



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΟΜΕΑΣ: ΘΕΩΡΗΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΕΤΟΥ ΜΕΛΟΥΣ ΣΕ ΑΘΛΗΤΕΣ
ΔΡΟΜΙΚΩΝ ΑΓΩΝΙΣΜΑΤΩΝ»**

Αφσαρίδου Ζωή Νικολέττα, Α.Μ.:9980201400199

Επιβλέπων: Τσίγκανος Γεώργιος

ΑΘΗΝΑ 2019-2020

©Copyright

Αφσαρίδου Ζωή Νικολέττα

Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού

Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών

Εθνικής Αντιστάσεως 41, 172 37, Δάφνη Αθήνα

Το δοκίμιο αυτό αποτελεί πτυχιακή εργασία που συντάχθηκε για το Προπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών του ΤΕΦΑΑ στη Σχολή Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του ΕΚΠΑ και υποβλήθηκε τον Φεβρουάριο του 2020.

Ο συγγραφέας βεβαιώνει ότι το περιεχόμενο του παρόντος δοκιμίου είναι αποτέλεσμα προσωπικής εργασίας και ότι έχει γίνει η κατάλληλη αναφορά στην εργασία τρίτων –όπου κάτι τέτοιο ήταν απαραίτητο- , σύμφωνα με τους κανόνες της ακαδημαϊκής δεοντολογίας.

ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ

Η παρούσα εργασία αποτελεί το αποτέλεσμα του συνόλου των αλληλεπιδράσεων και των συνεργασιών με ειδικούς ανθρώπους, καθένας εκ τους οποίους συνέβαλε σημαντικά στην εξέλιξη και ολοκλήρωσή της. Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον υπεύθυνο για τη διεκπεραίωση της πτυχιακής εργασίας, τον κ. Τσίγκανο Γεώργιο Λέκτορα Αθλητικής Φυσικοθεραπείας στη ΣΕΦΑΑ του Ε.Κ.Π.Α. για τη συνεχή καθοδήγηση, τις σοφές συμβουλές και την αδιάκοπη συμπαράσταση που μου παρείχε στο χρονικό διάστημα αυτό.

Επίσης ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον κύριο Τσολάκη Χαρίλαο Αναπληρωτή καθηγητή στην ΣΕΦΑΑ του Ε.Κ.Π.Α. για την καθοδήγηση που μου παρείχε, καθώς και για το σημαντικό ρόλο του στη διεκπεραίωση των μετρήσεων και αξιολογήσεων των ερευνητικών δειγμάτων της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Ακόμη θα ήθελα να ευχαριστήσω την κ. Ζωγράφου Γεωργία, ειδική γραμματέα της Ε.Α.Ο.Μ. και τον κ. Βασδέκη Σπύρο, ομοσπονδιακό προπονητή της Ε.Α.Ο.Μ. για τη σημαντική συμβολή τους στην εύρεση και επιλογή των ανθρώπων του δείγματος της πειραματικής διαδικασίας της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Επιπροσθέτως είναι απαραίτητο και επιβεβλημένο να ευχαριστήσω την διεύθυνση και το προσωπικό του νοσοκομείου «Αττικών» για την παραχώρηση του χώρου και του εξοπλισμού και την εξαιρετική συνεργασία που υπήρχε καθ' όλη την διάρκεια της διαδικασίας των ερευνητικών μετρήσεων και αξιολογήσεων, που διεξήχθησαν στο εργαστήριο Αθλητικής Αριστείας της Α΄ Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής-ΕΚΠΑ.

Τέλος είναι σημαντικό να ευχαριστήσω όλους όσους οικειοθελώς συμμετείχαν στις διαδικασίες των μετρήσεων, οι οποίοι συνεργάστηκαν εθελοντικά, με συνέπεια και ευχάριστη διάθεση καθ' όλη την χρονική διάρκεια της έρευνας αυτής.

«Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΕΤΟΥ ΜΕΛΟΥΣ ΣΕ ΑΘΛΗΤΕΣ ΔΡΟΜΙΚΩΝ ΑΓΩΝΙΣΜΑΤΩΝ»

Περίληψη

Η Προσαρμοσμένη Κινητική Αγωγή αποτελεί έναν κλάδο, στόχος του οποίου είναι η βελτίωση της ποιότητας της ζωής, καθώς και της ψυχαγωγίας των ανθρώπων με νοητική ή σωματική έλλειψη ή αναπηρία. Συγκεκριμένα στον τομέα των κινητικών αναπηριών η φυσική δραστηριότητα αποτελεί ένα σημαντικό μέσο ένταξης του ανθρώπου στο πλαίσιο του αθλητισμού καθώς και άλλων κινητικών, αλλά και κοινωνικών δραστηριοτήτων.

Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η εργομετρική αξιολόγηση συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων αθλητών δρομικών αγωνισμάτων που έχουν υποστεί ακρωτηριασμό κάτω άκρου-μέλους. Για την εξαγωγή χρήσιμων και αξιόπιστων συμπερασμάτων χρησιμοποιήθηκε ισοκινητικό δυναμόμετρο τύπου Biodex, στο οποίο σχεδιάστηκαν και εκτελέστηκαν ισοκινητικές προσπάθειες για την αξιολόγηση της δυναμικής της κίνησης της κάμψης και της έκτασης των μυών του ισχίου από ύπτια θέση, καθώς και των μυών κάμψης και έκτασης του κορμού από θέση καθιστή.

Συμμετείχαν 3 άρρενες αθλητές στίβου με κνημιαίο ακρωτηριασμό κάτω μέλους, ηλικίας \pm 28-37 ετών, ελληνικής υπηκοότητας, οι οποίοι συμμετείχαν εθελοντικά στην παρούσα έρευνα και κατέθεσαν έγγραφη συγκατάθεση για τη συμμετοχή τους στις μετρήσεις.

Αποτελέσματα:

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα του εργομετρικού ελέγχου στην ισοκινητική αξιολόγηση των μυών των ισχίων και του κορμού των ακρωτηριασμένων αθλητών παρατηρήθηκε μία ανομοιογένεια στην ισοκινητική δύναμη-ροπή ανάμεσα στους 2 δοκιμαζόμενους με μονόπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης, κατά τη διάρκεια της κάμψης των ισχίων. Ωστόσο παρατηρήθηκε ένα μεγαλύτερο ποσοστό μέγιστης ροπής στο άθικτο μέλος κατά τη διάρκεια της έκτασης της άρθρωσης του ισχίου και για τους δύο δοκιμαζόμενους με μονόπλευρο ακρωτηριασμό. Επιπλέον παρατηρήθηκε ένα μεγαλύτερο ποσοστό κοπώσεως τόσο στην κάμψη όσο και στην έκταση του ισχίου του ακρωτηριασμένου σκέλους των δοκιμαζόμενων 1 και 2.

Επιπλέον μέσω της ισοκινητικής εργομετρικής αξιολόγησης του κορμού και των τριών δοκιμαζόμενων παρατηρήθηκε ένα υψηλότερο ποσοστό ισοκινητικής δύναμης στους εκτείνοντες μυς του κορμού σε αντίθεση με τους καμπτήρες μυς.

Λέξεις κλειδιά: προσθετικά μέλη, ακρωτηριασμός, εργομετρική αξιολόγηση, ισοκινητική αξιολόγηση, δρομικά αγωνίσματα

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1.Γενικά.....	σελ.1
1.2. Σημασία της έρευνας.....	σελ.2
1.3. Σκοπός της έρευνας.....	σελ.3
1.4. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος.....	σελ.3
1.5. Ερευνητικές υποθέσεις.....	σελ.3
1.6. Στατιστικές υποθέσεις.....	σελ.3
1.7. Οριοθετήσεις και περιορισμοί.....	σελ.3

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1.Η προσθετική συσκευή.....	σελ.4
2.1.1. Οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους.....	σελ.7
2.2. Η βιομηχανική του υγιούς - άθικτου έναντι του ακρωτηριασμένου άκρου (δρόμοι).....	σελ.8
2.2.1.Η βιομηχανική του υγιούς- άθικτου έναντι του ακρωτηριασμένου άκρου (άλμα εις μήκος.....	σελ.12
2.3. Οι αντισταθμιστικές στρατηγικές ενός ακρωτηριασμένου αθλητή.....	σελ.15
2.4. Οι μυς των κάτω άκρων σε ακρωτηριασμένους.....	σελ.17
2.4.1. Η οστική πυκνότητα σε ακρωτηριασμένους.....	σελ.22
2.5. Το μεταβολικό κόστος ενός ακρωτηριασμένου αθλητή.....	σελ.24
2.6. Η ικανότητα ισορροπίας σε ανθρώπους με ακρωτηριασμό.....	σελ.28

3.ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. Δείγμα έρευνας.....	σελ.29
3.2. Ερευνητικά εργαλεία –υλικά, μέσα.....	σελ.30
3.3. Περιγραφή εκτέλεσης των διαδικασιών.....	σελ.30
3.4. Στατιστική ανάλυση.....	σελ.31

4.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....σελ.32

4.1. Συζήτηση.....	σελ.35
4.2. Συμπεράσματα και προτάσεις.....	σελ.41

5.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1.Γενικά:

Η προσαρμοσμένη κινητική αγωγή αποτελεί έναν κλάδο,ο οποίος αποσκοπεί στη βελτίωση της ποιότητας της ζωής,στην κοινωνική επαν/ένταξη καθώς και στην ψυχαγωγία των ανθρώπων οι οποίοι αντιμετωπίζουν ειδικά προβλήματα υγείας είτε σωματικά είτε νοητικά.

Συγκεκριμένα ο τομέας των κινητικών αναπηριών ανεξαρτήτως εγγενούς ή επίκτητης αναπηρίας χρήζει σημαντικής μέριμνας με απώτερο σκοπό την επιτυχή ένταξη των ατόμων αυτών στο πλαίσιο των αθλητικών, αλλά και των απλών κινητικών δραστηριοτήτων. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα στην εποχή αυτή αποτελούν και οι άνθρωποι, οι οποίοι υποβάλλονται σε ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου) λόγω κάποιου τραυματισμού ή κάποιας ασθένειας.

Σύμφωνα με την Ελληνική Στατιστική Υπηρεσία (2018) ο αριθμός των βαριά τραυματιών σε τροχαία ατυχήματα αυξήθηκε σημαντικά κατά 19,0% (Μάρτιος 2018), γεγονός που υποδεικνύει την αύξηση του μεγέθους του πληθυσμού των τραυματισμών των κάτω άκρων και κατ' επέκταση του πληθυσμού με κινητική αναπηρία. Επομένως πρέπει να μεριμνήσουμε για την ομαλή αποκατάσταση, κοινωνική ενσωμάτωση και επαγγελματική αποκατάσταση και απασχόληση των ανθρώπων αυτών.

Όσον αφορά στη συμμετοχή στα αθλητικά δρώμενα των ανθρώπων που υποβλήθηκαν σε ακρωτηριασμό κάτω άκρου μία πολύ καλή επιλογή αποτελεί η ενασχόληση με τα αγωνίσματα στίβου και κονίστρας και συγκεκριμένα με τα δρομικά αθλήματα. Αυτό συμβαίνει διότι διατηρούνται τα θεμελιώδη κινητικά πρότυπα, ο αθλητής εντάσσεται σε ένα κοινωνικό πλαίσιο, δεν απομονώνεται και παράλληλα επιτυγχάνεται η διατήρηση της φυσικής κατάστασης και ευεξίας του αθλητή αυτού.

Η ενασχόληση των ανθρώπων με κινητική αναπηρία στον χώρο του αθλητισμού ξεκίνησε το 1940 και συγκεκριμένα ο Ludwig Gutmann θεώρησε πως η ενασχόληση με τον αθλητισμό αποτελεί καταλυτικό παράγοντα στην ομαλή αποκατάσταση ενός ατόμου με την οποιαδήποτε κινητική αναπηρία. Έπειτα στις αρχές του 1950 στη Γαλλία διοργανώθηκαν δραστηριότητες φυσικής αγωγής για τους ακρωτηριασμένους των κάτω άκρων, γεγονός που κινητοποίησε την ανάπτυξη του αθλητικού εξοπλισμού τους (Pailler D. et al, 2004).Στη συνέχεια ακολούθησε η εμφάνιση των Παραολυμπιακών αγώνων για πρώτη φορά στη Ρώμη το 1960 και το 1976 εμφανίζεται και η παρθενική συμμετοχή των ακρωτηριασμένων στους αγώνες αυτούς. Στη σημερινή εποχή οι αθλητές με ακρωτηριασμό κάτω άκρων ανάλογα με την παθολογία τους αγωνίζονται στις κατηγορίες T42-46. Συγκεκριμένα στην περίπτωση ενός ακρωτηριασμού σε αγώνες ταχύτητας σε όρθια θέση υπάρχουν οι εξής κατηγορίες:

- T42: αθλητές με μονό ή αμφίπλευρο ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο
- T44:αθλητές με μονό ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο
- T43: αθλητές με αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο (Pailler D. et al, 2004).

Παρόλα αυτά οφείλουμε να λάβουμε υπόψη διάφορες παραμέτρους και ανασταλτικούς παράγοντες, οι οποίοι μπορεί να περιορίζουν τις αδρές κινήσεις ενός αθλητή με πρόσθετο κάτω μέλος, όπως είναι για παράδειγμα η λειτουργική ανισορροπία μεταξύ υγιούς και πληγέντος μέλους. Ακόμη ο αθλητής οφείλει να προσαρμόσει τον τρόπο τρεξίματός του, λόγω των δυνάμεων όπου επιδρούν κατά τη διάρκεια μίας δρομικής δραστηριότητας .

Επιπλέον οι αθλητές με ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου) στην προσπάθειά τους να αντισταθμίσουν τη μυοσκελετική απώλεια του πληγέντος άκρου υιοθετούν αντισταθμιστικές στρατηγικές, επιβαρύνοντας τις εναπομείναντες αρθρώσεις και αυξάνοντας τον κίνδυνο εκφυλισμού των αρθρώσεων των κάτω άκρων τους (Baum B.S. et al, 2016). Οι αρθρώσεις που τείνουν να φέρουν τα μεγαλύτερα φορτία κατά τη διάρκεια των δρόμων ταχύτητας δεν είναι άλλες από τις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος(πχ σε κνημιαίο ακρωτηριασμό), διότι εμφανίζουν παρατεταμένες φάσεις φόρτισης(Buckley J.G. 2000).

Παρόλα αυτά στα δρομικά αγωνίσματα και κυρίως σε δρόμους μεγάλων ταχυτήτων ανεξάρτητα από την ύπαρξη ακρωτηριασμού υπάρχουν δύο βασικοί παράγοντες σχετικά με την απόδοση του αθλητή: το μήκος και η συχνότητα διασκελισμού. Συγκεκριμένα οι μυς του τετρακέφαλου, των καμπτήρων του ισχίου και των οπίσθιων μηριαίων αποτελούν τις κύριες δυνάμεις από τις οποίες εξαρτώνται αυτοί οι παράγοντες.

Ωστόσο σε έναν αθλητή με ακρωτηριασμό κάτω άκρου και ιδιαίτερα όταν ο ακρωτηριασμός θεωρείται πρόσφατος παρατηρείται: μειωμένος μυϊκός τόνος στους παραπάνω μυς λόγω της νευρολογικής αναχαίτισης, της ατροφίας των μυϊκών ινών τύπου I και II (Renström P., et al 1983,β), καθώς και μειωμένη οστική πυκνότητα στα οστά του μηρού και της κνήμης(σε περίπτωση ακρωτηριασμού κάτω από το ύψος της κνήμης)(Tugcu I. et al, 2009).Αυτή η μυϊκή ατροφία ποικίλει όσον αφορά το μέγεθος και την κατανομή κυρίως στην περιοχή του τετρακέφαλου και μπορεί να φτάσει στο 25%(Fraisie N. et al, 2008).

Ως εκ τούτου η εκγύμναση, καθώς και η ενασχόληση των ατόμων με ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου) στο πλαίσιο των αθλητικών δραστηριοτήτων, παίζει καθοριστικό ρόλο στη διατήρηση και βελτίωση της φυσικής κατάστασης και της ευρωστίας. Παράλληλα συμβάλλει σημαντικά στην κοινωνική ενσωμάτωση και στην ψυχολογική ευδαιμονία και ισορροπία του ανθρώπου.

Στην παρούσα έρευνα έγινε εργομετρικός έλεγχος και αξιολόγηση σε ενεργούς αθλητές στίβου με ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου), όπως θα παρουσιαστεί στη συνέχεια στην ενότητα 3.

2.2.Σημασία της έρευνας:

Βάσει των αποτελεσμάτων της παρούσας αξιολόγησης οι αθλητές αυτοί θα μπορέσουν να εφαρμόσουν τις κατάλληλες προσαρμογές στην προπόνηση και εκγύμνασή τους ,

έτσι ώστε να έχουν ακόμη πιο επιτυχή αποτελέσματα στην εξέλιξη της αγωνιστικής τους πορείας.

1.3. Σκοπός της έρευνας:

Σκοπός της παρούσας έρευνας είναι η εργομετρική μέτρηση και αξιολόγηση συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων ενεργών αθλητών στίβου με ακρωτηριασμό κάτω άκρου.

1.4. Ορισμός και διατύπωση του προβλήματος:

Η έρευνα αυτή όπως αναφέρθηκε παραπάνω αποσκοπεί στον εργομετρικό έλεγχο και την αξιολόγηση ενεργών αθλητών στίβου με ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου). Συγκεκριμένα ο στόχος του ελέγχου αυτού δεν είναι άλλος από την εύρεση μυϊκών ανισοροπιών και συνεπώς να προσδιορισθούν οι κατάλληλες προσαρμογές έτσι ώστε οι αθλητές αυτοί να έχουν ακόμα πιο επιτυχή αποτελέσματα στα αθλητικά δρώμενα.

Οι ανεξάρτητες μεταβλητές αποτελούνται από:

- 1) Η ενεργή ενασχόληση των συμμετεχόντων σε αγωνίσματα στίβου και κονίστρας
- 2) Το φύλο των συμμετεχόντων(άρρενες)
- 3) Η ύπαρξη ακρωτηριασμού στο κάτω άκρο(α) κάτω από το επίπεδο του γόνατος

Οι εξαρτημένες μεταβλητές αποτελούνται από:

- 1) Τα αποτελέσματα του εργομετρικού ελέγχου και της αξιολόγησης που υποβλήθηκαν οι συμμετέχοντες

1.5. Ερευνητικές υποθέσεις:

- Υπάρχει μυϊκή ανισοροπία μεταξύ υγιούς και ακρωτηριασμένου μέλους;
- Το ακρωτηριασμένο μέλος θα υπολείπεται σε μυϊκή δύναμη και ισχύ;

1.6. Στατιστικές υποθέσεις:

- Το ακρωτηριασμένο μέλος θα υπολείπεται σε μυϊκή δύναμη και ισχύ κατά την κίνηση της κάμψης και της έκτασης του ισχίου.

1.7. Οριοθετήσεις και περιορισμοί:

- 1) Το δείγμα αποτελείται από ενεργούς αθλητές δρομικών αθλημάτων και κονίστρας με ακρωτηριασμό κάτω άκρων(ου) ιδίου τύπου
- 2) Το ακριβές ύψος του ακρωτηριασμού
- 3) Η πλευρά του ακρωτηριασμού (δεξιά ή αριστερά)

- 4) Θεωρείται απαραίτητο να διεξαχθεί στο μέλλον μία πιο εκτεταμένη έρευνα, διότι λόγω του μικρού αριθμού δείγματος είναι δύσκολο να εκτιμηθούν αντιπροσωπευτικές τιμές για τον πληθυσμό των ακρωτηριασμένων αθλητών στίβου.

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. Η προσθετική συσκευή:

Ο άνθρωπος ανέκαθεν επιδίωκε να διορθώνει τις ατέλειές του και να αντισταθμίζει τα σημεία στα οποία υστερεί τόσο σε θεωρητικό όσο και σε πρακτικό επίπεδο. Συγκεκριμένα η ιατρική έχει συμβάλλει σημαντικά στον τομέα την ανάπτυξης προσθετικών μελών με στόχο της βελτίωσης της ποιότητας της ζωής των ατόμων με ακρωτηριασμό. Μέσω αυτών των «συσκευών» αυτά τα άτομα δύνανται να εκτελούν απλές καθημερινές δραστηριότητες, όπως ένας απλός περίπατος ή ακόμη και η απλή διατήρηση της όρθιας στάσης. Ωστόσο τους δίνεται και η δυνατότητα της ενασχόλησης με την απλή φυσική κίνηση και δραστηριότητα, την εκγύμναση σε γυμναστήριο και σε άλλες αθλητικές δραστηριότητες (Strike S.C. et al., 2018).

Για την ακρίβεια σε περίπτωση ενασχόλησης με αγωνίσματα στίβου και ιδιαίτερα εκείνα των δρόμων και των αλμάτων παρατηρείται η επιλογή μελών ελαστικής δυναμικής απόκρισης, τα οποία έχουν σχεδιαστεί, έτσι ώστε να απορροφούν και στη συνέχεια να επιστρέφουν ενέργεια ως αποτέλεσμα της παραμόρφωσής τους (Strike S.C. et al., 2018).

Αυτή η επιλογή προσθετικού μέλους ωφελεί τους αθλητές αυτούς, καθώς τους βοηθά στο να προσαρμόσουν τη βιομηχανική και να βελτιώσουν την παραγωγή της ισομετρικής μυϊκής δύναμης του υγιούς- άθικτου άκρου τους με το αντίστοιχο ακρωτηριασμένο άκρο τους, το οποίο λόγω της παθολογίας του πρέπει να ισοσταθμίσει τις υπάρχουσες μυοσκελετικές απώλειες και ελλείψεις (Jandrić S. et al, 2007, Baum B.S. et al, 2016). Επομένως μία προσθετική συσκευή δυναμικής και ελαστικής απόκρισης εξοπλισμένη με μία λεπίδα φτιαγμένη από ειδικές παθητικές ίνες άνθρακα, βοηθά έναν αθλητή να αντικαταστήσει τις ανατομικές του ελλείψεις και να βελτιστοποιήσει την βιομηχανική της κίνησής του κατά τη διάρκεια της προπόνησης ή ενός αγώνα (Taboga P. et al, 2016, Haber C.K. et al, 2018). Έχουν κατασκευαστεί για δρομικές ασκήσεις σταθερού ρυθμού έτσι ώστε να βοηθήσουν τον αθλητή να αποκτήσει μία όσο το δυνατόν περισσότερο σταθερή συχνότητα διασκελισμού, όμως είναι πολύ πιθανό σε περίπτωση που χρησιμοποιηθούν σε ασκήσεις δραστηριοτήτων άλλου τύπου να καταπονήσουν το υγιές - άθικτο μέλος σε πολύ μεγάλο βαθμό και να οδηγηθούν σε τραυματισμό του υγιούς- άθικτου μέλους τους (Haber C.K. et al, 2018).

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω τα συγκεκριμένα μέλη κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους σε δραστηριότητες με τρέξιμο, επιστρέφουν την ενέργεια απορρόφησής τους. Παρόλα αυτά είναι σημαντικό να αναφερθεί το γεγονός πως δεν παράγουν περισσότερη ενέργεια απ' όση μπορούν να απορροφήσουν κατά τη διάρκεια μίας δρομικής

δραστηριότητας, ούτε περισσότερη σε σύγκριση με ένα βιολογικό πόδι (Nolan L. et al, 2012). Έχουν σχεδιαστεί για δρομικές δραστηριότητες υψηλών ταχυτήτων, χωρίς να περιλαμβάνουν το ανατομικό στοιχείο της φτέρνας, καθώς εκτελούν την προώθηση στο σημείο των μεταταρσίων. Είναι ρυθμισμένες σε θέση πελματιαίας κάμψης, έτσι ώστε το μήκος τους να αντιστοιχεί στο μήκος του υγιούς- άθικτου άκρου όταν αυτό βρίσκεται σε στήριξη στις κορυφές των δακτύλων των ποδιών (Buckley J.G., 2000). Η μέθοδος αυτή παρατηρείται και στο τρέξιμο αρτιμελών αθλητών, διότι συμβάλλει στη βέλτιστη ευθυγράμμιση των πελματιαίων καμπτήρων και παρέχει μειωμένες δυνάμεις πέδησης-αναχαίτισης (Strike S.C. et al, 2018).

