τα παρακάτω προβλήματα που να απαιτούσαν ιατρική επίβλεψη ή φυσικοθεραπευτική αποκατάσταση τους τελευταίους 6 μήνες; Κυκλώστε ναι ή όχι:

Ναι Όχι Τραυματισμός στην ποδοκνημική: _____

Ναι Όχι Τραυματισμός στο ισχίο: _____

Ναι Όχι Τραυματισμός στο γόνατο: _____

Ναι Όχι Τραυματισμός στην Οσφυϊκή μοίρα της ΣΣ: _____

Ναι Όχι Χειρουργικές Επεμβάσεις: _____

Είχατε ποτέ οποιοδήποτε από τα παρακάτω προβλήματα και να χρειάστηκε ιατρική αντιμετώπιση; Παρακαλώ βάλτε σε κύκλο όλα όσα ισχύουν.

Ναι Όχι Καρδιαγγειακή πάθηση: _____

Ναι Όχι Αναπνευστική πάθηση: _____

Ναι Όχι Νευρομυϊκή πάθηση: _____

Ναι Όχι Άλλα προβλήματα: _____

Λαμβάνετε φαρμακευτική αγωγή; Ναι Όχι

Απαριθμήστε τα τυχόν φάρμακα που παίρνετε αυτήν την περίοδο:

Ασκείστε; Ναι Όχι

Αν ναι, πόσο; Σπάνια Μερικές φορές > 3 φορές την εβδομάδα

Θα την χαρακτηρίζατε: Τακτική Περιστασιακή



Ελληνική Δημοκρατία

Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Στερεάς Ελλάδας

Σχολή Επαγγελμάτων Υγείας & Πρόνοιας

Τμήμα Φυσικοθεραπείας



Μήπως έχετε κάποια ιατρική πάθηση που ενδέχεται να επηρεάσει την απόδοσή σας κατά τη διάρκεια της ισοκινητικής και λειτουργικής αξιολόγησης;

Αν ναι, παρακαλείσθε να αναφέρετε:

Έχετε ποτέ χρησιμοποιήσει ισοκινητικό δυναμόμετρο για σκοπούς άσκησης ή αξιολόγησης Ναι Όχι

Αν Ναι πόση εμπειρία έχετε; Πολύ Μέτρια Λίγη Καθόλου

Η υπογραφή σας δηλώνει ότι έχετε διαβάσει τις πληροφορίες που περιέχονται σε αυτό το ερωτηματολόγιο και έχετε διαβάσει το σχετικό έντυπο συμμετοχής.

Υπογραφή Συμμετέχοντα

Υπογραφή



Οδηγίες λειτουργικών δοκιμασιών

Δοκιμασίες Αναπήδησης

1. Δοκιμασία Μονοποδικής αναπήδησης για απόσταση (Single Hop for Distance Test)

Σκοπός της δοκιμασίας αυτής είναι να καθοριστεί η απόσταση που μπορεί να διανυθεί με μία μονοποδική αναπήδηση (άλμα). Θα πραγματοποιηθούν δύο δοκιμαστικές προσπάθειες, πριν την μετρούμενη κύρια προσπάθεια.

Η δοκιμασία πραγματοποιείται δύο φορές και καταγράφεται ο μέσος όρος των δύο προσπαθειών. Ο δοκιμαζόμενος κατά τη διάρκεια του άλματος έχει τα χέρια του ελεύθερα.

Η απόσταση μετράται από το άκρο της ταινίας μέχρι το πίσω μέρος του άκρου πόδα (πτέρνα) του συμμετέχοντα μετά την τελευταία αναπήδηση.

Εξοπλισμός:

Ταινία (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Μεζούρα ακριβείας δέκατου χιλιοστού

Διαδικασία:

1. Αρχικά, ο συμμετέχον στέκεται στο πόδι που θα αξιολογηθεί με τα δάχτυλα των ποδιών πίσω από τη γραμμή.
2. Όταν δοθεί εντολή, πραγματοποιεί άλμα όσο πιο μακριά μπορεί σε ευθεία γραμμή.
3. Παραμένει στο πόδι που δοκιμάζεται μέχρι να του δοθεί οδηγία να τοποθετήσει το άλλο πόδι στο πάτωμα και επιστρέφει πίσω στην αρχική θέση για την επόμενη προσπάθεια. Έγκυρο θεωρείται το άλμα στο οποίο ο εξεταζόμενος μένει τουλάχιστον 2 sec χωρίς να χάσει την ισορροπία του.

