



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ**



ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

Διευθυντής: Καθηγητής Κωνσταντίνος Ν. Μαλίζος

Διδακτορική Διατριβή

**«ΜΑΚΡΟΠΡΟΘΕΣΜΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΙΑΣ
ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΗΣ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΓΟΝΑΤΟΣ ΜΕ
ΑΣΥΜΜΕΤΡΟΥΣ ΚΝΗΜΙΑΙΟΥΣ ΚΟΝΔΥΛΟΥΣ (GENESIS I)»**

υπό

ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΑΘΑΝΑΣΙΟΥ ΓΕΩΡΓΑΚΗ

Ιατρού Ορθοπαιδικού Χειρουργού

Υπεβλήθη για την εκπλήρωση μέρους των
απαιτήσεων για την απόκτηση του
Διδακτορικού Διπλώματος

Λάρισα, 2019

© 2019 Βασίλειος Αθανασίου Γεωργακλής

Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από το Τμήμα Ιατρικής της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (σύμφωνα με τις διατάξεις του άρθρου 202, παράγραφος 2 του Ν. 5343/1932)

Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Επταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής που ορίστηκε στην υπ' αριθμόν 1 συνεδρίαση της Συνέλευσης του Τμήματος Ιατρικής, στις 18/9/2019

**1^{ος} Εξεταστής
(Επιβλέπων)** **Δρ. Θεόφιλος Σ. Καραχάλιος,**
Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

2^{ος} Εξεταστής **Δρ. Κωνσταντίνος Ν. Μαλίζος**
Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

3^{ος} Εξεταστής **Δρ. Σωκράτης Ε. Βαρυτιμίδης**
Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

4^{ος} Εξεταστής **Δρ. Ζωή Χ. Νταϊλιάνα**
Καθηγήτρια Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

5^{ος} Εξεταστής **Δρ. Μιχάλης Η. Χαντές**
Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

6^{ος} Εξεταστής **Δρ. Δημήτριος Χ. Ζαχαρούλης**
Καθηγητής Χειρουργικής, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

7^{ος} Εξεταστής **Δρ. Βασίλειος Π. Τζώρτζης**
Καθηγητής Ουρολογίας, Τμήμα Ιατρικής,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Στους γονείς μου,

Αθανάσιο και Παρασκευή Γεωργακλή και στην αδερφή μου Κλεοπάτρα.

Στη σύζυγο μου Αλεξία και
στις κόρες μου Παρασκευή και Ελένη.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους με βοήθησαν στην επιτυχή εκπόνηση της διατριβής μου.

Πρώτιστα, οφείλω να ευχαριστήσω θερμά τον δάσκαλο μου στην ορθοπαιδική, συντονιστή Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Νοσοκομείου Βόλου, κ. Λεωνίδα Μπάδρα, για την απειρόμορφη βοήθεια του και την ουσιαστική του συμβολή στην απόκτηση του τίτλου της Ορθοπαιδικής ειδικότητας. Έδειξε γνήσιο ενδιαφέρον σχετικά με την εκπαίδευση μου και συνάμα, μου υπέδειξε την ιατρική δεοντολογία και το ήθος που αρμόζει σε έναν ευσυνείδητο γιατρό. Η στήριξη του, τόσο επαγγελματικά όσο και προσωπικά, υπήρξε καθοριστική, όπως και η προθυμία του να παραχωρήσει μέρος της προσωπικής του εργασίας για την εκπόνηση της διατριβής μου.

Τον καθηγητή Ορθοπαιδικής και Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας κ. Κωνσταντίνο Μαλίζο, που με δέχτηκε στην κλινική και μου έδωσε την ευκαιρία να διευρύνω τις γνώσεις μου σχετικά με το αντικείμενο της ολικής αρθροπλαστικής και να προχωρήσω σε ένα ανώτερο επιστημονικό επίπεδο, μέσα από αυτήν μου την προσπάθεια.

Τον επιβλέποντα μου, καθηγητή Ορθοπαιδικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, κ. Θεόφιλο Καραχάλιο, του οποίου η καθοδήγηση και η βοήθεια στη σύνθεση και τη συγγραφή της διατριβής υπήρξε ευρεία και ουσιαστική.

Τον καθηγητή της Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας κ. Σωκράτη Βαρυτιμίδη για όλη του την βοήθεια, καθώς και για την συμμετοχή του στην τριμελή και επταμελή εξεταστική επιτροπή..

Την καθηγήτρια της Ορθοπαιδικής κα Ζωή Νταϊλιάνα για την συμμετοχή της στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον καθηγητή της Ορθοπαιδικής κ. Μιχάλη Χαντέ για την συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον καθηγητή της Χειρουργικής κ. Δημήτριο Ζαχαρούλη για την συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον καθηγητή της Ουρολογίας κ. Βασίλειο Τζώρτζη για την συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον συνάδελφο, ειδικευόμενο ορθοπαιδικό, Στυλιανό Μπάδρα για την βοήθεια του στην επεξεργασία των δεδομένων της εργασίας καθώς και στην εξέταση και αξιολόγηση των περιστατικών.

Τον συνάδελφο, ορθοπαιδικό, κ. Κωνσταντίνο Μακρίδη για την συμμετοχή του στην συγγραφή της δημοσίευσης από το υλικό της εργασίας.

Τον φίλο και συνάδελφο, ορθοπαιδικό, κ. Ηλία Παλαιοχωρλίδη για την πολύτιμη βοήθεια του.

Τη φίλη, κα Κωνσταντίνα Μπάδρα, χημικό MSc, που με βοήθησε στη διαμόρφωση και τον έλεγχο της διατριβής.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την αγαπημένη μου σύζυγο, Αλεξία Βέτσικα, για την βοήθεια της στην συγγραφή της διατριβής και κυρίως, για την ηθική της υποστήριξη και παρότρυνση καθόλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

Βασίλειος Αθ. Γεωργακλής

Σύντομο βιογραφικό σημείωμα.

Γεννήθηκα στο Βόλο, στις 22 Νοεμβρίου 1969. Το 1987 αποφοίτησα από το 3^ο Γενικό Λυκείου Βόλου με γενικό βαθμό «Άριστα» και το 1988 παρακολούθησα το Προπαρασκευαστικό Τμήμα Ιατρικής, στο Ρούσε Βουλγαρίας.

Το 1989 ξεκίνησα τις σπουδές μου στην Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου του Πλέβεν Βουλγαρίας από όπου αποφοίτησα το 1995 με βαθμό «Λίαν Καλώς». Το 1997 έγινε η αναγνώριση του Τίτλου Σπουδών μου από το τότε ΔΙ.Κ.Α.Τ.Σ.Α .

