



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΚΛΙΝΙΚΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗΣ & ΤΡΑΥΜΑΤΟΛΟΓΙΑΣ**

**ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΔΙΑΤΡΟΧΑΝΘΗΡΙΩΝ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.
ΕΝΔΟΜΥΕΛΙΚΑ Η ΕΞΩΜΥΕΛΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ**

**ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ
ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

**ΚΟΥΒΙΔΗΣ Κ ΓΕΩΡΓΙΟΣ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΟΣ**

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευχαριστίες

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ABSTRACT

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

- 1.1 Γενικά
- 1.2 Ταξινόμηση καταγμάτων του ισχίου
- 1.3 Εμφυτεύματα για εξωαρθρικά κατάγματα του ισχίου
- 1.4 Ολισθαίνων κοχλίας-πλάκα (DHS).
- 1.5 Ενδομυελικοί ήλοι του ισχίου.

2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ Α

Σκοπος

2.1 Υλικά & Μέθοδος

- 2.1.1 Εμφυτεύματα
- 2.1.2 Συνθετικά παρασκευάσματα Surrogate Specimens
- 2.1.3 Τοποθέτηση των εμφυτευμάτων Implant Insertion
- 2.1.4 Πειραματική διάταξη Experimental Setup
- 2.1.5 Φόρτιση Loading
- 2.1.6 Καταγραφή αποτελεσμάτων. Outcome Measures
- 2.1.7 Στατιστική ανάλυση Statistical Analysis

2.2 Αποτελέσματα

2.2.1 Έξοδος των κοχλιών (Lag Screw Cut-Out)

2.2.2. Μετανάστευση Migration

2.3 Συζήτηση

2.4 Συμπεράσματα

3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ Β

3.1 Υπόβαθρο

ΣΚΟΠΟΣ

3.2 Υλικά & Μέθοδος

3.2.1 Συστήματα οστεοσύνθεσης

3.2.2 Χειρουργική τεχνική

3.2.3 Προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά δεδομένα

3.2.4 Νοσοκομειακή πορεία

3.2.5 Πρωτόκολλο παρακολούθησης

3.2.6 Στατιστική ανάλυση

3.3 Αποτελέσματα

3.4 Συζήτηση

3.5 Συμπεράσματα

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Υπόβαθρο: Διατροχανθήρια κατάγματα του ισχίου είναι ο γενικός όρος που αποδίδεται σε κατάγματα που αφορούν το κεντρικό τμήμα του μηριαίου οστού, απο την βάση του μηριαίου αυχένα μέχρι 5 εκ. κάτωθεν του ελάσωνα τροχανθήρα. Η μεγάλη πλειοψηφία αυτών αφορά ασθενείς μεγαλύτερους των 65 ετών, είναι κατάγματα χαμηλής βίας και είναι τεκμηριωμένο ότι οφείλονται στην οστεοπενία ή την οστεοπόρωση του οστού.

Υπολογίζεται ότι με την αύξηση του μέσου όρου ζωής, ο αριθμός των ανδρών και γυναικών πάνω από 65 ετών θα αυξηθεί διεθνώς από 323 εκατομμύρια το 1990, σε 1,5 δις. το 2050. Το γεγονός αυτό συμπαρασύρει τα κατάγματα του ισχίου σε αύξηση από 1.26 εκατ. σε 7.3-21.3 εκατ. κατά την αντίστοιχη περίοδο. Δημιουργείται έτσι μια σοβαρή κοινωνικοοικονομική επιβάρυνση καθώς οι συνοσηρότητες των υπερηλίκων αυτών ασθενών, επηρεάζουν αρνητικά την ποιότητα ζωής τους και αυξάνουν το συνολικό κόστος θεραπείας για κάθε σύστημα υγείας.

Από το 1950 η θεραπεία που προτείνεται είναι χειρουργική με ανάταξη του κατάγματος, σταθερή οστεοσύνθεση και γρήγορη κινητοποίηση του ασθενή. Έκτοτε μια μεγάλη ποικιλία υλικών και τεχνικών έχει χρησιμοποιηθεί με στόχο την βελτίωση των αποτελεσμάτων και την μείωση των επιπλοκών. Δύο είναι οι κύριοι τύποι οστεοσύνθεσης που επικράτησαν και χρησιμοποιούνται σήμερα. Το ``κλασσικό`` εξωμυελικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας (SHS ή DHS) και το ενδομυελικό σύστημα ήλου με έναν ή δύο ολισθαίνοντες κοχλίες.

Το εξωμυελικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας (DHS) έχει χρησιμοποιηθεί περισσότερο με συνολικά καλά αποτελέσματα. Οι

επιπλοκές που συνδέονται με αυτό το σύστημα οστεοσύνθεσης και αφορά κυρίως τα ασταθή κατάγματα, είναι η καθίζηση της εστίας του κατάγματος με την έξοδο του κοχλία από την κεφαλή του μηριαίου, η εσω μετακίνηση της διάφυσης του μηριαίου και η βράχυνση του μέλους.

Οι ενδομυελικοί ήλοι υπερέχουν εμβιομηχανικά στη μεταφορά φορτίων ενώ έχουν επίσης βιολογικό πλεονέκτημα καθώς μπορούν να τοποθετηθούν με τεχνικές πολύ μικρής παρεμβατικότητας. Από την άλλη μεριά, μελέτες έχουν δείξει ότι, υπάρχει αυξημένος κίνδυνος κατάγματος του μηριαίου τόσο διεγχειρητικά όσο και μετεγχειρητικά, επιπρόσθετη συντριβή κατά την εισαγωγή του ήλου, καθώς και πολλές φορές μη ανατομική κλειστή ανάταξη του κατάγματος.

Ποιό από τα δύο αυτά συστήματα οστεοσύνθεσης είναι το πλέον κατάλληλο και σε ποιούς τύπους καταγμάτων, δεν έχει γίνει σαφές από την μέχρι σήμερα έρευνα. Πρόσφατα, έχουν σχεδιαστεί νέοι ενδομυελικοί ήλοι που δέχονται δύο αντί ενός ολισθαίνοντες κοχλίες μικρότερης διαμέτρου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η διάμετρος του ήλου τόσο στο κεντρικό όσο και στο περιφερικό τμήμα του να είναι μικρότερη, 1-4 χιλιοστά, χωρίς να μειώνεται η αντοχή του. Έτσι οι στενότεροι ήλοι τοποθετούνται πιο εύκολα και δεν απαιτούν γλυφανισμό του οστού με αποτέλεσμα να μειώνεται η συχνότητα των ιατρογενών καταγμάτων του μηριαίου. Επιπλέον οι δύο ολισθαίνοντες κοχλίες παρέχουν θεωρητικά μεγαλύτερη στροφική σταθερότητα της μηριαίας κεφαλής από ότι ο ένας κοχλίας των προηγούμενων ενδομυελικών συστημάτων και των συστημάτων DHS.

Σκοπός. Στην παρούσα μελέτη γίνεται σύγκριση του ενδομυελικού συστήματος με δύο κεντρικούς κοχλίες, με το κλασσικό εξωμυελικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία πλάκας. Αρχικά τα δύο συστήματα συγκρίνονται εμβιομηχανικά σε συνεργασία με το Biomechanics

Laboratory, Legacy Research & Technology Center, Portland, Oregon 97215, USA και το Trauma & Orthopaedic Surgery School Of Medicine, University of Leeds, Leeds General Infirmary, Great George Street, Leeds, LS1 3EX, UK. Ακολούθησε μια τυχαιοποιημένη προοπτική μελέτη απο την κλινική Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης, για να διαπιστωθεί κατά πόσον τα πλεονεκτήματα του συστήματος με δύο κοχλίες, που προκύπτουν από τις εμβιομηχανικές μελέτες, μπορεί να επιβεβαιωθούν στην κλινική πράξη.

Το ερώτημα στο οποίο αναζητείται απάντηση είναι αν μπορεί το ενδομυελικό σύστημα νέας σχεδίασης με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες να πλεονεκτεί έναντι του κλασικού (DHS) στην αντιμετώπιση των διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου στους ηλικιωμένους.

Αποτελέσματα. Πέντε ενδομυελικά εμφυτεύματα με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες (Endovis, Citieffe) και πέντε κλασσικά εξωμυελικά εμφυτεύματα (DHS, Synthes) τοποθετήθηκαν και φορτίστηκαν σε ειδικό εξομοιωτή φόρτισης ``Hip Implant Performance Simulator`` (HIPS). Η κατασκευή προσομοιάζει με ένα ασταθές διατροχαντήριο κάταγμα σε οστεοπορωτικό οστόν και η διπλοαξονική φόρτιση που εφαρμόζεται, αντιπροσωπεύει τις φορτίσεις που δέχεται η άρθρωση του ισχίου κατά την διάρκεια της βάρδισης.

Όλες οι κατασκευές φορτίστηκαν μέχρι τους 20.000 κύκλους με 1.45 KN μέγιστο φορτίο σε διπλοεστιακή στροφική κίνηση. Η μετακίνηση των κοχλιών καταγράφεται συνεχώς με σύστημα καταγραφής 6-βαθμών ελευθερίας κίνησης και ο αριθμός των κύκλων κατά τους οποίους η κατασκευή αποτυγχάνει επίσης καταγράφεται . Οι δύο κατασκευές υπό τις συγκεκριμένες συνθήκες συμπεριφέρονται διαφορετικά όσον αφορά την αντίσταση στην μετανάστευση μέσα στο οστό. Η κατασκευή με τους δύο κοχλίες παρουσιάζει σημαντικά μεγαλύτερη αντοχή στην παραμόρφωση τόσο σε ραιβότητα όσο και σε στροφή σε σύγκριση με την κατασκευή με τον ένα ολισθαίνοντα κοχλία.

Κατά την διετία 2005-2006 εκατόν εξήντα πέντε ασθενείς με χαμηλής ενέργειας διατροχαντήριο κάταγμα τύπου 31A κατά (ΑΟ/ΟΤΑ) τυχαιοποιήθηκαν με σύστημα κλειστών φακέλων σε δύο ομάδες. Η ομάδα Α 79 ασθενείς αντιμετωπίστηκε με το εξωμυελικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία πλάκας (DHS), η ομάδα Β 86 ασθενείς με το ενδομυελικό σύστημα νέας σχεδίασης με δύο κοχλίες. Οι παράμετροι που καταγράφηκαν ήταν: η καθυστέρηση της επέμβασης, η διάρκεια της επέμβασης, ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης, η διάρκεια νοσηλείας, οι επιπλοκές που έχουν άμεση σχέση με το υλικό οστεοσύνθεσης, οι μεταγγίσεις, οι επανεπεμβάσεις, τα λειτουργικά αποτελέσματα και η θνητότητα. Η μέση διάρκεια παρακολούθησης ήταν 36 μήνες (24-56μήνες). Το ενδομυελικό σύστημα είχε σημαντικά μικρότερο μέσο χειρουργικό χρόνο ($p=0.03$) αλλά μεγαλύτερο χρόνο ακτινοσκόπησης ($p=0.02$) από το σύστημα DHS.

Δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων όσον αφορά τα λειτουργικά αποτελέσματα, τα διεγχειρητικά αποτελέσματα, την διάρκεια παραμονής στο νοσοκομείο, τη συχνότητα των επιπλοκών και τη θνητότητα. Παρατηρήθηκε μια νέα επιπλοκή που αφορά το σύστημα με τους δύο κοχλίες, η προσθιοπίσθια αξονική μετακίνηση των κοχλίων το ονομαζόμενο Z-effect phenomenon.

Συμπεράσματα. Οι διαφορές τόσο σε εμβιομηχανικό όσο και σε κλινικό επίπεδο μεταξύ των δυο συστημάτων δεν επηρεάζουν το τελικό λειτουργικό αποτέλεσμα ή την συχνότητα των επιπλοκών ανάμεσα στις δύο μεθόδους. Οι δύο ολισθαίνοντες κοχλίες του ενδομυελικού συστήματος παρά το εμβιομηχανικό τους πλεονέκτημα δεν φαίνεται να προσφέρουν σημαντική ωφέλεια στην κλινική πράξη. Απο την παρούσα μελέτη δεν μπορεί να τεκμηριωθεί πλεονέκτημα του ενός συστήματος έναντι του άλλου. Και τα δυο μπορούν να χρησιμοποιηθούν με επιτυχία στην αντιμετώπιση των καταγμάτων τύπου 31A κατά (ΑΟ/ΟΤΑ) στους ηλικιωμένους.

Abstract

Background: Hip fracture is the general term for fracture of the proximal (upper) femur. Extracapsular fractures are further defined as those fractures that traverse the femur within the area of bone bounded by the intertrochanteric line proximally up to a distance of five centimetres below the distal part of the lesser trochanter .

The incidence of fractures of the proximal femur shows an increase as the population ages. It is estimated that 1.26 million hip fractures occurred in adults in 1990, with predictions of numbers rising to 7.3–21.3 million by 2050. These fractures are an economic burden because they occur in patients with co-morbidities which influence the quality of life of the patients and also increase the cost of treatment for the health systems.

Facing this problem the evidence-based literature supports surgical fixation and immediately mobilization with the exception of medically unstable patients who must be treated nonsurgically. Operative treatment of extracapsular hip fractures was introduced in the 1950s using a variety of different implants that may be either extramedullary or intramedullary in nature.

Two types of implant are used in the treatment of patients with intertrochanteric hip fracture: an SHS with a side plate, and an intramedullary (IM) nail with an SHS co The sliding hip screw has been a gold standard of treatment for low-energy intertrochanteric fractures with good results overall. However, fracture collapse, medialization of the femur, and limb shortening are the known complications related to this type of fixation. Cephalomedullary nails are biomechanically superior for load transfer and have a biological advantage as minimal invasive techniques can be used for implantation; both advantages are thought to relate to a shorter

healing and recovery times with improved functional outcome. There is, however, a risk of iatrogenic fracture, additional fracture comminution during nail insertion, and of suboptimal closed fracture reduction.

Up to date there is lack of consensus between the surgeons regarding the appropriate treatment for intertrochanteric hip fractures. On the other hand, improvements in nail design and increasing surgeon experience with intramedullary implants have almost equalized the difference in complications or revision rates between the two types of implants.

Aim: The purpose of this study was to compare a new dual lag screw cephalomedullary nail with the classic sliding hip screw for the treatment of low-energy extra-capsular fractures of the hip in the elderly. In the first part of this study the two implants were compared biomechanically at the Biomechanics Laboratory, Legacy Research & Technology Center, Portland, Oregon 97215, USA in collaboration with the Trauma & Orthopaedic Surgery School Of Medicine, University of Leeds, Leeds General Infirmary, Great George Street, Leeds, LS1 3EX, UK. In the second part a randomized prospective study was design comparing the two fracture fixation implants and was conducted at the department of Orthopaedics & Traumatology at the University Hospital of Crete.

Results: Five dual lag screw implants (Endovis, Citieffe) and five single lag screw implants (DHS, Synthes) were tested in the Hip Implant Performance Simulator (HIPS) of the Legacy Biomechanics Laboratory. This model simulated osteoporotic bone, an unstable fracture, and biaxial rocking motion representative of hip loading during normal gait. All constructs were loaded up to 20,000 cycles of 1.45 kN peak magnitude under biaxial rocking motion. The migration kinematics was continuously monitored with 6-degrees of freedom motion tracking system and the number of cycles to implant cut-out was recorded.

The dual lag screw implant exhibited significantly less migration and sustained more loading cycles in comparison to the DHS single lag screw. All DHS constructs failed before 20,000 cycles, on average at $6,638 \pm 2,837$ cycles either by cut-out or permanent screw bending. At failure, DHS constructs exhibited $10.8 \pm 2.3^\circ$ varus collapse and $15.5 \pm 9.5^\circ$ rotation around the lag screw axis. Four out of five dual screws constructs sustained 20,000 loading cycles. One dual screw specimens sustained cut-out by medial migration of the distal screw after 10,054 cycles. At test end, varus collapse and neck rotation in dual screws implants advanced to $3.7 \pm 1.7^\circ$ and $1.6 \pm 1.0^\circ$, respectively.

One hundred and sixty-five patients with low-energy intertrochanteric fractures, classified as AO/OTA 31A, were prospectively included during a 2-year period (2005–2006). Patients were randomized into two groups: group A included 79 hip fractures managed with sliding hip screws and group B included 86 fractures treated with cephalomedullary nails. Delay to surgery, duration of surgery, time of fluoroscopy, total hospital stay, implant-related complications, transfusion requirements, re-operation details, functional recovery, and mortality were recorded. The mean follow-up was 36 months (24–56 months). The mean surgical time was statistically significantly shorter and fluoroscopy time longer for the group B. No intraoperative femoral shaft fractures occurred. There was no statistically significant difference in the functional recovery score, reoperation, and mortality rates between the 2 groups. A new type of complication, the so-called Z-effect phenomenon, was noticed in the cephalomedullary nail group.

Conclusion: The single and double lag screw implants demonstrated a significantly different migration resistance in surrogate specimens under gait loading simulation with the HIPS model. In this model, the double screw construct provided significantly greater resistance against varus collapse and

neck rotation in comparison to a standard DHS lag screw implant. In contrary to biomechanical advantages of two lag screw implants there are no statistically significant differences between the two techniques in terms of type and rate of complications, functional outcome, reoperation and mortality rates when comparing the SHS and the cephalomedullary nail for low energy AO/OTA 31A intertrochanteric fractures. Our data do not support recommendations for the use of one implant over the other.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Γενικά

Κατάγματα του ισχίου είναι ο γενικός όρος που αποδίδεται σε κατάγματα που αφορούν το κεντρικό (ανώτερο) τμήμα του μηριαίου οστού. Εντοπίζονται στην περιοχή από την κορυφή της μηριαίας κεφαλής και μέχρι 5εκ. κάτω από τον ελάσσονα τροχαντήρα (Εικόνα 1). Υποδιαιρούνται σε δύο κύριες ομάδες ανάλογα με την θέση τους σε σχέση με την πρόσφυση του αρθρικού θυλάκου της άρθρωσης του ισχίου. Τα κατάγματα πάνω από την πρόσφυση του θυλάκου ονομάζονται ενδοαρθρικά, ή υποκεφαλικά, ή κατάγματα του αυχένα του μηριαίου. Αυτά που εντοπίζονται κάτω από τη πρόσφυση του θυλάκου ονομάζονται εξωαρθρικά και υποδιαιρούνται σε διατροχαντήρια και υποτροχαντήρια κατάγματα.

Ο διαχωρισμός σε εξωαρθρικά και ενδοαρθρικά έχει σχέση, τόσο με την αιμάτωση της μηριαίας κεφαλής, η οποία διαταράσσεται στα ενδοαρθρικά κατάγματα, όσο και με τον τρόπο μηχανικής σταθεροποίησης κατά την οστεοσύνθεση.

Τα κατάγματα αυτά αποτελούν την συχνότερη αιτία εισαγωγής σε μία Ορθοπαιδική κλινική είναι συνήθως κατάγματα ευθραυστότητας (fragility fractures) και έχουν σαν αιτία μια απλή πτώση ενός ηλικιωμένου ατόμου με οστεοπόρωση ή οστεοπενία.

Η μεγάλη πλειοψηφία αυτών αφορούν ασθενείς μεγαλύτερους των 65 ετών. Από την εθνική βάση δεδομένων του Ηνωμένου Βασιλείου για τα κατάγματα του ισχίου φαίνεται ότι ο μέσος όρος ηλικίας είναι τα 84 χρόνια για τους άνδρες και τα 83 για τις γυναίκες ενώ το 76% των καταγμάτων συμβαίνουν σε γυναίκες.

Τα κατάγματα του ισχίου είναι η πιο σοβαρή και ιδιαίτερα υψηλού κόστους επιπλοκή της οστεοπόρωσης.^{1,2} Συνοδεύονται από σημαντική θνητότητα που πλησιάζει το 10% κατά την διάρκεια του πρώτου μήνα και το 35% κατά την διάρκεια του πρώτου χρόνου μετά το κάταγμα.³ Στις περισσότερες περιπτώσεις ο θάνατος οφείλεται στις συνοδές παθήσεις και όχι σε αυτό το ίδιο το κάταγμα, γεγονός που αντικατοπτρίζει την υψηλή συχνότητα συνοδών παθήσεων σε αυτούς τους ασθενείς.

Η πλειοψηφία των ασθενών καταλήγουν σε ένα περισσότερο εξαρτημένο επίπεδο διαβίωσης,⁴ μετά το κάταγμα, με συνέπεια την περαιτέρω αύξηση του κοινωνικό-οικονομικού κόστους.

Η μέση θνητότητα και η λειτουργική έκπτωση σε άτομα με κάταγμα ισχίου είναι υψηλότερη από αυτήν ατόμων της ίδιας ηλικίας χωρίς κάταγμα ισχίου.⁵ Η θνητότητα αυξάνεται με την ηλικία και είναι πολύ υψηλότερη στους άνδρες με κάταγμα ισχίου παρά στις γυναίκες, σε όλες τις ηλικιακές ομάδες.

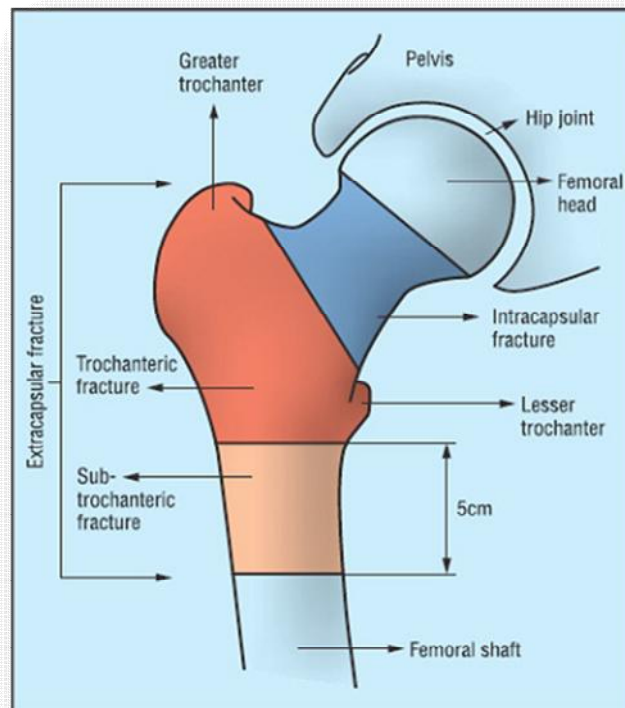
Επιπρόσθετα με την ηλικία και το φύλο, η φυλή, η γενική φυσική κατάσταση, οι συνοδές παθήσεις, το επίπεδο ανεξαρτησίας κατά τον χρόνο του κατάγματος, καθώς επίσης ο τύπος του κατάγματος και ο χρόνος αντιμετώπισης επηρεάζουν σημαντικά τόσο την ενδονοσοκομειακή όσο και την απώτερη μετατραυματική θνητότητα.⁵ Πολλοί ασθενείς παρουσιάζουν σοβαρή λειτουργική έκπτωση μετά το κάταγμα και οι περισσότεροι δεν επανέρχονται ποτέ στο προ του κατάγματος λειτουργικό επίπεδο. Η μεγάλη ηλικία, η πτωχή προ του κατάγματος φυσική και διανοητική κατάσταση, καθώς και οι διεγχειρητικές και μετεγχειρητικές επιπλοκές αποτελούν ισχυρούς προγνωστικούς παράγοντες για μεγαλύτερη λειτουργική έκπτωση μετά το κάταγμα του ισχίου.¹⁻⁵

1.1.2 Ταξινόμηση

Τα κατάγματα του ισχίου υποδιαιρούνται πιο αναλυτικά σε:

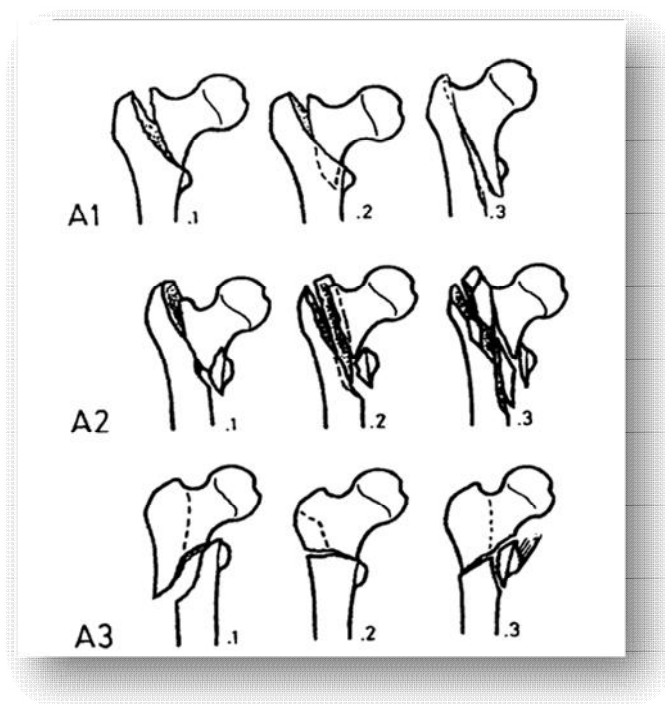
a) Ενδοαρθρικά που συμβαίνουν στην περιοχή κεντρικότερα της πρόσφυσης του αρθρικού θυλάκου του ισχίου, ή υποκεφαλικά ή διαϋχενικά κατάγματα και σε,

b) Εξωαρθρικά που συμβαίνουν επί τα εκτός ή περιφερικότερα του αρθρικού θυλάκου του ισχίου. Στα εξωαρθρικά περιλαμβάνονται τα διατροχαντήρια κατάγματα που συμβαίνουν στην περιοχή των τροχαντήρων και τα υποτροχαντήρια κατάγματα που συμβαίνουν περιφερικότερα του ελάσσονα τροχαντήρα και μέχρι 5 εκ. στην διάφυση του μηριαίου οστού (Εικόνα 1) .