Αν το αντίθετο πόδι ή οποιοδήποτε χέρι αγγίξει το έδαφος στις προσπάθειες για να διατηρηθεί η ισορροπία κατά τη διάρκεια των δύο κύριων προσπαθειών, η προσπάθεια δεν θα υπολογίζεται. Ο συμμετέχον θα πρέπει να επιστρέψει στην



γραμμή εκκίνησης για νέα προσπάθεια. Επίσης, θα πρέπει να προσγειωθεί σταθερά στο πόδι που εκτελεί το άλμα του χωρίς επιπλέον αναπήδηση για να κρατήσει την ισορροπία του. Ο μέγιστος αριθμός προσπαθειών είναι πέντε.

2. Τριπλό μονοποδικό άλμα για απόσταση (Triple Hop for Distance)

Σκοπός της δοκιμασίας αυτής είναι να προσδιοριστεί η συνολική απόσταση που καλύπτεται οριζόντια με τρεις συνεχόμενες μονοποδικές αναπήδησεις. Θα πραγματοποιηθούν δύο δοκιμαστικές προσπάθειες, πριν την μετρούμενη κύρια προσπάθεια.

Η δοκιμασία πραγματοποιείται δύο φορές και καταγράφεται ο μέσος όρος των δύο προσπαθειών. Ο δοκιμαζόμενος κατά τη διάρκεια του άλματος έχει τα χέρια του ελεύθερα.

Η απόσταση μετρείται από το άκρο της ταινίας μέχρι το πίσω μέρος του άκρου πόδα (πέτερνα) του συμμετέχοντα μετά την τελευταία αναπήδηση.

Εξοπλισμός:

Ταινία έξι μέτρων (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Μεζούρα ακριβείας δέκατου χιλιοστού

Διαδικασία:

1. Αρχικά, ο συμμετέχον στέκεται στο πόδι που θα αξιολογηθεί με τα δάχτυλα των ποδιών πίσω από τη γραμμή.
2. Όταν του ζητηθεί, πραγματοποιεί τριπλό μονοποδικό άλμα όσο πιο μακριά μπορεί σε μια ευθεία γραμμή.
3. Παραμένει στην τελική θέση μέχρι να του δοθεί εντολή να τοποθετήσει και το άλλο πόδι στο πάτωμα και επιστρέφει πίσω στην αρχική θέση για την επόμενη προσπάθεια. Έγκυρο είναι το άλμα στο οποίο μένει ο εξεταζόμενος τουλάχιστον 2 sec χωρίς να χάσει την ισορροπία του.

Αν το αντίθετο πόδι ή οποιοδήποτε χέρι αγγίζει το έδαφος στις προσπάθειες για να διατηρηθεί η ισορροπία κατά τη διάρκεια των τριών κύριων προσπαθειών, η προσπάθεια δεν θα υπολογίζεται. Ο συμμετέχον θα πρέπει να επιστρέψει στην γραμμή εκκίνησης για νέα προσπάθεια. Επίσης, θα πρέπει να προσγειωθεί σταθερά



στο πόδι που εκτελεί το άλμα του χωρίς επιπλέον αναπήδηση για να κρατήσει την ισορροπία του. Ο μέγιστος αριθμός προσπαθειών είναι πέντε.

3. Δοκιμασία μονοποδικής αναπήδησης με χρονομέτρηση (Single-leg Timed Hop Test)

Σκοπός της δοκιμασίας αυτής είναι να προσδιοριστεί ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για να διανυθεί απόσταση 6m με συνεχόμενες μονοποδικές αναπηδήσεις.

Εξοπλισμός:

Ταινία έξι μέτρων (ή μόνιμη ειδική ταινία/ τάπητας στο πάτωμα)

Χρονόμετρο

Οι συμμετέχοντες ενθαρρύνονται να χρησιμοποιούν μεγάλα, ισχυρά μονοποδικά άλματα για να ωθήσουν το σώμα τους κατά μήκος της μετρούμενης απόστασης. Δύο δοκιμές πραγματοποιούνται, και η μέση τιμή υπολογίζεται για το κάθε άκρο.

4. Δοκιμασία Πλάγιοι βηματισμοί σε σκαλοπάτι (Lateral Step-up Test)

Ο σκοπός αυτής της δοκιμασίας είναι να καθορίσει τον συνολικό αριθμό των επαναλήψεων που θα ολοκληρωθούν σε ένα σκαλοπάτι ύψους 6 ιντσών (15.24 εκατοστά), σε ένα λεπτό. Θα πραγματοποιηθούν 5 δοκιμαστικές επαναλήψεις προς εξοικείωση με τη δοκιμασία, ενώ ολόκληρη η δοκιμασία θα πραγματοποιηθεί μια φορά για κάθε πόδι.

