



ΑΝΩΤΑΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ
ΠΑΤΡΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ

ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Πτυχιακή Εργασία

«Παρουσίαση ιδιοδεκτικών και κιναισθητικών αλλαγών σε προσαρμογή
τεχνητού μέλους κάτω άκρου»

Λατανιώτη Ελένη

Εποπτεύων καθηγητής
Λινάρδος Κίμων

Αίγιο
2009

Έκφραση ευχαριστιών

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες προς όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση αυτής της ερευνητικής εργασίας.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή και εισηγητή μου Κο Λινάρδο Κίμων. Ευχαριστώ θερμά τους συναδέλφους-συνεργάτες και καταξιωμένους στον χώρο φυσικοθεραπευτές: Κο Καρζή Κωνσταντίνο, Φυσικοθεραπευτής MSc πτυχιούχος Φυσικής αγωγής, Κο Δαμουλιάνο Αλέξανδρο, MSc Φυσιοθεραπευτής και Κα Πάστρα Νικολέτα-Χρυσούλα, MSc Φυσιοθεραπεύτρια.

Εκφράζω τις θερμές μου ευχαριστίες προς το συμβούλιο και τον διοικητή, Δρ Ευσταθίου Παναγιώτη, του Ε.Κ.ΕΠ.Υ (Εθνικό Κέντρο Επιχειρήσεων Υγείας) για την έγκριση αδείας εκπόνησης της έρευνας στο Γ.Ν. «Ασκληπιείο Βούλας». Ευχαριστώ την διοίκηση του Γ. Ν. «Ασκληπιείου Βούλας» για την παραχώρηση του χώρου του φυσικοθεραπευτηρίου καθώς και τους, Κο Κουράκο (προϊστάμενος παραϊατρικών επαγγελματιών Γ.Ν.Α.Β. και προϊστάμενος τμήματος φ/θ Γ.Ν.Α.Β.) και Κο Θεοδωράτο Σταύρο (υπεύθυνος τμήματος φυσικοθεραπείας), για την συναίνεσή τους σε αυτή την ερευνητική προσπάθεια.

Ευχαριστώ από καρδιάς τον Κο Χρονόπουλο Άγγελο, και τον Κο Κηφίδη Χρήστο, για τις πολύτιμες συμβουλές και γνώσεις τους, τις οποίες μου προσέφεραν. Εκφράζω την ευγνωμοσύνη μου σε όλους τους δοκιμαζόμενους-εθελοντές που συμμετείχαν στην έρευνα: χωρίς την παρουσία τους η εκπόνηση της εργασίας αυτής θα ήταν αδύνατη. Σας ευχαριστώ θερμά όλους για τη συμβολή σας στην ερευνητική αυτή προσπάθεια.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Εισαγωγή

Σκοπός της έρευνας αυτής ήταν να αποκαλύψει, μέσω της άρθρωσης του ισχίου, την κιναισθητική αντίληψη της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος στις $+15^\circ$ κάμψης, από την πλήρη έκτασή του, σε μηριαίο ακρωτηριασμό. Ο έλεγχος της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, επιτυγχάνεται μέσω των μυϊκών συστημάτων του ισχίου και των δερματικών υποδοχέων, οι οποίοι δέχονται ερεθίσματα από τα τοιχώματα του τεχνητού μέλους. Η σωστή εκτίμηση της θέσης της τεχνητής άρθρωσης είναι υψίστης σημασίας για την αποτροπή της πτώσης καθώς και τον έλεγχο της βάρδισης. Για τον λόγο αυτό, τα ακρωτηριασμένα άτομα πρέπει να διαθέτουν εκτός της επαρκούς μυϊκής δύναμης των μυών του ισχίου, καλή σωματοαισθητική πληροφόρηση. Ο μοναδικός τρόπος για τον έλεγχο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος είναι μέσω της άρθρωσης του εναπομείναντος ισχίου.

Μέθοδος

Το δείγμα της έρευνας αποτελείτο από 22 ακρωτηριασμένους εθελοντές, (18 άνδρες, 4 γυναίκες), με μηριαίο ακρωτηριασμό, με ηλικία 42 έτη ($SD=11,52$) και έτη ακρωτηριασμού τα 10,9 ($SD=11,60$). Η μέτρηση της κιναισθησίας πραγματοποιήθηκε με κλασικό γωνιόμετρο, ενώ οι δοκιμαζόμενοι βρίσκονταν μέσα σε δίζυγο διάδρομο. Η διαδικασία της μέτρησης πραγματοποιήθηκε με τους δοκιμαζόμενους, σε όρθια στάση και σε θέση βηματισμού με το τεχνητό μέλος να προβάλλει, απ' όπου ζητήθηκε η αναπαραγωγή της κάμψης των 15° , της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος.

Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα έδειξαν στατιστικά μη σημαντικές διαφορές ($t=1,874$, $p>0,05$). Οι δοκιμαζόμενοι υποτίμησαν την επιθυμητή γωνία στόχο ($\varphi=15^\circ$), και πραγματοποίησαν μικρότερη από αυτήν κατά $1,1^\circ$ ($\varphi=13,9^\circ$).

Συμπεράσματα

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα οι δοκιμαζόμενοι υποτίμησαν την επιθυμητή γωνία στόχο ($\varphi=15^\circ$), και πραγματοποίησαν $-1,1^\circ$ από αυτήν· αυτό πιθανόν να οφείλεται σε μειωμένη ιδιοδεκτικότητα, καθώς και λόγω φόβου πτώσης εξ' αιτίας της ενεργητικής κάμψης. Η διαδικασία της ενεργητικής παραγόμενης κάμψης και έκτασης αποτελούσε μία

μεμονωμένη στατική κίνηση, χωρίς αυτή να εντάσσεται σε μια λειτουργική δραστηριότητα. Επίσης βρέθηκε αναλογική αύξηση της ηλικίας με την απόκλιση της αναπαραγομένης γωνίας. Τα ευρήματα αυτά σε συνδυασμό με άλλες ερευνητικές προσπάθειες, μπορούν να συμβάλουν δίνοντας νέες κατευθύνσεις στα προγράμματα αποκατάστασης ακρωτηριασμένων ασθενών για τα οποία μόνο θεωρητικές βάσεις υπάρχουν, και επίσης να βοηθήσει στην καλύτερη κατασκευή των τεχνητών μελών.

Βιβλιογραφία

- Engstrom B., Van de Ven C. *Therapy for Amputees*. Churchill Livingstone, 1999.
- Eakin C.L., Quesada P.M., Skinner H. (1992). Lower-Limb Proprioception in Above-Knee Amputees. *Clin Orthop Relat Res* (284):239-46

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ.....	ii
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	iii
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	v
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ.....	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	vii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	viii
1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
<u>1.1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ.....</u>	<u>2</u>
<u>1.2. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</u>	<u>3</u>
<u>1.3. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ.....</u>	<u>3</u>
<u>1.4. ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΚΑΙ ΟΡΙΟΘΕΤΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</u>	<u>4</u>
<u>1.5. ΟΡΙΣΜΟΙ.....</u>	<u>4</u>
2.ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	6
<u>2.1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....</u>	<u>6</u>
<u>2.2.ΑΙΤΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ.....</u>	<u>7</u>
<u>2.3. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.....</u>	<u>9</u>
<u>2.4. ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ.....</u>	<u>10</u>
<u>2.5. ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΟΝΟΣ.....</u>	<u>13</u>
<u>2.6. ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....</u>	<u>14</u>
<u>2.6.α. Φυσικοθεραπεία πριν τον ακρωτηριασμό.....</u>	<u>15</u>
<u>2.6.β. Φυσικοθεραπεία μετά τον ακρωτηριασμό.....</u>	<u>15</u>
<u>2.6.γ. Φυσικοθεραπεία με το Τεχνητό Μέλος.....</u>	<u>16</u>
<u>2.7. ΤΟ ΑΙΣΘΗΤΙΚΟΚΙΝΗΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....</u>	<u>17</u>
<u>2.7.1. Το αισθητικοκινητικό σύστημα μετά από τον ακρωτηριασμό.....</u>	<u>19</u>
<u>2.8. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ.....</u>	<u>22</u>

3.ΜΕΘΟΔΟΣ.....	23
3.1. ΔΕΙΓΜΑ.....	23
3.2. ΕΠΙΛΟΓΗ ΟΡΓΑΝΩΝ.....	24
3.3. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ.....	25
3.3.1. Μέτρηση.....	26
3.4. ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ ΓΟΝΑΤΟΣ ΠΟΥ ΣΥΜΜΕΤΕΙΧΑΝ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ.....	28
3.4.α. Ηλεκτρονική άρθρωση C-Leg.....	28
3.4.β. Υδραυλική άρθρωση.....	29
3.4.γ. Τετραζονική άρθρωση.....	30
3.5.ΜΕΤΡΗΣΗ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ ΤΟΥ ΕΡΕΥΝΗΤΗ.....	30
3.6. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ.....	32
4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	33
5. ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	39
5.1. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....	39
5.2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΑΝΑΠΑΡΑΓΟΜΕΝΗΣ ΕΝΕΡΓΗΤΙΚΗΣ ΚΑΜΨΗΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΓΩΝΙΑ ΣΤΟΧΟ ΤΩΝ 15°.....	39
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	44
6.1. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΕΡΕΥΝΑ.....	44
7. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	46
8. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	51
8.1. ΜΥΪΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.....	51
8.2. ΦΟΡΜΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ.....	53
8.3. ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΩΝ	57
8.4. ΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΡΤΕΛΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ.....	60
8.5. ΕΓΚΡΙΣΗ ΑΔΕΙΑΣ ΕΚΠΟΝΗΣΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	61

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	σελίδα
<i>Σχήμα 2.1. Αίτια ακρωτηριασμού και συχνότητα εμφάνισης σε ανεπτυγμένους πληθυσμούς (Therapy for Amputees, 1999).....</i>	<i>9</i>
<i>Σχήμα 2.2. Συχνότητα εμφάνισης ακρωτηριασμού κατά επίπεδο.....</i>	<i>13</i>
<i>Σχήμα 3.1. Ενδεικτική απεικόνιση του δίζυγου με την τοποθέτηση των ζυγαριών. Οι νοητές γραμμές απεικονίζουν τον τρόπο με τον οποίο μετράμε το μήκος και το πλάτος του βήματος, προσαρμοσμένο πάνω στις ζυγαριές.....</i>	<i>28.</i>
<i>Σχήμα 4.1. Σύγκριση του μέσου όρου των εκτελούμενων γωνιών σε σχέση με την ηλικία.....</i>	<i>36</i>
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	σελίδα
<i>Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά Δείγματος.....</i>	<i>23</i>
<i>Πίνακας 3.2. Πίνακας συσχέτισης μετρήσεων των δύο ερευνητών σε συγκεκριμένη γωνία.....</i>	<i>32</i>
<i>Πίνακας 4.1. Μέσες τιμές (M) και τυπικές αποκλίσεις (SD) δημογραφικών χαρακτηριστικών του δείγματος (ηλικία, σωματικό βάρος, ύψος, έτη ακρωτηριασμού).....</i>	<i>33</i>
<i>Πίνακας 4.2. Απλή συχνοτική κατανομή των μεταβλητών «Φύλλο», «Αίτιο ακρωτηριασμού», «Επίπεδο ακρωτηριασμού», «Είδος τεχνητής άρθρωσης», «Φυσικοθεραπευτική παρέμβαση», «Πόνος στο κολόβωμα», στο σύνολο των 22 δοκιμαζομένων.....</i>	<i>34</i>
<i>Πίνακας 4.3. Περιγραφικά χαρακτηριστικά που επηρεάζουν και τροποποιούν τον κύκλο της βάρδισης των δοκιμαζομένων.....</i>	<i>35</i>
<i>Πίνακας 4.4. Απλή συχνοτική κατανομή των μεταβλητών "κυρίαρχο κάτω άκρο προ ακρωτηριασμού" και "ακρωτηριασμένου άκρου".....</i>	<i>35</i>
<i>Πίνακας 4.5. Σύγκριση υδραυλικής και ηλεκτρονικής άρθρωσης βάση των γωνιών των δοκιμαζομένων.....</i>	<i>36</i>
<i>Πίνακας 4.6. Σύγκριση γωνίας σε ομόπλευρο και ετερόπλευρο ακρωτηριασμό σε σχέση με την ισχυρή πλευρά προ ακρωτηριασμού.....</i>	<i>37</i>
<i>Πίνακας 4.7. Καταγραφή των τριών μετρήσεων για κάθε δοκιμαζόμενο, μέσος όρος των τριών μετρήσεων και γωνία στόχος.....</i>	<i>38</i>

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ**σελίδα**

<i>Εικόνα 2.1. Το αρχαιότερο τεχνητό μέλος.....</i>	<i>7</i>
<i>Εικόνα 2.2. (α) Α: τομή και αφαίρεση μυών. Β: διακοπή μηριαίας αρτηρίας και φλεβών. C: αποκοπή μηριαίου οστού. D: κολόβωμα. (β) Μέθοδος ειδικής περίδεσης κολοβώματος σε κνημιαίο ακρωτηριασμό (Seton).</i>	<i>11</i>
<i>Εικόνα 2.3. Επίπεδα ακρωτηριασμού στο κάτω άκρα (Armstrong, Houtoum, Harkless, Lavery, 1997).....</i>	<i>12</i>
<i>Εικόνα 2.4. Αίτια που μπορούν να προκαλέσουν οίδημα σε ένα κολόβωμα (Arksey 1998).....</i>	<i>16</i>
<i>Εικόνα 3.1. Γωνιόμετρο model G300-Whitehall manufacturing.....</i>	<i>24.</i>
<i>Εικόνα 3.2. α: αναλογικές ζυγαριές. β: Ισοκινητικό μηχάνημα τύπου CON-TREX για την μέτρηση αξιοπιστίας του ερευνητή.....</i>	<i>25</i>
<i>Εικόνα 3.3. α: τοποθέτηση γωνιομέτρου στο τεχνητό μέλος. β: ο δοκιμαζόμενος κάμπτει ενεργητικά την τεχνητή άρθρωση του γόνατος.....</i>	<i>27</i>
<i>Εικόνα 3.4. Ηλεκτρονική άρθρωση γόνατος C-leg.....</i>	<i>29</i>
<i>Εικόνα 3.5. Υδραυλική άρθρωση γόνατος, Otto-bock (αριστερά), Τετραζονική άρθρωση γόνατος, Otto-bock (δεξιά).....</i>	<i>30</i>
<i>Εικόνα 3.6. Μηροκνημοποδικός κηδεμόνας, ο οποίος τοποθετήθηκε στο ισοκινητικό μηχάνημα τύπου CON-TREX , με σκοπό την μέτρηση αξιοπιστίας του ερευνητή.....</i>	<i>31</i>

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

T.M. :Τεχνητά Μέλη

Κ.Ν.Σ. : Κεντρικό Νευρικό Σύστημα

Κ.Κ.Α. : Κλειστή Κινητική Αλυσίδα

Α.Κ.Α. : Ανοιχτή Κινητική Αλυσίδα

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το ανθρώπινο σώμα, αποτελεί μία πολυαρθρωτή κατασκευή, όπου κάθε επιμέρους τμήμα της επηρεάζει και επηρεάζεται από γειτονικά και απομακρυσμένα τμήματα, με σκοπό πάντα, την ομαλή, ποιοτική και λειτουργική κίνηση (Mann et al., 1988). Τα τελευταία χρόνια στον επιστημονικό κόσμο, το ερευνητικό ενδιαφέρον φαίνεται να έχουν συγκεντρώσει οι ακρωτηριασμοί. Τα κύρια αίτια, ώστε να ακρωτηριαστεί ένα ή περισσότερα άκρα είναι τα ατυχήματα, ο σακχαρώδης διαβήτης, οι όγκοι και παθολογίες όπως οι ασθένειες Buerger's και Raynand (Engstrom, Van de Ven, 1999).

Πολλές έρευνες, έχουν εστιάσει στον ακρωτηριασμό των κάτω άκρων με σκοπό να παρατηρηθούν οι αλλαγές και οι προσαρμογές που συμβαίνουν κατά τον κύκλο της βάδισης, τόσο στο εκλιπών άκρο, όσο και στα λοιπά επιμέρους τμήματα που απαρτίζουν το ανθρώπινο σώμα (Hof et al., 2007; Goujon-Pillet et al., 2008; Vickers et al., 2008; Vrieling et al., 2008; Vrieling et al., 2009). Αντίστοιχο, είναι το ενδιαφέρον που παρουσιάζουν οι επιστήμονες, ως προς τις αναπροσαρμογές του εγκεφάλου σε όλες του τις δομές και λειτουργίες (Hall et al., 1990; Fuhr et al., 1992). Παρατηρείται, μία σημαντική αναδιοργάνωση του αισθητικοκινητικού συστήματος του εγκεφάλου και πιο συγκεκριμένα στην συμπεριφορά της ιδιοδεκτικότητας και της κιναισθησίας, μετά από έναν ακρωτηριασμό (Hall et al., 1990; Dhillon et al., 2004).

Η ιδιοδεκτική πληροφορία δημιουργείται σε επίπεδο μηχανοϋποδοχέων και είναι ήδη γνωστή η ύπαρξη αυτών των ειδικών υποδοχέων των ερεθισμάτων σε όλες τις αρθρώσεις (Grigg, 1994; Riemann, Lephart, Part I, 2002). Η λειτουργία των μηχανοϋποδοχέων αυτών, μετά από έναν ακρωτηριασμό, καθορίζεται από το ύψος στο οποίο έχει ακρωτηριαστεί το κάτω άκρο (Baum et al., 2007). όσο πιο χαμηλά προς τον άκρο πόδα συμβαίνει ο ακρωτηριασμός, τόσο λιγότεροι μηχανοϋποδοχείς επηρεάζονται (Engstrom, Van de Ven, 1999). Σε έναν μηριαίο ακρωτηριασμό, άνωθεν του γόνατος και κάτωθεν του ισχίου ή διά του γόνατος, η ιδιοδεκτικότητα φαίνεται να μειώνεται κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες (A.K.A) και η κιναισθητική αντίληψη κυρίως κατά την παθητική κίνηση του κολοβώματος (Eakin et al., 1992).

Πιθανή αιτία μείωσης της ιδιοδεκτικής και κιναισθητικής πληροφόρησης του κολοβώματος, μετά από έναν μηριαίο ακρωτηριασμό, φαίνεται να είναι η απουσία της άρθρωσης του γόνατος, μιας άρθρωσης με πολύ πλούσιο ιδιοδεκτικό πεδίο (Rauber, 1874, όπως αναφέρεται στους Barrack et al., 1994). Η εναπομείνασα άρθρωση του ισχίου θα έχει πολύ σημαντικό και καθοριστικό ρόλο στην κινητικότητα του κολοβώματος καθώς και γενικότερα στην βάδιση, του ακρωτηριασμένου ατόμου (Struyf et al., 2009). Η άρθρωση του ισχίου μέσω της ιδιοδεκτικής και κιναισθητικής ενίσχυσης καθώς και της μυϊκής και συνδεσμικής της ενδυνάμωσης, θα προσδώσει μια ποιοτική και λειτουργική βάδιση μετά από έναν μηριαίο ακρωτηριασμό (Engstrom, Van de Ven, 1999; Kaufman et al., 2007; Vrieling et al., 2009).

1.1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Είναι γνωστό ότι σε περιβάλλον Κλειστής Κινητικής Αλυσίδας (Κ.Κ.Α.), η κίνηση μιας άρθρωσης, εκτός από την μυϊκή φόρτιση που προκαλεί, φορτίζει τα οστά, τις αρθρώσεις και μη συσταλτούς μαλακούς ιστούς, όπως συνδέσμους, τένοντες και αρθρικούς θυλάκους (Kisner, Colby, 2003). Μία κίνηση, η οποία πραγματοποιείται σε περιβάλλον Κ.Κ.Α., επειδή εκτελείται με φόρτιση, διεγείρονται συγκεκριμένοι μηχανοϋποδοχείς μέσα και γύρω από την άρθρωση που κινείται, αλλά και των επικείμενων αρθρώσεων (Kisner, Colby, 2003). Αυτό σημαίνει ότι σε Κ.Κ.Α. υπάρχει σταθερότητα, ισορροπία, συνέργεια και έλεγχος τόσο της άρθρωσης που κινείται, όσο και των παρακείμενων αρθρώσεων.

Σε άτομα με ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο, ο έλεγχος-«κλείδωμα» της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, επιτυγχάνεται μέσω των μυϊκών συστημάτων του ισχίου και κυρίως μέσω των απαγωγών μυών (Engstrom, Van de Ven, 1999). Η σωστή εκτίμηση της θέσης της τεχνητής άρθρωσης στο χώρο είναι μείζονος σημασίας, για την αποτροπή πτώσης και τον έλεγχο της βάδισης κατά την φάση στήριξης. Για τον σκοπό αυτό, οι ακρωτηριασμένοι πρέπει να διαθέτουν- εκτός της επαρκούς δύναμης των εκτεινόντων και των άλλων μυών του ισχίου- καλή σωματοαισθητική πληροφόρηση από τα μυϊκά συστήματα, τους αρθρικούς και περιαρθρικούς υποδοχείς του ισχίου. Ο μοναδικός τρόπος για τον έλεγχο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος είναι μέσω της άρθρωσης του ισχίου (Eakin et al., 1992; Struyf et al., 2009).

1.2. ΣΚΟΠΟΣ ΚΑΙ ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Σκοπός αυτής της ερευνητικής προσπάθειας είναι να αποκαλύψει την κιναισθητική αντίληψη της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος σε άτομα με μηριαίο ακρωτηριασμό. Αυτό πραγματοποιήθηκε μέσω της ενεργητικής αναπαραγωγής της κάμψης των $+15^\circ$, από την πλήρη έκταση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, σε περιβάλλον Κ.Κ.Α. (Eakin et al., 1992; Tsauo et al., 2008; Vrieling et al., 2008).

Η τεχνητή άρθρωση του γόνατος είναι έτσι κατασκευασμένη, ώστε η πλήρης έκταση να είναι περίπου 5° - 10° μοίρες. Αυτό αποτρέπει τον κίνδυνο πτώσεων καθώς η συσκευή δεν επιτρέπει την υπερέκταση κατά τον κύκλο της βάδισης (Otto-bock, 2008; Romo, 2000). Η γωνία των 15° , επιλέχθηκε, διότι στην φυσιολογική βάδιση απαιτείται κάμψη γόνατος 10° έως 60° μοίρες (Steindler, 1973; Mann et al., 1979; Μπαλτόπουλος, 1994). Έρευνες έχουν δείξει, ότι οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς των αρθρώσεων είναι περισσότερο ευαίσθητοι σε αυτό το εύρος κίνησης, ενώ θεωρείται λειτουργική γωνία στον κύκλο της βάδισης, τόσο κατά την φάση στήριξης, όσο και κατά την έναρξη της φάσης αιώρησης (Eakin et al, 1992; Vrieling et al, 2009).