Εικόνα 1. Τύποι καταγμάτων του ισχίου (Parker M & Johansen A, 2006).259,270

Για τα εξωαρθρικά Διατροχανθήρια κατάγματα έχουν περιγραφεί και προταθεί πολλές διαφορετικές ταξινομήσεις. Η περισσότερο διαδεδομένη σήμερα είναι η ταξινόμηση που δημοσιεύτηκε από τον Maurice E. Muller το 1991, (Εικόνα 2) και προτείνεται από τον ευρωπαϊκό οργανισμό τραύματος και οστεοσύνθεσης AO/OTA (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Orthopaedic Trauma Association).



Εικόνα 2. Ταξινόμηση Διατροχανθηρίων καταγμάτων κατά AO/OTA (Muller 1991). Η ταξινόμηση είναι βασισμένη στην γραμμή του κατάγματος και διαχωρίζει τα κατάγματα σε σταθερά A1, ασταθή A2 και ανάστροφα A3.

Η σύγχρονη έρευνα επικεντρώνεται στην ανεύρεση αποτελεσματικότερων μεθόδων για την μείωση της συχνότητας των καταγμάτων, την βελτίωση της επιβίωσης και της ποιότητας ζωής, και την ελαχιστοποίηση των επιπλοκών και της αναπηρίας.⁶⁻⁸

Επιτυχημένη θεραπεία θεωρείται αυτή που έχει στόχο την μείωση των επιπλοκών του κατάγματος με το μικρότερο δυνατό κόστος και την

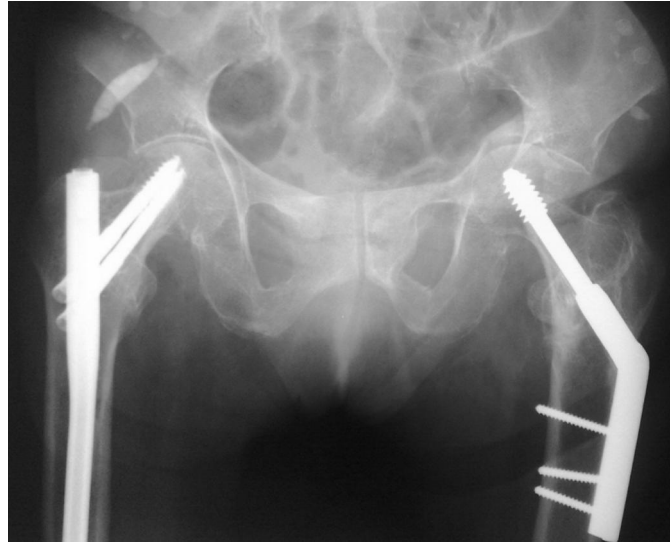
ταχύτερη επιστροφή των ασθενών στο προ του κατάγματος κινητικό και λειτουργικό επίπεδο.

Στα εξωαρθρικά κατάγματα η μηριαία κεφαλή διατηρεί την αιμάτωση της και το κεντρικό τμήμα του κατάγματος είναι αρκετά ογκώδες ώστε να επιτρέπει την σταθερή οστεοσύνθεση, έτσι η εσωτερική οστεοσύνθεση αποτελεί την μέθοδο εκλογής. Η χειρουργική απόφαση σε αυτήν την ομάδα καταγμάτων είναι ποια από τις διαθέσιμες μεθόδους οστεοσύνθεσης είναι περισσότερο αποτελεσματική για κάθε τύπο κατάγματος.

1.1.3 Εμφυτεύματα για εξωαρθρικά κατάγματα του ισχίου

Η χειρουργική θεραπεία σε αυτά τα κατάγματα ξεκίνησε την δεκαετία του 1950. Μέχρι σήμερα έχουν χρησιμοποιηθεί μια πλειάδα εμφυτευμάτων με στόχο την βελτίωση των λειτουργικών αποτελεσμάτων και την μείωση των επιπλοκών. Για το καταλληλότερο υλικό οστεοσύνθεσης ανάλογα με τον τύπο του κατάγματος υπάρχει ακόμη και σήμερα διχογνωμία μεταξύ των χειρουργών.⁹⁻¹⁴

Σήμερα γενικά δύο κύριοι τύποι υλικών οστεοσύνθεσης είναι διαθέσιμα και σε χρήση στους ασθενείς με εξωαρθρικά κατάγματα του ισχίου: εξωμυελικά συστήματα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας dynamic hip screw (DHS) και ενδομυελικά συστήματα ήλου με έναν ή δύο ολισθαίνοντες κοχλίες (hip nail device with one or two sliding screws), (Εικόνα 3).^{8-11,15-18}



Εικόνα 3: Ενδομυελική (δεξιά) και εξωμυελική (αριστερά) οστεοσύνθεση σε ασθενή με οστεοπορωτικά εξωαρθρικά κατάγματα του ισχίου

Το σύστημα DHS αποτελείται από έναν ολισθαίνοντα κοχλία ο οποίος τοποθετείται μέσα στην μηριαία κεφαλή διά μέσου του αυχένα γεφυρώνοντας το κάταγμα και μία γωνιώδη πλευρική πλάκα. Ο κοχλίας μπορεί να ολισθαίνει αξονικά μέσα σε μεταλλικό κύλινδρο συνδεδεμένο με την πλάκα η οποία συγκρατείται με βίδες στην εξωτερική επιφάνεια του μηριαίου οστού. Το σύστημα αυτό θεωρείται δυναμικό καθώς έχει την ικανότητα, με την κινητοποίηση του ασθενή και την φόρτιση, να ολισθαίνει στο σημείο σύνδεσης κοχλία/πλάκας επιτρέποντας την συμπίεση στην εστία του κατάγματος.^{9,10,19}

Οι ήλοι του ισχίου τοποθετούνται στον μηριαίο αυλό από την κορυφή του μείζονα τροχαντήρα και ασφαρίζονται με έναν ή δύο ολισθαίνοντες κοχλίες οι οποίοι διέρχονται από τον έξω φλοιό του μηριαίου, δια του ήλου, στην κεφαλή του μηριαίου. Οι ήλοι συγκρατούνται στην θέση τους με ασφαλιζόμενες βίδες που μπορούν να τοποθετηθούν στην περιφέρεια του ήλου, στην διάφυση του μηριαίου με τρόπο είτε δυναμικό είτε στατικό.

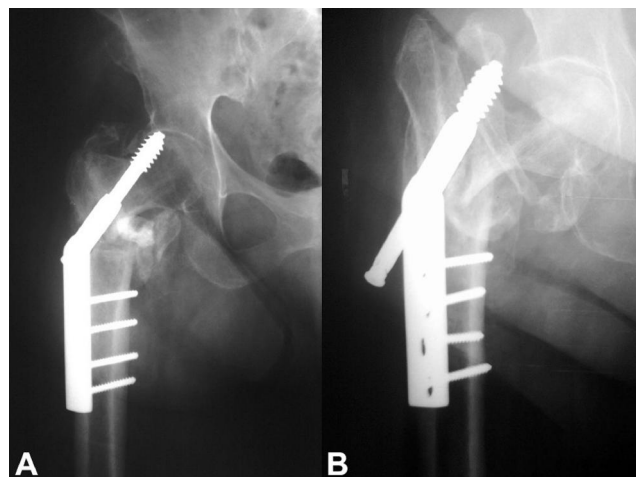
1.1.4 Ολισθαίνων κοχλίας-πλάκα.(DHS)

Από το 1950 έχουν εμφανισθεί πολλές εκδόσεις του συστήματος ολισθαίνοντα κοχλίας-πλάκας για την αντικατάσταση της μέχρι τότε χρησιμοποιούμενης σταθερής γωνιώδους πλάκας (blade-plate).¹²⁻¹⁴ Από τότε το DHS έγινε το σύστημα οστεοσύνθεσης εκλογής για τα εξωαρθρικά κατάγματα του ισχίου και επιπλέον κάθε σύστημα νέας σχεδίασης που εμφανίζεται θα πρέπει να συγκρίνεται για την αποτελεσματικότητα του με αυτό.^{17,18}

Το DHS έχει δώσει καλά αποτελέσματα είναι εύκολο στην χρήση με μικρή καμπύλη μάθησης και σχετικά οικονομικό.^{11,20-22}

Αποτυχίες της οστεοσύνθεσης και γενικότερα επιπλοκές έχουν αναφερθεί σε ποσοστά μέχρι 21 % των ασθενών.^{20, 23-26}

Στο είδος των επιπλοκών της οστεοσύνθεσης με το σύστημα DHS περιλαμβάνονται: 1. Η ραιβοποίηση του κατάγματος και η έξοδος του κοχλίας (cut-out) από την άνω επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής (3% έως 19%),^{16,17,21,22,25,27,28} ή η διάτρηση της αρθρικής επιφάνειας από τον κοχλία εξ αιτίας αποτυχίας του μηχανισμού ολίσθησης, (3% έως 15%),^{22,29} (Εικόνα 4A,4B),



Εικόνα 4: (A) Έξοδος του ολισθαίνοντα κοχλίας από την μηριαία κεφαλή (cut-out), and (B) τερματισμός της ολίσθησης, ραιβοποίηση του κατάγματος με έξοδο του κοχλίας.

2. Η απόσπαση της πλάκας από την διάφυση του μηριαίου σε περιπτώσεις καθυστερημένης πώρωσης. (Εικόνα 5)

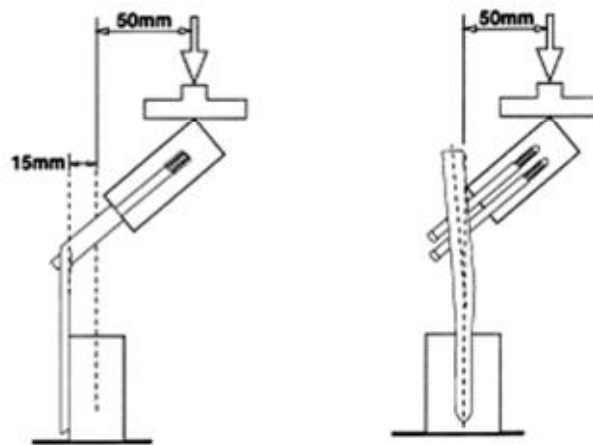


Εικόνα 5: Ακτινογραφία που δείχνει απόσπαση της πλάκας από τον έξω φλοιό του μηριαίου με θραύση των βιδών 4 μήνες μετεγχειρητικά.

3. Διεγχειρητικό κάταγμα του έξω φλοιού του μηριαίου (2%)^{21 και 5} και κάταγμα της διάφυσης (0.44%).³⁰

Επιπρόσθετα το DHS φαίνεται ότι προκαλεί μεγαλύτερο χειρουργικό τραύμα κατά την τοποθέτηση του από αυτό που προκαλούν τα ενδομυελικά συστήματα.²⁵

Το DHS φαίνεται να μειονεκτεί εμβιομηχανικά συγκρινόμενο με το ενδομυελικό σύστημα. Κατά την φόρτιση και την βάδιση οι δυνάμεις συμπίεσης διέρχονται από την περιοχή του έξω φλοιού του μηριαίου και τον ελάσσονα τροχαντήρα.³¹ Οι ενδομυελικές συσκευές είναι περισσότερο σταθερές κατά την φόρτιση λόγω βραχύτερου μοχλοβραχίονα, επειδή η απόσταση του κέντρου της άρθρωσης του ισχίου από τον ήλο είναι μικρότερη σε σύγκριση με την απόσταση από την πλάκα και κατά συνέπεια οι δυνάμεις παραμόρφωσης που διέρχονται δια του υλικού είναι μικρότερες (Εικόνα 6) .



Εικόνα 6: Διάγραμμα που δείχνει το εμβιομηχανικό πλεονέκτημα του ενδομυελικού συστήματος (δεξιά) μοχλοβραχίονας 50χιλ. έναντι του εξωμυελικού συστήματος οστεοσύνθεσης.

Για σταθερά και ελάχιστα παρεκτοπισμένα κατάγματα, το DHS παρέχει καλά αποτελέσματα και το θεωρητικά εμβιομηχανικό μειονέκτημα δεν φαίνεται να οδηγεί σε στατιστικά σημαντική διαφορά συνολικών επιπλοκών η οποία υπολογίζεται σε ποσοστό μέχρι 10%.³²

Για ασταθή διατροχαντήρια καθώς και για υποτροχαντήρια κατάγματα το DHS έχει μεγαλύτερα ποσοστά αποτυχιών που φτάνουν μέχρι και 21%.^{8, 20, 32-35}

1.1.5 Ενδομυελικοί ήλοι του ισχίου.

Οι ενδομυελικοί ήλοι έχουν το πλεονέκτημα της κλειστής τοποθέτησης με πολύ μικρή τομή με αποτέλεσμα μικρότερο χειρουργικό τραύμα, μικρότερο χειρουργικό χρόνο και λιγότερες απαιτήσεις σε μετάγγιση αίματος. Το μηχανικό πλεονέκτημα του βραχύτερου μοχλοβραχίονα είναι ο μειωμένος κίνδυνος αποτυχίας του υλικού λόγω κόπωσης.^{22, 35-37}

Το Gamma nail (Howmedica-Osteonics, Rutherford, NJ, USA) υπήρξε το ενδομυελικό σύστημα το οποίο χρησιμοποιήθηκε σε πολλές συγκριτικές μελέτες με το DHS.^{9,10,16,17,19, 32-35, 38-44}

Γενικά τα αποτελέσματα των μελετών αυτών δείχνουν ότι το Gamma nail συνοδεύεται από μικρότερη απώλεια αίματος και πιο γρήγορη κινητοποίηση του ασθενή, αλλά τα συνολικά αποτελέσματα δεν δείχνουν στατιστικά σημαντικές διαφορές.¹⁰ Το μεγάλο μειονέκτημα του Gamma nail ήταν η υψηλή συχνότητα 2%-20% των απώτερων καταγμάτων του μηριαίου γύρω από το περιφερικό άκρο του ήλου.^{8,10,45} Βιομηχανικές μελέτες έχουν δείξει ότι το κλασσικό Gamma nail δημιουργεί χαμηλά συμπιεστικά φορτία στο κεντρικό τμήμα του έσω φλοιού,⁴⁶ και αυξημένα φορτία στην κορυφή του ήλου με αποτέλεσμα εξασθένηση στο επίπεδο της μηριαίας διάφυσης.⁴⁷ Αυτό μπορεί να συμβαίνει εξ αιτίας της αυξημένης κύρτωσης του ήλου η οποία έχει σαν αποτέλεσμα την πρόσκρουση του περιφερικού άκρου του ήλου στον έξω φλοιό του μηριαίου.^{16,17,38} Ο Calvert προτείνει την μείωση της γωνίας του ήλου κάτω από τις 10° για την μείωση των δυνάμεων πρόσκρουσης του περιφερικού άκρου του ήλου στον έξω φλοιό του μηριαίου και την μείωση των απώτερων περιπροθετικών καταγμάτων.⁴⁵

Άλλες μελέτες που συγκρίνουν το Gamma nail με το DHS αναφέρουν ότι το Gamma nail απαιτεί πολύ υψηλότερες συμπιεστικές δυνάμεις για να ξεκινήσει την ολίσθηση και την συμπίεση της εστίας του κατάγματος.⁴⁸⁻⁵⁰ Για τους λόγους αυτούς δεν συστήθηκε ποτέ η αντικατάσταση του DHS από το Gamma nail για την αντιμετώπιση των διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου.³⁵

Τα τελευταία χρόνια έχει τροποποιηθεί ο σχεδιασμός του Gamma nail,^{38,51} και έχουν χρησιμοποιηθεί ενδομυελικοί ήλοι με νέο σχεδιασμό. Οι νεότερης σχεδίασης αυτοί ήλοι φαίνεται ότι συνδέονται με μικρότερα ποσοστά μετεγχειρητικών επιπλοκών από το κλασσικό Gamma nail.^{11, 39-44}

Πρόσφατα έχουν εμφανισθεί και άρχισαν να χρησιμοποιούνται νέας σχεδίασης ενδομυελικοί ήλοι οι οποίοι φέρουν δύο μικρότερης διαμέτρου ολισθαίνοντες κοχλίες γεγονός που επιτρέπει την μείωση της διαμέτρου του

κεντρικού τμήματος του ενδομυελικού ήλου από 17 χιλιοστά σε 13 χιλιοστά.^{52,53} Οι στενότεροι αυτοί ήλοι χρειάζονται ελάχιστο ή και καθόλου γλυφανισμό του κεντρικού τμήματος του μηριαίου αυλού με αποτέλεσμα μικρότερη συχνότητα ιατρογενών διεγχειρητικών καταγμάτων . Επιπλέον οι δύο κεντρικοί ολισθαίνοντες κοχλίες παρέχουν θεωρητικά μεγαλύτερη στροφική σταθερότητα της μηριαίας κεφαλής από αυτήν που παρέχει ο ένας κοχλίας.^{52,54}

Έχει εκφραστεί βέβαια ανησυχία ότι οι μικρότερης διαμέτρου κοχλίες πιθανόν να είναι περισσότερο επιρρεπείς στην μετανάστευση δια της μηριαίας κεφαλής με αποτέλεσμα την αυξημένη πιθανότητα ραιβοποίησης του κατάγματος και της εξόδου των κοχλιών από την άνω επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής (screw cut-out).⁵²

Σε μια εμβιομηχανική συγκριτική μελέτη από τους Erik N Kubiak και συν. μεταξύ ενός συστήματος με διπλό κοχλία (trochanteric antegrade nail, TAN) και ενός με μονό (intramedullary hip screw, IMHS) οι δύο κατασκευές έδειξαν την ίδια ακαμψία και σταθερότητα σε όλες τις παραμέτρους. Το σύστημα με τον διπλό κοχλία όμως είχε σημαντικά αυξημένη τιμή της τελικής φόρτισης αποτυχίας του υλικού.⁵⁵

Ο Mickael Rorars και συν. σε μία σχετικά πρόσφατη μελέτη σύγκριναν δύο ελάχιστης επεμβατικότητας εξωμυελικά συστήματα, ένα με διπλό και ένα με μονό κοχλία.⁵⁶ Το συμπέρασμα της μελέτης ήταν ότι και τα δύο εμφυτεύματα είχαν εμβιομηχανικές ιδιότητες όμοιες όσον αφορά τόσο το μέγιστο φορτίο αντοχής όσο και τον τρόπο αποτυχίας του υλικού.

Και στις δύο προηγούμενες μελέτες τόσο σε στατική όσο και σε περιοδική φόρτιση οι κατασκευές φορτίστηκαν μόνο με κατακόρυφη κατεύθυνση των φορτίων. Οι συγγραφείς δεν υπολόγισαν τις πολυεπίπεδες φορτίσεις που δέχεται το ισχίο κατά την διάρκεια της φυσιολογικής βάρδισης. Είναι όμως πολύ καλά τεκμηριωμένο ότι η επιφάνεια επαφής εμφυτεύματος-οστού, υποβάλλεται σε συνδυασμένες αξονικές και στροφικές φορτίσεις

κατά την διάρκεια της βάρδισης οι οποίες φαίνεται ότι επηρεάζουν σημαντικά την μετανάστευση του ολισθαίνοντα κοχλίου στην μηριαία κεφαλή.⁵⁷

Ο Larry Ehmke και συν. ανέπτυξαν μία συσκευή εξομοίωσης ειδικά για εμφυτεύματα του ισχίου [hip implant performance simulator (HIPS)] η οποία αναπαράγει τα δυναμικά πολυεπίπεδα φορτία που δέχεται η άρθρωση του ισχίου κατά την διάρκεια της φυσιολογικής βάρδισης.

Το σύστημα HIPS μπορεί να αξιολογήσει την μετανάστευση των ολισθαίνοντων κοχλίων σε ένα μοντέλο διατροχαντηρίου κατάγματος κάτω από πιο φυσιολογικές συνθήκες φόρτισης. Επέλεξαν την τεχνολογία της διπλοαξονικής κυλιόμενης κίνησης [biaxial rocking motion (BRM)] για να προσομοιάσουν πολυεπίπεδες δυνάμεις με ένα πρωτόκολλο φόρτισης που λαμβάνει υπ' όψιν κινήσεις του ισχίου όπως κάμψη-έκταση, προσαγωγή-απαγωγή, και ένα δικόρυφο ιστορικό φόρτισης. Η τεχνολογία BRM είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη σήμερα στις συσκευές ελέγχου της φθοράς των προθέσεων ολικής αντικατάστασης του ισχίου.⁵⁷⁻⁶⁰

Μέχρι σήμερα η αντοχή της οστεοσύνθεσης των εμφυτευμάτων με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες δεν έχει εξετασθεί με εξομοιωτή στο εργαστήριο, με δυναμική πολυεπίπεδη φόρτιση, ώστε να εξακριβωθεί εάν ο επιπλέον κοχλίας προσφέρει σημαντικά βελτιωμένη αντίσταση στην μετατόπιση, σε σχέση με τα εμφυτεύματα με μονό κοχλίο.

2. ΚΕΦΑΛΑΙΟ Α

Σκοπός

Η εμβιομηχανική μελέτη που ακολουθεί διερευνά την μεταναστευτική συμπεριφορά και την αντίσταση που προβάλλει στην έξοδο από την άνω

επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής , ένα νέας σχεδίασης ενδομυελικό σύστημα με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες. Το νέο σύστημα συγκρίνεται με τον μονό κοχλία του κλασσικού εξωμυελικού συστήματος DHS σε συνθήκες φυσιολογικής πολυεπίπεδης φόρτισης σε ένα αξιολογημένο εργαστηριακό μοντέλο.^{61,62}

2.1 Υλικά και Μέθοδος

2.1.1 Εμφυτεύματα

Χρησιμοποιήθηκαν πέντε κλασσικοί ολισθαίνοντες κοχλίες (DHS, Synthes, West Chester, PA) κατασκευασμένοι από ανοξείδωτο χάλυβα. Η διάμετρος κάθε κοχλία ήταν 7.8 χιλ ενώ η εξωτερική διάμετρος του σπειράματος 12.5 χιλ (Εικόνα 1α). Για να διερευνηθεί εάν ένα σύστημα με δύο κοχλίες προβάλλει μεγαλύτερη αντίσταση στην μετανάστευση μέσα στο οστό εξετάστηκαν πέντε ζεύγη κοχλιών του ενδομυελικού συστήματος (Endovis, Citieffe, Italy) κατασκευασμένα από τιτάνιο. Η διάμετρος των κοχλιών ήταν 7.5 χιλ και η εξωτερική διάμετρος του σπειράματος 9.7 χιλ. Οι κοχλίες είχαν αυτοκόπτουσα διαμόρφωση του άκρου τους. (Εκόνα 1β)



Εικόνα 1: a) κλασσικός ολισθαίνων κοχλίας DHS και b) κοχλίες του νέου ενδομυελικού συστήματος Endovis.

