

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΑΘΛΗΤΙΣΜΟΥ

ΤΙΤΛΟΣ

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΕ
ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΟΙ ΟΠΟΙΟΙ ΥΠΟΒΛΗΘΗΚΑΝ ΣΕ ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΟΛΙΚΗΣ
ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΛΟΓΩ ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΔΑΣ. ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.

Του

Γιαννούλη Διονυσίου

Επιβλέπων Καθηγητής

Γιάκας Ιωάννης

Μεταπτυχιακή Διατριβή που υποβάλλεται στο καθηγητικό σώμα για τη μερική εκπλήρωση των υποχρεώσεων απόκτησης του μεταπτυχιακού τίτλου του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Άσκηση και Υγεία» του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας .

Έτος ολοκλήρωσης της διατριβής 2011

COPYRIGHT

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ:

- Το ΔΕΠ του Τ.Ε.Φ.Α.Α Τρικάλων για το ενδιαφέρον και την υποστήριξή του.
- Τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Γιάκα Ιωάννη για τον πολύτιμο χρόνο που αφιέρωσε για την συγγραφή αυτής της δουλειάς.
- Τον συμφοιτητή και συνάδελφο κ. Σαργιώτη Νικόλαο για την άρτια συνεργασία που είχαμε.
- Τα μέλη της 3μελούς επιτροπής (κ.Γιάκας,κ.Τζιαμούρτας,κ.Τσιόκανος).

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός:Κύριος σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης είναι να εκτιμηθούν τα αποτελέσματα της επίδρασης της κόπωσης (fatigue) στην εμβιομηχανική του γόνατος, σε άτομα τα οποία έχουν υποβληθεί σε επέμβαση ολικής αρθροπλαστικής γόνατος (ΟΑΓ), λόγω οστεοαρθρίτιδας. Ειδικότερα, να μελετηθεί η επίδραση της κόπωσης στα στάδια κίνησης της άρθρωσης, στις δυνάμεις οι οποίες επενεργούν, στις επιδράσεις των δυνάμεων αυτών στο μυοσκελετικό σύστημα και άρα στην καλύτερη κατανόηση των φορτίων με τα οποία επιφορτίζονται οι επιμέρους αρθρώσεις στα διάφορα στάδια της κίνησης καθώς επίσης και στην εκτίμηση της επίδρασης της κόπωσης στη λειτουργικότητα των ατόμων αυτών.

Υλικό-Μέθοδος : Χρησιμοποιήσαμε ως δείγμα 12 συμμετέχοντες, 6 γυναίκες ηλικίας 64 μέχρι 82 ετών, οι οποίες υποβλήθηκαν σε επέμβαση ΟΑΓ λόγω οστεοαρθρίτιδας και 6 άτομα παρόμοιας ηλικιακής κατανομής ως δείγμα ελέγχου, τουλάχιστον έξι(6) μήνες μετά την

επέμβαση, χωρίς να λάβουμε υπόψιν υπ' όψιν τον τύπο του μοσχεύματος που χρησιμοποιήθηκε. Για τις μετρήσεις χρησιμοποιήσαμε το σύστημα VICON T 3D ανάλυσης με 10 κάμερες καθώς και δυναμοδάπεδο Bertec 4060-10. Αρχικά υπολογίσαμε τις παραμέτρους (ύψος, βάρος, BMI και κινητικές παραμέτρους) προ κόπωσης. Έπειτα εφαρμόσαμε το πρωτόκολλο κόπωσης (επαναλήψεις sit-to-stand μέχρι την επέλευση της κόπωσης) στους συμμετέχοντες και κατόπιν υπολογίσαμε εκ νέου τις κινητικές παραμέτρους. Η στατιστική ανάλυση έγινε με τη χρήση του στατιστικού πακέτου του SPSS 18.

Αποτελέσματα-Συμπεράσματα : Πιο συγκεκριμένα από την μελέτη των αποτελεσμάτων των μετρήσεων αναδείχθηκε αύξηση του ρυθμού βάρδισης των ασθενών που είχαν υποβληθεί σε ΟΑΓ μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης, κυρίως για το χειρουργημένο σκέλος, μείωση της φάσης της διποδικής στήριξης για το χειρουργημένο και για το μη χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς, μείωση της φάσης απώλειας επαφής του ποδιού με το έδαφος (footoff) για το χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά την εφαρμογή της κόπωσης. Άξιο αναφοράς είναι επίσης και το γεγονός ότι σε στατιστικά σημαντικό βαθμό αναδείχθηκε μείωση του χρόνου βάρδισης για το χειρουργημένο και το μη χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά την κόπωση. Ακόμα στους ασθενείς που υποβλήθησαν σε ΟΑΓ ανευρέθη μείωση του χρόνου διασκελισμού και αύξηση της ταχύτητας βαδίσματος των ασθενών και για τα δύο σκέλη. Κατά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των ροπών που παρατηρήθηκαν στις αρθρώσεις αποδείχθηκε αύξηση της μέγιστης ροπής κάμψης-έκτασης του ισχίου για το χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς. Σχετικά με τις ροπές απαγωγής – προσαγωγής του ισχίου καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι η μέγιστη ροπή απαγωγής-προσαγωγής του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους επέρχεται γρηγορότερα για τους ασθενείς μετά την κόπωση. Η ελάχιστη ροπή κάμψης-έκτασης του γόνατος για το χειρουργημένο σκέλος στους ασθενείς εμφανίστηκε μειωμένη μετά την εφαρμογή της κόπωσης. Μετά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των μετρήσεων ανευρέθη μείωση της

ελάχιστης ισχύος που εφαρμόστηκε στο γόνατο του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών μετά την κόπωση. Στην ποδοκνημική καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι ο χρόνος επέλευσης της ελάχιστης ισχύος του χειρουργημένου σκέλους στους ασθενείς μειώνεται μετά την κόπωση. Η χρονική στιγμή εφαρμογής της μέγιστης ισχύος στην ποδοκνημική του χειρουργημένου σκέλους στους ασθενείς εμφανίστηκε να επέρχεται νωρίτερα αφού εφαρμόστηκε σε αυτούς το πρωτόκολλο κόπωσης.

ABSTRACT

Purpose: The main purpose of this study is to assess the results of the effect of fatigue in the biomechanics of the knee, in patients who have undergone the surgical procedure of total knee replacement-arthroplasty (TKR) due to degenerative osteoarthritis. Specifically, to study the effect of fatigue on joint motion stages, the forces which act, the effects of these forces in the musculoskeletal system and thus a better understanding of the loads involved in individual joints in various stages of motion as well as to assess the effect of fatigue in the functionality of these people.

Material-Methods: We used a sample of 12 participants, 6 women aged 64 to 82 years, who have undergone TKR surgery due to degenerative osteoarthritis and 6 individuals of similar age distribution as a control group at least six(6) months after surgery, without taking into account the type of prosthesis used. For the measurements we used the VICON system T 3D analysis with 10 cameras and the Bertec forceplate 4060-10. Initially we calculated the parameters (height, weight, BMI and physical parameters) before fatigue. Then we applied the fatigue protocol (sit to stand till exhaustion) to the participants and then recalculate the kinetic parameters. The statistical analysis was performed with Repeated Measures Anova with the SPSS 18 package.

Results-Conclusions: Studying the outcomes of the gait analysis of patients who have undergone the operation of TKR after application of the fatigue protocol, mainly for the

operated limb we recognized a reduction of the two-limb support phase and a statistically significant reduction of the foot off phase of the operated limb for patients after the implementation of fatigue. It is worth mentioning that we discovered a statistically significant reduction in the time of walking in the operated limb in patients after the fatigue protocol. Even in patients who underwent TKR we found a reduction in stride time and increased walking speed of patients in both limbs. When processing the results of the moments observed in the joints we found an increase in the peak flexion-extension moment of the hip in the operated limb in patients after implementation of the fatigue protocol. About the abduction - adduction moments of the hip we concluded that the maximum abduction-adduction moment of the hip in the operated limb occurred faster after fatigue. The minimum flexion-extension moment of the knee in the operated limb in patients appeared to be reduced after the application of fatigue. We also found a reduction in the minimum power applied to the knee in the operated limb of patients after fatigue. Also in the ankle power we concluded that the time occurrence of the minimum power of the ankle in the operated limb in patients was decreased after fatigue. The timing of the maximum power in the ankle in the operated limb in patients appeared to occur earlier when the fatigue protocol was applied to them.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

TITΛΟΣ.....	1
COPYRIGHT.....	2
EΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	2
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	2

ABSTRACT.....	4
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	7
ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	10
ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	13
ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ-SIT TO STAND.....	16
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	18
ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	18
ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ.....	44
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	48
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	52

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η εκφυλιστική οστεοαρθρίτιδα του γόνατος αποτελεί μια πάθηση που ταλανίζει διαρκώς μεγαλύτερο τμήμα του πληθυσμού, προκαλώντας έντονο πόνο στους ασθενείς και σημαντικό περιορισμό των δραστηριοτήτων της καθημερινής τους ζωής. Οι θεραπευτικές προσεγγίσεις της πάθησης περιλαμβάνουν την υψηλή οστεοτομία της κνήμης, την ολική αρθροπλαστική γόνατος και την μονοδιαμερισματική αρθροπλαστική γόνατος (Webster, Wittwer, & Feller, 2003). Η αναζήτηση αποτελεσματικής και μόνιμης θεραπευτικής λύσης της οστεοαρθρίτιδας του γόνατος προβάλλει την ολική αρθροπλαστική γόνατος (ΟΑΓ) ως την πιο διαδεδομένη και ευρέως χρησιμοποιούμενη θεραπεία, καθόσον προσφέρει ανακούφιση από τον πόνο και γρήγορη επιστροφή των ασθενών σε ικανοποιητικό λειτουργικό επίπεδο (Stukenborg-Colsman, Wirth, Lazovic, & Wefer, 2001).

Η αναζήτηση πληροφοριών πραγματοποιήθηκε στις μηχανές αναζήτησης MEDLINE, Google όπου και ανευρέθησαν άρθρα με μελέτες πάνω στο ίδιο πεδίο καθώς και εργασίες ανασκοπήσεων.

Key Words: 3D gait analysis, Total Knee Arthroplasty (TKA), Knee Kinetics-Kinematics, Fatigue.

Μέχρι το έτος 2030 η παγκόσμια ετήσια συχνότητα της διενέργειας της ΟΑΓ αναμένεται να είναι γύρω στις 3,5 εκατομμύρια ΟΑΓ (Kurtz & Walker, 2008). Παρά την αισθητή ανακούφιση από τον πόνο και την σχετικά μεγάλη ικανοποίηση των ασθενών από το χειρουργείο, πολλά άτομα που έχουν υποβληθεί σε ΟΑΓ συνεχίζουν να εμφανίζουν δυσλειτουργία και λειτουργικούς περιορισμούς σε σύγκριση με υγιή άτομα της ίδιας ηλικίας (Farquhar & Snyder-Mackler, 2010). Επικουρικό στο στοιχείο αυτό είναι και το γεγονός ότι μέσα σε 10 χρόνια από τη διενέργεια της ΟΑΓ, το 40 % των ασθενών υποβάλλονται σε ΟΑΓ και στο άλλο σκέλος (J. X. Chen, Wechsler, Pullen, Zhu, & MacMahon, 2001).

Εξαιτίας της διαδεδομένης χρήσης της ΟΑΓ ως θεραπευτικής επιλογής για την αντιμετώπιση της οστεοαρθρίτιδας του γόνατος, προβάλλει επιτακτική η ανάγκη αξιολόγησης της χειρουργικής αυτής τεχνικής και των αποτελεσμάτων της (Solak, Kentel, & Ates, 2005) τόσο από την κινητική όσο και από την κινηματική πλευρά της. Μέχρι σήμερα έχουν μελετηθεί, εκτενώς, τα αποτελέσματα της ΟΑΓ στους ασθενείς και πως επηρεάζεται το βάδισμά τους μετεγχειρητικά, ενώ έχουν γίνει και αρκετές εργασίες ανασκόπησης πάνω στο συγκεκριμένο θέμα (Gstottner, Pedross, Liebensteiner, & Bach, 2008), (McClelland, Webster, & Feller, 2007). Στην κατεύθυνση αυτή έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετές μέθοδοι «υποκειμενικής» σχετικά αξιολόγησης των αποτελεσμάτων βασιζόμενοι σε απαντήσεις των ίδιων των ασθενών σε ερωτηματολόγια καθώς και σε δισδιάστατη μετεγχειρητική ακτινολογική απεικόνιση των χειρουργημένων αρθρώσεων. Συγκεκριμένα έχουν μελετηθεί επαρκώς οι μεταβολές οι οποίες συμβαίνουν στο νευρομυϊκό σύστημα των ασθενών μετά από ΟΑΓ, τόσο σε ανθρώπους (Benedetti, et al., 2003; Hubley-Kozey, Hatfield, Wilson, & Dunbar, 2010), όσο και σε πτωματικά ή μηχανικά μοντέλα (Heyse, et al., 2010). Επίσης έχουν γίνει αρκετές μελέτες για τις κινητικές και κινηματικές αλλαγές, οι οποίες λαμβάνουν χώρα μετά την επέμβαση ΟΑΓ (Hatfield, Hubley-Kozey, Astephen Wilson, & Dunbar, 2011). Έχει μελετηθεί η βάρδια σε πλάγια βήματα, η έγερση από καθιστή θέση, καθώς και η άνοδος και η κάθοδος σε σκάλες. Ιδιαίτερα καινοτόμος και αξιόπιστη μέθοδος αποτελεί και η χρησιμοποίηση των νέων τεχνικών ανάλυσης βάρδιας με τρισδιάστατη απεικόνιση για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων των ασθενών αυτών (Webster, et al., 2003). Υπάρχει όμως έλλειψη επαρκών στοιχείων σχετικά με τις καινούργιες κινητικές συνθήκες, οι οποίες διαμορφώνονται γύρω από την άρθρωση του γόνατος μετά από την επίδραση της κόπωσης.