Εξοπλισμός:

Σκαλοπάτι ύψους 6 ιντσών (15.24 εκατοστά)

Χρονόμετρο

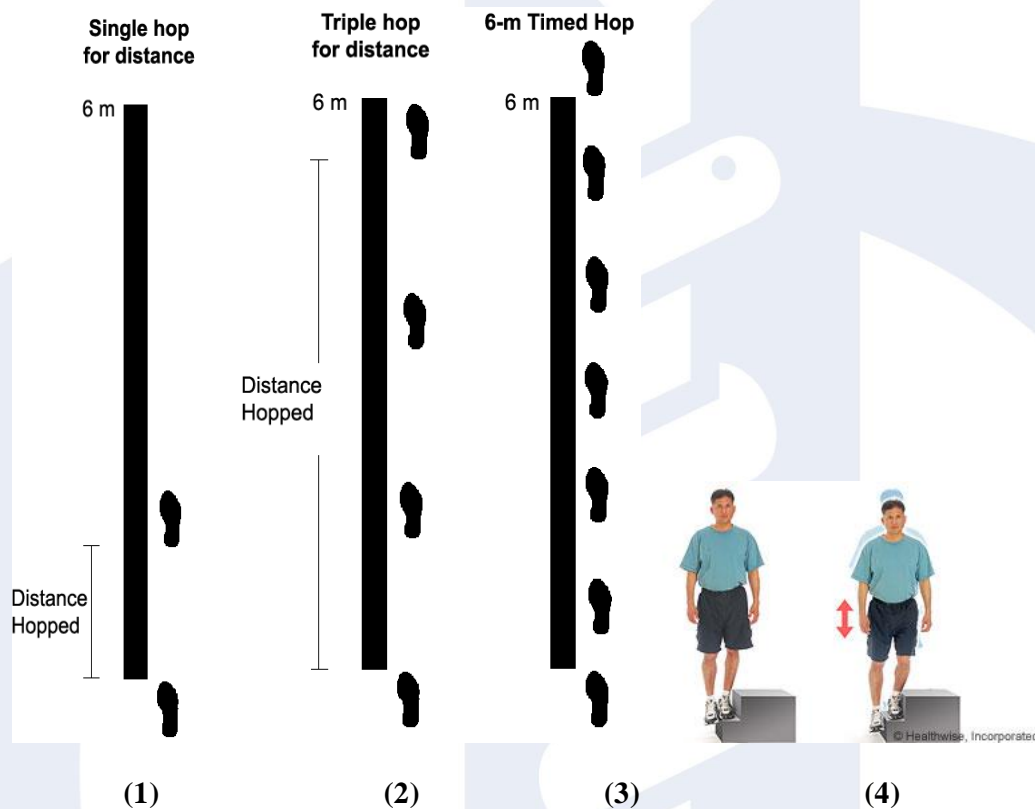
Διαδικασία:

1. Αρχικά, ο συμμετέχων στέκεται με το άκρο που θα δοκιμαστεί ακριβώς δίπλα στο σκαλοπάτι. Τοποθετεί τα χέρια του στα ισχία.



2. Τοποθετεί το πόδι που θα δοκιμαστεί πάνω στο σκαλοπάτι, ενώ το άλλο πόδι βρίσκεται στο έδαφος δίπλα στο σκαλοπάτι.
3. Τεντώνει το γόνατο του ποδιού που βρίσκεται στο σκαλοπάτι φέρνοντας το άλλο πόδι μέχρι να συναντήσει το σκαλοπάτι.
4. Στη συνέχεια χαμηλώνει το μη αξιολογηθέν άκρο στο πάτωμα κάμπτοντας (λυγίζοντας) το πόδι και ελαφρά αγγίζει την πτέρνα στο πάτωμα χωρίς να θέτεται οποιοδήποτε βάρος σε αυτό το πόδι.
5. Επαναλαμβάνει αυτή την κίνηση όσες φορές μπορεί σε ένα λεπτό.
6. Θα ξεκινήσει όταν δοθεί οδηγία να ξεκινήσει και θα σταματήσει όταν δοθεί εντολή να σταματήσει.
7. 30 sec ξεκούραση ανάμεσα στην αξιολόγηση των άκρων.

Υπενθύμιση: Αν πτέρνα δεν ακουμπήσει το έδαφος σε κάποια επανάληψη, αυτή η επανάληψη δεν θα καταγραφεί. Επίσης, το άκρο που αξιολογείται είναι καθ'όλη τη διάρκεια της δοκιμασίας παραμένει πάνω στο σκαλοπάτι.