2.1.2 Συνθετικά παρασκευάσματα Surrogate Specimens

Η αντοχή των κοχλιών δοκιμάστηκε αφού τοποθετήθηκαν σε συνθετικά παρασκευάσματα μηριαίας κεφαλής και αυχένα διαμέτρου 50χιλ και κατασκευασμένα από αφρό κυτταρικής πολυουρεθάνης (#1522-11, Pacific Research Inc., Vashon, Washington, USA) (εικόνα 2). Τα παρασκευάσματα αυτά είχαν



Εικόνα 2. Οι δύο κοχλίες τοποθετήθηκαν σε οστικά ομοιώματα από πολυουρεθάνη (Sawbones, Pacific Research Inc., Vashon, WA)

πυκνότητα 12.5pcf (0.2 g/cm³) με 4 MPa συμπιεστική αντοχή και 48 MPa ελαστικότητα (E-modulus) και προσομοιάζουν με οστό με μέτρια οστεοπόρωση όπως έχει επικυρωθεί σε προηγούμενη μελέτη.⁶²

Οι ιδιότητες των υλικών αυτών αντιστοιχούν σε ανθρώπινο οστεοπορωτικό σπογγώδες οστό με 2–21MPa συμπιεστική αντοχή και 5–104MPa ελαστικότητα (E-modulus).^{63,64}

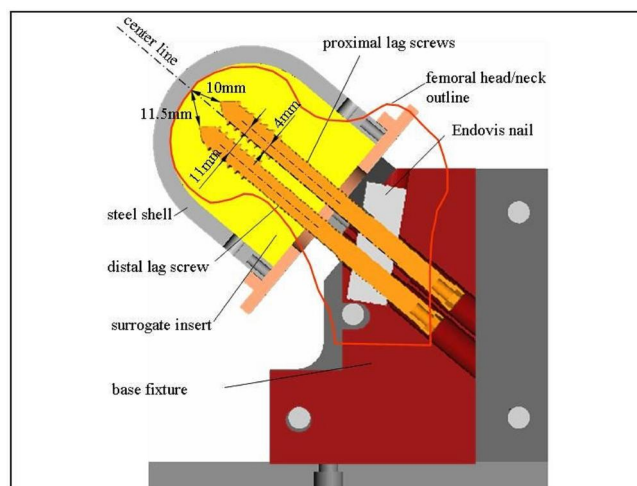
Συνθετικά παρασκευάσματα έχουν χρησιμοποιηθεί σαν υποκατάστατα σπογγώδους οστού με σκοπό να μεγιστοποιήσουν την επαναληψιμότητα των αποτελεσμάτων.^{61,62} Τα παρασκευάσματα τοποθετούνται σε ένα στιλπνό μεταλλικό κέλυφος πάχους 6χιλ το οποίο παρέχει μια σταθερή σφαιρική επιφάνεια για την κατανομή των δυναμικών φορτίων.

2.1.3 Τοποθέτηση των εμφυτευμάτων Implant Insertion

Όλοι οι κοχλίες τοποθετήθηκαν στα παρασκευάσματα ακολουθώντας τις οδηγίες των κατασκευαστών.

Για τους κοχλίες του DHS έγινε διάνοιξη του συνθετικού παρασκευάσματος με φρέζα και τοποθέτηση χωρίς τη χρήση σπειροτόμου. Οι κοχλίες τοποθετήθηκαν στο κέντρο της συνθετικής κεφαλής και προωθήθηκαν σε βάθος αφήνοντας 20χιλ tip-to-apex distance (TAD).⁶⁵ Αυτό αντιστοιχεί σε απόσταση 10χιλ του περιφερικού άκρου του κοχλία από την εξωτερική επιφάνεια της κεφαλής όπως μετράτε τόσο στην μετωπιαία όσο και στην πλάγια ακτινογραφία του ισχίου.

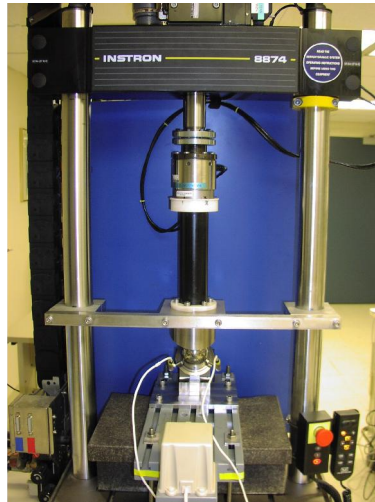
Οι δύο κεφαλικοί κοχλίες τοποθετήθηκαν χωρίς την χρήση φρέζας ή σπειροτόμου. Και οι δύο τοποθετήθηκαν στο ίδιο βάθος με τρόπο ώστε ο κεντρικότερος κοχλίας να πετυχαίνει απόσταση TAD 20χιλ. (Εικόνα 3) Η ακριβής τοποθέτηση των κοχλιών υποστηρίχτηκε από έναν οδηγό τοποθέτησης δικής μας κατασκευής για την διατήρηση της κατάλληλης απόστασης μεταξύ των κοχλιών και της θέσης τους μέσα στη συνθετική κεφαλή.



Εικόνα 3: Σχηματική απεικόνιση της τοποθέτησης των κεφαλικών κοχλιών στο συνθετικό οστό με τμήμα του ενδομυελικού ήλου και την σταθερή βάση.

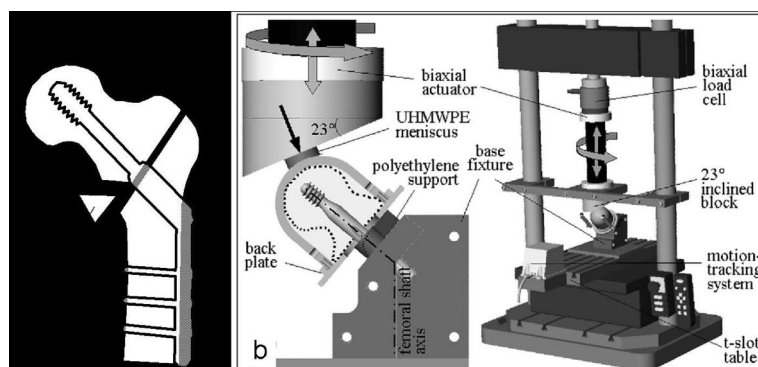
2.1.4 Πειραματική διάταξη

Τα παρασκευάσματα μεταφέρθηκαν για δοκιμασία στο HIPS (εικόνα 4) of the Legacy Biomechanics Laboratory.⁶¹



Εικόνα 4: Hip Implant Performance Simulator (HIPS) Instron 8874, Canton, Massachusetts, USA.

Το μοντέλο αυτό έχει πιστοποιηθεί για προσομοίωση της μετανάστευσης των κοχλιών και της εξόδου από την κεφαλή σε ένα κλινικά χείριστο σενάριο με οστεοπορωτικό οστό και ασταθές διατροχαντήριο κάταγμα (OTA classification 31-A.2) και φορτίσεις ανάλογες του κύκλου βάρδισης (Εικόνα 4α). Η σταθερή βάση του συστήματος HIPS προσομοιάζει με την διάφυση του μηριαίου που έχει τον ανατομικό της άξονα προσανατολισμένο κάθετα με το οριζόντιο επίπεδο.



Εικόνα 4: Η συσκευή HIPS για τον έλεγχο αντοχής της οστεοσύνθεσης: α) μοντέλο ασταθούς κατάγματος, β) πλάγια όψη της σταθερής βάσης που είναι προσαρτημένη στην συσκευή φόρτισης για την εφαρμογή διπλοαξονικής κυλιόμενης κίνησης που αντιπροσωπεύει τις φορτίσεις του ισχίου κατά την βάρδιση.

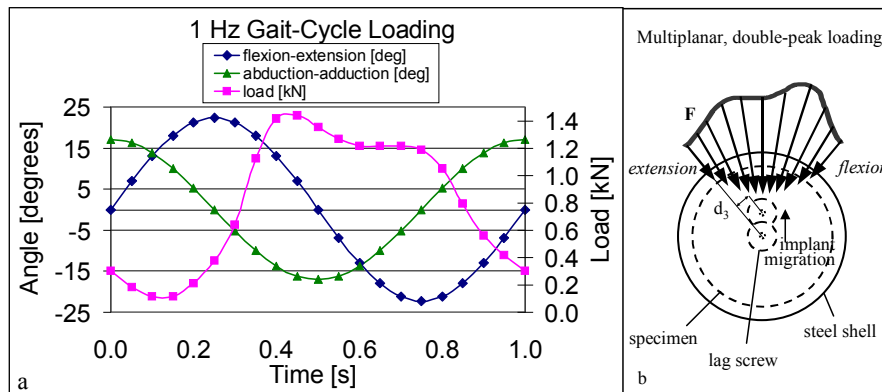
Η κεντρική επιφάνεια της σταθερής βάσης σχεδιάστηκε ώστε να προσομοιάζει με την γραμμή διατροχαντηρίου κατάγματος με γωνία 40° με τον ανατομικό άξονα της μηριαίας διάφυσης (Εικόνα 4β). Η οπίσθια επιφάνεια του μεταλλικού κελύφους της μηριαίας κεφαλής φέρει οπή διαμέτρου 40χιλ ώστε να επιτρέπει την ανεμπόδιστη μεταφορά των διατμητικών φορτίων από τους κοχλίες στον αυχένα του μηριαίου.

Ανάμεσα στην οπίσθια αυτήν επιφάνεια και την σταθερή βάση εφάπτεται ένα στήριγμα από πολυαιθυλένιο αναπαράγοντας τα περιοριστικά χαρακτηριστικά ενός αναταγμένου αλλά ασταθούς διατροχαντηρίου κατάγματος. Ειδικότερα το πολυαιθυλένιο προσομοιάζει με την επαφή των καταγματικών επιφανειών μετά την ολοκλήρωση της ολίσθησης των κοχλίων επιτρέποντας την παραμόρφωση σε ραιβότητα και στροφή της μηριαίας κεφαλής όπως στην περίπτωση ασταθούς κατάγματος με ανεπάρκεια του έσω φλοιού.

Για να εξασφαλισθούν συνθήκες ολίσθησης των κοχλίων ενσωματώθηκαν στην σταθερή βάση είτε ο μεταλλικός κύλινδρος με την πλάκα στην περίπτωση του DHS, ή ένα τμήμα του ενδομυελικού ήλου με τις δύο οπές για τους ολισθαίνοντες κοχλίες.

2.1.5 Φόρτιση

Εφαρμόστηκε το πρωτόκολλο φόρτισης Biaxial Rocking Motion (BRM) που αντιπροσωπεύει το φυσιολογικό βάδισμα, παράγεται από την ταυτόχρονη αξονική φόρτιση και στροφική μετατόπιση ελεγχόμενα από ένα διπλοαξονικό σύστημα φόρτισης και δοκιμασίας υλικών. Μια δυναμική δικόρυφη αγωγή φόρτισης (Εικόνα5), με μέγιστη τιμή 1.45 kN που πλησιάζει περίπου δύο φορές το βάρος του σώματος, εφαρμόζεται ανά 1 Hz στο μεταλλικό κέλυφος μέσω ενός μηνίσκου από πολυαιθυλένιο.



Εικόνα 5: πρωτόκολλο φόρτισης (Biaxial rocking motion) με δυναμική δικόρυφη αγωγή φόρτισης.

Ο μηνίσκος σχηματίζει μία διαδρομή πάνω στην μηριαία κεφαλή όμοια με την διαδρομή που σχηματίζει η συνισταμένη των δυνάμεων κατά την διάρκεια της φυσιολογικής βάδισης. Ταυτόχρονη κίνηση κάμψης-έκτασης και προσαγωγής-απαγωγής επικαλύπτεται από ημιτονοειδή στροφική κίνηση του τελικού άκρου του εμβόλου που έχει κλίση 23° (Εικόνα 4β).

Η κλίση αυτή των 23° αντιπροσωπεύει φόρτιση στην άρθρωση με κλίση 18° με επιπλέον 5° βλαισότητας ως προς τον άξονα της διάφυσης του μηριαίου. Η προσομοίωση της κινηματικής της βάδισης του αριστερού κάτω άκρου γίνεται με την στροφική κίνηση $\pm 75^\circ$ του εμβόλου που έχει σαν αποτέλεσμα τόξο κίνησης 45° κάμψη-έκταση και 17° προσαγωγή-απαγωγή.

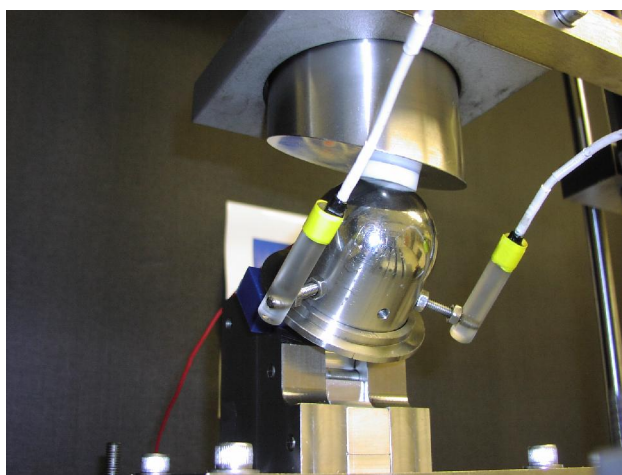
Τα εμφυτεύματα φορτίστηκαν είτε μέχρι να αποτύχουν ή μέχρι 20.000 κύκλους οποιοδήποτε από τα δύο συνέβαινε πρώτο.

2.1.6 Καταγραφή αποτελεσμάτων.

Καταγράφηκαν τρεις διαφορετικές μεταβλητές από τις οποίες η μία περιγράφει την αντίσταση στην έξοδο του κοχλία [cut-out resistance (NF)], ενώ οι δύο άλλες (α -Neck, α -Varus) περιγράφουν την κινηματική της μετακίνησης των κοχλιών. Ο αριθμός των κύκλων φόρτισης μέχρι την αποτυχία του υλικού, NF, καταγράφεται από το σύστημα του μηχανήματος. Η αποτυχία εξόδου του κοχλία από την κεφαλή ανιχνεύεται από την

ηλεκτρική αγωγιμότητα κατά την επαφή του υλικού με το μεταλλικό κέλυφος η οποία ενεργοποιεί μια ακαριαία διακοπή της δοκιμασίας.

Η κινηματική της μηριαίας κεφαλής αναλύθηκε όσον αφορά την παραμόρφωση σε ραιβότητα (α -varus) και την στροφή περί τον επιμήκη άξονα του αυχένα (α -neck). Τα κινηματικά αυτά δεδομένα καταγράφονταν συνεχώς από ένα ηλεκτρομαγνητικό σύστημα καταγραφής κίνησης (Pc Bird, Ascension Tech., Burlington, Vermont, USA) (Εικόνα 6).



Εικόνα 6: Το ηλεκτρομαγνητικό σύστημα (PcBird, Ascension Tech., Burlington, VT), ανίχνευσης και καταγραφής της κίνησης της κεφαλής, σε σχέση με το υλικό οστεοσύνθεσης, κατέγραφε τα κινηματικά δεδομένα καθ' όλη τη διάρκεια της φόρτισης.

Για την ελαχιστοποίηση της παραμόρφωσης των κινητικών δεδομένων από παρεμβολές των μεταλλικών μαγνητικών επιφανειών χρησιμοποιήθηκε μη μαγνητική πειραματική βάση και μη μαγνητικό άκρο του εμβόλου.

Επιπρόσθετα για τους δύο κοχλίες η αξονική μετακίνηση υπολογίστηκε με την καταγραφή της θέσης τους με ένα ψηφιακό παχύμετρο πριν την έναρξη και μετά την ολοκλήρωση της δοκιμασίας.

2.1.7 Στατιστική ανάλυση

Οι διαφορές στην μετανάστευση α -Neck και α -Varus μεταξύ των εμφυτευμάτων συγκρίθηκαν σε διακριτά χρονικά σημεία κατά την διάρκεια της διαδικασίας φόρτισης στο επίπεδο σημαντικότητας $\alpha = 0.05$ με την

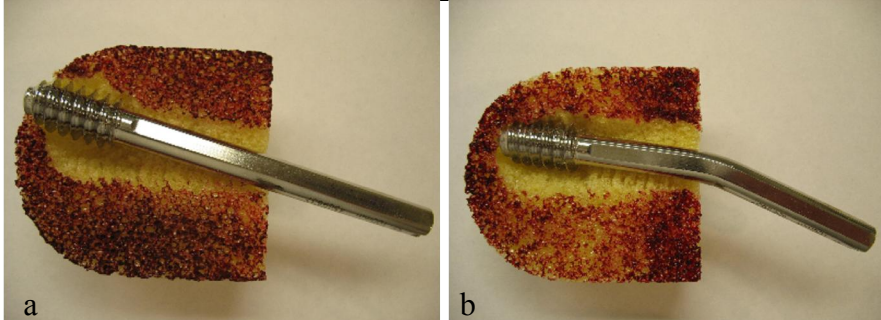
χρήση του δύο διευθύνσεων students t-test για μη συνδεδεμένο δείγμα, θεωρώντας την κατανομή του πληθυσμιακού δείγματος ισοδύναμη. Οι εξαρτημένες μεταβλητές α_{Neck} , και α_{Varus} εκτιμήθηκαν σε διάφορες φάσεις της φόρτισης (π.χ. μετά από 10, 100, 1000, 10.000 κύκλους)

2.2 Αποτελέσματα

2.2.1 Έξοδος των κοχλιών (Lag Screw Cut-Out)

Όλα τα εμφυτεύματα DHS απέτυχαν πριν τους 20,000 κύκλους φόρτισης μετά από κατά μέσο όρο $6,638 \pm 2,837$ κύκλους. Δύο από τους πέντε DHS κοχλίες απέτυχαν λόγω εξόδου από την κεφαλή μετά από 11,161 και 4,486 κύκλους (Εικόνα 7a). Οι υπόλοιποι τρεις λύγισαν χωρίς έξοδο (cut-out) μετά από κατά μέσο όρο $5,848 \pm 1,616$ κύκλους (Εικόνα 7b)

DHS				
specimen	cycles @ failure	failure mechanism	α_{varus} @ failure [°]	α_{neck} @ failure [°]
1	11161	cut-out	9.1	6.7
2	4486	cut-out	12.7	13.4
3	6410	bending	13.9	25.1
4	4026	bending	9.5	25.7
5	7107	bending	9.0	6.6
average	6638		10.8	15.5
stdev	2837		2.3	9.5



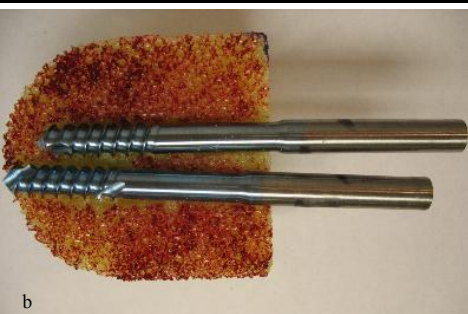
Εικόνα 7: Τύποι αποτυχίας των κοχλιών: a) DHS παραμόρφωση σε ραιβότητα και έξοδος του κοχλία από την κεφαλή, b) λύγισμα του κοχλία χωρίς έξοδο από την κεφαλή.

Τέσσερις από τους πέντε διπλούς κοχλίες ολοκλήρωσαν τους 20,000 κύκλους φόρτισης. Μόνο ένα παρασκεύασμα με δύο κοχλίες απέτυχε λόγω εξόδου του κάτω περιφερικού κοχλία μετά από 10,054 κύκλους φόρτισης.

Δεν παρατηρήθηκε λύγισμα σε κανέναν από τους διπλούς κοχλίες (Εικόνα 8).

Endovis			
specimen	cycles @ failure	α_{varus} @ test end [°]	α_{neck} @ test end [°]
1	no failure	2.3	1.9
2	no failure	2.7	2.0
3	no failure	3.3	2.6
4	10054	3.5	1.6
5	no failure	6.6	0.0
average		3.7	1.6
stdev		1.7	1.0

a		
ENDOVIS		
specimen	screw	migration [mm]
1	superior	-0.8
	inferior	2.4
2	superior	0.1
	inferior	5.2
3	superior	1.2
	inferior	1.6
4	superior	1
	inferior	9.1
5	superior	0.1
	inferior	6.1
average \pm stdv	superior	0.3 ± 0.8
	inferior	4.9 ± 3.0

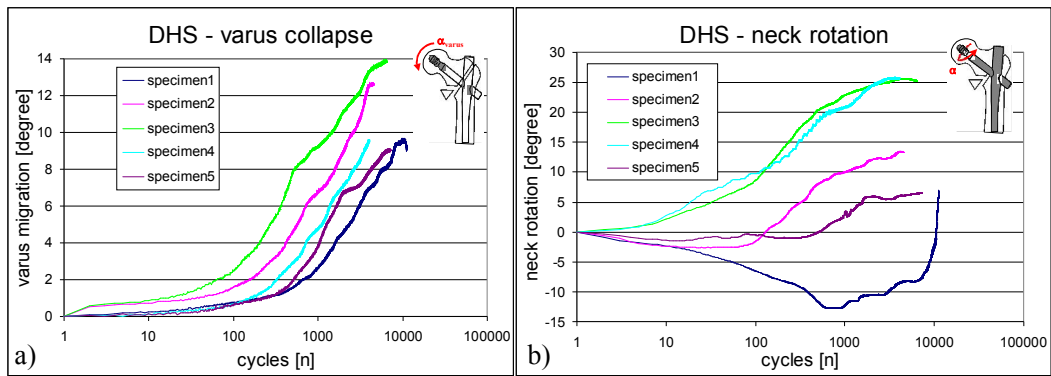


Εικόνα 8: a) Πίνακας δεδομένων με την ατομική μετακίνηση των κοχλίων κατά τον επιμήκη άξονα και b) αποτυχία του παρασκευάσματος νούμερο 4 με έξοδο του περιφερικού κοχλίου λόγω αξονικής μετανάστευσης.

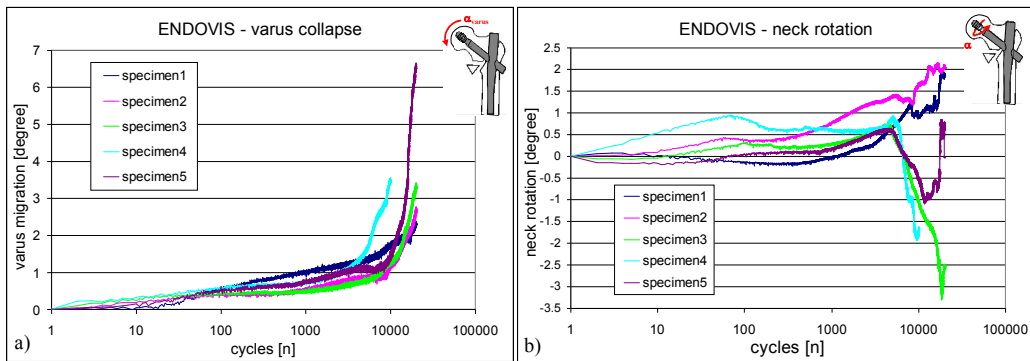
2.2.2 Μετανάστευση

Μέχρι την στιγμή της αποτυχίας οι κοχλίες DHS μετανάστευσαν κατά μέσο όρο $\alpha\text{-varus} = 10.8^\circ \pm 2.3^\circ$ και $\alpha\text{-neck} = 15.5^\circ \pm 9.5^\circ$ (Εικόνα 9).

Η μετανάστευση των διπλών κεφαλικών κοχλίων ήταν $\alpha\text{-varus} = 3.7^\circ \pm 1.7^\circ$ and $\alpha\text{-neck} = 1.6^\circ \pm 1.0^\circ$ μετά την συμπλήρωση των 20,000 κύκλων ή κατά την στιγμή της αποτυχίας (Εικόνα 10).