Επιπλέον το φορτίο που εφαρμόζει ο αθλητής στην προσθετική, ενώ τρέχει είναι άμεσα εξαρτημένο από την κατεύθυνση στην οποία εκτελεί το σπριντ του και κυρίως όταν η κατεύθυνση αυτή βρίσκεται σε καμπύλη τροχιά (Funken J. et al., 2017).

Αν και πρόκειται για μία ιδιαίτερα ωφέλιμη εφεύρεση για την επίτευξη υψηλών ταχυτήτων και την κατάκτηση επιδόσεων, η συγκεκριμένη δυναμοελαστική συσκευή σύμφωνα με τους συγγραφείς υστερεί σε αρκετούς τομείς βιομηχανικής άποψης π.χ. 1. Στην ορθά ολοκληρωμένη εκτέλεση του βιομηχανικού μοντέλου τρεξίματος. 2. Στην ευθυγράμμιση και στη μίμηση της ακαμψίας του αντίστοιχου βιολογικού ποδιού (Strike S.C. et al., 2018). Σύμφωνα με τους Dudek et al. (2005) και τους Milner et al. (2006) η ελαστικότητα του ελατηρίου της προσθετικής συμβάλλει σημαντικά στη μείωση των μέγιστων τιμών του φορτίου και στην αποφυγή του τραυματισμού του υγιούς άκρου του δρομέα. Όμως εξαιτίας των ανακριβειών που υπάρχουν στην αναπαράσταση του βιομηχανικού μοντέλου στην απόδοση του προσθετικού μέλους οι συγγραφείς συχνά οδηγούνται σε υπερεκτίμηση των τιμών των συνολικών δυνάμεων (Haber C.K. et al, 2018).

Κατά τη διάρκεια του τρεξίματος όπου η λεπίδα παραμορφώνεται στην επαφή της με το έδαφος, ο αθλητής οδηγείται σε κάμψη γόνατος. Στη συνέχεια το προσθετικό μέλος και συγκεκριμένα το σημείο όπου υποκαθιστά τον αστράγαλο θα επιστρέψει ένα μέρος της ελαστικής ενέργειας όπου απορροφήθηκε. Παρόλα αυτά εξαιτίας των παθητικών ιδιοτήτων αυτής της προσθετικής τρεξίματος καθίσταται δύσκολο για τον αθλητή να εφαρμόσει περισσότερη δύναμη στο έδαφος και έμμεσα στην ανάπτυξη της μέγιστης ταχύτητάς του (Taboga P. et al, 2016). Γι αυτόν το λόγο οι κατασκευαστές των προσθετικών προσαρμόζουν την ακαμψία του ελατηρίου βάσει του σωματικού βάρους, της δυνατότητας αλλά και της φύσης των δραστηριοτήτων του χρήστη (Haber C.K. et al, 2018). Ωστόσο αξίζει να αναφερθεί πως κατά τη διάρκεια ενός δρόμου ταχύτητας σε καμπύλη η επιστροφή της ενέργειας αυτής είναι υψηλότερη κατά ~7% σε αριστερόστροφη τροχιά (86%) παρά σε δεξιόστροφη (79,5%) (Funken J. et al, 2017). Όμως χάρη στην στροφική της ακαμψία μπορεί να αντιστέκεται σε έσω και έξω στροφές, σημαντικές για το τρέξιμο σε καμπύλη τροχιά (πχ 200/400 μ.) (Taboga P. et al, 2016).

Επιπλέον η ασυμμετρική κινηματική που παρατηρείται στους ακρωτηριασμένους δρομείς είναι πολύ πιθανόν να οφείλεται στα διαφορετικά μήκη της υπολειπόμενης κνήμης και στις περιπτώσεις της κατηγορίας T42 αυτή η ασυμμετρία οφείλεται και στα

διαφορετικά μήκη μεταξύ υγιούς- άθικτου και προσθετικού γόνατος, με αποτέλεσμα την επιβάρυνση του υγιούς- άθικτου μέλους λόγω του υψηλότερου φορτίου που εφαρμόζεται σε αυτό (Taboga P. et al, 2016, Haber C.K. et al, 2018).

Σε αθλητές με ακρωτηριασμό σε μηριαίο επίπεδο η προσθετική αποτελείται από μία υδραυλική προσθετική άρθρωση που αντικαθιστά το ακρωτηριασμένο γόνατο, η οποία συνδέεται με προσαρμοστικά μέρη για τη δημιουργία της προσθετικής συσκευής (Sano Y et al, 2017). Η χρήση της συσκευής αυτής συμβάλλει στη διατήρηση συμμετρικής τροχιάς του κέντρου της μάζας σώματος χάρη στην ασύμμετρη διαμόρφωση της ακαμψίας του ποδιού, η οποία αποτελεί τη μέγιστη κάθετη δύναμη της αντίδρασης του εδάφους στη μέγιστη δυνατή συμπίεση του ποδιού κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης επί του εδάφους (Sano Y et al., 2017). Επιπλέον βοηθά ως αντισταθμιστικός μηχανισμός στη σωστή διατήρηση της γωνίας που υπάρχει μεταξύ των σκελών (προσθετικό/ άθικτο) κατά το δρόμο ταχύτητας σε ευθύγραμμη τροχιά (Haber C.K. et al., 2018). Αντίστοιχα στον ακρωτηριασμό σε κνημιαίο επίπεδο η προσθετική περιλαμβάνει μία μονάδα ελέγχου για τη διατήρηση της στάσης σώματος και μία υδραυλικής ταλάντευσης, επομένως αποτελεί μία εφεύρεση που μπορεί να φανεί ωφέλιμη και σε ακρωτηριασμένους, οι οποίοι δεν ασχολούνται με αθλητικές δραστηριότητες (Pailler D. et al, 2004).

Οι συσκευές αυτές περιλαμβάνουν υλικά τα οποία έχουν εξοπλιστεί με στοιχεία τα οποία επιτρέπουν σε ακρωτηριασμένους αθλητές να διεκδικήσουν τα βέλτιστα δυνατά αποτελέσματα. Δηλαδή εξαρτήματα υψηλής ποιότητας όπως τα μανίκια με παρουσία gel, υποδοχείς με ίνες άνθρακα, προσθετική άρθρωση γόνατος (με έλεγχο εκκρεμούς για τους ακρωτηριασμένους στο μηρό), ελατήριο από ίνες άνθρακα με τη δυνατότητα της επιστροφής ενέργειας, ένα σύστημα σύλληψης, μία λάμα και ένα πόδι δυναμικής ελαστικής απόκρισης/παραμόρφωσης κλπ. αποτελούν κάποια από τα στοιχεία που κάνουν τις προσθετικές τόσο σημαντικές για την υψηλή απόδοση των ακρωτηριασμένων αθλητών στο άλμα εις μήκος και στους δρόμους ταχύτητας (Pailler D. et al, 2004).

Η πλειοψηφία των αθλητών στίβου τείνουν να δείχνουν προτίμηση στα εξής μοντέλα προσθετικών ποδιών:

- Flex Sprint
- Cheetah
- C-Sprint (Pailler D. et al, 2004)

Το καθένα από τα μοντέλα αυτά έχει συγκεκριμένες ελατηριοειδείς ιδιότητες και μπορεί να ανταποκριθεί καταλλήλως ανάλογα με τις αθλητικές δραστηριότητες και το σωματικό βάρος του χρήστη του και είναι εξοπλισμένο με μία spike πλάκα στην περιοχή κάτω από τα “μετατάρσια” (Buckley J.G., 2000, Pailler D. et al, 2004).

Ουσιαστικά το ελατήριο όπου αντικαθιστά το βιολογικό αστράγαλο απορροφά ενέργεια κατά τη διάρκεια του πρώτου μισού της φάσης στήριξης και έπειτα στο δεύτερο μισό παράγει ενέργεια κατά την προώθηση του σώματος και συμβάλλει στην κάμψη του ποδιού, ενώ παράλληλα επιστρέφει στο αρχικό του σχήμα (Buckley J.G., 2000).

Κατά τη διάρκεια όπου το ελατήριο απορροφά ενέργεια, αυτό παραμορφώνεται μειώνοντας έτσι την επιβάρυνση στο υπολειπόμενο άκρο, αντικαθιστώντας την

απορρόφηση/απόσβεση των κραδασμών των μυών του βιολογικού ποδιού(Buckley J.G., 2000). Όμως η δυσκολία στη διατήρηση του ελέγχου και των υψηλών τιμών δύναμης που εφαρμόζονται στο εναπομείναν μέλος θα προκαλέσουν ασυμμετρία στη δρομική κίνηση. Επομένως θα επηρεάσουν τη δυνατότητα ανάπτυξης της ταχύτητας, γεγονός όπου είναι περισσότερο εμφανές σε ακρωτηριασμένους στο μηρό σε σύγκριση με αυτούς που έχουν ακρωτηριασθεί στην κνήμη (Nolan L. et al, 2000).

Σε περίπτωση όπου ένας αθλητής έχει υποστεί ακρωτηριασμό και στα δύο πόδια τότε οι αρμόδιοι προσθετικοί τεχνικοί προσαρμόζουν την ακαμψία του αριστερού με την αντίστοιχη του δεξιού ποδιού σύμφωνα με τις προτάσεις των κατασκευαστών και το σωματικό βάρος του ίδιου του αθλητή, μία διαδικασία όπου θα εφαρμοζόταν και σε περίπτωση μονομερούς ακρωτηριασμού. Ακόμη οι ρυθμίσεις σχετικά με το ύψος της προσθετικής οφείλουν να ακολουθούν τις κατευθυντήριες γραμμές της Paralympic Committee (IPC)(Beck O.N. et al, 2017,β).

2.1.1. Οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους :

Σύμφωνα με τον νόμο του Νεύτωνα όταν αλληλεπιδρούν δύο σώματα μεταξύ τους, τότε το πρώτο ασκεί μία δύναμη F και το δεύτερο μία αντίθετη δύναμη F στο πρώτο (νόμος δράσης-αντίδρασης). Επομένως σε κάθε δράση ενός αντικειμένου υπάρχει και η αντίστοιχη αντίδραση από το σώμα με το οποίο αλληλεπιδρά.

Το ίδιο φαινόμενο παρατηρείται και κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, όπου ο δρομέας ασκεί δύναμη στο έδαφος, το οποίο αντιστοίχως αντιδρά και επιστρέφει ενέργεια στον αθλητή.

Τα μεγαλύτερα μεγέθη των δυνάμεων αντίδρασης εδάφους εμφανίζονται στο σημείο, όπου το κέντρο μάζας του αθλητή βρίσκεται πάνω από το σημείο στήριξης κατά τη διάρκεια του διασκελισμού (Beck O.N. et al, 2017,β).

Για την ακρίβεια ασκούνται στο έδαφος οι κατακόρυφες δυνάμεις, οι δυνάμεις της πέδησης και της πρόωσης. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως πλέον με τη βοήθεια ενός προσθετικού κάτω μέλους ένας ακρωτηριασμένος δύναται να συμμετάσχει σε απλές φυσικές δραστηριότητες, όπως σε ένα γυμναστήριο, και να τρέξει σε σταθερές ταχύτητες χωρίς να υποστεί κάποιον τραυματισμό στο υγιές- άθικτο μέλος του ή να αντιμετωπίσει ασυμμετρίες στο μήκος και στη συχνότητα του διασκελισμού του (Strike S.C. et al., 2018). Σε περίπτωση ασυμμετρίας στη δρομική συμπεριφορά ακρωτηριασμένων στο μηρό, ο κύριος παράγοντας δεν είναι άλλος από τις διαφορές των κάθετων δυνάμεων αντίδρασης εδάφους που εφαρμόζονται μεταξύ των δύο άκρων του αθλητή (Sano Y. et al., 2017).

Κατά της διάρκεια εκτέλεσης ενός σπριντ οι ακρωτηριασμένοι δρομείς, όπου χρησιμοποιούν προσθετικές τρεξίματος εφαρμόζουν δυνάμεις κάθετης φόρτισης στο έδαφος. Ωστόσο σε χαμηλότερες ταχύτητες, το μήκος, αλλά και η συχνότητα διασκελισμού, καθώς επίσης και οι μηχανικές και ελαστικές ιδιότητες της προσθετικής

ρυθμίζονται αναλόγως, έτσι ώστε να μην υπάρξουν ασυμμετρίες στις κατακόρυφες δυνάμεις εδάφους (Strike S.C. et al., 2018).

Σύμφωνα με τους Baum et al.(2016) το άθικτο άκρο ενός ακρωτηριασμένου παράγει μεγαλύτερες κάθετες δυνάμεις πέδησης και αντίδρασης εδάφους, σε σύγκριση με έναν αρτιμελή δρομέα. Συνεπώς οι δρομείς με ακρωτηριασμό λόγω της υψηλής φόρτισης των άθικτων άκρων τους υπάρχει σοβαρή πιθανότητα να οδηγηθούν σε τραυματισμό του υγιούς μέλους τους(Baum B.S. et al., 2016,SanoY et al., 2017,Haber C.K. et al, 2018). Το υγιές- άθικτο μέλος σε σύγκριση με το προσθετικό κατά τη διάρκεια του τρεξίματος έχει μεγαλύτερη ακαμψία, λόγω της αδυναμίας του ακρωτηριασμένου να παράγει δυνάμεις αντίδρασης εδάφους με τη βοήθεια της προσθετικής (Haber C.K. et al, 2018). Η ακαμψία ορίζεται ως η αναλογία της μέγιστης κάθετης δύναμης αντίδρασης του εδάφους στη μέγιστη συμπίεση του σκέλους κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης (SanoY et al., 2017). Επομένως σε περίπτωση που υπάρχουν διαφορές μεταξύ των κάθετων δυνάμεων αντίδρασης εδάφους, τότε είναι λογικό να υπάρξουν και διαφορές στη δυσκαμψία των άκρων του ακρωτηριασμένου δρομέα (Sano Y et al., 2017).

Όμως είναι σημαντικό να υπολογίσουμε και το γεγονός πως σε ένα δρόμο ταχύτητας με καμπύλη (200/400 m), όταν ο ακρωτηριασμένος δρομέας βρίσκεται με το πληγέν άκρο του στο εσωτερικό μέρος της καμπύλης, θέτει μικρότερες κάθετες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (Taboga P. et al, 2016, Funken J. et al , 2017). Επομένως η πλευρά του ακρωτηριασμού παίζει καθοριστικό ρόλο στην ικανότητα του αθλητή να εφαρμόσει κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης υψηλές τιμές κάθετης ώθησης, απαραίτητες για την απόκτηση της απαραίτητης και υψηλής ταχύτητας στο σπριντ(Funken J.et al, 2017).

Ο Greene το 1985 δήλωσε πως η ταχύτητα του τρεξίματος σε καμπύλη είναι χαμηλότερη από την αντίστοιχη της ευθείας λόγω των φυσιολογικών περιοριστικών παραγόντων στη δυνατότητα που έχει ένας δρομέας να ασκήσει μεγάλες δυνάμεις στο έδαφος (Taboga P. et al, 2016). Επομένως ο ακρωτηριασμένος κατά τη διάρκεια της ώθησης χρειάζεται να προσαρμόσει την ώθηση που ασκεί στο έδαφος για να εξασφαλίσει τη συμμετρική συνέχεια του διασκελισμού του (Haber C.K. et al, 2018).

Τέλος σε περίπτωση όπου ένας αθλητής με ακρωτηριασμό κνήμης στο ένα άκρο του, λόγω της ασυμμετρίας στα μήκη του υγιούς- άθικτου και του πληγέντος άκρου είναι πιθανό να εμφανίσει και ασύμμετρες κάθετες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους (Beck O.N. et al, 2017,α).

2.2. Η βιομηχανική του άθικτου έναντι του ακρωτηριασμένου άκρου (δρόμοι):

Ένας αθλητής δρόμων με ακρωτηριασμό κάτω άκρου οφείλει να προσαρμόσει τη βιομηχανική του για να αντισταθμίσει τις μυοσκελετικές απώλειες, όπου βίωσε έπειτα από τη χειρουργική παρέμβαση.

Έχει παρατηρηθεί ότι η συνολική «μηχανική» του άθικτου άκρου αποδίδει με διαφορετικό τρόπο συγκριτικά με αρτιμελείς αθλητές, ιδιαίτερα σε αγώνες υψηλών ταχυτήτων με στροφή (Funken J. et al , 2017).

Λόγω της ασυμμετρίας στα μήκη των ποδιών τους, η απόδοση των αθλητών σε ταχύτητες - σπριντ με καμπύλη τροχιά, οι οποίοι φέρουν ακρωτηριασμό κάτω μέλους επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό, ιδιαίτερα αν το πληγέν άκρο βρίσκεται στην εσωτερική πλευρά του διαδρόμου (Taboga P. et al, 2016). Είναι σημαντικό να αναφερθεί το γεγονός πως η ανάπτυξη ταχύτητας -το σπριντ με στροφή αποτελεί πρόκληση ακόμη και για αρτιμελείς αθλητές, καθώς η βιομηχανική του εσωτερικού άκρου περιορίζει την ανάπτυξη της ταχύτητας (Taboga P. et al, 2016). Συγκεκριμένα έχει παρατηρηθεί πως όταν ένας ακρωτηριασμένος αθλητής ταχύτητας (σπρίντερ) τρέχει με το πληγέν άκρο από την εσωτερική πλευρά της στροφής, τότε η ταχύτητά του υστερεί κατά 3.9% σε σύγκριση με άθικτο (Taboga P. et al, 2016). Αυτό εξηγείται από το γεγονός πως οι αθλητές αυτοί εκτός του ότι μειώνουν το μήκος διασκελισμού τους και στις δύο στροφές μειώνουν και τη συχνότητα διασκελισμού τους όταν το ακρωτηριασμένο άκρο βρίσκεται στο εσωτερικό της στροφής (Taboga P. et al, 2016). Επιπλέον εμφανίζουν παρατεταμένους χρόνους επαφής με το εσωτερικό άκρο σε σύγκριση με το εξωτερικό, υποδεικνύοντας πως η βιομηχανική του εσωτερικού σκέλους παρεμποδίζει την ανάπτυξη της μέγιστης ταχύτητας κατά τη διάρκεια ενός σπριντ σε στροφή (Taboga P. et al, 2016).

Παράλληλα οι ακρωτηριασμένοι αθλητές δρόμων τείνουν να έχουν μία περισσότερο οριζόντια προσέγγιση σε κινήσεις εκκίνησης και σταματήματος χαμηλής ταχύτητας, έχοντας χαμηλότερες γωνίες προσγείωσης και απογείωσης, ενώ ταυτόχρονα αφιερώνουν περισσότερο χρόνο στηριζόμενοι στο άθικτο άκρο τους (Pailler D. et al, 2004, Haber C.K. et al, 2018). Επομένως αντιμετωπίζουν δυσκολίες στην εκκίνηση και εκτέλεση δυναμικών κινήσεων με προσθετική, επιβαρύνοντας το άθικτο άκρο τους μέσω των υψηλών δυνάμεων που ασκούν σε αυτό (Baum B.S. et al, 2016, Haber C.K. et al, 2018).

Για την ακρίβεια κατά τη διάρκεια της στήριξης στο ακρωτηριασμένο μέλος παρατηρείται μία σημαντική αύξηση του φορτίου στην άρθρωση του ισχίου, ενώ παράλληλα στο άθικτο μέλος παρατηρούνται μεγάλα φορτία τόσο στην άρθρωση του ισχίου όσο και του γόνατος (Pailler D. et al, 2004).

Η επιβάρυνση αυτή δικαιολογείται από την αδυναμία του προσθετικού μέλους να παράγει περισσότερες δυνάμεις πέδησης, προώθησης και κατακόρυφης ώθησης σε δρομικά αγωνίσματα υψηλών ταχυτήτων (Baum B.S. et al, 2016, Strike S.C. et al., 2018, Haber C.K. et al, 2018). Ωστόσο σε χαμηλότερες ταχύτητες το άθικτο άκρο ασκεί υψηλότερες δυνάμεις πέδησης (Strike S.C. et al., 2018). Συμπερασματικά η τεχνική όπου υιοθετούν οι ακρωτηριασμένοι δρομείς αποτελείται από μειωμένη πέδηση στο ακρωτηριασμένο μέλος με μειωμένες κάθετες δυνάμεις και λιγότερη προώθηση σε υψηλότερες ταχύτητες (Strike S.C. et al., 2018). Επιπλέον τόσο το μήκος όσο και η συχνότητα διασκελισμού εξαρτώνται σε πολύ μεγάλο βαθμό από την ταχύτητα και ιδιαίτερα τη συχνότητα (Strike S.C. et al., 2018).

Κατά την ώθηση οι μειωμένες μέγιστες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους υποδεικνύουν την αδυναμία τους να διατηρήσουν μία ευθεία κατεύθυνση κατά την πορεία της ταχύτητας /σπριντ. Ακόμη η μειωμένη πέδηση και ώθηση του ακρωτηριασμένου σκέλους υποδεικνύει την τροποποίηση που εφαρμόζει ο δρομέας στην ταχύτητα του τρεξίματός

του ή τη μηχανική μετάβαση από το ακρωτηριασμένο μέλος στο άθικτο (Strike S.C. et al., 2018).

Επιπλέον παρά την παθολογία του, το ακρωτηριασμένο μέλος με τη βοήθεια της προσθετικής δύναται να εκφορτώσει γρήγορα και αποτελεσματικά. Παρόλα αυτά δεν μπορεί να διατηρήσει την ίδια κάθετη ώθηση με το άθικτο κατά την ανάπτυξη της ταχύτητας, λόγω των μηχανικών ιδιοτήτων της προσθετικής (Baum B.S. et al., 2016, Strike S.C. et al., 2018). Τοιουτοτρόπως κατά τη διάρκεια ενός διασκελισμού το σωματικό βάρος οφείλεται να είναι ίσο με την κάθετη δύναμη που ασκείται στο έδαφος από τον αθλητή, ειδάλλως ο αθλητής οδηγείται σε παρατεταμένο χρόνο επαφής με το έδαφος και σε μικρότερες φάσεις πτήσης με χαμηλότερη επιτάχυνση, ανεξάρτητα από την κατεύθυνση στην οποία τρέχει (Taboga P. et al, 2016, Strike S.C. et al., 2018). Παράλληλα η υπερφόρτωση όπου ασκείται στο άθικτο άκρο είναι πολύ πιθανό να οδηγήσει σε χρόνιους ή οξείς τραυματισμούς στις αρθρώσεις του υγιούς άκρου (Baum B.S. et al., 2016, Haber C.K. et al, 2018).

Είναι πολύ πιθανό πως το πληγέν μέλος των ακρωτηριασμένων σπρίντερ αδυνατεί να παράγει ισότιμη δύναμη με το αντίστοιχο άθικτο μέλος λόγω των βιομηχανικών χαρακτηριστικών της προσθετικής και της μυϊκής ατροφίας που το διακατέχει, γεγονός που παρατηρείται τόσο στους ακρωτηριασμένους κάτω της κνήμης όσο και σε αυτούς που έχουν ακρωτηριαστεί στο επίπεδο του μηρού (Sano Y et al., 2017).

Σύμφωνα με τους Grabowski et al. (2010) κατά το μέγιστο σπριντ σε ευθεία, οι σπρίντερ με κνημιαίο ακρωτηριασμό τείνουν να παράγουν ~ 16% χαμηλότερες μέγιστες κάθετες δυνάμεις με το ακρωτηριασμένο τους πόδι σε σύγκριση με το υγιές (Taboga P. et al, 2016).

Επιπλέον εμφανίζουν κατά 17% μειωμένη δυσκαμψία στο χειρουργημένο άκρο τους, σε σύγκριση με αρτιμελείς σπρίντερ, στους οποίους η αύξηση της ακαμψίας των ποδιών τους είναι ανάλογη με την ανάπτυξη της ταχύτητας (Taboga P. et al, 2016). Αυτή η ασυμμετρική δυσκαμψία μεταξύ άθικτου και ακρωτηριασμένου μέλους υποδεικνύει την προσαρμογή της βιομηχανικής του μέλους στις ασύμμετρες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους και είναι σημαντική για την απόκτηση της μέγιστης δυνατής ταχύτητας (Sano Y et al., 2017, Beck O.N. et al, 2017, α).