Λόγω της υποχώρησης των συμπτωμάτων της οστεοαρθρίτιδας του γόνατος και κυρίως του πόνου του ασθενούς είναι αναμενόμενο ότι οι ασθενείς που υποβάλλονται σε ΟΑΓ παρουσιάζουν μετεγχειρητικά αυξημένο βαθμό δραστηριοτήτων με αποτέλεσμα το

χειρουργημένο μέλος να υποβάλλεται σε διαρκώς μεγαλύτερη κόπωση. Το ιδιαίτερα σημαντικό αυτό πεδίο της αξιολόγησης της επίδρασης της κόπωσης στην εμβιομηχανική του γόνατος μετά από ΟΑΓ–κινητικά και κινηματικά- καλείται να μελετήσει η ανάλυση βάδισης(Zeni& Higginson, 2009).

Υποθέτουμε ότι μετεγχειρητικά οι ασθενείς θα εμφανίσουν μικρότερο ρυθμό βάδισης(αριθμός βημάτων ανά λεπτό), μικρότερο μήκος βήματος και μικρότερο μήκος διασκελισμού, μεγαλύτερο χρόνο βηματισμού(χρονικό διάστημα που απαιτείται για την πραγματοποίηση ενός βηματισμού), μεγαλύτερο χρόνο διασκελισμού, μικρότερη GRF, μικρότερο εύρος κίνησης του χειρουργημένου σκέλους σε σχέση με το υγιές(Solak, et al., 2005). Ακόμα με τη χρήση των τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης κίνησης μπορεί να αποδειχθεί η υπόθεση ότι οι ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε ΟΑΓ εμφανίζουν μεγαλύτερη γωνία κάμψης του γόνατος σε σχέση με την προεγχειρητική τους κατάσταση αλλά πάντα μικρότερη γωνία κάμψης σε σχέση με το υγιές σκέλος(Webster, et al., 2003)ενώ είναι δυνατή και η μελέτη των διαφορετικών προσαρμοστικών αλλαγών στις συνήθειες βαδίσματος που έχουν υιοθετήσει οι ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα γόνατος.

Έχει ειπωθεί ότι η βελτίωση των κινητικών και κινηματικών χαρακτηριστικών της βάδισης ασθενών με οστεοαρθρίτιδα γόνατος που αντιμετωπίζονται με χειρουργική τεχνική ΟΑΓ αποδίδεται στην καλύτερη ικανότητα έκτασης της άρθρωσης του γόνατος μετά το χειρουργείο, γεγονός που μπορεί να μελετηθεί με τη χρησιμοποίηση των συστημάτων ανάλυσης βάδισης(Solak, et al., 2005). Ακόμα με τα μέσα αυτά μπορούμε να μελετήσουμε καλύτερα τις εναλλαγές κάμψης και έκτασης του γόνατος κατά τη φάση της μονοποδικής στήριξης. Στο πεδίο μελέτης των δυνάμεων επαφής και αντίδρασης η τρισδιάστατη ανάλυση βάδισης παρέχει τη δυνατότητα απόδειξης ότι η μέση κατακόρυφη συνιστώσα μετά από ΟΑΓ μετρήθηκε μικρότερη σε σχέση με τη μέση κατακόρυφη συνιστώσα στο υγιές σκέλος(Solak, et al., 2005).

Παρά το γεγονός ότι η συλλογή πληροφοριών από ερωτηματολόγια καθώς και η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων από τον ακτινολογικό έλεγχο μετά την ΟΑΓ παρέχουν επαρκείς πληροφορίες για την μετεγχειρητική πορεία των ασθενών, με την χρήση των τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης βάδισης προσφέρεται η δυνατότητα ποσοτικοποίησης των πληροφοριών της αποκατάστασης των ατόμων στην συνιστώσα της πραγματοποίησης δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής που επιφέρουν συγκεκριμένο επίπεδο κόπωσης στην άρθρωση του γόνατος(Benedetti, et al., 2003). Στους ασθενείς μετά από ΟΑΓ πιστεύεται ότι ανευρίσκονται μειωμένες δυνάμεις αντίδρασης από το έδαφος σε σχέση με το μη χειρουργημένο σκέλος γεγονός που φαίνεται να επηρεάζει και τις γωνίες ραιβότητας-βλαισότητας του υγιούς και του πάσχοντος σκέλους η μελέτη των οποίων ξεκίνησε με την αρχική μελέτη χρησιμοποίησης των συστημάτων ανάλυσης των Chao και Stauffer, 1974 στην προσπάθεια ποσοτικοποίησης των μεγεθών αυτών(Otsuki, Nawata, & Okuno, 1999).

Αρχικά είχε θεωρηθεί από πολλούς ότι οι αλλαγές των παραμέτρων βάδισης των ασθενών με οστεοαρθρίτιδα γόνατος ήταν απόρροια της υιοθέτησης ενός τρόπου βαδίσματος που ελαχιστοποιούσε τον πόνο και τα εφαρμοζόμενα φορτία στο σκέλος, του χειρουργικού στρες στις αρθρικές επιφάνειες και του βαθμού κάκωσης των μαλακών μορίων(Otsuki, et al., 1999). Κατά συνέπεια αναμένονταν μικρότερες κάθετες εφαρμοζόμενες δυνάμεις σε σχέση με το μη χειρουργημένο σκέλος καθώς και παράταση του χρόνου της μονοποδικής στήριξης, ενώ οι εφαρμοζόμενες δυνάμεις στο έσω διαμέρισμα του γόνατος ήταν μεγαλύτερες.

ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Στην προσπάθεια μετεγχειρητικής αξιολόγησης της ΟΑΓ ως θεραπευτικής επιλογής για την μόνιμη και αποτελεσματική αντιμετώπιση των ασθενών με οστεοαρθρίτιδα γόνατος έχουν χρησιμοποιηθεί κυρίως ερωτηματολόγια αξιολόγησης από τους ίδιους τους ασθενείς σχετικά με την υποχώρηση των συμπτωμάτων(κυρίως του πόνου) και την βελτίωση των δραστηριοτήτων της καθημερινής ζωής τους(Lee, Tsuchida, Kitahara, &Moriya, 1999),(Insall, Dorr, Scott, &Scott, 1989). Με τις σχετικά υποκειμενικές αυτές μεθόδους ωστόσο παρατηρήθηκε η έλλειψη επαρκών στοιχείων σχετικά με τις νέες κινητικές συνθήκες που διαμορφώνονται στην χειρουργημένη άρθρωση του γόνατος μετά την εφαρμογή κόπωσης στην άρθρωση αυτή.Η ανάγκη ποσοτικοποίησης των νέων κινητικών και κινηματικών παραμέτρων της βάρδισης μετά την διενέργεια της ΟΑΓ κατέστησε την ανάλυση βάρδισης απαραίτητο εργαλείο για την μετεγχειρητική παρακολούθηση των ατόμων καθώς και για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων σχετικά με τα οφέλη της χειρουργικής επέμβασης(P. Q. Chen, Cheng, Shang, & Wu, 1991).

Οι κυρίαρχοι παράγοντες για την αποκατάσταση μετά από ΟΑΓ είναι η μείωση-εξάλειψη του πόνου και η ανάκτηση μεγάλου βαθμού λειτουργικότητας του ασθενούς (Kane, et al., 2003), με τη λειτουργικότητα να διαδραματίζει σημαντικότερο βαθμό καθόσον η ΟΑΓ πραγματοποιείται πλέον και σε αρκετά μικρότερης ηλικίας άτομα. Οι(Kennedy, Stratford, Hanna, Wessel, & Gollish, 2006) μέτρησαν την αποκατάσταση της λειτουργικότητας με το Six-Minute-Walk-Test, το Timed “Up&Go” Test(TUG) και το Timed Stair Test αποδεικνύοντας μεγάλη βελτίωση στις πρώτες 9 εβδομάδες μετά το χειρουργείο. Οι(de Groot, Bussmann, Stam, & Verhaar, 2008) μελέτησαν τη συνολική φυσική δραστηριότητα μετά από ΟΑΓ και διαπίστωσαν μικρή μόνο αύξηση. Παρατηρούμε ότι και οι δυο μελέτες αναφέρονται σε χρονικά σχετιζόμενα δεδομένα και στο σύνολο των δραστηριοτήτων, χωρίς

να καταφέρνουν να προσεγγίσουν την εμβιομηχανική συνιστώσα της άρθρωσης μετά από τη χειρουργική επέμβαση.

Δεδομένα από την τρισδιάστατη ανάλυση βάδισης ασθενών μετά από ΟΑΓ έχουν προσφέρει σημαντική βοήθεια στη μελέτη των υλικών που χρησιμοποιούνται στις ενδοπροθέσεις του γόνατος και της κνήμης καθώς και στο υλικό που παρεμβάλλεται μεταξύ τους—πολυαιθυλένιο-(Mattsson, Brostrom, & Linnarsson, 1990). Με τη μελέτη της βάδισης σε πλάγια βήματα, της έγερσης από καθιστή θέση και της ανόδου και καθόδου σε κλίμακα έχουν συγκεντρωθεί πληροφορίες σχετικά με τη μετεγχειρητική κινητική και κινηματική συμπεριφορά των ασθενών(Corrado, Quarta, Errico, & Cantatore, 2007). Από τις εργασίες αυτές έχουν εξαχθεί συμπεράσματα για τυχόν αλλαγές των κινητικών και κινηματικών παραμέτρων των ατόμων μετά την ΟΑΓ και για τις νέες συνήθειες βάδισης που τα άτομα αυτά υιοθετούν μετά το χειρουργείο.

Η μέχρι τώρα χρήση των ακτινολογικών μετεγχειρητικών εικόνων παρείχε περιορισμένου εύρους πληροφορίες σχετικά με την μέτρηση δυνάμεων, πιέσεων και ροπών, προβλήματα τα οποία υπερνικήθηκαν με την εφαρμοσμένη χρήση συστημάτων μέτρησης δυνάμεων, πιέσεων και ροπών όπως προσφέρονται με τη χρήση δυναμοδαπέδου και την τρισδιάστατη ανάλυση της βάδισης(Steiner, Simon, & Pisciotta, 1989). Με τον τρόπο αυτό ήταν δυνατή η εκτίμηση της μετεγχειρητικής καταπόνησης των διαμερισμάτων του γόνατος καθώς και η δυνατότητα υπολογισμού των εφαρμοζόμενων δυνάμεων στο έσω και το έξω τμήμα του κνημιαίου πλατώ. Ακόμα προσφέρθηκε η δυνατότητα να εκτιμηθεί η αλλαγή των συνηθειών βάδισης με προσαρμογή αυτής σε συνθήκες μεγαλύτερης ή μικρότερης βλαισότητας ή ραιβότητας του γόνατος μετά την ΟΑΓ(Solak, et al., 2005).

Λόγω της δυσχέρειας ευρείας χρήσης των τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης βάδισης οι μέχρι τώρα πληροφορίες στηρίζονταν κυρίως σε δισδιάστατα μοντέλα ανάλυσης, γεγονός που

περιόριζε αρκετά το πλήθος αλλά και την ποιότητα των πληροφοριών που μπορούσαν να συλλεχθούν (Mattsson, et al., 1990). Με τη δυνατότητα πιο γενικευμένης χρήσης των τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης βάδισης γίνεται δυνατή η μελέτη των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους (της ποσότητας της δύναμης, του σημείου εφαρμογής της και της κατεύθυνσης εφαρμογής της), των εφαρμοζόμενων ροπών στην άρθρωση και της ισχύος που εμφανίζεται στην άρθρωση του γόνατος μετά την ΟΑΓ (Webster, et al., 2003).

ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Για τη πραγματοποίηση της μελέτης αυτής πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε 12 συμμετέχοντες, από τους οποίους οι 6 ήταν γυναίκες ηλικίας από 64 μέχρι 82 ετών, οι οποίες υποβλήθηκαν σε επέμβαση ΟΑΓ λόγω οστεοαρθρίτιδας και οι υπόλοιποι 6 ήταν άτομα παρόμοιας ηλικιακής κατανομής ως δείγμα ελέγχου. Το χρονικό διάστημα της μέτρησης ορίστηκε τουλάχιστον έξι (6) μήνες μετά από το χειρουργείο της ΟΑΓ. Οι 6 μήνες τέθηκαν ως όριο για την μέτρηση των ασθενών προκειμένου να έχει επέλθει επούλωση σε ικανοποιητικό βαθμό του χειρουργικού τραύματος και οι ασθενείς να έχουν καταφέρει να πραγματοποιούν μεγάλο τμήμα των καθημερινών τους δραστηριοτήτων που πραγματοποιούσαν και πριν από το χειρουργείο. Το είδος των ενδοπροθέσεων του γόνατος (με χρήση πολυμεθυλμεθακρυλικού πολυμερούς, χωρίς χρήση πολυμεθυλμεθακρυλικού πολυμερούς, με χρήση πολυμεθυλμεθακρυλικού πολυμερούς μόνο στην κνημιαία πρόθεση, με διατήρηση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος και χωρίς διατήρηση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου του γόνατος) που χρησιμοποιήθηκαν δεν λήφθηκε υπ' όψιν.