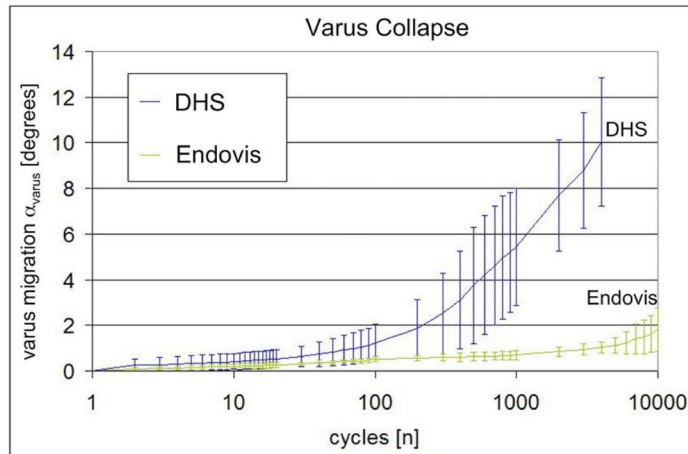


Εικόνα 9: Καμπύλες παραμόρφωσης α) σε ραιβότητα και (β) στροφή των κοχλιών DHS

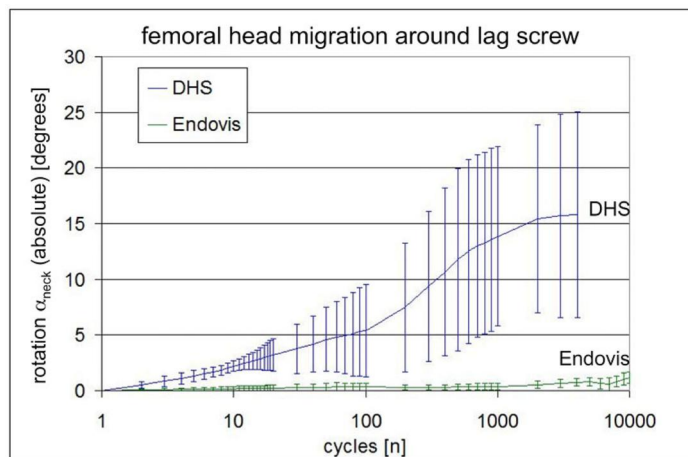


Εικόνα 10: Καμπύλες παραμόρφωσης σε ραιβότητα α) και στροφή (β) των κοχλιών Endovis

Επιπρόσθετα παρατηρήθηκε αξονική, επιμήκης μετανάστευση των διπλών κοχλιών. Οι κεντρικοί και περιφερικοί κοχλίες μετανάστευσαν αξονικά με κατεύθυνση προς τα έσω κατά μέσο όρο 0.3 ± 0.8 χιλ και 4.9 ± 3.0 χιλ αντίστοιχα. Για το κάθε εμφύτευμα υπολογίστηκε το ιστορικό του μέσου όρου μετανάστευσης, ειδικότερα το α -varus (Εικόνα 11) και το α -neck (Εικόνα 12).



Εικόνα 11: Αύξηση της παραμόρφωσης σε ραιβότητα κάτω από δυναμική φόρτιση για μονό (DHS) και διπλούς (Endovis) ολισθαίνοντες κοχλίες.



Εικόνα 12: Αύξηση της στροφής της κεφαλής γύρω από τους κοχλίες κάτω από δυναμική φόρτιση για μονό (DHS) και διπλούς (Endovis) ολισθαίνοντες κοχλίες.

Οι κατασκευές με τους διπλούς κοχλίες ήταν πιο σταθερές από τις DHS τόσο σε α -varus όσο και σε α -neck .

Οι διπλοί κοχλίες αποδείχτηκαν σταθερά με μικρότερη παραμόρφωση σε ραιβότητα η οποία ήταν σημαντικά χαμηλότερη από τους κοχλίες DHS από τους 300 κύκλους φόρτισης και πάνω.

Ο μέσος όρος στροφικής παραμόρφωσης βασίστηκε στην απόλυτη τιμή στροφής ενώ η κατεύθυνση της στροφής ήταν τυχαία και δεν ελήφθη υπ' όψιν. Μετά τον τρίτο κύκλο φόρτισης η στροφική παραμόρφωση στους διπλούς κοχλίες ήταν σημαντικά χαμηλότερη συγκρινόμενη με τους κοχλίες DHS.

2.3 Συζήτηση

Υπάρχουν δημοσιευμένες εμβιομηχανικές μελέτες,^{55,56} οι οποίες συγκρίνουν την σταθερότητα των μονών και διπλών ολισθαινόντων κοχλιών που χρησιμοποιούνται για την θεραπεία των καταγμάτων του ισχίου. Οι συγγραφείς των προηγούμενων αυτών μελετών συμπεραίνουν ότι, οι δύο κατασκευές δείχνουν ισοδύναμη σταθερότητα και ακαμψία, ότι οι μηχανικές ιδιότητες είναι το ίδιο ευνοϊκές όσο και των συμβατικών κοχλιών και ότι οι διπλοί κοχλίες εμφανίζουν μεγαλύτερη τιμή τελικής φόρτισης.

Εδώ όμως πρέπει να παρατηρήσουμε ότι οι παράμετροι φόρτισης στις προηγούμενες μελέτες δεν αντιπροσωπεύουν τις φυσιολογικές δυνάμεις τις οποίες δέχεται το ισχίο κατά την διάρκεια της βάδισης καθώς οι φορτίσεις εφαρμόζονται στα παρασκευάσματα μονό-αξονικά στο μετωπιαίο επίπεδο. Οι φορτίσεις στο μετωπιαίο επίπεδο αντιπροσωπεύουν τις δυνάμεις που δέχεται το ισχίο κατά την φάση της μονό-ποδικής στήριξης του κύκλου της βάδισης.⁶⁶

Το HIPS έχει ειδικά σχεδιαστεί για να αναπαράγει τα διανυσματικά μεγέθη που εξασκούνται στο ισχίο κατά την βάδιση.⁶¹ Χρησιμοποιεί το BRM, ένα καλά τεκμηριωμένο πρωτόκολλο για την δημιουργία κίνησης του ισχίου με δυναμική, πολύ-επίπεδη, διπλής κορυφής αγωγή φόρτισης. Ο Ehmke και συν. απέδειξαν ότι οι μηχανισμοί εξόδου του ήλου από την μηριαία κεφαλή διαφέρουν μεταξύ των πολυεπίπεδων BRM φορτίσεων και των μονοαξονικών φορτίσεων. Μόνο το πρωτόκολλο BRM οδηγεί σε έξοδο

των κοχλιών η οποία συμβαίνει μετά από συνδυασμό παραμόρφωσης σε ραιβότητα και στροφή. Επιπλέον βρήκαν ότι η αρχική κίνηση παραμόρφωσης ήταν η στροφή γύρω από τον κοχλία ακολουθούμενη από την ραιβότητα.⁶¹

Οι κοχλίες DHS τοποθετήθηκαν σε σχεδόν ιδανική θέση σύμφωνα με τον Baumgaertner και συν,⁶⁵ με tip-to-apex απόσταση 20 χιλ έως 32 χιλ ανάλογα με το αν το μεταλλικό κέλυφος θεωρηθεί τμήμα της αρθρικής επιφάνειας της κοτύλης ή τμήμα της μηριαίας κεφαλής αντίστοιχα. Σύμφωνα με τις ίδιες αρχές ο κεντρικός κοχλίας του διπλού συστήματος τοποθετήθηκε πλησιέστερα στον κεντρικό άξονα της μηριαίας κεφαλής αφήνοντας χώρο στο περιφερικό τριτημόριο κεφαλής και αυχένα για τον περιφερικό κοχλία. Η απόσταση tip-to-apex ήταν 20 χιλ για τον κεντρικό και 23 χιλ για τον περιφερικό κοχλία. Η σχετικά έκκεντρη αυτή τοποθέτηση του διπλού συστήματος κοχλιών έχει σαν αποτέλεσμα μεγαλύτερο πάχος οστού στο άνω τμήμα της μηριαίας κεφαλής και πιθανά μεγαλύτερη αντίσταση στην έξοδο των κοχλιών. Και τα δύο εμφυτεύματα τοποθετήθηκαν στα συνθετικά οστά σύμφωνα με τις οδηγίες των κατασκευαστών, με την χρήση των εργαλείων και τον τρόπο που τοποθετούνται και στο πραγματικό χειρουργείο.

Υπήρξαν διαφορές όσον αφορά τον τρόπο τοποθέτησης των δύο εμφυτευμάτων και αυτό ήταν απόρροια της διαφορετικής σχεδίασης του περιφερικού άκρου των κοχλιών. Οι δύο κεφαλικοί κοχλίες του διπλού συστήματος τοποθετούνται χωρίς την ανάγκη φρέζας ή σπειροτόμου. Είναι γνωστό ότι οι κοχλίες που τοποθετούνται με τον τρόπο αυτό έχουν όμοια δύναμη συγκράτησης και ροπής στο οστό με τους κλασικούς κοχλίες που τοποθετούνται με χρήση σπειροτόμου.⁶⁷ Επιπλέον δεν υπάρχουν βιβλιογραφικά δεδομένα που να υποστηρίζουν ότι τέτοιου είδους διαφορές στον τρόπο τοποθέτησης μπορεί να επηρεάζουν την αντίσταση στην έξοδο των κοχλιών με αποτέλεσμα να αλλοιώνουν και τα δικά μας αποτελέσματα.

Σε μια πρόσφατη εμβιομηχανική συγκριτική μελέτη ενός συμβατικού συστήματος DHS και ενός συστήματος πλάκας με λάμα αντί κοχλία (blade-plate) οι συγγραφείς σημειώνουν αυξημένη αντίσταση στην έξοδο του δεύτερου συστήματος. Η κύρια διαφορά των δύο συστημάτων ήταν η τεχνική τοποθέτησης, με τη χρήση σπειροτόμου για το DHS και την προώθηση με σφυρηλάτηση της λάμας. Ισχυρίζονται ότι η εξήγηση για την αυξημένη στήριξη της λάμας στο οστό είναι ασαφής αλλά φαίνεται ότι η οστική συμπίεση με την σφυρηλάτηση της λάμας κατά την τοποθέτηση πρέπει να παίζει σημαντικό πόλο. Ωστόσο τελικά συμπεραίνουν ότι η μεγιστοποίηση της οστικής μάζας γύρω από το εμφύτευμα με την αποφυγή σπειροτόμου δεν βελτιώνει απαραίτητα την αντίσταση εξόδου του κοχλία καθώς κυρίως η ελαστική παραμόρφωση φαίνεται ότι συμβάλλει στην ενσωμάτωση του κοχλία. Έτσι η σημασία της τεχνικής τοποθέτησης των υλικών με τη χρήση ή όχι σπειροτόμου είναι ελάχιστη.⁶⁸

Εκτός από τις διαφορές στον τρόπο τοποθέτησης ανάμεσα στους κοχλίες, υπάρχουν επίσης μικρές διαφορές όσον αφορά την γεωμετρία των κοχλίων. Είναι σήμερα γενικώς αποδεκτό ότι η ανάπτυξη και ο σχεδιασμός νέων υλικών παραμένει η κύρια διαδικασία στην προσπάθεια βελτίωσης των θεραπευτικών αποτελεσμάτων για τα οστεοπορωτικά κατάγματα του ισχίου.⁶⁹ Μια πληθώρα δημοσιευμένων εμβιομηχανικών μελετών έχει προσπαθήσει να προσδιορίσει το βέλτιστο μέγεθος και σχήμα που πρέπει να έχει το ιδανικό εμφύτευμα, για τα ιδιαίτερα αυτά κατάγματα. Είναι προφανές ότι το ιδανικό εμφύτευμα είναι ακόμη άγνωστο μέχρι σήμερα καθώς η αποτυχία των υλικών οστεοσύνθεσης, με την έξοδο του κοχλία από την κεφαλή και τον αυχένα του μηριαίου, παραμένει η βασική κλινική πρόκληση στο πεδίο αντιμετώπισης των καταγμάτων αυτών.⁷⁰

Με τις σκέψεις αυτές στο μυαλό οι μικροδιαφορές στη σχεδίαση των δικών μας υλικών σε σχέση με την δύναμη συγκράτησης και την αντίσταση στην μετατόπιση, είναι υπερβολικά δύσκολο να διερευνηθούν. Η μόνη

παράμετρος στα δικά μας μοντέλα που μπορεί να εξηγήσει τις ανώτερες μηχανικές ιδιότητες των εμφυτευμάτων με δύο κοχλίες, φαίνεται ότι είναι η παρουσία του δεύτερου κοχλία η οποία βοηθά στον καλύτερο έλεγχο των δυνάμεων στροφής.

Κλινικές μελέτες έχουν επανειλημμένα αποτύχει να αποκαλύψουν σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφόρων υλικών οστεοσύνθεσης όσον αφορά την τάση εξόδου των κοχλιών από την μηριαία κεφαλή.^{71,72} Η κλινική επίπτωση της επιπλοκής εξόδου των κοχλιών που οφείλεται αποκλειστικά στο υλικό οστεοσύνθεσης, επισκιάζεται από μια πλειάδα άλλων παραγόντων όπως είναι, η υψηλή μεταβλητότητα της ποιότητας του οστού, ο τύπος του κατάγματος, η ποιότητα της ανάταξης και η τοποθέτηση των υλικών. Η χρήση συνθετικών παρασκευασμάτων σε ένα ελεγχόμενο εργαστηριακό μοντέλο, παρέχει επαρκή επαναληψιμότητα ώστε να καταστεί δυνατό να ανιχνευτούν διαφορές στην αντίσταση μετανάστευσης μεταξύ δύο συγκρινόμενων υλικών. Η ομοιότητα στην κινηματική μετανάστευσης και στους τρόπους αποτυχίας της οστεοσύνθεσης, μεταξύ πτωματικών και συνθετικών παρασκευασμάτων που έχουν δοκιμασθεί στον δικό μας εξομοιωτή HIPS, έχει αποδειχθεί παλαιότερα⁶¹ και υποστηρίζει ακόμη περισσότερο την εγκυρότητα των παρόντων ευρημάτων με τα συνθετικά παρασκευάσματα.

Η δύναμη συγκράτησης των κατασκευών με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες βρέθηκε σημαντικά μεγαλύτερη από αυτήν του κλασσικού DHS, όταν χρησιμοποιούνται δυνάμεις πολλών κατευθύνσεων για φόρτιση. Οι Kubiak και συν στην δική τους εμβιομηχανική μελέτη βρήκαν ότι, το TAN ένα ενδομυελικό εμφύτευμα με δύο κοχλίες, παρέχει σημαντικά ισχυρότερη συγκράτηση από το IMHS, ενδομυελικό σύστημα με ένα κοχλία, όταν φορτίστηκαν μέχρι την αποτυχία σε ένα μοντέλο ασταθούς διατροχαντηρίου κατάγματος.⁵⁵

Τα ευρήματα αυτά υποστηρίζουν τον ισχυρισμό του Ingman ότι, ο αυξημένος στροφικός έλεγχος της κεφαλής του μηριαίου που επιτυγχάνεται με τους δύο κοχλίες, μπορεί να περιορίσει την μετανάστευση των κοχλιών και την έξοδο τους από την κεφαλή.⁵³

Στην παρούσα μελέτη οι κατασκευές με τους δύο κοχλίες παρουσίασαν σημαντικά μικρότερη στρόφη (1.2°) από τις κατασκευές DHS (15.8°). Υποθέτοντας ότι η στρόφη γύρω από τον μηριαίο αυχένα συμβάλλει στην απώλεια της ανάταξης και της σταθερότητας της οστεοσύνθεσης, η ανώτερη στροφική σταθερότητα των δύο κοχλιών, μπορεί κατά ένα μέρος να είναι υπεύθυνη για την αυξημένη αντίσταση που παρουσιάζουν τόσο στην παραμόρφωση σε ραιβότητα, όσο και στην έξοδο από την μηριαία κεφαλή.

Όλα τα DHS εμφυτεύματα απέτυχαν πριν τους 20,000 κύκλους φόρτισης, κατά μέσο όρο μετά από $6,638 \pm 2,837$ κύκλους. Τρεις από τους πέντε DHS κοχλίες λύγισαν πριν εξέλθουν από την μηριαία κεφαλή. Ο Ehmke και συν.⁶¹ χρησιμοποίησαν το σύστημα HIPS και βρήκαν ότι όλα τα εμφυτεύματα που δοκιμάστηκαν άντεξαν τους 20,000 κύκλους σε συνθετικά οστά.

Βασική διαφορά μεταξύ της παρούσας μελέτης και αυτής του Ehmke ήταν τα μηχανικά χαρακτηριστικά των εμφυτευμάτων που δοκιμάστηκαν στην κάθε μελέτη. Ο Ehmke και συν εξέτασε τον κοχλία ενός gamma nail με διάμετρο 12 χιλ και εξωτερική διάμετρο σπειράματος επίσης 12 χιλ σε αντίθεση με την δική μας μελέτη και τον κοχλία του κλασσικού DHS με διάμετρο 7.8 χιλ και εξωτερική διάμετρο σπειράματος 12.5 χιλ. Λύγισμα των εμφυτευμάτων πολύ σπάνια έχει ανακοινωθεί σε κλινικές μελέτες.

Ωστόσο, σε εμβιομηχανικές μελέτες έχει περιγραφεί ότι ο συχνότερος τρόπος αποτυχίας των ολισθαινόντων κοχλιών των συστημάτων DHS σε σκληρά οστά, είναι το λύγισμα και όχι η έξοδος τους από το οστό.⁷³ Το λύγισμα είναι εξαιρετικά ασύνηθες και σπάνια αν όχι ποτέ δεν παρατηρείται σε οστεοπορωτικούς ασθενείς, έτσι μπορεί κάποιος να ισχυριστεί ότι το δικό

μας μοντέλο είναι αμφισβητήσιμο. Είναι αλήθεια ότι το συνθετικό υλικό που επιλέξαμε να χρησιμοποιήσουμε για τη δική μας δοκιμασία αποδείχθηκε σκληρότερο από ότι περιμέναμε. Επιπλέον στις εμβιομηχανικές μελέτες τα υψηλά επίπεδα φόρτισης όπως είναι τα 1.45 kN ή δύο φορές το βάρος του σώματος, επιλέγονται για να προκαλέσουν αξιόπιστα την εμφάνιση της μετανάστευσης του υλικού μέσα σε ένα κλινικά ρεαλιστικό αριθμό κύκλων φόρτισης για κάθε υλικό που δοκιμάζεται. Όταν οι φορτίσεις παραμένουν σε χαμηλά επίπεδα για αρκετό χρονικό διάστημα, η μετανάστευση των υλικών δεν ξεκινά και στο διάστημα αυτό επέρχεται κλινικά πόρωση του κατάγματος. Για τον λόγο αυτόν το λύγισμα των υλικών οστεοσύνθεσης είναι πολύ σπάνιο στην κλινική πράξη αλλά συμβαίνει συχνά σε εμβιομηχανικές μελέτες.

Κρίσιμο σημείο της μελέτης μας αποτελεί το μέγεθος της μετανάστευσης το οποίο διαπιστώθηκε και είναι άμεσα συνδεδεμένο με την δύναμη συγκράτησης των υλικών. Ακόμη και σε αυτά τα μετρίως οστεοπορωτικά συνθετικά παρασκευάσματα, τα εμφυτεύματα με τους δύο κοχλίες έδειξαν ανώτερη σταθερότητα σε σύγκριση με τα κλασσικά DHS εμφυτεύματα και οι μετρήσεις ήταν συγκρίσιμες και αναπαραγωγίμες.

Ένα σημαντικό αποτέλεσμα των διπλών κοχλιών είναι το σημαντικό ποσό αξονικής έσω μετανάστευσης του περιφερικού κοχλία μετά από 10,054 κύκλους φόρτισης. Η αξονική αυτή μετανάστευση των ολισθαίνοντων κοχλιών έχει περιγραφεί στη βιβλιογραφία σαν "Z effect" φαινόμενο.²⁶ Αποτελεί ένα σπάνιο μηχανισμό αποτυχίας του υλικού οστεοσύνθεσης των καταγμάτων του ισχίου και έχει περιγραφεί αρχικά για υλικά οστεοσύνθεσης με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες όπως είναι ο proximal femoral nail (PFN, Synthes, Switzerland).²⁶ Η συχνότητα αυτού του φαινομένου παραμένει άγνωστη και η βιομηχανική εξήγηση της έσω μετακίνησης του κοχλία δεν έχει διευκρινιστεί στην βιβλιογραφία.⁷⁴

Στο δικό μας μοντέλο και οι δύο κοχλίες μετακινήθηκαν προς τα έσω κατά μέσο όρο (0.3 ± 0.8 χιλ) για τον κεντρικό κοχλία και (4.9 ± 3.0 χιλ) για τον περιφερικό. Ωστόσο μόνο ένας περιφερικό κοχλίας απέτυχε με έξοδο από την μηριαία κεφαλή μετά από 10,054 κύκλους φόρτισης.

Για την πρόληψη του "Z effect" φαινομένου στην κλινική πράξη ο Jinn Lin,⁷⁵ συστήνει την τοποθέτηση του περιφερικού κοχλία όσο το δυνατό πιο κοντά στον έσω φλοιό του μηριαίου αυχένα. Με τον τρόπο αυτό μπορεί να προληφθεί το φαινόμενο αυτό και ταυτόχρονα να αυξηθεί η ποσότητα του οστού πάνω από τους κοχλίες και κατά συνέπεια και η αντίσταση στην έξοδο τους από την άνω επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής και του αυχένα.

Περιορισμοί στο σύστημα HIPS πρέπει να αναγνωριστούν. Η διάταξη του αυχένα στην κατασκευή που χρησιμοποιήσαμε λαμβάνει σαν αποδεκτό δεδομένο ότι, το κάταγμα έχει υποστεί μέγιστη συμπίεση αλλά δεν έχει αρχίσει ακόμη η μετανάστευση των κοχλιών. Το αξίωμα αυτό εμφανίζεται και στην μελέτη των Friedl και Clausen, οι οποίοι χρησιμοποίησαν παρόμοια διάταξη του αυχένα για να προσομοιάσουν τύπου OTA 31-A3 διατροχαντήριο κάταγμα.⁷⁶ Επιπλέον δεν φορτίσαμε όλα τα παρασκευάσματα μέχρι την αποτυχία αλλά διακόψαμε την φόρτιση στους 20,000 κύκλους. Προηγούμενες δικές μας μελέτες έχουν ξεκάθαρα δείξει ότι η έναρξη και η κατεύθυνση της μετανάστευσης, αποτελούν πιο ευαίσθητο εργαλείο για την εκτίμηση της αντοχής της οστεοσύνθεσης από ότι η τελική αποτυχία των κοχλιών.^{61,62}

Ένα επιπλέον περιορισμό συνιστά το γεγονός ότι τα αποτελέσματα της μελέτης μας περιγράφουν την αντοχή των υλικών στη μετανάστευση σε απουσία πώρωσης του κατάγματος και δεν λαμβάνουν υπ' όψιν άλλους εναλλακτικούς τρόπους αποτυχίας.

2.4 Συμπεράσματα

Η συγκριτική αξιολόγηση των δύο υλικών στο σύστημα HIPS με τις δεδομένες συνθήκες δείχνει σημαντικές διαφορές στη δύναμη συγκράτησης των κοχλιών στη μηριαία κεφαλή.

Η κατασκευή με τους δύο ολισθαίνοντες κοχλίες παρέχει σημαντικά μεγαλύτερη αντίσταση στην παραμόρφωση σε ραιβότητα και στην στροφική παραμόρφωση του αυχένα σε σύγκριση με το κλασσικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας (DHS), κατά την συγκριτική δοκιμή στο σύστημα HIPS, κάτω από συνθήκες που αντιπροσωπεύουν ένα ασταθές διατροχαντήριο κατάγμα σε μέτρια οστεοπορωτικό οστό.

Παρότι μόνο ένας κοχλίας Endonis απέτυχε μετά από 10054 κύκλους καταγράφηκε μια αξιοσημείωτη μετακίνηση των περιφερικών κοχλιών Endonis κατά τον επιμήκη άξονα σε τρία από τα 4 παρασκευάσματα που δεν απέτυχαν. Η μετακίνηση αυτή μπορεί να παρουσιάζεται και *in vivo* και χρειάζεται παρακολούθηση κατά την εφαρμογή και αξιολόγηση κατά την κλινική έρευνα.

Τα αποτελέσματα αυτά υποστηρίζουν την χρήση υλικών με δύο κοχλίες αντί υλικών με ένα, ιδιαίτερα στα ασταθή διατροχαντήρια κατάγματα σε οστεοπορωτικά οστά όπου τα ποσοστά αποτυχίας της οστεοσύνθεσης παραμένουν υψηλά.

Χρειάζονται τυχαιοποιημένες συγκριτικές κλινικές μελέτες για να αποδειχθεί αν αυτά τα νέας σχεδίασης ενδομυελικά συστήματα οστεοσύνθεσης με διπλούς κοχλίες, πλεονεκτούν σε σχέση με τα κλασσικά εξωμυελικά SHS στην αντιμετώπιση των διατροχαντηρίων καταγμάτων.