Η παρούσα ερευνητική προσπάθεια θα συμβάλει στην βελτίωση της φυσικοθεραπευτικής αποκατάστασης, για την οποία μόνο θεωρητικές βάσεις υπάρχουν (Rau et al, 2007). Θα μπορούσε επίσης να βοηθήσει σε συνδυασμό με άλλες ερευνητικές προσπάθειες στην καλύτερη κατασκευή των τεχνητών μελών.

1.3. ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΕΣ ΥΠΟΘΕΣΕΙΣ

Μετά από έναν ακρωτηριασμό, οι ιδιοδεκτικοί υποδοχείς της άρθρωσης του ισχίου, καθώς και οι δερματικοί υποδοχείς του κολοβώματος, εξασφαλίζουν την κιναισθητική αντίληψη του κολοβώματος και κατ' επέκταση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος (Engstrom, Van de Ven, 1999).

Η κύρια υπόθεση αυτής της έρευνας ήταν:

(α) η άρθρωση του ισχίου έχει την κατάλληλη ιδιοδεκτική ενίσχυση, ώστε να μπορεί το άτομο να ελέγχει ενεργητικά και με ακρίβεια την τεχνητή άρθρωση του γόνατος;

(β) Υπάρχει ο κατάλληλος έλεγχος στην τεχνητή άρθρωση του γόνατος, ώστε ο ακρωτηριασμένος να αναπαράγει ενεργητικά την λειτουργική γωνία κάμψης των $+15^\circ$, από την πλήρη έκτασή του;

1.4. ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΚΑΙ ΟΡΙΟΘΕΤΗΣΕΙΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Περιορισμό στη παρούσα έρευνα αποτελούν:

- α. τα ευρήματα της έρευνας αναφέρονται μόνο σε μηριαίους ακρωτηριασμούς (άνω του γόνατος, κάτω του ισχίου), χωρίς να υπάρχει η δυνατότητα γενίκευσης σε ακρωτηριασμούς των κάτω άκρων.
- β. Το μέρος το οποίο έγιναν οι μετρήσεις δεδομένου ότι πραγματοποιήθηκαν σε νοσοκομειακό χώρο και όχι σε οικείο περιβάλλον.
- γ. Ψυχολογικοί παράγοντες
- δ. Το δείγμα αποτελείτο από άτομα και των δύο φύλων και ηλικίας 24-62 ετών.

1.5. ΟΡΙΣΜΟΙ

Αισθητικοκινητικό Σύστημα: είναι το σύστημα, το οποίο περιλαμβάνει την πολύπλοκη αλληλεπίδραση μεταξύ του αισθητικού και του κινητικού συστήματος-απαγωγό σύστημα (Lephart, Fu, 2000).

Ανοιχτή Κινητική Αλυσίδα: αναφέρεται στην κίνηση που πραγματοποιείται κατά την οποία το περιφερικό τμήμα (χέρι ή πόδι), κινείται ελεύθερα στον χώρο (Kisner, Colby, 2003).

Ακρωτηριασμός: είναι μια χειρουργική διαδικασία κατά την οποία ένα μέλος ή κάποιο τμήμα αυτού αποκόβεται (Engstrom, Van de Ven, 1999).

Ιδιοδεκτικότητα: ορίζεται ως η ικανότητα γνώσης της στάσης, της κίνησης, και αλλαγής της ισορροπίας καθώς και η γνώση της θέσης, του βάρους και της αντίστασης που εφαρμόζεται σε αντικείμενα σε σχέση με το σώμα. Περιγράφει τις κεντρομόλες πληροφορίες που προκύπτουν από τους «ιδιοδεκτικούς υποδοχείς», οι οποίοι βρίσκονται στο «ιδιοδεκτικό πεδίο» (Sherrington, 1906).

Κιναισθησία: ορίζεται η ικανότητα που εκτιμάται και ερμηνεύεται από την αίσθηση της κίνησης και της θέσης της άρθρωσης, καθώς και ο έλεγχος των κινήσεων των αρθρώσεων. (Bastian, 1888).

Κλειστή Κινητική Αλυσίδα (Κ.Κ.Α.): αναφέρεται στην κίνηση που πραγματοποιείται κατά την οποία το σώμα κινείται πάνω από ένα σταθερό περιφερικό τμήμα (Kisner, Colby, 2003).

Τεχνητό μέλος (Τ.Μ.:) είναι μία συσκευή-μηχανή, η οποία κατασκευάζεται με σκοπό να αντικαταστήσει το εκλιπόν ακρωτηριασμένο μέλος. Τα Τ.Μ. προσαρμόζονται και εξελίσσονται με την πρόοδο της τεχνολογίας και με στόχο να κατασκευαστούν τέτοια, ώστε να μπορούν να μιμηθούν την ανθρώπινη κίνηση (Friel, 2005).

2. ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

2.1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Ακρωτηριασμός, είναι μια χειρουργική διαδικασία κατά την οποία ένα μέλος ή κάποιο τμήμα αυτού αποκόβεται (Canale 1998; Engstrom, Van de Ven, 1999). Ακρωτηριασμοί φαίνεται να γίνονταν από την Νεολιθική εποχή, μετά από οστά τα οποία βρέθηκαν ακρωτηριασμένα από μαχαίρια. Πρώτος ο Ιπποκράτης (5^ο αιώνα π.Χ.), έπειτα ο Celsus (1^ο αιώνα μ.Χ.), περιγράφουν τον ακρωτηριασμό των κάτω άκρων, λόγω γάγγραινας. Αργότερα ο Ambroise Pare (1510-1590), πατέρας της γαλλικής χειρουργικής, βελτίωσε την χειρουργική διαδικασία του ακρωτηριασμού, επικεντρώθηκε στην αποκατάσταση αυτού, ενώ σχεδίασε και κατασκεύασε προθέσεις για τα άνω και κάτω άκρα. Οι προθέσεις, οι οποίες κατασκευάστηκαν από τον Ambroise Pare ήταν πολύπλοκες κατασκευές, ογκώδεις και με πολύ βάρος. Σύμφωνα με τους αρχαιολόγους το τεχνητό μέλος χρονολογείται από το 1069 έως το 664 π.Χ., (εικόνα 2.1.) (Engstrom, Van de Ven, 1999).

Ο ακριβής αριθμός των ατόμων που ακρωτηριάζονται παγκοσμίως είναι δύσκολα προσδιορίσιμος, καθώς πολλά κράτη δεν καταγράφουν τους ακρωτηριασμούς που συμβαίνουν ετησίως (Gailey, 1994). Ωστόσο, στην Ελλάδα κάθε χρόνο υποβάλλονται σε ακρωτηριασμό 5.000 άνθρωποι, εκ των οποίων το 80-85% αφορά στα κάτω άκρα (Ελληνική Εταιρεία Φυσικής Ιατρικής και Αποκατάστασης, 2008)· ενώ σύμφωνα με έρευνες που πραγματοποιήθηκαν στις Η.Π.Α., φαίνεται ότι περίπου 110.000 άνθρωποι κάθε χρόνο ακρωτηριάζονται στα κάτω άκρα (Gailey, 1994).

Στις μέρες μας, τόσο ο ακρωτηριασμός- ως μια χειρουργική διαδικασία αλλά και η αποκατάσταση του- όσο και τα τεχνητά μέλη έχουν εξελιχθεί. Η χειρουργική διαδικασία προσαρμόζεται ανάλογα με το αίτιο που έχει προκαλέσει τον ακρωτηριασμό, ενώ πληθώρα τεχνητών μελών έχουν κατασκευαστεί που προσαρμόζονται στις ανάγκες του κάθε ατόμου που υπόκεινται σε αυτή την διαδικασία.



Εικόνα 2.1. Το αρχαιότερο τεχνητό μέλος.

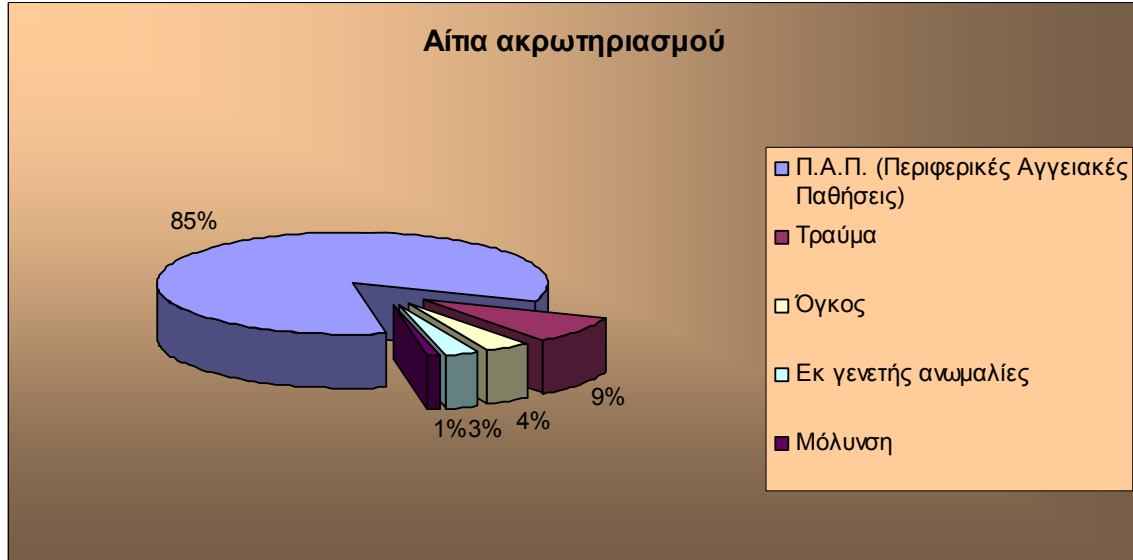
2.2. ΑΙΤΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ

1. Περιφερικές αγγειακές παθήσεις (Π.Α.Π.): στην παγκόσμια βιβλιογραφία αναφέρονται ως ανεπάρκεια-ασθένεια των αρτηριών, που προκαλούνται από μια ποικιλία παθολογιών, όπως αρτηριοσκλήρυνση, διαβήτης, πάθηση Buerger, πάθηση Raynaud κ.α.. Οι Π.Α.Π. αφορούν κυρίως σε ηλικίες άνω των 65 ετών· το γεγονός αυτό σε συνδυασμό με την πάθηση καθιστά αυτή την κατηγορία να κατέχει το 80% περίπου των ακρωτηριασμών (σχήμα 2.1.), (Anderson, 1995).

2. Σακχαρώδης διαβήτης (Σ.Δ.): ο διαβήτης είναι η πιο συχνή ενδοκρινική διαταραχή η οποία χαρακτηρίζεται από πολουρία, πολυδιψία, πολυφαγία (Εσωτερική Παθολογία, 2001). Πιο συγκεκριμένα είναι μία διαταραχή της εσωτερικής χημείας του σώματος, που έχει ως αποτέλεσμα τη συσσώρευση υπερβολικής ποσότητας γλυκόζης (σακχάρου) στο αίμα. Αυτό οφείλεται στην ανεπάρκεια της ορμόνης ινσουλίνη. Οι διαβητικοί ασθενείς μπορεί να παρουσιάσουν έλκη στα κάτω άκρα τους, το λεγόμενο διαβητικό πόδι. Διαβητικό πόδι, σύμφωνα με τον Παγκόσμιο Οργανισμό Υγείας, ορίζεται η εξάλκωση, λοίμωξη ή η καταστροφή των εν τω βάθει ιστών που σχετίζονται με ανωμαλίες των νεύρων και περιφερική αγγειοπάθεια στον άκρο πόδα σε άτομα με Σ.Δ.. Σύμφωνα με την βιβλιογραφία 6-8/1000 άτομα ακρωτηριάζονται λόγω Σ.Δ.: στο 80-85% των ακρωτηριασμένων έχει προηγηθεί έλκος, ενώ το 50% των αυτών των ασθενών θα χρειαστεί να ακρωτηριάσει και το άλλο άκρο του μέσα σε διάστημα 5 ετών (Friel, 2005; International Working Group on the Diabetic Foot, 2007).

3. Τραύμα--τροχαία και εργατικά ατυχήματα: τα ατυχήματα αυτά μπορεί να ακρωτηριάσουν τον τραυματία και ασθενή, άμεσα (την στιγμή του ατυχήματος αποκόβεται το άκρο) ή έμμεσα (ενδονοσοκομειακά και σε περίπτωση που δεν μπορεί να σωθεί το άκρο).
4. Όγκος: οι όγκοι αφορούν κυρίως σε ακρωτηριασμούς, οι οποίοι χειρουργούνται σε υψηλά επίπεδα (εικόνα 2.3.)· ως επί το πλείστον στο επίπεδο της μεσότητας του μηριαίου οστού και στο επίπεδο που συνοδεύεται με εξάρθρωση της άρθρωσης του ισχίου. Είναι κυρίως όγκοι των οστών, ακολουθούν οι όγκοι των μαλακών μορίων και τέλος όγκοι του δέρματος. Ακρωτηριασμοί με αυτή την αιτιολογία συμβαίνουν κυρίως σε νεότερους ανθρώπους σε σχέση με τον Σ.Δ., και τις Π.Α.Π. (Choong, Sim, 1997).
5. Μόλυνση: η μόλυνση περιλαμβάνει ανοιχτά τραύματα τα οποία προσβάλλονται από το μικρόβιο μηνιγκτιδόκοκκος, καθώς και η λέπρα. Ο μηνιγκτιδόκοκκος προκαλεί μία συστηματική ασθένεια, η οποία προσβάλλει το δέρμα και προκαλεί την ανάπτυξη αιμορραγικών εξανθημάτων. Αποτέλεσμα αυτού του μικροβίου είναι και η νέκρωση των άκρων (κυρίως άκρα χείρα-άκρος πόδας). Η καταστροφή των ιστών, η νέκρωση του δέρματος και η ενδοαρτηριακή πήξη οδηγούν σε γάγγραινα και κατ' επέκταση σε ακρωτηριασμό. Η λέπρα ή ασθένεια Hansen είναι μία χρόνια μολυσματική πάθηση, η οποία προσβάλλει τα περιφερικά νεύρα, το δέρμα και κάποιες φορές και άλλους ιστούς όπως αναπνευστικό σύστημα, μάτια, μύες, οστά. Αυτό το γεγονός οδηγεί σε πρόκληση τραυμάτων, τα οποία λόγω αδυναμίας επούλωσης, οδηγούν σε ακρωτηριασμό.
6. Εκ γενετής ανεπάρκεια: Ένα παιδί μπορεί να γεννηθεί με μερική ή ολική απουσία ενός άκρου, των τεσσάρων άκρων ή έναν συνδυασμό αυτών. Μπορεί να υπάρχει απουσία ενός οστού ή κάποια άλλη παραμόρφωση αυτού. Η εκ γενετής ανεπάρκεια, σύμφωνα με την I.S.P.O. (International Society for Prosthetics and Orthotics), ταξινομείται σε δύο κατηγορίες. Η πρώτη αφορά σε άκρο το οποίο αναπτύσσεται φυσιολογικά μέχρι ενός σημείου· σε αυτήν την κατηγορία παραμόρφωσης, η πιο συχνή εμφάνιση είναι μονόπλευρη δυσμορφία στην μεσότητα του αντιβραχίου, μπορεί όμως να προσβληθούν και κάποια από τα άλλα άκρα του παιδιού. Η δεύτερη κατηγορία αφορά στη μείωση ή απουσία οστού εντός του άξονα αυτού· αυτό θα προσβάλλει την ανάπτυξη των περιφερικών δομών του οστού.

Σχήμα 2.1. Αίτια ακρωτηριασμού και συχνότητα εμφάνισης σε ανεπτυγμένους πληθυσμούς (Therapy for Amputees, 1999).



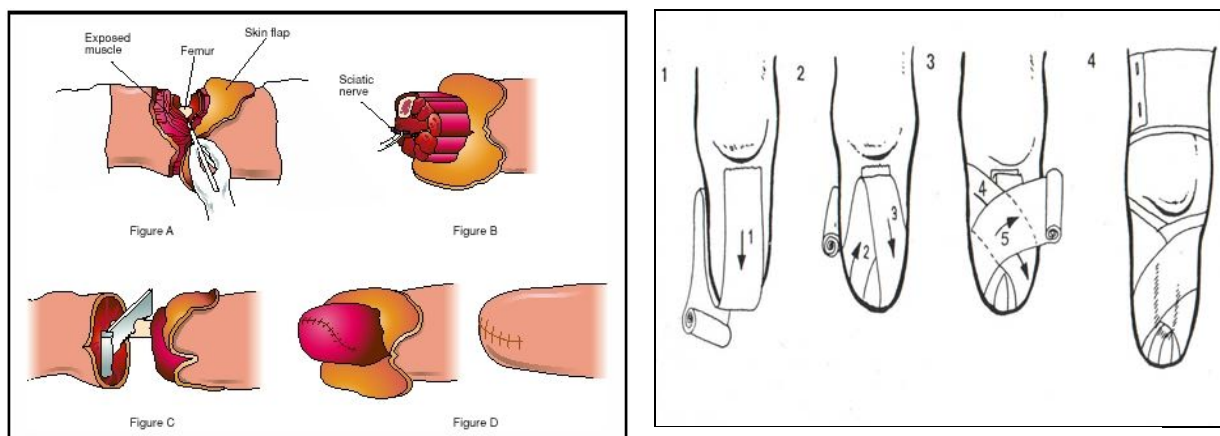
2.3. ΑΝΑΤΟΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.

Η άρθρωση του ισχίου, μία τυπική σφαιροειδής άρθρωση, σχηματίζεται από τη διάρθρωση της σφαιρικής κεφαλής του μηριαίου με την ωοειδή κοτύλη. Η κοτύλη σχηματίζεται από την συνένωση τριών οστών της λεκάνης, το λαγόνιο (40%), το ισχιακό (40%) και το ηβικό οστό (20%). Ολόκληρη η κοτύλη περιβάλλεται από υαλοειδή χόνδρο, ο οποίος είναι παχύτερος στο άνω μέρος σε σχέση με το κάτω, και το κέντρο είναι γεμάτο με μία μάζα λιπώδους ιστού, που καλύπτεται από αρθρικό υμένα. Ένας δακτύλιος από ινώδη χόνδρο, ο κοτυλιαίος δακτύλιος είναι τοποθετημένος στην περιφέρειά της. Καλύπτει τον υαλοειδή χόνδρο και αφού είναι παχύτερος στην περιφέρεια σε σχέση με το κέντρο, αυξάνει το βάθος της κοτύλης. Επιπλέον, αφού είναι παχύτερος πάνω και πίσω, χρησιμεύει για να προστατεύει την κορυφή και το πίσω τμήμα της κοτύλης από την πρόσκρουση με την μηριαία κεφαλή σε βίαιες κινήσεις. Η κεφαλή του μηριαίου καλύπτεται πλήρως από υαλοειδή χόνδρο, εκτός από ένα σημείο κοντά στο κέντρο, το βοθρίο της κεφαλής του μηριαίου οστού, το οποίο περιέχει ινοελαστικό λίπος καλυμμένο από υμένα. Ο χόνδρος αυτός είναι παχύτερος στο πάνω τμήμα και λεπταίνει σταδιακά προς την περίμετρο.

Η άρθρωση του ισχίου είναι ισχυρότατη άρθρωση, της οποίας η σταθερότητα εξασφαλίζεται από τους συνδέσμους και το ισχυρό μυϊκό της σύστημα (Παράρτημα 8.1). Οι σύνδεσμοι είναι : α) ο εγκάρσιος κοτυλιαίος σύνδεσμος (βρίσκεται στην περιφέρεια της κοτύλης), β) ο στρογγύλος σύνδεσμος (ο μόνος ενδοθυλακικός σύνδεσμος, ο οποίος παρέχει εσωτερική ενίσχυση της άρθρωσης, καθλώνοντας την κεφαλή στο κατώτερο τμήμα της κοτύλης), γ) ο λαγονομηρικός σύνδεσμος (του Bertin, χρησιμεύει για τον έλεγχο της έκτασης, της έσω και έξω στροφής), δ) ο ηβομηρικός σύνδεσμος(ελέγχει την υπερβολική απαγωγή, την έκταση και την έξω στροφή) και ε) ο ισchioμηρικός σύνδεσμος (περιορίζει την προσαγωγή και έσω στροφή από θέση κάμψης του ισχίου).

2.4. ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ

Ένας ακρωτηριασμός μπορεί να είναι προγραμματισμένος ή να είναι μία επείγουσα διαδικασία (τραυματισμοί και εμβολή των αρτηριών). Η διαδικασία εκτελείται κάτω από τις οδηγίες γενικού ή ορθοπεδικού χειρουργού. Ο χειρουργός κάνει μία τομή γύρω από το τμήμα του άκρου που θα ακρωτηριαστεί και διακόπτει την μηριαία αρτηρία και τις φλέβες. Μεταξύ αυτών δημιουργούνται νέες συνδέσεις, με σκοπό την αποκατάσταση της κυκλοφορίας του αίματος. Το ισχιακό νεύρο εκτίθεται και απομονώνεται. Ο χειρουργός δένει σφικτά το ισχιακό νεύρο και αυτό εξασθενεί, ενώ με χρήση χειρουργικού πριονιού κόβει το μηριαίο οστό, το οποίο προεξέχει. Η περιοχή καθαρίζεται πολύ καλά και ο χειρουργός κλείνει την περιοχή του τραύματος χρησιμοποιώντας τους μύες, συνδετικό ιστό και δέρμα· αφού τοποθετηθούν σωστά ο χειρουργός κλείνει την περιοχή με χειρουργικά ράμματα στο ύψος του ακρωτηριασμένου οστού, τα οποία θα παραμείνουν περίπου για έναν μήνα (εικόνα 2.2.α.). Στο κολόβωμα αμέσως μετά από αυτή την διαδικασία εφαρμόζεται η ειδική περίδεση (εικόνα 2.2.β.), η οποία θα περιορίσει το οίδημα στην περιοχή και θα καθορίσει το τελικό σχήμα του κολοβώματος.