Την περίοδο 1997 - 1999 υπηρέτησα τη στρατιωτική μου θητεία ως Έφεδρος Σημαιοφόρος του Πολεμικού Ναυτικού, στα πλαίσια της οποίας εργάστηκα ως ειδικευόμενος βοηθός στο Χειρουργικό Τμήμα του Ναυτικού Νοσοκομείου Σαλαμίνας για έξη μήνες (Διευθυντής: Πλωτάρχης Ι. Κυριαζάνος).

Το 1999 - 2000, κατά την υπηρεσία υπαίθρου, εργάστηκα στο Κ.Υ. Βελεστίνου και στο Περιφερικό Ιατρείο του Σέσκλου.

Το 2001 ξεκίνησα ως ειδικευόμενος βοηθός στην Χειρουργική Κλινική του Γενικού Νοσοκομείου Βόλου (Διευθυντής: Δρ. Α. Λιούπης). Κατόπιν, παρέμεινα στο Νοσοκομείο του Βόλου για δύο χρόνια (2001 – 2003) ως υπεράριθμος ειδικευόμενος βοηθός στην Ορθοπαιδική Κλινική και από το 2003 έως το 2004 ως επιστημονικός συνεργάτης της αυτής Ορθοπαιδικής Κλινικής. Από το 2004 έως το 2009 υπήρξα ειδικευόμενος βοηθός στην Ορθοπαιδική Κλινική του Νοσοκομείου Βόλου (Διευθυντής: Δρ. Λ. Μπάδρας). Το διάστημα 2007 - 2009 παρακολούθησα τα εξάμηνα ειδίκευσης, στις Αθλητικές Κακώσεις, στην Άκρα Χείρα και στην Ορθοπαιδική Παίδων, στην

Ορθοπαιδική κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Λάρισας
(Καθηγητής: Δρ. Κων. Μαλίζος).

Από το 2008 είμαι έκτακτο μέλος της Ελληνικής Εταιρείας Χειρουργικής
Ορθοπαιδικής & Τραυματολογίας.

Το 2009 ξεκίνησε η εκπόνηση της διδακτορικής μου διατριβής στην
Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας με θέμα : «Μακροπρόθεσμα
Αποτελέσματα μιας Επιφανειακής Ολικής Αρθροπλαστικής Γόνατος με
Ασύμμετρους Κνημιαίους Κονδύλους (Genesis I)»

Το 2009 απέκτησα τον τίτλο της Ιατρικής Ειδικότητας της
Ορθοπαιδικής και έκτοτε ασκώ ελεύθερο επάγγελμα στη πόλη του Βόλου.

Από το 2002 είμαι παντρεμένος με την Αλεξία Βέτσικα και έχουμε δύο
κόρες την Παρασκευή και την Έλενα, 17 και 15 ετών.

Από το 1998 έως και σήμερα συμμετείχα σε πολλά εθνικά και διεθνή
συνέδρια είτε ως απλός σύνεδρος είτε παρουσιάζοντας ατομικές και ομαδικές
εργασίες. Μέχρι τώρα έχω πέντε δημοσιεύσεις σε έγκριτα διεθνή επιστημονικά
περιοδικά.

Τον Απρίλιο του 2019, το ορθοπαιδικό περιοδικό *Knee* έκανε δεκτή την
εργασία με τίτλο “ Genesis 1 Posterior Cruciate Retaining Total Knee
Arthroplasty with Asymmetric Tibial Tray. An 18 to 26 Year Long Term
Clinical Outcome Study” και την δημοσίευσε τον Αύγουστο του 2019 (Vol. 26
Issue 4 pp.838-846).

«Μακροπρόθεσμα Αποτελέσματα μιας Επιφανειακής Ολικής
Αρθροπλαστικής Γόνατος με Ασύμμετρους Κνημιαίους Κονδύλους
(Genesis I)»

ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΑΘ. ΓΕΩΡΓΑΚΛΗΣ

Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Τμήμα Ιατρικής, Έγκριση από την υπ' αριθμόν 5^η
συνεδρίαση του Τμήματος Ιατρικής, την 01.04.2009.

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

1. **Δρ. Θεόφιλος Σ. Καραχάλιος**, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας- (Επιβλέπων).
2. **Δρ. Κωνσταντίνος Ν. Μαλίζος**, Καθηγητής - Διευθυντής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.
3. **Δρ. Σωκράτης Ε. Βαρυτιμίδης**, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας.

Περίληψη.

Από το 1992 έως και το 2000, διενεργήθηκαν στην Ορθοπαιδική κλινική του Αχιλλοπούλειου Γενικού Νοσοκομείου Βόλου 117 ολικές αρθροπλαστικές γόνατος τύπου Genesis I, σε 95 ασθενείς. Όλοι οι ασθενείς έπασχαν από ιδιοπαθή οστεοαρθρίτιδα.

Από την αρχική ομάδα των 95 ασθενών δεν βρέθηκαν, και επομένως δεν μελετήθηκαν στην εργασία, οκτώ ασθενείς με οκτώ γόνατα, καθώς και δεκατρείς ασθενείς με δεκαοκτώ γόνατα, οι οποίοι πέθαναν από άσχετους με την χειρουργική επέμβαση λόγους. Οι υπόλοιποι, 74 ασθενείς με 91 γόνατα, αποτελούν την βάση για τη μελέτη αυτή.

Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν $21,5 \pm 2,97$ έτη (εύρος από 18 έως 26 έτη). Ο μέσος όρος ηλικίας των ασθενών κατά την επέμβαση ήταν $69,2 \pm 5,34$ έτη, με εύρος από 58 έως 83 έτη και ο μέσος όρος ηλικίας κατά την παρακολούθηση ήταν $85,47 \pm 4,97$ έτη, με εύρος από 73 έως 94 έτη.

Η πρόθεση που χρησιμοποιήθηκε είναι η αρθροπλαστική τύπου Genesis I (Smith and Nephew Richards Inc), για χρήση με τη διατήρηση του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου, η οποία αποτελείται από μηριαίο στέλεχος, από κνημιαίο στέλεχος, από ξεχωριστό πολυαιθυλένιο που προσαρμόζεται στο κνημιαίο στέλεχος και επιγονατίδα από πολυαιθυλένιο.

Η μηριαία πρόθεση αποτελείται από κράμα κοβαλτίου-χρωμίου (ASTM F75). Διαθέτει μια ευρεία, βαθιά και επεκτεινόμενη αρκετά μακριά αύλακα, η οποία εξασφαλίζει σωστή κύλιση στην επιγονατίδα. Η κνημιαία πρόθεση αποτελείται από κράμα τιτανίου (6AL-4V). Οι ασύμμετροι κνημιαίοι κόνδυλοι επιτρέπουν την καλύτερη εφαρμογή της κνημιαίας προθέσεως, η οποία παρέχει μεγαλύτερη οστική κάλυψη, πιο κοντά στην ανατομία της

κνημιαίας επιφάνειας. Το πολυαιθυλένιο UHMWP (ASTM F 648) έχει επιφάνειες με μερική εφαρμογή.