3. ΚΕΦΑΛΑΙΟ Β

3.1 Υπόβαθρο

Η επίπτωση των καταγμάτων του εγγύς μηριαίου δείχνει μία αύξηση όσο ο πληθυσμός αυξάνει σε ηλικία. Εκτιμάται ότι προέκυψαν 1.26 εκατομμύρια κατάγματα ισχίου σε ενήλικους το 1990, με προβλέψεις των αριθμών να αυξάνουν στα 7.3-21.3 εκατομμύρια το 2050 ¹. Αυτά τα κατάγματα αποτελούν ένα οικονομικό βάρος επειδή συμβαίνουν σε ασθενείς με συννοσηρότητες, οι οποίες επηρεάζουν αρνητικά την ποιότητα ζωής των ασθενών και επιπρόσθετα αυξάνουν το κόστος της θεραπείας για τα συστήματα υγείας. Η άμεση χειρουργική σταθεροποίηση και τα γρήγορα προγράμματα αποκατάστασης έχουν υιοθετηθεί για να διευκολύνουν την ταχεία ανάκαμψη, κινητοποίηση, και να μειώσουν τις εγχειρητικές και μετεγχειρητικές επιπλοκές^{4,6,7}. Η ετήσια θνητότητα ποικίλει από 12 έως 37%⁷⁸ με περίπου 9% από αυτούς τους θανάτους να αποδίδονται άμεσα στο κάταγμα του ισχίου⁷⁹. Μεταξύ των επιζώντων μετά από ένα κάταγμα ισχίου, 10-20% θα χρειαστούν προσαρμογή για ένα πιο εξαρτημένο τρόπο ζωής⁸⁰.

Το σύστημα οστεοσύνθεσης ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας υπήρξε ο χρυσός κανόνας για την θεραπεία χαμηλής ενέργειας διατροχαντήριων καταγμάτων με καλά αποτελέσματα στο σύνολό τους. Ωστόσο, η κατάρρευση του κατάγματος, η προς τα έσω παρεκτόπιση του μηριαίου, και η βράχυνση του μέλους είναι γνωστές επιπλοκές συσχετιζόμενες με αυτόν τον τύπο σταθεροποίησης.

Οι ενδομυελικοί ήλοι είναι βιομηχανικά ανώτεροι για μεταφορά φορτίων και έχουν ένα βιολογικό πλεονέκτημα καθώς ελάχιστα επεμβατικές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την τοποθέτησή τους. Και τα δυο αυτά πλεονεκτήματα θεωρείται ότι σχετίζονται με βραχύτερους χρόνους πόρωσης και αποκατάστασης με βελτιωμένο τελικό λειτουργικό

αποτέλεσμα. Υπάρχει, ωστόσο, αυξημένος κίνδυνος ιατρογενούς κατάγματος, συντριβής του κατάγματος κατά την εισαγωγή του ήλου, καθώς και μη ικανοποιητικής κλειστής ανάταξης του κατάγματος^{8, 15,16,81,82}

Σκοπός

Ο σκοπός αυτής της προοπτικής τυχαιοποιημένης κλινικής μελέτης ήταν να συγκρίνει ένα νέας σχεδίασης ενδομυελικό σύστημα οστεοσύνθεσης με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες με το κλασσικό σύστημα οστεοσύνθεσης ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας για την θεραπεία των χαμηλής ενέργειας εξωαρθρικών καταγμάτων του ισχίου. Παράγοντες προς σύγκριση αποτέλεσαν, η διάρκεια του χειρουργείου η συνολική απώλεια αίματος, οι διεγχειρητικές και μετεγχειρητικές επιπλοκές, καθώς και τα ποσοστά επανεπέμβασης, και θνητότητας.

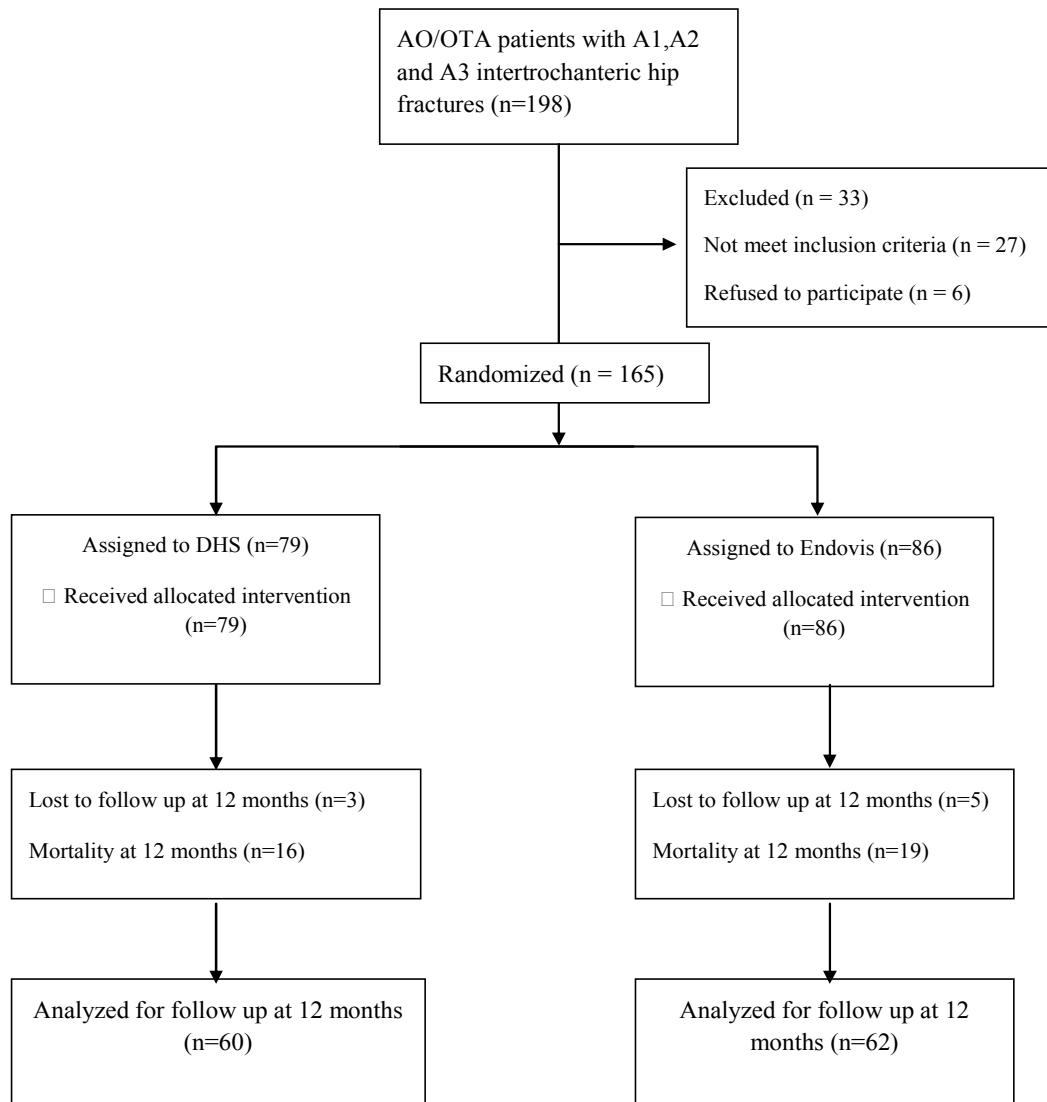
3.2 Υλικά και Μέθοδοι

Από τον Ιανουάριο του 2005 έως τον Δεκέμβριο του 2006, εκατόν ενενήντα οχτώ ασθενείς με 198 εξωαρθρικά κατάγματα ισχίου εισήχθησαν στην δική μας μονάδα τραύματος. Όλα τα κατάγματα ισχίου χαμηλής ενέργειας ΑΟ τύπου 31-A συμπεριλήφθηκαν. Ασθενείς νεότεροι από 65 χρόνων, πολυτραυματίες, ασθενείς με προηγούμενο χειρουργείο στο σύστοιχο ισχίο ή στο μηριαίο που πιθανότατα επηρεάζουν το τελικό λειτουργικό αποτέλεσμα, και ασθενείς με παθολογικά κατάγματα εξαιρέθηκαν.

Τριάντα τρεις ασθενείς εξαιρέθηκαν: 13 ασθενείς ήταν σε πολύ οριακή γενική κατάσταση για οποιαδήποτε χειρουργική παρέμβαση, 7 ήταν μη περιπατητικοί πριν το κάταγμα, 4 είχαν παθολογικό κάταγμα λόγω μεταστατικής νόσου, 3 ήταν κάτω των 65 χρόνων, και 6 αρνήθηκαν να συμμετάσχουν στην μελέτη. Τελικά, εκατόν εξήντα πέντε ασθενείς (165 κατάγματα) συμπεριλήφθηκαν και τυχαιοποιήθηκαν με την μέθοδο κλειστού

φακέλου για θεραπεία είτε με το σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας (79 κατάγματα) είτε με το νέο ενδομυελικό σύστημα με δύο ολισθαίνοντες κοχλίες (86 κατάγματα) (Διάγραμμα).

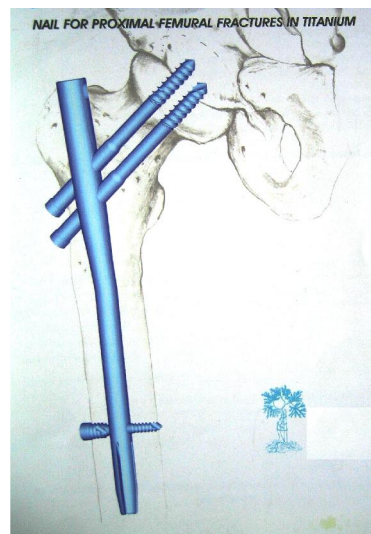
Flow Diagram outlining patient selection and follow-up process



3.3 Συστήματα οστεοσύνθεσης

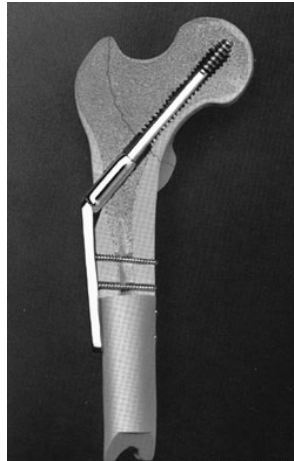
Ο ενδομυελικός ήλος Endovis (Citieffe, Bologna, Italy) που αναπτύχθηκε για την θεραπεία των διατροchanτήριων καταγμάτων είναι ένας νέας σχεδίασης, μονήρους μεγέθους ήλος από κράμα τιτανίου. Επιτρέπει μία

αυχένο-διαφυσιακή γωνία 130 μοιρών, έχει μία μεταφυσιακή γωνία 5 μοιρών, και ένα συνολικό μήκος 195χιλ συμπεριλαμβάνοντας τα 30χιλ του άπω τμήματος το οποίο έχει διαμόρφωση διαπασών. Η εγγύς (μεταφυσιακή) διάμετρος του ήλου είναι 13χιλ και η άπω (διαφυσιακή) 10χιλ. Υπάρχουν δύο οπές για την εισαγωγή των κεφαλικών κοχλίων και μία οπή για περιφερική βίδα ασφαλείας. Οι κεφαλικοί ολισθαίνοντες κοχλίες έχουν ένα στέλεχος διαμέτρου 7.5χιλ και ένα εξωτερικό σπείραμα διαμέτρου 9.7mm. Το σπείραμα των κοχλίων έχει σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε να τοποθετούνται στο οστό χωρίς την χρήση φρέζας ή σπειροτόμου. Ο άπω κοχλίας είναι διαθέσιμος σε τέσσερα μεγέθη, 5χιλ διάμετρος, και δεν απαιτεί σπειροτόμο (Εικ. 13).



Εικόνα 13: Ο ενδομυελικός ήλος με δύο ολισθαίνοντες κεφαλικούς κοχλίες, περιφερική βίδα ασφαλείας και διαμόρφωση διαπασών του περιφερικού άκρου.

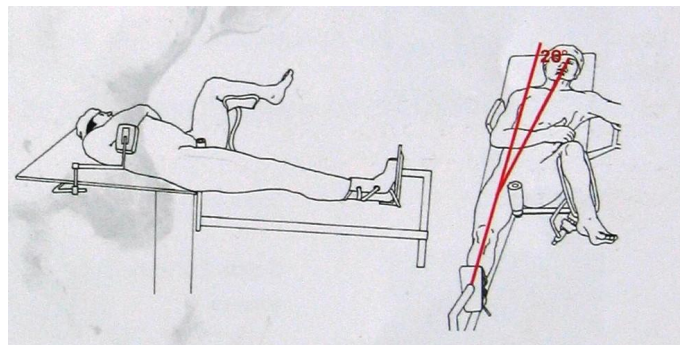
Το κλασικό σύστημα ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας, χρησιμοποιήθηκε πρώτη φορά το 1956 για τα διατροχαντήρια, περιτροχαντήρια και υποτροχαντήρια κατάγματα. Στη μελέτη μας χρησιμοποιήσαμε DHS συστήματα διαφόρων κατασκευαστικών οίκων σε γωνίες κοχλία-πλάκας 130-140 μοιρών και με πλάκες 2-4 οπών (Εικ.14).



Εικόνα 14: Το κλασικό σύστημα οστεοσύνθεσης ολισθαίνοντα κοχλία-πλάκας (Dynamic Hip Screw) DHS ή (Sliding Hip Screw) SHS.

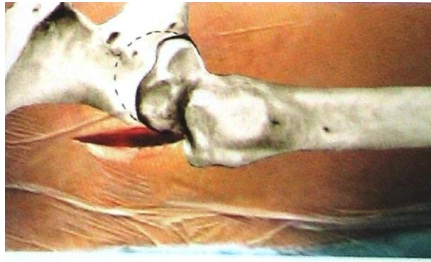
3.4 Χειρουργική τεχνική

Οι χειρουργικές επεμβάσεις έγιναν στο τραπέζι καταγμάτων υπό ραχιαία κυρίως αναισθησία (Εικ.15).



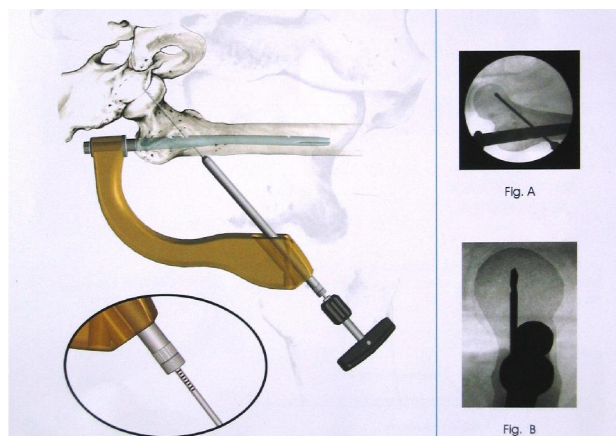
Εικόνα 15: Τοποθέτηση του ασθενή στο τραπέζι καταγμάτων.

Με κατάλληλη έλξη, προσαγωγή και στροφή τα κατάγματα ανατάσσονταν και η χρήση ακτινοσκόπησης επιβεβαίωνε την ανάταξη. Η προσπέλαση ήταν ευθεία 3-5 εκατοστά και ξεκινούσε από την κορυφή του τροχαντήρα και κεντρικότερα (Εικ.16).

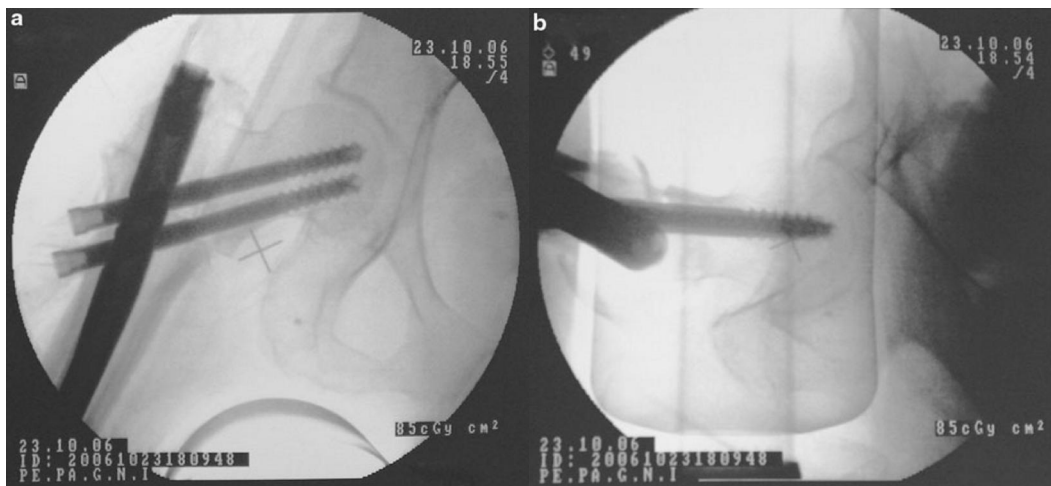


Εικόνα 16: Η τυπική προσπέλαση 1-2 εκατοστά από την κορυφή του μεγάλου τροχαντήρα και 2-5 εκ. σε μήκος.

Μετά την εισαγωγή βελόνης οδηγού στο κατάλληλο σημείο εισόδου στην κορυφή του τροχαντήρα ο ήλος προωθείτο ομαλά στην επιθυμητή θέση χωρίς γλυφαισμό. Σε δέκα περιπτώσεις με στενό μηριαίο αυλό, χρησιμοποιήθηκαν εύκαμπτα γλύφανα συνήθως 11χιλ πριν την εισαγωγή του ήλου. Σαν βέλτιστη θέση για τον περιφερικό κεφαλικό ολισθαίνοντα κοχλία επιλέχτηκε η τοποθέτηση του περιφερικά του μέσου άξονα του μηριαίου αυχένα, κοντά ή και ακόμα πάνω στον έσω φλοιό του μηριαίου(Εικ.17). Έτσι ο κεντρικός κοχλίας τοποθετείται στο κέντρο της κεφαλής τόσο στην προσθοπίσθια όσο και στην πλάγια ακτινοσκοπική προβολή (Εικ.18).



Εικόνα 17: Τοποθέτηση του οδηγού για τον περιφερικό κοχλία σχεδόν σε επαφή με τον έσω φλοιό ώστε ο κεντρικός κοχλίας να τοποθετηθεί στο κέντρο της κεφαλής.



Εικόνα 18: Ακτινοσκοπικές διεγχειρητικές εικόνες επιβεβαιώνουν την σωστή τοποθέτηση των κοχλιών.

Χρήση της περιφερικής βίδας για την ασφάλιση του ήλου ήταν απαραίτητη μόνο σε ιδιαίτερα ασταθή κατάγματα, σε συντριβή του έξω φλοιού και σε ανάστροφα A3.3 AO/OTA κατάγματα.

3.5 Προεγχειρητικά και μετεγχειρητικά δεδομένα

Η ηλικία και το φύλο, ο τύπος του κατάγματος, το λειτουργικό προφίλ, και ο χειρουργικός κίνδυνος ορισμένος από την American Society of Anesthesiologist (ASA) classification (I–V)⁸⁴ καταγράφηκαν προεγχειρητικά [πίνακας 1]. Τα κατάγματα ταξινομήθηκαν με βάση την ταξινόμηση κατά OTA/AO⁸³.

	Ομάδα I DHS (N = 79)	Ομάδα II ENDOVIS (N = 86)
Γυναίκες	49(65.4%)	72(80%)
Άνδρες	26(34.6%)	18(20%)
Μέση ηλικία (χρόνια)	82.53(±6.79)	81.95(±7.21)
Anaesthesia Risk (ASA)		
I,II	27	31
III,IV	52	55
Functional Recovery Score (FRS)	84.05(±15.25)	85.43(±16.69)
AO /OTA Classification	n (%)	n (%)
(Σταθερά A1)	21(26.58)	26(30.23)
(Ασταθή A2,A3)	58(73.42)	60(69.77)

Πίνακας 1 : Προεγχειρητικά δεδομένα

Για την αξιολόγηση του επιπέδου λειτουργικότητας του κάθε ασθενή τόσο προεγχειρητικά όσο και μετεγχειρητικά χρησιμοποιήθηκε το Functional Recovery Score (FRS)^{85,86}. Το FRS αναπτύχθηκε στο Hospital for Joint Diseases της Νέας Υόρκης το 1995 για χρήση ειδικά στα κατάγματα ισχίου σε ηλικιωμένους ασθενείς. Αποτελείται από απλό ερωτηματολόγιο σε τρεις ενότητες, βασικές καθημερινές δραστηριότητες, προχωρημένες δραστηριότητες και κινητικότητα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί και τηλεφωνικά.

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΝΟΣΟΚΟΜΕΙΟ ΗΡΑΚΛΕΙΟΥ
ΒΑΘΜΟΛΟΓΙΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ ΓΙΑ ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ ΙΣΧΙΟΥ

Όνομα:				Ηλικία:	Φύλο:
Τηλ. Ασθενούς:		Περίοδος: Πριν το κάταγμα		4 μήνες.	1 χρόνος
Πόση βοήθεια χρειάζεσαι για τις παρακάτω δραστηριότητες?					
BADLs (44%)					
Μπάνιο	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Ντύσιμο	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Φαγητό	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Τουαλέτα	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
					BADLSUM:
					Score:
IADLs (23%)					
Σούπερ Μάρκετ	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Δουλειές του σπιτιού	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Πλύσιμο ρούχων	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Μαγειρέμα	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Οικονομικά πράξεις	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
Χρήση μέσων μεταφοράς	(4) Καθόλου	(3) Ελάχιστη	(2) Μέτρια	(1) Μεγάλη	(0) Δεν μπορώ καθόλου
					IADLSUM:
					Score:
Mobility (33%)					
Βαθμολογία					
(4)	Κινούμαι εκτός σπιτιού χωρίς κανένα βοήθημα.				
(3)	Κινούμαι εκτός σπιτιού με βοήθημα.				
(2)	Δεν βγαίνω από το σπίτι. Κινούμαι μέσα στο σπίτι χωρίς κανένα βοήθημα.				
(1)	Δεν βγαίνω από το σπίτι. Κινούμαι μέσα στο σπίτι με βοήθημα.				
(0)	Δεν περπατώ καθόλου.				
	Mobility Rating:				Score:
Άλλα προβλήματα υγείας ή εισαγωγή από την προηγούμενη εκτίμηση.					Final Score:

Ερωτηματολόγιο του λειτουργικού συστήματος αποκατάστασης Functional Recovery Score (FRS). Συμπληρώνονταν κατά την εισαγωγή, στους 4 μήνες και 1 έτος μετεγχειρητικά

Καθυστέρηση της επέμβασης, η ολική διάρκεια του χειρουργείου, η διάρκεια της ακτινοσκόπησης, ο αριθμός των μονάδων αίματος που μεταγγίστηκαν, και οι επιπλοκές σχετιζόμενες με το υλικό οστεοσύνθεσης, καταγράφηκαν μετεγχειρητικά. Επίσης καταγράφηκε η ολική παραμονή στο νοσοκομείο από την εισαγωγή έως το εξιτήριο.

Χρησιμοποιήσαμε την απόσταση άκρου-κορυφής (tip-apex distance) για να αξιολογήσουμε της διαφορές στη θέση των εμφυτευμάτων. Η απόσταση άκρου κορυφής είναι το άθροισμα της απόστασης από το περιφερικό άκρο του ολισθαίνοντα κοχλία έως την κορυφή της μηριαίας κεφαλής σε μία προσθοπίσθια ακτινογραφία και η αυτή απόσταση σε μία πλάγια ακτινογραφία, ύστερα από έλεγχο της μεγέθυνσης. Για το SHS, χρησιμοποιήσαμε το άκρο του ολισθαίνοντα κοχλία ως σημείο μέτρησης, ενώ για τους διπλούς κοχλίες, χρησιμοποιήσαμε το άκρο του εγγύς κοχλία ως σημείο μέτρησης.

3.6 Νοσοκομειακή πορεία

Το μετεγχειρητικό πρωτόκολλο συμπεριλάμβανε άμεση έναρξη παθητικών ασκήσεων, και κατά την πρώτη μετεγχειρητική ημέρα, οι ασθενείς ήταν ελεύθεροι να ξεκινήσουν ενεργητικές κινήσεις του μέλους και να κάθονται στην πλευρά του κρεβατιού. Κατά τη δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα, ενθαρρύνθηκαν να κινητοποιηθούν με ένα πλαίσιο βαδίσματος και πλήρη φόρτιση.