Όπως αναφέραμε και στην ενότητα 2.1.1. η συνολική μηχανική συμπεριφορά του άθικτου με το πληγέν άκρο είναι διαφορετική κατά το τρέξιμο υψηλής ταχύτητας / σπριντ σε στροφή, καθώς η ικανότητα του αθλητή να έχει υψηλή απόδοση κατά τη στροφή είναι άμεσα εξαρτώμενη με την πλευρά, το ύψος και τις υπολειπόμενες μυϊκές ομάδες του ακρωτηριασμού (Funken J. et al, 2017). Είναι δεδομένο πως η κατεύθυνση του τρεξίματος στις στροφές των 200 και 400 μέτρων είναι αντίθετες από τη φορά του ρολογιού (αριστερόστροφα). Επομένως οι αθλητές με ακρωτηριασμό στο αριστερό κάτω μέλος τους θα βρίσκονταν σε μειονεκτική θέση σε σύγκριση με τους αντίστοιχους αθλητές με ακρωτηριασμό στο δεξί κάτω μέλος τους (Funken J. et al, 2017).

Για την ακρίβεια η ταχύτητα του δρόμου ταχύτητας με το επηρεασμένο άκρο εκ των έσω της καμπύλης του διαδρόμου μπορεί να επηρεαστεί έως και 3.9% (Taboga P. et al,

2016). Παρόλο που σε γενικό βαθμό θεωρείται μικρό ποσοστό, σε έναν αγώνα υψηλού επιπέδου θεωρείται περιοριστικός παράγοντας, εφόσον στους αγώνες του επιπέδου αυτού το κάθε δευτερόλεπτο ή και το εκατοστό του μπορεί να αποκλείσει έναν αθλητή από μία θέση στο βάθρο των νικητών.

Συγκεκριμένα κατά τη διάρκεια των δρόμων ταχύτητας σε καμπύλη με το επηρεασμένο άκρο στο εσωτερικό μέρος της καμπύλης οι δρομείς μειώνουν τη συχνότητα διασκελισμού τους κατά 5.6% και το μήκος διασκελισμού τους κατά 4.3% (Taboga P. et al., 2016), επιβεβαιώνοντας την άποψη πως οι αθλητές με ακρωτηριασμό στο αριστερό πόδι βρίσκονται σε περιοριστική θέση.

Επιπλέον οι ακρωτηριασμένοι δρομείς ταχύτητας σε ευθεία, έπειτα από την επαφή του χειρουργημένου τους άκρου στο έδαφος εμφανίζουν 14% μεγαλύτερους χρόνους πτήσης σε σύγκριση με τους αντίστοιχους χρόνους του άθικτου άκρου. Σε αντίθεση με την ευθύγραμμη ταχύτητα, στο τρέξιμο ταχύτητας σε καμπύλη οι χρόνοι πτήσης του ακρωτηριασμένου ποδιού τους είναι μεγαλύτεροι κατά ~13% (εσωτερικά της καμπύλης) και 9% (εξωτερικά της καμπύλης) σε σύγκριση με το άθικτο άκρο (Taboga P. et al., 2016). Επίσης παρουσιάζουν ισότιμα ή μεγαλύτερα βήματα με το επηρεασμένο άκρο τους σε σχέση με το υγιές (Beck O.N. et al., 2017, α). Όσον αφορά το χρόνο αιώρησης των ποδιών, στο δρόμο ταχύτητας σε ευθεία εμφανίζουν 3 % μικρότερους χρόνους αιώρησης με το επηρεασμένο άκρο τους σε σύγκριση με το άθικτο. Ωστόσο κατά το τρέξιμο ταχύτητας σε καμπύλη με το επηρεασμένο πόδι να βρίσκεται εκ των έσω οι σπρίντερ εμφανίζουν 4% μικρότερους χρόνους αιώρησης σε σύγκριση με το άθικτο άκρο τους. Ακόμη σε στροφές όπου το επηρεασμένο άκρο βρισκόταν εξωτερικά της καμπύλης τα δύο άκρα δεν εμφανίζουν αξιοσημείωτες διαφορές μεταξύ τους (Taboga P. et al., 2016).

Συγκεκριμένα οι δρομείς με κνημιαίο ακρωτηριασμό εμφανίζουν κατά τη διάρκεια των δρόμων ταχύτητας ασύμμετρη κινηματική τρεξίματος, πιθανόν λόγω της ασυμμετρίας που υπάρχει μεταξύ υγιούς και ακρωτηριασμένου άκρου, τόσο στην πλάγια, όσο και στην πρόσθια γωνιακή κινηματική μεταξύ άθικτου και προσθετικού μέλους (Taboga P. et al., 2016, Funken J. et al., 2017). Επίσης τείνουν να διατηρούν περισσότερο χρόνο επαφής με το έδαφος στο προσθετικό παρά στο άθικτο μέλος τους ανεξάρτητα από την κατεύθυνση της στροφής (Funken J. et al., 2017).

Επιπλέον στους Παραολυμπιακούς του 2012, το 86% των αθλητών ταχύτητας με ακρωτηριασμό στο ένα εκ των δύο κάτω άκρων τους, στους αγώνες των 100μ και 200μ, τοποθέτησαν το υγιές πόδι τους στον πρόσθιο βαθύρα και παρήγαγαν 6% περισσότερη μέση δύναμη σε σχέση με το υπόλοιπο 14% που τοποθέτησαν το ακρωτηριασμένο (Taboga P. et al., 2013). Η προτίμηση αυτή πιθανόν δικαιολογείται από την ικανότητα του άθικτου μέλους να παράγει μεγαλύτερες μέσες δυνάμεις ώθησης στο έδαφος και από την ύπαρξη μίας βιολογικής άρθρωσης αστραγάλου.

2.2.1. Η βιομηχανική του υγιούς- άθικτου έναντι του ακρωτηριασμένου άκρου (άλμα εις μήκος):

Το άλμα εις μήκος αποτελεί ένα από τα κλασσικά αγωνίσματα στίβου, το οποίο προσφέρει μεγάλη θεαματικότητα και συγκινήσεις σε κάθε αγώνα ανεξαιρέτως.

Υποδιαιρείται σε τέσσερις φάσεις:

- Φάση της φόρας
- Φάση της στήριξης-ώθησης
- Φάση τα πτήσης
- Φάση της προσγείωσης (Βεληγκέκας Π. , Μπογδάνης Γ., 2013)

Στόχος του εκάστοτε άλτη είναι να διανύσει όσο το δυνατόν μεγαλύτερη οριζόντια απόσταση από το σημείο της βαλβίδας, έχοντας τοποθετήσει με ακρίβεια το πόδι του σε αυτή χωρίς να πατήσει στο πρόσθιο μέρος της. (Βεληγκέκας Π. , Μπογδάνης Γ., 2013)

Οι ίδιοι κανόνες ισχύουν και στα παραολυμπιακά σπορ, όπου συμμετέχουν αθλητές με διάφορες αναπηρίες, όπως αθλητές με αισθητηριακή αναπηρία (πχ τύφλωση), με γενετικές ανωμαλίες, καθώς και αθλητές με ακρωτηριασμό σε ένα ή και περισσότερα σημεία του σώματός τους.

Συγκεκριμένα οι άλτες με ακρωτηριασμό κάτω άκρου(ων) αγωνίζονται με τη βοήθεια της προσθετικής συσκευής , για να αντικαταστήσουν τις μυοσκελετικές απώλειες του ακρωτηριασμού.

Κατά τη φάση της φόρας οι ακρωτηριασμένοι άλτες επιδιώκουν τη μέγιστη ελεγχόμενη ταχύτητα. Ωστόσο η οριζόντια ταχύτητα που αποκτούν δεν είναι εξίσου γρήγορη με την αντίστοιχη των αρτιμελών αθλητών. Επιπλέον έχει παρατηρηθεί πως η επίδοση των ακρωτηριασμένων αλτών στο επίπεδο της κνήμης είναι καλύτερη από εκείνη των ακρωτηριασμένων στο ύψος του μηρού (Nolan L. et al., 2000).

Για την ακρίβεια ανταποκρίνονται στα χαρακτηριστικά κινητικά πρότυπα των αρτιμελών αλτών, παρά τη χαμηλότερη οριζόντια ταχύτητά τους και τη μεγαλύτερη κάθετη αρνητική ταχύτητα κατά την προσγείωση (Nolan L. et al, 2000). Αντιθέτως οι ακρωτηριασμένοι στο επίπεδο του μηρού διατηρούν μία περισσότερο κάθετη θέση του κορμού και μικρότερες γωνίες στις αρθρώσεις των ισχίων και του γόνατος και γενικότερα του ποδιού (Nolan L. et al, 2000).

Επιπλέον τόσο στα δρομικά αγωνίσματα, όσο και στο άλμα εις μήκος οι αθλητές τείνουν να παραμένουν σε στάση για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα στο άθικτο παρά στο προσθετικό μέλος πιθανόν λόγω των βιομηχανικών χαρακτηριστικών της προσθετικής. Επίσης εκτελούν μικρότερο διασκελισμό με το προσθετικό τους άκρο

συγκριτικά με το άθικτο. Συνεπώς το υγιές-άθικτο άκρο έχει καταλυτικό ρόλο στη ρύθμιση της ταχύτητας κατά τη διάρκεια της φάσης της φόρας (Nolan L. et al, 2000).

Όσον αφορά στην απόσταση που διανύεται κατά το άλμα, το αποτέλεσμα εξαρτάται κατά κύριο λόγο από το ύψος, την οριζόντια και την κάθετη θέση του κέντρου μάζας κατά τη διάρκεια της επαφής με τη βαλβίδα (Nolan L. et al, 2000). Παρόλα αυτά υπάρχουν σημαντικές διαφορές στην αθλητική επίδοση μεταξύ των ακρωτηριασμένων στην κνήμη και στο μηρό. Ένα παράδειγμα αποτελεί η συνολική απόσταση που διανύεται κατά τη διάρκεια της φάσης πτήσης με τους ακρωτηριασμένους στο επίπεδο της κνήμης να αποκτούν μεγαλύτερη ταχύτητα και μήκος άλματος ($\pm 0.5\mu$) σε σύγκριση με τους ακρωτηριασμένους άλτες στο επίπεδο του μηρού (Nolan L. et al, 2000).

Επιπρόσθετα οι ακρωτηριασμένοι στο μηρό εμφανίζουν ένα μεγαλύτερο ύψος του κέντρου μάζας τους και μικρότερες γωνίες στην άρθρωση του ισχίου και συνεπώς του σκέλους (Nolan L. et al, 2000). Τοιούτοτρόπως αδυνατούν να αποκτήσουν τις ίδιες επιδόσεις με τους ακρωτηριασμένους στο επίπεδο της κνήμης, πιθανόν λόγω της παθολογίας του ακρωτηριασμένου μέλους τους (Nolan L. et al, 2000).

Συγκεκριμένα στη φάση της φόρας οι Lee Nolan και Adrian Lees (2000) υποστηρίζουν πως η χαμηλότερη οριζόντια ταχύτητα που αποκτούν οι ακρωτηριασμένοι στο επίπεδο του μηρού αποτελεί έναν προστατευτικό μηχανισμό για τις επιδράσεις που προκαλεί η προσγείωση-τοποθέτηση στη βαλβίδα.

Κατά τη διάρκεια της φάσης της προσγείωσης-τοποθέτησης οι άλτες με κνημιαίο ακρωτηριασμό εμφανίζουν μεγαλύτερες γωνίες στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος και συνεπώς του ποδιού, μεγαλύτερη οριζόντια ταχύτητα και χαμηλότερο ύψος του κέντρου μάζας συγκριτικά με τους άλτες με μηριαίο ακρωτηριασμό (Nolan L. et al, 2000). Η μεγαλύτερη γωνία του ποδιού σχετίζεται με μια μεγάλη γωνία κάμψης στην περιοχή του ισχίου και μία μεγαλύτερη γωνία γόνατος (Nolan L. et al, 2000). Οι ακρωτηριασμένοι άλτες στην περιοχή της κνήμης για να το καταφέρουν αυτό φέρουν μία μεγάλη κλίση του κορμού προς τα πίσω, μεγαλύτερη από την αντίστοιχη που φέρουν οι ακρωτηριασμένοι στην περιοχή του μηρού, στους οποίους ο κορμός είναι περισσότερο κάθετος (Nolan L. et al, 2000).

Γενικότερα οι άλτες με ακρωτηριασμό στην κνήμη εμφανίζουν μεγαλύτερες γωνίες ποδιού, γεγονός που τους επιτρέπει να παράγουν τις απαραίτητες δυνάμεις που χρειάζεται ένα άλμα εις μήκος. Η υψηλή οριζόντια ταχύτητα είναι σημαντικός παράγοντας σε αυτό, διότι συμβάλει στην κατάλληλη έκταση του ισχίου, οδηγώντας το σώμα πάνω από το πόδι στήριξης. Στη συνέχεια με τη βοήθεια του άξονα περιστροφής στην περιοχή του ισχίου η οριζόντια ταχύτητα θα μετατραπεί σε κάθετη ωθώντας τον αθλητή σε άλμα (Nolan L. et al, 2000).

Ωστόσο ανεξάρτητα από το ύψος του ακρωτηριασμού (κνήμη, μηρός), οι συγκεκριμένοι άλτες εμφανίζουν μία αδυναμία στον έλεγχο της αρνητικής κάθετης ταχύτητας κατά τη

διάρκεια της φάσης προσγείωσης, γεγονός που παρεμποδίζει την μέγιστη αθλητική απόδοση (Nolan L. et al, 2000).

Κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης-ώθησης υπάρχουν 3 επιμέρους φάσεις:

- Φάση τοποθέτησης
- Φάση απόσβεσης
- Φάση απογείωσης-ενεργητικής ώθησης(Βεληγκέκας Π. , Μπογδάνης Γ., 2013)

Στις συγκεκριμένες στιγμές σύμφωνα με το αρτιμελές κινητικό πρότυπο , το σκέλος τοποθετείται σχεδόν τεντωμένο (φάση τοποθέτησης) και στη συνέχεια η άρθρωση του γόνατος οδηγείται σταδιακά σε κάμψη μέχρις ότου το γόνατο φτάσει στη μέγιστη δυνατή κάμψη του και το κέντρο βάρους του αλτή να βρίσκεται πάνω από το πόδι στήριξης (φάση απόσβεσης). Τέλος το σκέλος εκτείνεται και ωθεί το σώμα προς τα μπρος και πάνω με το πόδι αιώρησης να βρίσκεται στο ύψος της λεκάνης(Βεληγκέκας Π. , Μπογδάνης Γ., 2013).

Όμως σε ακρωτηριασμένους αλτες στην κνήμη η κάθετη ταχύτητα κατά τη μέγιστη κάμψη γόνατος είναι πολύ μεγαλύτερη σε σύγκριση με τους αντίστοιχους στο μηρό, επομένως ανταποκρίνονται καλύτερα στο μηχανισμό του άξονα περιστροφής στην άρθρωση του ισχίου(Nolan L. et al, 2000).Για την ακρίβεια κατά τη διάρκεια της μέγιστης κάμψης του γόνατος η κάθετη ταχύτητα στην απογείωση όπου αποκτούν οι κνημιαία ακρωτηριασμένοι αλτες είναι 68% έναντι των μηριαία στο 43%. Συνεπώς οι ακρωτηριασμένοι αλτες στο μηρό χρησιμοποιούν μία διαφορετική τεχνική στρατηγική έναντι των ομόλογών τους με ακρωτηριασμό κνήμης(Nolan L. et al, 2000).

Συμπερασματικά οι κάτω από το γόνατο ακρωτηριασμένοι αλτες υιοθετούν την ίδια βασική τεχνική με τους αρτιμελείς ομόλογούς τους, σε αντίθεση με τους πάνω από το γόνατο ακρωτηριασμένους, οι οποίοι υιοθετούν διαφορετικές τεχνικές αντιστάθμισης (Nolan L. et al, 2000).

Όσον αφορά την επιλογή του μέλους (υγιές / ακρωτηριασμένο) ένα μεγάλο ποσοστό των αλτών επιλέγει να απογειωθεί από το μέλος που φέρει την προσθετική. Οι L.Nolanetal. (2012)υποστήριξαν πως οι αλτες που απογειώνονται με το προσθετικό τους μέλος είχαν ταχύτερη προσγείωση και απογείωση κατά την επαφή με τη βαλβίδα, ενώ οι αλτες που απογειώνονται με το υγιές μέλος τους είχαν πιο αργή απογείωση στο τελευταίο βήμα σε σύγκριση με το προτελευταίο πριν την απογείωση.

Η κάθετη ταχύτητα και το ύψος του κέντρου μάζας φαίνεται να είναι παρόμοια και για τις δύο κατηγορίες, όμως οι αλτες που επιλέγουν την απογείωση στο υγιές μέλος έχουν σχεδόν τη διπλάσια οριζόντια ταχύτητα σε σύγκριση με εκείνους όπου επιλέγουν το προσθετικό μέλος. Επιπλέον και οι δύο κατηγορίες των ακρωτηριασμένων αλτών εκτελούν ένα μεγαλύτερο εύρος κίνησης στην άρθρωση του ισχίου κατά τη διάρκεια της μέγιστης κάμψης γόνατος και της απογείωσης από τη βαλβίδα(Nolan L. et al, 2012).

Για την ακρίβεια η απογείωση από το προσθετικό μέλος φέρει ένα σημαντικά μικρότερο εύρος κίνησης στην περιοχή του ισχίου συγκριτικά με την απογείωση από το υγιές, υποδεικνύοντας πως οι αλτες αυτοί δε βασίζονται σε τόσο μεγάλο βαθμό στη δύναμη

που παράγουν οι μύες του ισχίου. Επιπλέον κατά τη διάρκεια της μέγιστης κάμψης γόνατος στην απογείωση, χρησιμοποιούν μικρότερο εύρος κίνησης στην άρθρωση του ισχίου, ενώ παράλληλα διατηρούν άκαμπτο το γόνατό τους, με αποτέλεσμα να μετατρέπουν την προσθετική συσκευή σε έναν βοηθητικό «βατήρα απογείωσης». Συνεπώς η απογείωση από το προσθετικό μέλος δεν αποτελεί μειονέκτημα για τον αθλητή (Nolan L. et al, 2012).

Αντιθέτως σε περίπτωση που αποφάσιζαν να χαμηλώσουν το ύψος του κέντρου μάζας τους μεταξύ του προτελευταίου και του τελευταίου βήματος στη βαλβίδα, θα αποκτούσαν περισσότερη κάθετη ταχύτητα, η οποία θα συμβάλει στην ταχύτερη εφαρμογή του φορτίου στην προσθετική (Nolan L. et al, 2012)

2.3. Οι αντισταθμιστικές στρατηγικές ενός ακρωτηριασμένου αθλητή:

Οι αθλητές αγωνισμάτων στίβου για να ανακτήσουν τις μυοσκελετικές απώλειες ύστερα από έναν ακρωτηριασμό κάτω άκρου θα χρειαστεί να επιστρατεύσουν ορισμένες μεθόδους αντισταθμίσσης έτσι ώστε να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις του εκάστοτε αγωνίσματος και να ανακτήσουν την ευεξία και την καλή φυσική κατάσταση όπου παρέχει η ενασχόληση με τα αθλήματα των δρόμων και της κονίστρας.

Συγκεκριμένα σε περίπτωση ενασχόλησης με δρόμους μεγάλων ταχυτήτων, οι ακρωτηριασμένοι αθλητές/σπρίντερ θα χρειαστεί να τροποποιήσουν τον τρόπο τρεξίματός τους, έτσι ώστε να παράγουν μεγαλύτερους χρόνους θετικού παλμού και να παράγουν ίσες προωθητικές δυνάμεις μεταξύ άθικτου και χειρουργημένου άκρου (Baum B.S. et al., 2016).

Για την ακρίβεια οι ακρωτηριασμένοι αθλητές ταχύτητας και ιδιαίτερα εκείνοι με ακρωτηριασμό κνήμης, προσπαθούν να προσαρμόσουν το τρέξιμό τους παρά την απουσία μίας βιολογικής άρθρωσης αστραγάλου, η οποία διαθέτει σημαντικότερο ρόλο στην εκτέλεση ενός επιτυχημένου δρόμου ταχύτητας (Strike S.C. et al., 2018). Για να το καταφέρουν αυτό θα χρειαστεί να τροποποιήσουν τη δυσκαμψία στις αρθρώσεις του γόνατος και του ισχίου, έτσι ώστε να αποκτήσουν εν τέλει μία σταθερή δυσκαμψία κατά την εκτέλεση του αγωνίσματος τους παρά την απουσία αστραγάλου (Haber C.K. et al, 2018).

Ακόμη το επηρεασμένο άκρο εμφανίζει μικρότερους χρόνους πτήσης κατά την εκτέλεση ενός δρόμου ταχύτητας σε καμπύλη τροχιά και μεγαλύτερους κατά την εκτέλεση σε ευθεία. Ωστόσο αυτό το γεγονός μπορεί να οφείλεται στα μηχανικά χαρακτηριστικά αδράνειας της προσθετικής, στην προσπάθεια του αθλητή να αντισταθμίσει τη μείωση της δύναμης που παράγει το ακρωτηριασμένο μέλος του (Taboga P. et al, 2016).

Το ύψος του ακρωτηριασμού παίζει σημαντικό ρόλο όσον αφορά τις αντισταθμιστικές στρατηγικές. Για την ακρίβεια ο ακρωτηριασμός στο μηρό ενισχύει τις αντισταθμιστικές ανάγκες που χρειάζεται ένας αθλητής με ακρωτηριασμένη κνήμη (Pailler D. et al, 2004). Οι κυριότερες αντισταθμίσεις που επιστρατεύονται κατά το σπριντ σε ακρωτηριασμένους αθλητές στο μηρό αφορούν τις αρθρώσεις του ισχίου (έκταση και

των δύο ισχίων) και του γόνατος, καθώς και η περιοχή της οσφυϊκής μοίρας μέσω μίας υπερλόρδωσης στη σπονδυλική στήλη κατά τη διάρκεια της μεταφοράς του φορτίου μεταξύ των δύο κάτω άκρων (Pailler D. et al, 2004).

Επιπλέον παρατηρείται ότι σε σύγκριση με τους αρτιμελείς αθλητές, υπάρχει μία άνιση έκταση του ισχίου. Δηλαδή το ακρωτηριασμένο μέλος αφιερώνει μικρότερες φάσεις στήριξης λόγω της μικρότερης κάμψης του ισχίου, σε αντίθεση με το άθικτο μέλος όπου λόγω της μεγαλύτερης έκτασης του ισχίου, έχει μεγαλύτερη φάση στήριξης. Ωστόσο οι αθλητές με κνημιαίο ακρωτηριασμό κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης παρατηρείται πως εμφανίζουν μία επιβάρυνση τόσο στην άρθρωση του ισχίου όσο και του γόνατος στο υγιές άκρο (Pailler D. et al, 2004).

Αυτή η αυξημένη επιβάρυνση στην άρθρωση του γόνατος του άθικτου μέλους υποδεικνύει ότι κατά τη διάρκεια του δρόμου ταχύτητας οι δρομείς χρησιμοποιούν ένα μεγάλο εύρος κίνησης στην πύελο, την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης, στους ώμους και στα θωρακικά κυρτώματα. Η συγκεκριμένη κλίση του κορμού προς τα πίσω παρατηρείται και σε αρτιμελείς αθλητές και υποδεικνύει την ανάγκη του αθλητή να διατηρήσει μία πιο «δυνατή» στάση σώματος, για να μπορέσει να αντισταθεί στις μεγάλες δυνάμεις που θα προκύψουν από την προσγείωση, (Nolan L. et al, 2000, Pailler D. et al, 2004).

Το φορτίο της ενέργειας μεταξύ άθικτης και πληγείσας πλευράς στις περιοχές του κορμού και της λεκάνης κατά τη φάση ταλάντευσης του ακρωτηριασμένου μέλους, θα φτάσει το 75%. Η κύρια αιτία της αντιστάθμισης αυτής είναι το γεγονός πως το χειρουργημένο μέλος αδυνατεί να παράγει επαρκείς αντισταθμιστικές δυνάμεις λόγω των μυοσκελετικών απωλειών ύστερα από τον ακρωτηριασμό. Γι αυτό το λόγο γίνεται μία ανακατανομή του φορτίου στον κορμό του αθλητή, έτσι ώστε να μειωθεί η μηχανική επιβάρυνση του χειρουργημένου άκρου, δικαιολογώντας τις άνισες φάσεις στήριξης (Pailler D. et al, 2004).