Τα γόνατα τα οποία χειρουργήθηκαν είχαν ραιβότητα μικρότερη από 15° και σύγκαμψη από 0° έως 5°. Η επέμβαση γινόταν υπό ραχιαία αναισθησία και με την χρήση ίσχαιμου περιόδου. Η τομή του δέρματος ήταν μέση επιμήκης και η προσπέλαση έσω παραεπιγονατιδική. Αντικατάσταση της επιγονατίδας σε πρώτο χρόνο έγινε σε δεκατέσσερις (14) περιπτώσεις, όπου υπήρχε βαρεία αρθρίτιδα της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης.

Σε όλους τους ασθενείς τοποθετήθηκε σύστημα αυτομετάγγισης εξοικονομώντας με αυτό τον τρόπο αρκετή ποσότητα αίματος. Σε όλους τους ασθενείς ακολουθήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο χημειοπροφύλαξης και αντιθρομβωτικής προφύλαξης. Το πρωτόκολλο μετεγχειρητικής κινητοποίησης ήταν κοινό για όλους τους ασθενείς.

Για τις ανάγκες της μελέτης αυτής η τελική εκτίμηση πραγματοποιήθηκε την περίοδο Αυγούστου – Σεπτεμβρίου 2017, όταν και συγκεντρώθηκαν και αναλύθηκαν οι αποτυχίες και οι επιπλοκές που εμφανίστηκαν στην παρούσα σειρά. Η τελική εκτίμηση έγινε από δύο ειδικούς ορθοπαιδικούς ειδικευμένους στο γόνατο και από έναν ανεξάρτητο ειδικευόμενο ορθοπαιδικό σε κοινή σύσκεψη.

Για τη κλινική αξιολόγηση των ασθενών χρησιμοποιήθηκαν δυο συστήματα, το Knee Society Pain and Functional Scores και το Oxford Knee Score Rating System. Το Knee Society Knee Score προεγχειρητικά ήταν $39,67 \pm 9,44$ το οποίο χαρακτηρίζεται ως φτωχό και μετεγχειρητικά βελτιώθηκε σημαντικά έτσι ώστε να φτάσει $92,63 \pm 7,49$, το οποίο χαρακτηρίζεται ως άριστο ($p < 0.001$, t test). Το Function score

προεγχειρητικά ήταν $42,47 \pm 16,61$ το οποίο χαρακτηρίζεται επίσης ως φτωχό. Μετεγχειρητικά το Function Score έφθασε $72,9 \pm 22,66$, το οποίο χαρακτηρίζεται ως μέτριο ($p < 0.001$, t test). Το Oxford Knee Score ήταν $25,1 \pm 4,9$, το οποίο χαρακτηρίζεται ως πολύ καλό.

Από τις προεγχειρητικές μετρήσεις ύψους και βάρους των ασθενών, που συμμετείχαν στην μελέτη υπολογίστηκε ο μέσος όρος του δείκτη μάζας σώματος να είναι 32,5, που αντιστοιχεί στην κατηγορία της παχυσαρκίας. Η πλειοψηφία των ασθενών που χειρουργήθηκαν, το 59,52% (50 ασθενείς) κατατάσσονταν στην κατηγορία των παχύσαρκων, ενώ μόλις το 9,52% (οκτώ ασθενείς) είχαν φυσιολογικό βάρος.

Η κάμψη του γόνατος κυμαίνονταν προεγχειρητικά στις $98,85^\circ$, και έφθασε μετεγχειρητικά στις 105° ($p < 0.001$, t test). Στην δική μας σειρά δεν καταφέραμε να συσχετίσουμε το σωματικό βάρος με το εύρος κίνησης του γόνατος.

Η ακτινολογική αξιολόγηση περιλάμβανε προσθοπίσθια ακτινογραφία του γόνατος σε όρθια θέση, πλάγια ακτινογραφία του γόνατος και ακτινογραφία επιγονατίδας κατ'έφαπτομένη. Κατά την επανεξέταση, αξιολογήθηκε κάθε ακτινολογική μεταβολή σε σχέση με τις αρχικές ακτινογραφίες. Για την ακτινολογική αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκε το Knee Society Roentgenographic Evaluation System. Τα ακτινολογικά αποτελέσματα ανέδειξαν την ύπαρξη ακτινοδιαυγαστικών γραμμών μεταξύ κνημιαίας πρόθεσης και οστού σε ποσοστό 13,20% (δεκατέσσερα γόνατα) καθώς και δύο περιπτώσεις ακτινοδιαυγαστικών γραμμών κάτω από την μηριαία πρόθεση σε δύο γόνατα (ποσοστό 1,88%), στις ζώνες I, II και III. Τα

υπόλοιπα παθολογικά ακτινολογικά ευρήματα, αφορούν επτά ασθενείς με επτά γόνατα (6.6%) και αποτελούν περιπτώσεις επιπλοκών.

Οι επιπλοκές αρθροιστικά για την εργασία μας ανέρχονται σε επτά τον αριθμό και ποσοστό 6,6% και πρόκειται για τέσσερις περιπτώσεις φθοράς του ένθετου πολυαιθυλενίου , δύο περιπτώσεις υπεξαρθρήματος της επιγονατίδας και μια περίπτωση αντικατάστασης της προσθετικής επιγονατίδας λόγω φθοράς.

Με βάση την διεθνή βιβλιογραφία η εργασία μας φαίνεται να έχει από τα μεγαλύτερα διαστήματα μετεγχειρητικής παρακολούθησης ασθενών με ολική αρθροπλαστική γόνατος τύπου Genesis I, που φτάνει τα 21,5 (18-26) έτη. Ο μέσος όρος επιβίωσης της αρθροπλαστικής φτάνει το 93,53% στα 20 και 25 έτη. Μακροπρόθεσμα αποτελέσματα ολικών αρθροπλαστικών γόνατου για περισσότερα από 15 και 20 έτη είναι σχετικά λίγα στην ορθοπαιδική βιβλιογραφία. Τα αποτελέσματα μας είναι συγκρίσιμα με εκείνα της βιβλιογραφίας για την συγκεκριμένη πρόθεση καθώς και με αυτά που αφορούν παρόμοιες προθέσεις τόσο με συμμετρικό όσο και με ασύμμετρο κνημιαίο στέλεχος.