3.7 Πρωτόκολλο παρακολούθησης

Οι ασθενείς επανεξετάστηκαν στο νοσοκομείο σε 3 εβδομάδες και σε 4 μήνες μετεγχειρητικά. Σε 3 εβδομάδες, αφαιρέθηκαν τα ράμματα και αξιολογήθηκαν οι χειρουργικές τομές ή άλλες επιπλοκές. Το λειτουργικό προφίλ σημειώθηκε. Σε 4 μήνες, η επούλωση του κατάγματος και η

κατάσταση του εμφυτεύματος αξιολογήθηκαν με ακτινογραφίες και η πρόοδος της λειτουργικής αποκατάστασης αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας την φόρμα του FRS. Στο τέλος κάθε μετεγχειρητικού χρόνου, οι ασθενείς ήρθαν σε επαφή μέσω τηλεφώνου για την συμπλήρωση του ερωτηματολογίου του FRS.

3.8 Στατιστική ανάλυση

Όλα τα δεδομένα τοποθετήθηκαν σε πίνακες στο Excel και αναλύθηκαν στο SPSS στατιστικό πακέτο για προσωπικούς υπολογιστές. Το Wilcoxon rank sum test και το student's t test χρησιμοποιήθηκαν για τακτικές και ποσοτικές μεταβλητές, αντίστοιχα, για να διακριθούν διαφορές μεταξύ των δύο ομάδων. Τα επίπεδα σημαντικότητας ορίστηκαν για $p < 0.05$.

3.9 Αποτελέσματα

Η κατανομή των ασθενών ύστερα από τυχαιοποίηση φαίνεται στον Πίνακα 1. Δεν υπήρχε καμία στατιστικά σημαντική διαφορά όσον αφορά την ηλικία, το φύλο, την ταξινόμηση του κατάγματος, το ASA score, και το προεγχειρητικό λειτουργικό επίπεδο μεταξύ των ομάδων ($p = 0.89$).

Η μέση διάρκεια του χειρουργείου για την ομάδα του SHS ήταν 8% μεγαλύτερη από εκείνη για τον ήλο και ήταν κατά μέσο όρο 55.18 λεπτά (SD value = 11.5) για την ομάδα του SHS και 51.22 (SD value = 12.94) λεπτά για την ομάδα του ενδομυελικού ήλου ($p = 0.03$). Από την άλλη, ο χρόνος της διεγχειρητικής ακτινοσκόπησης ήταν 33% βραχύτερος για την ομάδα του SHS: 0.98 (SD value = 0.54) λεπτά για το SHS και 1.2 (SD value = 0.74) λεπτά για την ομάδα του κεφαλομυελικού ήλου ($p = 0.02$) (Πίνακας 2).

Πίνακας 2: Δεδομένα χειρουργείου

	DHS (n=79)	ENDOVIS (n=86)	P-value
Preoperative delay ^a	3.18 (2.46)	3.24 (2.44)	NS
Total hospital stay ^a	8.16 (3.24)	9.01 (3.16)	NS
Surgical time ^ο	55.18 (11.50)	51.22 (12.94)	0.03*
Fluoroscopy time ^ο	0.98(0.54)	1.2(0.74)	0.02*
Transfused data	41pts[75un] 1.05/pt	40pts[72un] 0.84/pt	NS

^aPreoperative delay, and Total hospital stay in days, mean (sd)

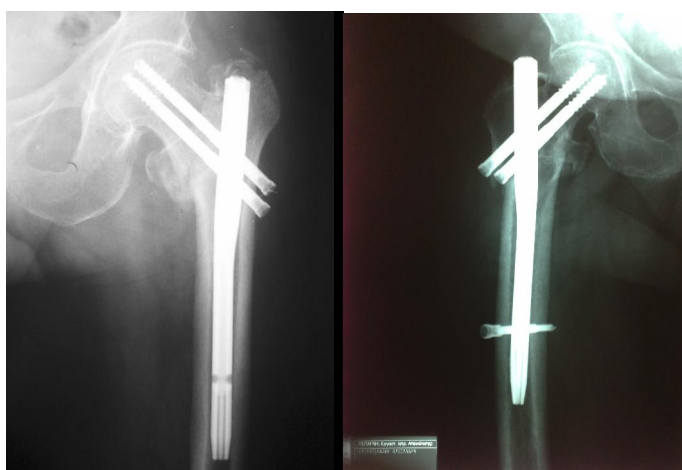
^οSurgical time, and Fluoroscopy time in min, mean (sd)

*Significant p=0.05

Δεν υπήρχε καμία στατιστικά σημαντική διαφορά στη μετάγγιση αίματος μεταξύ των δύο ομάδων. Συγκεκριμένα, μία μέση τιμή 1.05 (εύρος 0-2) μονάδων αίματος μεταγγίστηκαν στην ομάδα του SHS καθώς μία μέση τιμή 0.84 μονάδων (εύρος 0-2) μεταγγίστηκαν στην ομάδα του ήλου (p = 0.84) (Πίνακας 2).

Δεν υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στη μέση τιμή της προεγχειρητικής καθυστέρησης (p = 0.78) ή στο συνολικό χρόνο νοσηλείας ανάμεσα στις δύο ομάδες (p = 0.87).

Όλα τα κατάγματα είχαν αποδεκτή κλειστή ανάταξη και πόρωση οι οποίες ήταν εμφανείς από τον τέταρτο μήνα στις ακτινογραφίες (Εικόνα 19).



Εικόνα 19. Ακτινολογικές εικόνες πωρωμένων καταγμάτων 4 μήνες μετεγχειρητικά.

Ο μέσος όρος της απόστασης μεταξύ του άκρου και της κορυφής (tip-apex distance) ήταν 24χιλ (εύρος 8–59 χιλ) για την ομάδα SHS και 26χιλ (εύρος 10-62mm) για την ομάδα του ενδομυελικού ήλου ($p = 0.892$). Επιπλοκές συνέβησαν σε 9 περιπτώσεις (11.39%) της ομάδας του SHS και σε 8 περιπτώσεις (9.3%) της ομάδας του ενδομυελικού ήλου ($p = 0.65$). Πέντε περιπτώσεις της ομάδας του SHS χρειάστηκαν επανεπέμβαση εξαιτίας της εξόδου του ολισθαίνοντα κοχλίου από την άνω επιφάνεια της κεφαλής (cut-out) (Εικόνα. 20).



Εικόνα 20 : Έξοδος του κοχλίου από την κεφαλή (cut-out) και ραιβοποίηση του κατάγματος.

Σε δύο από αυτές, τοποθετήθηκε ένας νέος SHS 2-3 μήνες μετά την αρχική επέμβαση. Μόνο αφαίρεση των εμφυτευμάτων χρειάστηκε για τρεις άλλες περιπτώσεις καθώς τα κατάγματα είχαν ήδη πορωθεί (Πίνακας 3).

Πίνακας 3. Reoperation details

	DHS	ENDOVIS
Lag screw cut-out	5	3
Femoral shaft fracture	0	1
Plate pull-off	1	0
Screw back-out	0	3
TOTAL	6	7

Σε μία έκτη περίπτωση, η πλάκα του SHS αποσπάστηκε από το μηριαίο ύστερα από μία πτώση στο έδαφος 4 μήνες μετεγχειρητικά. Αυτή η περίπτωση αναθεωρήθηκε χρησιμοποιώντας έναν μακρύτερο κοχλία με μία μακρύτερη πλάκα τεσσάρων οπών.

Στην ομάδα του ενδομυελικού ήλου, παρατηρήθηκαν διαφορετικοί τύποι επιπλοκών. Υπήρχαν δύο διεγχειρητικά κατάγματα του μείζονος τροχαντήρα που έλαβαν χώρα κατά τη διάρκεια της εισαγωγής του ήλου. Μία μη εμφανής, κρυφή καταγματική γραμμή του μείζονος τροχαντήρα θεωρήθηκε σαν μία πιθανή αιτία. Αυτή η επιπλοκή δεν χρειάστηκε καμία ειδική θεραπεία και δεν επηρέασε το τελικό αποτέλεσμα.

Σε δύο περιπτώσεις, η περιφερική βίδα ασφάλισης τοποθετήθηκε λανθασμένα εκτός του ήλου και διαγνώστηκε μόνο στην μετεγχειρητική ακτινογραφία. Αυτές οι βίδες αγνοήθηκαν και το μετεγχειρητικό πρωτόκολλο ακολουθήθηκε ως συνήθως χωρίς καμία περεταίρω επιπλοκή (Εικόνα. 21).



Εικόνα 21 : Αστοχία της περιφερικής βίδας ασφάλισης.

Κανένα διεγχειρητικό κάταγμα της διάφυσης του μηριαίου δεν συνέβη σε αυτή την μελέτη.

Υπήρχαν τρεις περιπτώσεις εξόδου του κεντρικού ολισθαίνοντα κοχλία (cut-out) στην ομάδα του ενδομυελικού ήλου. Ο ενδομυελικός ήλος αντικαταστάθηκε από έναν SHS σε μία περίπτωση. Για τις άλλες δύο, ο κεντρικός κοχλίας αφαιρέθηκε υπό τοπική αναισθησία.

Οπισθοδρόμηση του ολισθαίνοντα κοχλία συνέβη σε τρεις ασθενείς αυτής της ομάδας. Σε μία περίπτωση, ήταν ο ανώτερος, και σε δύο περιπτώσεις, ήταν οι κατώτεροι κοχλίες που υποχώρησαν 3-4 μήνες μετεγχειρητικά. Ωστόσο, η πόρωση του κατάγματος δεν παρεμποδίστηκε και οι κοχλίες αφαιρέθηκαν 2 μήνες αργότερα υπό τοπική αναισθησία χωρίς περεταίρω επιπλοκές (Εικόνα 22). Δεν υπήρξε καμία θραύση των υλικών σε αυτή την μελέτη.



Εικόνα 22 : Αφαίρεση του περιφερικού κοχλία λόγω οπισθοδρόμησης. Η πόρωση του κατάγματος δεν επηρεάστηκε.

Ένα περιπροθετικό κάταγμα συνέβη στο άπω άκρο του ενδομυελικού ήλου 6 μήνες μετεγχειρητικά, σαν αποτέλεσμα μίας απλής πτώσης. Αυτό το κάταγμα αναθεωρήθηκε με έναν μακρύτερο ήλο παρακάμπτοντας την καταγματική γραμμή (Εικόνα 23).



Εικόνα 23 : Περιπροθετικό κάταγμα μηριαίου 6 μήνες μετεγχειρητικά.

Διαπιστώθηκαν τέσσερις περιπτώσεις με επιφανειακές λοιμώξεις των μαλακών μορίων, 3 από τις οποίες ήταν στην ομάδα του SHS. Όλες θεραπεύτηκαν επιτυχώς με χειρουργικό καθαρισμό και ενδοφλέβια χορήγηση αντιβιοτικών.

Μετά από μία μέση παρακολούθηση 36 μηνών (από 24-56 μήνες), οκτώ ασθενείς δεν ανευρέθηκαν (4.84%), ενώ 35 ασθενείς (21.21%) απεβίωσαν (Πίνακας 4). Η διαφορά μεταξύ των δύο ομάδων όσον αφορά την ετήσια θνητότητα δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Επίσης δεν προέκυψε στατιστικά σημαντική διαφορά ανάμεσα στις δύο ομάδες όσον αφορά τις καθημερινές δραστηριότητες και την κινητικότητα στους 4 και στους 12 μήνες μετεγχειρητικά (Πίνακας 5).

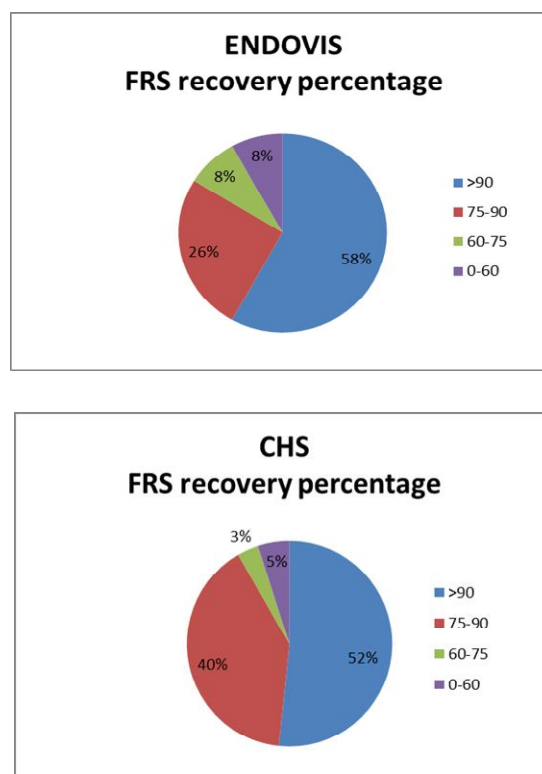
Πίνακας 4. Postoperative 12 months mortality and lost to FU

	DHS(n=79)	ENDOVIS(n=86)	Total(n=165)
Mortality	16(20.25%)	19(22.1%)	35(21.21%)
Lost to FU	3	5	8(4.84%)
Available to review	60	62	122

Πίνακας 5. Functional recovery score

FRS	PRE Fx	4MONTHS	1YEAR
DHS	84.05(±15.25)	63.65(±20.94)	74.66(±21.21)
ENDOVIS	85.43(±16.69)	64.19(±25.94)	74.33(±25.19)

Από την ομάδα του ενδομυελικού ήλου το 58% των ασθενών και το 42% από την ομάδα του SHS έφθασαν σε ένα έτος στο 90% και περισσότερο του επιπέδου κινητικότητας που είχαν πριν το κάταγμα. Αντίθετα το 8% από την ομάδα του ενδομυελικού ήλου και το 5% από την ομάδα του SHS δεν κατάφεραν να ανεξαρτητοποιηθούν κινητικά και παρέμειναν κλινήρεις ή σε αναπηρικό αμαξίδιο. Οι διαφορές αυτές δεν ήταν στατιστικά σημαντικές ($p=0.87$) (Γραφήματα 1,2).



Γραφήματα 1, 2 : Εμφανίζεται το ποσοστό των ασθενών από κάθε ομάδα ξεχωριστά που έφθασαν σε >90%, 75-90%, 60-75% και 0-60% το προ του κατάγματος επίπεδο κινητικότητας ένα έτος μετεγχειρητικά.

3.10 Συζήτηση

Η χρήση των ενδομυελικών ήλων αυξάνεται συνεχώς σε βάρος της οστεοσύνθεσης με το σύστημα κοχλία πλάκας για την αντιμετώπιση των διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου ιδιαίτερα από τους νεότερους χειρουργούς. Τα τελευταία χρόνια εμφανίζεται μια δραματική αλλαγή στην χειρουργική πρακτική με τους ενδομυελικούς ήλους να αυξάνονται από 3% το 1999 σε 67% το 2006.

Η αλλαγή αυτή παρατηρείται παρά την απουσία αποδείξεων από την βιβλιογραφία που να την υποστηρίζουν και παρά το γεγονός των συχνών γνωστών επιπλοκών⁸⁷.

Τα κατάγματα του μηριαίου, διεγχειρητικά και απώτερα, ήταν η πιο σοβαρή επιπλοκή των ενδομυελικών ήλων πρώτης γενιάς όπως το κλασικό Gamma nail. Η επίπτωση των καταγμάτων σε αυτό το υλικό οστεοσύνθεσης αναφέρεται από 0 έως και 17%^{11,25,88}. Ο Robinson et al.⁸⁹ υπολόγισαν ότι η επίπτωση των απώτερων καταγμάτων του μηριαίου σε ασθενείς που αντιμετωπίστηκαν με το κλασικό Gamma nail ήταν 18,7 κατάγματα ανά 1000 άτομα-έτη σε αντίθεση με τα 4,4 ανά 1000 άτομα-έτη με το σύστημα κοχλία πλάκας SHS.

Σε μια μετά-ανάλυση 25 τυχαιοποιημένων κλινικών μελετών από το 1991 έως το 2005, οι Bhandari et al.⁹⁰ βρήκαν ότι οι ενδομυελικοί ήλοι αυξάνουν τον κίνδυνο των καταγμάτων της διάφυσης του μηριαίου κατά 4,5 φορές σε σύγκριση με το σύστημα κοχλία πλάκας SHS. Ωστόσο στις μελέτες που δημοσιεύτηκαν μετά το 2000 φαίνεται ότι οι ενδομυελικοί ήλοι δεν αυξάνουν τον κίνδυνο των καταγμάτων του μηριαίου σε στατιστικά σημαντικό βαθμό. Οι συγγραφείς συμπεραίνουν ότι οι βελτιώσεις στο σχεδιασμό των ήλων από τη μια και καλύτερη γνώση της χειρουργικής τεχνικής από την άλλη έχουν συμβάλει στην μείωση αυτής της επιπλοκής. Στις μελέτες πριν το 2000, οι πρώτης γενιάς ενδομυελικοί

ήλοι είχαν 17 χιλ διάμετρο στο κεντρικό τους τμήμα και 12 έως 16 χιλ περιφερικά, επίσης είχαν μία κλίση έσω-έξω 10° και μήκος 200χιλ. Για την τοποθέτηση των ήλων αυτών ήταν απαραίτητος γλυφανισμός του μηριαίου αυλού με γλύφανα διαμέτρου 2χιλ μεγαλύτερης από την περιφερική διάμετρο του ήλου. Αυτό πιθανόν να αποτελεί την εξήγηση της αυξημένης συχνότητας των διεγχειρητικών καταγμάτων.

Οι Leung et al.³⁸ δημοσίευσαν μια πολυκεντρική μελέτη χρησιμοποιώντας έναν τροποποιημένο ενδομυελικό ήλο αποκλειστικά για Ασιάτες. Ο ήλος αυτός είχε μήκος 180χιλ, κλίση έσω-έξω 4° κεντρική διάμετρο 16χιλ, και περιφερική 11 και 12 χιλ. Ο ήλος αυτός συνοδεύονταν από χαμηλότερη συχνότητα διεγχειρητικών και μετεγχειρητικών επιπλοκών από ότι ο κλασσικός ήλος.

Τέλος οι Utrilla et al.¹¹ οι οποίοι χρησιμοποίησαν έναν νέας σχεδίασης ενδομυελικό ήλο με διαστάσεις όμοιες με των Leung et al. ανακοίνωσαν ότι οι μετεγχειρητικές επιπλοκές ήταν όμοιες με αυτές του συστήματος κοχλία πλάκας χωρίς μετεγχειρητικά κατάγματα μηριαίου όπως είχαν παρατηρηθεί με το standard Gamma nail.

Στην δική μας μελέτη δεν υπήρξε κανένα διεγχειρητικό κάταγμα της διάφυσης του μηριαίου.

Η πιθανότερη εξήγηση είναι ότι τα χαρακτηριστικά του ήλου που χρησιμοποιήσαμε είναι τέτοια ώστε ο ήλος να τοποθετείται στον μηριαίο αυλό χωρίς να απαιτείται ούτε γλυφανισμός ούτε σφυρηλάτηση. Επιπλέον ο σχεδιασμός με 5° μεταφυσιακή γωνία, συνολικό μήκος 195χιλ που συμπεριλαμβάνει τα τελευταία 30χιλ με διαπασών διαμόρφωση και μικρότερη κεντρική διάμετρο 13χιλ και περιφερική 10χιλ μπορεί να αποτελούν την αιτία για την χαμηλότερη συχνότητα επιπλοκών που παρατηρήσαμε.

Περιφερικό κλείδωμα του ήλου με μία βίδα δεν χρησιμοποιήθηκε σαν ρουτίνα στην μελέτη μας. Μόνο στα ανάστροφα τύπου A3 και σε

κάποια ασταθή τύπου A2 όταν υπήρχε στροφική ή αξονική αστάθεια. Αυτό υποστηρίζεται από την μελέτη των Baumgaertner et al.⁹¹ οι οποίοι έδειξαν ότι ο ήλος χρειάζεται περιφερική ασφάλιση με μία βίδα, μόνον όταν παρατηρείται στροφική ή αξονική αστάθεια με την χαλάρωση της έλξης του μέλους αφού έχει τοποθετηθεί ο ήλος και ο κοχλίας. Περιφερική ασφάλιση απαιτείται σε όλα τα τύπου A3 καθώς είναι εξ ορισμού στροφικά ασταθή κατάγματα.

Δύο εμβιομηχανικές μελέτες οι οποίες συγκρίνουν άμεσα την σταθερότητα εμφυτευμάτων με έναν και δύο ολισθαίνοντες κοχλίες για την αντιμετώπιση των διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου δείχνουν καλύτερα αποτελέσματα για τα εμφυτεύματα με δύο κοχλίες. Οι Kubiak et al.²³ στην πρώτη μελέτη αναφέρουν ότι τα δύο εμφυτεύματα έχουν ισοδύναμη ακαμψία και σταθερότητα και ότι τα εμφυτεύματα με δύο κοχλίες έχουν πετυχαίνουν σημαντικά ισχυρότερη στερέωση από τα εμφυτεύματα με έναν κοχλία όταν φορτίζονται μέχρι την αποτυχία σε ένα μοντέλο ασταθούς διατροχαντηρίου κατάγματος.

Στην δεύτερη και δική μας μελέτη⁹² η δύναμη στερέωσης του ενδομυελικού ήλου Endonis με δύο κοχλίες είναι σημαντικά μεγαλύτερη από αυτήν του κλασσικού συστήματος κοχλία πλάκας SHS όταν για την φόρτιση χρησιμοποιούνται δυνάμεις πολλαπλών κατευθύνσεων.

Επιπρόσθετα οι δύο κοχλίες παρέχουν σημαντικά μεγαλύτερη στροφική σταθερότητα από τον μονό κοχλία.

Τα ευρήματα αυτά ενισχύουν τον ισχυρισμό του Ingman ότι η αυξημένη στροφική σταθερότητα της μηριαίας κεφαλής που παρέχουν τα εμφυτεύματα με δύο κοχλίες μπορούν να μειώσουν την πιθανότητα εξόδου των κοχλίων από την άνω επιφάνεια της κεφαλής και του αυχένα⁵³.

Ωστόσο στην κλινική πράξη το εμβιομηχανικό αυτό πλεονέκτημα δεν συνοδεύεται από μείωση της συχνότητας των επιπλοκών^{31,93}.

Παρομοίως τα δικά μας αποτελέσματα δεν δείχνουν σημαντική διαφορά στην έξοδο των κοχλιών (cut-out) ανάμεσα στα δύο εμφυτεύματα.

Υπήρχαν 5 περιπτώσεις cutout στην ομάδα του συστήματος κοχλία πλάκας SHS και 3 περιπτώσεις στην ομάδα του ενδομυελικού ήλου. Όλα ήταν ασταθή κατάγματα.

Επιπρόσθετα η παρουσία των δύο κοχλιών έχει συνδυαστεί με μία νέα επιπλοκή που ονομάστηκε “Z-effect” και ανάστροφο “Z-effect” φαινόμενα^{26,94}.

Αποτελούν αξονική μετανάστευση των κοχλιών προς τα εμπρός ή προς τα πίσω, ταυτόχρονα ή σε διαφορετικό χρόνο, προς την ίδια ή πιο συχνά, σε διαφορετική κατεύθυνση.

Χαρακτηριστικός τύπος μετανάστευσης που περιγράφεται στη βιβλιογραφία σαν “Z-effect” περιλαμβάνει την έξω μετανάστευση του κατώτερου κοχλία ραιβοποίηση του κατάγματος και διάτρηση της μηριαίας κεφαλής από τον ανώτερο κοχλία. Το ανάστροφο “Z-effect” φαινόμενο περιγράφεται σαν την έξω μετανάστευση του άνω κοχλία που συνοδεύεται από έσω μετανάστευση του κατώτερου.

Στην κλινική πράξη ωστόσο συνήθως μόνο ο ένας κοχλίας μεταναστεύει μερικές φορές κατά την μετεγχειρητική περίοδο κατά την φόρτιση.

Οι τρεις περιπτώσεις μετανάστευσης στην δική μας σειρά δεν ήταν τυπικές περιπτώσεις “Z-effect” φαινομένων. Σε μία περίπτωση ο ανώτερος κοχλίας οπισθοχώρησε 3 εβδομάδες μετά την επέμβαση και στις άλλες δύο περιπτώσεις οι κάτω κοχλίες οπισθοχώρησαν περίπου 3 μήνες μετεγχειρητικά. Και οι τρεις ασθενείς είχαν ασταθή διατροχαντήρια κατάγματα με συντριβή του έσω φλοιού.