General Evaluation

Name:	██████████	Session:	10/13/2005 4:31:23 AM	Windowing:	Isokinetic
ID:	██████████	Involved:	None	Protocol:	Isokinetic Bilateral
Birth Date:	(M/d/yyyy)	Clinician:		Pattern:	Extension/Flexion
Ht:	168.5	Referral:		Mode:	Isokinetic
Wt:	55.6	Joint:	Knee	Contraction:	CON/CON
Gender:	Male	Diagnosis:		GET:	16 N-M at 30 Degrees

EXTENSION				FLEXION				EXTENSION				FLEXION			
60 DEG/SEC				60 DEG/SEC				180 DEG/SEC				180 DEG/SEC			
# OF REPS (60/60): 5	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS (180/180): 10	RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	

# OF REPS (60/60): 5	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS (180/180): 10	RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	168.3	169.8	-0.9	103.7	98.6	4.9	110.0	115.5	-5.0	76.9	74.9	2.5		
PEAK TQ/BW	%	303.8	306.6		187.1	178.0		198.6	208.4		138.7	135.2			
MAX REP TOT WORK	J	190.0	185.5	2.4	153.8	122.8	20.2	128.4	124.5	3.1	102.8	85.7	16.6		
COEFF. OF VAR.	%	3.4	6.5		1.8	4.7		6.7	7.1		3.3	6.7			
AVG. POWER	WATTS	112.5	116.0	-3.1	82.4	78.4	4.8	189.0	197.6	-4.5	142.8	125.9	11.8		
TOTAL WORK	J	913.8	876.0	4.1	694.2	584.1	15.9	1177.7	1141.9	3.0	949.9	749.2	21.1		
ACCELERATION TIME	MSEC	210.0	70.0		40.0	30.0		50.0	40.0		70.0	80.0			
DECELERATION TIME	MSEC	70.0	140.0		130.0	40.0		80.0	110.0		120.0	100.0			
ROM	DEG	98.9	86.7		98.9	86.7		98.4	86.1		98.4	86.1			
AVG PEAK TQ	N-M	159.9	154.4		100.5	93.1		101.5	105.0		71.5	66.4			
AGON/ANTAG RATIO	%	61.6	58.1	G: 61.0				69.9	64.9	G: 72.0					

EXTENSION

FLEXION

EXTENSION

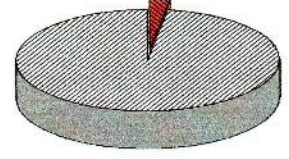
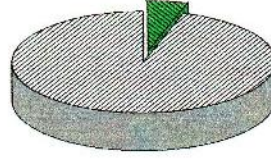
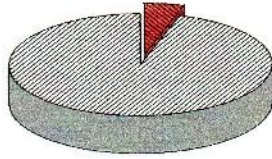
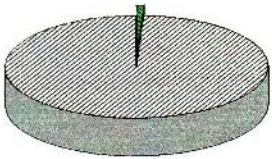
FLEXION

Stronger
0.9 %

Deficit
4.9 %

Stronger
5.0 %

Deficit
2.5 %

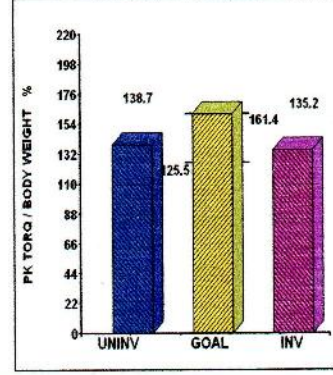
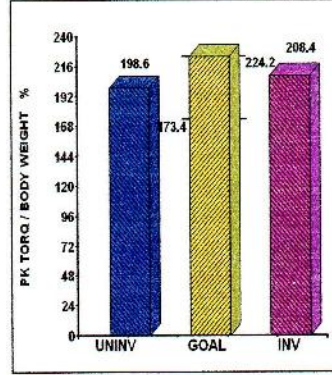
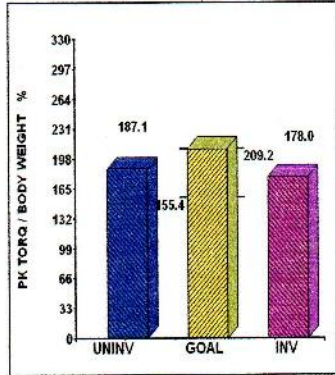
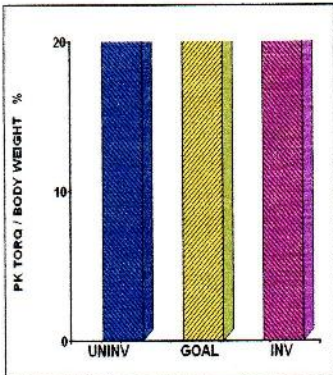


60 DEG/SEC

60 DEG/SEC

180 DEG/SEC

180 DEG/SEC



Comments:

PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetition. Indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetition with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach Isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion
DECELERATION TIME: Total time to go from Isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
AGON/ANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury
DEFICITS: 1 to 10% No significant difference between extremities.
 11 to 25% Rehabilitation recommended to improve muscle performance balance.