Πιστεύουμε ότι ο μεγάλος αριθμός ασθενών ο οποίος χάθηκε από την παρακολούθηση οφείλεται στο γεγονός ότι οι ασθενείς που συμμετείχαν στην εργασία μας ήταν είδη προχωρημένης ηλικίας κατά την επέμβαση.

Abstract.

From 1992 to 2000, ninety consecutive patients with 117 knees underwent a cemented total knee arthroplasty using the Genesis I prosthesis in Achilopoulos General Hospital of Volos. Inclusion criteria were patients with primary knee osteoarthritis, a varus angular deformity less than 15° and a flexion contracture less than 10°.

From the initial group, thirteen patients with 18 knees died from causes unrelated to the surgery. Eight patients with 8 knees were lost to follow-up. Thus, 74 patients with 91 knees were finally included in the study.

The median follow-up was 21.5 years (range 18 to 26). Median age of the patients was $69,2 \pm 5.34$ years (range 58 - 83 years) and the median age of the patients during the follow-up was $85,47 \pm 4,97$ years (range 73 – 94).

A posterior cruciate-retaining Genesis I (Smith and Nephew Richards Inc) prosthesis was used in all cases. The prosthesis consisted of a femoral, a tibial component, a polyethylene insert and a polyethylene patella component. The femoral and the tibial components were placed with the use of cement. It is an easy-to-use system featuring an anatomic, chrome - cobalt femoral component with a wide, deep and extended trochlea groove, a titanium alloy asymmetric tibial baseplate that provides maximum bone coverage and a bi-convex-shaped polyethylene patella. The polyethylene-bearing surface is asymmetric to maximize implant contact.

Under spinal anesthesia and the use of a tourniquet, a classic medial parapatellar approach through a midline skin incision was performed. A posterior cruciate-retaining Genesis I prosthesis was used in all cases.

Patellar resurfacing was performed in 14 cases where severe patella osteoarthritis occurred.

An auto-transfusion system was used in all patients. Chemoprophylaxis with broad-spectrum antibiotics and a low-molecular-weight heparin were administered to all patients. All the patients received a typical TKA physiotherapy protocol when discharged.

The final assessment of the study took place in August and September 2017 when failures and complications that had occurred were gathered and analyzed. The final assessment was made in a conference of two orthopaedics surgeons specializing in knee arthroplasty and a senior orthopaedics resident.

Clinical evaluation for pain and function was performed using the Oxford Knee and Knee Society scores. The median preoperative Knee Society Knee Score was 39.7 ± 9.4 (range 10-70) and the median postoperative was 92.6 ± 7.5 (range 68 - 99) ($p < 0.001$, t test). The median preoperative function score was 42.5 ± 16.6 (range 5-60) and the median postoperative function score was 72.9 ± 22.6 (range 33 - 98) ($p < 0.001$, t test). Postoperatively, the Oxford Knee Score was 21.5 ± 4.9 which is considered very good.

The median BMI of our patients was 32.5 ± 5.8 (range 21.5 - 43.4). The majority of them 59,52% (50 patients) were obese and only 9,52% of them were of normal weight. Mean preoperative range of motion improved from $98.85^\circ \pm 12.03$ (range $70^\circ - 120^\circ$) to $105^\circ \pm 14.2^\circ$ (range $40^\circ - 135^\circ$) ($p < 0.001$, t test). All the patients but one acquired a fully-extended knee. In our series we did not manage to relate the BMI of our patients with their

ROM./ did not establish any relation between our patients' BMI and their ROM.

Radiological assessment included weight bearing anteroposterior, lateral and tangential radiographs of the involved knee and the Knee Society Roentgenographic Evaluation System was used to record the component position, knee alignment and the prosthesis-bone interface. Any radiological change found during the follow-up was evaluated.

Radiolucent lines at the tibial component–bone interface were observed on anteroposterior radiographs early from the third year, in zones I and IV in 14 knees (13.2%). These radiolucent lines were no larger than 1mm and did not progress throughout the course of the study. On lateral radiographs, at the femoral component–bone interface, 2 knees (1.9%) with radiolucent lines not larger than 1mm were noted in zones I, II and III. At the last radiological follow-up, there was no evidence of loosening or significant radiolucent lines in any of the components.

Complications occurred in 7 patients (6.6%). There were 6 revisions with a median time to reoperation of 11.2 years (range 5 - 14). From those, two patients suffered from patellofemoral pain and episodes of lateral subluxation and 1 patient from patellofemoral pain due to aseptic loosening of the initial patella implant 12 years later. A patellar replacement was performed with success in all cases.

In conclusion, the use of Genesis I system provided a safe solution in the treatment of primary knee osteoarthritis in daily clinical practice. The results were encouraging and showed excellent survival rates, satisfactory functional outcome and low rate of mechanical failure and complications.

Based on the international literature our study presents one of the longest follow-up for patients with Genesis I Total knee arthroplasty reaching $21.5 \pm 2,97$ (18-26) years.

The average Kaplan Meier survivorship analysis was approximately 93.53% in 25 years.

Our results are comparable with those of the literature concerning the particular prosthesis as well as those concerning similar prostheses.

We believe that the greatest number of patients missed during the follow-up is due to the fact that they were of old age during the operation itself.

Περιεχόμενα.

Σύντομο βιογραφικό σημείωμα	11
Περίληψη	15
Abstract.....	19
Ευρετήριο πινάκων	26
Ευρετήριο εικόνων	28
Ευρετήριο Γραφικών Παραστάσεων	31
Γενικό Μέρος.....	33
Κεφάλαιο 1.....	35
1 Η Ιστορία της Αρθροπλαστικής του γόνατος.....	35
1.1. Εισαγωγή.....	35
1.2. Επιφανειακές αρθροπλαστικές	40
Κεφάλαιο 2.....	47
2 Ανατομία της άρθρωσης του γόνατος	47
2.2 Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση.....	47
2.3 Κνημομηριαία άρθρωση.....	48
2.3.1 Μηριαίοι κόνδυλοι	49
2.3.2 Κνημιαίοι κόνδυλοι	49
2.3.3 Διάρθριοι μηνίσκοι	49
2.3.4 Αρθρικός θύλακος.....	52
2.4 Σύνδεσμοι	54
2.4.1 Επιγονατιδικός.....	54
2.4.2 Καθεκτικοί της επιγονατίδας.....	54
2.4.3 Έσω πλάγιος	55
2.4.4 Έξω πλάγιος.....	55
2.4.5 Λοξός ιγνυακός.....	55
2.4.6 Τοξοειδής ιγνυακός	56
2.4.7 Χιαστοί	56
2.5 Ορογόνοι θύλακοι	58
2.5.1 Προεπιγονατιδικός.....	58
2.5.2 Υπερεπιγονατιδικός	59
2.5.3 Επιπολής υποεπιγονατιδικός.....	59
2.5.4 Εν τω βάθει υποεπιγονατιδικός	59
2.6 Μύες του γόνατος.....	59
2.7 Αιμάτωση και νεύρωση του γόνατος.....	65
Κεφάλαιο 3.....	69