Τα αίτια της μετανάστευσης αυτής των κοχλιών είναι αμφιλεγόμενα και απαιτούν περισσότερη διερεύνηση²⁶. Για την πρόληψη του

φαινομένου “Z-effect” και του ανάστροφου “Z-effect” ο Lin ⁷⁵ τονίζει την σημασία της τοποθέτησης του κατώτερου κοχλία πολύ κοντά στον έσω φλοιό του μηριαίου αυχένα ώστε να επιτευχθεί καλύτερη συγκράτηση του κοχλία σε αυτή την περιοχή του οστού με την αυξημένη πυκνότητα.

Οι Strauss et al ⁹⁵. στην δική τους πειραματική μελέτη συστήνουν σε περιπτώσεις διατροχαντηρίων καταγμάτων με συντριβή του έσω φλοιού οι χειρουργοί να αποφεύγουν να χρησιμοποιούν εμφυτεύματα με δύο κοχλίες.

Κατά την δική μας άποψη η ακριβής ανάταξη του κατάγματος και η προσεκτική χειρουργική τεχνική μπορεί να μειώσει τις επιπλοκές με την χρήση των νέων αυτών υλικών οστεοσύνθεσης.

Η εμπειρία του χειρουργού στην χρήση ενός νέου υλικού οστεοσύνθεσης αποτελεί σημαντικό παράγοντα όταν συγκρίνεται ένα υλικό με μακροχρόνια χρήση με ένα νέο. Εξ αιτίας της γενικότερης εξοικείωσης με τα συστήματα οστεοσύνθεσης ολισθαίνοντα κοχλία πλάκας σε κάθε σύγκριση με ένα νέο σύστημα οστεοσύνθεσης θα πρέπει να λαμβάνεται υπ όψιν η καμπύλη εκμάθησης σαν παράγοντας ενδεχόμενου στατιστικού λάθους ⁴⁸.

Η πλειοψηφία των επεμβάσεων στη μελέτη μας εκτελέστηκαν από ειδικευμένους χειρουργούς με την επίβλεψη και καθοδήγηση από ειδικευμένους ορθοπαιδικούς χειρουργούς. Οι ειδικευόμενοι χειρουργοί είχαν σχεδόν ίδια εμπειρία με τα δύο υλικά και τις τεχνικές τοποθέτησης, ενώ οι ειδικευόμενοι είχαν τουλάχιστον 15 επεμβάσεις έκαστος με το νέο υλικό πριν την έναρξη της μελέτης.

3.11 Συμπεράσματα

Συνολικά δεν προκύπτει από την παρούσα μελέτη ξεκάθαρο πλεονέκτημα του ενός συστήματος έναντι του άλλου. Και τα δύο μπορούν να χρησιμοποιηθούν με επιτυχία για την θεραπεία των 31 ΑΟ/ΟΤΑ διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου στους ηλικιωμένους ασθενείς.

Η διάρκεια της επέμβασης ήταν σημαντικά μικρότερη ($p = 0.03$) για την ομάδα των ενδομυελικών ήλων ενώ ο χρόνος ακτινοσκόπησης σημαντικά μεγαλύτερος ($p = 0.02$). Οι διαφορές αυτές είναι μικρής κλινικής σημασίας και δεν επηρέασαν ούτε το τελικό κλινικό αποτέλεσμα ούτε την συχνότητα, το είδος ή την βαρύτητα των επιπλοκών.

Οι δύο ολισθαίνοντες κοχλίες, παρά τα εμβιομηχανικά τους πλεονεκτήματα όπως υποστηρίζουν προηγούμενες πειραματικές μελέτες, δεν φαίνεται να προσφέρουν κάποια σημαντική διαφορά στην κλινική πράξη. Επιπλέον προσθέτουν μια νέα επιπλοκή το λεγόμενο Z-effect phenomenon το οποίο χρήζει ιδιαίτερης προσοχής όταν χρησιμοποιούνται αυτά τα νέας σχεδίασης υλικά οστεοσύνθεσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Gullberg B, Johnell O, Kanis JA. Worldwide projections for hip fracture. *Osteoporos Int.* 1997;7(5):407–13.
2. Kannus P, Parkkari J, Sievänen H, Heinonen A, Vuori I, Järvinen M. Epidemiology of hip fractures. *Bone.* 1996;18(1 Suppl):57S–63S.
3. Lyons AR. Clinical outcomes and treatment of hip fractures. *Am J Med.* 1997;103(2A):51S–64S.
4. Rosell PA, Parker MJ. Functional outcome after hip fracture. A 1-year prospective outcome study of 275 patients. *Injury.* 2003;34(7):529–32.
5. Jette AM, Harris BA, Cleary PD, Campion EW. Functional recovery after hip fracture. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987;68(10):735–40.
6. Hornby R, Evans JG, Vardon V. Operative or conservative treatment for trochanteric fractures of the femur: A randomized epidemiological trial in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br.* 1989;71:619–23.
7. Bong SC, Lau HK, Leong JC, Fang D, Lau MT. The treatment of unstable intertrochanteric fractures of the hip: a prospective trial of 150 cases. *Injury.* 1981;13:139–46.
8. Audigé L, Hanson B, Swiontkowski MF. Implant-related complications in the treatment of unstable intertrochanteric fractures: meta-analysis of dynamic screw-plate versus dynamic screw-intramedullary nail devices. *Int Orthop.* 2003;27:197–203.
9. Parker MJ, Handoll HHG. Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Data Sys Rev.* 2010;9: D000093. DOI: 10.1002/14651858. CD000093. pub5.
10. Parker MJ, Pryor GA. Gamma versus DHS nailing for extracapsular femoral fractures. *Int Orthop.* 1996;20:163–8.
11. Utrilla AL, Reig JS, Muñoz FM, Tufanisco CB. Trochanteric gamma nail and compression hip screw for trochanteric fractures: a randomized, prospective, comparative study in 210 elderly patients with a new design of the gamma nail. *J Orthop Trauma.* 2005;19(4):229–33.

12. Pugh WL. A self adjusting nail-plate for fractures about the hip joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1955;37A:1085–93.
13. Schumpelik W, Jantzen PM. A new principle in the operative treatment of trochanteric fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 1955;37A:693–8.
14. Massie WK. Functional fixation of femoral neck fractures: Telescopic Nail technique. *Clin Orthop Relat Res.* 1958;12:230–55.
15. Egol KA, Chang EY, Cvitkovic J, Kummer FJ, Koval KJ. Mismatch of current intramedullary nails with the anterior bow of the femur. *J Orthop Trauma.* 2004;18:410–5.
16. Bridle SH, Patel AD, Bircher M, Calvert PT. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):330–4.
17. Radford PJ, Needoff M, Webb JK. A prospective randomised comparison of the dynamic hip screw and the Gamma locking nail. *J Bone Joint Surg Br.* 1993;75B:789–93.
18. Saudan M, Lübbecke A, Sadowski C, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P. Ptertrochanteric fractures: is there an advantage to an intramedullary nail?: a randomized, prospective study of 206 patients comparing the dynamic hip screw and proximal femoral nail. *J Orthop Trauma.* 2002;16(6):386–93.
19. Ekstrom W, Karlsson-Thur C, Larsson S, Ragnarsson B, Alberts KA. Functional outcome in treatment of unstable trochanteric and subtrochanteric fractures with the proximal femoral nail and the Medoff sliding plate. *J Orthop Trauma.* 2007;21(1):18–25.
20. Davis TRC, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG. Intertrochanteric femoral fractures. Mechanical failure after internal fixation. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72B(1):26–31.
21. Haynes RC, Poll RG, Miles AW, Weston RB. Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the Gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury.* 1997;28:337–41.
22. Leung KS, So WS, Shen WY, Hui PW. Gamma nails and dynamic hip screws for ptertrochanteric fractures: a randomised prospective study in elderly patients. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74B:345–51.

23. Wolfgang GL, Bryant MH, O'Neill JP. Treatment of intertrochanteric fracture of the femur using sliding screw plate fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1982;163:148–58.
24. Bannister GC, Gibson AGF, Ackroyd CE, Newman JH. The fixation and prognosis of trochanteric fractured: a randomized prospective controlled trial. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;254:242–6.
25. Sadowski C, Lübbecke A, Saudan M, Riand N, Stern R, Hoffmeyer P. Treatment of reverse and transverse intertrochanteric fractures with use of an intramedullary nail or 95 degrees screw-plate: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84A:372–81.
26. Werner-Tutschku W, Lajtai G, Schmiedhuber G, Schmiedhuber G, Lang T, Pirkl C, Orthner E. Intra-und perioperative Komplikationen bei der Stabilisierung von per-und subtrocantären Femurfracturen mittels PFN. *Unfallchirurg.* 2002;105:881–5.
27. Simpson AHRW, Varty K, Dodd CAF. Sliding hip screws: modes of failure. *Injury.* 1989;20:227–31.
28. Thomas AP. Dynamic hip screw that fail. *Injury.* 1991;22:45–6.
29. Larsson S, Friberg S, Hansson LI. Trochanteric fractures: influence of reduction and implant position on impaction and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;259:130–9.
30. Robinson CM, Adams CI, Craig M, Doward W, Clarke MC, Auld J. Implant-related fractures of the femur following hip fractures surgery. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84A:1116–22.
31. Tyllianakis M, Panagopoulos A, Papadopoulos A, Papasimos S, Mousafiris K. Treatment of extracapsular hip fractures with the proximal femoral nail (PFN): long term results in 45 patients. *Acta Orthop Belg.* 2004;70(5):444–54.
32. Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF. Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61:216–21.
33. Jensen JS, Sonne-Holm S, Tondevold E. Unstable trochanteric fractures: a comparative analysis of four methods of internal fixation. *Acta Orthop Scand.* 1980;51:949–62.
34. Parker MJ. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *J Bone Joint Surg* 1992;74:625.

35. Adams CI, Robinson CM, Court-Brown CM, McQueen MM. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. *J Orthop Trauma*. 2001;15(6):394–400.
36. Kaufer H. Mechanics of the treatment of hip injuries. *Clin Orthop Relat Res*. 1980;146:53–61.
37. O'Brien PJ, Meek RN, Blachut PA, Broekhuysen HM, Sabharwal S. Fixation of intertrochanteric hip fractures: Gamma nail versus dynamic hip screw: a randomised, prospective study. *Can J Surg*. 1995;38:516–20.
38. Leung KS, Chen CM, So WS, Sato K, Lai CH. Multicenter trial of modified Gamma nail in East Asia. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;323:146–54.
39. Barton TM, Gleeson R, Topliss C, Greenwood R, Harries WJ, Chesser TJ. A comparison of the long Gamma nail with the sliding hip screw for the treatment of AO/OTA 31-A2 fractures of the proximal part of the femur; a prospective randomized trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(4):792–8.
40. Giraud B, Dehoux E, Madi K, Harisboure A, Usandizaga G, Segal P. Intratrochanteric fractures; randomized prospective comparison of treatment with a dynamic hip screw (DHS) and anterograde intramedullary nailing (Targon PF). *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(Supp II):291.
41. Little NJ, Verma V, Fernando C, Elliott DS, Khaleel A. A prospective trial comparing the Holland nail with the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(8):1073–8.
42. Pajarinen J, Lindahl J, Michelsson O, Savolainen V, Hirvensalo E. Pertrochanteric femoral fractures treated with a dynamic hip screw or a proximal femoral nail; a randomised study comparing postoperative rehabilitation. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(1):76–81.
43. Papisimos S, Koutsojannis CM, Panagopoulos A, Megas P, Lambiris E. A randomised comparison of AMBI, TGN and PFN for treatment of unstable trochanteric fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005;125(7):462–8.
44. Zou J, Xu Y, Yang H. A comparison of proximal femoral nail antirotation and dynamic hip screw devices in trochanteric fractures. *J Int Med Res*. 2009;37(4):1057–64.

45. Calvert PT. The Gamma nail—a significant advance or a passing fashion? Editorial. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74B:329–31.
46. Mahomed N, Harrington I, Kellam J, Maistrelli G, Hearn T, Vroemen J. Biomechanical analysis of the Gamma nail and sliding hip screw. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;304:280–8.
47. Rosenblum SF, Zuckerman JD, Kummer FJ, Tam BS. A biomechanical evaluation of the Gamma nail. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74B:352–7.
48. Harrington P, Nihal A, Singhanian AK, Howell FR. Intramedullary hip screw versus sliding hip screw for unstable intertrochanteric femoral fractures in the elderly. *Injury.* 2002;33:23–8.
49. Loch DA, Kyle RF, Bechtold JE, Kane M, Anderson K, Sherman RE. Forces required to initiate sliding in second generation intramedullary nails. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80A:1626–31.
50. Kummer FJ, Olsson O, Pearlman CA, Ceder L, Larsson S, Koval KJ. Intramedullary versus extramedullary fixation of subtrochanteric fractures. A biomechanical study. *Acta Orthop Scand.* 1998;69:580–4.
51. Aune AK, Ekeland A, Odegaard B, Grøgaard B, Alho A. Gamma nail vs compression screw for trochanteric femoral fractures: fifteen reoperations in a prospective randomized study of three hundred and seventy eight patients. *Acta Orthop Scand.* 1994;65:127–30.
52. Wang CJ, Brown CJ, Yettram AL, Procter P: Intramedullary femoral nails: one or two lag screws? A preliminary study. *Med Eng Phys* 2000, 22:613-624.
53. Ingman AM: Percutaneous intramedullary fixation of trochanteric fractures of the femur: clinical trial of a new hip nail. *Injury* 2000, 31:483-487.
54. Simmermacher RK, Bosch AM, Werken C Van der: The AO/ASIF proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. *Injury* 1999, 30:327-332.
55. Kubiak EN, Bong M, Park S, Kummer F, Egol K, Koval KJ: Intramedullary fixation of unstable intertrochanteric hip fractures. One or two lag screws. *J Orthop Trauma* 2004, 18:12-17.
56. Ropars M, Mitton D, Skalli W: Minimally invasive screw plates for surgery of unstable Intertrochanteric femoral fractures: A biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008, 23(8):1012-7.

57. Saikko V, Calonius O, Keränen J: Effect of extent of motion and type of load on the wear of polyethylene in a biaxial hip simulator. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003, 65(1):186-192.
58. Pedersen DR, Brown TD, Maxian TA, Callaghan JJ: Temporal and spatial distributions of directional counterface motion at the acetabular bearing surface in total hip arthroplasty. *Iowa Orthop J* 1998, 18:43-53.
59. Mejia LC, Brierley TJ: A hip wear simulator for the evaluation of biomaterials in hip arthroplasty components. *Biomed Mater Eng* 1994, 4(4):259-71.
60. ASTM 1714-96: standard guide for gravimetric wear assessment of prosthetic hip-designs in simulator devices. 1996 [<http://www.astm.org/Standards/F1714.htm>].
61. Ehmke LW, Fitzpatrick DC, Krieg JC, Madey SM, Bottlang M: Lag screws for hip fracture fixation: Evaluation of migration resistance under simulated walking. *J Orthop Res* 2005, 23:1329-35.
62. Sommers MB, Roth C, Hall H, Kam BCC, Ehmke LW, Krieg JC, Madey SM, Bottlang M: A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for peritrochanteric fracture fixation. *J Orthop Trauma* 2004, 18:361-8.
63. Lindahl O: Mechanical properties of dried defatted spongy bone. *Acta Orthop Scand* 1976, 47:11-9.
64. Linde F, Gothgen CB, Hvid I, Pongsoipetch B: Mechanical properties of trabecular bone by a non-destructive compression testing approach. *Eng Med* 1988, 17:23-9.
65. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM: The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1995, 77:1058-1064.
66. Chang WS, Zuckerman JD, Kummer FJ, Frankel VH: Biomechanical evaluation of anatomic reduction versus medial displacement osteotomy in unstable intertrochanteric fractures. *Clin Orthop* 1987, 225:141-146.
67. Baumgart F, Cordey J, Morikawa K, Perren SM, Rahn BA, Schavan R, Snyder S: AO/ASIF Self-tapping screws (STS). *Injury* 1993, 24(Suppl 1):S1-17.
68. Windolf Markus, Muths Raphael, Braunstein Volker, Gueorguiev Boyko, Hänni Markus, Schwieger Karsten: Quantification of cancellous bone-compaction due to

DHS® Blade insertion and influence upon cut-out resistance. *J Clin Biomech* 2009, 24:53-58.

69. Giannoudis PV, Schneider E: Principles of fixation of osteoporotic fractures. *J Bone Joint Surg [Br]* 2006, 88:1272-78.

70. Windolf Markus, Braunstein Volker, Dutoit Christof, Schwieger Karsten: Is a helical shaped implant a superior alternative to the Dynamic Hip Screw for unstable femoral neck fractures? A biomechanical investigation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009, 24(1):59-64.

71. Parker MJ, Blundell C: Choice of implant for internal fixation of femoral neck fractures. Meta-analysis of 25 randomized trials including 4925 patients. *Acta Orthop Scand* 1998, 69:138-43.

72. Goldhagen PR, O'Connor DR, Schwarze D, Schwartz E: A prospective comparative study of the compression hip screw and the gamma nail. *J Orthop Trauma* 1994, 8:367-72.

73. Haynes RC, Poll RG, Miles AW, Weston RB: Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the Gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury* 1997, 28:337-341.

74. Weil YA, Gardner MJ, Mikhail G, Pierson G, Helfet DL, Lorch DG: Medial migration of intramedullary hip fixation devices. *Arch Orthop Trauma Surg* 2008, 128:227-234.

75. Jinn Lin MD PhD: Encouraging Results of Treating Femoral Trochanteric Fractures With Specially Designed Double- Screw Nails. *J Trauma* 2007, 63:866-874.

76. Friedl W, Clausen J: Experimental examination for optimized stabilisation of trochanteric femur fractures, intra-or extramedullary implant localisation and influence of femur neck component profile on cut-out risk. *Chirurg* 2001,72:1344-52.

77. Jain R, Basinski A, Kreder HJ. Non operative treatment of hip fractures. *Int Orthop* 2003, 27:11-17

78. Lyons AR. Clinical outcomes and treatment of hip fractures. *Am J Med* 1997, 103(2A):51S-64S

79. Parker MJ, Anand JK. What is the true mortality of hip fractures? *Public Health* 1991, 105:443-446

80. Rosell PA, Parker MJ Functional outcome after hip fracture. A 1-year prospective outcome study of 275 patients. *Injury* 2003, 34(7):529–532
81. Parker MJ, Handoll HH Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2005, 4:CD000093
82. Parker MJ, Pryor GA. Gamma versus SHS nailing for extracapsular femoral fractures. *Int Orthop* 1996, 20:163–168
83. Muller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. The comprehensive classification of fractures of the long bones. Springer, Berlin 1990, pp 116–121
84. American Society of Anaesthesiologists New classification of physical status. *Anesthesiology* 1963, 24:111–114
85. Zuckerman JD, Koval KJ, Aharonoff GB, Hiebert R, Skovron ML. A functional recovery score for elderly hip fracture patients: I. development. *J Orthop Trauma* 2000, 14:20–25
86. Zuckerman JD, Koval KJ, Aharonoff G, Skovron ML. A functional recovery scores for elderly hip fracture patients: II. Validity and reliability. *J Orthop Trauma* 2000, 14:26–30
87. Anglen JO, Weinstein JN Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fractures: changing pattern of practice. A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database. *J Bone Jt Surg Am* 2008, 90(4):700–707
88. Docquier PL, Manche E, Autrique JC et al Complications associated with gamma nailing: a review of 439 cases. *Acta Orthop Belg* 2002, 68:251–257
89. Robinson CM, Adams CI, Craig M et al Implant-related fractures of the femur following hip fractures surgery. *J Bone Jt Surg Am* 2002, 84A:1116–1122
90. Bhandari M, Schemitsch E, Jo'nsson A, Zlowodzki M, Haidukewych GJ Gamma nails revisited: gamma nails versus compression hip screws in the management of Intertrochanteric fractures of the hip: a meta-analysis. *J Orthop Trauma* 2009, 23(6): 460–464
91. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of Intertrochanteric hip fractures. *Clin Orthop* 1998, 348:87–94

92. Kouvidis GK, Sommers MB, Giannoudis PV, Katonis PG, Bottlang M. Comparison of migration behaviour between single and dual lag screw implants for intertrochanteric fracture fixation. *J Orthop Surg Res* 2009;18(4):16
93. Makridis KG, Georgaklis V, Georgoussis M, Mandalos V, Kontogeorgakos V, Badras L. Comparing two intramedullary devices for treating trochanteric fractures: a prospective study. *J Orthop Surg Res* 2010;18(5):9
94. Boldin C, Seibert FJ, Fankhauser F, Peicha G, Grechenig W, Szyszkowitz R. The proximal femoral nail (PFN)—a minimal invasive treatment of unstable proximal femoral fractures: a prospective study of 55 patients with a follow-up of 15 months. *Acta Orthop Scand* 2003;74(1):53–58
95. Strauss EJ, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. The “Z-effect” phenomenon defined: a laboratory study. *J Orthop Res* 2007, 25(12):1568–1573

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

1. [Comparison of migration behavior between single and dual lag screw implants for intertrochanteric fracture fixation.](#) Kouvidis GK, Sommers MB, Giannoudis PV, Katonis PG, Bottlang M.: J Orthop Surg Res. 2009 May 18;4:16.
2. [Dual lag screw cephalomedullary nail versus the classic sliding hip screw for the stabilization of intertrochanteric fractures. A prospective randomized study.](#) **G. Kouvidis** • V. I. Sakellariou • A. F. Mavrogenis • J. Stavrakakis • D. Kampas • J. Galanakis • P. J. Papagelopoulos • P. Katonis: Strat Traum Limb Recon (2012) 7:155–162

ΒΙΟΓΡΑΦΙΚΟ ΣΗΜΕΙΩΜΑ

ΟΝΟΜΑ: Γεώργιος Κ. Κουβίδης

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΓΕΝΝΗΣΗΣ : 25 Οκτωβρίου, 1959

ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΚΗ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗ: Έγγαμος με τρία παιδιά

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΚΑΤΟΙΚΙΑΣ: Ικτίνου 26, 71305 Ηράκλειο

ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΡΓΑΣΙΑΣ: Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Ηρακλείου
Κλινική Ορθοπαιδικής&Τραυματολογίας
Βούτες 1, 711 10 Ηράκλειο

ΤΗΛΕΦΩΝΑ: οικίας: 2810262651, γραφείου: 2810392736, κινητό:
6944736056

E-MAIL : kouvidisgeo@yahoo.com

Βασική εκπαίδευση:

Πτυχιούχος της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών, 25 Μαρτίου 1998.

Πτυχίο Φυσικοθεραπείας: Σχολή Φυσικοθεραπείας ΤΕΙ Αθηνών (1979-1982)

Ειδίκευση:

Ένα έτος (1989-1990) Γενική Χειρουργική: 7^ο Νοσοκομείο ΙΚΑ Αθηνών.

Υπηρεσία υπαίθρου: Π.Ι Βενεράτου του Κ.Υ. Αγίας Βαρβάρας Ν. Ηρακλείου από 17.9.90 έως 16.9.91. Σε αυτό το χρονικό διάστημα συμπεριλαμβάνονται: Έξη μήνες στη Μονάδα Τεχνητού Νεφρού του Βενιζελείου Γ.Ν.Η.

Ένα έτος και 7 μήνες (1991-1993) Ορθοπαιδική: Α΄ Ορθοπαιδική κλινική Βενιζελείου Γ.Ν.Η.

Δύο έτη και 4 μήνες (1993-1995) Ορθοπαιδική: Κλινική Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου. Σε αυτό το χρονικό διάστημα συμπεριλαμβάνονται:

- A. Έξη μήνες Νευροχειρουργική: Νευροχειρουργική κλινική του Βενιζελείου Γεν. Νοσοκ. Ηρακλείου.
- B. Έξη μήνες Πλαστική Χειρουργική: Κλινική Πλαστικής Χειρ/κής του Γενικού Νοσοκ.Αθηνών (Γ.Γεννηματάς).

Τίτλος Ιατρικής Ειδικότητας Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας:

30 Ιανουαρίου, 1996.