Η αιτία για την οποία οι συμμετέχοντες είχαν υποβληθεί στη χειρουργική επέμβαση της ΟΑΓ ήταν υποχρεωτικά η εκφυλιστική οστεοαρθρίτιδα του γόνατος και όχι κάποια άλλη αιτία. Πριν την έναρξη των δοκιμασιών αξιολόγησης της επίδρασης της κόπωσης στην εμβιομηχανική του γόνατος λαμβάνονταν από τους ασθενείς λεπτομερές ιατρικό ιστορικό.

Κριτήρια αποκλεισμού των ατόμων από την μελέτη ήταν η ύπαρξη άλλης παθολογικής οντότητας για την οποία οι συμμετέχοντες υποβλήθηκαν σε ΟΑΓ καθώς και η ύπαρξη νευρολογικών νοσημάτων που θα αποτελούσε συγχυτικό παράγοντα για τη μελέτη αυτή. Ακόμα χρειάστηκε να αποκλείσουμε άτομα που εμφάνιζαν συνυπάρχουσες παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος ενώ παθολογικές οντότητες από άλλα συστήματα(καρδιαγγειακό, αναπνευστικό, ουροποιητικό και αυτοάνοσα νοσήματα) δεν αποτέλεσαν κριτήρια αποκλεισμού από την μελέτη, εφόσον βέβαια δεν επηρέαζαν την κινητικότητα των συμμετεχόντων, καθόσον οι συμμετέχοντες δεν επρόκειτο να υποβληθούν σε επιβαρυντικές συνθήκες ιδιαίτερα για το καρδιαγγειακό τους σύστημα(Bohannon, 2006).

Όλοι οι συμμετέχοντες ενημερώθηκαν για την φύση και τις λεπτομέρειες της μελέτης και όλοι παρείχαν έγγραφη συναίνεση συμμετοχής στην διαδικασία συλλογής των δεδομένων(η οποία παρατίθεται στο παράρτημα). Πριν την έναρξη της συλλογής του δείγματος και της οργάνωσης των παραμέτρων της μελέτης είχε προηγηθεί έγκρισή της από την Εσωτερική Επιτροπή Ηθικής και Δεοντολογίας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας. Η διαδικασία των μετρήσεων με τρισδιάστατη ανάλυση βάδισης καθώς και η εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης Sit-To-Stand έλαβαν χώρα στις εγκαταστάσεις του Εργαστηρίου Ανάλυσης Βάδισης του Τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας στα Τρίκαλα Θεσσαλίας.

Καθόλη τη διάρκεια των μετρήσεων στο χώρο του εργαστηρίου ανάλυσης βάδισης παρίστατο προσωπικό με εξειδικευμένες και πιστοποιημένες γνώσεις παροχής πρώτων βοηθειών-καρδιοαναπνευστικής αναζωογόνησης προκειμένου να αποφευχθούν τυχόν βλάβες στην υγεία

των συμμετεχόντων αν και το εφαρμοζόμενο πρωτόκολλο κόπωσης δεν ήταν επιβαρυντικό για το καρδιαγγειακό σύστημα των συμμετεχόντων(Bohannon, 2006). Για τις ανάγκες της μελέτης χρησιμοποιήθηκε ζυγαριά, μέτρο για τη μέτρηση του ύψους των ασθενών, σύστημα τρισδιάστατης ανάλυσης βάδισης VICON T με 10 κάμερες, δυναμοδάπεδο Bertec 4060-10 και μια καρέκλα για την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κοπώσεως.

Δεδομένα για την κινητική ανάλυση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς του γόνατος που έχει υποβληθεί σε ΟΑΓ μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης Sit-To-Stand(STS) συλλέχθηκαν με την χρησιμοποίηση του τρισδιάστατου συστήματος ανάλυσης βάδισης ViconT(Oxford Metrics, Oxford, UK). 10 κάμερες απαθανάτιζαν και ανακατασκεύαζαν τροχιές κίνησης που λαμβάνονταν από τους ανακλαστήρες στη συχνότητα των 50 Hz. Οι ανακλαστήρες ήταν τοποθετημένοι στο δέρμα πάνω από ανατομικά σημαντικές περιοχές για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τα χαρακτηριστικά της βάδισης: δεξιά και αριστερή πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα, δεξιός και αριστερός μείζωνας τροχαντήρας, δεξιά και αριστερή μεσότητα μηρού, δεξιός και αριστερός έξω μηριαίος κόνδυλος, δεξιά και αριστερή μεσότητα κνήμης, δεξιό και αριστερό έξω σφυρό και δεξιό και αριστερό δεύτερο μετατάρσιο. Οι ανακλαστήρες τοποθετήθηκαν στο δέρμα του ασθενούς με τη χρήση κολλητικής ταινίας διπλής όψεως και τα ρούχα στις περιοχές των ανακλαστήρων αφαιρέθηκαν για την καλύτερη απεικόνιση του μοντέλου. Οι ανακλαστήρες είχαν σφαιρικό σχήμα και ήταν καλυμμένοι με το ανακλαστικό υλικό 3-M(3-M , St. Paul, Minnesota, USA). Μια μονάδα συγχρονισμού και μια συσκευή καταγραφής στιγμιοτύπων μετέφεραν τα δεδομένα στη μνήμη του υπολογιστή.

Το λογισμικό διαδραστικής καταγραφής και απόκτησης δεδομένων του χρήστη πραγματοποιούσε το καλιμπράρισμα και την δυνατότητα καταγραφής ανεξάρτητων στιγμιοτύπων της κάμερας, παρείχε τη δυνατότητα συγχρονισμού με το δυναμοδάπεδο, επεξεργάζονταν ταυτόχρονα τα δεδομένα για ομαδοποίηση εικονοκυττάρων(pixel) και αναγνώριση ανακλαστήρων και τελικά αυτόματα παρήγαγε τρισδιάστατα στιγμιότυπα.

Επικουρικό λογισμικό της ίδιας συσκευής υπολόγιζε τις καθολικές παραμέτρους της βάδισης: μήκος βήματος, χρόνος βήματος, μήκος διασκελισμού, διάρκεια διασκελισμού, εκατοστιαίο ποσοστό των φάσεων στήριξης και αιώρησης καθώς και τον ρυθμό της βάδισης. Το μηχανικό αυτό μοντέλο επιτρέπει τη συλλογή δεδομένων για την περιστροφή της πυέλου, την κλίση της λεκάνης, τις μετωπιαίες αλλαγές θέσης της λεκάνης, την κάμψη και έκταση του ισχίου, την προσαγωγή και απαγωγή του ισχίου, την έξω και έσω στροφή του ισχίου, την κάμψη και έκταση του γόνατος, την πελματιαία κάμψη της ποδοκνημικής, την έσω και έξω στροφή της ποδοκνημικής και την γωνία ευθυγράμμισης του πέλματος σε σχέση πάντα με την κατεύθυνση της κίνησης.

Για την συλλογή δεδομένων σχετιζόμενα με δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους χρησιμοποιήθηκε δυναμοδάπεδο Bertec 4060-10 (Bertec Corporation, Columbus, Ohio, USA).

ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΟΠΩΣΗΣ SIT-TO-STAND

Η λειτουργική μετεγχειρητική αποκατάσταση ασθενών που έχουν υποβληθεί σε ΟΑΓ μετράται κυρίως με την αξιολόγηση αποτελεσμάτων από ερωτηματολόγια, τα οποία βέβαια παραθέτουν την υποκειμενική οπτική του ατόμου στην ικανότητά του να επιτελέσει μια δραστηριότητα (Boonstra, Schwering, De Waal Malefijt, & Verdonshot, 2010). Στην προσπάθεια ισχυροποίησης της αξιοπιστίας, της εγκυρότητας και της ακρίβειας του μετεγχειρητικού ελέγχου των ατόμων δημιουργήθηκε η ανάγκη εφαρμογής δοκιμασιών που βασίζονται στην επιτέλεση συγκεκριμένων ασκήσεων και στη συλλογή δεδομένων από αυτές

τις μετρήσεις. Η ανάγκη ουσιαστικά της ποσοτικοποίησης της βελτίωσης της εμβιομηχανικής του γόνατος μετά από ΟΑΓ μας οδήγησε στην επιλογή του πρωτοκόλλου κόπωσης STS.

Η δοκιμασία STS αποτελεί ικανοποιητικό μέτρο αξιολόγησης της λειτουργικότητας ατόμων με δυσλειτουργία σε μεγάλες αρθρώσεις καθόσον περιλαμβάνει ασκήσεις με μεγάλο εύρος κίνησης ενώ οι μύες των ποδιών πρέπει να παράγουν ικανοποιητική δύναμη για την έγερση του βάρους του σώματος (Wretenberg & Arborelius, 1994). Ο (Boonstra, et al., 2010) σε μια προσπάθεια σύγκρισης μεταξύ 2 μεθόδων βασισμένων στους ίδιους τους ασθενείς (The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index και το Knee Society Score) και 3 μεθόδων που βασίζονταν σε μέτρηση συγκεκριμένων δραστηριοτήτων (STS, μέγιστη ισομετρική σύσπαση και TUG) παρατήρησε ότι οι δοκιμασίες STS και TUG εμφάνισαν τη μεγαλύτερη ισχύ αξιολόγησης λειτουργικής ικανότητας και είχαν την καλύτερη διακριτική ικανότητα.

Για την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης STS στην προσπάθεια ελέγχου της επίδρασης της κόπωσης στην εμβιομηχανική του γόνατος μετά από ΟΑΓ οι συμμετέχοντες κάθονταν σε μια ειδικά διαμορφωμένη καρέκλα χωρίς μπράτσα που μπορούσε να προσαρμοστεί ως προς το βάθος και το ύψος της. Οι ποδοκνημικές των ασθενών έπρεπε να είναι τοποθετημένες σε μια ευθεία γραμμή ακριβώς κάτω από τα γόνατά τους, ενώ το βάθος και το ύψος της καρέκλας είχαν προσαρμοστεί έτσι ώστε η γωνία κάμψης του γόνατος στη θέση κάθισης να είναι 90 μοίρες. Οι συμμετέχοντες τοποθετούσαν τα χέρια τους στη μέση τους και δεν φορούσαν υποδήματα, ενώ δεν είχαν τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσουν τα χέρια τους κατά την έγερση. Στους ασθενείς παραγγέλθηκε να πραγματοποιήσουν σει επαναλήψεων έγερσης-κάθισης προκειμένου να προκληθεί σε αυτούς το υποκειμενικό αίσθημα της κόπωσης ώστε να μπορούμε να μελετήσουμε στη συνέχεια την επίδραση της στην εμβιομηχανική του γόνατος μετά από χειρουργείο ΟΑΓ. Για την συλλογή περαιτέρω πληροφοριών η καρέκλα

των συμμετεχόντων τοποθετήθηκε λίγο πίσω από το δυναμοδάπεδο ώστε να μπορούμε να αξιολογήσουμε και τις δυνάμεις αντίδρασης του εδάφους κατά την έγερση και κάθιση των ατόμων.

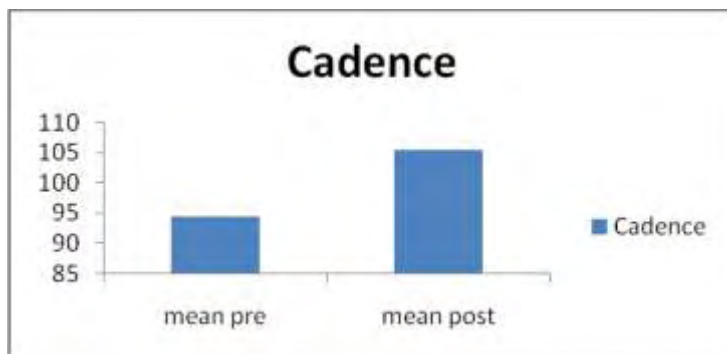
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Για την στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων έγινε χρήση του στατιστικού πακέτου SPSS 18 και πιο συγκεκριμένα της παραμέτρου των Repeated Measures Annona ώστε να εξαχθούν αποτελέσματα και συμπεράσματα που να είναι στατιστικά σημαντικά. Τα επίπεδα σημαντικότητας που έγιναν αποδεκτά ήταν σε τιμές του Significance<.05.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Πριν και μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης στους ασθενείς και στο δείγμα ελέγχου έγινε συλλογή των αποτελεσμάτων, ακολούθησε η επεξεργασία τους και η στατιστική τους ανάλυση ώστε να μπορέσουμε να καταλήξουμε σε συμπεράσματα ικανά να παρέχουν σημαντικές πληροφορίες για την εμβιομηχανική συμπεριφορά των αρθρώσεων των ασθενών και τις αλλαγές που προκαλούνται σε αυτές από την κόπωση, γεγονός που προσομοιάζει στις καθημερινές δραστηριότητες των ατόμων αυτών.

Πιο συγκεκριμένα από την μελέτη των αποτελεσμάτων των μετρήσεων αναδείχθηκε αύξηση του ρυθμού βάδισης των ασθενών που είχαν υποβληθεί στην επέμβαση της ΟΑΓ μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης, κυρίως για το χειρουργημένο σκέλος όπως απεικονίζεται και σχηματικά στα διαγράμματα παρακάτω.