General Evaluation

Name: [REDACTED] Session: 10/13/2005 4:31:23 AM Windowing: Isokinetic
 ID: [REDACTED] Involved: None Protocol: Isokinetic Bilateral
 Birth Date: (M/d/yyyy) Clinician: Pattern: Extension/Flexion
 Ht: 168.5 Referral: Mode: Isokinetic
 Wt: 55.6 Joint: Knee Contraction: CON/CON
 Gender: Male Diagnosis: GET: 16 N-M at 30 Degrees

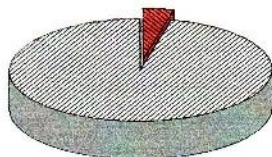
EXTENSION 300 DEG/SEC

FLEXION 300 DEG/SEC

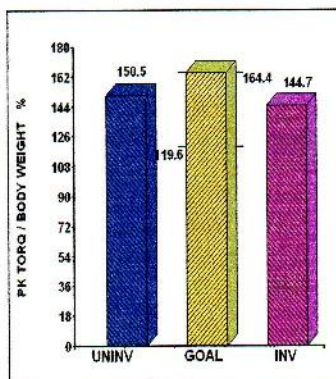
# OF REPS (300/300): R 30 - L 30		EXTENSION			FLEXION		
		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	83.3	80.1	3.8	57.2	54.8	4.2
PEAK TQ/BW	%	150.5	144.7		103.2	98.9	
MAX REP TOT WORK	J	86.8	75.9	12.5	63.1	52.0	17.6
COEFF. OF VAR.	%	20.8	14.6		10.2	13.1	
AVG. POWER	WATTS	134.3	140.1	-4.4	94.6	87.9	7.1
TOTAL WORK	J	1789.8	1730.7	3.3	1373.0	1208.2	12.0
ACCELERATION TIME	MSEC	60.0	70.0		80.0	100.0	
DECELERATION TIME	MSEC	80.0	110.0		110.0	160.0	
ROM	DEG	98.0	85.6		98.0	85.6	
AVG PEAK TQ	N-M	60.6	64.4		44.8	45.3	
AGON/ANTAG RATIO	%	68.6	68.4	G: 78.0			

EXTENSION

Deficit
3.8 %

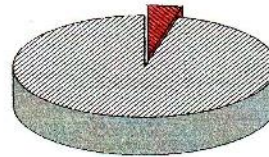


300 DEG/SEC

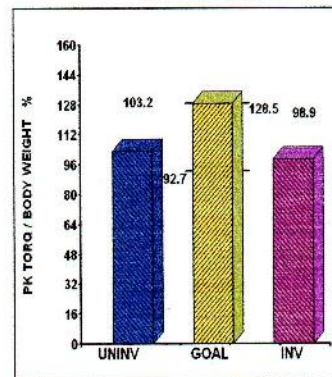


FLEXION

Deficit
4.2 %



300 DEG/SEC



Comments:

PEAK TORQUE: Highest muscular force output at any moment during a repetition. Indicative of a muscle's strength capabilities.
PEAK TQ/BW: Represented as a percentage normalized to bodyweight and compared to an established goal
MAX REP TOT WORK: Total muscular force output for the repetition with greatest amount of work. Work is indicative of a muscle's capability to produce force throughout the range of motion.
AVG. POWER: Total work divided by time. Power represents how quickly a muscle can produce force.
ACCELERATION TIME: Total time to reach isokinetic speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capabilities to move the limb at the beginning of the range of motion
DECELERATION TIME: Total time to go from isokinetic speed to zero speed. Indicative of a muscle's neuromuscular capability to eccentrically control the limb at the end of the range of motion.
AGON/ANTAG RATIO: The Reciprocal muscle group ratio. Excessive imbalances may predispose a joint to injury
DEFICITS: 1 to 10% No significant difference between extremities.
 11 to 25% Rehabilitation recommended to improve muscle performance balance.