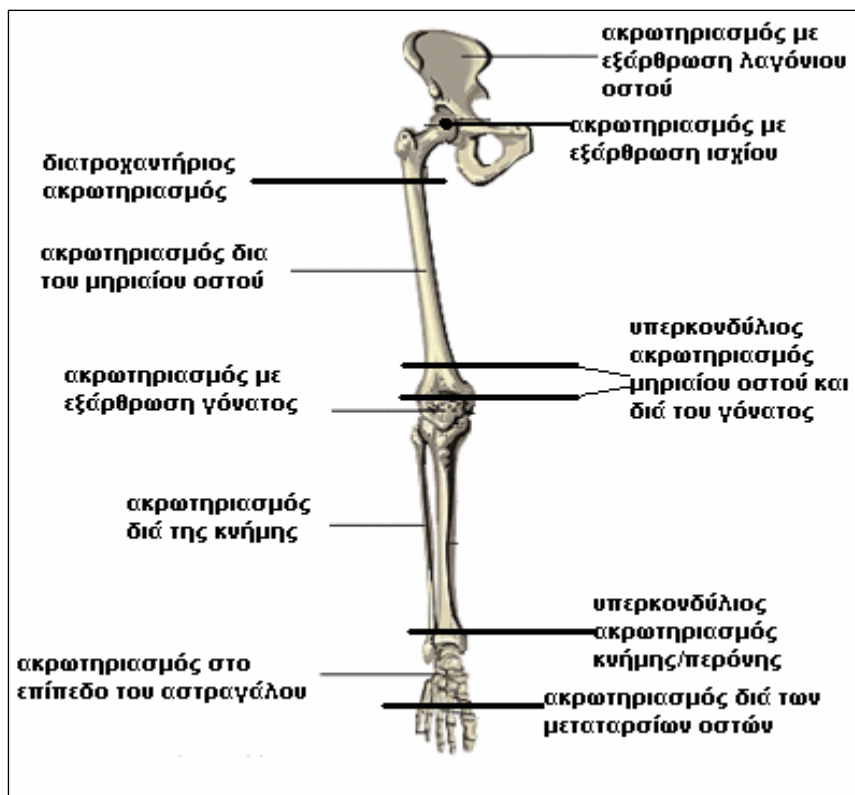
(α)

(β)

Εικόνα 2.2. (α) A: τομή και αφαίρεση μυών. B: διακοπή μηριαίας αρτηρίας και φλεβών. C: αποκοπή μηριαίου οστού. D: κολόβωμα. (β) Μέθοδος ειδικής περιίδεσης κολοβώματος σε κνημιαίο ακρωτηριασμό (Seton).

Στόχος όλων των ακρωτηριασμών είναι: να απομακρυνθούν οι πάσχοντες ή κατεστραμμένοι ιστοί ώστε να επουλωθεί η πληγή που έχει δημιουργηθεί από το τραύμα και να κατασκευαστεί από τον χειρουργό, ένα όσο το δυνατόν καλύτερο κολόβωμα, το οποίο θα τοποθετηθεί καλύτερα στο τεχνητό μέλος και ο ασθενής θα έχει καλύτερη και γρηγορότερη αποκατάσταση.

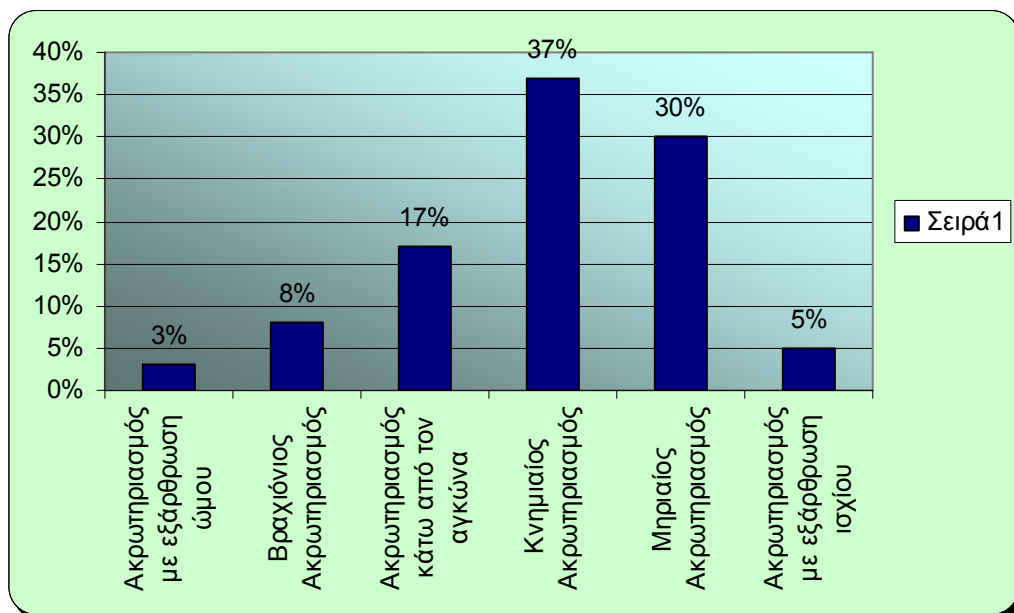
Καθοριστικό ρόλο στην αποκατάσταση, έχει και το ύψος στο οποίο θα πραγματοποιηθεί ο ακρωτηριασμός (εικόνα 2.3.). Έρευνες έχουν δείξει ότι η ύπαρξη της άρθρωσης του γόνατος, για το κάτω άκρο, και της άρθρωσης του αγκώνα, για το άνω άκρο, μετά από έναν ακρωτηριασμό, παρέχει γρηγορότερη αποκατάσταση, καθώς και μεγαλύτερη επιτυχία προσαρμογής του T.M. (Dhillon et al., 2004; Friel, 2005). Ο Canale, 1998, προτείνει το ύψος του ακρωτηριασμού στο μηριαίο οστό να συμβαίνει περίπου 9-10cm πάνω από το γόνατο· οι Smith et al, 2004, προτείνουν τα 12-14cm πάνω από την άρθρωση του γόνατος, ενώ η εταιρεία Communication WRLaBS-P, 2004 κατέληξε στα 17cm, πάνω από το γόνατο. Σημαντικό ρόλο στην απόφαση του επιπέδου του ακρωτηριασμού καθορίζεται από την αιτία που τον προκαλεί (Lefebvre, Metraux, 2009).



Εικόνα 2.3. Επίπεδα ακρωτηριασμού στο κάτω άκρο (Armstrong et al., 1997).

Στην παγκόσμια αρθρογραφία προτείνεται ποικιλία επιπέδων ακρωτηριασμού κάτω άκρου (σχήμα 2.3.). Το 72% των ακρωτηριασμών αφορά στο κάτω άκρο, ενώ το 28% στο άνω άκρο. Ο συχνότερος ακρωτηριασμός φαίνεται να είναι ο κνημιαίος, αφού κατέχει το 37% των ακρωτηριασμών. Ακολουθεί, ο μηριαίος με το 30%, και τέλος ο ακρωτηριασμός με απεξάρθρωση ισχίου που αφορά μόλις στο 5% του πληθυσμού (σχήμα 2.2.).

Σχήμα 2.2. Συχνότητα εμφάνισης ακρωτηριασμού κατά επίπεδο (Engstrom, Van de Ven, 1999).



2.5. ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΟΝΟΣ

Η αίσθηση του πόνου σε έναν ακρωτηριασμένο ασθενή χωρίζεται σε 4 κατηγορίες: α) προεγχειρητικός πόνος, β) πόνος εναπομείναντος άκρου, γ) πόνος με την εφαρμογή τεχνητού μέλους (προκαλείται όταν ο ακρωτηριασμένος παραμένει όρθιος για αρκετή ώρα χρησιμοποιώντας το τεχνητό μέλος) και δ) ο πόνος φάντασμα (πόνος ο οποίος προέρχεται από το ακρωτηριασμένο άκρο). Ασθένειες όπως ο διαβήτης, η ισχαιμία και η αρθρίτιδα είναι αιτίες οι οποίες μπορούν να προκαλέσουν πόνο σε έναν ακρωτηριασμό. Ο Esquenazi (2002), έδειξε ότι ο πόνος μπορεί να προέρχεται από άλλη περιοχή του σώματος και όχι από το ακρωτηριασμένο άκρο, και τελικά να παρουσιάζεται ως πόνος σε αυτό. Πόνοι καρδιολογικής, νευρολογικής και ριζιτικής φύσεως είναι αυτοί οι οποίοι μπορούν να παρερμηνευτούν και να θεωρηθούν ως πόνος του ακρωτηριασμένου άκρου.

Ο πόνος φάντασμα φαίνεται να απασχολεί κατά κύριο λόγο την παγκόσμια αρθρογραφία (Hunter, et al., 2005; MacIver et al., 2008; Casale et al., 2009; Rouillet et al., 2009). Περιγράφηκε το 1545 και μέχρι σήμερα θεωρείται ως μια συχνή επιπλοκή που συμβαίνει μετά από έναν ακρωτηριασμό· είναι ένας πόνος, ο οποίος προέρχεται από το άκρο το οποίο έχει ακρωτηριαστεί. Οι Zanni, Wick, (2008), έδειξαν

ότι ο πόνος φάντασμα όπως και κάθε άλλος πόνος είναι υποκειμενικός· κάποιιοι ακρωτηριασμένοι τον περιγράφουν ως οξύ πόνο, άλλοι σαν «διαπέραση ηλεκτρικού ρεύματος» και άλλοι σαν «αίσθηση γαργαλητού στο κολόβωμά τους». Για πολλά χρόνια ο πόνος φάντασμα θεωρείτο ως ένα συναισθηματικό ή ψυχιατρικό φαινόμενο, το οποίο εκπροσωπεί μία συναισθηματική απάντηση του ακρωτηριασμένου άκρου.

Ο Katz (1992), αναφέρει ότι ο πόνος φάντασμα είναι μία πολύπλοκη αλληλεπίδραση ερεθισμάτων, από την περιφέρεια και από άλλες εξειδικευμένες περιοχές του εγκεφάλου, εξυπηρετώντας αισθητικές, γνωστικές και συναισθηματικές διαδικασίες. Ωστόσο ο Nikolajsen (1997), προτείνει ότι, ο πόνος φάντασμα εμφανίζεται κυρίως σε ασθενείς οι οποίοι πονούσαν στο άκρο τους, πριν τον ακρωτηριασμό, όπως συμβαίνει στους διαβητικούς ασθενείς που πάσχουν από διαβητικά έλκη ή σε γάγγραινα, παρά σε ασθενείς οι οποίοι δεν πονούσαν πριν από τον ακρωτηριασμό.

Ο πόνος φάντασμα είναι μία αίσθηση, η οποία περιγράφεται από το 60-85% των ατόμων που ακρωτηριάζονται και η διάγνωσή του κάθε φορά έγκειται στους παράγοντες που την προκαλούν, στην σοβαρότητα, στην συχνότητα και στην διάρκεια του πόνου (Rouillet et al., 2009). Αναμφισβήτητα ο πόνος είναι ένα σημείο αναφοράς, για το λόγο αυτό η φύση του πόνου του ασθενούς θα βοηθήσει στην σωστή αποκατάσταση του.

2.6. ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Η αποκατάσταση του ακρωτηριασμού, έγκειται σε μία ομάδα ιατρών και θεραπευτών, των οποίων η σωστή συνεργασία θα αποδώσει το μέγιστο αποτέλεσμα στον ασθενή. Σημαντικό ρόλο στην αποκατάσταση, τείνει να έχει και η φυσικοθεραπεία, τα τελευταία χρόνια. Ο ρόλος της αρχίζει πριν από τον ακρωτηριασμό και ολοκληρώνεται όταν πλέον το άτομο βαδίζει σωστά με την εφαρμογή του T.M., και όταν είναι ουσιαστικά αυτόνομο, επιστρέφοντας -όσο το δυνατόν περισσότερο- σε μία φυσιολογική ζωή. Ένα καλά οργανωμένο πλάνο φυσικοθεραπευτικής παρέμβασης, μετεγχειρητικά και πριν την εφαρμογή του τεχνητού μέλους, θα βοηθήσει τον ακρωτηριασμένο να βαδίσει πολύ πιο κοντά στο φυσιολογικό πρότυπο κίνησης (Mattes et al., 2000).

2.6.α. Φυσικοθεραπεία πριν τον ακρωτηριασμό.

- ο Αναπνευστικές ασκήσεις.
- ο Ενδυνάμωση όλων των μυών του σώματος για την διευκόλυνση της κίνησης μετά τον ακρωτηριασμό.
- ο Διατήρηση κινητικότητας των αρθρώσεων με παθητικές και ενεργητικές ασκήσεις.
- ο Βάδιση, η οποία θα ενισχύσει στην ενδυνάμωση των μυών, στο εύρος τροχιάς των αρθρώσεων, και στην λειτουργικότητα, αφού το πρότυπο κίνησης διατηρείται.
- ο Κινητικότητα επί κλίνης.
- ο Κινητικότητα σε αναπηρικό αμαξίδιο.

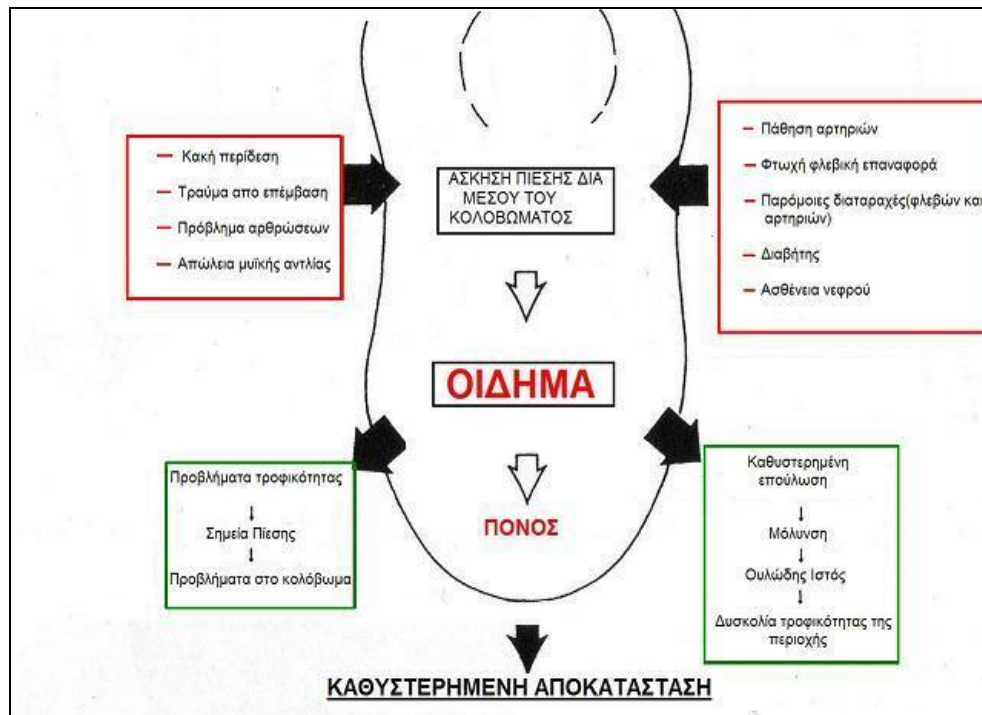
2.6.β. Φυσικοθεραπεία μετά τον ακρωτηριασμό.

Η κινητοποίηση του ασθενούς μετά το χειρουργείο, ξεκινά την πρώτη κιάλας ημέρα. Είναι πολύ σημαντική η εφαρμογή ασκήσεων τόσο στο ακρωτηριασμένο άκρο , όσο και σε ολόκληρο το σώμα (Kurichi et al., 2009). Η θεραπεία η οποία πραγματοποιείται είναι η εξής:

1. Κινητοποίηση η οποία περιλαμβάνει:

- Άρση εναπομείναντος σκέλους, ώστε να επιτύχουμε καλή αιμάτωση του κολοβώματος.
- Ενεργητική σύσπαση των μυών του κολοβώματος, ώστε να επιτύχουμε απορρόφηση του οιδήματος (εικόνα 4) και κατ' επέκταση πιο γρήγορη αποκατάσταση, καθώς και προετοιμασία αυτού για την βάδιση. Η ασκήσεις αυτές θα πρέπει να εφαρμόζονται αρκετές φορές μέσα στο 24ωρο, σε αναλογία περίπου 10 επαναλήψεις/ώρα.

2. Ειδική περίδεση του κολοβώματος (εικόνα 2β), με σκοπό την υποστήριξη των ιστών και την απορρόφηση του οιδήματος. Το κολόβωμα διαφοροποιείται και αλλάζει σχήμα για 6 μήνες περίπου μετά το χειρουργείο, γι' αυτό το λόγο οι ακρωτηριασμένοι αλλάζουν πολλές θήκες μέχρι την τελική θήκη του τεχνητού τους μέλους. Η περίδεση αυτή βοηθά επίσης το κολόβωμα στην τελική του μορφή, ώστε τελικά να τοποθετηθεί σωστά και ανώδυνα στην θήκη του T.M.. Όταν πλέον το κολόβωμα τοποθετηθεί στο T.M., τότε η περίδεση αντικαθίσταται από ειδική κάλτσα για την συγκράτησή του.



Εικόνα 2.4. Αίτια που μπορούν να προκαλέσουν οίδημα σε ένα κολόβωμα (Arksey, 1998).

2.6.γ. Φυσικοθεραπεία με το Τεχνητό Μέλος.

Όταν το άτομο θα χρησιμοποιεί πλέον Τ.Μ., συνεχίζουμε να κάνουμε ασκήσεις στο κολόβωμα, χωρίς την πρόθεση, ενώ με αυτήν εφαρμόζουμε τα εξής:

- ο Ασκήσεις ισορροπίας μέσα σε δίζυγο και μεταφορές του βάρους στα άκρα.
- ο Βάδιση μέσα σε δίζυγο διάδρομο, με στήριξη στα άνω άκρα και με την καθοδήγηση του φυσικοθεραπευτή.
- ο Βάδιση μέσα σε δίζυγο χωρίς στήριξη στα άνω άκρα.
- ο Βάδιση στο χώρο με βακτηρίες, αρχικά με δύο και συνεχίζει με μία, ώσπου τελικά να περπατήσεις χωρίς καμία στήριξη.

2.7. ΤΟ ΑΙΣΘΗΤΙΚΟΚΙΝΗΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Ο όρος αισθητικοκινητικό σύστημα, υιοθετήθηκε το 1997 και χρησιμοποιείται για να περιγράψει την αίσθηση και την κίνηση σε σχέση με το Κ.Ν.Σ. (Foundation of Sports Medicine Education and Research, 1997). Το αισθητικοκινητικό σύστημα, περιλαμβάνει όλες τις κεντρομόλες και φυγόκεντρες ώσεις, που απαιτούνται για την διατήρηση της λειτουργικής σταθερότητας της άρθρωσης (Riemann et al., 2002, part I/II).

Η ιδιοδεκτικότητα, η μεταφορά δηλαδή πληροφοριών που προκύπτει από την περιφέρεια (συμπεριλαμβανομένων των μηχανικών και δυναμικών δομών) προς το Κ.Ν.Σ., ανήκει στο αισθητικοκινητικό σύστημα. Τον όρο ιδιοδεκτικότητα πρώτος περιέγραψε ο Sherrington (1906), ενώ ο Bastian (1888), περιέγραψε τον όρο κιναισθησία. Σύμφωνα με τον Sherrington, ο όρος ιδιοδεκτικότητα χρησιμοποιείται για να περιγράψει τις κεντρομόλες πληροφορίες που προκύπτουν από τους «ιδιοδεκτικούς υποδοχείς», οι οποίοι βρίσκονται στο «ιδιοδεκτικό πεδίο». Το «ιδιοδεκτικό πεδίο» συγκεκριμένα, ορίζεται ως η περιοχή του σώματος, που ελέγχει τις πληροφορίες, οι οποίες προέρχονται από το εξωτερικό περιβάλλον, και αυτό συμβαίνει μέσω επιφανειακών κυττάρων, τα οποία περιλαμβάνουν ειδικούς υποδοχείς ώστε να απαντούν στο Κ.Ν.Σ., κάθε φορά που το σώμα δέχεται διαφορετικά ερεθίσματα (Sherrington, 1906).

Αναφέρεται επίσης, ότι η ιδιοδεκτικότητα χαρακτηρίζεται από την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης, την αίσθηση της δύναμης και την κιναισθησία. Η αίσθηση της θέσης της άρθρωσης, εκτιμάται και ερμηνεύεται από πληροφορία που αφορά μια άρθρωση, τη θέση και προσανατολισμό αυτής στο χώρο, ενώ η αίσθηση της δύναμης είναι η ικανότητα που ορίζεται και ερμηνεύεται από τη δύναμη που εφαρμόζεται ή που παράγεται μέσα στην ίδια την άρθρωση.

Σύμφωνα με τον Bastian (1888) ως κιναισθησία, ορίζεται η ικανότητα που εκτιμάται και ερμηνεύεται από την αίσθηση της κίνησης και της θέσης της άρθρωσης. Είναι λάθος να χρησιμοποιούμε την ιδιοδεκτικότητα ως συνώνυμο της κιναισθησίας, αφού η κιναισθησία ορίζει την ιδιοδεκτικότητα.

Η ιδιοδεκτική πληροφορία δημιουργείται σε επίπεδο μηχανοϋποδοχέων. Οι ιδιοδεκτικοί μηχανοϋποδοχείς, που είναι υπεύθυνοι για την ιδιοδεκτική πληροφορία, κυρίως βρίσκονται μέσα στους μύες, τένοντες, συνδέσμους και στους θυλάκους των αρθρώσεων. Οι μηχανοϋποδοχείς αυτοί είναι ευαίσθητοι σε μηχανικά ερεθίσματα, που διαμορφώνουν και τροποποιούν τη συχνότητα των νευρικών ώσεων προς το Κ.Ν.Σ μέσω κεντρομόλων οδών (Grigg, 1994). Ο ρόλος τους είναι να μετατρέπουν την μηχανική ενέργεια σε μία νέα δυναμική δράση, ως απάντηση στο Κ.Ν.Σ.

Ο φυσιολογικός μηχανισμός της ιδιοδεκτικότητας και της κιναισθησης εντοπίζεται στα εξής όργανα:

1) Τα τενόντια σωμάτια τύπου Golgi (υποδοχείς τάσεως), που βρίσκονται στο όριο μεταξύ τένοντα και μυός. Αυτού του είδους οι υποδοχείς σηματοδοτούν τη θέση των αρθρώσεων και την κατεύθυνση των κινήσεων τους και μπορούν να προσαρμοστούν σε διαφορετικά επίπεδα για διαφορετικές γωνίες αρθρώσεων (Johanson, Sjolander, 1993; Grigg, 1994).