3	Εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος	69
3.1	Εισαγωγή	69
3.1.1	Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση	70
3.1.2	Η κνημομηριαία άρθρωση	73
3.2	Εμβιομηχανική της προθέσεως του γόνατος.....	77
3.2.1	Σχεδιασμός της προθέσεως.....	77
3.2.2	Στοιχεία εμβιομηχανικής ολικών αρθροπλαστικών γόνατος.....	78
3.2.3	Επί μέρους τμήματα της προθέσεως. (Modularity)	79
3.2.4	Πρόθεση με διατήρηση του Οπισθίου Χιαστού.....	80
3.3	Βασικές αρχές εμβιομηχανικής της Ολικής Αρθροπλαστικής του Γόνατος.....	81
	Κεφάλαιο 4.....	91
4	Οστεοαρθρίτιδα	91
4.1	Γενικά.....	91
4.2	Ταξινόμηση.....	92
4.3	Παθοφυσιολογία.....	92
4.4	Ο ρόλος του υποχονδρίου οστού στην παθογένεση και εξέλιξη της ΟΑ	94
4.5	Ιστολογική εμφάνιση οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων	97
	Κεφάλαιο 5.....	103
5	Ανασκόπηση της βιβλιογραφίας	103
	Ειδικό Μέρος.....	109
	Κεφάλαιο 6.....	111
6	Υλικό – Μέθοδος	111
6.1	Δημογραφικά στοιχεία ασθενών.....	111
6.1.1	Στατιστικά στοιχεία υλικών.....	113
6.2.1	Παρουσίαση πρόθεσης.....	114
6.2.2	Χειρουργική τεχνική.....	121
6.2.3	Χημειοπροφύλαξη – Θρομβοπροφύλαξη.....	124
6.2.4	Μετεγχειρητική κινητοποίηση.....	124
6.3	Κλινική εκτίμηση.....	125
6.4	Ακτινολογική αξιολόγηση	131
6.5	Στατιστική ανάλυση.....	135
	Κεφάλαιο 7.....	137
7	Επιπλοκές	137
6.1	Μείζονες Επιπλοκές.....	137
6.2	Ελάσσονες επιπλοκές.....	143

7.3 Κλινικά αποτελέσματα.....	143
7.4 Ακτινολογικά αποτελέσματα.....	155
Κεφάλαιο 8.....	161
8 Συζήτηση.....	161
Κεφάλαιο 9.....	171
9 Συμπεράσματα.....	171
Ανακοινώσεις – Δημοσιεύσεις.....	175
Βιβλιογραφία.....	177
Παράρτημα.....	191

Ευρετήριο πινάκων.

Πίνακας 3-1. Φόρτιση της επιγονατιδομηριαίας	71
Πίνακας 3-2. Οι σκοποί της Ολικής Αρθροπλαστικής του γόνατος	83
Πίνακας 3-3. Οι στόχοι της Ολικής Αρθροπλαστικής του γόνατος	84
Πίνακας 4-1. Το τροποποιημένο σύστημα ταξινόμησης ιστολογικής βαρύτητας της ΟΑ κατά Manikin.....	101
Πίνακας 6-1. Δημογραφικά Στοιχεία Ασθενών	112
Πίνακας 6-2. Επιγονατίδες: 14 σε 12 ασθενείς.....	113
Πίνακας 6-3. Πολυαιθυλένιο : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω).....	113
Πίνακας 6-4. Κνήμη : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω).....	113
Πίνακας 6-5. Μηριαίο : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω)	114
Πίνακας 6-6. Διαστάσεις Μηριαίας Πρόθεσης.....	119
Πίνακας 6-7. Διαστάσεις Κνημιαίας Πρόθεσης.....	120
Πίνακας 6-8. Πάχη Πολυαιθυλενίων.....	120
Πίνακας 6-9. Επιγονατίδες.....	121
Πίνακας 6-10. Knee Society Pain and Functional Scores	128
Πίνακας 6-11. Oxford Knee Score rating system	129
Πίνακας 6-12. Knee Society Roentgenographic Evaluation System.....	134
Πίνακας 7-1. Αποτελέσματα του Knee Score.....	144
Πίνακας 7-2.Αποτελέσματα Function Score.....	145
Πίνακας 7-3. Αποτελέσματα του Oxford Knee Score	146
Πίνακας 7-4. Κατάταξη ασθενών ως προς το ΔΜΣ.....	147
Πίνακας 7-5. Αξιολόγηση του πόνου.....	148
Πίνακας 7-6. Αξιολόγηση βάδισης.....	149
Πίνακας 7-7. Αξιολόγηση χρήσης κλίμακας	151
Πίνακας 7-8. Ασθενείς που χρησιμοποίησαν βοηθήματα βάδισης.....	152
Πίνακας 7-9. Total Score - Εξάλειψη πόνου.....	152

Πίνακας 7-10. Total Score - Κάλυψη απαιτήσεων.....	153
Πίνακας 7-11. Total Score – Επανάληψη χειρουργείου σε άλλη άρθρωση..	154
Πίνακας 7-12. Γωνίες κλίσης των εμφυτευμάτων.....	159
Πίνακας 8-1. Κατανομή ασθενών σύμφωνα με τον σωματότυπο τους.....	165

Ευρετήριο εικόνων.