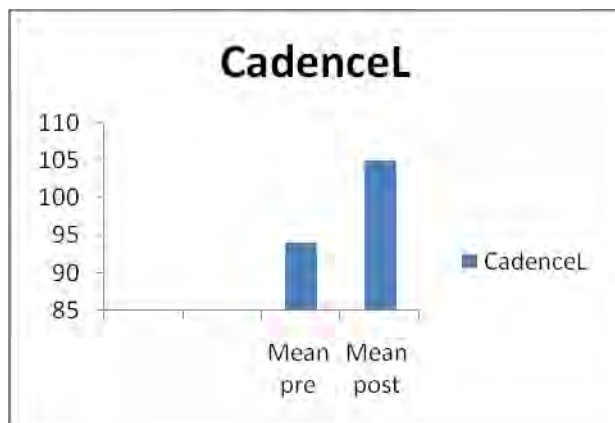


patients	siginteraction	sig	Mean	
Cadence	0,005	0	94,317	105,45

Διάγραμμα 1. Ρυθμός βάδισης ασθενών πριν(cadence)και μετά(pcadence) την εφαρμογή της κόπωσης .

	Cadence	pCadence
Patient 1	91.6	103
Patient 2	108	119
Patient 3	91.7	107
Patient 4	100	108
Patient 5	82.7	93.7
Patient 6	91.9	102

Πίνακας 1. Ρυθμός βάδισης ασθενών πριν(cadence) και μετά(pcadence) την εφαρμογή της κόπωσης .



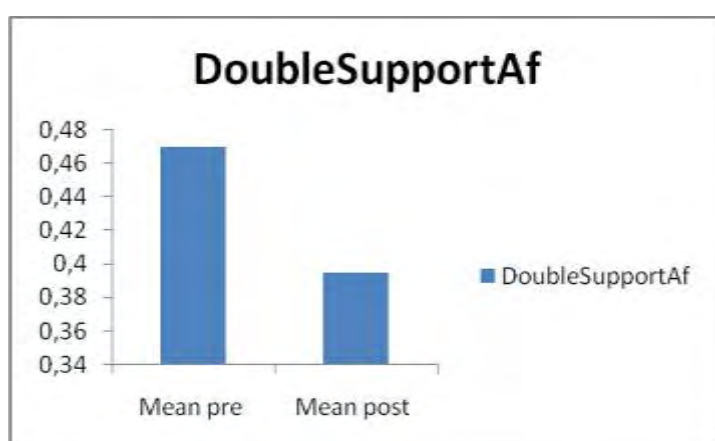
Διάγραμμα 2. Ρυθμός βάδισης χειρουργημένου σκέλους ασθενών πριν(cadenceL) και μετά(pcadenceL) την κόπωση.

	Cadence L	pCadence L
Patient 1	91.1	103
Patient 2	107	120
Patient 3	92.5	106
Patient 4	100	107
Patient 5	83.4	92.4
Patient 6	90.9	102

Πίνακας 2. Ρυθμός βάδισης χειρουργημένου σκέλους ασθενών πριν(cadenceL) και μετά(pcadenceL) την κόπωση.

Ένα άλλο συμπέρασμα στο οποίο καταλήξαμε μετά από την στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων ήταν ότι παρατηρήθηκε μείωση της φάσης της διποδικής στήριξης για το χειρουργημένο και για το μη χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης, γεγονός που ήταν στατιστικά σημαντικό ($p=.001$).

patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
DoubleSupportAf	0,034	0,001	0,47	0,395	0,039	0,031

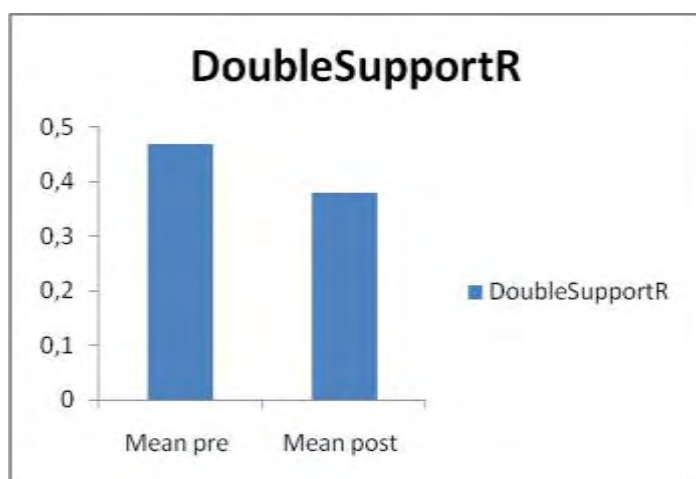


Διάγραμμα 3. Φάση διποδικής στήριξης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν (DoubleSupportAf) και μετά (pDoubleSupportAf) την εφαρμογή της κόπωσης .

	Double SupportAf	pDoubleSupportAf
Patient 1	0.53	0.47
Patient 2	0.33	0.28

Patient 3	0.46	0.35
Patient 4	0.42	0.42
Patient 5	0.63	0.45
Patient 6	0.48	0.37

Πίνακας 3. Φάση διποδικής στήριξης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(DoublesupportAf) και μετά(pDoublesupportAf)την εφαρμογή της κόπωσης .



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
DoubleSupportR	0,02	0,001	0,47	0,38	0,036	0,033

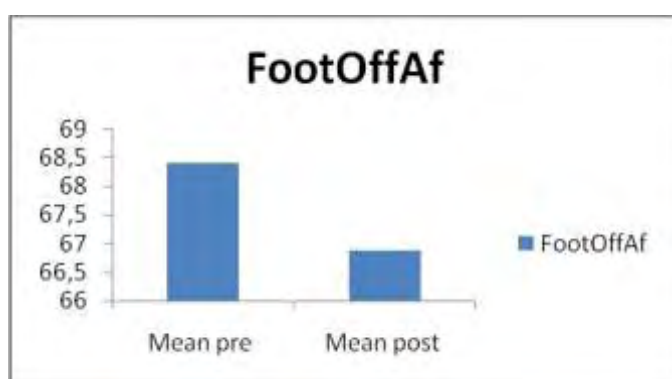
Διάγραμμα 4. Φάση διποδικής στήριξης του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(DoublesupportR) και μετά(pDoubleSupportR) την κόπωση.

	Double Support R	pDouble Support R
Patient 1	0.51	0.46

Patient 2	0.34	0.29
Patient 3	0.46	0.33
Patient 4	0.43	0.40
Patient 5	0.63	0.45
Patient 6	0.45	0.35

Πίνακας 4. Φάση διποδικής στήριξης του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(DoublesupportR) και μετά(pDoubleSupportR) την κόπωση.

Κατά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των μετρήσεων αναδείχθηκε στατιστικά σημαντική μείωση της φάσης του footoff για το χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά την εφαρμογή της κόπωσης .



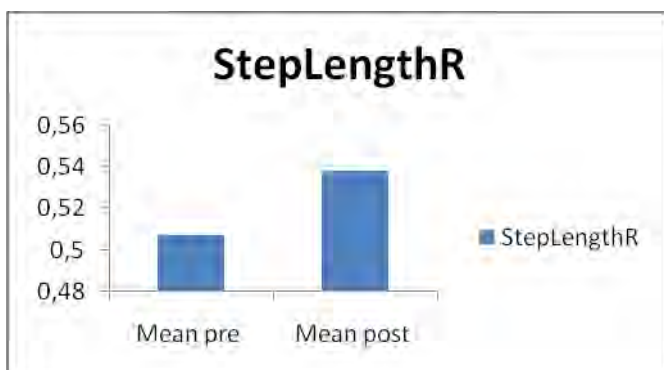
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
FootOffAf	0,254	0,014	68,417	66,883	0,952	1,001

Διάγραμμα 5. Φάση footoff του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(FootOffAf) και μετά(pFootOffAf) την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης .

	Foot OffAf	pFootOffAf
Patient 1	70.8	71.4
Patient 2	63.7	62.6
Patient 3	68.4	65.2
Patient 4	68.1	67.5
Patient 5	70.9	68.9
Patient 6	68.6	65.7

Πίνακας 5. Φάση footoff του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(FootOffAf) και μετά(pFootOffAf) την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης.

Το μήκος του βηματισμού για τα άτομα της ομάδας ελέγχου παρουσίασε αύξηση σε βαθμό στατιστικά σημαντικό μετά την εφαρμογή της κόπωσης .



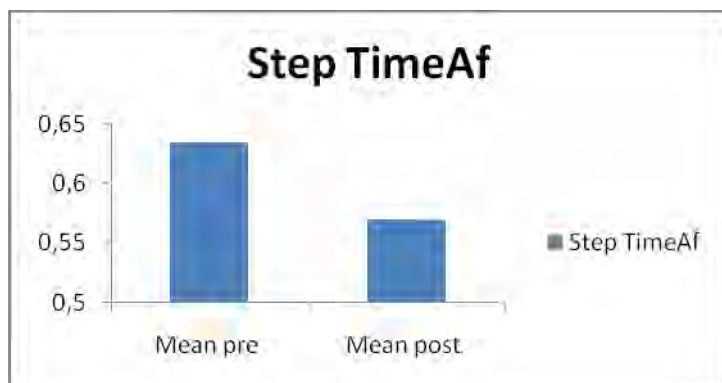
control	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
StepLengthR	0,029	0,014	0,507	0,538	0,031	0,028

Διάγραμμα 6. Μήκος βηματισμού του μη χειρουργημένου σκέλους της ομάδας ελέγχου πριν(StepLengthR) και μετά(pStepLengthR) την κόπωση.

	Step Length R	pStep Length R
Control 1	0.38	0.41
Control 2	0.43	0.51
Control 3	0.49	0.50
Control 4	0.57	0.62
Control 5	0.57	0.57
Control 6	0.60	0.62

Πίνακας 6. Μήκος βηματισμού του μη χειρουργημένου σκέλους της ομάδας ελέγχου πριν(StepLengthR) και μετά(pStepLengthR) την κόπωση.

Άξιο αναφοράς είναι επίσης και το γεγονός ότι σε στατιστικά σημαντικό βαθμό αναδείχθηκε μείωση του χρόνου βάδισης για το χειρουργημένο και το μη χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά το πρωτόκολλο κόπωσης .

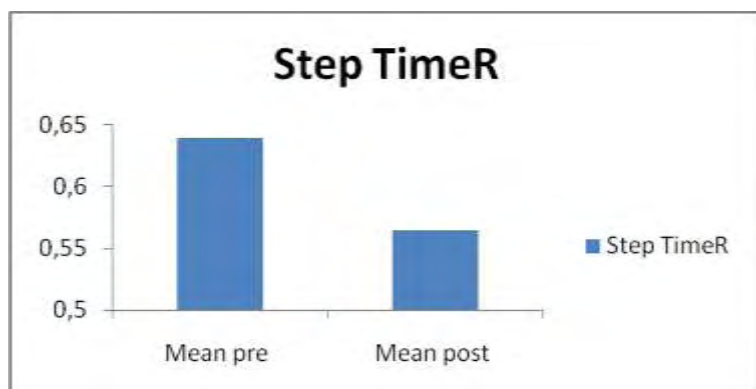


patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
Step TimeAf	0,036	0,005	0,635	0,57	0,03	0,03

Διάγραμμα 7. Χρόνος βηματισμού του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StepTimeAf) και μετά(pStepTimeAf) την κόπωση.

	Step TimeAf	pStepTimeAf
Patient 1	0.66	0.55
Patient 2	0.56	0.52
Patient 3	0.64	0.57
Patient 4	0.58	0.59
Patient 5	0.72	0.59
Patient 6	0.65	0.60

Πίνακας 7. Χρόνος βηματισμού του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StepTimeAf) και μετά(pStepTimeAf) την κόπωση.



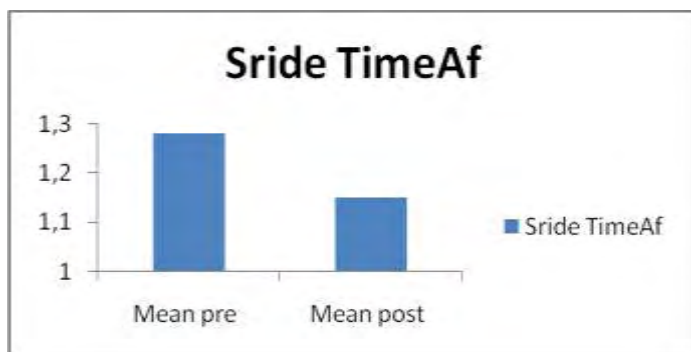
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
Step TimeR	0,001	0	0,64	0,565	0,031	0,038

Διάγραμμα 8. Χρόνος βηματισμού του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StepTimeR)και μετά(pStepTimeR) την κόπωση.

	Step Time R	pStep Time R
Patient 1	0.64	0.60
Patient 2	0.54	0.49
Patient 3	0.66	0.55
Patient 4	0.60	0.52
Patient 5	0.75	0.68
Patient 6	0.65	0.55

Πίνακας 8. Χρόνος βηματισμού του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StepTimeR) και μετά(pStepTimeR) την κόπωση.

Ακόμα στους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε ΟΑΓ ανευρέθη μείωση του χρόνου διασκελισμού μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης τόσο για το χειρουργημένο όσο και για το μη χειρουργημένο σκέλος, στοιχεία που ήταν στατιστικά σημαντικά .