2) Τα σωμάτια Ruffini, που βρίσκονται μέσα στους συνδετικούς ιστούς της άρθρωσης. Οι υποδοχείς αυτοί σηματοδοτούν τη διεύθυνση και την ταχύτητα των κινήσεων. Μαζί με τους υποδοχείς τύπου Golgi προσδιορίζουν τη θέση της άρθρωσης και είναι οι περισσότερο ευαίσθητοι υποδοχείς. Τα σωμάτια τύπου ruffini λόγω του ότι επηρεάζονται από την ένταση των μυών, είναι εκείνα τα οποία ξεχωρίζουν αν μία κίνηση είναι παθητική ή ενεργητική (Hogervorst, Brand, 1998).

3) Τα σωμάτια τύπου Pacinian, βρίσκονται στην κάψουλα των αρθρώσεων. Είναι πολύ ευαίσθητα στις γρήγορες κινήσεις και δεν επηρεάζονται από τις γωνίες των αρθρώσεων. Οι υποδοχείς αυτοί επηρεάζονται από την βαρύτητα, την επιτάχυνση και την κατεύθυνση των άκρων κατά την κίνησή τους (Johanson, Sjolander, 1993;).

Εκτός των προαναφερόμενων υποδοχέων, υπάρχουν ακόμη και οι μυϊκές άτρακτοι, οι οποίες είναι ενσωματωμένες στο κύριο μέρος του μυός και δείχνουν τη διάτασή του, καθώς και το βαθμό της αλλαγής της γωνίας της άρθρωσης. Ο Geron (1986) αναφέρει, πως οι μυϊκές άτρακτοι έχουν ένα συγκεκριμένο ρόλο στο ανθρώπινο σώμα και ενεργοποιούνται μόνο από τον εγκεφαλικό φλοιό μαζί με τις βασικές μυϊκές ίνες κατά τη διάρκεια εκούσιων πράξεων, στέλλοντας παράλληλα ανατροφοδοτικές πληροφορίες στα νευρικά κύτταρα επιτελώντας έτσι την εκτέλεση της εκούσιας πράξης.

Με την ιδιοδεκτική αίσθηση το Κ.Ν.Σ., ενημερώνεται για την θέση και κίνηση των μελών στο χώρο, έτσι έχει την δυνατότητα να ελέγχει την κινητική δραστηριότητα, να εξασφαλίζει την ισορροπία του σώματος και να το προστατεύει από τυχόν λάθη που παρεμποδίζουν την φυσιολογική κίνηση και θέτουν σε κίνδυνο την ακεραιότητα του ατόμου.

Η άρθρωση του γόνατος αποτελεί τον κεντρικό κρίκο της αλυσίδας του κάτω άκρου. Η παρουσία μηχανοϋποδοχέων στην άρθρωση του γόνατος είναι γνωστή από τον περασμένο κιόλας αιώνα (Rauber, 1874, όπως αναφέρεται στο Barrack και συνεργάτες, 1994), αλλά ο ρόλος τους στη φυσιολογική λειτουργία της άρθρωσης άρχισε να γνωστοποιείται, μόλις τα τελευταία χρόνια. Όταν η άρθρωση του γόνατος απουσιάζει, όπως συμβαίνει στον μηριαίο ακρωτηριασμό, κάποιοι από τους μηχανοϋποδοχείς παύουν και να υπάρχουν, ανάλογα με το ύψος που έχει συμβεί. Αυτό, οδηγεί στο συμπέρασμα ότι η αισθητικοκινητική ικανότητα του Κ.Ν.Σ. διαταράσσεται· το Κ.Ν.Σ. θα αναδιοργανωθεί και θα προσαρμοστεί σύμφωνα με αυτό τον ακρωτηριασμό.

2.7.1. Το αισθητικοκινητικό σύστημα μετά από τον ακρωτηριασμό

Ο ακρωτηριασμός, προκαλεί μια σειρά από αλλαγές και προσαρμογές, τόσο στο ακρωτηριασμένο άκρο, όσο και σε ολόκληρο τον οργανισμό, που υπόκεινται σε αυτή την διαδικασία. Το Κ.Ν.Σ. αναδιοργανώνεται σε όλα του τα επίπεδα (νωτιαίος μυελός, κατώτερος εγκέφαλος, εγκεφαλικός φλοιός), συμπεριλαμβανομένου τις προσαγωγές και τις απαγωγές οδούς, που οδηγούν τελικά στην κίνηση ενός άκρου (Lephart et al., 1997).

Ένας οργανισμός λαμβάνει αισθητικές πληροφορίες από το περιβάλλον, μέσω των αισθητικών καναλιών· οι πληροφορίες αυτές καταλήγουν στο Κ.Ν.Σ., μέσω της δραστηριότητας των περιφερικών μηχανοϋποδοχέων, των οπτικών και των προθαλαμικών υποδοχέων. Οι δύο τελευταίοι έχουν καθοριστικό ρόλο στην θέση και στην ισορροπία του σώματος, ενώ οι μηχανοϋποδοχείς αφορούν στην ιδιοδεκτικότητα (Lephart et al., 1997).

Η ιδιοδεκτικότητα, χαρακτηρίζεται από την αίσθηση της θέσης της άρθρωσης, την αίσθηση της δύναμης και την κιναισθησία· ενώ σύμφωνα με τους ερευνητές, είναι μία πολύπλοκη διαδικασία, η οποία περιλαμβάνει μία ποικιλία από εξειδικευμένους μηχανοϋποδοχείς (Sheringhton, 1906).

Υπάρχουν ερευνητικές προσπάθειες, οι οποίες αναφέρουν πως υπεύθυνη για την προσαρμογή της ιδιοδεκτικής ικανότητας και της κιναισθητικής αντίληψης μετά από έναν ακρωτηριασμό είναι η άρθρωση του εναπομείναν ισχίου (Skinner et al., 1986; Eakin et al., 1992). Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι τα άτομα με ακρωτηριασμό, θα έχουν διαταραχές στην ισορροπία τους και κατ' επέκταση στην βάδισή τους, με αποτέλεσμα να είναι απαραίτητη η ενίσχυση της άρθρωσης του ισχίου (Hof et al., 2005; Baum, et al. 2008; Vrieling et al., 2008).

Οι Hof et al., (2007) έδειξαν ότι οι ακρωτηριασμένοι κατά την βάδιση χρησιμοποιούν περίπου το 60,4% στην στήριξη του τεχνητού μέλους, ενώ 68% ήταν η στήριξη στο άλλο άκρο. Αναφέρουν επίσης αλλαγές στην κατανομή του βάρους, στα σημεία πίεσης του πέλματος, και στις δυνάμεις αντίδρασης από το έδαφος, τόσο στο τεχνητό μέλος, όσο και στο αντίθετο κάτω άκρο. Οι ερευνητές προτείνουν ότι οι πιθανές αιτίες όλων των παραπάνω αλλαγών συμβαίνουν λόγω μειωμένης κινητικότητας, λόγω πόνου στο κολόβωμα, της κακής εφαρμογή του τεχνητού μέλους, της μειωμένης δύναμης των παρακείμενων μυών, της μειωμένης ιδιοδεκτικής πληροφορίας λόγω προβλημάτων ισορροπίας και λόγω μειωμένης αυτοπεποίθησης (Nadollek et al., 2002).

Οι Eakin et al., (1992) πραγματοποίησαν έρευνα σε 10 γυναίκες, οι οποίες είχαν ακρωτηριαστεί πάνω από το γόνατο, λόγω όγκου. Η μέτρηση της κιναισθησίας έγινε με την μέθοδο της παθητικής αναπαραγωγής γωνίας στην τεχνητή άρθρωση του γόνατος, σε Κ.Κ.Α.. Οι ερευνητές κατασκεύασαν μία ειδική μηχανή για την έρευνα, πάνω στην οποία σταθεροποιούσαν το τεχνητό μέλος, ενώ το άλλο άκρο ακουμπούσε πάνω σε μία σταθερή επιφάνεια (έδαφος). Το ειδικό αυτό μηχάνημα, ήταν μία επιφάνεια με ρόδες έτσι κατασκευασμένη, ώστε ο άκρος πόδας να σχηματίζει γωνία 90° με το έδαφος και το γόνατο να βρίσκεται σε γωνία έκτασης 120°. Με την κινούμενη αυτή συσκευή, οι δοκιμαζόμενοι έπρεπε να αναπαράγουν τις γωνίες των 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, σταματώντας την κίνησή της κάθε φορά με ένα κουμπί, το οποίο σταματούσε και την κίνηση της συσκευής.

Σύμφωνα με τις υποθέσεις της έρευνας, σε ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο, η απουσία των δομών του γόνατος που παρέχουν την ιδιοδεκτική λειτουργία προκαλεί αναπροσαρμογές στις λειτουργίες αυτές. Η ιδιοδεκτικότητα και η κιναισθηση στο ακρωτηριασμένο άκρο κατά την αναπαραγωγή των γωνιών δεν βρέθηκε να είχε μειωθεί

πολύ και αυτό φαίνεται να οφείλεται στην άρθρωση του ισχίου του ακρωτηριασμένου άκρου.

Ο ρόλος των παρακείμενων αρθρώσεων στον ακρωτηριασμό, φαίνεται να είναι πολύ σημαντικός. Οι παρακείμενες αρθρώσεις χρησιμοποιώντας, τόσο τη μυοσκελετική τους δομή, όσο και τη νευρολογική τους ενίσχυση, παρέχουν και εξασφαλίζουν την κίνηση στο κολόβωμα. Σε αυτό το συμπέρασμα κατέληξαν οι Dhillon et al., (2004). Πραγματοποίησαν έρευνα σε 8 ακρωτηριασμένους πάνω από τον αγκώνα, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε αναθεώρηση του κολοβώματος χειρουργικά. Το δείγμα είχε ακρωτηριαστεί τουλάχιστον 4 χρόνια πριν. Οι ερευνητές εμφύτευσαν σε νεύρα, ειδικά ηλεκτρόδια για να μετρήσουν την αγωγιμότητα και λειτουργικότητα των νεύρων αυτών σε μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς. Συνδεδεμένοι με έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, 2 ημέρες μετά το χειρουργείο, οι εθελοντές, εκτελούσαν εντολές που δέχονταν από αυτό. Οι ερευνητές παρατήρησαν ότι σε μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς, οι εναπομείναν λειτουργικές νευρικές συνδέσεις παραμένουν βιώσιμες ή μπορούν να ανακτηθούν μετά από εξάσκηση. Οι αισθητικοί νευρώνες φάνηκαν να είναι πιο ανθεκτικοί από τους κινητικούς· η ιδιοδεκτική ικανότητα παρ' όλο που βρέθηκε να είναι μειωμένη, μπορεί να ανακτηθεί και να προκληθεί εύκολα, ακόμα και στους μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς.

Οι Liao και Skinner (1995) , μέτρησαν την κιναισθησία σε 9 άνδρες και γυναίκες, με ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο, χρησιμοποιώντας 2 μεθόδους: την παθητική κίνηση και την ικανότητα αναπαραγωγής συγκεκριμένων γωνιών στο ακρωτηριασμένο άκρο καθώς και στο υγιές αντίθετο κάτω άκρο. Οι ερευνητές σύγκριναν τα αποτελέσματα μεταξύ ακρωτηριασμένου και μη ακρωτηριασμένου κάτω άκρου· αναφέρουν ότι υπήρξε σημαντική μείωση κατά την παθητική κίνηση ενώ δεν παρατήρησαν τόσο σημαντική μείωση στο ακρωτηριασμένο άκρο-κολόβωμα, κατά την αναπαραγωγή συγκεκριμένων γωνιών. Με την ίδια μεθοδολογία οι Kavounoudias et al., (2005), μέτρησαν την κιναισθησία σε 48 εθελοντές, 34 από τους οποίους ακρωτηριάστηκαν λόγω τραύματος και 14 λόγω αγγειακής πάθησης. Συγκρίνοντας οι ερευνητές το ακρωτηριασμένο με το μη ακρωτηριασμένο άκρο κατέληξαν στο ότι, η κιναισθηση μειώνεται τόσο στο κολόβωμα, όσο και στο αντίθετο μη ακρωτηριασμένο άκρο.

2.8. ΑΝΑΚΕΦΑΛΑΙΩΣΗ

Η μέθοδος αναπαραγωγής συγκεκριμένης γωνίας κάμψης σε περιβάλλον Α.Κ.Α. ή Κ.Κ.Α., χρησιμοποιείται ευρέως στον επιστημονικό χώρο, με σκοπό την μέτρηση της κιναισθητικής ικανότητας και της συμπεριφοράς της ιδιοδεκτικής λειτουργίας μετά από έναν ακρωτηριασμό. Στόχος της μέτρησης αυτής, είναι να καταγραφούν οι αλλαγές και προσαρμογές που συμβαίνουν στο σωματοαισθητικό σύστημα του εγκεφάλου. Η βελτίωση της ιδιοδεκτικότητας και της κιναισθησίας του ακρωτηριασμένου κάτω άκρου, θα επιτευχθεί μέσω κατάλληλων θεραπευτικών προγραμμάτων φυσικοθεραπείας.

Αποτελέσματα ερευνών αναφέρουν ότι αλλάζοντας η ιδιοδεκτική λειτουργία, η κιναισθητική αντίληψη του ακρωτηριασμένου άκρου μειώνεται κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες μετρήσεων (Eakin et al., 1992; Liao, Skinner, 1995; Dhillon et al, 2003; Kavounoudias et al, 2005; Hof et al, 2007). Οι περισσότερες ερευνητικές προσπάθειες μέχρι σήμερα χρησιμοποιούν κυρίως την παθητική αναπαραγωγή γωνίας σε περιβάλλον Α.Κ.Α., γεγονός που δηλώνει την έλλειψη πειραματικών ευρημάτων στο αντικείμενο της ενεργητικής αναπαραγωγής σε Κ.Κ.Α.. Η περαιτέρω έρευνα θα συμβάλει στην επιστημονική γνώση της κατασκευής των τεχνητών μελών καθώς επίσης και στην ανάπτυξη νέων τρόπων ενίσχυσης των θεραπευτικών προγραμμάτων της φυσικοθεραπείας.

3. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1. ΔΕΙΓΜΑ

Το δείγμα τους παρούσας ερευνητικής προσπάθειας αποτελείτο από 22 ενήλικες άνδρες και γυναίκες. Τα χαρακτηριστικά του δείγματος παρουσιάζονται αναλυτικά στον πίνακα 3.1.. Οι προϋποθέσεις συμμετοχής στην έρευνα ήταν :

- 1) Ο ακρωτηριασμός να έχει γίνει πάνω από το γόνατο και κάτω από το ισχίο ή δια του γόνατος.
- 2) Να χρησιμοποιούν το τεχνητό τους μέλος τουλάχιστον 1 χρόνο (Deathe et al., 2005; Vrieling et al., 2007).
- 3) Να μην παρουσιάζουν πόνο στην περιοχή του κολοβώματος.
- 4) Να μην εμφανίζουν πρόβλημα οπτικό ή/και ακουστικό.
- 5) Να μην έχουν αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κάτω άκρων.
- 6) Να μην εμφανίζουν εγκεφαλικές διαταραχές.

Η επιλογή των δοκιμαζομένων έγινε κατόπιν αξιολόγησης, ώστε να πληρούν τις παραπάνω προϋποθέσεις συμμετοχής στην έρευνα.

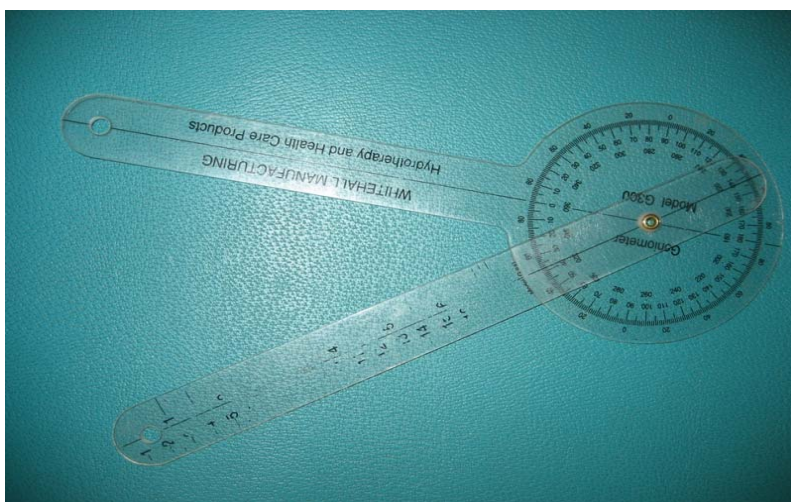
Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά δείγματος

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ	
ΦΥΛΛΟ	18 Άνδρες / 4 γυναίκες
ΗΛΙΚΙΑ	M.O. 42 ετών (SD:11,52)
ΥΨΟΣ	M.O. 1,76 cm (SD:0,087)
ΒΑΡΟΣ	M.O. 77,63 kg (SD:12,18)
ΕΠΙΠΕΔΟ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	11 κάτω τριτημόριο μηριαίου οστού / 7 μεσότητα μηριαίου οστού / 3 όριο μεσότητας με κάτω τριτημόριο μηριαίου οστού / 1 διά του γόνατος
ΑΙΤΙΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	18 λόγω τροχαίου ατυχήματος / 2 λόγω όγκου / 1 λόγω αγγειακού προβλήματος / 1 λόγω εργατικού ατυχήματος
ΕΙΔΟΣ ΤΕΧΝΗΤΟΥ ΜΕΛΟΥΣ	10 με υδραυλική άρθρωση γόνατος / 10 με ηλεκτρονική άρθρωση γόνατος C-leg / 2 με απλή 4/αξονική άρθρωση γόνατος
ΠΟΝΟΣ ΣΤΟ ΚΟΛΟΒΩΜΑ	7 λόγω αλλαγής καιρού / 1 λόγω αυξομείωσης του βάρους
ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ	1 άνδρας λόγω ομόπλευρου ακρωτηριασμού του άνω άκρου / 2 λόγω πάρεσης νεύρου ομόπλευρου άνω άκρου
ΠΛΕΥΡΑ ΑΚΡΩΤΗΡΙΑΣΜΟΥ	11 δεξιά πλευρά / 11 αριστερή πλευρά

3.2. ΕΠΙΛΟΓΗ ΟΡΓΑΝΩΝ

Στην παρούσα έρευνα χρησιμοποιήθηκαν τα παρακάτω όργανα :

- 1) Κλασσικό γωνιόμετρο model G300 Whitehall Manufacturing-hydrotherapy and health care products (εικόνα 3.1.), για την μέτρηση της αναπαραγομένης γωνίας των δοκιμαζομένων. Η μέθοδος της γωνιομέτρησης με χρήση κλασσικού γωνιόμετρου, έχει χρησιμοποιηθεί, τόσο στην κλινική αξιολόγηση, όσο και για ερευνητικούς σκοπούς σε υγιείς πληθυσμούς, σε ειδικούς πληθυσμούς και σε παιδιά (Barrett et al., 1991; Katz et al., 1992; Owen et al., 2007).
- 2) Δύο αναλογικές ζυγαριές, ώστε ο δοκιμαζόμενος να αντιλαμβάνεται το ποσοστό φόρτισης, μέσω του βάρους του, στα κάτω άκρα του (εικόνα 3.2.α.).
- 3) Ισοκινητικό μηχάνημα τύπου CON-TREX, με σκοπό την μέτρηση της αξιοπιστίας του ερευνητή (εικόνα 3.2.β.) (Ageberg et al., 2007).



Εικόνα 3.1. Γωνιόμετρο model G300-Whitehall manufacturing.



Εικόνα 3.2. α: αναλογικές ζυγαριές. β: Ισοκινητικό μηχάνημα τύπου CON-TREX για την μέτρηση αξιολοπιστίας του ερευνητή.

3.3. ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ

Η αρχική επικοινωνία με τους πρώτους 12 εθελοντές, πραγματοποιήθηκε από τον ερευνητή, μέσω του Αθλητικού Συλλόγου για άτομα με αναπηρία, «Σπάρτακος». Οι υπόλοιποι 10 εθελοντές, βρέθηκαν μέσω συστάσεων που δόθηκαν προς τον ερευνητή, από τους πρώτους 12 εθελοντές. Κατά την διαδικασία επιλογής του δείγματος, σε σύνολο 25 ακρωτηριασμένοι, 3 από αυτούς δεν επιλέχθηκαν, διότι οι 2 είχαν αμφίπλευρο ακρωτηριασμό κάτω άκρων και ένας εθελοντής είχε ακρωτηριαστεί λιγότερο από 1 έτος.

Κατόπιν τηλεφωνικής επικοινωνίας του ερευνητή με τον εκάστοτε εθελοντή, ορίστηκε ραντεβού σε εξωνοσοκομειακό χώρο, όπου και πραγματοποιήθηκε εκτεταμένη ενημέρωση σχετικά με την έρευνα και τους σκοπούς της. Οι εθελοντές, αφού πρώτα ενημερώθηκαν για τους σκοπούς και τη διαδικασία της έρευνας, υπέγραψαν δήλωση συγκατάθεσης εθελοντικής συμμετοχής (παράρτημα 8.3.) και συμπλήρωσαν την ατομική «φόρμα χαρακτηριστικών δοκιμαζομένου» (παράρτημα 8.2.).

Η δεύτερη συνάντηση με τους δοκιμαζόμενους, πραγματοποιήθηκε στο Γ.Ν. Ασκληπιείο Βούλας, όπου και πραγματοποιήθηκε η διαδικασία των μετρήσεων. Οι μετρήσεις, επιβλέπονταν από 3 φυσικοθεραπευτές (συνεργάτες της έρευνας), ενώ όλες τις μετρήσεις πραγματοποίησε ο ίδιος ερευνητής.

3.3.1. Μέτρηση

Αρχικά ο δοκιμαζόμενος περπατά μέσα στο δίζυγο διάδρομο ελεύθερα με το δικό του βήμα (Baum et al., 2007). Με το παράγγελμα του ερευνητή, ο δοκιμαζόμενος σταματά τη βάδιση σε θέση βηματισμού, με το τεχνητό μέλος να προβάλλει και μετρά το μήκος (cm) και το πλάτος (cm) του βήματός του με μέτρο, με ακρίβεια εκατοστού (Steindler, 1973; Regensteiner et al., 2006). Μήκος βήματος είναι η απόσταση δύο διαδοχικών επαφών της πτέρνας με το έδαφος, μιας του αριστερού και μιας του δεξιού κάτω άκρου (Steindler, 1973; Μπαλτόπουλος, 1994). Όλες οι μετρήσεις καταγράφονται στην «ατομική καρτέλα του δοκιμαζόμενου» (Παράρτημα 8.4.).