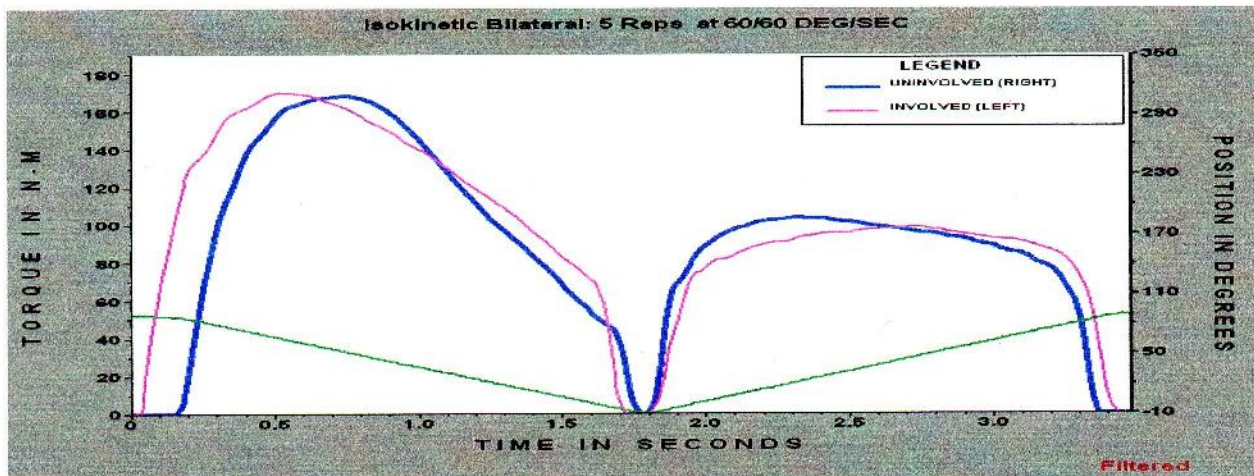
Comprehensive Evaluation

Name: [REDACTED] Session: 10/13/2005 4:31:23 AM Windowing: Isokinetic
 ID: [REDACTED] Involved: None Protocol: Isokinetic Bilateral
 Birth Date: (M/d/yyyy) Clinician: Pattern: Extension/Flexion
 Ht: 168.5 Referral: Mode: Isokinetic
 Wt: 55.6 Joint: Knee Contraction: CON/CON
 Gender: Male Diagnosis: GET: 16 N-M at 30 Degrees

EXTENSION 60 DEG/SEC

FLEXION 60 DEG/SEC

# OF REPS: Right 5		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS: Left 5		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	168.3	169.8	-0.9	103.7	98.6	4.9
PEAK TQ/BW	%	303.8	306.6		187.1	178.0	
TIME TO PK TQ	MSEC	760.0	450.0		520.0	760.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	52.0	64.0		26.0	49.0	
TORQ @ 30.0 DEG	N-M	125.9	120.0	4.7	103.3	93.8	9.1
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	6.3	131.2	-1979.3	87.5	81.4	7.0
COEFF. OF VAR.	%	3.4	6.5		1.8	4.7	
MAX REP TOT WORK	J	190.0	185.5	2.4	153.8	122.8	20.2
MAX WORK REP #	#	1	1		1	2	
WRK/BODYWEIGHT	%	343.0	334.8		277.6	221.7	
TOTAL WORK	J	913.8	876.0	4.1	694.2	584.1	15.9
WORK FIRST THIRD	J	324.5	329.2		254.9	223.7	
WORK LAST THIRD	J	279.2	257.2		204.4	166.8	
WORK FATIGUE	%	14.0	21.9		19.8	25.4	
AVG. POWER	WATTS	112.5	116.0	-3.1	82.4	78.4	4.8
ACCELERATION TIME	MSEC	210.0	70.0		40.0	30.0	
DECELERATION TIME	MSEC	70.0	140.0		130.0	40.0	
ROM	DEG	98.9	86.7		98.9	86.7	
AVG PEAK TQ	N-M	159.9	154.4		100.5	93.1	
AGON/ANTAG RATIO	%	61.6	58.1	G: 61.0			