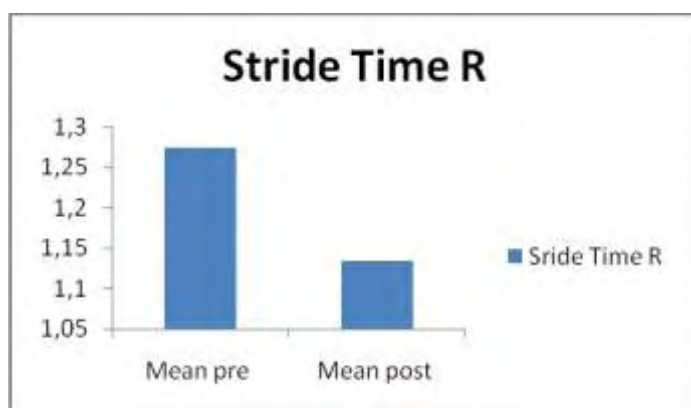
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
StrideTimeAf	0,001	0	1,283	1,152	0,058	0,064

Διάγραμμα 9. Χρόνος διασκελισμού του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StrideTimeAf)και μετά(pStrideTimeAf) την κόπωση.

	Stride TimeAf	pStrideTimeAf
Patient 1	1.32	1.17
Patient 2	1.12	1.00
Patient 3	1.30	1.14
Patient 4	1.20	1.12
Patient 5	1.44	1.30

Patient 6	1.32	1.18
------------------	------	------

Πίνακας 9. Χρόνος διασκελισμού του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StrideTimeAf) και μετά(pStrideTimeAf) την κόπωση.



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
Stride Time R	0,005	0,001	1,275	1,135	0,058	0,069

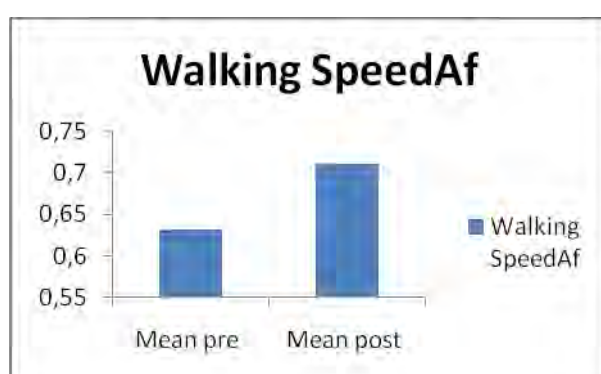
Διάγραμμα 10. Χρόνος διασκελισμού του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StrideTimeR)και μετά(pStrideTimeR) την κόπωση.

	Stride Time R	pStride Time R
Patient 1	1.30	1.15
Patient 2	1.11	1.01
Patient 3	1.31	1.12
Patient 4	1.19	1.10
Patient 5	1.47	1.27

Patient 6	1.27	1.16
------------------	------	------

Πίνακας 10. Χρόνος διασκελισμού του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(StrideTimeR) και μετά(pStrideTimeR) την κόπωση.

Κατά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των μετρήσεων αναδείχθηκε επίσης αύξηση της ταχύτητας βαδίσματος των ασθενών και για τα δύο σκέλη .



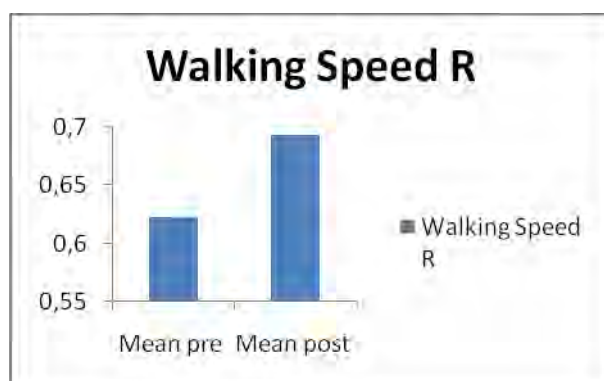
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
Walking SpeedAf	0,442	0,017	0,632	0,712	0,057	0,067

Διάγραμμα 11. Ταχύτητα βαδίσματος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(WalkingSpeedAf)και μετά(pWalkingSpeedAf) την κόπωση.

	Walking SpeedAf	pWalkingSpeedAf
Patient 1	0.55	0.64
Patient 2	0.83	0.89

Patient 3	0.70	0.82
Patient 4	0.66	0.66
Patient 5	0.47	0.53
Patient 6	0.58	0.73

Πίνακας 11. Ταχύτητα βαδίσματος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(WalkingSpeedAf) και μετά(pWalkingSpeedAf) την κόπωση.



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
Walking Speed R	0,562	0,021	0,623	0,693	0,06	0,072

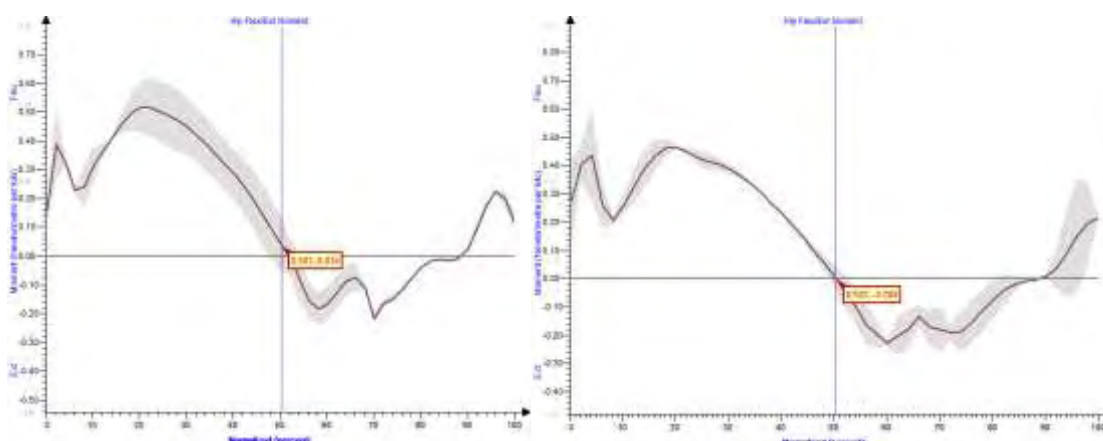
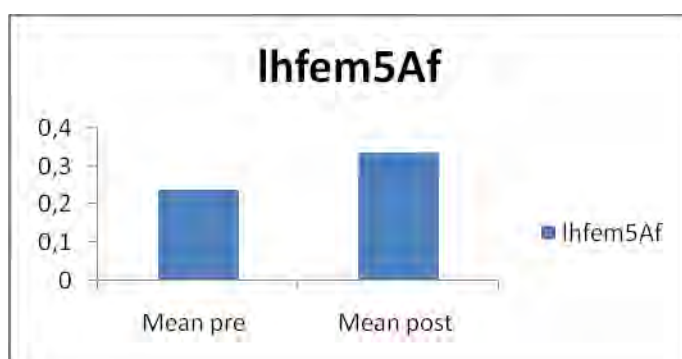
Διάγραμμα 12. Ταχύτητα βαδίσματος του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(WalkingSpeedR)και μετά(pWalkingSpeedR) την κόπωση.

	Walking Speed R	pWalking Speed R
Patient 1	0.53	0.60
Patient 2	0.80	0.85

Patient 3	0.71	0.83
Patient 4	0.66	0.66
Patient 5	0.45	0.53
Patient 6	0.59	0.69

Πίνακας 12. Ταχύτητα βαδίσματος του μη χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(WalkingSpeedR) και μετά(pWalkingSpeedR) την κόπωση.

Κατά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των ροπών που παρατηρήθηκαν στις αρθρώσεις αποδείχθηκε αύξηση της μέγιστης ροπής κάμψης-έκτασης του ισχίου για το χειρουργημένο σκέλος για τους ασθενείς μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης, γεγονός που αποδείχθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό.



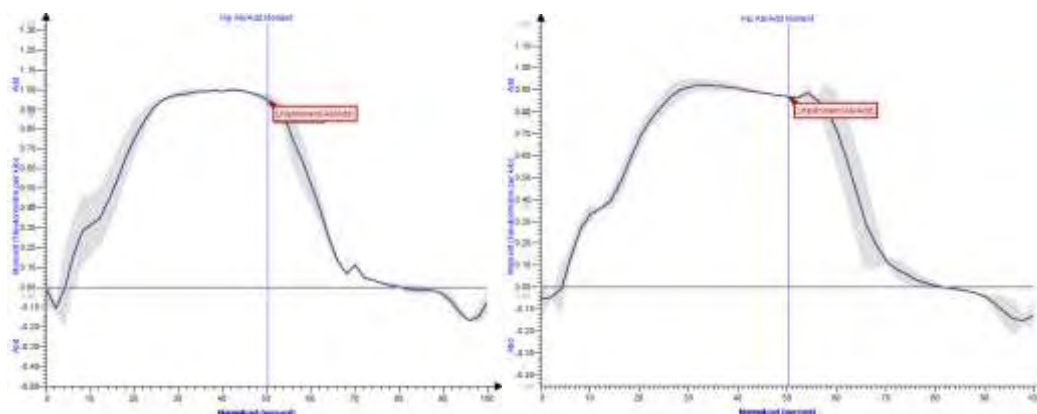
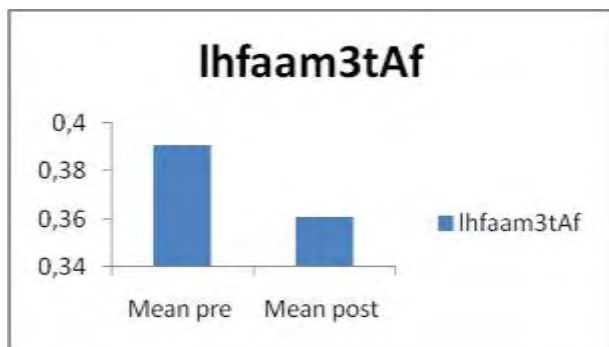
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lhfem5Af	0,172	0,018	0,239	0,337	0,047	0,067

Διάγραμμα 13. Διάγραμμα ροπής κάμψης-έκτασης του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lhfem5Af)και μετά(plhfem5Af) την κόπωση .

	Lhfem5Af	plhfem5Af
Patient 1	0,223	0,216
Patient 2	0,402	0,532
Patient 3	0,252	0,379
Patient 4	0,217	0,272
Patient 5	0,148	0,19
Patient 6	0,193	0,432

Πίνακας 13. Ροπή κάμψης-έκτασης του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lhfem5Af) και μετά(plhfem5Af) την κόπωση.

Σχετικά με τις ροπές απαγωγής – προσαγωγής του ισχίου καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι η μέγιστη ροπή απαγωγής-προσαγωγής του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους επέρχεται γρηγορότερα για τους ασθενείς μετά την κόπωση .



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lhfaam3tAf	0,622	0,053	0,391	0,361	0,082	0,088

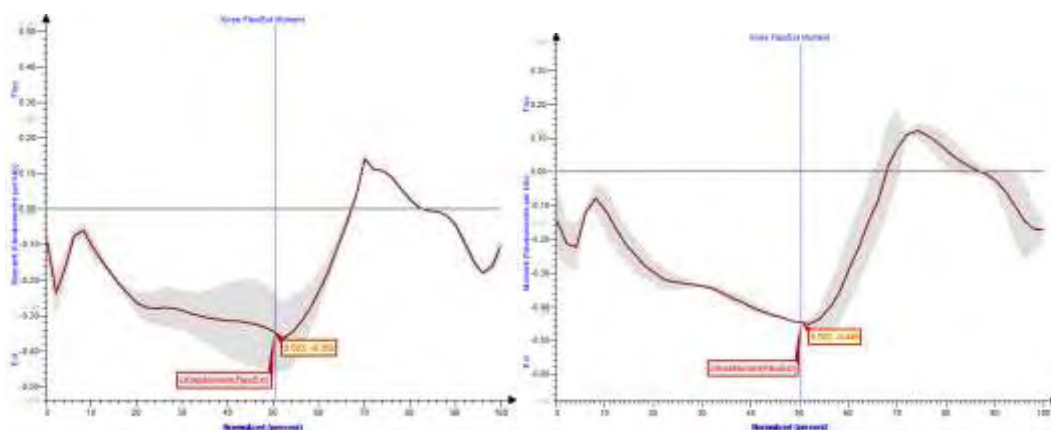
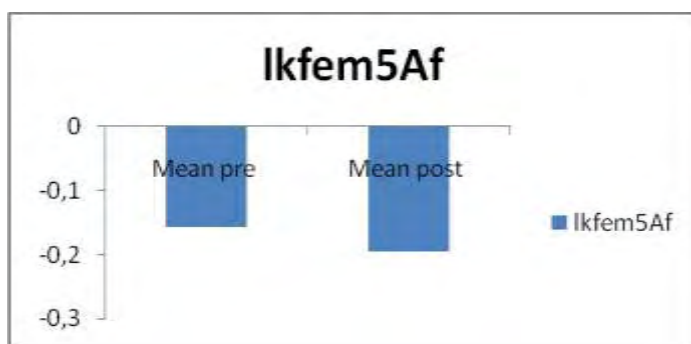
Διάγραμμα 14. Διάγραμμα ροπής απαγωγής-προσαγωγής του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lhaam3tAf)και μετά(plhaam3tAf) την κόπωση.

	lhaam3tAf	plhaam3tAf
Patient 1	0,42	0,327
Patient 2	0,921	0,94
Patient 3	0,24	0,18
Patient 4	0,24	0,221

Patient 5	0,262	0,259
Patient 6	0,262	0,24

Πίνακας 14. Ροπή απαγωγής-προσαγωγής του ισχίου του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(1haam3tAf) και μετά(ρ1haam3tAf) την κόπωση.