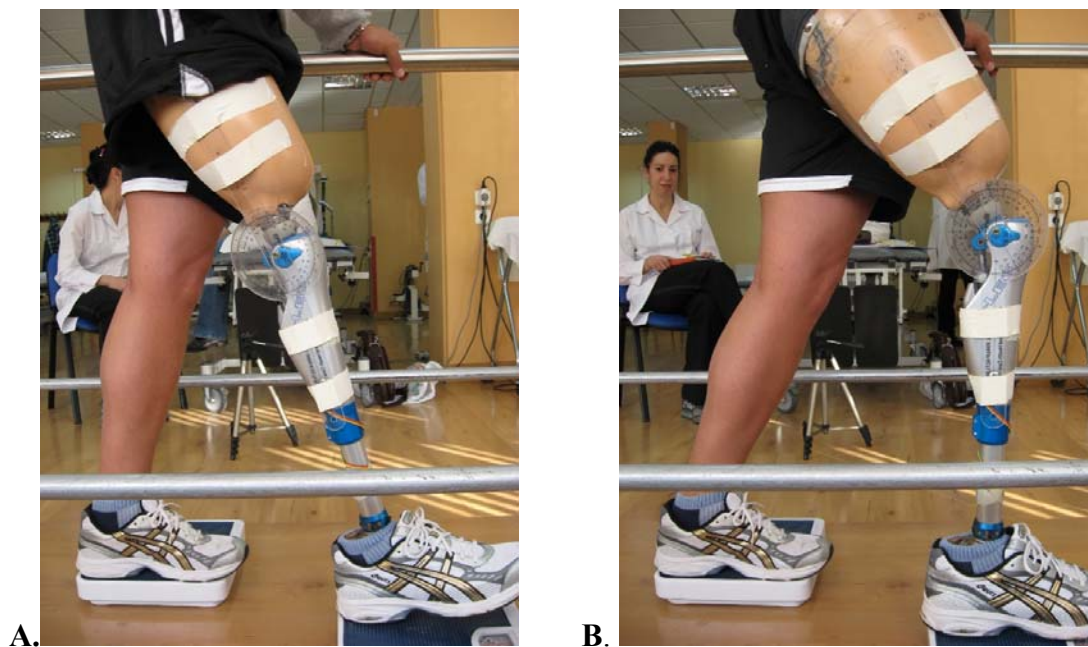
Στην συνέχεια, σύμφωνα με το μήκος και το πλάτος του βήματος του δοκιμαζόμενου, τοποθετήθηκαν οι 2 αναλογικές ζυγαριές μέσα στο δίζυγο διάδρομο (σχήμα 3.1.), σε θέση βηματισμού. Εντοπίστηκε το κέντρο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, σύμφωνα με το έξω σφυρό και τον μείζων τροχαντήρα. Το κέντρο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος βρίσκεται λίγο πιο πίσω, σε σχέση με ένα φυσιολογικό γόνατο και είναι έτσι κατασκευασμένο, ώστε κατά την βάδιση το κέντρο βάρους να μην βγαίνει έξω από την βάση στήριξης, με αποτέλεσμα να μειώνεται ο κίνδυνος πτώσης (Romo, 2000; Friel, 2005).

Με βάση το κέντρο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, τοποθετήθηκε το κλασσικό γωνιόμετρο, με tape, πάνω στο τεχνητό μέλος (εικόνα 3.3.α.) και ζητήθηκε από τον δοκιμαζόμενο να εκτείνει το τεχνητό του μέλος. Από αυτή την θέση υπολογίστηκε η πλήρης έκταση του τεχνητού μέλους σε μοίρες (Romo, 2000).

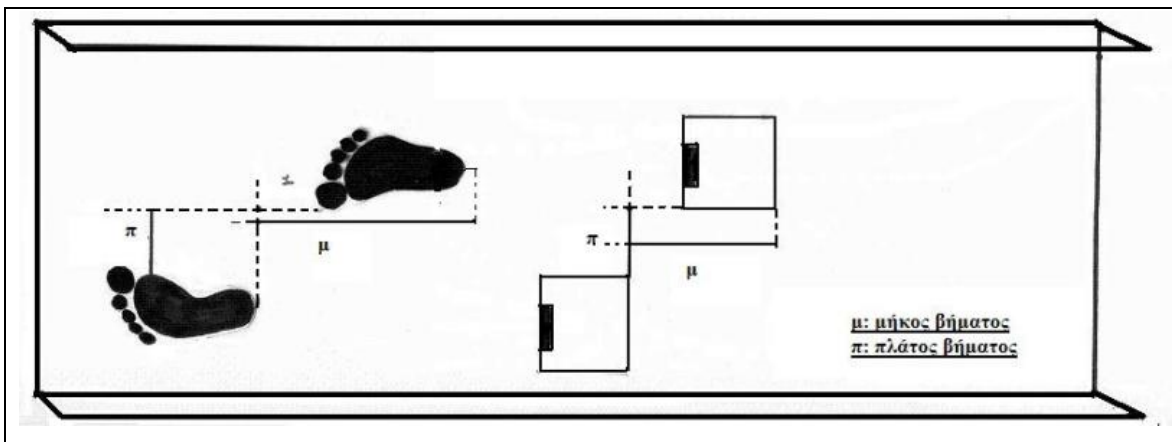
Έπειτα ο δοκιμαζόμενος ανεβαίνει πάνω στις ζυγαριές, με το τεχνητό του μέλος να προβάλλει και ισορροπεί, με τα μάτια σε όλη την διαδικασία να είναι ανοιχτά και το κεφάλι να κοιτάει ευθεία μπροστά. Αφέθηκε στην κρίση των εθελοντών αν θα χρησιμοποιήσουν τα άνω άκρα για στήριξη, είτε καθ' όλη την διαδικασία της μέτρησης, είτε επιλεκτικά. Ο δοκιμαζόμενος κάμπει το τεχνητό γόνατο σε οποιαδήποτε γωνία, με σκοπό να αντιληφθεί ότι πρέπει να αναπαράγει γωνία τέτοια στο γόνατό του ρίχνοντας βάρος προς τα εμπρός· αυξάνοντας δηλαδή το βάρος στην ζυγαριά που ακουμπά το τεχνητό του μέλος και μειώνοντας το βάρος στην ζυγαριά που ακουμπά το υγιές κάτω άκρο του (εικόνα 3.3.β.).

Με την βοήθεια του ερευνητή ο δοκιμαζόμενος εκτελεί κάμψη μεγαλύτερη των $+15^\circ$, από την πλήρη έκταση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, 3 φορές για εξοικείωση και με το υγιές του άκρο σε υπερέκταση. Κατά την διαδικασία εξοικείωσης, ο δοκιμαζόμενος κάμπτει ενεργητικά την τεχνητή άρθρωση του γόνατος και ο ερευνητής βοηθά παθητικά στην επαναφορά, ώστε να εντοπίσει ο δοκιμαζόμενος την απαιτούμενη γωνία. Σε κάθε επανάληψη, ο δοκιμαζόμενος διατηρεί αυτή την θέση για 10 δευτερόλεπτα, συσπώντας το κολόβωμά του. Μετά από την διαδικασία της εξοικείωσης ακολουθούν 2 λεπτά διάλειμμα.

Στο τελικό στάδιο της μέτρησης, ο δοκιμαζόμενος κάμπτει ενεργητικά την τεχνητή άρθρωση του γόνατός του και ενεργητικά επαναφέρει την άρθρωση στις $+15^\circ$, από την πλήρη έκταση του (Tsauo et al., 2008). Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται 3 φορές από τον δοκιμαζόμενο, χωρίς καμία βοήθεια, και καταγράφονται οι αποκλίσεις που παρουσίασε από την καθορισμένη γωνία των $+15$ μοιρών.



Εικόνα 3.3. α: τοποθέτηση γωνιομέτρου στο τεχνητό μέλος. **β:** ο δοκιμαζόμενος κάμπτει ενεργητικά την τεχνητή άρθρωση του γόνατος.



Σχήμα 3.1. Ενδεικτική απεικόνιση του δίζυγου διαδρόμου, με την τοποθέτηση των ζυγαριών. Οι νοητές γραμμές απεικονίζουν τον τρόπο με τον οποίο μετράμε το μήκος και το πλάτος του βήματος (cm), προσαρμοσμένο πάνω στις ζυγαριές (Robinson, Smidt, 1981; Μπαλτόπουλος, 1994).

Σύμφωνα με τα δεδομένα από την «φόρμα χαρακτηριστικών» των δοκιμαζομένων, κανένας από τους 22 δεν αντιμετώπιζε προβλήματα οράσεως, προβλήματα ισορροπίας νευρολογικής φύσεως και κανένας δεν έπασχε από οποιαδήποτε πάθηση μετά τον ακρωτηριασμό του που να οφείλεται σε αυτόν. Τα παραπάνω στοιχεία οδήγησαν στην ομαλή διεξαγωγή της έρευνας κατά την διάρκεια των μετρήσεων. Ωστόσο αξίζει να σημειωθεί ότι μόνον 1 από τους 22 δοκιμαζόμενους δεν χρησιμοποίησε τα άνω άκρα του για ισορροπία.

3.4 ΕΙΔΗ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ ΓΟΝΑΤΟΣ ΠΟΥ ΣΥΜΜΕΤΕΙΧΑΝ ΣΤΗΝ ΕΡΕΥΝΑ

3.4.α. Ηλεκτρονική άρθρωση γόνατος C-leg

Η ηλεκτρονική άρθρωση του γόνατος είναι μία νέα τεχνολογία, η οποία κατασκευάστηκε πρώτη φορά το 1997 (εικόνα 3.4.). Αποτελείται από έναν μικροεπεξεργαστή, ο οποίος ελέγχει τα υδραυλικά συστήματα της πρόθεσης και προσαρμόζεται δυναμικά σε όλες τις ταχύτητες βάδισης σε πραγματικό χρόνο. Ταυτόχρονα, παρέχει τη δυνατότητα να εξασφαλίσει την αξιοπιστία κατά την φάση στήριξης στον κύκλο της βάδισης. Ο ρυθμιστικός μηχανισμός, που διαθέτει, πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας ένα πολύπλοκο σύστημα αισθητήρων. Οι αισθητήρες καταγράφουν οποιοδήποτε ερέθισμα κάθε 0,02 δευτερόλεπτα και ο μικροεπεξεργαστής να διαβάσει τα δεδομένα 50 φορές/ λεπτό. Έτσι η άρθρωση του γόνατος μόνιμα

αναγνωρίζει σε ποια φάση του κύκλου βάρδισης βρίσκετε το άτομο, και επιτρέπει στον χρήστη να έχει μία ομαλή κίνηση κατά την φάση αιώρησης. Το C-leg συνοδεύεται με ένα φορητό τηλεχειριστήριο, το οποίο παρέχει στον χρήστη όταν το επιθυμεί με μία ρύθμιση να ορθοστατεί για πολλές ώρες ή να κάνει πιο έντονες δραστηριότητες. Η ηλεκτρονική άρθρωση, προσαρμόζεται αυτόματα σε οποιαδήποτε φάση κι αν βρίσκεται ο χρήστης. Αναμφισβήτητα είναι η πιο σύγχρονη τεχνολογία και εκείνη η οποία μέχρι σήμερα είναι πιο κοντά στα πλαίσια της ανθρώπινης κίνησης.



Εικόνα 3.4. Ηλεκτρονική άρθρωση γόνατος C-leg

3.4.β. Υδραυλικό γόνατο

Η υδραυλική άρθρωση του γόνατος (εικόνα 3.5.) είναι από τις πιο διαδεδομένες αρθρώσεις, που οι περισσότεροι ακρωτηριασμένοι επιλέγουν, τόσο για την οικονομική τιμή της, όσο και για την μεγάλη ασφάλεια που προσφέρει. Είναι μία πολυκεντρική άρθρωση, εξαιρετικά ασφαλής, παρέχει μία εργονομική ισοζυγισμένη βάρδιση και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ακόμη και από άτομα που ζυγίζουν περισσότερο από 75 κιλά.

Αποτελείται από ένα πρωτοποριακό υδραυλικό σύστημα που ελέγχει τη συμπεριφορά της άρθρωσης του γόνατος κατά τη διάρκεια της φάσης αιώρησης. Πιο συγκεκριμένα στην φάση που η πτέρνα ακουμπά στο έδαφος, η υδραυλική άρθρωση του γόνατος μπορεί να διατηρηθεί σε κάμψη μέχρι και τις 15° με ελεγχόμενο τρόπο, όπως ένα φυσικό γόνατο. Γι' αυτό τον λόγο όσοι χρησιμοποιούν υδραυλική άρθρωση έχουν πλήρη έκταση γόνατος περίπου 10°. Η διατήρηση της κάμψης εξυπηρετεί τους

χρήστες να περπατούν πιο άνετα σε ανώμαλες επιφάνειες και σε κεκλιμένα επίπεδα, χωρίς τον φόβο της πτώσης.

3.4.γ. Τετραζονική άρθρωση γόνατος

Η τετραζονική άρθρωση τεχνητού γόνατος είναι από τις πιο απλές αρθρώσεις (εικόνα 3.5.). Αν και είναι παλαιάς τεχνολογίας κατασκευή σε σχέση με τις δύο προηγούμενες, είναι μία άρθρωση η οποία παρέχει ασφάλεια στον χρήστη λόγω των πολλών αξόνων, γύρω από τους οποίους κινείται η άρθρωση. Φέρει έναν χειροκίνητο μηχανισμό κλειδώματος του γόνατος, τον οποίο μπορεί να ενεργοποιήσει ο χρήστης σε στιγμές ανάγκης, όποτε κρίνει δηλαδή ότι ενδέχεται να χάσει την ισορροπία του. Προσφέρει ασφάλεια κατά την βάδιση και ιδιαίτερα στην φάση αιώρησης, όπου δεν αφήνει το πόδι να αιωρείται ανεξέλεγκτα.



Εικόνα 3.5. Υδραυλική άρθρωση γόνατος-Otto bock (αριστερά) και Τετραζονική άρθρωση γόνατος Otto-bock (δεξιά).

3.5. ΜΕΤΡΗΣΗ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑΣ ΤΟΥ ΕΡΕΥΝΗΤΗ

Η αξιοπιστία του ερευνητή που πραγματοποίησε τις μετρήσεις, ελέγχθηκε κατά τη μέτρηση συγκεκριμένης και άγνωστης σε αυτόν γωνίας και ως προς ανεξάρτητο ερευνητή, στον οποίο η υπό μέτρηση γωνία ήταν επίσης άγνωστη. Για τη μέτρηση της γωνίας οι ερευνητές χρησιμοποίησαν το ίδιο εργαλείο μετρήσεων (γωνιόμετρο G300), το

οποίο χρησιμοποιήθηκε καθ' όλη την ερευνητική εργασία. Την υπό μέτρηση γωνία την παρείχε το πρόσφατα συντηρημένο από εξουσιοδοτημένο ειδικό ισοκινητικό δυναμόμετρο τύπου CON-TREX, του Γ.Ν. Ασκληπείου Βούλας, στο οποίο είχε προσαρτηθεί μηροκνημοποδικός κηδεμόνας (εικόνα 3.6.), ο οποίος έκαμπτε στην άρθρωση του γόνατος σύμφωνα με τη γωνία του ισοκινητικού δυναμόμετρου και παρείχε τους άξονες για τη μέτρηση της γωνίας.

Οι δύο ερευνητές πραγματοποίησαν ο κάθε ένας τρεις ανεξάρτητες μετρήσεις στη συγκεκριμένη γωνία. Τα αποτελέσματα αναλύθηκαν με τη βοήθεια του στατιστικού πακέτου SPSS χρησιμοποιώντας το T-test για ζευγαρωτά δείγματα, προκειμένου να ερευνηθεί η συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων των δύο ερευνητών. Το T-test για ζευγαρωτά δείγματα θεωρήθηκε κατάλληλο, καθώς χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις όπου οι μετρήσεις είναι επαναλαμβανόμενες, προερχόμενες από το ίδιο δείγμα και είναι ιδανικό για έρευνες που πραγματοποιούνται υπό διαφορετικές συνθήκες (όπως μέτρηση ίδιας γωνίας από διαφορετικούς ερευνητές), (Σιώμκος, Βασιλικοπούλου, 2005).

Όπως φαίνεται στον ακόλουθο πίνακα 3.2., η συσχέτιση μεταξύ των μετρήσεων των δύο ερευνητών για τη συγκεκριμένη γωνία είναι εξαιρετικά ισχυρή (συντελεστής συσχέτισης =1,000) και ο συντελεστής συσχέτισης είναι στατιστικά σημαντικός ($p < 0,001$). Αυτό σημαίνει ότι ο ερευνητής που πραγματοποίησε τις μετρήσεις καθ' όλη την ερευνητική εργασία βρέθηκε σημαντικά αξιόπιστος κατά τη χρήση του γωνιόμετρου για τη μέτρηση γωνίας γόνατος ως προς ανεξάρτητο ερευνητή.



Εικόνα 3.6. Μηροκνημοποδικός κηδεμόνας, ο οποίος τοποθετήθηκε στο ισοκινητικό μηχανήμα τύπου CON-TREX, με σκοπό την μέτρηση αξιοπιστίας του ερευνητή.

Πίνακας 3.2. Πίνακας συσχέτισης μετρήσεων των δύο ερευνητών σε συγκεκριμένη γωνία.

Paired Samples Correlations								
		N	Correlation	Sig.				
Pair 1	VAR00001 & VAR00002	3	1,000	,000				

Paired Samples Test									
	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)	
	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval of the Difference					
				Lower	Upper				
Pair 1	VAR00001 - VAR00002	,33333	,57735	,33333	,10088	,76755	1,000	2	,423

3.6. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΕΣ ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ

- Τα αποτελέσματα αναλύθηκαν με τη βοήθεια του στατιστικού πακέτου SPSS. Οι στατιστικές αναλύσεις των δεδομένων της έρευνας περιλάμβαναν:
- (α) Περιγραφική στατιστική των δημογραφικών χαρακτηριστικών του δείγματος (λ.χ., μέσες τιμές και τυπικές αποκλίσεις).
 - (β) Έλεγχος *t*-test για την εξέταση:
 - (i) της αναπαραγόμενης γωνίας με την γωνία στόχο ($\varphi=15^\circ$), στο σύνολο των δοκιμαζομένων ($n=22$).
 - (ii) της ηλικίας με την αναπαραγόμενη γωνία.
 - (iii) το είδος της τεχνητής άρθρωσης σε σχέση με την αναπαραγόμενη γωνία.
 - (iv) της αναπαραγόμενης γωνίας σε σχέση με ομόπλευρο και ετερόπλευρο ακρωτηριασμό, όπως προκύπτει από τις μεταβλητές «πλευρά ακρωτηριασμού» και «ισχυρή πλευρά προ ακρωτηριασμού».

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

4.1. ΠΕΡΙΓΡΑΦΙΚΗ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΟΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Από την περιγραφική στατιστική ανάλυση των δεδομένων διαπιστώθηκε ότι η ηλικία των 22 δοκιμαζόμενων ήταν 42 έτη ($SD= 11,52$) με σωματικό βάρος 77,63 κιλά ($SD=12,18$), ύψος 1,76 εκατοστά ($SD=0,087$) και έτη ακρωτηριασμού του άκρου τους στα 10,9 έτη ($SD=11,60$). Στον Πίνακα 4.1. παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά του δείγματος (ηλικία, σωματικό βάρος, ύψος, έτη ακρωτηριασμού).

Πίνακας 4.1. Μέσες τιμές (M) και τυπικές αποκλίσεις (SD) δημογραφικών χαρακτηριστικών του δείγματος (ηλικία, σωματικό βάρος, ύψος, έτη ακρωτηριασμού).

	<i>M</i>	<i>SD</i>
Ηλικία (έτη)	42,00	11,52
Σωματικό βάρος (kg)	77,63	12,18
Ύψος (cm)	1,76	0,087
Έτη ακρωτηριασμού	10,90	11,60

Με τους πίνακες συχνότητας διαπιστώθηκε η συχνότητα: α) φύλλου, β) αιτίας ακρωτηριασμού, γ) επιπέδου ακρωτηριασμού, δ) είδους τεχνητής άρθρωσης, ε) φυσικοθεραπευτικής παρέμβασης και στ) πόνου στο κολόβωμα. Συγκεκριμένα, όπως παρουσιάζονται στον πίνακα 4.2., στο σύνολο των 22 δοκιμαζόμενων 18 (81,8%) από αυτούς ήταν άντρες και 4 (18,2%) γυναίκες. Οι 19 (86,4%) ακρωτηριάστηκαν λόγω ατυχήματος, οι 2 (9,1%) λόγω όγκου και 1 (4,5%) λόγω αγγειακού προβλήματος. Ο ακρωτηριασμός των 11 από τους 22 (50%) πραγματοποιήθηκε στο κάτω τριτημόριο του μηριαίου οστού, των 7 (31,8%) στην μεσότητα του μηριαίου οστού, των 3 (13,6%) στο όριο του κάτω τριτημορίου και της μεσότητας του μηριαίου οστού, και του 1 (4,5%) δια του γόνατος. Μετά τον ακρωτηριασμό οι 10 (45,5%) χρησιμοποίησαν υδραυλική τεχνητή άρθρωση, οι 2 (9,1%) 4/άξονική άρθρωση και οι υπόλοιποι 10 (45,5%) ηλεκτρονική άρθρωση C-Leg. Κατά την καταγραφή των δεδομένων διαπιστώθηκε ότι 10 από τους 22 (45,5%) ακολούθησαν φυσικοθεραπευτικό πρόγραμμα- χωρίς να προσδιορίζεται το ακριβές θεραπευτικό πρόγραμμα- ενώ 12 από τους 22 (54,5%) δεν ακολούθησαν καμία φυσικοθεραπευτική πράξη. Επίσης, παρατηρήθηκε πόνος στο κολόβωμα στους 11 από

τους 22 (50%) λόγω αλλαγής καιρού και σε 1 (4,5%) λόγω αυξομείωσης του βάρους, ενώ 10 (45,5%) από αυτούς δεν παρουσίασαν καθόλου πόνο.