Οι δρομείς με κνημιαίο ακρωτηριασμό χρησιμοποιούν τον ίδιο μηχανισμό απόσβεσης με τον αρτιμελή πληθυσμό. Για την ακρίβεια χρησιμοποιούν τους εκτεινόντες μυς του γόνατος, δηλαδή τις μοίρες του τετρακέφαλου, τόσο για την απόσβεση όσο και για την παραγωγή ενέργειας κατά τη διάρκεια του τρεξίματος. Ωστόσο η ενέργεια όπου μεταφέρεται μεταξύ του άθικτου και του επηρεασμένου άκρου ενεργοποιεί τις αντισταθμιστικές λειτουργίες του κορμού και της λεκάνης ανεξάρτητα από το ύψος του ακρωτηριασμού (μηρός / κνήμη) (Pailler D. et al, 2004)

Όσον αφορά το τρέξιμο ταχύτητας σε καμπύλη παρατηρείται μία σημαντική επιβάρυνση στις εμπρόσθιες στιγμές της άρθρωσης του ισχίου στο εσωτερικό σε σύγκριση με το εξωτερικό μέλος (FunkenJ.etal., 2017).

Επιπλέον σύμφωνα με τους Buckley J.G. et al(2000) η δυνατότητα της παραγωγής και της απορρόφησης δύναμης από τον προσθετικό αστράγαλο είναι ελάχιστη (με πρόσθετο μέλος τύπου SACH) και γι αυτό το λόγο χρησιμοποιείται μία παρατεταμένη φάση στήριξης στο προσθετικό μέλος λόγω της έκτασης του ισχίου και το αυξημένο έργο στις αρθρώσεις του ισχίου και του γόνατος στο άθικτο μέλος ως αντισταθμιστικός μηχανισμός κατά τη δρομική κίνηση.

Η συγκεκριμένη στιγμή έκτασης του ισχίου συνοδεύεται από ένα αυξημένο σύγκεντρο εκτελεσμένο έργο. Παράλληλα έχει παρατηρηθεί μία παρατεταμένη έκταση στο

εναπομείναν γόνατο με ένα αυξημένο έκκεντρο και σύγκεντρο έργο στην άρθρωση αυτή, ανεξάρτητα από το μοντέλο της προσθετικής (Buckley J.G. et al,2000).

Όσον αφορά το άλμα εις μήκος, όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 2.2.1 οι άλτες όπου επιλέγουν να εκτελέσουν άλμα από το προσθετικό τους άκρο (η πλειοψηφία των ακρωτηριασμένων αλτών επιλέγει να απογειωθεί από το άκρο που φέρει προσθετική), (Nolan L. et al, 2000,Nolan L.et al, 2012)αυξάνουν την δυσκαμψία στο πόδι τους για να μπορέσουν να χρησιμοποιήσουν το ελατήριο της προσθετικής ως «βατήρα». Κατ'αυτόν τον τρόπο αποφεύγεται και το αυξημένο εύρος κίνησης στην άρθρωση του ισχίου, η οποία αποτελεί μία πολύ κοινή αντισταθμιστική στρατηγική στους άλτες οι οποίοι επιλέγουν να απογειωθούν από το άθικτο μέλος τους (Nolan L. et al, 2012).Αντιθέτως οι ακρωτηριασμένοι στη περιοχή του μηρού για να αντισταθμίσουν τη χαμηλότερη κάθετη ταχύτητα που παράγουν κατά τη διάρκεια της φάσης απόσβεσης, χρησιμοποιούν ένα μεγαλύτερο εύρος κίνησης στο ισχίο κατά τη διάρκεια της φάσης έκτασης (Nolan L. et al, 2000).

Με αυτό τον τρόπο ο άλτης καταφέρνει να αποκτήσει περισσότερη τελική κάθετη ταχύτητα και να αντισταθμίσει τη μειωμένη αποτελεσματικότητα του άξονα περιστροφής στην άρθρωση του ισχίου (Nolan L. et al, 2000).Παράλληλα όπως αναφέρθηκε παραπάνω διατηρούν έναν περισσότερο κάθετο κορμό σε σχέση με τους ακρωτηριασμένους στην κνήμη, ενώ ταυτόχρονα φέρουν και μικρότερες γωνίες τόσο στο γόνατο όσο και στο ισχίο κατά τη διάρκεια της προσγείωσης (Nolan L. et al, 2000).

Συμπερασματικά οι κύριοι αντισταθμιστικοί παράγοντες τόσο στο τρέξιμο όσο και στο άλμα εις μήκος δεν είναι άλλοι από το αυξημένο εύρος κίνησης της άρθρωσης του ισχίου και η επιβάρυνση του γόνατος (κατά την έκταση), ενώ παράλληλα παρατηρείται και μία αυξημένη φόρτιση στην περιοχή της οσφυϊκής μοίρας σε μορφή λόρδωσης.

2.4. Οι μυς των κάτω άκρων σε ακρωτηριασμένους:

Το ανθρώπινο μυοσκελετικό σύστημα είναι γνωστό πως εφαρμόζει διάφορες προσαρμογές, ανάλογα με τα ερεθίσματα που θα δεχτεί. Για παράδειγμα, η προπόνηση με αντιστάσεις έχει παρουσιαστεί ως μία πολύ καλή μέθοδος ανάπτυξης της μυϊκής υπερτροφίας. Ωστόσο είναι λογικό οι μυς ενός ατόμου να μεταβληθούν και να διεξάγουν κάποιες προσαρμογές ύστερα από μία χειρουργική παρέμβαση ακρωτηριασμού είτε λόγω τραύματος είτε λόγω ασθένειας.

Όπως αναφέραμε και σε προηγούμενες ενότητες το γεγονός πως οι αθλητές δρομικών αγωνισμάτων διατηρούν σταθερή τη δυσκαμψία τόσο στο άθικτο, όσο και στο χειρουργημένο μέλος τους (HaberC.K. et al, 2018), μας οδηγεί στο συμπέρασμα πως η

επιστράτευση αντισταθμίσεων μέσω των αρθρώσεων, αλλά και των μυών όπου τις κινητοποιούν είναι ζωτικής σημασίας.

Για την ακρίβεια σε τέτοιου τύπου δυναμικές κινήσεις η συνεργασία της άρθρωσης της ποδοκνημικής με το πέλμα διαθέτει πολύ σημαντικό ρόλο στην ορθή απόσβεση και παραγωγή του φορτίου (Haber C.K. et al, 2018) και συνεπώς το μυϊκό σύστημα θα διαμορφωθεί/ενεργοποιηθεί αναλόγως.

Όσον αφορά τις καθημερινές δραστηριότητες (πχ περίπατος) ένα άτομο με κνημιαίο ακρωτηριασμό χρησιμοποιεί το χειρουργημένο μέλος του σε μικρότερο βαθμό σε σύγκριση με το άθικτο. Επομένως είναι λογικό να προκύψει μυϊκή ατροφία στην περιοχή του μηρού, η οποία ακολούθως θα επηρεάσει την ποιότητα της στάσης και της βάρδισης του ατόμου αυτού (Isakov E. et al, 1996).

Συγκεκριμένα παρατηρείται μία σημαντική ατροφία στις μοίρες του τετρακέφαλου και των ισχιοκνημιαίων. Στην περιοχή του τετρακέφαλου η ατροφία αυτή μπορεί να φτάσει έως το 25%, ιδιαίτερα στο μέσο μηριαίο, ωστόσο δεν είναι τόσο έντονη στους ισχιοκνημιαίους (Fraisie N. et al, 2008). Συνεπώς η δύναμη που παράγεται κατά την κάμψη και την έκταση του γόνατος είναι σημαντικά ελαττωμένη, ιδιαίτερα κατά τη διάρκεια των πρώτων ετών μετά ύστερα από μία χειρουργική παρέμβαση ακρωτηριασμού (Isakov E. et al, 1996). Βέβαια είναι σημαντικό να αναφέρουμε το γεγονός πως εκτός από την ικανότητα των εκτείνοντων και καμπτήρων του γόνατος να παράγουν δύναμη έτσι ώστε να ελέγξουν το εναπομείναν άκρο (σε περίπτωση όπου υπάρχει ακρωτηριασμός στην κνήμη), σημαντικό ρόλο παίζει εξίσου και η ποιότητα της εφαρμογής της προσθετικής του ακρωτηριασμένου ασθενούς, τόσο στις φυσικές δραστηριότητες, όσο και στην ικανότητα βάρδισης (Isakov E. et al, 1996).

Επιπλέον έχει παρατηρηθεί πως το χειρουργημένο μέλος ενός ακρωτηριασμένου ατόμου υστερεί στη μέγιστη-κορυφαία ροπή κατά την ισοκινητική, σύγκεντρη και έκκεντρη μυϊκή συστολή και ιδιαίτερα στη μέγιστη μέση ροπή κατά την ισομετρική μυϊκή συστολή. Συνεπώς ο ακρωτηριασμένος πληθυσμός στα κάτω άκρα και κυρίως τα άτομα που φέρουν ακρωτηριασμό κνήμης θα επωφελούνταν από ασκήσεις ενδυνάμωσης των μυών του μηρού, έτσι ώστε να βελτιωθούν τυχόν μυϊκές ανισορροπίες και η ίδια η ποιότητα της ζωής τους (Isakov E. et al, 1996).

Όσον αφορά την άρθρωση του ισχίου, η ισομετρική μυϊκή δύναμη των καμπτήρων, των εκτείνοντων και των απαγωγών του ακρωτηριασμένου ποδιού (σε ακρωτηριασμό στο επίπεδο της κνήμης) τείνει να είναι πολύ χαμηλότερη σε σύγκριση με το άθικτο μέλος, κατά τη διάρκεια ασκήσεων ισομετρικής συστολής. Σύμφωνα με τους Jandrić et al. (2007) οι μυς των απαγωγών (26.6%) και των εκτείνοντων (23.3%) του ισχίου εμφανίζουν ιδιαίτερα σημαντικές διαφορές στην ικανότητα παραγωγής δύναμης.

Ανισορροπία στην ικανότητα παραγωγής ισομετρικής και ισοκινητικής μυϊκής δύναμης εμφανίζεται εξίσου και στην άρθρωση του γόνατος και συγκεκριμένα το πληγέν άκρο παράγει σημαντικά λιγότερη δύναμη μέσω της κάμψης και της έκτασης του γόνατος σε σχέση με το άθικτο. Ωστόσο η δύναμη όπου παράγεται κατά τη έκταση του γόνατος σχετίζεται και με τον αριθμό των μυϊκών ινών του έξω πλατέος. Επομένως οι μεταβολές στο μοτίβο ενεργοποίησης των καμπτήρων και των εκτείνοντων του γόνατος φέρουν

καταλυτικό ρόλο όσον αφορά τη μειωμένη ικανότητα παραγωγής δύναμης παρά την υπάρχουσα μυϊκή ατροφία ,(Renström P. et al, 1983, α, Tugcu I. et al, 2009).

Η μειωμένη αυτή ικανότητα κάμψης και έκτασης στην άρθρωση του γόνατος είναι άμεσα συσχετισμένη με το μήκος και την ταχύτητα βάδισης και τη μυϊκή μάζα του μηρού και οι Renström et al. υποστηρίζουν πως η βέλτιστη δυνατή δύναμη των μυών του μηρού, είναι ανάλογη με την ικανότητα βάδισης στα άτομα με ακρωτηριασμό στην κνήμη (Renström P. et al, 1983, α).

Παρόλα αυτά η συνσύσπαση των μυών παίζει εξίσου σημαντικό ρόλο κατά τη διάρκεια το κύκλου βάδισης. Συγκεκριμένα υπάρχουν ασυνήθεις συνσυσπάσεις στους καμπτήρες και εκτείνοντες του γόνατος και στα δύο πόδια ενός ακρωτηριασμένου στην κνήμη. Για την ακρίβεια οι καμπτήρες του γόνατος του άθικτου μέλους διατηρούν την ίδια ενεργητικότητα κατά τη διάρκεια της αρχικής στάσης και της τελικής αιώρησης. Αντίθετα οι καμπτήρες του γόνατος του επηρεασμένου άκρου είναι στην πρώιμη στάση κατά τέσσερις φορές περισσότερο ενεργοί σε σχέση με την τελική αιώρηση. Συγκεκριμένα η επιπλέον ενεργοποίηση του δικέφαλου μηριαίου παρέχει περισσότερη σταθεροποίηση κατά την παρατεταμένη επαφή της πτέρνας στο έδαφος(Seyedali M. Et al, 2012).

Παράλληλα οι εκτείνοντες τείνουν να είναι περισσότερο ενεργοί κατά τη διάρκεια της επαφής της πτέρνας στο έδαφος αν και όχι στον ίδιο βαθμό με τους καμπτήρες. Όμως η ηλεκτρική ενεργοποίηση των αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών του γόνατος του χειρουργημένου άκρου έφεραν περισσότερη ομοιότητα με την αντίστοιχη του άθικτου, αλλά ο βαθμός ενεργοποίησής της ήταν πολύ μεγαλύτερος σε σύγκριση με ένα αρτιμελές άτομο κατά τη διάρκεια της αρχικής- μέσης στάσης. Επιπλέον κατά την τελική αιώρηση του υπολειπόμενου σκέλους η ενεργοποίηση των αγωνιστών και ανταγωνιστών ήταν πολύ μεγαλύτερη συγκριτικά με το άθικτο και το μέλος ελέγχου (Seyedali M. et al, 2012).

Παρόλο που το μυοσκελετικό σύστημα του γόνατος του επηρεασμένου άκρου τείνει να έχει περισσότερα κοινά μοτίβα ενεργοποίησης με το άθικτο και το μέλος ενός αρτιμελούς ατόμου, δεν ισχύει το ίδιο και για το μυοσκελετικό σύστημα της ποδοκνημικής (Seyedali M. et al, 2012).

Οι άνθρωποι που φέρουν ακρωτηριασμό στην κνήμη έχει παρατηρηθεί πως διατηρούν ασυνήθη μοτίβα συνσύσπασης στο μυοσκελετικό σύστημα της ποδοκνημικής κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης ενός κύκλου βάδισης, γεγονός όπου μπορεί να αποτελεί μία μέθοδο μηχανικής αντισταθμιστικής σταθεροποίησης. Για την ακρίβεια η αναλογία της ολοκληρωμένης ηλεκτρικής ενεργοποίησης ανταγωνιστών και αγωνιστών μυών της ποδοκνημικής κατά τη διεκπεραίωση των φάσεων της αρχικής και μέσης στάσης και της τελικής αιώρησης στο επηρεασμένο άκρο ήταν μεγαλύτερη από του υγιούς. Αντιστοίχως η ηλεκτρική ενεργοποίηση των αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών του άθικτου μέλους ενός κνημιαία ακρωτηριασμένου είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη ενός αρτιμελούς ατόμου (Seyedali M. et al, 2012).

Για την ακρίβεια κατά την εκτέλεση της αρχικής στάσης ο πρόσθιος κνημιαίος του επηρεασμένου άκρου ενεργοποιήθηκε εντός φυσιολογικών ορίων, ενώ παράλληλα ενεργοποιήθηκε και ο γαστροκνήμιος μυς στον ίδιο βαθμό, γεγονός όπου δε θα παρατηρούταν σε αρτιμελή βάδιση. Επιπλέον η μυϊκή συνσύσπαση του άθικτου μέλους ενός ακρωτηριασμένου ατόμου είναι μεγαλύτερη σε σύγκριση με ένα αρτιμελές άτομο. Η «στρατηγική» αυτή παρέχει επιπλέον σταθερότητα και βοηθά το άκρο να

απορροφήσει επιπλέον κραδασμούς κατά την επαφή της πτέρνας στο έδαφος(Seyedali M. et al, 2012).

Η αυξημένη συνσύσπαση όπου εμφανίζεται κατά τη διάρκεια της μέσης-τελικής στάσης παρέχει επιπλέον σταθερότητα και δυσκαμψία στο χειρουργημένο άκρο και τείνει να είναι μεγαλύτερη. Ως αποτέλεσμα θα προκληθεί αυξημένη δυσκαμψία στο σημείο μεταξύ κολοβώματος-εισδοχής, αντισταθμίζοντας την αστάθεια που προκαλεί η περιορισμένη λειτουργικότητα της προσθετικής συσκευής στη μονοποδική στήριξη(Seyedali M. et al, 2012).

Συνοψίζοντας η μυϊκή συνσύσπαση του μυοσκελετικού συστήματος της ποδοκνημικής και του γόνατος ήταν σε μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με το άθικτο κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης. Η συγκεκριμένη μυϊκή αντισταθμιστική στρατηγική συμβάλλει στη σταθερότητα του ποδιού, κατά τη διάρκεια της αρχικής επαφής της πτέρνας στο έδαφος και στη βέλτιστη στήριξη του σωματικού βάρους στο ένα πόδι (Seyedali M. et al, 2012).

Όσον αφορά τις ίδιες τις μυϊκές ίνες, υπάρχουν τρεις τύποι:

- Τύπος I: βραδείας συστολής / ερυθρές μυϊκές ίνες/ οξειδωτικές
- Τύπος IIα: ενδιάμεσες ίνες ταχείας συστολής
- Τύπος IIβ: ταχείας συστολής/ λευκές μυϊκές ίνες/ γλυκολυτικές.

Σε ακρωτηριασμένους κάτω από το γόνατο έχει παρατηρηθεί πως στο ακρωτηριασμένο μέλος τους υπάρχουν 33% μυϊκές ίνες τύπου I, ενώ στο άθικτο 38%, διαφορά όπου δε μπορεί να υπολογισθεί ως σημαντική. Ωστόσο βρέθηκαν λιγότερες ίνες τύπου IIα και περισσότερες IIβ σε σχέση με το άθικτο άκρο. Οι Renström et al. (1983, β) υποστηρίζουν πως ο «χώρος» όπου καταλαμβάνουν οι μυϊκές ίνες τύπου II είναι πολύ μεγαλύτερος σε σύγκριση με τον αντίστοιχο χώρο των ινών τύπου I. Επιπλέον υποστηρίζουν το γεγονός πως η μυϊκή μάζα στην περιοχή του έξω πλατέος στο ακρωτηριασμένο άκρο είναι μόλις το 74% του υγιούς άκρου, παρόλο που και στα δύο πόδια οι ίνες τύπου II ήταν πολυπληθέστερες σε σχέση με τις ίνες τύπου I. Αντιστοίχως η μυϊκή μάζα των ιχιοκνημιαίων μυών του επηρεασμένου ποδιού αποτελούσε το 80% του άθικτου, ενώ των μοιρών του τετρακέφαλου μόλις 66%(Renström P. et al, 1983, β).

Συγκεκριμένα οι ίνες τύπου I έχουν μέση τιμή για το ακρωτηριασμένο άκρο 3870 mm², ενώ αντίστοιχα για το υγιές 5410 mm². Όσον αφορά τις ίνες τύπου II η μέση τιμή για το ακρωτηριασμένο άκρο 4800 mm², ενώ για το άθικτο 6440 mm². Αυτές οι μεταβολές πιθανόν οφείλονται: στην ηλικία, στην αρτηριακή ανεπάρκεια, στην τροποποίηση των ανατομικών στοιχείων του μυός και κατά τη διάρκεια του πρώτου χρονικού διαστήματος, στον πόνο και την ακινητοποίηση. Παρόλα αυτά ανάλογα με τον τύπο της φυσικής δραστηριότητας είναι δυνατό οι ίνες τύπου I να μετατραπούν σε ίνες τύπου II(Fraisse N. et al, 2008).

Η μυϊκή ατροφία οφείλεται κυρίως στην αχρησία και σχετίζεται σε πολύ μεγάλο βαθμό με το μέγεθος των μυϊκών ινών. Ωστόσο στα ακρωτηριασμένα άτομα η μυϊκή ατροφία δεν εμφανίζεται μόνο στο πληγέν, αλλά επηρεάζει εξίσου και το υγιές άκρο, καθώς ο αριθμός και η διάμετρος των μυϊκών ινών μειώνεται. Όμως το «πρόβλημα» της ατροφίας ξεκινάει πολύ πιο πριν, κατά τη διάρκεια της χειρουργικής παρέμβασης του ακρωτηριασμού, όπου ο χειρουργός μετατοπίζει τις μυϊκές καταφύσεις σε μη φυσιολογικά σημεία. Ως αποτέλεσμα η λειτουργία του ίδιου του άκρου διαταράσσεται, καθώς οι μυς χάνοντας τις καταφύσεις τους γίνονται ακόμη περισσότερο ευπαθείς και

μεταβάλλεται η διατατικότητα και η νευρώσή τους (Fraisie N. et al, 2008, Tugcu I. et al, 2009).

Ο όγκος του κολοβώματος όμως δεν επηρεάζεται αποκλειστικά και μόνο από την έλλειψη του μεγέθους της κάθε μυϊκής ομάδας. Επηρεάζεται εξίσου και από το χειρουργικό οίδημα και αιμάτωμα που προκύπτουν μετά την χειρουργική παρέμβαση και το λεμφικό και διάμεσο υγρό. Για την ακρίβεια η ατροφία των μυών είναι εμφανής από την πρώτη μέρα μετά το χειρουργείο, όπου εξελίσσεται σταδιακά. Αρχικά για τις πρώτες 100-150 ημέρες ο οργανισμός εστιάζει στην καταπολέμηση και απορρόφηση του οιδήματος και του αιματώματος. Συνεπώς καθόλη τη διάρκεια αυτή ο όγκος του κολοβώματος μειώνεται με σταδιακό ρυθμό, όπου η απώλεια του όγκου είναι 0,011% ανά ημέρα (Fraisie N. et al, 2008).

Οι παράγοντες όπου δύνανται να επηρεάσουν την απορρόφηση του οιδήματος είναι οι χειρισμοί και οι τεχνικές όπου θα χρησιμοποιηθούν κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης και η συντομότερη δυνατή εκκίνηση της βάδισης από τον ασθενή. Ωστόσο ο όγκος του κολοβώματος μεταβάλλεται με την πάροδο του χρόνου και επηρεάζεται σημαντικά από τις δραστηριότητες του ασθενούς και την ενασχόλησή του με τις φυσικές δραστηριότητες. Για το λόγο αυτό είναι σημαντική η αλλαγή της εισδοχής της προσθετικής συσκευής, για την αποφυγή δερματικών εκφυλισμών και μολύνσεων (Fraisie N. et al, 2008).

Αν και εμφανίζεται ατροφία και στα δύο κάτω άκρα του ασθενούς, στο χειρουργημένο άκρο (στην κνήμη) και συγκεκριμένα οι μυς του κολοβώματος επηρεάζονται περισσότερο, αναλόγως με την ενασχόληση του ατόμου με τις φυσικές δραστηριότητες και τη γυμναστική. Σε περίπτωση σωματικής άσκησης ο όγκος, το σχήμα και η κινητοποίηση-ενεργοποίηση του κολοβώματος μεταβάλλεται ύστερα από την ακινητοποίησή του για μεγάλο χρονικό διάστημα. Επιπλέον προστατεύει τον ακρωτηριασμένο ασθενή από την ανάπτυξη λιπώδους ιστού, τόσο στο ίδιο το κολοβώμα, όσο και στον κορμό (Fraisie N. et al, 2008).

Στους μυς του μηρού ωστόσο, η μυϊκή ατροφία δεν παρουσιάζει ομοιογένεια, όπως αναφέρθηκε και παραπάνω. Ο τετρακέφαλος μυς εμφανίζει μεγάλες μειώσεις στη μυϊκή του μάζα, κυρίως στις μοίρες του έσω και έξω πλατέος. Η ατροφία αυτή συνυπάρχει με μία διείδυση λίπους, η οποία αναπόφευκτα οδηγεί σε ακόμη μεγαλύτερη ατροφία. Οι παράγοντες που επηρεάζουν θετικά την παραγωγή λιπώδους ιστού θεωρούνται: η αρτηριακή ανεπάρκεια, η επανεισαγωγή της κατάφυσης του μυός, η ηλικία και η ακινητοποίηση του ασθενούς (Fraisie N. et al, 2008).