Η ελάχιστη ροπή κάμψης-έκτασης του γόνατος για το χειρουργημένο σκέλος στους ασθενείς εμφανίστηκε μειωμένη μετά την εφαρμογή της κόπωσης σε στατιστικά σημαντικό βαθμό.



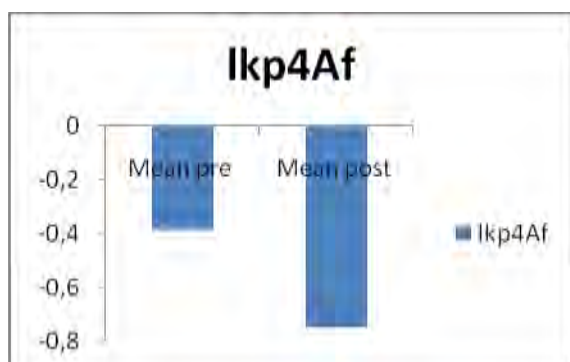
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lkfem5Af	0,977	0,077	-0,157	-0,195	0,022	0,025

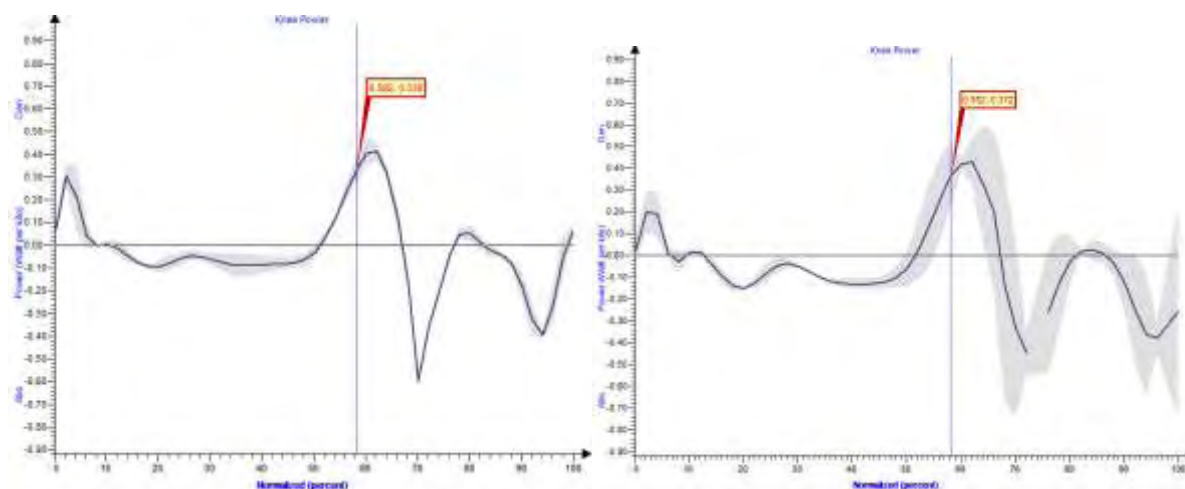
Διάγραμμα 15. Διάγραμμα ροπών κάμψης-έκτασης γόνατος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lkfem5Af)και μετά(plkfem5Af) την κόπωση.

	lkfem5Af	plkfem5Af
Patient 1	-0,181	-0,17
Patient 2	-0,18	-0,2
Patient 3	-0,13	-0,193
Patient 4	-0,101	-0,127
Patient 5	-0,188	-0,22
Patient 6	-0,163	-0,262

Πίνακας 15. Ροπή κάμψης-έκτασης γόνατος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lkfem5Af) και μετά(plkfem5Af) την κόπωση.

Μετά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων των μετρήσεων ανευρέθη μείωση της ελάχιστης δύναμης που εφαρμόστηκε στο γόνατο του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών μετά την κόπωση, σε στατιστικά σημαντικό βαθμό .





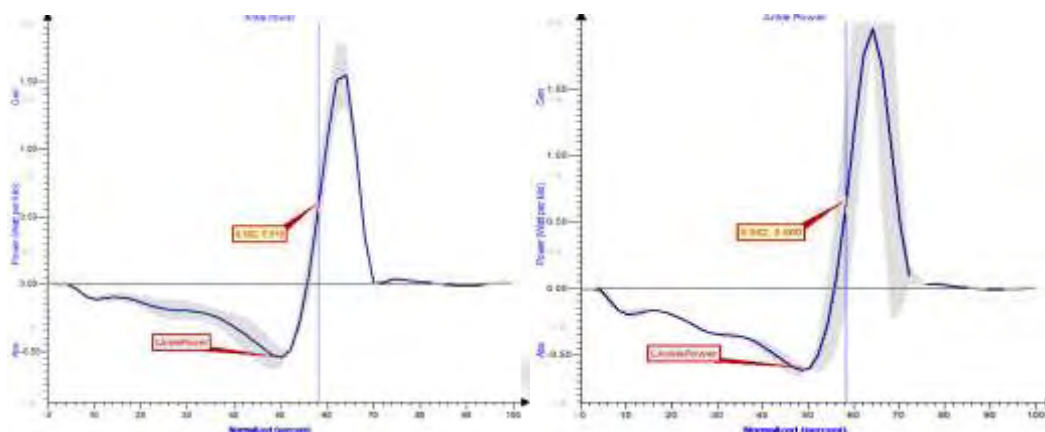
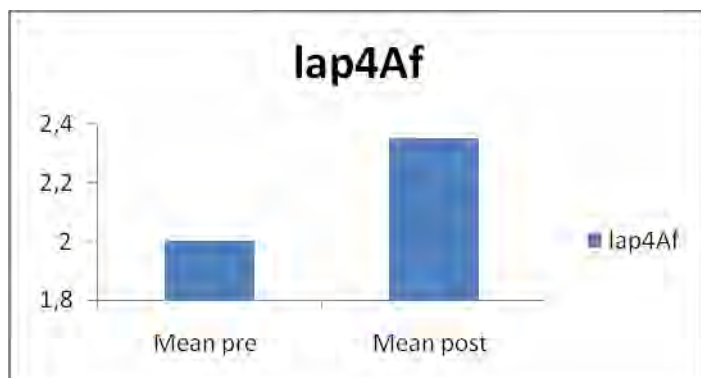
patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lkp4Af	0,384	0,031	-0,384	-0,747	0,199	0,184

Διάγραμμα 16. Διάγραμμα ισχύος του γόνατος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lkp4Af) και μετά(plkp4Af) την κόπωση.

	lkp4Af	plkp4Af
Patient 1	0,6	-0,44
Patient 2	-0,577	-1,014
Patient 3	-0,45	-0,59
Patient 4	-0,27	-0,365
Patient 5	-1,07	-1,491
Patient 6	-0,537	-0,584

Πίνακας 16. Ισχύς του γόνατος του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap4Af) και μετά(plap4Af) την κόπωση.

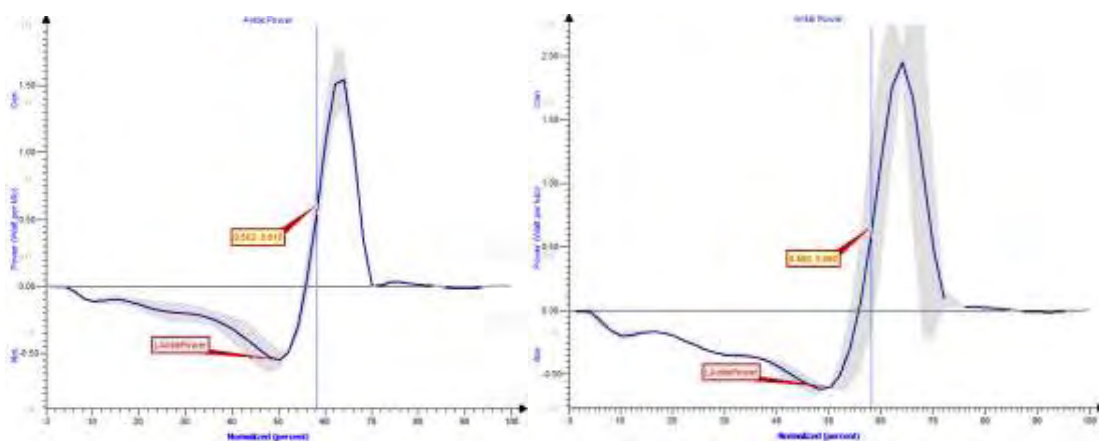
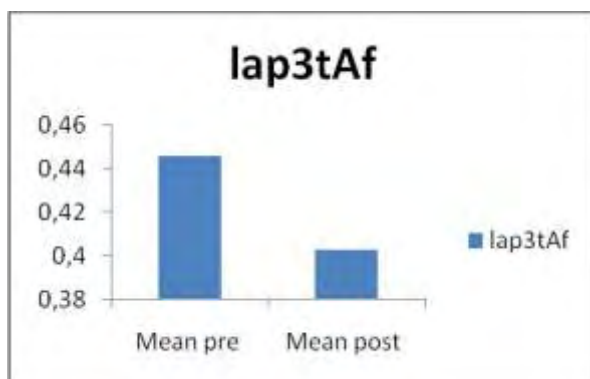
Όσον αφορά τη μέγιστη εφαρμοζόμενη ισχύ στην ποδοκνημική του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών παρατηρήσαμε ότι εμφανίστηκε μια στατιστικά σημαντική αύξηση αυτής μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης.



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lap4Af	0,792	0,001	2,003	2,352	0,316	0,348

Διάγραμμα 17. Διάγραμμα ισχύος της ποδοκνημικής άρθρωσης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap4Af) και μετά(plap4Af) την κόπωση.

Σε στοιχεία σχετικά με τις εφαρμοζόμενες δυνάμεις στην ποδοκνημική καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι ο χρόνος επέλευσης της ελάχιστης ισχύος της ποδοκνημικής του χειρουργημένου σκέλους στους ασθενείς μειώνεται μετά την κόπωση .



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lap3tAf	0,544	0,055	0,446	0,403	0,017	0,028

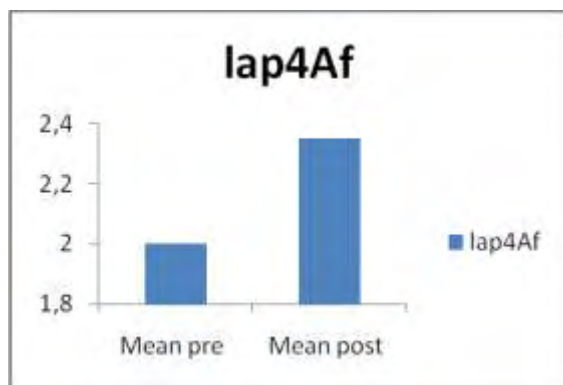
Διάγραμμα 18. Διάγραμμα ισχύος της ποδοκνημικής άρθρωσης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap3tAf)και μετά(plap3tAf) την κόπωση.

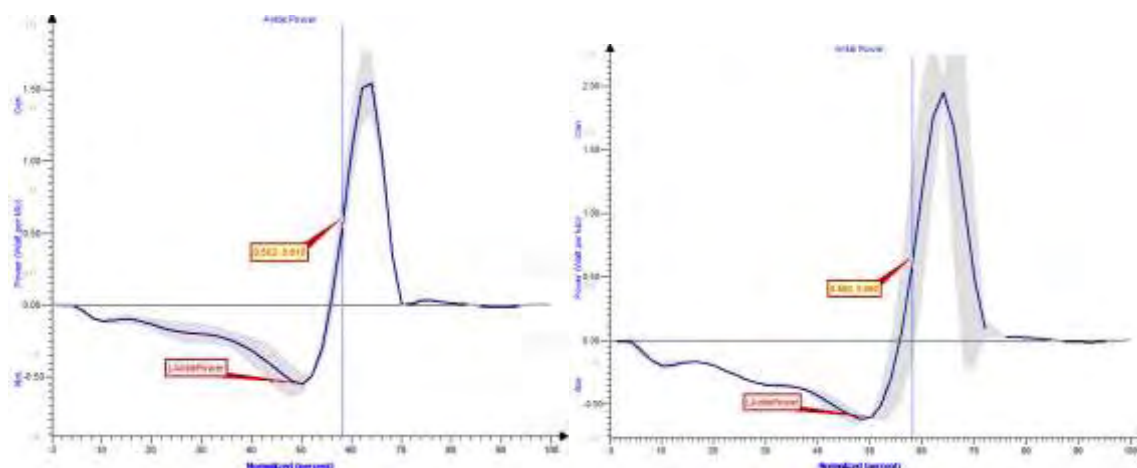
	lap3tAf	plap3tAf

Patient 1	0,5	0,48
Patient 2	0,397	0,341
Patient 3	0,419	0,441
Patient 4	0,439	0,399
Patient 5	0,478	0,48
Patient 6	0,441	0,279

Πίνακας 18. Ισχύς της ποδοκνημικής άρθρωσης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap3tAf) και μετά(rlap3tAf) την κόπωση.