Εικόνα 1-1 Ο Β. Waldius.....	36
Εικόνα 1-2. Οι προθέσεις του Waldius, Ακρυλική και Μεταλλική, με σειρά απεικόνισης από τα αριστερά προς τα δεξιά.....	37
Εικόνα 1-3. Η πρόθεση του Shiers.....	38
Εικόνα1-4. Το Freeman- Swanson Knee	40
Εικόνα 1-5. Ο John Insall.....	41
Εικόνα 1-6. Ο Ch. Ranawat	41
Εικόνα 1-7. Το TC I knee (αριστερά) και το TC II knee (δεξιά).....	43
Εικόνα 1-8. Το IBPS knee.....	43
Εικόνα 1-9. Ο Frank H. Gunston.....	44
Εικόνα 1-10. Το Gunston knee	44
Εικόνα 1-11. Το Geomedic Knee	45
Εικόνα 1-12. Το Rotaglide knee.....	46
Εικόνα 2-1. Η άρθρωση του γόνατος.....	47
Εικόνα 2-2. Η επιγονατίδα.....	48
Εικόνα 2-3. Οι μηνίσκοι.....	50
Εικόνα 2-4. Ο επιγονατιδικός Τένοντας.....	53
Εικόνα 2-5. Ο πρόσθιος (αριστερά) και ο οπίσθιος (δεξιά) χιαστός	57
Εικόνα 2-6. Οι ορογόνοι θύλακες	58
Εικόνα 2-7. Οι μύες του γόνατος.....	61
Εικόνα 2-8. Έκφυση έσω πλατύ μυ.....	64
Εικόνα 2-9. Η αγγείωση του γόνατος.....	65
Εικόνα 2-10. Αγγεία και νεύρα του γόνατος	67
Εικόνα 3-1. Κινήσεις γονάτου σε ένα επίπεδο (αριστερά) και στροφικές κινήσεις (δεξιά).....	69
Εικόνα 3-2. Διάγραμμα φορτίσεως.....	70
Εικόνα 3-3. Κίνηση της επιγονατίδας κατά την κάμψη	72

Εικόνα 3-4. Σταθεροποιητές.....	72
Εικόνα 3-5. Γωνία Q.....	73
Εικόνα 3-6. Κύλιση – Ολίσθηση.....	74
Εικόνα 3-7. Γεωμετρικός τόπος στιγμιαίων κέντρων περιστροφής (αριστερά) και σπειροειδής κίνηση γόνατος (δεξιά).....	75
Εικόνα 3-8. Χιαστοί.....	76
Εικόνα 3-9. Πρόσκρουση.....	78
Εικόνα 3-10. Post-cam μηχανισμός.....	79
Εικόνα 3-11. Φθορά πολυαιθυλενίου.....	80
Εικόνα 3-12. Οστεοτομίες.....	82
Εικόνα 3-13. Κενά σε κάμψη (αριστερά) και σε έκταση (δεξιά).....	85
Εικόνα 3-14. Η μέτρηση του μεγέθους της αφαιρέσεως οστού μπορεί να γίνει με αναφορά στο οπίσθιο ή το πρόσθιο τμήμα των κονδύλων. Η οπίσθια αναφορά προκαλεί μεταβλητή πρόσθια αφαίρεση όταν το μηριαίο μετράται σε ενδιάμεσα μεγέθη, ενώ η πρόσθια αναφορά προκαλεί μεταβλητή στην οπίσθια τομή.....	87
Εικόνα 4-1. Στην αριστερή φωτογραφία διακρίνονται οι ιστολογικές στοιβάδες του αρθρικού χόνδρου σε ενήλικο κουνέλι. S: Superficial, T: Transitional, UR: Upper Radial, LR: Lower Radial C: Calcified zone. Στη δεξιά φωτογραφία σχηματικά αναφέρονται οι σημαντικότερες ιστοχημικές αλλαγές στον αρθρικό χόνδρο σε ασθενή με OA ιστολογικής βαρύτητας κατά Mankin 2 – 7 (Moskowitz et al 2007).....	98
Εικόνα 4-2. Αλλοιώσεις που λαμβάνουν χώρα κατά την εξέλιξη της OA (Rubin and Reischer 2009)......	100
Εικόνα 6-1. Αρθροπλαστική τύπου Genesis I.....	114
Εικόνα 6-2. Το Μηριαίο στέλεχος.....	115
Εικόνα 6-3. Η γεωμετρία τύπου J (αριστερά), Οστεοτομίες (δεξιά).....	116
Εικόνα 6-4. Τα ποδαράκια του μηριαίου.....	116
Εικόνα 6-5. Κνημιαίο στέλεχος.....	117
Εικόνα 6-6. Επιπρόσθετος στυλεός 10 × 40.....	117
Εικόνα 6-7. Κνημιαίο στέλεχος. Ανω (δεξιά) και κάτω (αριστερά) επιφάνεια.....	118

Εικόνα 6-8. Το πολυαιθυλένιο.....	118
Εικόνα 6-9. Το πολυαιθυλένιο.....	118
Εικόνα 6-10. Η επιγονατίδα.....	119
Εικόνα 6-11. Τομή δέρματος και προσπέλαση.	121
Εικόνα 6-12. Οδηγός κνήμης.....	122
Εικόνα 6-13. Οδηγός Μηριαίου.....	122
Εικόνα 6-14. Επιγονατίδα Biconvex.....	123
Εικόνα 6-15. Προσθιοπίσθια ακτινογραφία του γόνατος σε όρθια θέση (αριστερά), πλάγια ακτινογραφία του γόνατος (κέντρο) και ακτινογραφία επιγονατίδας κατ'εφαπτομένη (δεξιά).	131
Εικόνα 6-16. Ζώνες μηριαίου.....	132
Εικόνα 6-17. Ζώνες κνήμης προσθιοπίσθιας (αριστερά) και πλάγιας (δεξιά) ακτινογραφίας.	133
Εικόνα 6-18 Ζώνες επιγονατίδας.....	133
Εικόνα 7-1. Αναθεώρηση της προθέσεως λόγω φθοράς του πολυαιθυλενίου.....	137
Εικόνα 7-2. Υπεξάρθρημα επιγονατίδας.....	138
Εικόνα 7-3. Θετικό σπινθηρογράφημα για χαλάρωση επιγονατίδας.....	138
Εικόνα 7-4. Αναθεώρηση λόγω φθοράς πολυαιθυλενίου.....	139
Εικόνα 7-5. Θραύση πολυαιθυλενίου από επαναλαμβανόμενες πτώσεις ...	140
Εικόνα 7-6. Αλλαγή επιγονατίδας και πολυαιθυλενίου.....	141
Εικόνα 7-7. Ασθενής που δεν δέχτηκε την αναθεώρηση.....	142
Εικόνα 7-8. Ακτινοδιαγνωστικές γραμμές σε κνημιαία στελέχη.....	156
Εικόνα 7-9. Ακτινοδιαγνωστικές γραμμές σε μηριαία στελέχη.....	156
Εικόνα 7-10. Θετικό σπινθηρογράφημα για χαλάρωση επιγονατίδας.....	157
Εικόνα 7-11. Υπεξάρθρημα επιγονατίδων.....	157
Εικόνα 7-12. Στένωση μεσαρθρίων διαστημάτων.....	158
Εικόνα 7-13. Θραύση πολυαιθυλενίων.....	158

Ευρετήριο Γραφικών Παραστάσεων.