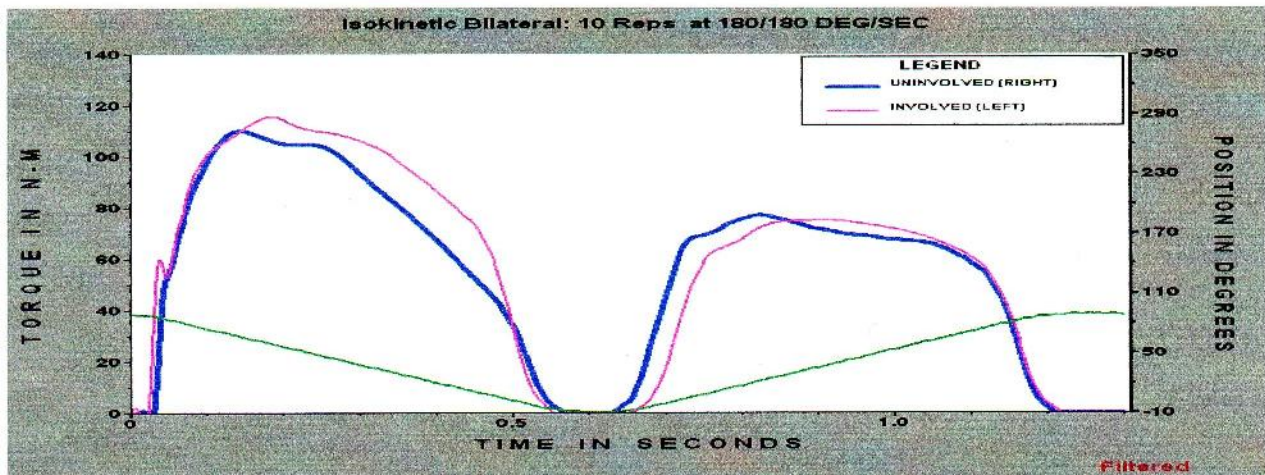
Comprehensive Evaluation

Name: [REDACTED] Session: 10/13/2005 4:31:23 AM Windowing: Isokinetic
 ID: [REDACTED] Involved: None Protocol: Isokinetic Bilateral
 Birth Date: (M/d/yyyy) Clinician: Pattern: Extension/Flexion
 Ht: 168.5 Referral: Mode: Isokinetic
 Wt: 55.6 Joint: Knee Contraction: CON/CON
 Gender: Male Diagnosis: GET: 16 N-M at 30 Degrees

EXTENSION 180 DEG/SEC

FLEXION 180 DEG/SEC

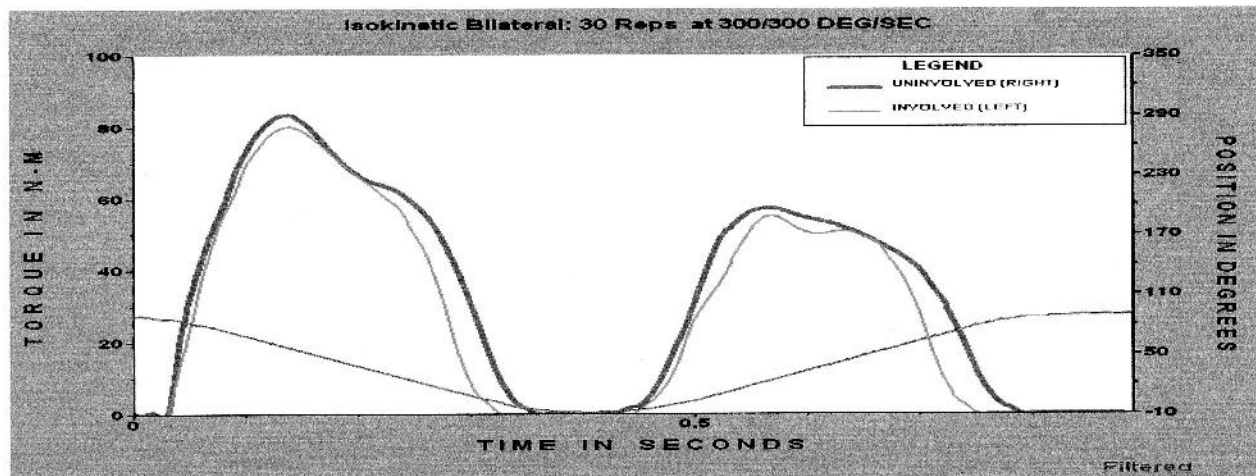
# OF REPS: Right 10		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS: Left 10		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	110.0	115.5	-5.0	76.9	74.9	2.5
PEAK TQ/BW	%	198.6	208.4		138.7	135.2	
TIME TO PK TQ	MSEC	150.0	170.0		210.0	260.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	67.0	62.0		20.0	41.0	
TORQ @ 30.0 DEG	N-M	80.6	90.5	-12.2	73.1	74.1	-1.4
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	106.6	113.8	-6.7	75.5	73.4	2.8
COEFF. OF VAR.	%	6.7	7.1		3.3	6.7	
MAX REP TOT WORK	J	128.4	124.5	3.1	102.8	85.7	16.6
MAX WORK REP #	#	4	2		3	2	
WRK/BODYWEIGHT	%	231.8	224.7		185.5	154.7	
TOTAL WORK	J	1177.7	1141.9	3.0	949.9	749.2	21.1
WORK FIRST THIRD	J	446.3	422.2		347.4	293.3	
WORK LAST THIRD	J	333.6	321.2		268.8	198.6	
WORK FATIGUE	%	25.3	23.9		22.6	32.3	
AVG. POWER	WATTS	189.0	197.6	-4.5	142.8	125.9	11.8
ACCELERATION TIME	MSEC	50.0	40.0		70.0	80.0	
DECELERATION TIME	MSEC	80.0	110.0		120.0	100.0	
ROM	DEG	98.4	86.1		98.4	86.1	
AVG PEAK TQ	N-M	101.5	105.0		71.5	66.4	
AGON/ANTAG RATIO	%	69.9	64.9	G: 72.0			