Ακόμα η μέγιστη εφαρμοζόμενη ισχύς στην ποδοκνημική του χειρουργημένου σκέλους στους ασθενείς και στα άτομα της ομάδας ελέγχου παρουσίασε αύξηση σε βαθμό στατιστικά σημαντικό.



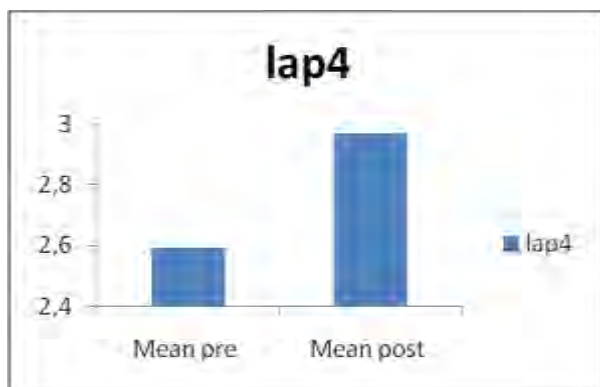


patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lap4Af	0,792	0,001	2,003	2,352	0,316	0,348

Διάγραμμα 19. Διάγραμμα ισχύος της ποδοκνημικής άρθρωσης των ασθενών πριν(lap4Af) και μετά(plap4Af) την κόπωση.

	lap4Af	plap4Af
Patient 1	1,548	1,952
Patient 2	3,053	3,794
Patient 3	2,924	3,075
Patient 4	1,654	1,906
Patient 5	1,175	1,457
Patient 6	1,662	1,925

Πίνακας 19. Ισχύς της ποδοκνημικής άρθρωσης των ασθενών πριν(lap4Af) και μετά(plap4Af) την κόπωση.



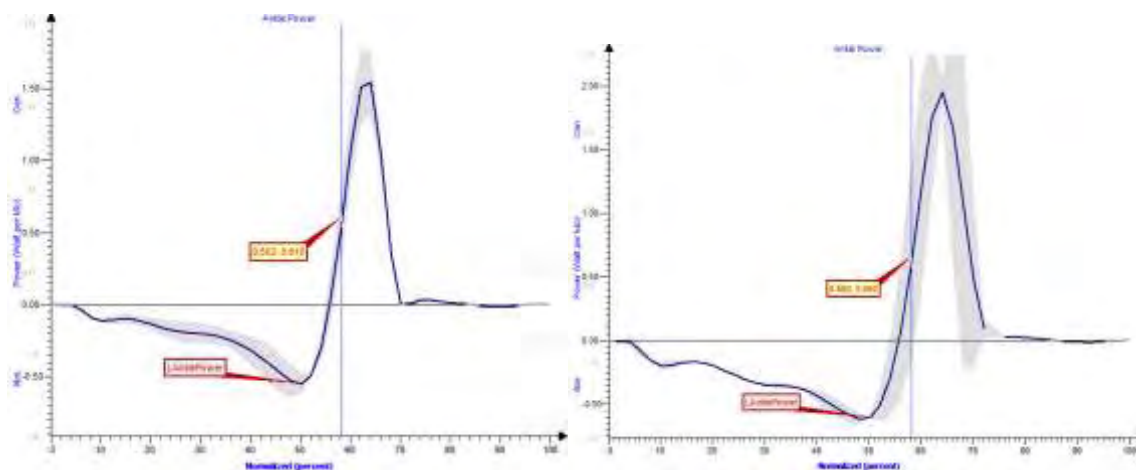
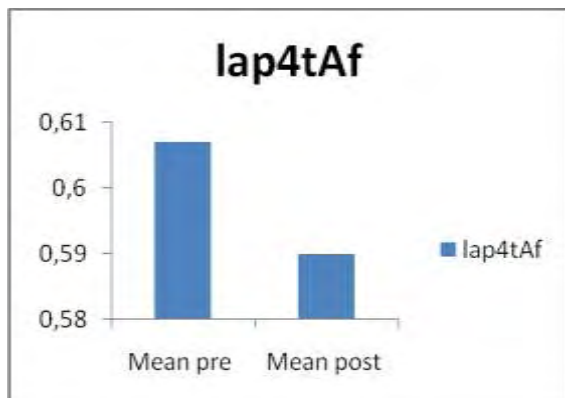
control	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lap4	0,792	0	2,595	2,971	0,316	0,348

Διάγραμμα 20. Διάγραμμα ισχύος της ποδοκνημικής άρθρωσης του εξεταζόμενου σκέλους της ομάδας ελέγχου πριν(lap4) και μετά(plap4) την κόπωση.

	lap4	plap4
Control 1	2,615	2,834
Control 2	1,588	1,957
Control 3	1,801	2,176
Control 4	3,549	4,127
Control 5	2,952	3,418
Control 6	3,063	3,313

Πίνακας 20. Ισχύς της ποδοκνημικής άρθρωσης του εξεταζόμενου σκέλους της ομάδας ελέγχου πριν(lap4) και μετά(plap4) την κόπωση.

Η χρονική στιγμή εφαρμογής της μέγιστης ισχύος στην ποδοκνημική του χειρουργημένου σκέλους στους ασθενείς εμφανίστηκε να επέρχεται νωρίτερα αφού εφαρμόστηκε σε αυτούς το πρωτόκολλο κόπωσης.



patients	Sig interaction	sig	Mean pre	Mean post	SD pre	SD post
lap4tAf	0,656	0,105	0,607	0,59	0,011	0,008

Διάγραμμα 21. Διάγραμμα ισχύος της ποδοκνημικής άρθρωσης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap4tAf) και μετά(plap4tAf) την κόπωση.

	lap4tAf	plap4tAf
Patient 1	0,64	0,64
Patient 2	0,578	0,581
Patient 3	0,601	0,581
Patient 4	0,601	0,561
Patient 5	0,62	0,601
Patient 6	0,601	0,578

Πίνακας 21. Ισχύς της ποδοκνημικής άρθρωσης του χειρουργημένου σκέλους των ασθενών πριν(lap4tAf) και μετά(plap4tAf) την κόπωση.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Από την επεξεργασία των μετρήσεων από την τρισδιάστατη ανάλυση βάρδισης με το σύστημα Vicon και τη χρήση του δυναμοδαπέδου προκύπτει ότι κατά τη διάρκεια της βάρδισης το 70-75 % περίπου των φορτίων κατανέμονται στο έσω διαμέρισμα της άρθρωσης του γόνατος όπως έχει παρατηρηθεί και στο παρελθόν από τους Andriacchietal, 1994. Ακόμα πιο αναλυτικά προκύπτει ότι κατά τη φάση της μονοποδικής στήριξης μια διαμόρφωση γόνατος σε ραιβότητα θα έχει σαν αποτέλεσμα την εφαρμογή μεγαλύτερων φορτίων στο έσω διαμέρισμα σε αντίθεση με μια διαμόρφωση του γόνατος σε βλαισότητα που θα οδηγήσει σε μεγαλύτερα εφαρμοζόμενα φορτία στην έξω πλευρά του γόνατος. Παρατηρούμε επίσης από

τις μετρήσεις μας ότι κάθε συμμετέχοντας εμφάνιζε διαφορετικά κινητικά χαρακτηριστικά και διαφορετικές χρονικές στιγμές του κύκλου της βάδισης που εφαρμόζονταν τα χαρακτηριστικά αυτά.

Η προέκταση της επεξεργασίας των δεδομένων αυτών μας οδηγεί στο συμπέρασμα της μεγαλύτερης καταπόνησης των χόνδρινων τμημάτων της άρθρωσης και των τμημάτων του πολυαιθυλενίου στο χειρουργημένο γόνατο στην έσω πλευρά σε ραιβά γόνατα και στην έξω πλευρά σε βλαισά γόνατα. Παρατηρήσαμε επίσης ότι η αλλαγή των συνηθειών βαδίσματος μετά από την ΟΑΓ επέφερε μεγαλύτερη φόρτιση στο μη χειρουργημένο σκέλος οδηγώντας το σε συντομότερο χρονικό διάστημα στην εμφάνιση εκφυλιστικής οστεοαρθρίτιδας (Kurtz & Walker, 2008).

Οι συμμετέχοντες που είχαν υποβληθεί σε ΟΑΓ περπατούσαν με μικρότερα μήκη βήματος σε σχέση με τους υγιείς της ομάδας ελέγχου και είχαν μεγαλύτερης διάρκειας φάση στήριξης 6 μήνες μετά την ΟΑΓ και μετά την εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης. Μετά την επιτέλεση της δοκιμασίας STS μετρήσαμε ότι οι ασθενείς που είχαν αντιμετωπιστεί χειρουργικά χρειάζονταν περισσότερα βήματα για να διανύσουν την ίδια απόσταση σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Από την αύξηση αυτή του αριθμού και της διάρκειας των βημάτων γίνεται κατανοητό ότι η έκθεση των ατόμων αυτών σε επαναλαμβανόμενα φορτία είναι μεγαλύτερη σε σχέση με τους υγιείς.

Από τα αποτελέσματα των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν ευρέθη επίσης ότι το μη χειρουργημένο σκέλος καθώς και τα γόνατα των υγιών ατόμων της ομάδας ελέγχου εμφάνισαν τα ίδια περίπου φορτία κατά τα διάφορα στάδια της βάδισης μετά την δοκιμασία STS.

Η μελέτη αυτή της επίδρασης της κόπωσης στην εμβιομηχανική του γόνατος μετά από ΟΑΓ στερείται στοιχείων της ανάλυσης βάδισης του ασθενούς προεγχειρητικά ώστε να

μπορέσουμε να αναλύσουμε και διαφορές στις συνήθειες βάρδισης των ασθενών μετά τη διενέργεια του χειρουργείου. Εφόσον δηλαδή είχε ποσοτικοποιηθεί η φόρτιση των διαμερισμάτων της άρθρωσης του γόνατος προεγχειρητικά θα μπορούσαν να εξαχθούν ασφαλέστερα συμπεράσματα για την επίδραση της κόπωσης μετά την ΟΑΓ, χωρίς ωστόσο το στοιχείο αυτό να υποβαθμίζει τη μεγάλη συμβολή των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση τρισδιάστατων συστημάτων ανάλυσης βάρδισης.

Σημαντική συμβολή στην μελέτη και βελτίωση των ενδοπροθέσεων της ΟΑΓ μπορεί να συντελεστεί μετά από επεξεργασία των δεδομένων που συλλέχθηκαν στις μετρήσεις της τρισδιάστατης ανάλυσης βάρδισης μετά από ΟΑΓ και εφαρμογή του πρωτοκόλλου κόπωσης ώστε να κατασκευαστούν ανθεκτικότερα υλικά με χαρακτηριστικά που να προσφέρουν μεγαλύτερη διάρκεια ζωής τους και να απομακρύνουν την ανάγκη αναθεώρησης τους λόγω φθοράς. Συγκεκριμένα η ανάλυση των κινητικών παραμέτρων της ανάλυσης βάρδισης παρέχει επαρκείς πληροφορίες για τα διαμερίσματα του γόνατος που φορτίζονται περισσότερο καθώς και για τις χρονικές στιγμές του κύκλου της βάρδισης που η άρθρωση του γόνατος δέχεται τις μεγαλύτερες δυνάμεις, στοιχεία που μπορούν να βοηθήσουν στην βελτίωση των ιδιοτήτων του πολυαιθυλενίου που δέχεται τη μεγαλύτερη φθορά μετά την ΟΑΓ. Για παράδειγμα από τις μετρήσεις διαπιστώνεται ότι η μεγαλύτερη εφαρμογή φορτίων στην άρθρωση πραγματοποιείται στο 25 % της φάσης στήριξης και συγκεκριμένα όταν ξεκινά η αλλαγή της γωνίας του γόνατος σε ραιβότητα. Η διαμόρφωση αυτή του γόνατος σε ραιβότητα αποτελεί προγνωστικό παράγοντα για την παρουσία, τη βαρύτητα και το ρυθμό εξέλιξης της οστεοαρθρίτιδας του γόνατος στο έσω διαμέρισμα του.

Από την επεξεργασία των μετρήσεων επίσης διαπιστώσαμε ότι ασθενείς των οποίων τα γόνατα εμφανίζουν παραμορφώσεις ραιβότητας για παρατεταμένο τμήμα των φάσεων της βάρδισης επιφορτίζονται με μεγαλύτερα φορτία κατά τη φάση της μονοποδικής στήριξης.

Για την απόδειξη της εγκυρότητας της μελέτης αυτής αξίζει να σημειωθεί ότι τα μεγέθη των εφαρμοζόμενων στα μαλακά μόρια δυνάμεων συμφωνούν με τα μέχρι τώρα αποτελέσματα από προηγούμενες μελέτες.

Περιορισμό στην μελέτη μας αποτέλεσε ο μικρός αριθμός των συμμετεχόντων που δυσκολεύει την εξαγωγή και γενίκευση κάποιων συμπερασμάτων καθώς και η απουσία δεδομένων από μετρήσεις ανάλυσης βάρδισης πριν από το χειρουργείο. Παρόλα αυτά η ολοκλήρωση της μελέτης αυτής θέτει νέα δεδομένα στην μελέτη της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς του χειρουργημένου γόνατος καθώς εισάγει και την έννοια της εφαρμογής του πρωτοκόλλου κόπωσης για την συλλογή ασφαλών αποτελεσμάτων. Με την εφαρμογή των δοκιμασιών κόπωσης επιτυγχάνεται περιεκτικότερη μετεγχειρητική μελέτη και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της ΟΑΓ καθώς αυτή πραγματοποιείται προκειμένου οι ασθενείς να επιστρέψουν σε όσο το δυνατόν περισσότερες από τις δραστηριότητες της καθημερινής τους ζωής και άρα να υποβάλλουν το χειρουργημένο τους γόνατο σε συνθήκες κόπωσης.