Πίνακας 4.2. Απλή συχνοτική κατανομή των μεταβλητών «Φύλλο», «Αίτιο ακρωτηριασμού», «Επίπεδο ακρωτηριασμού», «Είδος τεχνητής άρθρωσης», «Φυσικοθεραπευτική παρέμβαση», «Πόνος στο κολόβωμα», στο σύνολο των 22 δοκιμαζομένων.

	Συχνότητα <i>f</i>	Εκατοστιαία αναλογία (%)
Φύλλο	18/22 άνδρες 4/22 γυναίκες	81,8% 18,2%
Αίτιο ακρωτηριασμού	19/22 ατύχημα 2/22 όγκος 1/22 αγγειακό πρόβλημα	86,4% 9,1% 4,5%
Επίπεδο ακρωτηριασμού	11/22 κάτω τριτημόριο μηριαίου 7/22 μεσότητα μηριαίου 3/22 όριο κάτω & μεσότητας μηριαίου 1/22 δια του γόνατος	50% 31,8% 13,6% 4,5%
Είδος τεχνητής άρθρωσης	10/22 υδραυλική άρθρ. γόνατος 10/22 ηλεκτρονική άρθρ. C-Leg 2/22 4/αξονική άρθρ. γόνατος	45,5% 45,5% 9,1%
Φυσικοθεραπευτική παρέμβαση	10/22 ναι 12/22 όχι	45,5% 54,5%
Πόνος στο κολόβωμα	11/22 ναι σε αλλαγή καιρού 10/22 Όχι πόνος 1/22 ναι σε αυξομειώσεις βάρους	50% 45,5% 4,5%

Στη συνέχεια, στον πίνακα 4.3., παρουσιάζονται περαιτέρω περιγραφικά χαρακτηριστικά του δείγματος, τα οποία προσαρμόζονται και επηρεάζουν τον κύκλο της βάδισης του ακρωτηριασμένου ατόμου (Μπαλτόπουλος 1994, Bachmann et al 2008). Τα στοιχεία αυτά περιγράφουν α) την αίσθηση ή όχι του κολοβώματος, β) την πιθανή αλλαγή του σωματικού βάρους μετά τον ακρωτηριασμό και γ) την πλήρη έκταση (μοίρες) της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος σύμφωνα με την εμβιομηχανική ανάλυση του προτύπου βάδισής τους, σε κάθε δοκιμαζόμενο ξεχωριστά.

Πίνακας 4.3. Περιγραφικά χαρακτηριστικά που επηρεάζουν και τροποποιούν τον κύκλο της βάδισης των δοκιμαζομένων.

	Συχνότητα <i>f</i>	Εκατοστιαία αναλογία (%)
Αισθητικότητα κολοβώματος	11/22 ναι 11/22 όχι	50% 50%
Αλλαγή σωματικού βάρους	10/22 ναι αύξηση Σ.Β 1/22 ναι μείωση Σ.Β. 11/22 όχι	45,5% 4,5% 50%
Πλήρης έκταση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος	14/22 φ=10° 4/22 φ=7° 4/22 φ=5°	63,6% 18,2% 18,2%

Με την απλή συχνοτική κατανομή (πίνακας 4.4.) των μεταβλητών κυρίαρχου κάτω άκρου προ ακρωτηριασμού και ακρωτηριασμένου άκρου, φαίνεται ότι στο δείγμα των 22 δοκιμαζομένων, οι 11 από αυτούς (50%) παρουσίασαν ομόπλευρο ακρωτηριασμό σε σχέση με το ισχυρό κάτω άκρο τους προ ακρωτηριασμού, και οι υπόλοιποι 11 (50%) παρουσίασαν αμφίπλευρο ακρωτηριασμό.

Πίνακας 4.4. Απλή συχνοτική κατανομή των μεταβλητών "κυρίαρχου κάτω άκρου προ ακρωτηριασμού" και "ακρωτηριασμένου άκρου".

Κυρίαρχο κάτω άκρο προ ακρωτηριασμού / Ακρωτηριασμένο κάτω άκρο	Ομάδα δοκιμαζόμενων (n=22)	
	Συχνότητα <i>f</i>	Εκατοστιαία αναλογία(%)
Ομόπλευρος ακρωτηριασμός	11/22	50%
Αμφίπλευρος ακρωτηριασμός	11/22	50%

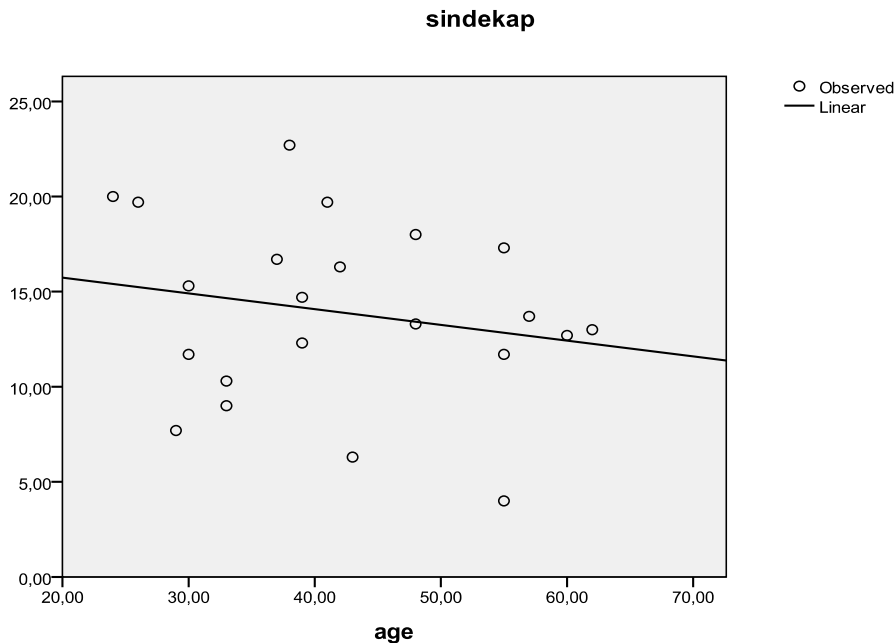
Στον πίνακα 4.5., παρουσιάζεται ο μέσος όρος των γωνιών στους δοκιμαζόμενους (n=10) που χρησιμοποίησαν υδραυλική τεχνητή άρθρωση και εκείνων (n=10) που χρησιμοποίησαν την άρθρωση του γόνατος C-Leg. Οι 2 από τους 22 δοκιμαζόμενους δεν συμμετείχαν στην σύγκριση αυτή λόγω του μικρού πληθυσμού που κατέχουν απ' όλο το δείγμα και έτσι δεν μπορούν να συγκριθούν. Οι δοκιμαζόμενοι που χρησιμοποίησαν υδραυλική άρθρωση γόνατος παρουσίασαν ελάχιστη γωνία (minimum) 4° και μέγιστη γωνία (maximum) 18°, με μέσο όρο γωνίας $M=13,43^\circ$ ($SD=4,31$). Οι δοκιμαζόμενοι που χρησιμοποίησαν ηλεκτρονική άρθρωση C-Leg παρουσίασαν ελάχιστη γωνία (minimum)

7,7°, και μέγιστη γωνία (maximum) 22°, με μέσο όρο γωνίας $M=15,38^\circ$ ($SD=4,93$). Στην παραπάνω σύγκριση δεν παρατηρήθηκε σημαντική στατιστική διαφορά ($t= -0,942$, $SD=2,1$, $p>0,05$).

Πίνακας 4.5. Σύγκριση υδραυλικής και ηλεκτρονικής άρθρωσης βάσει των γωνιών των δοκιμαζομένων.

Είδος τεχνητής άρθρωσης	N	M Ηλικίας	Min	Max	M	SD	t-Test
Υδραυλική άρθρωση	10	45,6	4°	18°	13,43°	4,31	- 0,942
Ηλεκτρονική άρθρωση C-Leg	10	37	7,7°	22°	15,38°	4,93	

Στο σχήμα 4.1., απεικονίζεται η σχέση μεταξύ του μέσου όρου των γωνιών, που πραγματοποίησαν οι δοκιμαζόμενοι, με την ηλικία. Η κατανομή των τιμών στο σχήμα δείχνει ότι, όσο αυξάνεται η ηλικία των δοκιμαζομένων, τόσο αυξάνεται και η απόκλιση που παρουσιάζουν αυτοί ως προς την γωνία στόχο ($\phi=15^\circ$).



Σχήμα 4.1. Σύγκριση του μέσου όρου των εκτελούμενων γωνιών σε σχέση με την ηλικία.

Όπως προκύπτει από τις μεταβλητές «πλευρά ακρωτηριασμού» και «ισχυρή πλευρά προ ακρωτηριασμού», οι 11 από τους 22 δοκιμαζόμενους παρουσίασαν ομόπλευρο και οι υπόλοιποι 11 ετερόπλευρο ακρωτηριασμό. Στον πίνακα 4.6. παρουσιάζεται ο μέσος όρος των γωνιών που εκτέλεσαν οι δοκιμαζόμενοι με ομόπλευρο και ετερόπλευρο ακρωτηριασμό, σε σχέση με το ισχυρό τους άκρο προ ακρωτηριασμού. Ο μέσος όρος γωνίας για τον ομόπλευρο ακρωτηριασμό ήταν $M=14,15$ ($SD=3,25$) και για τον ετερόπλευρο ακρωτηριασμό $M=13,60$ ($SD=6,60$). Στην παραπάνω σύγκριση δεν παρατηρήθηκε σημαντική στατιστική διαφορά ($t= 0,260$, $SD= 7,19$, $p>0,05$).

Πίνακας 4.6. Σύγκριση γωνίας σε ομόπλευρο και ετερόπλευρο ακρωτηριασμό σε σχέση με την ισχυρή πλευρά προ ακρωτηριασμού.

	N	M γωνίας	SD	t-Test
Ομόπλευρος ακρωτηριασμός	11	14,15°	3,25	0,260
Ετερόπλευρος ακρωτηριασμός	11	13,60°	6,60	

4.2. ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΓΩΝΙΩΝ ΤΗΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Στον πίνακα 4.7. παρουσιάζονται , οι τρεις μετρήσεις που πραγματοποίησε ο κάθε δοκιμαζόμενος ξεχωριστά, κατά την διάρκεια της διαδικασίας της μέτρησης: ο μέσος όρος αυτών των μετρήσεων και η γωνία στόχος, η οποία ήταν ίδια για όλους τους δοκιμαζόμενους.

Πίνακας 4.7. Καταγραφή των τριών μετρήσεων για κάθε δοκιμαζόμενο, μέσος όρος των τριών μετρήσεων και γωνία στόχος.

Δοκιμαζόμενοι	Προθετικό μέλος					T-test
	1 ^η Μέτρηση	2 ^η Μέτρηση	3 ^η Μέτρηση	M*	Γωνία στόχος	
1.	18°	18°	18°	18,00	15°	
2.	16°	18°	18°	17,30	15°	
3.	16°	16°	17°	16,30	15°	
4.	25°	21°	22°	22,70	15°	
5.	19°	20°	20°	19,70	15°	
6.	9°	10°	12°	10,30	15°	
7.	20°	20°	19°	19,70	15°	
8.	10°	12°	13°	11,70	15°	
9.	13°	12°	12°	12,30	15°	
10.	8°	8°	7°	7,70	15°	
11.	21°	20°	19°	20,00	15°	1,074
12.	10°	5°	4°	6,30	15°	
13.	18°	13°	10°	13,70	15°	
14.	15°	14°	15°	14,70	15°	
15.	14°	18°	14°	15,30	15°	
16.	13°	14°	12°	13,00	15°	
17.	15°	13°	12°	13,30	15°	
18.	11°	11°	13°	11,70	15°	
19.	18°	16°	16°	16,70	15°	
20.	8°	10°	9°	9,00	15°	
21.	17°	10°	11°	12,70	15°	
22.	4°	3°	5°	4,00	15°	

*M= 13,90 SD=4,76

Πραγματοποιήθηκε μέτρηση αξιοπιστίας των μεταβλητών: 1^η μέτρηση, 2^η μέτρηση, 3^η μέτρηση, M μετρήσεων. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, φαίνεται ότι η αξιοπιστία άλφα των τεσσάρων στοιχείων της κλίμακας, είναι 0,97, αποτέλεσμα που δείχνει ότι η κλίμακα διαθέτει καλή αξιοπιστία. Μία τιμή άλφα ίση ή μεγαλύτερη του 0.80, θεωρείται ικανοποιητική (0,97>0,80).

5.ΣΥΖΗΤΗΣΗ

5.1. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

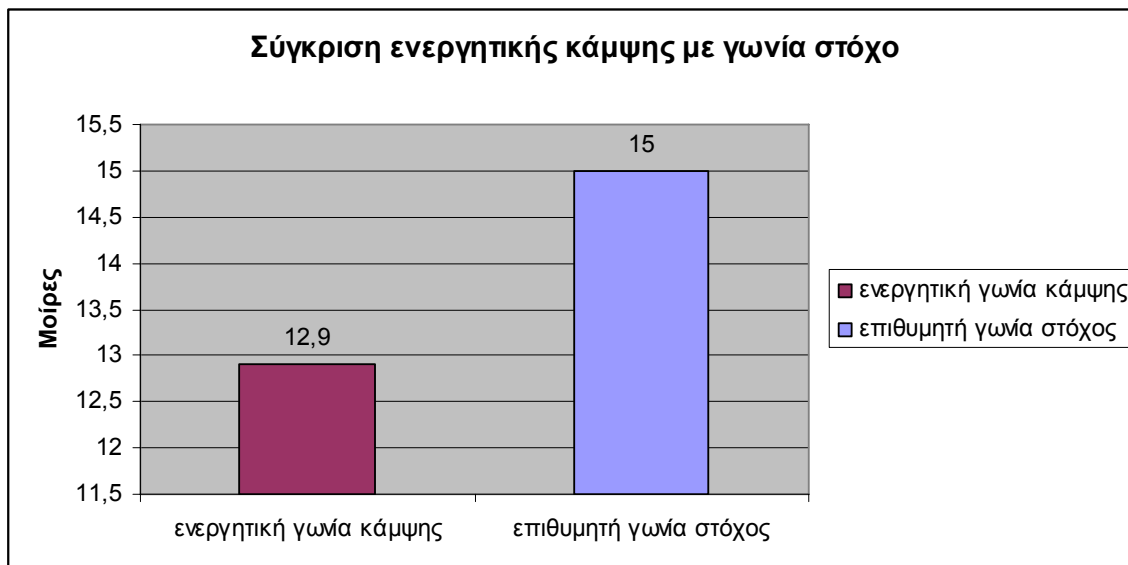
Σκοπός αυτής της ερευνητικής προσπάθειας ήταν να αποκαλύψει την κιναισθητική αντίληψη της άρθρωσης του ισχίου, μέσω της οποίας ελέγχεται η κίνηση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος σε άτομα με μηριαίο ακρωτηριασμό. Αυτό πραγματοποιήθηκε μέσω της ενεργητικής αναπαραγωγής της γωνίας των $+15^\circ$ μοιρών, από την πλήρη έκτασή της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, σε περιβάλλον Κ.Κ.Α. (Eakin et al, 1992; Romo, 2000; Tsauo et al, 2008) .Με τον όρο κιναισθητική αντίληψη εννοούμε την ικανότητα που εκτιμάται και ερμηνεύεται από την αίσθηση της κίνησης, της θέσης και τον έλεγχο της κίνησης της άρθρωσης (Bastian, 1888).

5.2. ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΑΝΑΠΑΡΑΓΩΜΕΝΗΣ ΕΝΕΡΓΗΤΙΚΗΣ ΚΑΜΨΗΣ ΤΩΝ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΓΩΝΙΑ ΣΤΟΧΟ ΤΩΝ 15°

Σύμφωνα με την ανασκόπηση της αρθρογραφίας, οι μέθοδοι μέτρησης της ιδιοδεκτικότητας ποικίλουν (Corrigan et al., 1992; Eakin et al, 1992; Carter et al., 1997). Στην παρούσα ερευνητική προσπάθεια, έχει χρησιμοποιηθεί η μέθοδος κατά την οποία ζητάτε από τον δοκιμαζόμενο η ενεργητική αναπαραγωγή συγκεκριμένης γωνίας σε περιβάλλον Κ.Κ.Α. (Eakin et al,1992; Carter et al, 1997). Η ερευνητική υπόθεση της παρούσας έρευνας ήταν ότι τα άτομα με ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο, αντισταθμίζουν την απουσία των δομών του γόνατος, στηριζόμενοι σε εναλλακτικούς μηχανισμούς, ώστε να εξασφαλίσουν την αίσθηση της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος. Οι εναλλακτικοί μηχανισμοί περιλαμβάνουν την άρθρωση του ισχίου και τους υποδοχείς του δέρματος, οι οποίοι δέχονται ερεθίσματα από την πίεση που τους ασκούν τα τοιχώματα του προθετικού μέλους (Eakin et al,1992).

Η ανάλυση των αποτελεσμάτων της παρούσας έρευνας, όπως φαίνεται και στο σχήμα 5.1. έδειξε ότι, η ενεργητική αναπαραγομένη γωνία κάμψης, της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, των 22 δοκιμαζομένων ήταν $13,9^\circ$. Παρατηρήθηκε μία απόκλιση στην γωνία κάμψης $-1,1^\circ$ από την επιθυμητή γωνία ($\varphi=15^\circ$). Ωστόσο η διαφορά αυτή των $-1,1^\circ$, δεν είναι στατιστικά σημαντική ($t=1,052$, $p>0,05$). Το παραπάνω γεγονός δηλώνει ότι οι 22 δοκιμαζόμενοι δεν παρουσίασαν σημαντική μείωση της ιδιοδεκτικής

πληροφόρησης του ισχίου και πιθανόν κατ' επέκταση, του κιναισθητικού ελέγχου της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος.



Σχήμα 5.1. Σύγκριση ενεργητικής γωνίας κάμψης ($M=12,9^\circ$, $SD= 4,76$) με γωνία στόχου γωνιομέτρου 15° στο σύνολο των 22 δοκιμαζομένων.

Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας συμφωνούν με ευρήματα άλλων ερευνών (Eakin et al., 1992; Liao, Skinner, 1995; Vrieling (Hof) et al., 2008), στις οποίες δεν παρατηρήθηκε σημαντική μείωση της ιδιοδεκτικότητας και της κιναισθητικής ικανότητας. Συγκεκριμένα, οι Eakin et al. (1992), μέτρησαν την κιναισθητική ικανότητα στις 5° , 10° , 15° , 20° , και 25° κάμψης της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος, μέσω της παθητικής αναπαραγωγής κίνησης σε Κ.Κ.Α.. Οι ερευνητές δεν βρήκαν σημαντικά μειωμένη την κιναισθητική αντίληψη των δοκιμαζομένων τόσο προς τις επιθυμητές γωνίες, όσο και ως προς το αντίθετο υγιές κάτω άκρο. Παρόμοια αποτελέσματα βρέθηκαν από τους Vrieling (Hof) et al. (2008), οι οποίοι μέτρησαν τον έλεγχο της ισορροπίας σε περιβάλλον Κ.Κ.Α., τοποθετώντας τους δοκιμαζόμενους πάνω σε μια πλατφόρμα ισορροπίας. Οι ερευνητές κατέληξαν στο ότι η ασύμμετρη κατανομή του βάρους που βρέθηκε από τα αποτελέσματα της πλατφόρμας ισορροπίας, πιθανόν να οφείλεται σε μειωμένη ιδιοδεκτική πληροφόρηση, χωρίς αυτή να θεωρείται αποτέλεσμα του ακρωτηριασμού. Οι Liao και Skinner (1995), πραγματοποίησαν έρευνα, σε άτομα με ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο, και μέτρησαν την κιναισθηση στην άρθρωση του

γόνατος. Τα αποτελέσματα της έρευνας δεν έδειξαν σημαντική μείωση της ιδιοδεκτικής πληροφόρησης κατά την αναπαραγωγή συγκεκριμένης γωνίας.

Αντίθετα με τα ευρήματα της παρούσας έρευνας, οι Dhillon et al. (2004), μελετώντας τους μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς στα άνω άκρα αναφέρουν, μείωση της ιδιοδεκτικής ικανότητας. Οι εναπομείναν λειτουργικές νευρικές συνδέσεις παραμένουν βιώσιμες ή μπορούν να ανακτηθούν μετά από εξάσκηση, ενώ οι αισθητικοί νευρώνες φάνηκαν να είναι πιο ανθεκτικοί από τους κινητικούς. Η ιδιοδεκτική ικανότητα μπορεί να ανακτηθεί και να προκληθεί εύκολα, ακόμα και στους μακροπρόθεσμους ακρωτηριασμούς. Διαφαίνεται ότι τα νευρωνικά στοιχεία είναι εκ φύσεως προσαρμοστικά και ανταποκρίνονται στα πρότυπα χρήσης και τη δυνατότητα λειτουργικής βελτίωσης στο κάθε άτομο (Fuhr et al., 1992).

Όπως έχει αναφερθεί, η τεχνητή άρθρωση του γόνατος σε μηριαίο ακρωτηριασμό, δεν φέρει καμία δομή, η οποία να παρέχει ιδιοδεκτική πληροφόρηση, εκτός από αυτή του ισχίου και των δερματικών υποδοχέων του κολοβώματος. Επίσης, ο τετρακέφαλος μυς καθώς και οι οπίσθιοι μηριαίοι μύες δεν έχουν φυσιολογική ιδιοδεκτική λειτουργία (Barrack et al., 1984). Παρ' όλα αυτά η μέτρηση της παρούσας έρευνας δεν αποδεικνύει την μείωση την κιναισθητικής αντίληψης. Σύμφωνα με τους Barrack et al. (1984), αυτό οφείλεται σε διαφορετικούς νευρικούς μηχανισμούς, οι οποίοι ενεργοποιούνται για την αναπαραγωγή μίας γωνίας, σε σχέση με άλλες δοκιμασίες κατά τις οποίες η ιδιοδεκτικότητα φαίνεται να μειώνεται, όπως αυτή της αντίληψης έναρξης κινήσεως του κολοβώματος παθητικά (Eakin et al., 1992).