Γραφική Παράσταση 6-1. Kaplan – Meier - αναθεώρηση για οποιαδήποτε λόγο.	136
Γραφική Παράσταση 6-2. Kaplan – Meier - αναθεώρηση για όλες τις επεμβάσεις.....	136
Γραφική Παράσταση 7-1. Αποτελέσματα του Knee score.....	144
Γραφική παράσταση 7-2. Αποτελέσματα Function score.....	145
Γραφική Παράσταση 7-3. Αποτελέσματα του Oxford Knee Score	146
Γραφική Παράσταση 7-4. Αξιολόγηση του πόνου	148
Γραφική Παράσταση 7-5. Αξιολόγηση βάδισης.....	150
Γραφική Παράσταση 7-6. Αξιολόγηση χρήσης κλίμακας.....	151
Γραφική Παράσταση 7-7. Total Score – Εξάλειψη πόνου.....	153
Γραφική Παράσταση 7-8. Total score - Κάλυψη απαιτήσεων.	154
Γραφική Παράσταση 7-9. Total Score – Επανάληψη χειρουργείου σε άλλη άρθρωση.....	155

Γενικό Μέρος

Κεφάλαιο 1

1 Η Ιστορία της Αρθροπλαστικής του γόνατος.

1.1. Εισαγωγή.

Από τους πρώτους, το 1860 ο A. Verneuil τοποθέτησε μαλακούς ιστούς μετά την διέκπριση της άρθρωσης, για να αποφύγει την επαναγκύλωση [1]. Η μέθοδος αυτή της παρεμβολής μυών και περιτονίας συνεχίστηκε για πολλές δεκαετίες με κυριότερο υποστηρικτή τον John B. Murphy από το Σικάγο, οποίος το 1904 δημοσίευσε σχετική εργασία [2].

Οι πειραματικές προσπάθειες του Γερμανού Themistocles Gluck για την αντικατάσταση της άρθρωσης του ισχίου συμπεριέλαβαν και την άρθρωση του γόνατου. Μάλιστα προχώρησε ακόμα περισσότερο και εφάρμοσε μια σειρά από αρθροπλαστικές του γόνατος παρεμβάλλοντας ξένα υλικά φτιαγμένα από ελεφαντόδοντο [3].

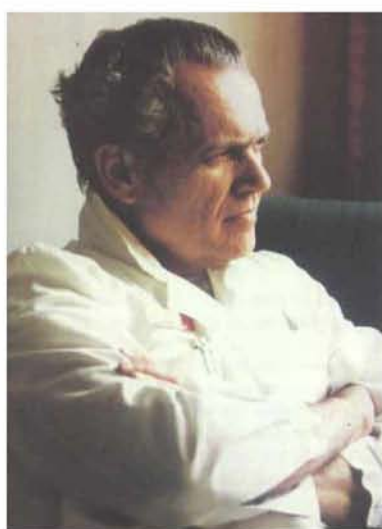
Ο E. Lexer από το Βερολίνο μελέτησε τις εγχειρήσεις του Gluck, θεώρησε όμως τα αποτελέσματα μη ικανοποιητικά και επιχείρησε ο ίδιος το 1909 την αντικατάσταση του κνημιαίου αρθρικού τμήματος με ολόκληρο οστικό αλλογενές μόσχευμα που έπαιρνε από ακρωτηριασμένα γόνατα άλλων ασθενών. Όμως και αυτές οι προσπάθειες δεν κατέληξαν θετικά.

Ο Vittorio Putti ήταν ήδη γνωστός στην Ευρώπη του μεσοπολέμου από τις δημοσιεύσεις για το συγγενές εξάρθρημα του ισχίου. Το 1920 δημοσίευσε ένα άρθρο για την αρθροπλαστική του γόνατος, στο οποίο αναφέρει ότι η φθαρμένη άρθρωση του γόνατος μπορεί να ανακτήσει την κίνηση της με την παρεμβολή περιτονίας και λίπους. Έτσι εφάρμοσε μια τεχνική, κατά την οποία

προχωρούσε στην αφαίρεση των οστεοχόνδρινων τμημάτων γεμίζοντας τις κοιλότητες με πλατεία περιτονία.

Το 1928 ο Fred Albee περιέγραψε χειρουργική τεχνική, κατά την οποία εκσμίλευε τις αρθρικές επιφάνειες των μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων σε σχήμα "V" καλύπτοντας τα κενά με περιτονία. Την παρεμβολή ξένων σωμάτων στην άρθρωση του γόνατος εισήγαγε ο Smith – Petesron χρησιμοποιώντας αρχικά ένα μεταλλικό έλασμα από βιτάλλιο. Παίρνοντας θάρρος από τα πρώτα θετικά αποτελέσματα με την παρεμβολή σκύας στο ισχίο άρχισε να κατασκευάζει τα πρώτα εκμαγεία για την άρθρωση του γόνατος [4]. Τα τεχνικά προβλήματα όμως που προέκυπταν από την εμφύτευση των υλικών αυτών, η αναπόφευκτη αστάθεια του γόνατος από την αφαίρεση των αρθρικών επιφανειών και οι διάφορες ιστικές αντιδράσεις έθεσαν τέρμα στις προσπάθειές του αλλά αποτέλεσαν το εφαλτήριο για την περαιτέρω ενασχόληση των ορθοπαιδικών με τις τεχνητές αρθρώσεις.

Οι πρώτες προθέσεις άρχισαν να κατασκευάζονται και να τοποθετούνται στη δεκαετία του '50 και η Ορθοπαιδική εισήχθη στη νεότερη



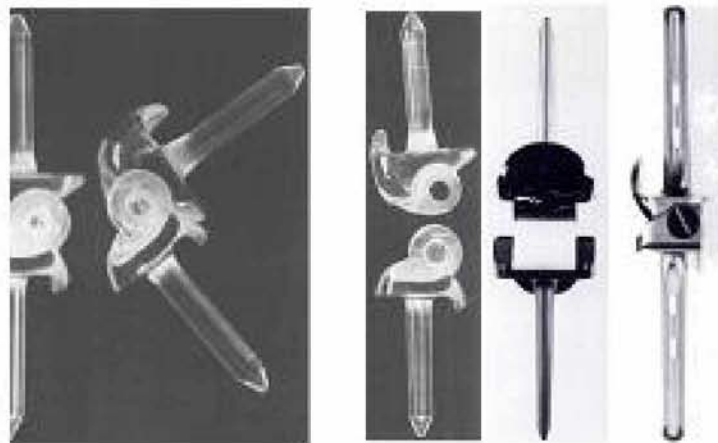
Εικόνα 1-1 Ο B. Walldius

περίοδο των ολικών αρθροπλαστικών του γόνατος.