Ιδιαίτερα αξιόλογη συνιστώσα της μελέτης που πραγματοποιήθηκε είναι το γεγονός ότι δεν αναφέρεται σε στατικές μετρήσεις των κινητικών χαρακτηριστικών της βάρδισης αλλά μελετά τον ασθενή και το χειρουργημένο γόνατο σε δυναμικές συνθήκες βάρδισης προσομοιάζοντας αρκετά με τις καθημερινές του δραστηριότητες. Επαγόμενο σε αυτό το γεγονός μπορούμε να υποστηρίξουμε ότι η δυναμική μέτρηση και αξιολόγηση των φορτίων και των δυνάμεων που εφαρμόζονται στα διαμερίσματα του γόνατος κατά τις διάφορες φάσεις της βάρδισης παρέχει επαρκέστερες πληροφορίες για την χρήση και βελτίωση των υλικών οστεοσύνθεσης στην ΟΑΓ.

Ένα καινοτόμο στοιχείο της μελέτης αυτής είναι το γεγονός ότι με τη γενικεύμενη χρήση της τρισδιάστατης ανάλυσης βάρδισης είναι δυνατή η αξιολόγηση των ασθενών με

οστεοαρθρίτιδα γόνατος, αναγνωρίζοντας έτσι τους ασθενείς αυξημένου κινδύνου και προτείνοντας μεθόδους αποφόρτισης(κηδεμόνεςβλαισότητας-valgusbraces) του διαμερίσματος με τα μεγαλύτερα φορτία. Στην κατεύθυνση αυτή η διενέργεια ανάλυσης βάδισης μετά από κόπωση σε ασθενή που έχει υποβληθεί σε ΟΑΓ παρέχει επαρκείς πληροφορίες σχετικά με τον επαναπροσδιορισμό του άξονα της άρθρωσης του γόνατος στον ασθενή, την φόρτιση των διαμερισμάτων του και άρα την προσαρμογή των δραστηριοτήτων του σε νέες που δεν επιφέρουν μεγάλη καταπόνηση και φθορά των ενδοπροθέσεων(κυρίως του πολυαιθυλενίου) και επιτρέπουν την βάδιση σε ένα νέο κινητικό-κινηματικό μοντέλο που προσφέρει και εξοικονόμηση ενέργειας για τον ίδιο.

Περαιτέρω μελέτες πρέπει να πραγματοποιηθούν σε κινητικά και κινηματικά χαρακτηριστικά κυρίως του μη χειρουργημένου σκέλους 1 έτος μετά από την ΟΑΓ καθώς παρατηρείται μείωση της ισχύος του σκέλους και διότι η αξιολόγησή τους 3 έτη μετά το χειρουργείο αποτελεί σημαντικό καθοριστικό παράγοντα της λειτουργικής ικανότητας. Δεδομένα από τις μελέτες αυτές μπορούν να εξαχθούν επίσης για την επιλογή των κατάλληλων υποδημάτων για τους ασθενείς αυτούς.

Σημαντικά δεδομένα σε μελλοντικές μελέτες μπορούν να συλλεχθούν επίσης με τη χρήση συσκευών καταγραφής της μυικής λειτουργίας – ηλεκτρομυογράφοι κατά τη διάρκεια της βάδισης ασθενών μετά από ΟΑΓ δίδοντας πληροφορίες για την υιοθέτηση νέων κινητικών-κινηματικών συνηθειών των ασθενών αυτών.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Alnahdi, A. H., Zeni, J. A., & Snyder-Mackler, L. (2010). Gait after unilateral total knee arthroplasty: Frontal plane analysis. *J Orthop Res.*

2. Benedetti, M. G., Catani, F., Bilotta, T. W., Marcacci, M., Mariani, E., & Giannini, S. (2003). Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *18*(9), 871-876.
3. Bohannon, R. W. (2006). Reference values for the five-repetition sit-to-stand test: a descriptive meta-analysis of data from elders. *Percept Mot Skills*, *103*(1), 215-222.
4. Boonstra, M. C., Schwering, P. J., De Waal Malefijt, M. C., & Verdonschot, N. (2010). Sit-to-stand movement as a performance-based measure for patients with total knee arthroplasty. *Phys Ther*, *90*(2), 149-156.
5. Chen, J. X., Wechsler, H., Pullen, J. M., Zhu, Y., & MacMahon, E. B. (2001). Knee surgery assistance: patient model construction, motion simulation, and biomechanical visualization. *IEEE Trans Biomed Eng*, *48*(9), 1042-1052.
6. Chen, P. Q., Cheng, C. K., Shang, H. C., & Wu, J. J. (1991). Gait analysis after total knee replacement for degenerative arthritis. *J Formos Med Assoc*, *90*(2), 160-166.
7. Corrado, A., Quarta, L., Errico, S., & Cantatore, F. P. (2007). Successful treatment of avascular bone necrosis of the knee with neridronate: a case report. *Rheumatol Int*, *27*(9), 891-893.
8. de Groot, I. B., Bussmann, H. J., Stam, H. J., & Verhaar, J. A. (2008). Small increase of actual physical activity 6 months after total hip or knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, *466*(9), 2201-2208.
9. Farquhar, S., & Snyder-Mackler, L. (2010). The Chitranjan Ranawat Award: The nonoperated knee predicts function 3 years after unilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, *468*(1), 37-44.
10. Gstottner, M., Pedross, F., Liebensteiner, M., & Bach, C. (2008). Long-term outcome after high tibial osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg*, *128*(1), 111-115.

11. Hatfield, G. L., Hubley-Kozey, C. L., Astephen Wilson, J. L., & Dunbar, M. J. (2011). The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *J Arthroplasty*, *26*(2), 309-318.
12. Heyse, T. J., Becher, C., Kron, N., Ostermeier, S., Hurschler, C., Schofer, M. D., et al. (2010). Patellofemoral pressure after TKA in vitro: highly conforming vs. posterior stabilized inlays. *Arch Orthop Trauma Surg*, *130*(2), 191-196.
13. Hubley-Kozey, C. L., Hatfield, G. L., Wilson, J. L., & Dunbar, M. J. (2010). Alterations in neuromuscular patterns between pre and one-year post-total knee arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *25*(10), 995-1002.
14. Insall, J. N., Dorr, L. D., Scott, R. D., & Scott, W. N. (1989). Rationale of the Knee Society clinical rating system. *Clin Orthop Relat Res*(248), 13-14.
15. Kane, R. L., Saleh, K. J., Wilt, T. J., Bershady, B., Cross, W. W., 3rd, MacDonald, R. M., et al. (2003). Total knee replacement. *Evid Rep Technol Assess (Summ)*(86), 1-8.
16. Kennedy, D. M., Stratford, P. W., Hanna, S. E., Wessel, J., & Gollish, J. D. (2006). Modeling early recovery of physical function following hip and knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*, *7*, 100.
17. Kurtz, S. M., & Walker, P. S. (2008). How have new designs and new types of joint replacement influenced wear behavior? *J Am Acad Orthop Surg*, *16 Suppl 1*, S107-110.
18. Lee, T. H., Tsuchida, T., Kitahara, H., & Moriya, H. (1999). Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. *J Orthop Sci*, *4*(1), 13-21.
19. Mattsson, E., Brostrom, L. A., & Linnarsson, D. (1990). Changes in walking ability after knee replacement. *Int Orthop*, *14*(3), 277-280.

20. McClelland, J. A., Webster, K. E., & Feller, J. A. (2007). Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *Knee, 14*(4), 253-263.
21. Otsuki, T., Nawata, K., & Okuno, M. (1999). Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthritis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. *J Orthop Sci, 4*(2), 99-105.
22. Solak, A. S., Kentel, B., & Ates, Y. (2005). Does bilateral total knee arthroplasty affect gait in women?: comparison of gait analyses before and after total knee arthroplasty compared with normal knees. *J Arthroplasty, 20*(6), 745-750.
23. Steiner, M. E., Simon, S. R., & Pisciotta, J. C. (1989). Early changes in gait and maximum knee torque following knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*(238), 174-182.
24. Stukenborg-Colsman, C., Wirth, C. J., Lazovic, D., & Wefer, A. (2001). High tibial osteotomy versus unicompartmental joint replacement in unicompartmental knee joint osteoarthritis: 7-10-year follow-up prospective randomised study. *Knee, 8*(3), 187-194.
25. Webster, K. E., Wittwer, J. E., & Feller, J. A. (2003). Quantitative gait analysis after medial unicompartmental knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Arthroplasty, 18*(6), 751-759.
26. Wretenberg, P., & Arborelius, U. P. (1994). Power and work produced in different leg muscle groups when rising from a chair. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 68*(5), 413-417.
27. Zeni, J. A., Jr., & Higginson, J. S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: a result of altered walking speed? *Clin Biomech (Bristol, Avon), 24*(4), 372-378.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Έγγραφο συναίνεσης δοκιμαζόμενου σε ερευνητική εργασία

1. Σκοπός της ερευνητικής εργασίας

Ο κύριος σκοπός της συγκεκριμένης μελέτης είναι να εκτιμηθούν τα αποτελέσματα της επίδρασης της κόπωσης (fatigue) στην εμβιομηχανική του γόνατος, σε άτομα τα οποία έχουν υποβληθεί σε επέμβαση ολικής αρθροπλαστικής γόνατος (ΟΑΓ), λόγω οστεοαρθρίτιδας. Ειδικότερα, να μελετηθεί η επίδραση της κόπωσης στα στάδια κίνησης της άρθρωσης, στις δυνάμεις οι οποίες επενεργούν, στις επιδράσεις των δυνάμεων αυτών στο μυοσκελετικό σύστημα και άρα να μπορέσουμε να κατανοήσουμε καλύτερα τα φορτία με τα οποία επιφορτίζονται οι επιμέρους αρθρώσεις στα διάφορα στάδια της κίνησης.

Επιπρόσθετα, η μελέτη αυτή, θα μας βοηθήσει να κατανοήσουμε και τον τρόπο με τον οποίο επηρεάζεται, κατ' επέκτασιν, η λειτουργικότητα των ατόμων αυτών σε συνθήκες κόπωσης.

2. Διαδικασία μετρήσεων

Θα χρειαστεί να έρθεις στο εργαστήριο μία φορά. Θα μετρήσουμε το ύψος και το βάρος σου. Θα περπατήσεις σε ένα διάδρομο με σταθερή ένταση. Κατόπιν θα καθίσεις σε μία καρέκλα και θα σηκώνεσαι – κάθεσαι μέχρι να αισθανθείς κόπωση στους μηρούς σου. Στη συνέχεια θα βαδίσεις ξανά στο διάδρομο και κάπου εκεί τελειώνει η μέτρηση. Καθ' όλη τη διάρκεια της μέτρησης θα έχεις προσαρμοσμένα πάνω στα κάτω άκρα σου, από τη λεκάνη μέχρι και το

δεύτερο δάκτυλο του άκρου πόδα, ειδικούς αισθητήρες. Γι αυτό το λόγο θα πρέπει κατά τη διάρκεια της μέτρησης τα κάτω άκρα σου να είναι γυμνα.

3. Κίνδυνοι και ενοχλήσεις

Κατά την διάρκεια της μέτρησης υπάρχει περίπτωση να αισθανθείς αίσθημα δυσφορίας ή πόνου στους μηρούς σου. Υπάρχει πρόβλεψη πρώτων βοηθειών και εκπαιδευμένο προσωπικό για κάθε ενδεχόμενο.

4. Προσδοκούμενες ωφέλειες

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων θα μας βοηθήσουν να καταλάβουμε πως λειτουργεί το χειρουργημένο σου γόνατο μετά από συνθήκες κόπωσης.

5. Δημοσίευση δεδομένων – αποτελεσμάτων

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

6. Πληροφορίες

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

7. Ελευθερία συναίνεσης

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

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

Ημερομηνία: __/__/__

Όνοματεπώνυμο και Όνοματεπώνυμο και Υπογραφή ερευνητή
υπογραφή συμμετέχοντος υπογραφή παρατηρητή

Υπεύθυνη Δήλωση

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Γιαννούλης Διονύσιος – ΑΕΜ , μεταπτυχιακός φοιτητής του τμήματος Επιστήμης Φυσικής Αγωγής και Αθλητισμού του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Άσκηση και Υγεία»

δηλώνω υπεύθυνα ότι αποδέχομαι τους παρακάτω όρους που αφορούν

(α) στα πνευματικά δικαιώματα της Μεταπτυχιακής Διπλωματικής Εργασίας (ΜΔΕ) μου με τίτλο « Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΟΠΩΣΗΣ ΣΤΗΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ ΣΕ

ΑΣΘΕΝΕΙΣ ΟΙ ΟΠΟΙΟΙ ΥΠΟΒΛΗΘΗΚΑΝ ΣΕ ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΛΟΓΩ ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΔΑΣ. ΚΙΝΗΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.»

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

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

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

/11/2011

Ο δηλών

(Ονοματεπώνυμο και υπογραφή του υποψήφιου μεταπτυχιακού)