Ωστόσο και κατά τη βάδιση εμφανίζονται κάποιες μεταβολές. Κατά τη διάρκεια της φάσης ταλάντευσης ο ορθός μηριαίος ωθεί το μέλος προς τα εμπρός και στη συνέχεια κατά τη διάρκεια της προώθησης, λόγω της απώλειας μίας βιολογικής ποδοκνημικής άρθρωσης εκτελούνται κάποιες αντισταθμίσεις από την άρθρωση του ισχίου.

Συγκεκριμένα οι εκτείνοντες του ισχίου είναι ζωτικής σημασίας για την απορρόφηση των κραδασμών, την αστάθεια που προκαλεί η απώλεια του αστράγαλου και τη διατήρηση του άκρου σε έκταση κατά τη βάδιση. Οι ισχιοκνημιαίοι ενεργοποιούνται 4 φορές περισσότερο σε ένα ακρωτηριασμένο μέλος κατά τη διάρκεια της πρόωσης έναντι του άθικτου, συμβάλλοντας σημαντικά στην έκταση του ισχίου. Παράλληλα κατά τη διάρκεια της επαφής της πτέρνας με το έδαφος συνσυσπώνται με τον τετρακέφαλο, έτσι ώστε το γόνατο να μπορέσει να παραμείνει σε ευθεία θέση. Επομένως οδηγούμαστε στο συμπέρασμα πως οι ισχιοκνημιαίοι ενεργοποιούνται πολύ περισσότερο σε

ακρωτηριασμένους παρά σε αρτιμελείς και μαζί με τους γλουτιαίους εμφανίζουν πολύ λιγότερη ατροφία(Fraisse N. et al, 2008).

Επομένως οι προσαρμογές όπου επιστρατεύουν οι μυς των ακρωτηριασμένων είναι σημαντικό να ληφθούν υπόψη, έτσι ώστε να υπάρξει το κατάλληλο πρόγραμμα παρέμβασης με απώτερο στόχο την ταχύτερη δυνατή και «ανεξάρτητη» βάδιση και γενικότερα τη βέλτιστη ποιότητα ζωής. Ένα πολύ σημαντικό βοήθημα στην επίτευξη αυτού αποτελεί και η πρώιμη σωματική δραστηριότητα, μέσω της οποίας επιτυγχάνεται η μηχανική και ενεργειακή βελτίωση της βάδισης με προσθετική, διότι παρέχει πληροφορίες ζωτικής σημασίας σχετικά με τη μετακίνηση ενός ανθρώπου με ακρωτηριασμό κάτω άκρου(Fraisse N. et al, 2008).

Ένα πολύ καλό παράδειγμα σωματικής άσκησης για ανθρώπους με ακρωτηριασμό αποτελεί και η ενασχόληση με την ισοκινητική προπόνηση των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του γόνατος. Οι Klingesterna U. et al (1990) υποστήριξαν πως ο συγκεκριμένος τύπος προπόνησης συμβάλλει σημαντικά στην αύξηση της κορυφαίας ροπής και της ισομετρικής δύναμης κατά την κάμψη και έκταση της άρθρωσης του γόνατος. Επιπλέον παρατήρησαν μία αύξηση της μάζας των μυϊκών ινών τύπου I και II στο χειρουργημένο άκρο, ιδιαίτερα στις ίνες τύπου II. Ακόμη οι ασθενείς όπου συμμετείχαν δήλωσαν πως ύστερα από την ισοκινητική προπόνηση μπορούσαν να περπατήσουν σε διπλάσιο βαθμό μεγαλύτερη απόσταση, σε σχέση με το χρονικό διάστημα πριν την προπόνηση(Klingenstierna U.et al, 1990).

Επίσης η ανάγκη τους για βοηθητικά μέσα κατά τη διάρκεια της βάδισης μειώθηκε σημαντικά, υποδεικνύοντας πως η βελτίωση της μυϊκής δύναμης και η αύξηση των ινών τύπου II συμβάλλει όχι μόνο στη βελτίωση της βάδισης, αλλά και στην επίτευξη της ανεξάρτητης στάσης και της αυτοεξυπηρέτησης, δηλαδή με λίγα λόγια τη βελτίωση της ποιότητας της ζωής του ατόμου (Klingenstierna U.et al, 1990).

2.4.1. Η οστική πυκνότητα σε ακρωτηριασμένους:

Ο ανθρώπινος σκελετός έχει καταλυτικό ρόλο στο σώμα ενός ανθρώπου. Συμβάλει σημαντικά στη στήριξη του σώματος, ενώ παράλληλα διευκολύνει την κίνηση μέσω των μυών, των συνδέσμων και των τενόντων όπου προσφύονται στο εκάστοτε οστό. Η σύσταση της οστικής μάζας μεταβάλλεται καθόλη τη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου σε σχέση με το μήκος και τη σύσταση του οστού. Συγκεκριμένα η οστική σύσταση αποτελείται από: 70% ορυκτά στοιχεία (Ca^{2+} και υδροξυαπίτη), 15-20% νερό και 5-10% οργανικά κύτταρα (πχ κολλαγόνο). Ένα κλασσικό παράδειγμα της μεταβολής ενός οστού αποτελεί το φαινόμενο της οστεοπόρωσης, όπου παρατηρείται σημαντική μείωση της μάζας και της πυκνότητας των οστών και εμφανίζεται κυρίως στο γυναικείο πληθυσμό (Michel Dufour, 2006).

Όσο σε περίπτωση ακρωτηριασμού στα κάτω άκρα (στο οστό της κνήμης) παρατηρούνται εξίσου σημαντικές μεταβολές της οστικής πυκνότητας τόσο στο κνημιαίο, όσο και στο μηριαίο οστό του ακρωτηριασμένου άκρου, ενώ ταυτοχρόνως οι

μυς του μηρού ατροφούν σημαντικά, οδηγώντας σε ασθενέστερη παραγωγή μυϊκού έργου(Tugcu I. et al, 2009).

Παρόλα αυτά η οστική πυκνότητα εξαρτάται κατά κύριο λόγο από γενετικούς παράγοντες και στη συνέχεια επηρεάζεται με την πάροδο του χρόνου από τον τρόπο και την ποιότητα της ζωής του ίδιου του ανθρώπου. Δηλαδή οι διατροφικές συνήθειες, η ενασχόληση με τη φυσική δραστηριότητα και η σύσταση του σώματος επηρεάζουν με τη σειρά τους την πυκνότητα των ανθρώπινων οστών (Tugcu I. et al, 2009).

Όσον αφορά τον ακρωτηριασμένο πληθυσμό στα κάτω άκρα, η απώλεια της οστικής μάζας θεωρείται αναπόφευκτη. Οι παράγοντες όπου πιθανότατα οδηγεί σε αυτό το συμπέρασμα αποτελεί το μεταβλημένο κινητικό πρότυπο της βάδισης, καθώς το ακρωτηριασμένο άκρο φορτίζεται πολύ λιγότερο σε σύγκριση με το άθικτο. Συγκεκριμένα λόγω της απώλειας μίας βιολογικής άρθρωσης αστραγάλου, προκύπτει μία έλλειψη στην ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση από τις ακρωτηριασμένες σωματικές δομές. Επομένως η μειωμένη «χρήση» του θα οδηγήσει σε μυϊκή ατροφία. Ο συνδυασμός όλων αυτών των παραγόντων θα οδηγήσει το άκρο σε κατάσταση όχι μόνο τοπικής, αλλά και γενικής οστεοπόρωσης (Tugcu I. et al, 2009).

Γι αυτόν το λόγο είναι ιδιαίτερα σημαντικό να δίνεται έμφαση στην παραγωγή μυϊκών συσπάσεων των εγγύτατων μυών του ακρωτηριασμού. Κατ' αυτόν τον τρόπο η μυϊκή δύναμη όπου παράγεται «τοπικά» επηρεάζει θετικά την ορυκτή οστική πυκνότητα ενός ακρωτηριασμένου άκρου (Tugcu I. et al, 2009)

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η ενασχόληση με τη φυσική δραστηριότητα μπορεί να ανατρέψει το φαινόμενο της μειωμένης οστικής πυκνότητας. Όμως στον τραυματισμένο πληθυσμό, ανεξάρτητα από το αν το τραύμα πρόκειται για ακρωτηριασμό, το στατικό ασκησιολόγιο και γενικότερα οι δραστηριότητες σε στατική μορφή, δεν αποτρέπουν τη μείωση της οστικής πυκνότητας στην περιοχή της σπονδυλικής στήλης. Επιπλέον η ραχιαία ισομετρική μυϊκή δύναμη συνδέεται άμεσα με την οστική πυκνότητα της σπονδυλικής στήλης. Παράλληλα η μυϊκή δύναμη, η οποία παράγεται από τους εκτεινόντες της σπονδυλικής στήλης είναι αλληλένδετη με τη οστική πυκνότητα της άρθρωσης του ισχίου(Tugcu I. et al, 2009). Επομένως μπορούμε να υποθέσουμε πως με το κατάλληλο ασκησιολόγιο, το οποίο θα περιλαμβάνει τις απαραίτητες μυϊκές συσπάσεις, μπορεί να αποτραπεί η απώλεια της οστικής πυκνότητας στον ακρωτηριασμένο πληθυσμό.

Οι Tugcu I. et al. το 2009 μέτρησαν την ορυκτή οστική πυκνότητα του μηριαίου οστού και της κνήμης σε ακρωτηριασμένους ασθενείς. Για την ακρίβεια βρήκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ ακρωτηριασμένου και άθικτου μέλους (όσον αφορά την οστική πυκνότητα) στις περιοχές του αυχένα του Ward's τριγώνου, του μηριαίου οστού και της κνήμης της ακρωτηριασμένης πλευράς. Παράλληλα παρατήρησαν μία σημαντική αδυναμία στην παραγωγή δύναμης από τους ισχιοκνημιαίους και τις μοίρες του τετρακέφαλου στο ακρωτηριασμένο μέλος (Tugcu I. et al, 2009).

Ωστόσο στο ακρωτηριασμένο άκρο παρατήρησαν μία συνάφεια μεταξύ των δυνάμεων όπου παράχθηκαν από τον τετρακέφαλο και της ορυκτής οστικής πυκνότητας του μηριαίου οστού. Αντιστοίχως στο άθικτο άκρο υπήρξε μία σύνδεση ανάμεσα στις δυνάμεις όπου παρήχθησαν από την άρθρωση του ισχίου και στο οστό της κνήμης του άθικτου μέλους (Tugcu I. et al, 2009).

Συμπερασματικά η μειωμένη παραγωγή δύναμης από τους ισχιοκνημιαίους και τον τετρακέφαλο, σύμφωνα με τους Tugcu et al. (2009) συνοδεύεται από μείωση της οστικής πυκνότητας στην περιοχή της κνήμης και του μηριαίου οστού. Επιπλέον παρατήρησαν μία σύνδεση μεταξύ της δύναμης των μυών του ισχίου και της οστικής πυκνότητας στον αυχένα του μηριαίου οστού, στο τρίγωνο του Ward's και στο οστό της κνήμης του υγιούς μέλους.

Επομένως ένα άτομο με ακρωτηριασμό κάτω άκρου, για να αποτρέψει την πρόωμη οστική απώλεια, χρειάζεται να ασχοληθεί με την εκγύμναση και γενικότερα με τη φυσική δραστηριότητα. Για την ακρίβεια η ενασχόληση με δραστηριότητες όπου περιλαμβάνουν βαρυτικές δυνάμεις και μυϊκές συσπάσεις συμβάλουν σημαντικά στην οστεογενική δραστηριότητα του σκελετού, καθώς τα οστά προσαρμόζονται στα ερεθίσματα όπου δέχονται από τους τένοντες μέσω της έλξης του μυός.

2.5. Το μεταβολικό κόστος ενός ακρωτηριασμένου αθλητή:

Ένας άνθρωπος χρειάζεται να προβεί σε μία ενεργειακή δαπάνη, έτσι ώστε να μπορέσει να φέρει εις πέρας κάποιον τύπο σωματικής άσκησης. Διακρίνονται τρεις φάσεις ενεργειακής δαπάνης, οι οποίες καθορίζονται από την πρόσληψη οξυγόνου στον ανθρώπινο οργανισμό. Συγκεκριμένα πρόκειται για τη μεταβατική φάση (έλλειμμα O_2), τη φάση σταθεροποίησης (το ενεργειακό κόστος καλύπτεται από την πρόσληψη O_2 , όταν η άσκηση εκτελείται σε χαμηλές εντάσεις, όσο πιο έντονη γίνεται η εκτέλεση της άσκησης, τόσο αυξάνεται η διαφορά του απαιτούμενου έναντι του προσλαμβανόμενου O_2) και τη φάση αποκατάστασης (περίσσεια O_2) (Κλεισούρας Β., 2011)

Ωστόσο υπάρχει μία γραμμική συνάφεια ανάμεσα στην πρόσληψη οξυγόνου και στην καρδιακή συχνότητα, μέσω της οποίας είναι δυνατό να υπολογιστεί η ενεργειακή δαπάνη κατά τη διάρκεια εκτέλεσης ενός έργου. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως σημαντικό παράγοντα παίζει και ο βασικός μεταβολισμός ενός ατόμου, βάσει του οποίου μπορεί να διακριθεί η ελάχιστη ενεργειακή δαπάνη. Ο βασικός μεταβολισμός αποτελεί το 50-70% της ενεργειακής δαπάνης, όπου καταναλώνεται ημερησίως (Κλεισούρας Β., 2011).

Παρόλα αυτά, σε περίπτωση σωματικής άσκησης το σύνολο της ενεργειακής δαπάνης ανά ημέρα δύναται να φτάσει μέχρι και το 50%, ενώ σε ένα άτομο όπου δεν ασκείται είναι μόνο 10-15%. Επομένως όσο περισσότερο έντονη είναι η σωματική άσκηση στην

καθημερινότητα ενός ατόμου, τόσο περισσότερο μεγαλύτερη είναι και η ενεργειακή δαπάνη του μεταβολισμού του (Κλεισούρας Β., 2011).

Σε δρομικές δραστηριότητες συγκεκριμένα, απαιτείται διπλάσια ποσότητα οξυγόνου σε σύγκριση με το απλό περπάτημα. Για την ακρίβεια το κόστος της ενέργειας όπου θα καταναλωθεί είναι 1 kcal ανά kg σωματικού βάρους ανά χιλιόμετρο, ανεξαρτήτως ταχύτητας. Οι παράγοντες όπου δύνανται να επηρεάσουν το μεταβολικό κόστος είναι οι κάτωθι: σωματική μάζα, ποσοστό λίπους, φύλο, ηλικία, περιβαλλοντικές συνθήκες και οικονομία της κίνησης (Κλεισούρας Β., 2011).

Ωστόσο είναι πιθανό το μεταβολικό κόστος μεταξύ αρτιμελών και ακρωτηριασμένων αθλητών δρομικών αθλημάτων να διαφέρει. Παραδείγματος χάρη σε περίπτωση ενός αγώνα 200 ή 400 μέτρων όπου θα εκτελεστεί τρέξιμο σε στροφή με αριστερόστροφη τροχιά (όπως επιβάλλονται όλοι οι αγώνες σπριντ σε καμπύλη), οι αρθρώσεις του γόνατος και του ισχίου στο άθικτο μέλος, θα παράγουν περισσότερη ενέργεια σε σύγκριση με το τρέξιμο σε δεξιόστροφη τροχιά (Funken J. et al, 2017).

Το γεγονός αυτό θεωρείται σημαντικό για την αθλητική απόδοση, διότι τόσο η σχέση μεταξύ εξόδου και η εισόδου ενέργειας, όσο και η γενικότερη παραγωγή ενέργειας καθορίζουν τη βέλτιστη δυνατή απόδοση ενός αθλητή δρομικών αθλημάτων (Funken J. et al, 2017).

Επιπλέον κατά τη διάρκεια του σπριντ σε καμπύλη τροχιά ένας μονομερώς ακρωτηριασμένος αθλητής στα κάτω άκρα εφαρμόζει άνισες δυνάμεις όσον αφορά την ελαστικότητα, την ισορροπία και τη δύναμη, εξαιτίας του άνισου μήκους όπου υπάρχει στα κάτω του άκρα. Συνεπώς είναι πολύ πιθανό ο αθλητής αυτός να οδηγηθεί σε υπερκόπωση, εξαιτίας της άνισης κατανάλωσης ενέργειας ανάμεσα στα κάτω άκρα (Hobara H. et al, 2015).

Ωστόσο, σύμφωνα με τους Beck et al. (2017,β), η ακαμψία της προσθετικής συσκευής, επηρεάζει το μεταβολικό κόστος κατά τη διάρκεια της μεταφοράς του ατόμου. Για την ακρίβεια βρήκαν πως η ακαμψία της προσθετικής συσκευής είναι ανάλογη με τη μείωση του μεταβολικού κόστους. Δηλαδή το μεταβολικό κόστος μειώνεται με την ταυτόχρονη μείωση της ακαμψίας του προσθετικού μέλους.

Ουσιαστικά η χρήση προσθετικών συσκευών με μειωμένη ακαμψία όπου τείνουν να μειώνουν την κορυφαία οριζόντια δύναμη της πέδησης, της αντίδρασης του εδάφους και της συχνότητας διασκελισμού κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, δύναται να βελτιώσει το μεταβολικό κόστος του εκάστοτε αθλητή με αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης. Όμως το ύψος της προσθετικής συσκευής δεν επηρεάζει το μεταβολικό κόστος κατά τη διάρκεια του τρεξίματος, γεγονός που υποδεικνύει ότι το μεγαλύτερο μήκος των ποδιών, δεν προσφέρει κάποιο πλεονέκτημα σε δρομικές δραστηριότητες μεγάλων αποστάσεων (Beck O.N. et al, 2017,β).

Όσον αφορά την ίδια την προσθετική συσκευή, από τη στιγμή όπου έχει κατασκευαστεί έτσι ώστε να αποθηκεύει και να διατηρεί μηχανική ελαστική ενέργεια κατά την επαφή

με το έδαφος, ουσιαστικά συμβάλλει στη μείωση του μεταβολικού κόστους του ακρωτηριασμένου δρομέα. Ο ελαστικός μηχανισμός της συσκευής τρεξίματος πιθανόν συνεισφέρει σε μία μείωση του μεταβολικού κόστους κατά ~14% σε αθλητές με ακρωτηριασμό στην περιοχή της κνήμης, αντίθετα με την περισσότερο άκαμπτη συσκευή βάδισης(Beck O.N. et al, 2017,β).

Γενικότερα όταν το κάτω μέλος βρίσκεται στην ευθύτερη δυνατή στάση, η μυϊκή δύναμη όπου χρειάζεται για να στηρίξει το σωματικό βάρος μειώνεται, οδηγώντας σε χαμηλότερες τιμές μεταβολικού κόστους. Παράλληλα όταν μεταβάλλεται η επιφανειακή ακαμψία, ο αρτιμελής δρομέας μειώνει το μεταβολικό του κόστος κατά 12%, λόγω του μεγαλύτερου ποσοστού επιστροφής ενέργειας από την υποχωρητική επιφάνεια του εδάφους στον αθλητή (Beck O.N. et al, 2017,β).

Επιπλέον υπάρχει η υπόθεση, πως ο λόγος για τον οποίο τα ελατήρια με υψηλότερη υποχωρητικότητα οδηγούν σε χαμηλότερο μεταβολικό κόστος, είναι διότι παρατείνουν τον χρόνο επαφής του ποδιού με την επιφάνεια του εδάφους. Με αυτόν τον τρόπο γίνεται αποθήκευση και επιστροφή μεγαλύτερου ποσοστού ελαστικής ενέργειας. Ακόμη η διατήρηση του χρόνου επαφής με το έδαφος βοηθά το δρομέα να παράγει τις κατάλληλες κάθετες δυνάμεις, έτσι ώστε να επιστρατεύσει περισσότερες «αργές» (οξειδωτικές) μυϊκές ίνες. Τοιούτοτρόπως μειώνεται το απαιτούμενο μυϊκό μηχανικό έργο κατά τη διάρκεια του τρεξίματος και συνεπώς το τελικό μεταβολικό κόστος(Beck O.N. et al, 2017,β).

Σύμφωνα με τους Beck O.N. et al. (2017, β) η εκάστοτε μείωση του αριθμού της ακαμψίας της προσθετικής συσκευής, οδήγησε σε μείωση του καθαρού μέσου μεταβολικού κόστους κατά 3.7%. Επίσης συσχέτισαν τη δύναμη της κορυφαίας οριζόντιας πέδησης στην οριζόντια δύναμη αντίδρασης του εδάφους, την ακαμψία του ποδιού και τη συχνότητα του διασκελισμού με το μεταβολικό κόστος αθλητών με αμφίπλευρους κνημιαίους ακρωτηριασμούς. Εν αντιθέσει με τους παράγοντες όπου αναφέρθηκαν παραπάνω, η κορυφαία κάθετη δύναμη της αντίδρασης εδάφους, το μέσο χρονικό διάστημα της επαφής με το έδαφος, η μέση θέση της κάθετης δύναμης αντίδρασης εδάφους και η κορυφαία οριζόντια προωθητική δύναμη αντίδρασης εδάφους δε συσχετίστηκαν με το καθαρό μεταβολικό κόστος(Beck O.N. et al, 2017,β).

Βάσει των ευρημάτων τους οι Beck O.N. et al. (2017, β) οδηγήθηκαν στο συμπέρασμα πως οι δρομείς, οι οποίοι φέρουν αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς στην κνήμη, έχουν χαμηλότερο μεταβολικό κόστος κατά τη διάρκεια της χρήσης της προσθετικής συσκευής τρεξίματος με χαμηλότερο βαθμό ακαμψίας από εκείνον όπου συνιστούν οι κατασκευαστές, καθώς βελτιώνεται η αλληλεπίδραση των βιομηχανικών μεταβλητών του τρεξίματος. Οι ίδιοι υπέθεσαν πως οι χαμηλότερες τιμές της καταναλωμένης μεταβολικής ενέργειας συνδέονται με τη βελτιωμένη μηχανική της λιγότερο άκαμπτης προσθετικής συσκευής τρεξίματος, η οποία ακαμψία εξαρτάται από το ίδιο το προσθετικό μοντέλο(Beck O.N. et al, 2017,β).

Επιπλέον τόνισαν πως η χρήση των προσθετικών συσκευών τρεξίματος οι οποίες φέρουν σχήμα «J», σε σχέση με εκείνες όπου έχουν σχήμα «C» εμφανίζουν βελτιωμένη βιομηχανική όσον αφορά το μεταβολικό κόστος του αθλητή. Συγκεκριμένα υποστήριξαν πως οι προσθετικές συσκευές σε σχήμα «J» συμβάλουν περισσότερο στην ευθυγράμμιση του άξονα ισορροπίας, μειώνοντας κατ' αυτόν τον τρόπο τις μυϊκές απαιτήσεις του δρομέα. Ακόμη θεώρησαν πως παρέχουν επιπλέον σταθερότητα και πως παρέχουν επιπλέον ~1% περισσότερη επιστροφή ελαστικής ενέργειας σε σύγκριση με τις αντίστοιχες σε σχήμα «C». Επομένως η ανάγκη για μηχανικό μυϊκό έργο είναι περισσότερο περιορισμένη, μειώνοντας το μεταβολικό κόστος κατά τη διάρκεια του τρεξίματος (Beck O.N. et al, 2017,β).

Ακόμη υπέθεσαν πως οι προσθετικές συσκευές σε σχήμα «J» παρέχουν βελτιωμένη πλάγια σταθερότητα σε σύγκριση με τις αντίστοιχες σε σχήμα «C», καθώς είναι πιθανό ότι οι αμφίπλευρα ακρωτηριασμένοι δρομείς στην κνήμη φέρουν ένα μεγάλο μεταβολικό κόστος κατά την προσπάθειά τους να διατηρήσουν την πλάγια ισορροπία τους κατά τη διάρκεια του τρεξίματος (Beck O.N. et al, 2017,β).