Η ενεργητική αναπαραγωγή γωνιών παρουσιάζεται σε όλες τις φάσεις του κύκλου της βάδισης. Πολλές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί με σκοπό να παρατηρήσουν τις προσαρμογές που συμβαίνουν κατά την βάδιση, μετά από έναν ακρωτηριασμό (Kaufman et al., 2007; Vrieling (Halbertsma) et al., 2008; Vickers et al., 2008; Vrieling et al., 2009). Οι Vrieling (Halbertsma) et al., (2008), μελέτησαν τον κύκλο της βάδισης σε ακρωτηριασμένα άτομα. Οι δοκιμαζόμενοι εκτελούσαν την διαδικασία έναρξης της βάδισης με το άκρο της επιλογής τους. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρουσιάστηκαν σημαντικές αλλαγές στην βάδιση των δοκιμαζομένων. Οι ερευνητές αναφέρουν ότι, το κέντρο βάρους μετατοπίστηκε κυρίως προς τα εμπρός, αυξάνοντας τον κίνδυνο πτώσης. Παρ' όλα αυτά σύμφωνα με τους ερευνητές παρατηρήθηκε ότι, οι

δοκιμαζόμενοι επέλεξαν το T.M. για την έναρξη της βάδισής τους. Στο ίδιο αποτέλεσμα κατέληξαν και οι Boonstra et al. (1994), όπου παρατήρησαν κατά την βάδιση την μετατόπιση του κέντρου βάρους προς τα εμπρός. Επίσης αναφέρουν ασύμμετρη βάδιση, μειωμένη τροχιά κίνησης του ισχίου και του γόνατος (γωνιομέτρηση), και καθοριστικό ρόλο του ύψους του κολοβώματος στον μηριαίο ακρωτηριασμό. Αντίθετα, στην παρούσα έρευνα, οι δοκιμαζόμενοι υποτίμησαν την γωνία στόχο ($\phi=15^\circ$), αναπαράγοντας μικρότερη από αυτή (κατά $-1,1^\circ$), γεγονός που ίσως σημαίνει ότι οι δοκιμαζόμενοι ένιωθαν φόβο πτώσης στο να μετατοπίσουν το κέντρο βάρους τους προς τα εμπρός κατά την αναπαραγωγή της κάμψης, σε συνδυασμό με την αναζήτηση στήριξης των χεριών των δοκιμαζομένων στο δίζυγο διάδρομο. Στην παρούσα έρευνα, πιθανόν οι δοκιμαζόμενοι να πρόβαλαν το κέντρο βάρους τους μπροστά, σε περίπτωση που η διαδικασία της μέτρησης, πραγματοποιούνταν κατά την διάρκεια του κύκλου της βάδισης και όχι σαν μια μεμονωμένη γωνία κάμψης.

Καθοριστικό ρόλο στον τρόπο με τον οποίο θα βαδίσει ένα ακρωτηριασμένο άτομο, έχει το ύψος του κολοβώματος (Boonstra et al., 1994; Lefebvre, Metraux, 2009). Ένα κοντότερο κολόβωμα οδηγεί σε απαίτηση μεγαλύτερων προωθητικών δυνάμεων κατά την βάδιση και κατ' επέκταση μεγαλύτερη ενεργειακή δαπάνη για τους ακρωτηριασμένους (Vrieling (Halbertsma) et al., 2008). Οι Baum et al. (2007), προτείνουν ότι αν το ακρωτηριασμένο μηριαίο οστό αποτελεί τουλάχιστον το 57% του αντίθετου μηριαίου οστού, τότε δεν αλλάζει σε μεγάλο βαθμό η βάδιση του ακρωτηριασμένου ατόμου. Σε προηγούμενη έρευνα, παρατηρήθηκε αλλαγή στον τετρακέφαλο μύ και στους οπίσθιους μηριαίους, μέσω ηλεκτρομυογράφου, εξηγώντας έτσι οι ερευνητές την προσαρμογή της λεκάνης, της οποίας αυξάνεται η κλίση, κατά την διάρκεια της ασύμμετρης βάδισης των ακρωτηριασμένων ατόμων (Jaegers et al., 1996). Οι ίδιοι ερευνητές αναφέρουν ότι, η αλλαγή των μυών που μελέτησαν, ίσως συντελεί στην προσαρμογή των ιδιοδεκτικών ερεθισμάτων στο ακρωτηριασμένο άκρο στην προσπάθεια του ατόμου να εξασφαλίσει την ασφαλέστερη βάδιση.

Σημαντικός επίσης παράγοντας που επηρεάζει την βάδιση του ακρωτηριασμένου ατόμου, είναι το είδος της τεχνητής άρθρωσης το οποίο χρησιμοποιείται (Friel, 2005). Στην παρούσα έρευνα χρησιμοποιήθηκαν 3 είδη τεχνητών αρθρώσεων, υδραυλική, ηλεκτρονική και 4/αξονική και πραγματοποιήθηκε σύγκριση της υδραυλικής και της

ηλεκτρονικής άρθρωσης βάση των μέσων όρων γωνιών που εκτέλεσαν οι δοκιμαζόμενοι. Βάση έρευνας της εταιρίας Otto-bock (2008), αναφέρεται ότι η ηλεκτρονική τεχνητή άρθρωση, η πιο σύγχρονη ως σήμερα τεχνολογία, παρέχει τις καλύτερες δυνατότητες, όσον αφορά στη βάδιση και στην μείωση παραγόντων που θα ευνοήσουν μία πτώση (Kastner, Joseph, 2008). Με την προϋπόθεση ότι δεν υπάρχουν συνοδά προβλήματα ισορροπίας, πιθανόν η ηλεκτρονική άρθρωση να παρέχει καλύτερη ισορροπία σε σχέση με την υδραυλική άρθρωση· δηλαδή η χρήση της πρώτης μειώνει τις πιθανότητες πτώσης συγκριτικά με την δεύτερη. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της σύγκρισης, αυτή η υπόθεση φαίνεται να ενισχύεται, χωρίς όμως σημαντική στατιστική διαφορά ($t=-0,942$, $SD=2,1$, $p>0,05$). Οι δοκιμαζόμενοι που χρησιμοποίησαν υδραυλική άρθρωση, υποτίμησαν την γωνία στόχο ($\varphi=15^\circ$) κατά $-1,57^\circ$ πιθανόν λόγω της κλειδωμένης Π.Δ.Κ. άρθρωσης στις 90° , που παρατηρείται σε αυτού του είδους τις τεχνητές αρθρώσεις και έχει σαν αποτέλεσμα την διαταραχή της εμβιομηχανικής του κύκλου της βάδισης, με συνέπεια την δημιουργία αίσθησης φόβου πτώσης από τους ασθενείς, σε περίπτωση μεγαλύτερης ενεργητικής κάμψης (Friel, 2005). Οι δοκιμαζόμενοι που χρησιμοποίησαν ηλεκτρονική άρθρωση (C-Leg) παρουσίασαν μικρότερη απόκλιση κατά $+0,38^\circ$ από την γωνία στόχο ($\varphi=15^\circ$) και έφτασαν πιο κοντά σε αυτήν, με την αυτοπεποίθηση της καλύτερης ισορροπίας και σταθερότητας.

Η απόκλιση η οποία βρέθηκε από τις δύο ομάδες, μπορεί να οφείλεται στην διαφορετική τεχνολογία των τεχνητών μελών- που έχει ως αποτέλεσμα την διαφορά στην αίσθηση του φόβου για πτώση- μπορεί όμως και να οφείλεται στον παράγοντα της ηλικίας. Σύμφωνα με την σύγκριση της αναπαραγόμενης γωνίας σε σχέση με την ηλικία, στην παρούσα έρευνα, παρατηρήθηκε μία αναλογική αύξηση μεταξύ των δύο μεταβλητών. Το αποτέλεσμα αυτό, συμφωνεί με τους Eakin et al. (1992), οι οποίοι πραγματοποίησαν μέτρηση σε ανομοιογενές δείγμα ως προς την ηλικία, και παρατήρησαν μία αύξηση της απόκλισης της επιθυμητής γωνίας καθώς αυξανόταν η ηλικία.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Εξαιτίας της περιορισμένης έρευνας στο αντικείμενο αναπαραγωγής συγκεκριμένης γωνίας σε περιβάλλον Κ.Κ.Α., η παρούσα μελέτη πραγματοποιήθηκε για να μελετήσει την ενεργητική αναπαραγωγή γωνίας σε Κ.Κ.Α., σε μηριαίο ακρωτηριασμό. Σκοπός της έρευνας ήταν να μετρηθεί η κιναισθητική αντίληψη μέσω εξέτασης της διαφοράς της επιθυμητής γωνίας στόχου (15°), με τον μέσο όρο των γωνιών που τελικά πραγματοποίησαν οι δοκιμαζόμενοι.

Για τον σκοπό της παρούσας εργασίας, χρησιμοποιήθηκε δείγμα 22 ατόμων με μηριαίο ακρωτηριασμό. Η κιναισθητική ικανότητα μετρήθηκε με την μέθοδο της γωνιομέτρησης κατά την διαδικασία της ενεργητικής αναπαραγωγής γωνίας 15° , τοποθετώντας ένα κλασικό γωνιόμετρο στην τεχνητή άρθρωση του γόνατος. Για την συλλογή των χαρακτηριστικών του δείγματος, ο κάθε δοκιμαζόμενος ξεχωριστά συμπλήρωσε μια «ατομική φόρμα χαρακτηριστικών».

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της έρευνας, οι δοκιμαζόμενοι παρουσίασαν απόκλιση $-1,1^\circ$ από την επιθυμητή γωνία των 15° . Λόγω μη σημαντικής στατιστικής διαφοράς ($p>0,5$), η ιδιοδεκτική πληροφόρηση του κολοβώματος δεν μειώνεται σημαντικά και κατ' επέκταση ο κιναισθητικός έλεγχος της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος. Ο έλεγχος της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος εξασφαλίζεται από την μυϊκή, συνδεσμική και ιδιοδεκτική ενίσχυση της άρθρωσης του ισχίου, καθώς επίσης και από τους δερματικούς υποδοχείς, οι οποίοι δέχονται ερεθίσματα από τις πιέσεις των τοιχωμάτων της θήκης του τεχνητού μέλους.

6.1. ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΠΕΡΑΙΤΕΡΩ ΜΕΛΕΤΗ

Στο πλαίσιο της έρευνας αυτής, χρησιμοποιήθηκε ομοιογενές δείγμα ως προς το είδος του ακρωτηριασμού. Αδυναμία της παρούσας έρευνας είναι ότι τα αποτελέσματα αυτά δεν μπορούν να γενικευτούν σε άτομα με άλλου είδους ακρωτηριασμό. Χαρακτηριστικά όπως το φύλο, η ηλικία, το βάρος, το ύψος και το αίτιο ακρωτηριασμού, δεν αποτέλεσαν κριτήρια επιλογής του δείγματος, με αποτέλεσμα την ανομοιογένεια του δείγματος ως προς αυτά τα χαρακτηριστικά. Επίσης, άλλα χαρακτηριστικά του δείγματος, όπως το ύψος του μηριαίου ακρωτηριασμού, το είδος της τεχνητής άρθρωσης

του γόνατος, η ισχυρή πλευρά του ατόμου πριν τον ακρωτηριασμό σε σχέση με εκείνη που ακρωτηριάστηκε και η αθλητική δραστηριότητα προ και μετά ακρωτηριασμού, δεν αποτέλεσαν κριτήρια επιλογής, πιθανόν όμως να διαφοροποίησαν την ομοιογένεια του δείγματος. Περιοριστικοί επίσης παράγοντες της έρευνας ήταν, το μέρος στο οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις, δεδομένου ότι έγιναν σε νοσοκομειακό χώρο και όχι σε οικείο περιβάλλον, ενώ σημαντικό ρόλο έχει και η ψυχολογική κατάσταση του ατόμου κατά την διάρκεια της μέτρησης.

Αναγκαία θα ήταν σύγκριση της ενεργητικής αναπαραγόμενης γωνίας με α) ανοιχτά και κλειστά μάτια, και β) με έκταση κεφαλής περιορίζοντας έτσι την οπτική ανατροφοδότηση και διαταράσσοντας το αιθουσαίο σύστημα. Επίσης, η σύγκριση της ενεργητικής κάμψης με την παθητική και το συγκεκριμένο δείγμα με μια ομάδα ελέγχου. Επιπλέον, θα μπορούσε να γίνει αξιολόγηση των παραγόμενων γωνιών, πριν και μετά από φυσικοθεραπευτική παρέμβαση.

Η χρήση της μεθόδου της γωνιομέτρησης φαίνεται να είναι αξιόπιστη (Lenssen, 2007; Rothstein et al., 1983). Η αξιοπιστία του οργάνου και του ερευνητή πραγματοποιήθηκαν με ισοκινητικό μηχάνημα τύπου CONTREX και έχουν βρεθεί να είναι υψηλά ($t= 1,000$, $p<0,001$). Η χρήση ενός μεγαλύτερου δείγματος, πιθανόν, να βοηθούσε στην εμφάνιση πιο αξιόπιστων αποτελεσμάτων.

Λαμβάνοντας υπόψιν όλες τις αδυναμίες της παρούσας έρευνας, προτείνεται η δημιουργία νέων πειραματικών σχεδιασμών με την ενεργητική αναπαραγωγή συγκεκριμένων γωνιών. Αντικείμενο προς έρευνα θα ήταν η εξέταση σε άλλου είδους ακρωτηριασμούς και με διαταραχή του οπτικού και αιθουσαίου συστήματος. Συμπερασματικά, απαιτείται η πραγματοποίηση μελλοντικών ερευνών με μεγαλύτερο αριθμό δείγματος, με μεθόδους περιορισμού επανατροφοδότησης και με ελεγχόμενους όλους τους προαναφερόμενους περιορισμούς για την ύπαρξη μιας πιο ολοκληρωμένης εικόνας της ενεργητικής αναπαραγωγής συγκεκριμένης γωνίας.

7. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. **Ageberg Eva 1, Johan Flenhagen² and Jonatan Ljung³ (2000).** Test-retest reliability of knee kinesthesia in healthy adults. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2007, 8:57
2. **American Diabetes Association** <http://www.diabetes.org>
3. **Amputation Prevention Global Resource Center Page.** February 2001. <http://www.diabetesresource.com>.
4. **Anderson S, (1995).** Dysvascular amputees: what can we expect? *Journal of Prosthetics and Orthotics* 7(2):43-50.
5. **Arksey H., Heaton J, Sloper P, (1998).** Tell it like it is. *Service Journal* 108(5588):32-33.
6. **Arnold Brent L., MS, ATC, David H. Perrin, PhD, ATC, Evan V. Hellwig, PhD, ATC, PT (1993).** The Reliability of Three Isokinetic Knee-extension Angle-specific Torques. *Journal of Athletic Training*, Volume 28, Number 3
7. **Bachmann V, Müller R, van Hedel HJ, Dietz V. (2008).** Vertical perturbations of human gait: organisation and adaptation of leg muscle responses. *Exp Brain Res.* Mar;186(1):123-30.
8. **Barrack, R. L., Lund, P. J., Skinner, H.B. (1994).** Knee joint proprioception revisited. *Journal of Sport rehabilitation*, 3, 18-42.
9. **Barrett A.G., A. G. Cobb, G. Bentley (1991).** Joint Proprioception in normal, osteoarthritis and replaced knees. *J Bone Joint Surg [Br]* 73-B: 53-6
10. **Bastian HC.** The muscular sense: its nature and cortical localization. *Brain* 1888: 10:1-137.
11. **Baum B.S., Schnall B.L., Tis J.E., Lipton J.S., (2007).** Correlation of residual limb length and gait parameters in amputees. *Injury, Int. Care Injured.* Nov; 39: 728-733.
12. **Biedert RM, Stauffer E, Friederich NF, (1992).** Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. A histologic investigation. *Am J Sports Med.* Jul-Aug;20(4):430-3.
13. **Canale ST., Campbell's, (1998).** *Operative Orthopaedics*, 9th ed., St. Louis: Mosby.
14. **Carter ND,TR Jenkinson, D Wilson, DW Jones, AS Torode (1997).** Joint position sense and rehabilitation in the anterior cruciate ligament deficient knee. *J Sports Med.*; 31;209-212.
15. **Casale R, Alaa L, Mallick M, Ring H. (2009).** Phantom limb related phenomena and their rehabilitation after lower limb amputation. *Eur J Phys Rehab Med.* Feb 26.
16. **Corrigan John P., William F. Cashman, Michael P. Brady, (1992).** Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg.*; 74-B:247-50.
17. **Communication WRLaBS-P, (2004).**The optimal length of transfemoral amputation. In: JE Walter Reed Army Medical Center;
18. **Deathe A Barry, William C Miller, (2005).** The L-test of functional mobility: Measurement Properties of a modified version of the timed “up & go” designed for people with lower limb amputations. *Phys. Ther.*; 85:626-635

19. **Dhillon G.S., Lawrence SM, Hutchinson DT, Horch KW., (2004).** Residual function in peripheral nerve stumps of amputees: implications for neural control of artificial limbs. *The Journal of Hand Surgery*, (29A);4.
20. **Eakin C.L., Quesada P.M., Skinner H. (1992).** Lower-Limb Proprioception in Above-Knee Amputees. *Clin Orthop Relat Res* (284):239-46
21. **Edwards, Anthony R., (2004).** "Study Helps Build Functional Bridges for Amputee Patients." *Biomechanics* May : 17
22. **Engstrom B., Van de Ven C., (1999).** *Therapy for Amputees*. 3rd ed. Edinburgh; Churchill Livingstone.
23. **Fuhr P, Cohen LG, Dang N, Findley TW, Haghghi S, Oro J, Hallett M., (1992).** Physiological analysis of motor reorganization following lower limb amputation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. Feb;85(1):53-60.
24. **Friel Karen, PT, DHS (2005).** Componentry for lower extremity prosthesis. *J Am Acad Orthop Surg* 2005; 13:326-335
25. **Helene Goujon-Pillet, PhD, Emilie Sapin, MsC, Pscale Fode, MD, MSc, Francois Lavaste, PhD (2008).** Three-Dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehab* Vol 89.
26. **Grigg P. (1994):** Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehabil*. 1994; 3:2–17.
27. **Gurpreet S. Dhillon, MD, Stephen M. Lawrence, PhD, Douglas T. Hutchinson, MD, Kenneth W. Horch, PhD, (2004).** Residual Function in Peripheral Nerve Stumps of Amputees: Implications for Neural Control of Artificial Limbs. *The Journal of Hand Surgery* / Vol. 29 a No. 4 July.
28. **Hall EJ, Flament D, Fraser C, Lemon RN., (1990).** Non-invasive brain stimulation reveals reorganized cortical outputs in amputees. *Neurosci Lett*. Aug 24;116(3):379-86.
29. **Harrison, (2001).** *Εσωτερική Παθολογία*. Συνοδό εγχειρίδιο 14^η έκδοση. Επιστημονικές εκδόσεις Παρισιάνου Α.Ε.
30. **Hof At L., Renske M. Bockel, Tanneke Schoppen, Klaas Postema. (2007).** **Control of lateral balance in walking.** Experimental findings in normal subjects and above knee amputees. *Gait and posture* 25 (2007) 250-258.
31. **Hongervorst T, Brand RA., (1998).** Mechanoreceptors in joint function. *J Bone Joint Surg Am.*; 80:1365-1378
32. **International Working Group on the Diabetic Foot**
www.iwgdf.org
33. **Judith P. Hunter, Joel Katz and Karen D. Davis. , (2005).** Dissociation of phantom limb phenomena from stump tactile spatial acuity and sensory thresholds. *Brain*, 128. 308-320
34. **Jaegers SM, Arendzen JH, de Jngh HJ. , (1996).** An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking. *Clin Orthop Relat Res* ; 328:119-28
35. **Jeffcoat, William. (2004).** "Incidence of Amputation is a Poor Measure of the Quality of Ulcer Care." *The Diabetic Foot* Summer 70-74.
36. **Johansson, Pedersen, Bergenheim, Djupsjobacka, (1999).** Peripheral Afferents of the knee: their effects on central mechanisms. Regulating muscle stiffness, joint stability, and proprioception.