Comprehensive Evaluation

Name: [REDACTED] Session: 10/13/2005 4:31:23 AM Windowing: Isokinetic
 ID: [REDACTED] Involved: None Protocol: Isokinetic Bilateral
 Birth Date: (M/d/yyyy) Clinician: Pattern: Extension/Flexion
 Ht: 168.5 Referral: Mode: Isokinetic
 Wt: 55.6 Joint: Knee Contraction: CON/CON
 Gender: Male Diagnosis: GET: 16 N-M at 30 Degrees

		EXTENSION 300 DEG/SEC			FLEXION 300 DEG/SEC		
# OF REPS: Right 30		UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT	UNINVOLVED	INVOLVED	DEFICIT
# OF REPS: Left 30		RIGHT	LEFT		RIGHT	LEFT	
PEAK TORQUE	N-M	83.3	80.1	3.8	57.2	54.8	4.2
PEAK TQ/BW	%	150.5	144.7		103.2	98.9	
TIME TO PK TQ	MSEC	150.0	150.0		170.0	170.0	
ANGLE OF PK TQ	DEG	56.0	59.0		24.0	33.0	
TORQ @ 30.0 DEG	N-M	62.8	56.9	9.5	55.3	52.6	5.0
TORQ @ 0.18 SEC	N-M	72.0	72.1	-0.2	55.3	52.9	4.3
COEFF. OF VAR.	%	20.8	14.6		10.2	13.1	
MAX REP TOT WORK	J	86.8	75.9	12.5	63.1	52.0	17.6
MAX WORK REP #	#	4	2		4	1	
WRK/BODYWEIGHT	%	156.7	137.0		114.0	93.9	
TOTAL WORK	J	1789.8	1730.7	3.3	1373.0	1208.2	12.0
WORK FIRST THIRD	J	798.7	709.2		601.1	484.8	
WORK LAST THIRD	J	402.0	425.6		315.8	286.2	
WORK FATIGUE	%	49.7	40.0		47.5	41.0	
AVG. POWER	WATTS	134.3	140.1	-4.4	94.6	87.9	7.1
ACCELERATION TIME	MSEC	60.0	70.0		80.0	100.0	
DECELERATION TIME	MSEC	80.0	110.0		110.0	160.0	
ROM	DEG	98.0	85.6		98.0	85.6	
AVG PEAK TQ	N-M	60.6	64.4		44.8	45.3	
AGON/ANTAG RATIO	%	68.6	68.4	G: 78.0			





Φύλλο Συλλογής δεδομένων λειτουργικών δοκιμασιών

Όνομα:

Επώνυμο:

Φύλο: Α / Θ

Ηλικία:

Ημ/νία Γεν: / /

Ύψος: cm

Βάρος: kg

Ημερομηνία αξιολόγησης: / / 2016

Τηλ:

Λειτουργικές Δοκιμασίες		Προσπάθεια 1 ^η	Προσπάθεια 2 ^η	ΜΟ	Δείκτης Συμμετρίας Άκρων
Single Hop for Distance (cm)	ΑΡ	cm	cm	cm	%
	ΔΕ	cm	cm	cm	
Triple Hop for Distance (cm)	ΑΡ	cm	cm	cm	%
	ΔΕ	cm	cm	cm	
Single-leg timed hop test (sec)	ΑΡ	sec	sec	sec	%
	ΔΕ	sec	sec	sec	
Lateral Step-up test (reps/min)	ΑΡ	reps/min		reps/min	%
	ΔΕ	reps/min			
				Σύνολο	%