Ωστόσο έχει παρατηρηθεί σε αρτιμελείς δρομείς, πως οι αφύσικες συχνότητες διασκελισμού οδηγούν σε αυξημένες τιμές μεταβολικού κόστους. Συνεπώς μπορούμε να υποθέσουμε πως οι δρομείς με ακρωτηριασμό στο ένα άκρο (συγκεκριμένα στην κνήμη), εφόσον φέρουν ασύμμετρη κινηματική τρεξίματος όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 2.2., θα έχουν αυξημένο μεταβολικό κόστος σε σύγκριση με εκείνους όπου φέρουν αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς (Beck O.N. et al, 2017,β).

Γενικότερα ο ακρωτηριασμένος πληθυσμός φέρει ασύμμετρη κινηματική τόσο στο τρέξιμο όσο και στην απλή βάδιση. Κατά τη διάρκεια της βάδισης συγκεκριμένα αφιερώνεται περισσότερο χρονικό διάστημα στο άθικτο μέλος. Συνεπώς το μεταβολικό κόστος της τυπικής μετακίνησης ενός ακρωτηριασμένου ατόμου βρίσκεται περίπου στα ίδια ποσοστά με το υψηλό φυσιολογικό φάσμα του αρτιμελούς πληθυσμού (Tugcu I. et al, 2009). Ένα ακρωτηριασμένο άτομο στην περιοχή της κνήμης αφιερώνει περίπου 30% περισσότερη ενέργεια κατά τη μετακίνηση σε σύγκριση με ένα αρτιμελές άτομο. Για την ακρίβεια ένα αρτιμελές άτομο καταναλώνει 10ml (O₂)/kg ανά λεπτό, ενώ ένα ακρωτηριασμένο στην κνήμη 13-15 ml (O₂)/kg κατά τη διάρκεια της βάδισης (Fraisie N. et al, 2008).

Οι παράγοντες οι οποίοι δύνανται να επηρεάσουν το τελικό μεταβολικό κόστος της μετακίνησης ενός ακρωτηριασμένου ατόμου στην κνήμη είναι η βασική καρδιακή συχνότητα του ίδιου του ατόμου, η ταχύτητα κατά την οποία εκτελείται η βάδιση, η ηλικία, το μήκος κολοβώματος, καθώς και η ασυμμετρία στη βάδιση που προκύπτει στην ταλάντωση του κέντρου μάζας (Fraisie N. et al, 2008). Η περαιτέρω ενέργεια που θα καταναλωθεί μπορεί να οδηγήσει σε μείωση του χρονικού διαστήματος της βάδισης του ακρωτηριασμένου στην κνήμη ατόμου, οδηγώντας σταδιακά τις ίνες βραδείας συστολής σε ατροφία (Fraisie N. et al, 2008).

2.6. Η ικανότητα ισορροπίας σε ανθρώπους με ακρωτηριασμό:

Η ισορροπία αποτελεί καταλυτικό παράγοντα στην εκτέλεση της κίνησης ενός ατόμου. Επηρεάζει όλο το φάσμα των λειτουργικών δεξιοτήτων, όπως τη βάδιση, την ανύψωση και το χειρισμό αντικειμένων, καθώς και τη στάση σε όρθια θέση. Αποτελεί μία σύνθετη λειτουργία και επηρεάζεται από τα ερεθίσματα όπου εισέρχονται από το αισθητηριακό σύστημα (ιδιοδεκτικά, όραση, ακοή) (Horvat M. et al,2011).

Συγκεκριμένα η επιτυχής και ανεξάρτητη στάση και βάδιση του ατόμου, υποδηλώνει την ικανότητα της διατήρησης και σταθερότητας της στάσης και της βάδισης. Πέρα από τα αιθουσαία ερεθίσματα, ο κινητικός συντονισμός παίζει εξίσου καταλυτικό ρόλο στη διατήρηση του κέντρου βάρους του ατόμου εντός της βάσης στήριξης. Οποιοδήποτε ίχνος έλλειψης σε κάποιο αιθουσαίο ερέθισμα θα αυξήσει τον κίνδυνο πτώσης, εξαιτίας του ελλιπούς ελέγχου της στάσης σώματος(Arifin N. et al, 2014).

Ωστόσο ένας ακρωτηριασμός στο κάτω άκρο θα οδηγήσει σε απώλεια ιδιοδεκτικής ανατροφοδότησης από τις μυϊκές, οστικές και αρθρικές απώλειες που υπέστη το άτομο. Συγκεκριμένα ένα άτομο όπου υπεβλήθη σε ακρωτηριασμό στην κνήμη, συνεπώς θα υποστεί απώλεια της ιδιοδεκτικής ανατροφοδότησης, ιδιαίτερα από την περιοχή της άρθρωσης του αστραγάλου και των παρακείμενων μυϊκών ομάδων και θα διαθέτει μία μειωμένη βάση στήριξης (Isakov E. et al, 1996, Seyedali M. et al, 2012).Επομένως το κολόβωμα ενός ατόμου με ακρωτηριασμό θα συμμετέχει λιγότερο σε δραστηριότητες της καθημερινότητας όπως είναι η βάδιση και η στάση σε όρθια θέση (Isakov E. et al, 1996).

Επιπλέον λόγω των «ελλείψεων» όπου θα προκύψουν, ένα άτομο με ακρωτηριασμό στο κάτω άκρο αντιμετωπίζει υψηλότερο ποσοστό απώλειας της ισορροπίας και συνεπώς θα οδηγηθεί σε πτώση. Συγκεκριμένα εμφανίζει δυσκολία στον έλεγχο κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης οριζόντιων κινήσεων τόσο σε μεσοπλάγιες, όσο και σε προσθιοπίσθιες κατευθύνσεις (Arifin N. et al, 2014).

Επομένως είναι απαραίτητο να αντισταθμίσουν αυτές τις ελλείψεις, μέσω της αυξημένης εξάρτησης από τα οπτικά και αιθουσαία ερεθίσματα(Arifin N. et al, 2014). Για την ακρίβεια η έλλειψη οπτικών ερεθισμάτων σε ένα άτομο με ακρωτηριασμό στην κνήμη θα οδηγήσει στην αύξηση της ταλάντωσης και της ασυμμετρίας της στάσης του(Arifin N. et al, 2014). Όμως με την πάροδο του χρόνου ένα άτομο με ακρωτηριασμό στην κνήμη σταδιακά μειώνει την «εξάρτησή» του από τα οπτικά ερεθίσματα προσαρμόζοντας τον έλεγχο της στάσης του σώματός του (Fraisie N. et al, 2008).

Επιπροσθέτως οι ερευνητές υποστηρίζουν πως η ακαμψία όπου παρέχει ο αστράγαλος ενός προσθετικού ποδιού, παρέχει επιπλέον σταθερότητα στη στάση και βάδιση του ατόμου, καθώς περιορίζεται η ραχιαία και πελματιαία κάμψη στην περιοχή του κάτω ποδός. Βέβαια η αίσθηση της αυτοπεποίθησης και της σταθερότητας μπορεί να επηρεάζει εξίσου θετικά την τελική στάση και βάδιση ενός ατόμου με ακρωτηριασμό στο κάτω άκρο (Arifin N. et al, 2014).

Παρόλα αυτά, σύμφωνα με τους Arifin N. et al. (2014), ανεξαρτήτως του τύπου προσθετικής όπου θα χρησιμοποιηθεί, τα άτομα με ακρωτηριασμό θα εμφανίσουν μία αστάθεια κυρίως σε μεσοπλάγια παρά σε προσθιοπίσθια κατεύθυνση. Επιπλέον τόνισαν πως στα άτομα με ακρωτηριασμό στην κνήμη, η σταθερότητα της στάσης τους σε

ηρεμία, δε θα επηρεαστεί από τον τύπο της προσθετικής, αλλά από την απουσία οπτικών ερεθισμάτων.

Οι ίδιοι υποστήριξαν πως η χρήση του προσθετικού μέλους τύπου «SACH» εμφάνισε τη χαμηλότερη ταλάντωση χωρίς να υπάρξει απουσία οπτικών ερεθισμάτων. Ωστόσο υπέθεσαν ότι αυτό το αποτέλεσμα ενδέχεται να οφείλεται στην ακαμψία του αστραγάλου του προσθετικού μέλους, καθώς συμβάλει στον περιορισμό της εξαγωγής του κέντρου μάζας του ατόμου (Arifin N. et al, 2014).

Ακόμη οι Arifin N. et al. (2014) βρήκαν πως ανεξάρτητα από τον αποκλεισμό των οπτικών ερεθισμάτων και τον τύπο προσθετικού ποδιού η απόκλιση του κέντρου μάζας ήταν μεγαλύτερη σε μετωπιαίο επίπεδο. Επιπλέον υπέθεσαν πως η αυξημένη εξαγωγή του κέντρου μάζας σε μεσοπλάγια κατεύθυνση δύναται να αποτελεί μία στρατηγική αντιστάθμισης για την απώλεια του ελέγχου ισορροπίας στο προσθιοπίσθιο επίπεδο.

Επίσης θεώρησαν πως η αφαίρεση των οπτικών ερεθισμάτων κατά τη διάρκεια της στάσης σε ηρεμία, θα οδηγήσει το ακρωτηριασμένο άτομο στην επιστράτευση άλλων αισθητηριακών ερεθισμάτων. Για την ακρίβεια το κολόβωμα θα συμβάλει σημαντικά στην ιδιοδεκτική ανατροφοδότηση, διότι το βάρος του σώματος με τη βοήθεια της εισδοχής του προσθετικού ποδιού, θα μεταφερθεί στους μαλακούς ιστούς για τη διατήρηση της βέλτιστης ισορροπίας (Arifin N. et al, 2014).

Ωστόσο ένας εξίσου σημαντικός παράγοντας στη διατήρηση της ισορροπίας αποτελεί και το μήκος του κολοβώματος. Για την ακρίβεια τα άτομα τα οποία φέρουν βραχύτερο μήκος κολοβώματος αντιμετωπίζουν υψηλότερη ταλάντωση του κέντρου βάρους, η οποία εντείνεται από την απουσία οπτικών ερεθισμάτων (Fraisie N. et al, 2008, Arifin N. et al, 2014). Τοιούτοτρόπως οδηγούνται σε υψηλότερη αστάθεια σε σύγκριση με άτομα με μεγαλύτερα μήκη κολοβώματος (Arifin N. et al, 2014), τα οποία εξασφαλίζουν καλύτερη σταθερότητα της άρθρωσης του γόνατος στην εισδοχή της προσθετικής.

Παρόλα αυτά οι Fraisse N. et al (2008) υποστηρίζουν πως η ενασχόληση με τη φυσική δραστηριότητα και την εκγύμναση γενικότερα συμβάλει στη βέλτιστη δυνατή διατήρηση της ισορροπίας σε ένα ακρωτηριασμένο άτομο στα κάτω άκρα. Ως εκ τούτου μπορούμε να συμπεράνουμε πως ένα άτομο με ακρωτηριασμό στα κάτω άκρα δύναται να βελτιώσει την ποιότητα της καθημερινότητάς του σε απλές δραστηριότητες, όπως είναι η διατήρηση της όρθιας στάσης και της βάδισης, μέσω της συστηματικής άσκησης.

3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. Δείγμα της έρευνας:

Στην παρούσα μελέτη συμμετείχαν άρρενες αθλητές στίβου και συγκεκριμένα δρόμων και άλματος εις μήκος, οι οποίοι φέρουν ακρωτηριασμό στην περιοχή της κνήμης. Το πρωτόκολλο των μετρήσεων εγκρίθηκε από τη βιοηθική επιτροπή του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου «Αττικόν» και ο κάθε συμμετέχων έδωσε έγγραφη συγκατάθεση για τη συμμετοχή του στις μετρήσεις όπου έλαβαν χώρα στο εργαστήριο της Αθλητικής Αριστείας της Α΄ Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής-ΕΚΠΑ. Συγκεκριμένα

έλαβαν μέρος 3 ενήλικες άνδρες αθλητές στίβου με ακρωτηριασμό κνήμης, ηλικίας μεταξύ 28-37 ετών, εκ των οποίων ο ένας φέρει αμφίπλευρο ακρωτηριασμό. Όλοι οι συμμετέχοντες πρόκειται για ενεργούς αθλητές στίβου υψηλού επιπέδου και κανένας δεν έπασχε από κάποια χρόνια ασθένεια όπου θα μπορούσε να επηρεάσει τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι αθλητές συμμετείχαν εθελοντικά σε αυτήν τη μελέτη. Τα κριτήρια όπου λάβαμε υπόψη για την επιλογή του δείγματος ήταν τα εξής:

- a) η ενεργή ενασχόληση με αγωνίσματα στίβου και κόνιστρας
- b) το φύλο (άρρενες)
- c) η ύπαρξη ακρωτηριασμού στην κνήμη του κάτω άκρου

Και οι 3 δοκιμαζόμενοι αξιολογήθηκαν όσον αφορά την ισοκινητική δύναμη των καμπτήρων και εκτεινόντων μυών του ισχίου και του κορμού. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων θα παρουσιαστούν αναλυτικά στην ενότητα 4, στους Πίνακες 1 και 2.

3.2. Ερευνητικά εργαλεία-υλικά- μέσα:

Για τη διεκπεραίωση της αξιολόγησης της ισοκινητικής ροπής/ δύναμης του ισχίου και του κορμού του δείγματος, χρησιμοποιήθηκε ένα ισοκινητικό δυναμόμετρο τύπου Biodex, όπου μετράει τη δύναμη σε μονάδες N·m.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί το γεγονός πως πρόκειται για ένα δοκιμασμένο και αξιόπιστο δυναμόμετρο, το οποίο παρέχει δυνατότητες μυϊκής αξιολόγησης όσον αφορά το εύρος κίνησης μίας άρθρωσης, καθώς και πληροφορίες για συγκεκριμένες παραμέτρους της δύναμης, την αντοχής και της ταχύτητας των μυών γύρω από την άρθρωση .

Το συνολικό χρονικό διάστημα της διαδικασίας των μετρήσεων ήταν αρκετά σύντομο, καθώς μετρήθηκε η ισοκινητική μυϊκή δύναμη και των δύο κάτω άκρων των αθλητών, καθώς και του κορμού.

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων παρουσιάζονται αναλυτικά στους Πίνακες 1 και 2.

3.3. Περιγραφή εκτέλεσης των διαδικασιών:

Οι μετρήσεις της παρούσας έρευνας έλαβαν χώρα στο εργαστήριο της Αθλητικής Αριστείας της Α΄ Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής-ΕΚΠΑ. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως όλοι οι αθλητές συμμετείχαν εθελοντικά στην παρούσα μελέτη και όλοι ανεξαιρέτως έδωσαν έγγραφη συγκατάθεση για τη συμμετοχή τους. Στη συνέχεια έγινε ξενάγηση και επεξήγηση του χώρου των δοκιμασιών και της χρήσης του σε ένα φιλικό περιβάλλον.

Έπειτα έγινε καταγραφή των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών των αθλούμενων, έτσι ώστε να έχουμε πρόσβαση σε πληροφορίες όπου θα φανούν χρήσιμες κατά την εκτέλεση των μετρήσεων.

Στη συνέχεια είχαν τη δυνατότητα να επιλέξουν τον τρόπο εκτέλεσης της προθέρμανσής τους. Είχαν τη δυνατότητα να επιλέξουν μεταξύ κωπηλατικής και διαδρόμου, έτσι ώστε να επιτευχθούν τα βέλτιστα αποτελέσματα με αρκούντως περιορισμένη την πιθανότητα τραυματισμού.

Η συνολική διαδικασία των μετρήσεων έγινε με την εξής ακολουθία:

- 1) Ξενάγηση και επεξήγηση του χώρου των δοκιμασιών.
- 2) λήψη της έγγραφης συγκατάθεσης από τον αθλητή.
- 3) λήψη των ανθρωπομετρικών χαρακτηριστικών του αθλητή.
- 4) Ισοκινητική αξιολόγηση καμπτήρων και εκτείνοντων του ισχίου.
- 5) Ισοκινητική αξιολόγηση καμπτήρων και εκτείνοντων του κορμού.

3.4. Στατιστική ανάλυση:

Στην παρούσα μελέτη συμμετείχαν 3 αθλητές δρομικών αθλημάτων και κονίστρας με ακρωτηριασμό κάτω άκρου. Όλοι οι συμμετέχοντες ανεξαιρέτως συμμετείχαν εθελοντικά και κατέθεσαν έγγραφη συγκατάθεση για τη συμμετοχή τους στις μετρήσεις. Το ισοκινητικό δυναμόμετρο Biodex όπου χρησιμοποιήθηκε παρείχε πληροφορίες σχετικά με την παραγόμενη ροπή τόσο του άθικτου όσο και του ακρωτηριασμένου άκρου. Συγκεκριμένα οι αθλητές αξιολογήθηκαν σε ύπτια θέση κατά τη διάρκεια αξιολόγησης της ισοκινητικής δύναμης του ισχίου και σε καθιστή για την ισοκινητική δύναμη του κορμού. Η αξιολόγηση του ισχίου κάθε αθλητή ρυθμίστηκε σε 60 DEG/SEC. Μετρήθηκαν για την ακρίβεια για την άρθρωση του ισχίου η μέγιστη ροπή (peaktorque: N·M), το συνολικό έργο (totalwork: J), η συνολική κόπωση κατά το έργο (workfatigue), η μέγιστη ροπή προς το σωματικό βάρος του αθλητή (peaktq/bw) και η μέση ροπή (avgpeaktq) των καμπτήρων και των εκτείνοντων μυών .

Όσον αφορά την αξιολόγηση του κορμού μετρήθηκε η μέγιστη ροπή (peak torque), η μέση ροπή (avg peak tq), η μέση ροπή προς το σωματικό βάρος του αθλητή (peak tq/bw) και η αναλογία αγωνιστή/ανταγωνιστή % των καμπτήρων και των εκτείνοντων μυών.

Όλες οι τιμές όπου προέκυψαν από την κάθε μέτρηση συγκρίθηκαν μεταξύ των άκρων (άθικτο vs ακρωτηριασμένο), καθώς και μεταξύ των αθλητών.

4.ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Όπως αναφέρθηκε και στην προηγούμενη ενότητα χρησιμοποιήθηκε το ισοκινητικό δυναμόμετρο τύπου Biodex έτσι ώστε να μετρήσουμε την ισοκινητική δύναμη στις περιοχές του ισχίου και του κορμού. Στον πίνακα 1 αναγράφονται οι τιμές όπου αφορούν τις μετρήσεις του ισχίου και αντιστοίχως στον πίνακα 2 του κορμού. Στους αθλητές 1 και 2 το ακρωτηριασμένο μέλος διακρίνεται ένας κόκκινος αστερίσκος, ο οποίος αντιπροσωπεύει το ακρωτηριασμένο μέλος. Στον αθλητή 3 δε χρησιμοποιήθηκε αστερίσκος λόγω του αμφίπλευρου ακρωτηριασμού του αθλητή στις κνήμες.

Όσον αφορά στη μέγιστη ροπή κατά την κάμψη ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές ροπής στο ακρωτηριασμένο μέλος του σε σύγκριση με το άθικτο (148.3/137.8) κατά 7.6%. Αντιθέτως ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε χαμηλότερες τιμές στο επηρεασμένο άκρο του σε σχέση με το άθικτο (101.5/124) κατά 18.2%. Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος 3, ο οποίος φέρει αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης, εμφάνισε υψηλότερες τιμές μέγιστης ροπής στο αριστερό άκρο σε σύγκριση με το δεξί (155.7/168.8) κατά 8.4%. Η συγκεκριμένη ανισορροπία στη δύναμη ενδέχεται να οφείλεται στο γεγονός πως κατά τη διάρκεια του τραύματος όπου κόστισε στο συγκεκριμένο αθλητή τα δύο άκρα του, υπέστη ένα σοβαρό τραυματισμό στη λεκάνη ο οποίος επηρέασε σημαντικά τη λειτουργία του προσαγωγού μυός και συνεπώς ολόκληρου του μυϊκού συστήματος των κάτω άκρων.

Σε σχέση με την κάμψη, η μέγιστη ροπή κατά την έκταση του ισχίου στον δοκιμαζόμενο 1 ήταν μεγαλύτερη στο άθικτο άκρο σε σύγκριση με το αριστερό (185/159.2) κατά 13.9%. Ο δοκιμαζόμενος 2 επίσης έδειξε μία μεγαλύτερη ροπή στο άθικτο μέλος σε σύγκριση με το επηρεασμένο (157.6/148.6) κατά 5.7%. Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 έδειξε μία σημαντικά μεγαλύτερη ικανότητα ροπής στο δεξί σε σύγκριση με το αριστερό κάτω άκρο (215/176.8) κατά 17.8%.

Όσον αφορά τη μέση ροπή κατά την κάμψη, ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο ακρωτηριασμένο άκρο του σε σύγκριση με το άθικτο κατά 17.4% (115.4/139.8). Ωστόσο το γεγονός αυτό δεν παρατηρήθηκε και στον δοκιμαζόμενο 2, στον οποίο η μέση ροπή του ισχίου κατά την κάμψη ήταν μεγαλύτερη στο άθικτο μέλος σε σύγκριση με το επηρεασμένο κατά 20.2% (117.1/93.4). Ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε στο δεξί του μέλος μεγαλύτερη μέση ροπή σε σχέση με το αριστερό κατά 10.7% (149.8/158.4).

Στη συνέχεια στη μέση ροπή κατά την έκταση ο δοκιμαζόμενος 1 έδειξε ένα υψηλότερο ποσοστό στο άθικτο μέλος σε σύγκριση με το επηρεασμένο κατά 13.6% (155.8/134.5). Ο δοκιμαζόμενος 2 σε αντίθεση με την κάμψη έδειξε μία μεγαλύτερη μέση ροπή κατά την έκταση κατά 0.8% στο ακρωτηριασμένο μέλος του (137.2/138.4). Ο δοκιμαζόμενος 3 επίσης σε αντίθεση με την κάμψη εμφάνισε υψηλότερη μέση ροπή κατά την έκταση στο δεξί του πόδι σε σύγκριση με το αριστερό κατά 10.7% (166/148.2).

Επιπλέον στη μέγιστη ροπή προς το σωματικό βάρος κατά την κάμψη του δοκιμαζόμενου 1,ο δοκιμαζόμενος παρήγαγε υψηλότερες τιμές στο ακρωτηριασμένο μέλος του σε σύγκριση με το άθικτο (212.2/228.5) κατά 7.1%. Παρόλα αυτά ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε υψηλότερη ροπή προς το σωματικό του βάρος κατά την κάμψη του άθικτου μέλους του σε σύγκριση με το ακρωτηριασμένο (179/147.1) κατά 18.1%. Ο δοκιμαζόμενος 3 έδειξε υψηλότερη ροπή προς το σωματικό του βάρος στο αριστερό σε αντίθεση με το δεξί κάτω μέλος του (188.4/204.3) κατά 8.4%.

Σε αντίθεση με την κάμψη ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές κορυφαίας ροπής προς το σωματικό του βάρος στο άθικτο σε σχέση με το ακρωτηριασμένο άκρο κατά την έκταση του ισχίου (285/245.3) κατά 13.9%%. Ο δοκιμαζόμενος 2 κατά την έκταση του ισχίου εμφάνισε και αυτός υψηλότερη ροπή προς το σωματικό βάρος του στο άθικτο σε σύγκριση με το επηρεασμένο άκρο του (228.4/215.3) κατά 5.7% . Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο δεξί ακρωτηριασμένο του πόδι σε σχέση με το αριστερό, ενώ στην κάμψη εμφανίστηκαν υψηλότερες τιμές στο αριστερό ακρωτηριασμένο άκρο του κατά 17.8% (260.2/213.9).

Επιπλέον κατά την κάμψη του ισχίου ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές του συνολικού έργου στο επηρεασμένο μέλος του κατά 1.4%. Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος 2 έδειξε υψηλότερες τιμές συνολικού έργου στο άθικτο μέλος κατά 23.2%. Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο αριστερό ακρωτηριασμένο μέλος του σε σύγκριση με το δεξί κατά 4.5%.

Όσον αφορά το συνολικό έργο κατά την έκταση του ισχίου ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο άθικτο μέλος του κατά 26.6%. Ωστόσο ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο άθικτο μέλος του κατά 8.9%. Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε ένα υψηλότερο ποσοστό του συνολικού έργου κατά 5.4% στο δεξί του ακρωτηριασμένο άκρο.