37. **Johansson H, Sjolander P. (1993).** Neurophysiology of joints. In *Mechanics of human joints Physiology, Pathophysiology and Treatment*, Wright V, Radin EL, editors. New York: Marcel Dekker, 243-290.
38. **Kastner, Joseph. (2008).** "What are the benefits of the C-Leg?." Otto Bock. Sept. < http://www.ottobock.ca/products/lower_limb_prosthetics/c-leg_benefits.pdf>.
39. **Katz K, Rosenthal A, Yosipovitch Z. Normal, (1992).** Ranges of popliteal angle in children. *J Pediatr Orthop* 1992; 12:229-31.
40. **Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, Iverson BK, Mc Crady SK, Padgett DJ, Joyner MJ., (2007).** Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture*. 2007 Oct; 26(4):489-93.
41. **Kavounoudias A, Tremblay C, Gravel D, Iancu A, Forget R., (2005).** Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Apr; 86(4):633-40.
42. **Kisner Carolyn, Lynn Allen Colby (2003).** *Θεραπευτικές ασκήσεις, Βασικές Αρχές και Τεχνικές*
43. **Kurichi JE, Small DS, Bates BE, Prvu-Bettger JA, Kwong PL, Vogel WB, Bidelspach DE, Stineman MG., (2009).** Possible incremental benefits of specialized rehabilitation bed units among veterans after lower extremity amputation. *Med Care*. Apr; 47(4):457-65.
44. **Lefebvre KM, Metraux S. (2009).** Disparities in level of amputation among minorities: implications for improved preventative care. *J Natl Med Assoc*. Jul; 101(7):649-55.
45. **Lenssen Anton F 1,4, Ellen M van Dam1, Yvonne HF Crijns1, Mark Verhey1, Ruud JT Geesink2, Piet A van den Brandt3 and Rob A de Bie3,4, (2007).** Reproducibility of goniometric measurement of the knee in the in-hospital phase following total knee arthroplasty. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8:83
46. **Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, Fu FH, (1997).** The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med*. 1997 Jan-Feb;25(1):130-7.
47. **Lephart SM, Fu FH (eds) (2000).** *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign, IL, Human Kinetics 2000.
48. **MacIver K.,¹ D. M. Lloyd,² S. Kelly,¹ N. Roberts,³ and T. Nurmikko,¹ (2008).** Phantom limb pain, cortical reorganization and the therapeutic effect of mental imagery *Brain*. August; 131(8): 2181–2191.
49. **Mann RA, Hagy JL, White V, Liddell D, (1979).** The initiation of gait. *J Bone Joint Surg* 61:232-239.
50. **Mann RA, Poppen NK, O'Konski M., (1988).** Amputation of the great toe. A clinical and biomechanical study. *Clin Orthop Relat Res*. Jan ;(226):192-205.
51. **Mattes SJ, Martin PE, Royer TD, (2000).** Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matcing prosthetic and intact limb inertial properties. *ARCH Phys Med Rehabil* 81, 561-568.
52. **Nadollek H, Brauer S, Isles R, (2002).** Outcomes after transtibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiother Res Int*; 7:203-214

53. **Nikolajsen L, Ilkjaer S, Kroner K, Christenson JH, Jensen TS (1997).** The influence of preamputation pain on post amputation stump and phantom pain. *Pain* 72:393-405.
54. **Owen Janice, BScPT;*† Derek Stephens, MSc;* James G. Wright, MD, MPH*†. (2007).** Reliability of hip range of motion using goniometry in pediatric femur shaft fractures. *Can J Surg*, Vol. 50, No. 4, August
55. **Rau B., F. Bonvin, R. de Bie (2007) .** Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees, *Prosthetics and Orthotics International*, 31:3, 258-270.
56. **Riemann BL, Lephart SM., (2002).** The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *J Athl Train*. Jan; 37(1):71-79.
57. **Riemann BL, Lephart SM., (2002).** The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*. Jan;37(1):80-84.
58. **Romo HD, (2000).** Prosthetic knees. *Phys Med Rehabil Clin N Am*; 11:595-607
59. **Jules M. Rothstein, Peter J. Miller, and Richard F. Roettger, (1983).** Goniometric Reliability in a Clinical Setting Elbow and Knee Measurements. Volume 63 / Number 10, October
60. **Roulet S, Nouette-Gaulain K, Brochet B, Sztark F., (2009).** Phantom limb pain: From physiopathology to prevention.] *Ann Fr Anesth Reanim*. Apr 30.
61. **Scherer SA, Hiatt WR, Regensteiner JG., (2006).** Lack of relationship between gait parameters and physical function in peripheral arterial disease. *J Vasc Surg*. Oct;44(4):782-8.
62. **Sherrington CS (1906):** *The Integrative Action of the Nervous System*. New York, NY: C Scribner's Sons.
63. **Skinner HB, Barrack RL, Cook SD, Haddad RJ Jr., (1984).** Joint position sense in total knee arthroplasty. *J Orthop Res.*;1(3):276-83.
64. **Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW, Barrack RL., (1986).** Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *J Orthop Res.*;4(1):112-8.
65. **Smith D, Michael J, Bowker J. (2004).** Atlas of amputations and limb deficiencies. Rosemont, IL: American Academy of Prthopaedic Surgeons;
66. **Steindler A. (1973).** Kinesiology of the Human Body. Charles C. Thomas, Springfield, III.
67. **Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, Smeets RJ., (2009).** The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch Phys Med Rehabil*. Mar;90(3):440-6.
68. **Tsauo JY, Cheng PF, Yang RS., (2008).** The effects of sensorimotor training on knee proprioception and function for patients with knee osteoarthritis: a preliminary report. *Clin Rehabil*. May;22(5):448-57.
69. **Deborah R.Vickers, C. Palk, A.S. McIntosh, K.T. Beatty, (2008).** Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway; A biomechanical analysis. *Gait and posture* 27, 518-529

70. **Vrieling AH, van Keeken HG, Schoppen T, Hof AL, Otten B, Halbertsma JP, Postema K., (2009).** Gait adjustments in obstacle crossing, gait initiation and gait termination after a recent lower limb amputation. *Clin Rehabil.* Jul;23(7):659-71.
71. **Vrieling A.H., H. G. van Keeken, T. Schopen, E. Otten, J.P.K. Halbertsma, A.L. Hof , , K. Postema, (2008).** Gait initiation in lower limb amputees. *Gait and posture* 27; 423-430
72. **Vrieling A.H., H.G. van Keeken, T. Schoppen, E. Otten, A.L. Hof, J.P.K. Halbertsma, K., (2008).** Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Postema Gait and Posture* 28 :222-228
73. **Zanni GR, Wick JY., (2008).** Understanding amputation. *Consult Pharm.* Dec;23(12):944-8, 953-4.
74. **Παναγιώτης Ι. Μπαλτόπουλος, (1994).** *Λειτουργική Ανατομική Του Ανθρώπου Ι.* Ιατρικές εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδη.

8. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

8.1. ΜΥΪΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ. (Hamilton, Luttgens, Κινησιολογία 2002).

Μυς ισχίου	Έκφυση	Κατάφυση	Ενέργεια
Βραχύς Προσαγωγός	Έξω επιφάνεια του κλάδου του ηβικού οστού	Άνω τμήμα της τραχείας γραμμής και γραμμή από ελάσσονα τροχαντήρα προς τραχεία γραμμή	<u>Προσαγωγή / κάμψη ισχίου</u>
Μακρύς Προσαγωγός	Πρόσθια επιφάνεια του ηβικού οστού	Έσω χείλος του μέσου της τραχείας γραμμής	<u>Προσαγωγή / κάμψη ισχίου</u>
Μεγάλος Προσαγωγός	Κάτω κλάδος του ηβικού και ισχιακού οστού και έξω χείλος της κάτω επιφάνειας του ισχιακού κυρτώματος	Τραχεία γραμμή και έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα και φύμα του μεγάλου προσαγωγού	<u>Έκταση και προσαγωγή ισχίου / το κατώτερο τμήμα βοηθά στην έσω στροφή</u>
Ισχνός Προσαγωγός	Πρόσθια επιφάνεια του κάτω μισού της ηβικής σύμφυσης	Έσω επιφάνεια κνήμης, κάτω από τον κόνδυλο	<u>Κάμψη και προσαγωγή ισχίου</u>
Δικέφαλος Μηριαίος	Κάτω και έσω επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος	Έξω πλευρά της κεφαλής της περόνης και έξω κνημιαίος κόνδυλος	<u>Έκταση ισχίου</u>
Μεγάλος Γλουτιαίος	Οπίσθια γλουτιαία γραμμή του λαγόνιου οστού και τμήμα της λαγόνιας ακρολοφίας, οπίσθια επιφάνεια του κάτω τμήματος του ιερού οστού και πλευράς του κόκκυγα	Οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου και κάτω από τον μείζονα τροχαντήρα, λαγονοκνημιαία ταινία της πλατείας περιτονίας	<u>Έκταση ισχίου/ το ανώτερο τμήμα βοηθά στην απαγωγή και το κατώτερο στην προσαγωγή</u>
Μέσος Γλουτιαίος	Οπίσθια επιφάνεια του λαγόνιου οστού μεταξύ ακρολοφίας, οπίσθιας γλουτιαίας γραμμής και πρόσθιας	Λοξό χείλος της έξω επιφάνειας του μείζονα τροχαντήρα	<u>Απαγωγή ισχίου και έσω στροφή.</u>
Μικρός Γλουτιαίος	Οπίσθια επιφάνεια του λαγόνιου οστού μεταξύ άνω και κάτω γλουτιαίας γραμμής	Πρόσθιο χείλος του μείζονα τροχαντήρα	<u>Έσω στροφή και απαγωγή</u>
Λαγονοψοίτης	Ψοίτης: πλευρές των σωμάτων και των μεσοσπονδύλιων συνδέσμων του 12 ^{ου} θωρακικού και όλων των οσφυϊκών σπονδύλων: πρόσθια και κάτω χείλη των εγκάρσιων αποφύσεων των οσφυϊκών σπονδύλων	Κοινή: ελάσσων τροχαντήρας και λίγο προς τα κάτω, στο έσω χείλος του σώματος του μηριαίου	<u>Κάμψη ισχίου</u>

	Λαγόνιος: Πρόσθια επιφάνεια του λαγόνιου και ιερού οστού		
Κτενίτης	Λαγονοκτενιαίο όγκωμα μέχρι ηβικό φύμα	Κτενιαία γραμμή του μηριαίου μεταξύ τραχείας γραμμής και ελάσσων τροχαντήρα	<u>Κάμψη ισχίου</u> / προσαγωγή όταν το ισχίο είναι σε θέση κάμψης
Ορθός Μηριαίος	Πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα και άνω χείλος της οσφρύος της κοτύλης	Βάση επιγονατίδας	<u>Κάμψη ισχίου</u> / απαγωγή και έξω στροφή
Ραπτικός	Πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα	Πρόσθια και έσω επιφάνεια της κνήμης κάτω από τον κόνδυλο	<u>Κάμψη ισχίου</u> / απαγωγή και έξω στροφή
Ημιϋμενώδης	Άνω και έσω επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος	Αύλακα του υπογλήνιου χείλους του έσω κνημιαίου κυρτώματος	<u>Έκταση ισχίου</u>
Ημιτενοντώδης	Κάτω και έσω επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος, μαζί με τον δικέφαλο μηριαίο	Άνω τμήμα της έσω επιφάνειας του σώματος της κνήμης	<u>Έκταση ισχίου</u>
Έξι εντωβάθει έξω στροφείς	Έξω και έσω επιφάνεια του ιερού οστού και περιοχή της λεκάνης γύρω από το θυροειδές τρήμα	Οπίσθια και έσω επιφάνεια του μείζων τροχαντήρα	<u>Έξω στροφή</u> / απαγωγή και προσαγωγή
Τείνων την πλατεία περιτονία	Πρόσθιο τμήμα του έξω χείλους της λαγόνιας ακρολοφίας και έξω επιφάνεια της πρόσθιας άνω λαγόνιας άκανθας	Λαγονοκνημιαία ταινία της πλατείας περιτονίας στην προσθιοπλάγια επιφάνεια του μηρού	<u>Κάμψη και απαγωγή ισχίου και τείνει την πλατεία περιτονία</u>

8.2. ΦΟΡΜΑ «ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ»:

Κωδικός δοκιμαζομένου: 71

Όνομα/Επώνυμο:

Ηλικία:

Ύψος:

Βάρος:

Εργασία:

Διάφορες ενασχολήσεις(hobby); :

Είχατε αθλητική δραστηριότητα πριν τον τραυματισμό σας; :
ΝΑΙ-τί; : ΟΧΙ :

Έτος Ακρωτηριασμού:

Μετά τον ακρωτηριασμό συνεχίζετε να εργάζεστε ή να ασχολείστε με κάτι;:

Ποιο το αίτιο του ακρωτηριασμού :
1. Τροχαίο ατύχημα
2. Εργατικό ατύχημα
3. Διαβήτης-Διαβητικό πόδι
4. Όγκος
5. Μολυσματική ασθένεια
6. Άλλο :

Τι είδος τεχνητού μέλος χρησιμοποιείτε; :

--

Είστε ευχαριστημένος από το T.M. σας; :	
NAI:	OXI:
↓	↓
ΓΙΑΤΙ; :	ΓΙΑΤΙ;:

Πάσχετε από κάποια από τις ακόλουθες παθήσεις ανεξαρτήτως του ακρωτηριασμού:	
• Καρδιακά Νοσήματα:	NAI OXI
• Αναπνευστικά Νοσήματα:	NAI OXI
• Κυκλοφορικά νοσήματα:	NAI OXI

Έχετε πρόβλημα με την ισορροπία σας;	
NAI:	OXI:
↓	
Είχατε πτώση ποτέ με το T.M.;	
↓	
NAI:	OXI:

Έχετε πρόβλημα με την όρασή σας;	
NAI:	OXI:
↓	
ΤΙ; :	
↓	
Φοράτε γυαλιά; :	
NAI:	OXI:

Μετά τον ακρωτηριασμό πάσχετε από κάποια ασθένεια, η οποία να οφείλεται στον ακρωτηριασμό;	
NAI:	OXI:
↓	
ΤΙ;:	

Έχετε κάνει ποτέ θεραπευτική παρέμβαση-φυσικοθεραπεία μετά τον ακρωτηριασμό;	
--	--

ΝΑΙ: ↓ ΤΙ ΕΙΔΟΥΣ; : ↓ ΓΙΑ ΠΟΣΟ ΚΑΙΡΟ; :	ΟΧΙ:
---	------

Συνεχίζετε να κάνετε φ/θ; ΝΑΙ : ↓ ΓΙΑΤΙ; :	ΟΧΙ: ↓ ΓΙΑΤΙ; :
---	-----------------------

Είστε ευχαριστημένος από την φ/θ μέχρι σήμερα; : ΝΑΙ: ↓ ΓΙΑΤΙ; :	ΟΧΙ: ↓ ΓΙΑΤΙ; :
---	-----------------------

Το βάρος σας έχει αλλάξει μετά τον τραυματισμό σας; :

Το κολόβωμα σας πονάει; : ΝΑΙ:	ΟΧΙ:
-----------------------------------	------

Ποια η αίσθηση του μέλους σας; :

Έχετε να αναφέρετε κάποια οποιαδήποτε ιδιαιτερότητα σχετικά με τον ακρωτηριασμό σας; :
--

Έχετε να αναφέρετε κάποια οποιαδήποτε ιδιαιτερότητα σχετικά με το Τ.Μ. σας; :

ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ :

Το ισχυρό σας άκρο;

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ

8.3. ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ ΕΘΕΛΟΝΤΙΚΗΣ ΣΥΜΜΕΤΟΧΗΣ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ

ΑΝΩΤΑΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΟΣ ΑΙΓΙΟΥ

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΚΑΤΑΘΕΣΗΣ

Ακρωτηριασμός είναι μια χειρουργική διαδικασία κατά την οποία αποκόβεται ένα άκρο, ή κάποιο τμήμα αυτού. Αίτια ακρωτηριασμού είναι: Περιφερικές Αγγειακές Παθήσεις(πάθηση Buerger, πάθηση Raynaud), Διαβήτης, Τραύμα(εργατικά και αυτοκινητιστικά ατυχήματα), Όγκος, Εκ Γενετής Ανεπάρκεια και Μολυσματικές παθήσεις, οι οποίες επαναλαμβανόμενες οδηγούν σε γάγκρενα και κατ' επέκταση σε ακρωτηριασμό.

Βασικοί μετεγχειρητικοί στόχοι μετά από κάθε ακρωτηριασμό είναι:

- Η πρόωμη κινητοποίηση του ακρωτηριασμένου με την εφαρμογή προσωρινής πρόθεσης (τεχνητού μέλους).
- Η πρόληψη των επιπλοκών από τον κλινοστατισμό και την ακινησία.
- Η αντιμετώπιση του πόνου.
- Η εκπαίδευση του ατόμου ώστε να καταστεί ανεξάρτητο παρά τον ακρωτηριασμό.
- Η εκπαίδευση στην σωστή φροντίδα του κολοβώματος και η προετοιμασία του να δεχτεί το τεχνητό μέλος.

Η προετοιμασία και η εφαρμογή του τεχνητού μέλους, είναι μια χρονοβόρα διαδικασία, κατά την οποία, είναι απαραίτητη η συνεργασία του φυσιάτρου, του φυσικοθεραπευτή και του ειδικού τεχνικού για το πρόσθετο μέλος. Από την στιγμή που θα τοποθετηθεί το τεχνητό μέλος, ακολουθεί μία χρονική περίοδος κατά την οποία ο ασθενής θα προσαρμοστεί και θα εκπαιδευτεί σε καθημερινές δραστηριότητες με το τεχνητό μέλος. Τα κυριότερα προβλήματα, που καλείται να αντιμετωπίσει ο ασθενής και κατ' επέκταση ο φυσικοθεραπευτής, είναι η ισορροπία, η αίσθηση του τεχνητού μέλους στον χώρο(κιναισθησία) και ο έλεγχος της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος.

Ο έλεγχος της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος σε ασθενείς με ακρωτηριασμό πάνω από το γόνατο, επιτυγχάνεται μέσω των μυϊκών συστημάτων του ισχίου, και συγκεκριμένα μέσω των απαγωγών μυών. Η σωστή εκτίμηση της θέσης της τεχνητής άρθρωσης είναι υψίστης σημασίας για την αποτροπή της πτώσης καθώς και τον έλεγχο της βάρδισης κατά την φάση στήριξης. Για τον λόγο αυτό οι ακρωτηριασμένοι ασθενείς πρέπει να διαθέτουν εκτός της επαρκούς μυϊκής δύναμης των εκτεινόντων μυών και των υπολοίπων μυών του ισχίου, καλή σωματοαισθητική πληροφόρηση από τα μυϊκά συστήματα, τους αρθρικούς και περιαρθρικούς υποδοχείς του ισχίου. Είναι γνωστό ότι σε περιβάλλον Κ.Κ.Α., η κίνηση μιας άρθρωσης επηρεάζει τις γειτονικές καθώς και τις απομακρυσμένες αρθρώσεις. Ο μοναδικός τρόπος για τον έλεγχο της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος είναι μέσω της άρθρωσης του ισχίου.

Σκοπός της έρευνας αυτής είναι να αποκαλύψει την κιναισθητική αντίληψη της τεχνητής άρθρωσης του γόνατος στις 15° και 30° μοίρες κάμψης του γόνατος, δίνοντας νέες κατευθύνσεις στα προγράμματα αποκατάστασης ακρωτηριασμένων ασθενών και στον σχεδιασμό προθέσεων.

Αν τελικά συμμετάσχετε στην έρευνα, θα χρειαστεί να γίνει μία μέτρηση με γωνιόμετρο, το οποίο θα εφαρμοστεί πάνω στην τεχνητή άρθρωση του γόνατος. Η μέτρηση θα πραγματοποιηθεί από όρθια θέση και σε θέση βηματισμού με το προσθετικό μέλος να προβάλλει. Θα γίνουν 3 επαναλήψεις για εκπαίδευση, 3 δοκιμαστικές επαναλήψεις από τον ασθενή με feedback, ακολουθεί διάλειμμα 5 λεπτών και η τελικές 3 μετρήσεις από τον ασθενή.

Η μέτρηση είναι ανώδυνη, ακίνδυνη και χωρίς οικονομική επιβάρυνση. Αν και είναι καθοριστικής σημασίας η ανελλιπής συμμετοχή σας σε όλες τις διαδικασίες της έρευνας, μπορείτε οποιαδήποτε στιγμή να αποχωρήσετε χωρίς απαιτήσεις εκ μέρους μας. Τα δεδομένα από τις μετρήσεις θα είναι εμπιστευτικά, μπορούν να σας ανακοινωθούν προσωπικά και θα χρησιμοποιηθούν από την ερευνητική ομάδα ανώνυμα για την διερεύνηση του προβλήματος. Οποιαδήποτε στιγμή έχετε το δικαίωμα να κάνετε ερωτήσεις σχετικά με τις διαδικασίες της έρευνας.

Διάβασα το παραπάνω κείμενο και κατανόησα πλήρως τις διαδικασίες στις οποίες θα υποβληθώ. Επίσης κατανόησα πλήρως τα δικαιώματα και τις υποχρεώσεις που συνεπάγεται η συμμετοχή μου στην παρούσα έρευνα και συγκατατίθεμαι να συμμετάσχω, διατηρώντας το δικαίωμα οποιαδήποτε στιγμή να αποσυρθώ.

Ημερομηνία / / 2009

Όνομα και Επώνυμο δοκιμαζομένου : _____

Αριθμός αναγνώρισης ασθενούς στην παρούσα έρευνα:

Ιδιαιτερότητες δοκιμαζομένου : _____

Προϊστάμενος ερευνητής- εισηγητής: **ΔΙΝΑΡΛΟΣ ΚΙΜΩΝ**

Φοιτήτρια: **ΛΑΤΑΝΙΩΤΗ ΕΛΕΝΗ**

Υπεύθυνοι Φ/Θ: **ΚΑΡΖΗΣ ΚΩΝ/ΝΟΣ ,**
 ΔΑΜΟΥΛΙΑΝΟΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ , ΠΑΣΤΡΑ ΧΡΥΣΑ

ΥΠΟΓΡΑΦΗ

8.4. ΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΡΤΕΛΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ

ΑΤΟΜΙΚΗ ΚΑΡΤΕΛΑ ΔΟΚΙΜΑΖΟΜΕΝΟΥ

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ:

ΦΥΛΟ: **A:** **Θ:**

ΗΛΙΚΙΑ: **ετών**

ΒΑΡΟΣ: **kg**

ΥΨΟΣ: **m**

ΤΥΠΟΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ:

ΧΡΗΣΗ ΒΟΗΘΗΤΙΚΩΝ ΜΕΣΩΝ:

ΠΟΣΟ ΚΑΙΡΟ ΕΙΣΤΕ ΑΝΕΞΑΡΤΗΤΟΣ:

ΠΛΗΡΗΣ ΕΚΤΑΣΗ ΣΕ ΜΟΙΡΕΣ:

ΜΗΚΟΣ ΒΗΜΑΤΟΣ: **cm**

ΠΛΑΤΟΣ ΒΗΜΑΤΟΣ: **cm**

ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ:

1^η ΜΕΤΡΗΣΗ:


2^η ΜΕΤΡΗΣΗ:

3^η ΜΕΤΡΗΣΗ:

ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ:

8.5. ΕΓΚΡΙΣΗ ΑΔΕΙΑΣ ΕΚΠΟΝΗΣΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

-MAY-2009 12:47 From: To:2108923326 P.2/2



**ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ
ΚΟΙΝΩΝΙΚΗΣ ΑΛΛΗΛΕΓΥΗΣ
ΕΘΝΙΚΟ ΚΕΝΤΡΟ ΕΠΙΧΕΙΡΗΣΕΩΝ
ΥΓΕΙΑΣ (Ε.Κ.ΕΠ.Υ.)**


Αθήνα, 07/05/2009
Αρ. πρωτ. : Γ.ΕΚΕΠΥ/ 2296

ΠΡΟΣ: Διοικητή Γ.Ν «Ασκληπιείο Βούλας»

Ταχ. Δ/ση : Λ. Κηφισίας 39
Ταχ. Κώδικας : 18123 Μαρούσι
Πληροφορίες : Μπέκας Περικλής
Τηλ. : 210 4828350
 : 210 4822445
Fax : 210 4823425
 : 210 4823498

Θέμα: «Άδεια πραγματοποίησης εργασίας»
Σχετ: Το με αριθμ.πρωτ. 5016/13-04-09 έγγραφό σας.

Εγκρίνουμε την άδεια εκπόνησης της εργασίας της κας Λατανιώτη Ελένης στο Γ.Ν «Ασκληπιείο Βούλας».
Διευκολύνετε την προσέγγιση της αιτούσας προς το ενδιαφερόμενο δείγμα της μελέτης τονίζοντας πως η συμμετοχή είναι εθελοντική και σε καμία περίπτωση υποχρεωτική.



ΔΙΟΙΚΗΤΗΣ Ε.Κ.ΕΠ.Υ.
Δρ. Παν. Βυσταθίου
ΕΞΟΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΟ
ΑΚΡΙΒΕΣ ΑΝΤΙΓΡΑΦΟ
ΕΛΕΝΗ ΑΝΔΡΕΑΣ ΟΥΡΟΥ
Γραμματέας ΕΚΕΠΥ

1