Εργασία σαν Ειδικευμένος:

1. Ιδιωτικό Ιατρείο 1996-1998.
2. Τέσσερα έτη (1998-2002) Επιμελητής Β΄ Ορθοπαιδικής Κλινικής του Γενικού Νοσοκ. Αγίου Νικολάου Λασηθίου.
3. Από τον Ιούλιο του 2002 έως 10/12/2006, Επιμελητής Β΄ της Κλινικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του ΠΑ.Γ.Ν.Η.
4. Από 11/12/06 Επιμελητής Α΄ της Κλινικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του ΠΑ.Γ.Ν.Η.
5. Από 1/10/2012 Διευθυντής ΕΣΥ της Κλινικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του ΠΑ.Γ.Ν.Η.

Μετεκπαίδευση:

- Μετεκπαίδευση επί **6 μήνες** από 4 Ιουλίου 2005 έως 4 Ιανουαρίου 2006 σαν **Trauma – Soft tissue Knee Reconstruction Fellow in St James`s University Hospital NHS Trust LEEDS, UK.**
- Μετεκπαίδευση επί **τρεις Μήνες στη Β΄Ορθοπαιδική Κλινική του 401ΓΣΝΑ** (Δεκέμβριο 2003-Μάρτιο 2004). Αντικείμενο: **Αρθροσκοπικές επεμβάσεις Ωμου και Γόνατος από τον κο Εμμ.Αντωνογιαννάκη Δ/ντη της κλινικής.**
- Μετεκπαίδευση για **ένα μήνα** στο **τμήμα σπονδυλικής στήλης** της κλινικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας του ΠΑΓΝΗ υπό τον **καθ. Αλέξανδρο Χατζηπαύλου.**
- Παρακολούθηση και συμμετοχή με επιτυχία στις προφορικές και γραπτές εξετάσεις του 1^{ου} Μετεκπαιδευτικού Προγράμματος για Γιατρούς στην

Επείγουσα Προνοσοκομειακή Ιατρική διάρκειας 400 ωρών 1995-96. Φορέας εκπαίδευσης Εθνικό Κέντρο Αμεσης Βοήθειας.

- **ATLS.** Παρακολούθηση και συμμετοχή με επιτυχία στις εξετάσεις του προγράμματος ATLS. Ηράκλειο, 20-21 Οκτωβρίου 2008.

Δημοσιεύσεις σε ξενόγλωσσα περιοδικά :

1. [Dual lag screw cephalomedullary nail versus the classic sliding hip screw for the stabilization of intertrochanteric fractures. A prospective randomized study.](#) **G. Kouvidis** • V. I. Sakellariou • A. F. Mavrogenis • J. Stavrakakis • D. Kampas • J. Galanakis • P. J. Papagelopoulos • P. Katonis. *Strat Traum Limb Recon* (2012) 7:155–162
2. [Sliding Screw Implants for Extracapsular Hip Fractures.](#) Andreas F. Mavrogenis¹, **George Kouvidis**², Nikolaos A. Stavropoulos¹, Ioannis Stavrakakis², Pavlos Katonis², & Panayiotis J. Papagelopoulos¹. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 22(1): 1–10 (2012)
3. [Limb salvage after gas gangrene: a case report and review of the literature.](#) Aggelidakis J, Lasithiotakis K, Topalidou A, Koutroumpas J, **Kouvidis G**, Katonis P. *World J Emerg Surg.* 2011 Aug 17;6:28.
4. [Comparison of migration behavior between single and dual lag screw implants for intertrochanteric fracture fixation.](#) Kouvidis GK, Sommers MB, Giannoudis PV, Katonis PG, Bottlang M.: *J Orthop Surg Res.* 2009 May 18;4:16.
5. [Three-part broken intramedullary nail reconsideration: a case report and review of the literature.](#) Kouvidis GK, Galanakis IA, Giannoudis PV, Hadjipavlou AG. *J Trauma.* 2009 Jan;66(1):E4-8. Review.
6. [The role of plating in the operative treatment of severe open tibial fractures: a systematic review.](#) Giannoudis PV, Papakostidis C, **Kouvidis G**, Kanakaris NK. *Int Orthop.* 2009 Feb;33(1):19-26. Epub 2007 Sep 1. Review.
7. [Reconstruction of a severe open distal humerus fracture with complete loss of medial column by using a free fibular osteocutaneous graft.](#) Kouvidis GK, Chalidis BE, Liddington MI, Giannoudis PV. *Eplasty.* 2008 Apr 29;8:e24.
8. [Screening school children for scoliosis on the island of Crete.](#) Koukourakis I, Giaourakis G, **Kouvidis G**, Kivernitakis E, Blazos J, Koukourakis M. *J Spinal Disord.* 1997 Dec;10(6):527-31.
9. [Spontaneous spinal epidural hematoma associated with Brown-Sequard syndrome.](#) P.G. Katonis, G.M. Kontakis, G.K. Kouvidis, K.A. Steriopoulos *Acta Orthopaedica Hellenica (English Issue)*, Vol 48, No 1, p:95-98, 1997
10. [Luxation Erecta](#) J. Blazos, G. Kouvidis, C. Fiorenza, S. Koukouraki, A. Kapsoritakis, E. Kidonakis, E. Maraogakis, J. Koukourakis. *Minerva Orthopeda e Traumatologica* 1996; vol. 47, N. 4:157-60
11. [Broadband ultrasound attenuation of the os calcis in female postmenopausal patients with cervical and trochanteric fracture.](#) Dretakis EK, Kontakis GM, Steriopoulos K, Dretakis K, **Kouvidis G**. *Calcif Tissue Int.* 1995 Dec;57(6):419-21

Συγγραφή Βιβλίου

Συμμετοχή στην συγγραφή του Βιβλίου Ορθοπαιδικής για τους Φοιτητές της Ιατρικής του Καθ. Α. Χατζηπαύλου με την συγγραφή του 10^{ου} κεφαλαίου: Παθήσεις του Γόνατος. Εκδόσεις Πασχαλίδη Αθήνα 1996.

Δημοσιεύσεις σε Ελληνικά περιοδικά : 11

Ανακοινώσεις σε συνέδρια: Ελληνικά συνέδρια : 60 Διεθνή συνέδρια : 10

Διαλέξεις... τα 5 τελευταία χρόνια.

1. **Εξελίξεις στην αρθροσκοπική χειρουργική των μηνίσκων.** Μεταπτυχιακό Μάθημα ΚΕΟΧ. Αμφιθέατρο Ορθοπαιδικής Εταιρείας 19 Φεβρουαρίου 2010.
2. **Ρήξη μηνίσκου-μηνισκεκτομή-ενδείξεις-τεχνική. Βασικές Αρθροσκοπικές Τεχνικές στο Γόνατο & στον Ωμο.** Διοργάνωση: Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Ιωαννίνων & Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου ΙΑΣΩ General. Ίδρυμα Ιατροβιολογικών Ερευνών Ακαδημίας Αθηνών 19-20 Μαρτίου 2010
3. **Επιγονατιδομηριαία αστάθεια. Κλινική και Ακτινολογική εκτίμηση.** 4^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Ρέθυμνο, Κρήτη 22-25 Ιουνίου 2011
4. **Συνδεσμοπλαστική προσθίου χιαστού συνδέσμου με εύκαμπτα γλύφανα.** 5^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης`` 3 - 6 Απριλίου 2013 Αμφιθέατρο Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, Λάρισα.

Εκπαιδευτικές επισκέψεις & Workshops... τα 5 τελευταία χρόνια.

1. Βασικές Αρθροσκοπικές Τεχνικές στο Γόνατο & στον Ωμο. Διοργάνωση: Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Ιωαννίνων & Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου ΙΑΣΩ General. Ίδρυμα Ιατροβιολογικών Ερευνών Ακαδημίας Αθηνών 19-20 Μαρτίου 2010
2. Πρακτική άσκηση σε πτωματικά παρασκευάσματα. 5^ο Εκπαιδευτικό Σεμινάριο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου. Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου IASO GENERAL. 6-7 Μαΐου 2011.
3. Cadaver course in Cartilage Repair. 5th ICRS Surgical Skills Course. Larissa/Greece, October 23-25, 2014.
4. Knee Cadaver and Interactive Arthroplasty Course. ARTHROSCHOOL. 29-30 November, 2014. Ankara University, Department of Anatomy, Turkey.

Παρακολούθηση Συνεδρίων: Ελληνικά συνέδρια 80... Τα τελευταία 5 έτη:

1. Βασικές Αρθροσκοπικές Τεχνικές στο Γόνατο & στον Ωμο. Διοργάνωση: Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Ιωαννίνων & Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου ΙΑΣΩ General. Ίδρυμα Ιατροβιολογικών Ερευνών Ακαδημίας Αθηνών 19-20 Μαρτίου 2010.

2. 66^ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (EEXOT). Αθήνα 13-16 Οκτωβρίου 2010.
3. Διαδραστικό Σεμινάριο: Κατάγματα Μηριαίου. Osteosynthesis and Trauma care Hellas (OTC). Δώμα Γ.Ν.Α. ``Ευαγγελισμός``. Αθήνα 13 Νοεμβρίου 2010.
4. ``Σχεδιασμός και Διεξαγωγή κλινικών μελετών``. Σεμινάριο ΕΛΙΟΣ & Amgen Hellas. Αθήνα 18-19 Δεκεμβρίου 2010.
5. 5^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Επούλωσης Τραυμάτων και Ελκών. Αθήνα 17-18 Μαρτίου 2011.
6. 5^ο Εκπαιδευτικό Σεμινάριο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου. Πρακτική άσκηση σε πτωματικά παρασκευάσματα. Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου IASO GENERAL. 6-7 Μαΐου 2011.
7. Επιστημονική Ημερίδα: Τροχαία..συμβάντα. Η ιδιαιτερότητα της Κρήτης. ΧΟΤΕΚ , ΙΣΗ και Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Κρήτης. Ηράκλειο 28 Μαΐου 2011.
8. 4^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Ρέθυμνο, Κρήτη 22-25 Ιουνίου 2011
9. 67^ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (EEXOT). Αθήνα 12-16 Οκτωβρίου 2011.
10. 68^ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (EEXOT). Αθήνα 3- 6 Οκτωβρίου 2012.
11. 5^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης`` Αμφιθέατρο Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, Λάρισα. 3 - 6 Απριλίου 2013.
12. 70^ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (EEXOT). Αθήνα 1- 4 Οκτωβρίου 2014.

Παρακολούθηση Συνεδρίων: Διεθνή συνέδρια:30... Τα τελευταία 5 έτη.

1. **14th ESSKA** (European Society of Sports trauma Knee surgery and Arthroscopy) Congress. Oslo, Norway. June 9-12, 2010.
2. **EFOST 2010**. 6th meeting of the European federation of national associations of orthopaedic sport traumatology. Brussels Belgium 25-27 November 2010
3. **12th EFORT** (European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology) Congress. Copenhagen, Denmark 1-4 June 2011.
4. **Osteosynthesis and Trauma care Hellas (OTC)**. Complications in Orthopaedic & Traumatology. Athens 18-19 November 2011.
5. **15th ESSKA** (European Society of Sports trauma Knee surgery and Arthroscopy) Congress. Geneva, Switzerland. May 2-5, 2012.
6. **13th EFORT** (European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology) Congress. Berlin, Germany. May 23-25, 2012.
7. «**The Meniscus. Preserve the future**» Palais des Congrès de Versailles, on February 7th, 8th and 9th 2013.
8. **16th ESSKA** (European Society of Sports trauma Knee surgery and Arthroscopy) Congress. Amsterdam. May 14-17, 2014.
9. **10TH BIENNIAL ISAKOS CONGRESS**. LYON FRANCE JUNE 7-11, 2015

Εκπαιδευτική δραστηριότητα ως εκπαιδευτής... τα τελευταία 5 έτη:

1. Προσκεκλημένος ομιλητής στα Μεταπτυχιακά Μαθήματα του ΚΕΟΧ. Αμφιθέατρο Ορθοπαιδικής Εταιρείας Αθήνα, 19 Φεβρουαρίου 2010. Θέμα: Εξελίξεις στην αρθροσκοπική χειρουργική των μηνίσκων.
2. Προσκεκλημένος Εκπαιδευτής σε πτωματικά παρασκευάσματα γόνατος. Βασικές Αρθροσκοπικές Τεχνικές στο Γόνατο & στον Ωμο. Διοργάνωση: Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Ιωαννίνων & Κέντρο Αρθροσκοπικής Χειρουργικής Ωμου ΙΑΣΩ General. Ίδρυμα Ιατροβιολογικών Ερευνών Ακαδημίας Αθηνών 19-20 Μαρτίου 2010
3. Συμμετοχή στα Ενδοκλινικά Μαθήματα του τμήματος Ακτινολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΘΛΗΤΙΚΩΝ ΚΑΚΩΣΕΩΝ. 12-3-2012 Γ.Κουβίδης: Κλινική εξέταση γόνατος Εργαστήριο Ιατρικής Απεικόνισης
4. Συμμετοχή στη συνεχιζόμενη εκπαίδευση των Νοσηλευτών, στα πλαίσια του ετήσιου εκπαιδευτικού προγράμματος για την χορήγηση τίτλου **Χειρουργικής Νοσηλευτικής Ειδικότητας** του ακαδημαϊκού έτους 2011-2012. [Αθλητικές Κακώσεις 17.07.12]
5. Εκπαιδευτικό πρόγραμμα ΕΚΑΒ. ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΛΕΚΑΝΗΣ ΣΕ ΠΟΛΥΤΡΑΥΜΑΤΙΕΣ 29.11.2012
6. Εκπαιδευτικό πρόγραμμα ΕΚΑΒ. ΚΑΚΩΣΕΙΣ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ ΣΕ ΠΟΛΥΤΡΑΥΜΑΤΙΕΣ 29.11.2012
7. Συμμετοχή στα Ενδοκλινικά Μαθήματα της Κλινικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης το ακαδημαϊκό έτος 2012-2013.
8. Συμμετοχή στη συνεχιζόμενη εκπαίδευση των Νοσηλευτών, στα πλαίσια του ετήσιου εκπαιδευτικού προγράμματος για την χορήγηση τίτλου **Χειρουργικής Νοσηλευτικής Ειδικότητας** του ακαδημαϊκού έτους 2012-2013. [Αθλητικές Κακώσεις 23.04.13]
9. Κλινικο-φροντιστηριακά μαθήματα φοιτητών ιατρικής: **Θεραπεία στην Ορθοπαιδική-Τραυματολογία 17 Ιανουαρίου 2013**
10. Κλινικο-φροντιστηριακά μαθήματα φοιτητών ιατρικής: **Κλινική Ορθοπαιδική εξέταση 24 Ιανουαρίου 2013**
11. Συμμετοχή στα Ενδοκλινικά Μαθήματα του τμήματος Ακτινολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΘΛΗΤΙΚΩΝ ΚΑΚΩΣΕΩΝ. 12.3.13 Γ.Κουβίδης: **Κλινική εξέταση γόνατος** Εργαστήριο Ιατρικής Απεικόνισης ΠΑΓΝΗ
12. Κλινικο-φροντιστηριακά μαθήματα φοιτητών ιατρικής: **Αθλητικές κακώσεις I, 25 Σεπτεμβρίου 2013**
13. Κλινικο-φροντιστηριακά μαθήματα φοιτητών ιατρικής: **Αθλητικές κακώσεις II, 25 Οκτωβρίου 2013**
14. Συμμετοχή στα Ενδοκλινικά Μαθήματα της Κλινικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης το ακαδημαϊκό έτος 2013-2014.
15. Συμμετοχή στα Ενδοκλινικά Μαθήματα του τμήματος Ακτινολογίας του Πανεπιστημίου Κρήτης. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΘΛΗΤΙΚΩΝ ΚΑΚΩΣΕΩΝ. 27-4-2015 Γ.Κουβίδης: **Κλινική αξιολόγηση μετεγχειρητικού γόνατος.** Εργαστήριο Ιατρικής Απεικόνισης.
16. Μάθημα Ορθοπαιδικής-7ο εξάμηνο. Ιατρικής 4ου Έτους : **Αθλητικές κακώσεις 20 Νοεμβρίου 2014**

Συμμετοχή σε προεδρεία Συνεδρίων, Συμποσίων ή άλλες επιστημονικές εκδηλώσεις, τα.. 10 τελευταία χρόνια.

1. Προεδρείο της συνεδρίας προφορικών ανακοινώσεων της Παρασκευής 29 Οκτωβρίου 2004 και ώρα 16.00- 17.30 κατά το 12^ο Παγκρήτιο Ιατρικό Συνέδριο. Ελούντα 28-31 Οκτωβρίου 2004
2. Προεδρείο της συνεδρίας προφορικών ανακοινώσεων της Πέμπτης 9 Νοεμβρίου 2006 και ώρα 09.00-10.45 κατά το 13^ο Παγκρήτιο Ιατρικό Συνέδριο. Ηράκλειο 9-12 Νοεμβρίου 2006
3. Προεδρείο της συνεδρίας προφορικών ανακοινώσεων της Παρασκευής 27 Απριλίου 2007 και ώρα 8.30-10.00 κατά το 12^ο Πανελλήνιο Συμπόσιο Ορθοπαιδικής Παίδων. Χερσόνησος Ηρακλείου 27-29 Απριλίου 2007
4. Προεδρείο της συνεδρίας προφορικών ανακοινώσεων της Παρασκευής 25 Μαΐου 2007 και ώρα 13-14.30 κατά το 10^ο Πανελλήνιο Πολυθεματικό Ορθοπαιδικό Συνέδριο. ΧΟΤΕΚ Ηράκλειο, 25-27 Μαΐου 2007
5. Προεδρείο της συνεδρίας προφορικών ανακοινώσεων-αθλητικών κακώσεων της Τρίτης 9 Οκτωβρίου 2007 και ώρα 18.30-19.30 κατά το 63^ο Πανελλήνιο Συνέδριο Χειρουργικής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας (ΕΕΧΟΤ) με Διεθνή συμμετοχή. Αθήνα 9-13 Οκτωβρίου 2007.
6. Συντονιστής της ενότητας: ``Προνοσοκομειακή φροντίδα πολυτραυματία``. Ημερίδα, Μυοσκελετικό τραύμα: Πολυτραυματίας. Αμφιθέατρο Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Κρήτης. Σάββατο 29 Μαρτίου 2008
7. Προεδρείο Διαλέξεων στο Μετεκπαιδευτικό Περιφερειακό Σεμινάριο Κρήτης. Χανιά 29-31 Μαΐου 2009.
8. Προεδρείο στην Στρογγυλή τράπεζα με θέμα: Διάγνωση και Αντιμετώπιση των Χόνδρινων Βλαβών του Γόνατος. 3^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Χερσόνησος Κρήτη 25-28 Ιουνίου 2009
9. Προεδρείο στην συνεδρία διαλέξεων με θέμα: Επιπλοκές Αρθροσκοπικής Χειρουργικής. 4^ο Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Ρέθυμνο, Κρήτη 22-25 Ιουνίου 2011.

Συμμετοχή στην οργάνωση συνεδρίων σεμιναρίων:

- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 6^{ου} Διαπανεπιστημιακού Σεμιναρίου Οστεοσύνθεσης. Λιμένας Χερσονήσου 2-5 Μαΐου 1995.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 5^{ου} Πανελληνίου Συνεδρίου Χ.Ο.Τ.Ε.Κρήτης υπό την αιγίδα του Κολλεγίου Ελλήνων Ορθοπαιδικών Χειρουργών. Ηράκλειο 3-4 Μαΐου 1997.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 6^{ου} Πανελληνίου Συνεδρίου Χ.Ο.Τ.Ε.Κρήτης υπό την αιγίδα του Κολλεγίου Ελλήνων Ορθοπαιδικών Χειρουργών. Ηράκλειο 30 Απριλίου-2 Μαΐου 1999.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 8^{ου} Πανελληνίου Συνεδρίου Χ.Ο.Τ.Ε.Κρήτης υπό την αιγίδα του Κολλεγίου Ελλήνων Ορθοπαιδικών Χειρουργών. Χανιά 23-25 Μαΐου 2003.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 4^{ου} Συμποσίου του Τμήματος Αρθροσκόπησης & Χειρουργικής Γόνατος. Ναύπλιο 20-22 Ιουνίου 2003.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 9^{ου} Πολυθεματικού Ορθοπαιδικού Συνεδρίου. ΧΟΤΕΚ Αγία Πελαγία, 17-19 Ιουνίου 2005
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής στο 14^ο Διαπανεπιστημιακό Σεμινάριο Οστεοσύνθεσης. Χερσόνησος Ηρακλείου 2-4 Μαρτίου 2007.
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής κατά το 12^ο Πανελλήνιο Συμπόσιο Ορθοπαιδικής Παίδων. Χερσόνησος Ηρακλείου 27-29 Απριλίου 2007
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής κατά το 10^ο Πανελλήνιο Πολυθεματικό Ορθοπαιδικό Συνέδριο. ΧΟΤΕΚ Ηράκλειο, 25-27 Μαΐου 2007
- Μέλος της οργανωτικής επιτροπής του 3^{ου} Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Χερσόνησος Κρήτη 25-28 Ιουνίου 2009
- Μέλος της Επιστημονικής επιτροπής του 4^{ου} Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Ρέθυμνο, Κρήτη 22-25 Ιουνίου 2011
- Πρόεδρος Οργανωτικής Επιτροπής στην Επιστημονική Ημερίδα: Τροχαία..συμβάντα. Η ιδιαιτερότητα της Κρήτης. ΧΟΤΕΚ , ΙΣΗ και Ορθοπαιδική Κλινική Πανεπιστημίου Κρήτης. Ηράκλειο 28 Μαΐου 2011.
- Μέλος της Επιστημονικής επιτροπής του 5^{ου} Πανελλήνιο Συνέδριο της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης, Χειρουργικής Γόνατος και Αθλητικών κακώσεων ``Γεώργιος Νούλης``. Λάρισα, 3-6 Απριλίου 201

Διδακτορική Διατριβή:

Έγκριση σύστασης 7μελούς επιτροπής για την κρίση της ΔΔ από την ΓΣΕΣ του τμήματος Ιατρικής κατά την συνεδρίαση 5/2/2014. Θέμα: “Θεραπεία Διατροχαντηρίων καταγμάτων του ισχίου. Ενδομυελικά ή Εξωμυελικά συστήματα οστεοσύνθεσης?” Επιβλέπων Καθηγητής: Γ.Κοντάκης Συνεπιβλέποντες: Α. Χατζηπαύλου, Α. Καραντάνας.

Συμμετοχή σε εταιρείες:

- Μέλος της Ελληνικής Εταιρείας Χειρουργικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας (Ε.Ε.Χ.Ο.Τ.) από 27.10.1995
- Τακτικό μέλος της Χειρουργικής Ορθοπαιδικής & Τραυματολογικής Εταιρείας Κρήτης. Γενικός γραμματέας της εταιρείας περιόδου 1998-2000
- Επίσης Γενικός γραμματέας της εταιρείας περιόδου 2000-2002
- Μέλος του Ελληνικού Ιδρύματος Οστεοπόρωσης (ΕΛ.Ι.ΟΣ)
- Τακτικό μέλος του τμήματος αρθροσκόπησης, χειρουργικής γόνατος και τραυματολογίας του αθλητισμού της Ε.Ε.Χ.Ο.Τ.
- Εκλεγμένος αντιπρόσωπος Κρήτης για το έτος 2000-2001 από την γενική συνέλευση του Τμήματος Αρθροσκόπησης και Χειρουργικής Γόνατος της ΕΕΧΟΤ κατά το ετήσιο συνέδριο του τμήματος στις 17 Ιουνίου 2000 στα Ιωάννινα.
- Εκλεγμένος αντιπρόσωπος Κρήτης για το έτος 2001-2002 από την γενική συνέλευση του Τμήματος Αρθροσκόπησης και Χειρουργικής Γόνατος της ΕΕΧΟΤ κατά το ετήσιο συνέδριο του τμήματος στις 16 Ιουνίου 2001 στη Θεσσαλονίκη.
- Τακτικό μέλος της “**ESSKA**” European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery and Arthroscopy. ESSKA membership No 1849
- Μέλος του General Medical Council, fully registered medical practitioner with Specialist Registration in Trauma and Orthopaedic Surgery.
- Μέλος του ΔΣ της Ελληνικής Εταιρείας Αρθροσκόπησης Χειρουργικής Γόνατος & Αθλητικών Κακώσεων `` Γεώργιος Νούλης`` περιόδου 2006-2008.
- Αντιπρόεδρος της ΧΟΤΕ Κρήτης περιόδου 2007-2008.
- Πρόεδρος της ΧΟΤΕ Κρήτης από το 2009- σήμερα.