Επιπλέον ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως στην κάμψη του ισχίου στο ακρωτηριασμένο του άκρο κατά 44.2%. Ο δοκιμαζόμενος 2 επίσης εμφάνισε υψηλότερη κόπωση στο επηρεασμένο σε σχέση με το άθικτο μέλος του κατά 11.1%. Ακόμη ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε μία αμελητέα υπερίσχυση του δεξιού έναντι του αριστερού ακρωτηριασμένου μέλους κατά 0.1%.

Στην έκταση του ισχίου ωστόσο τόσο ο δοκιμαζόμενος 1, όσο και ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισαν υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως στο ακρωτηριασμένο μέλος κατά 7.2% και 21.8% αντίστοιχα. Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε ένα υψηλότερο ποσοστό κοπώσεως στο δεξί του ακρωτηριασμένο άκρο κατά 14%.

Πίνακας 4.1,ισοκινητική αξιολόγηση ισχίου

HIP	Subject 1			Subject 2			Subject 3		
	R	L*	D%	R	L*	D%	R	L	D%
peak torque (F)	137.8	148.3	7.6%	124.0	101.5	18.2%	155.7	168.8	8.4%
peak torque (E)	185.0	159.2	13.9%	157.6	148.6	5.7%	215.0	176.8	17.8%
avg peak tq (F)	115.4	139.8	17.4%	117.1	93.4	20.2%	149.8	158.4	5.7%
avg peak tq (E)	155.8	134.5	13.6%	137.2	138.4	0.8%	166.0	148.2	10.7%
peak tq/bw (F)	212.2	228.5	7.1%	179.7	147.1	18.1%	188.4	204.3	8.4%
peak tq/bw (E)	285.0	245.3	13.9%	228.4	215.3	5.7%	260.2	213.9	17.8%
total work (F)	524.1	531.5	1.4%	575.3	441.8	23.2%	570.6	596.2	4.5%
total work (E)	642.8	471.6	26.6%	591.4	644.3	8.9%	441.0	417.1	5.4%
work fatigue %(F)	-26.9	17.3	44.2%	-1.1	10.0	11.1%	20.5	20.4	0.1%
work fatigue %(E)	-13.4	-6.2	7.2%	-17.9	3.9	21.8%	29.2	15.2	14%

Παρόλα αυτά εκτελέστηκε ισοκινητικός εργομετρικός έλεγχος και στον κορμό των δοκιμαζομένων. Οι αθλητές κλήθηκαν να καθίσουν όπου με τη βοήθεια περιοριστικών μάντων εκτέλεσαν ισοκινητικές κινήσεις σε πρόσθια και οπίσθια κατεύθυνση.

Όσον αφορά στην μέγιστη ροπή όλοι εμφάνισαν υψηλότερο ποσοστό ισοκινητικής δύναμης κατά την έκταση του κορμού σε σύγκριση με την κάμψη. Για την ακρίβεια ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε ένα ποσοστό απόκλισης των εκτεινόντων του κορμού κατά 50.8%, ο δοκιμαζόμενος 2 38.8% και ο δοκιμαζόμενος 3 33.6%.

Στη συνέχεια στην αξιολόγηση της μέσης ροπής παρατηρήθηκε επίσης μία επικράτηση της ισοκινητικής δύναμης των εκτεινόντων του κορμού σε όλους τους αθλητές. Συγκεκριμένα ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερη μέση ροπή στους εκτεινόντες του κορμού κατά 46.9% , ο δοκιμαζόμενος 2 κατά 41.3% και ο δοκιμαζόμενος 3 κατά 28.8%.

Έπειτα η μέση ροπή προς το σωματικό βάρος του αθλητή έδειξε αντιστοίχως υψηλότερες τιμές κατά τη διάρκεια της έκτασης του κορμού των αθλητών. Ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε τις υψηλότερες τιμές σε σύγκριση με τους υπόλοιπους αθλητές με τους εκτεινόντες του κορμού να υπερτερούν κατά 46.8%. Ακολούθησε ο δοκιμαζόμενος 2 με 41.3% και τέλος ο 3 με 28.8%.

Εν κατακλείδι η αναλογία μεταξύ αγωνιστών και ανταγωνιστών των βρισκόταν κατά μέσο όρο στο ποσοστό των 59.13%. Για την ακρίβεια ο δοκιμαζόμενος 1 διαθέτει μία αναλογία κατά 49.7%, ο δοκιμαζόμενος 2 κατά 61.2% και τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 κατά 66.5%. Ωστόσο το ποσοστό της αναλογίας των αγωνιστών και ανταγωνιστών του κορμού των δοκιμαζόμενων 1 και 2, όπου φέρουν μονόπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης, ανέρχεται στο 55.4%, ενώ στον 3 όπου φέρει αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης στο 66.5%.

Πίνακας 4.2, ισοκινητική αξιολόγηση κορμού

TRUNK	Subject 1			Subject 2			Subject 3		
	away	toward	D%	away	toward	D%	away	toward	D%
peak torque	393.8	195.6	50.8%(a)	331.3	202.9	38.8%(a)	429.4	285.5	33.6%(a)
avg peak torque	336.3	178.9	46.9% (a)	310.4	182.4	41.3%(a)	388.1	276.7	28.8% (a)
avg peak tq/bw	518.0	275.6	46.8%(a)	449.8	264.3	41.3%(a)	469.6	334.8	28.8%(a)
AG/AN ratio	49.7%			61.2%			66.5%		

4.1. Συζήτηση:

Η συγκεκριμένη μελέτη διεξήχθη με σκοπό την εργομετρική μέτρηση και αξιολόγηση συγκεκριμένων μυϊκών ομάδων ενεργών αθλητών στίβου με ακρωτηριασμό κάτω άκρου.

Γενικότερα σε αρκετές τιμές όπου προέκυψαν από τις προκείμενες μετρήσεις, παρατηρήθηκε μία ανομοιογένεια σχετικά με την επικράτηση άθικτου και επηρεασμένου άκρου ανάμεσα στους δοκιμαζόμενους με μονομερή ακρωτηριασμό. Επιπλέον σε αρκετές τιμές παρατηρήθηκε ανομοιογένεια και ανάμεσα στα δύο ακρωτηριασμένα άκρα του δοκιμαζόμενου 3 ο οποίος φέρει αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κάτω άκρων.

Για την ακρίβεια κατά τη διάρκεια της κάμψης ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε μεγαλύτερες τιμές μέγιστης ροπής στο ακρωτηριασμένο άκρο του, ενώ ο δοκιμαζόμενος 2 στο άθικτο. Αυτές οι τιμές ενδεχομένως οφείλονται στην ασυμμετρική κινηματική των ακρωτηριασμένων δρομέων, καθώς υπάρχουν διαφορετικά μήκη ανάμεσα στο βιολογικό και προσθετικό τους κάτω άκρο (σε περίπτωση όπου το ένα άκρο έχει υποστεί ακρωτηριασμό) (Hobara H. et al, 2015, Haber C.K. et al, 2018).

Επιπλέον κατά τη διάρκεια της έκτασης των ισχίων, ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε ένα υψηλότερο ποσοστό μέγιστης ροπής στο άθικτο μέλος του σε αντίθεση με την κάμψη. Επιπλέον ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε μία υψηλότερη μέγιστη ροπή στο άθικτο μέλος του σε σύγκριση με το επηρεασμένο. Το γεγονός ότι εμφάνισαν υψηλότερες τιμές στο άθικτο μέλος τους, τόσο στην κάμψη όσο και στην έκταση του ισχίου επιβεβαιώνει τα λεγόμενα των Baumetal. (2016), σύμφωνα με τους οποίους το άθικτο μέλος ενός ακρωτηριασμένου δρομέα παράγει υψηλότερες κάθετες δυνάμεις πέδησης και αντίδρασης εδάφους σε σύγκριση με έναν αρτιμελή δρομέα. Τοιουτοτρόπως λόγω της υψηλότερης φόρτισης του άθικτου άκρου, οι δρομείς και οι άλλες με μονομερή ακρωτηριασμό κάτω άκρου υπάρχει σοβαρή πιθανότητα να αντιμετωπίσουν χρόνιους και οξείς τραυματισμούς στο άθικτο μέλος τους (BaumB.S. et al., 2016, SanoY.et al., 2017).

Όσον αφορά στον δοκιμαζόμενο 3, ο οποίος εξαιτίας του τραύματος όπου του κόστισε τα δύο κάτω άκρα του, εμφάνισε υψηλότερη μέγιστη ροπή κατά τη διάρκεια της κάμψης στο αριστερό του πόδι, ενώ αντιθέτως κατά τη διάρκεια της έκτασης στο δεξί. Αυτή η ανομοιογένεια ενδέχεται να οφείλεται στο γεγονός πως κατά τη διάρκεια του τραύματος αυτός ο 3, υπέστη και έναν τραυματισμό στη πύελο ο οποίος οδήγησε σε χρόνιο τραυματισμό του προσαγωγού του. Επομένως η προκείμενη μυϊκή ανισορροπία οφείλεται στην αναπροσαρμογή του μυϊκού συστήματος μετά τον τραυματισμό στην πύελο του δοκιμαζόμενου.

Επιπροσθέτως ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερη μέση ροπή κατά την κάμψη στο ακρωτηριασμένο άκρο σε σχέση με το άθικτο, ωστόσο ο δοκιμαζόμενος 2 διατήρησε υψηλότερη μέση ροπή στην κάμψη του ισχίου στο άθικτο μέλος του. Οι Nolan et al. (2000) υποστηρίζουν πως το ακρωτηριασμένο μέλος φέρει μικρότερη κάμψη στο ισχίο της πληγείσας πλευράς, σε σχέση με την άθικτη.

Οι «χαμηλότερες» τιμές όπου παρατηρούνται στα ακρωτηριασμένα κάτω άκρα κυρίως του δοκιμαζόμενου 2 σύμφωνα με τους Jandrić et al. (2007) δικαιολογούνται, καθώς οι ίδιοι υποστηρίζουν πως η ισομετρική μυϊκή δύναμη όπου παράγεται κατά την έκταση και απαγωγή του ακρωτηριασμένου ποδιού στην κνήμη τείνει να είναι χαμηλότερη κατά τη διάρκεια ισομετρικών ασκήσεων. Ωστόσο το 2007 διέκριναν το γεγονός πως οι καμπτήρες, οι προσαγωγοί, οι απαγωγοί και οι εκτείνοντες μυς του ισχίου εμφάνισαν σημαντικές διαφορές όσον αφορά την ικανότητα παραγωγής δύναμης. Οι υψηλότερες διαφορές στην ικανότητα παραγωγής δύναμης παρατηρήθηκαν στους απαγωγούς και εκτείνοντες μυς του ισχίου της ακρωτηριασμένης πλευράς (26.6% και 23.3% αντιστοίχως)(Jandrić S. et al, 2007).

Παρόλα αυτά στην έκταση του ισχίου οι δοκιμαζόμενοι 1 και 2 εμφάνισαν υψηλότερη μέση ροπή κατά την έκταση του ισχίου κατά έναν αντίστροφο τρόπο από αυτόν της κάμψης. Δηλαδή ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο άθικτο άκρο, ενώ ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε μία αμελητέα (κατά 0.8%) υψηλότερη τιμή στο ακρωτηριασμένο άκρο του. Οι ασυμμετρίες αυτές ενδεχομένως οφείλονται στο γεγονός πως ένα ακρωτηριασμένο άτομο στην κνήμη αντιμετωπίζει μία δυσκολία στον έλεγχο των υψηλών δυνάμεων όπου εφαρμόζονται στο εναπομείναν μέλος. Συνεπώς θα προκύψουν ασυμμετρίες στην δρομική κίνηση και γενικότερα στην κινηματική του δρομέα (Taboga P. et al, 2016).

Επιπλέον η μειωμένη ικανότητα όπου εμφάνισε ο δοκιμαζόμενος 1 στην έκταση του ισχίου του ακρωτηριασμένου άκρου, συνάδει με μία μελέτη όπου διεξήχθη το 2018 στο πανεπιστήμιο του Roehampton, όπου υποστηρίχθηκε η άποψη πως η μειωμένη ώθηση όπου παράγει το ακρωτηριασμένο σκέλος υποδεικνύει την τροποποίηση της ταχύτητας του τρεξίματος του αθλητή. Η τροποποίηση αυτή αφορά τη μηχανική μετάβαση από το ακρωτηριασμένο μέλος στο άθικτο, καθώς και την αδυναμία να διατηρήσουν μία ευθεία κατεύθυνση κατά το σπριντ (Strike S.C. et al., 2018).

Όσον αφορά το δοκιμαζόμενο 3ο οποίος φέρει αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης, ο αθλητής αυτός εμφάνισε υψηλότερες τιμές μέσης ροπής κατά την κάμψη στο

αριστερό του ακρωτηριασμένο άκρο κατά ένα πολύ μικρό ποσοστό (5.7%), ενώ κατά την έκταση του ισχίου στο δεξί σχεδόν σε διπλάσιο βαθμό (10.7%).

Επιπρόσθετα κατά τη διάρκεια της κάμψης των ισχίων ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε υψηλότερη ροπή προς το σωματικό του βάρος στο ακρωτηριασμένο άκρο (κατά 7.1%), ενώ ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε ένα μεγαλύτερο ποσοστό στο υγιές άκρο (κατά 18.1%).

Ωστόσο κατά τη διάρκεια της έκτασης οι δοκιμαζόμενοι 1 και 2 εμφάνισαν αμφότεροι υψηλότερα ποσοστά της μέγιστης ροπής προς το σωματικό τους βάρος στο άθικτο μέλος τους (13.9% και 5.7% αντίστοιχα). Είναι πολύ πιθανό πως η «αδυναμία» του ακρωτηριασμένου άκρου των αθλητών σε δρομικά και αλτικά αθλήματα να παράγει δυνάμεις κατά την έκταση του ισχίου οφείλεται στην δυσκολία του να παράγει ισότιμη δύναμη με το αντίστοιχο άθικτο μέλος τους λόγω των μηχανικών χαρακτηριστικών της προσθετικής τρεξίματος όπου χρησιμοποιούν και της μυϊκής ατροφίας όπου το διακατέχει (SanoY. et al., 2017).

Ακόμη ο δοκιμαζόμενος 3 κατά την κάμψη των ισχίων του εμφάνισε ένα υψηλότερο ποσοστό ροπής της δύναμης προς το σωματικό του βάρος στο αριστερό του κάτω άκρο (κατά 8.4%), ενώ κατά την έκταση του ισχίου επικράτησε το δεξί ακρωτηριασμένο του πόδι (κατά 17.8%).

Επιπλέον το συνολικό έργο όπου προέκυψε από την κάμψη των ισχίων του δοκιμαζόμενου 1 εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο ακρωτηριασμένο άκρο του κατά ένα αμελητέο ποσοστό του 1.4%. Ωστόσο ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε ένα πολύ μεγαλύτερο ποσοστό απόκλισης υπέρ του άθικτου μέλους του κατά 23.2%. Είναι σημαντικό να αναφέρουμε πως και οι δύο αθλητές επιλέγουν το ακρωτηριασμένο μέλος τους για να απογειωθούν από τη βαλβίδα στο άλμα εις μήκος.

Ωστόσο ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε μία αμελητέα απόκλιση του συνολικού έργου μεταξύ των ακρωτηριασμένων άκρων του, κατά 4.5% στο αριστερό πόδι του. Το γεγονός αυτό πιθανόν υποδεικνύει την ομαλή κατανομή της ενέργειας όπου χρησιμοποιείται ανάμεσα στα δύο άκρα του, σε αντίθεση με τους δοκιμαζόμενους 1 και 2 οι οποίοι φέρουν ακρωτηριασμό μόνο στο ένα εκ των δύο άκρων τους.

Αντίθετα με την κάμψη των ισχίων, ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε κατά την έκταση μία σημαντική απόκλιση του συνολικού έργου στο άθικτο άκρο κατά 26.6%, υποδεικνύοντας μία σημαντική αδυναμία προώθησης του επηρεασμένου άκρου του. Ο δοκιμαζόμενος 2 επίσης εμφάνισε μία ελαφριά υπερίσχυση του άθικτου μέλους κατά την έκταση του ισχίου κατά 8.9%. Σύμφωνα με τους Taboga et al.(2013) η ικανότητα παραγωγής περισσότερης μέσης δύναμης από το άθικτο άκρο δικαιολογεί την προτίμηση των αθλητών με ακρωτηριασμό στην μία εκ των δύο κνημών , να τοποθετούν το υγιές άκρο τους στον πρόσθιο βαθύρα εκκίνησης .

Επιπλέον οι Grabovski et al. (2010) υποστηρίζουν πως κατά την μέγιστη ταχύτητα σε ευθύγραμμη κατεύθυνση οι αθλητές με μονομερείς ακρωτηριασμούς κνήμης παράγουν ~16% χαμηλότερες μέγιστες κάθετες δυνάμεις σε σύγκριση με το υγιές, δικαιολογώντας

την αδυναμία όπου εμφάνισαν οι εκτεινόντες των ισχίων στους δοκιμαζόμενους 1 και 2 (Taboga P. et al, 2016).

Ο δοκιμαζόμενος 3 όμως σε αντίθεση με την κάμψη εμφάνισε ένα αμελητέο πλεόνασμα συνολικού έργου στο δεξί ακρωτηριασμένο μέλος του κατά 5.4% . Οι χαμηλές τιμές απόκλισης όπου προέκυψαν από τις μετρήσεις αυτές πιθανόν υποδεικνύουν πως οι αθλητές με αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης διαθέτουν μία πιο ομαλή λειτουργία του μυϊκού συστήματός τους σε σχέση με αθλητές με μονομερή ακρωτηριασμό κνήμης.

Όσον αφορά στην κόπωση όπου εμφάνισε ο δοκιμαζόμενος 1 κατά την κάμψη των ισχίων εμφάνισε ένα πολύ μεγάλο ποσοστό απόκλισης στο ακρωτηριασμένο άκρο σε σύγκριση με το άθικτο κατά 44%. Ο δοκιμαζόμενος 2 επίσης εμφάνισε μία απόκλιση κατά 11.1% στο ακρωτηριασμένο άκρο του.

Το γεγονός πως παρατηρήθηκαν υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως κατά τη διάρκεια της έκτασης των ισχίων πιθανόν οφείλεται στην κατά τέσσερις φορές μεγαλύτερη ενεργοποίηση των ισchioκνημιαίων στο ακρωτηριασμένο μέλος κατά το ½ της πρωτεύουσας φέρουσας φάσης . Ως εκ τούτου η περαιτέρω ενεργοποίηση των ισchioκνημιαίων μυών θα συμβάλλει σε σημαντικό βαθμό κατά τη διάρκεια της έκτασης του ισχίου (Fraisie N. et al, 2008).

Παρόλα αυτά ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε παρόμοια ποσοστά κοπώσεως στα δύο ακρωτηριασμένα άκρα του. Συγκεκριμένα εμφάνισε μία τελείως αμελητέα υπερίσχυση της κοπώσεως στο δεξί άκρο του κατά 0.1% (20.5%/20.4%).

Το γεγονός πως ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε ένα μικρό ποσοστό απόκλισης μεταξύ των δύο ακρωτηριασμένων άκρων του όσον αφορά την κόπωση, δικαιολογείται σύμφωνα με τους Beck O.N. et al. (2017,β) καθώς οδηγήθηκαν στο συμπέρασμα πως οι αμφίπλευρα ακρωτηριασμένοι δρομείς στην κνήμη διαθέτουν χαμηλότερο μεταβολικό κόστος. Για την ακρίβεια θεώρησαν πως οι δρομείς με ακρωτηριασμούς στην κνήμη και στα δύο κάτω άκρα, έχουν χαμηλότερο μεταβολικό κόστος τρεξίματος, κατά τη διάρκεια της χρήσης προσθετικής συσκευής με χαμηλότερο βαθμό ακαμψίας από εκείνον όπου συνίσταται από τους κατασκευαστές. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως βελτιώνεται η αλληλεπίδραση των βιομηχανικών μεταβλητών τρεξίματος ανάμεσα στα δύο ακρωτηριασμένα άκρα του δρομέα (Beck O.N. et al, 2017,β).

Παράλληλα, όπως και στην κάμψη των ισχίων οι δοκιμαζόμενοι 1 και 2 εξακολούθησαν να εμφανίζουν υψηλότερες τιμές στο ακρωτηριασμένο άκρο τους. Συγκεκριμένα ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε μία πολύ μικρή απόκλιση στην κόπωση του ακρωτηριασμένου άκρου κατά 7.2%. Επιπλέον ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε μία πολύ μεγαλύτερη απόκλιση σε σχέση με την κάμψη στο ακρωτηριασμένο άκρο του κατά 21.8%.

Μία πιθανή αιτία για το υψηλό ποσοστό της απόκλισης στην κόπωση του ακρωτηριασμένου άκρου, πιθανόν αποτελούν και οι αφύσικες συχνότητες διασκελισμού, οι οποίες οδηγούν σε αυξημένες τιμές του μεταβολικού κόστους, γεγονός όπου παρατηρείται ακόμη και σε αρτιμελείς δρομείς (Beck O.N. et al, 2017,β). Ωστόσο

εν αντιθέσει με ένα αρτιμελές άτομο, ένας ακρωτηριασμένος άνθρωπος στην περιοχή της κνήμης καταναλώνει 30% περισσότερη ενέργεια κατά τη μετακίνηση (Fraisie N. et al, 2008).

Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος 3 όπως και στην κάμψη, εμφάνισε ένα μεγαλύτερο ποσοστό κοπώσεως στην έκταση, βέβαια σε πολύ μεγαλύτερο βαθμό, στο δεξί ακρωτηριασμένο άκρο του κατά 14%.

Η ακαμψία της προσθετικής συσκευής όπου χρησιμοποιούν οι ακρωτηριασμένοι στην καθημερινότητά τους, τόσο κατά τη διάρκεια της απλής μετακίνησης όσο και κατά τη διάρκεια της προπόνησης και των αγώνων ενδέχεται σύμφωνα με τους Beck et al. (2017) να επηρεάζει το μεταβολικό τους κόστος και συνεπώς την κόπωση κατά την κάμψη και έκταση του ισχίου. Συγκεκριμένα βρήκαν πως η ακαμψία της προσθετικής συσκευής είναι ανάλογη με τη μείωση του μεταβολικού κόστους. Δηλαδή αν οι ακρωτηριασμένοι όπου συμμετείχαν στην παρούσα μελέτη μείωναν την ακαμψία της προσθετικής τους, τότε το απαιτούμενο μεταβολικό κόστος του χειρουργημένου άκρου όπου φέρει την προσθετική θα ήταν χαμηλότερο (Beck O.N. et al, 2017,β).

Το γεγονός πως και οι δύο δοκιμαζόμενοι με μονομερή ακρωτηριασμό κνήμης εμφανίζουν υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως στα ακρωτηριασμένα άκρα τους, τόσο στην κάμψη όσο και στην έκταση των ισχίων υποδεικνύει την μυϊκή αδυναμία του μυϊκού συστήματος στα επηρεασμένα άκρα τους. Επομένως κρίνεται απαραίτητο ένα παρεμβατικό πρόγραμμα ενδυνάμωσης στους καμπτήρες και εκτείνοντες των ισχίων, το οποίο θα τα βοηθήσει μακροπρόθεσμα στην επίτευξη υψηλότερων διακρίσεων στην αθλητική τους καριέρα.

Ωστόσο η παρούσα μελέτη συμπεριλάμβανε και εργομετρική αξιολόγηση κάμψης και έκτασης του κορμού. Συγκεκριμένα ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε τη μεγαλύτερη απόκλιση μέγιστης ροπής σε σύγκριση με τους υπόλοιπους, καθώς εμφάνισε κατά την έκταση του κορμού του ένα πλεονασματικό ποσοστό κατά 50.8% σε σχέση με την κάμψη. Στη συνέχεια και ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε ένα μεγαλύτερο ποσοστό απόκλισης υπέρ των εκτείνοντων μυών του κορμού του κατά 38.8%. Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε το πιο μικρό ποσοστό απόκλισης σε σύγκριση με τους υπόλοιπους δοκιμαζόμενους. Για την ακρίβεια η μέγιστη ροπή κατά την έκταση του κορμού του ήταν υψηλότερη σε σύγκριση με την αντίστοιχη της κάμψης κατά 33.6%.

Όσον αφορά στη μέση ροπή ο δοκιμαζόμενος 1 εμφάνισε ένα υψηλότερο ποσοστό κατά 46.9% κατά τη διάρκεια της έκτασης του κορμού. Στη συνέχεια ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε ένα ελαφρώς μικρότερο ποσοστό απόκλισης από το δοκιμαζόμενο 1 στους εκτείνοντες μυς του κορμού κατά 41.3%. Τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 εμφάνισε το μικρότερο ποσοστό απόκλισης υπέρ των εκτείνοντων του κορμού, συγκριτικά με τους άλλους δύο, κατά 28.8%.

Η δύναμη των εκτείνοντων μυών της σπονδυλικής στήλης σε σχέση με των καμπτήρων ήταν σημαντικά μεγαλύτερη και στους τρεις δοκιμαζόμενους. Όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 2.4.1. η δύναμη όπου παράγεται από τους εκτείνοντες μυς της

σπονδυλικής στήλης είναι αλληλένδετη με την οστική πυκνότητα της άρθρωσης του ισχίου (Tugcu I. et al, 2009). Επομένως το γεγονός πως όλοι οι αθλητές εμφάνισαν υψηλές δυνάμεις κατά την έκταση του κορμού, υποδηλώνει και μία καλή κατάσταση της οστικής πυκνότητας των ισχίων τους. Σε περίπτωση όπου παρατηρούταν μειωμένη παραγωγή δύναμης από τους ισchioκνημιαίους και τον τετρακέφαλο, τότε σύμφωνα με τους Tugcu et al. (2009) η οστική πυκνότητα της κνήμης και του μηριαίου οστού θα θεωρούταν εξίσου μειωμένη.

Επιπλέον ο δοκιμαζόμενος 1, όπως και στη μέγιστη και στη μέση ροπή, εμφάνισε μία μεγαλύτερη απόκλιση στη μέση ροπή προς το σωματικό του βάρος σε σχέση με τους υπόλοιπους δοκιμαζόμενους κατά τη διάρκεια της έκτασης του κορμού κατά 46.8%. Ο δοκιμαζόμενος 2 εμφάνισε και αυτός ένα υψηλό ποσοστό απόκλισης κατά την έκταση του κορμού σε σύγκριση με την κάμψη κατά 41.3%. Ο δοκιμαζόμενος 3 ο οποίος όπως έχουμε ήδη αναφέρει, φέρει αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης και όπως και στις προηγούμενες εμφάνισε το χαμηλότερο ποσοστό απόκλισης σε ποσοστό 28.8% υπέρ της κάμψης του κορμού.

Τέλος όσον αφορά στην αναλογία μεταξύ αγωνιστών και ανταγωνιστών του δοκιμαζόμενου 1 βρισκόταν σε ποσοστό 49.7%. Ο δοκιμαζόμενος 2 σε αναλογία 61.2% και τέλος ο δοκιμαζόμενος 3 έφερε το μεγαλύτερο ποσοστό κατά 66.5%. Γενικότερα κατά μέσο όρο όλοι οι εξεταζόμενοι/δοκιμαζόμενοι εμφάνισαν μία αναλογία αγωνιστών και ανταγωνιστών κατά 59.13%. Παρόλα αυτά οφείλουμε να αναφέρουμε το μέσο όρο της αναλογίας αγωνιστών και ανταγωνιστών των 1 και 2, καθώς φέρουν ακρωτηριασμό κνήμης μόνο στο ένα εκ των δύο άκρων τους. Συγκεκριμένα το ποσοστό της αναλογίας αγωνιστών και ανταγωνιστών των προκείμενων αθλητών ανέρχεται στο 55.4%, ενώ του 3 με τους αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης στο 66.5%. Τοιουτοτρόπως μπορεί να υποθεθεί πως οι αθλητές δρομικών αθλημάτων και αλμάτων με αμφίπλευρους ακρωτηριασμούς κνήμης φέρουν μία υψηλότερη αναλογία όσον αφορά τους αγωνιστές και ανταγωνιστές μυς του κορμού.

Οι Pailler D. et al.(2004) υποστηρίζουν πως οι ακρωτηριασμένοι αθλητές ταχύτητας με ακρωτηριασμό στην κνήμη για να αντισταθμίσουν την αυξημένη επιβάρυνση όπου ασκείται στο γόνατο του άθικτου μέλους εφαρμόζουν ένα μεγαλύτερο εύρος κίνησης στην πύελο, την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης και στα θωρακικά κυρτώματα. Το συγκεκριμένο κινητικό χαρακτηριστικό της κλίσης του κορμού προς τα πίσω παρατηρείται και σε αρτιμελείς αθλητές, καθώς υποδεικνύει την ανάγκη του εκάστοτε αθλητή να διατηρήσει μία πιο «δυνατή» στάση σώματος, έτσι ώστε να μπορέσει να αντισταθεί στις μεγάλες δυνάμεις όπου θα επέλθουν από την προσγείωση σε περίπτωση εκτέλεσης άλματος εις μήκος (Nolan L. et al, 2000).

Εν συνεχεία υποστηρίζουν ότι το φορτίο της ενέργειας όπου μεταφέρεται μεταξύ άθικτης και επηρεασμένης πλευράς στην πύελο και κατά τη φάση ταλάντευσης του ακρωτηριασμένου άκρου θα φτάσει στο 75%. Η κύρια αιτία συγκεκριμένης αντιστάθμισης αποτελεί το γεγονός πως το επηρεασμένο άκρο αδυνατεί να παράγει επαρκείς αντισταθμιστικές δυνάμεις λόγω των μυοσκελετικών απωλειών όπου

προκάλεσε η χειρουργική παρέμβαση του ακρωτηριασμού ανεξαρτήτως του «ύψους» ακρωτηριασμού . Επομένως κρίνεται απαραίτητη η ανακατανομή του φορτίου στον κορμό του αθλητή, έτσι ώστε να ελαττωθεί η επιβάρυνση που ασκείται στο ακρωτηριασμένο άκρο (Pailler D. et al, 2004).

4.2. Συμπεράσματα και προτάσεις:

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα των μετρήσεων και αξιολογήσεων των αθλητών της παρούσας μελέτης παρατηρήθηκε μία ανομοιομορφία στην ικανότητα παραγωγής ισοκινητικής δύναμης όσον αφορά τους παράγοντες της μέγιστης και μέσης ροπής κατά την κάμψη του ισχίου, της μέσης ροπής κατά την έκταση, της μέγιστης ροπής προς το σωματικό βάρος του εκάστοτε αθλητή κατά την κάμψη του ισχίου, καθώς και στην παραγωγή συνολικού έργου κατά την έκταση της ίδιας άρθρωσης.

Ωστόσο υπήρξαν κάποιες παράμετροι στις οποίες οι δοκιμαζόμενοι 1 και 2 (με μονομερή ακρωτηριασμό κνήμης) εμφάνισαν κοινές αποκλίσεις ανάμεσα στο υγιές και το ακρωτηριασμένο άκρο τους. Συγκεκριμένα εμφάνισαν μία υπερίσχυση στην παραγωγή μέγιστης ροπής και μέγιστης ροπής προς το σωματικό τους βάρος κατά την έκταση του άθικτου μέλους τους. Επιπλέον και οι δύο αθλητές παράγαγαν υψηλότερο συνολικό έργο κατά την έκταση του ισχίου στο υγιές άκρο τους. Τέλος οι δύο δοκιμαζόμενοι εμφάνισαν υψηλότερο ποσοστό κοπώσεως τόσο κατά τη διάρκεια της έκτασης όσο και της κάμψης στο ακρωτηριασμένο άκρο τους.

Παρόλα αυτά η επιβάρυνση όπου παρατηρήθηκε στο άθικτο μέλος των δοκιμαζόμενων 1 και 2 σύμφωνα με τους Baum B.S. et al. (2016) είναι πολύ πιθανό να οδηγήσει σε οξείες ή χρόνιους τραυματισμούς, λόγω της υψηλότερης φόρτισης όπου τίθεται σε αυτό.

Ακόμη το γεγονός πως και οι δύο δοκιμαζόμενοι με μονομερή ακρωτηριασμό εμφάνισαν υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως στην κάμψη του επηρεασμένου άκρου τους, επιβεβαιώνεται από τους Pailler et al. (2014). Συγκεκριμένα υποστηρίζουν πως το ακρωτηριασμένο μέλος ενός αθλητή στίβου αφιερώνει μικρότερες φάσεις στήριξης στο ακρωτηριασμένο μέλος του, εξαιτίας της μικρότερης κάμψης του ισχίου.

Ωστόσο τα ευρήματα της παρούσας έρευνας δεν συμφωνούν με τους Fraisse N. et al.(2008), οι οποίοι υποστηρίζουν πως οι ισχιοκνημαίοι ενεργοποιούνται κατά 4 φορές περισσότερο κατά τη πρώτη φάση της έκτασης του ισχίου. Στις μετρήσεις της παρούσας μελέτης η μόνη στιγμή κατά την οποία φάνηκε μία «επικράτηση» του ακρωτηριασμένου άκρου κατά την έκταση του ισχίου παρατηρήθηκε στον εξεταζόμενο 2 όπου εμφάνισε μία αμυδρή απόκλιση κατά 0.8%.

Όσον αφορά το δοκιμαζόμενο 3 υπήρξε μία ανομοιομορφία στην ικανότητα παραγωγής ισοκινητικής δύναμης ανάμεσα στα δύο ακρωτηριασμένα κάτω άκρα του. Για την ακρίβεια εμφάνισε μία υψηλότερη μέγιστη ροπή στο αριστερό κάτω άκρο του κατά την κάμψη, ενώ κατά την έκταση στο δεξί. Εν συνεχεία παράγαγε υψηλότερη μέση ροπή κατά την κάμψη του ισχίου στο δεξί ακρωτηριασμένο άκρο του, ενώ αντιθέτως κατά την έκταση στο αριστερό. Σχετικά με τη μέγιστη ροπή προς το σωματικό του βάρος ο

δοκιμαζόμενος 3 κατά την κάμψη εμφάνισε υψηλότερες τιμές στο αριστερό του κάτω άκρο, ενώ κατά την έκταση στο δεξί. Όμως ο συγκεκριμένος αθλητής παράγαγε υψηλότερο συνολικό έργο τόσο κατά την κάμψη, όσο και κατά την έκταση του ισχίου στο αριστερό ακρωτηριασμένο πόδι του. Τέλος εμφάνισε υψηλότερα ποσοστά κοπώσεως στο δεξί ακρωτηριασμένο άκρο του κατά τη διάρκεια της κάμψης κατά ένα αμελητέο ποσοστό του 0.1% και της έκτασης της άρθρωσης του ισχίου.

Συνεπώς συμπεραίνεται πως το αριστερό άκρο του κατά την κάμψη διαθέτει περισσότερη «δύναμη», ενώ κατά την έκταση περισσότερη «αντοχή». Αντιθέτως το δεξί ακρωτηριασμένο άκρο του είναι ικανό να παράγει περισσότερη «δύναμη» κατά τη διάρκεια της έκτασης των ισχίων, όμως περισσότερη «αντοχή» κατά την κάμψη.

Ωστόσο, παρά την ανομοιογένεια όπου προέκυψε ανάμεσα στους δοκιμαζόμενους, οι μετρήσεις της κάμψης και έκτασης του κορμού συμφωνούσαν όσον αφορά τις αποκλίσεις των αγωνιστών και ανταγωνιστών μυών.

Για την ακρίβεια και οι τρεις δοκιμαζόμενοι εμφάνισαν μία απόκλιση όσον αφορά την υπερίσχυση της δύναμης των εκτεινόντων μυών του κορμού, όσον αφορά στην μέγιστη και μέση ροπή και στην μέση ροπή προς το σωματικό βάρος του αθλητή.

Η παρατήρηση αυτή δικαιολογείται από τους Paillet et al. (2004), οι οποίοι υποστηρίζουν πως οι αθλητές στίβου με ακρωτηριασμό στην περιοχή της κνήμης, για να μπορέσουν να αντισταθμίσουν την αυξημένη επιβάρυνση όπου ασκείται στο γόνατο του υγιούς άκρου τους, εφαρμόζουν ένα αυξημένο εύρος κίνησης στην πύελο, την οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης και στα θωρακικά κυρτώματα. Παρόλα αυτά η κλίση του κορμού προς τα πίσω, αποτελεί ένα κινητικό χαρακτηριστικό και σε αρτιμελείς αθλητές ,καθώς υποδηλώνει την ανάγκη του αθλητή να διατηρήσει μία όσο το δυνατόν περισσότερο ορθή και «δυνατή» θέση σώματος, με σκοπό να καταφέρει να αντισταθεί στις μεγάλες δυνάμεις προσγείωσης (πχ σε περίπτωση εκτέλεσης άλματος εις μήκος).

Τέλος το γεγονός πως παρατηρήθηκε αυξημένη δύναμη στους εκτεινόντες της σπονδυλικής στήλης, αποτελεί θετικό οινόν σύμφωνα με τους Sinaki et al., όσον αφορά την κατάσταση της οστικής πυκνότητας του ισχίου των αθλητών(Tugcu I. et al, 2009).

Εν κατακλείδι, κρίνεται απαραίτητη η παροχή ενός εξατομικευμένου προγράμματος εκγύμνασης σε όλους τους αθλητές στίβου όπου συμμετείχαν στην παρούσα μελέτη, το οποίο θα εστιάσει στην ενδυνάμωση των μυών κυρίως του χειρουργημένου άκρου, οι οποίοι υπολειπονται σε σύγκριση με του αντίστοιχου άθικτου.

Για την ακρίβεια το πρόγραμμα ενδυνάμωσης θα πρέπει να εστιάσει κατά το πλείστον στην εκγύμναση των εκτεινόντων μυών του ισχίου, καθώς και οι δύο δοκιμαζόμενοι με μονόπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης εμφάνισαν μία μυϊκή υστέρηση (πχ εκτάσεις δικεφάλων μηριαίων με λάστιχο). Επιπλέον οι ασκήσεις όπου περιλαμβάνουν ως κίνηση την κάμψη του ισχίου, τόσο στο άθικτο όσο και στο επηρεασμένο άκρο θεωρούνται απαραίτητες, έτσι ώστε να υπάρξει μία ομαλότερη επιβάρυνση στα ισχία των αθλητών

κατά τη διάρκεια εκτέλεσης δρόμου ταχύτητας ή άλματος (πχ κάμψη ποδιών υπό εξάρτηση σε μονόζυγο).

Όσον αφορά στο δοκιμαζόμενο 3 ο οποίος φέρει αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κνήμης, θα ήταν θεμιτό να προσαρμόσει το πρόγραμμα ενδυνάμωσής του, έτσι ώστε να εστιάζει στις μυϊκές αδυναμίες όπου προέκυψαν από την παρούσα μελέτη. Συγκεκριμένα θα πρέπει να εστιάζει σε ασκήσεις «δύναμης» στους καμπτήρες του δεξιού άκρου του και στους εκτεινόντες του αριστερού. Επιπλέον η ενασχόληση με ασκήσεις, όπου εστιάζουν στην ανάπτυξη μυϊκής αντοχής των καμπτήρων του αριστερού ακρωτηριασμένου άκρου και των εκτεινόντων του δεξιού, κρίνεται αναγκαία για την επίτευξη ακόμη καλύτερων αθλητικών επιδόσεων.

Επομένως η παρούσα ερευνητική υπόθεση δείχθηκε ακριβής, καθώς παρατηρήθηκε μία μυϊκή ανισορροπία ανάμεσα στο άθικτο και το ακρωτηριασμένο άκρο στους δοκιμαζόμενους 1 και 2 και στα ακρωτηριασμένα άκρα του 3, όπου οι διαφορές σε δύναμη και ισχύ τόσο στο υγιές, όσο και στο χειρουργημένο μέλος των αθλητών αυτών έφεραν ένα εύρος ανισορροπιών.

Εν συνεχεία, παρόλο που η υπερίσχυση της δύναμης των εκτεινόντων μυών της σπονδυλικής στήλης θεωρείται κοινό κινητικό χαρακτηριστικό ακόμη και σε αρτιμελείς αθλητές στίβου, λόγω της ανάγκης διατήρησης μίας «δυνατής» θέσης(Nolan L. et al, 2000).Είναι σημαντικό οι αθλητές αυτοί να συμπεριλάβουν σε μεγαλύτερο βαθμό στο πρόγραμμα ενδυνάμωσής τους ασκήσεις ενδυνάμωσης των καμπτήρων μυών της σπονδυλικής στήλης (πχ αναδιπλώσεις κορμού με λυγισμένα γόνατα).

Συμπερασματικά η εργομετρική αξιολόγηση των αθλητών και κυρίως εκείνων οι οποίοι φέρουν τυχόν αναπηρίες, είτε αισθητηριακές είτε κινητικές, κρίνεται απαραίτητη. Ο λόγος για τον οποίο είναι τόσο σημαντική ως διαδικασία είναι το γεγονός πως συμβάλει στον εντοπισμό μυϊκών ανισορροπιών, οι οποίες ενδεχομένως θα οδηγήσουν στο μέλλον σε οξύ ή χρόνιο τραυματισμό. Επιπλέον βάσει των αποτελεσμάτων όπου θα προκύψουν, θα είναι δυνατό να συνταχθεί ένα εξατομικευμένο πρόγραμμα ενδυνάμωσης, το οποίο θα εστιάζει στην ορθή ενδυνάμωση του εκάστοτε αθλητή.

Επιπλέον θεωρείται αναγκαία η διεκπεραίωση παρόμοιων μελετών με μεγαλύτερο αριθμό δείγματος στο μέλλον, έτσι ώστε να εξαχθούν περισσότερο γενικευμένα αποτελέσματα σχετικά με τους ενεργούς αθλητές στίβου με ακρωτηριασμό στα κάτω άκρα.

5. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ:

1. Strike S.C., Arcone D., Orendurff M. (2018). Running at submaximal speeds, the role of the intact and prosthetic limbs for transtibial amputees, *Gait & Posture*, volume 62, pages 327-332
2. Baum B.S., Hobara H., Kim Y.H., Shim J.K. (2016). Amputee Locomotion: Ground Reaction Forces During Submaximal Running With Running-Specific Prostheses, *Journal of Applied Biomechanics*, volume 32, pages 287-294
3. Funken J., Heinrich K., Willwacher S., Müller R., Böcker J., Hobara H., Brüggemann G.P., Potthast W. (2017). Leg amputation side determines performance in curve sprinting: a case study on a Paralympic medalist. , *Sports Biomechanics*, volume 18, pages 75-87
4. Taboga P., Kram R., Grabowski A.M. (2016). Maximum-speed curve-running biomechanics of sprinters with and without unilateral leg amputations, *Journal of Experimental Biology*, volume 219, pages 851-858
5. Hobara H., Potthast W., Sano Y., Müller R., Kobayashi Y., Heldoorn T.A., Mochimaru M. (2015) Does amputation side influence sprint performances in athletes using running-specific prostheses? ,*SpringerPlus* , volume 4, article number 670
6. Haber C.K., Ritchie .L J., Strike S.C. (2018), Dynamic elastic response prostheses alter approach angles and ground reaction forces but not leg stiffness during a start-stop task., *Human Movement Science*, volume 58, pages 337-346
7. Sano Y., Makimoto A., Hashizume S., Murai A., Kobayashi Y., Takemura H., Hobara H. (2017), Leg stiffness during sprinting in transfemoral amputees with running-specific prosthesis., *Gait & Posture*, volume 56, pages 65-67
8. Taboga P., Grabowski A.M., Prampero P.E., Kram R. (2013), Optimal starting block configuration in sprint running; a comparison of biological and prosthetic legs, *Journal of Applied Biomechanics*, volume 30, pages 381-389
9. Paillet D., Sautreuil P., Piera J.B., Genty M., Goujon H. (2004), Evolution in prostheses for sprinters with lower-limb amputation ,*Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, volume 47, pages 374-381
10. Buckley J.G. (2000), Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses, *Clinical Biomechanics*, volume 15, pages 352-358
11. Nolan L., Patriitti B.L., Simpson K.J. (2012), Effect of take-off from prosthetic versus intact limb on transtibial amputee long jump technique, *Prosthetics and Orthotics International*, volume 36, pages 297-305

12. Nolan L., Lees A. (2000), Touch-down and take-off characteristics of the long jump performance of world level above- and below-knee amputee athletes., *Ergonomics*, volume 43, pages 1637-1650
13. Beck O.N., Grabowski A.M. (2017), α , The biomechanics of the fastest sprinter with a unilateral transtibial amputation, *Journal of applied physiology*, volume 124, pages 641-645
14. Beck O.N., Taboga P., Grabowski A.M. (2017), β , Reduced prosthetic stiffness lowers the metabolic cost of running for athletes with bilateral transtibial amputations , *Journal of applied physiology*, volume 122, pages 976-984
15. Isakov E., Burger H., Gregoric M., Marincek C.(. 1996), Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees, *Clinical Biomechanics* , volume 11, pages 233-235
16. Arifin N., Abu Osman N.A., Ali S., Wan Abas W.A. (2014), The effects of prosthetic foot type and visual alteration on postural steadiness in below-knee amputees, *BioMedical Engineering Online*, volume 13, article number 23
17. Jandrić S. (2007), Isometric hip muscle strength in posttraumatic below-knee amputees., *VOJNOSANITETSKI PREGLED*, volume 64, pages 807-811
18. Renström P., Grimby G., Larsson E. (1983, α), Thigh muscle strength in below-knee amputees., *Scandinavian journal of rehabilitation medicine. Supplement*, volume 9, pages 163-173
19. Renström P., Grimby G., Morelli B., Palmertz B. (1983, β), Thigh muscle atrophy in below-knee amputees., *Scandinavian journal of rehabilitation medicine. Supplement*, volume 9, pages 150-162
20. Schoeman M., Diss C.E., Strike S.C. (2011), Kinetic and kinematic compensations in amputee vertical jumping., *Journal of Applied Biomechanics*, volume 28, pages 438-447
21. Seyedali M., Czerniecki J.M., Morgenroth D.C., Hahn M.E. (2012), Co-contraction patterns of trans-tibial amputee ankle and knee musculature during gait., *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, volume 9, article number 29
22. Tugcu I., Safaz I., Yilmaz B., Göktepe A.S., Taskaynatan M.A., Yazicioglu K. (2009), Muscle strength and bone mineral density in mine victims with transtibial amputation, *Prosthetics and Orthotics International*, volume 33, issue 4, pages 299-306
23. Fraise N., Martinet N., Kpadonou T.J., Paysant J., Blum A., André J.M. (2008), Muscles of the below-knee amputees, *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, volume 51, pages 218-227
24. Klingenstierna U., Renström P, Grimby G, Morelli B (1990), Isokinetic strength training in below-knee amputees, *Scandinavian journal of rehabilitation medicine Supplement*, volume 22, pages 39-43

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΡΧΗ, (31 Μαΐου 2018), ΟΔΙΚΑ ΤΡΟΧΑΙΑ ΑΤΥΧΗΜΑΤΑ: Μάρτιος 2018, Δελτίο Τύπου, pages 1-8

Μπογδάνης Γ., Βεληγκέκας Π. (2014), Άλμα σε Μήκος. Στο Α. Πιπέρης & ΣΙΑ ΕΕ (ed), **Θεωρία και Μεθοδολογία Προπονητικής Αλμάτων Κλασσικού Αθλητισμού**. Αθήνα: Τελέθριον

Michel Dufour (2006), **Ανατομία του μυοσκελετικού συστήματος**, Τόμος 1, Αθήνα: Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης

Κλεισούρας Β. (2011), Ενεργειακή οικονομία: Ημερήσια ενεργειακή δαπάνη, **Εργοφυσιολογία**. Αθήνα: Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης

Michael Horvat, Martin E. Block, Luke E. Kelly (2011). Μετρώντας και αξιολογώντας την κινητική ανάπτυξη και τις κινητικές δεξιότητες των παιδιών με αναπηρία: Δοκιμασίες ισορροπίας. Στο: **Μέτρηση και Αξιολόγηση στην Προσαρμοσμένη Κινητική Αγωγή**, Σκορδίλης, Ε. & Γραμματοπούλου, Ε. (Επιμέλεια & Μετάφραση). Τελέθριον: Αθήνα.