Πρωτεργάτες αυτής της προσπάθειας ήταν οι B. Walldius και L.G. Shiers, οι οποίοι, ξεχωριστά ο καθένας κατάφεραν να συνδέσουν το μηριαίο και το κνημιαίο οστό με σταθερές προθέσεις κατά τον τρόπο του μεντεσέ, οι οποίες ονομάστηκαν γίγλυμες. Ο B. Walldius (Εικόνα

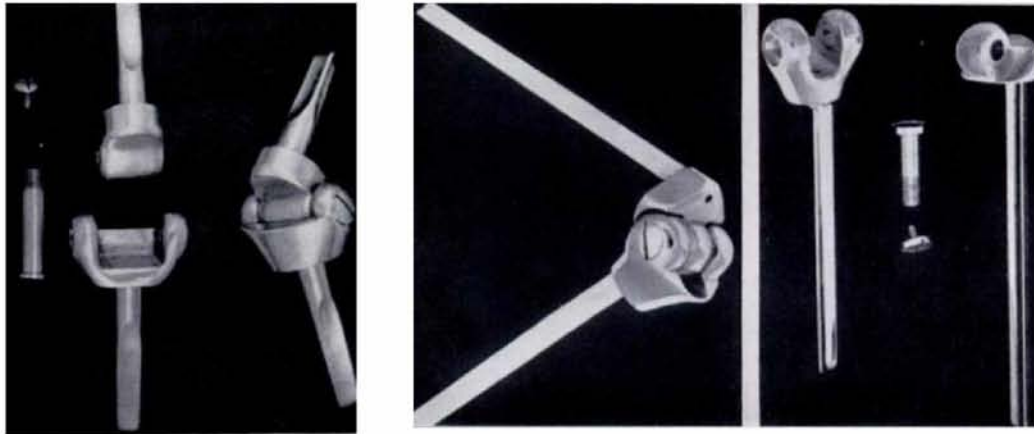
1-1) κατασκεύασε το 1951 στο Ινστιτούτο Karolinska της Στοκχόλμης

πρόθεση από ακρυλικό όπως είχε κάνει για το ισχίο και ο Judet που όμως αποδείχθηκε εύθραυστη, γι' αυτό και την αντικατέστησε με ανοξείδωτο χάλυβα. Πέντε χρόνια αργότερα χρησιμοποίησε ως υλικό για την κατασκευή της βιτάλλιο (Εικόνα 1-2). Επρόκειτο για μια πρόθεση με αρκετά ευμεγέθη μηριαίο και κνημιαίο στυλεό που αρθρώνονταν με έναν εγκάρσιο κοχλία σε πλήρη μηχανικό δεσμό, ο οποίος επέτρεπε μόνο σε έναν άξονα την κίνηση κάμψης και έκτασης μέχρι 90°. Οι μακροί στυλεοί είχαν επίσης οπές για την ανάπτυξη του οστού, όπως και οι στυλεοί Moore, και υπήρχαν σε τέσσερα διαφορετικά είδη, τους γνωστούς τύπους Mark. Οι προθέσεις του χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά σε ασθενείς με νεοπλάσματα (γιγαντοκυτταρικό όγκο) και εχινόκοκκο, ενώ από το 1957 και σε βαριές οστεοαρθρικές αλλοιώσεις ιδιαίτερα σε αλλοιώσεις του γόνατος με μεγάλες παραμορφώσεις, έντονο πόνο και δυσκαμψία.



Εικόνα 1-2. Οι προθέσεις του Walldius, Ακρυλική και Μεταλλική, με σειρά απεικόνισης από τα αριστερά προς τα δεξιά

Στα πρότυπα του Walldius κινήθηκε λίγο αργότερα και ο L. Shiers, ο οποίος κατασκεύασε πρόθεση από ανοξείδωτο χάλυβα που αργότερα την αντικατέστησε με βιτάλλιο αυξάνοντας και το εύρος κίνησης στις 180° (Εικόνα 1-3).



Εικόνα 1-3. Η πρόθεση του Shiers

Παρά τα προβλήματα που παρουσίαζαν (θραύση των στυλεών λόγω της ανάπτυξης υψηλών ροπών στρέψης και εμφάνιση πρώιμης χαλάρωσης) και οι δύο τύποι προθέσεων, που παρουσιάστηκαν πιο πάνω, χρησιμοποιήθηκαν ευρέως για δύο περίπου δεκαετίες.

Στον κατάλογο των γίγλυμων προθέσεων προστέθηκαν σχεδόν συγχρόνως και άλλοι τύποι που σχεδιάστηκαν από ορθοπαιδικούς, όπως οι Letournel, Lagrance, Stanmore, Merle d' Aubigne, Guepar, Freeman και Swanson. Ο Otto Augranc ασχολήθηκε επίσης με τον πολύπλοκο μηχανισμό του γόνατος και τις διάφορες αρθροπλαστικές τεχνικές και καταδίκασε τις γίγλυμες προθέσεις που τις θεωρούσε ελλειπείς και ακατάλληλες να αντικαταστήσουν την άρθρωση του γόνατος με την εξής αιτιολογία: *“Κατά τη διάρκεια της κάμψης λαμβάνει χώρα και στροφική κίνηση. Κατά την κίνηση της έκτασης το γόνατο παρουσιάζει ικανότητα εμπλοκής. Η αρθρική επιφάνεια των κονδύλων είναι υπόκυρτος στο προσθιοπίσθιο και πλάγιο επίπεδο. Νομίζω ότι αυτή η διαμόρφωση των κονδύλων πρέπει συμπεριληφθεί σε οποιοδήποτε σχέδιο τεχνητής άρθρωσης, αν θέλουμε να πετύχουμε μεγαλύτερη και ελεύθερη κίνηση”*.

Στο τέλος της δεκαετίας του '50 εμφανίστηκε ένα νέο είδος προθετικών εμφυτευμάτων για την αντικατάσταση του ενός μόνο διαμερίσματος του γόνατος. Κύριοι εκπρόσωποι αυτής της τεχνικής ήταν, εκτός από τον Augranc που προαναφέραμε, οι D.C. McKeever και D.L. McIntosh.

Το 1960 ο D.C. McKeever ανακοίνωσε την εφαρμογή μιας ημικυκλικής πρόθεσης που αντικαθιστούσε ένα μόνο κνημιαίο κόνδυλο (plateau) και διόρθωνε συγχρόνως τις κλίσεις ραιβότητας και βλαισότητας. Λίγο νωρίτερα ο Καναδός D.L. McIntosh είχε ανακοινώσει τα αποτελέσματα από παρόμοια επέμβαση με μονοδιαμερισματική πρόθεση, την οποία είχε κατασκευάσει αρχικά από ακρυλικό υλικό που σύντομα αντικατέστησε με μεταλλικές πλάκες από βιτάλλιο. Τα αποτελέσματα της ημιαρθροπλαστικής McIntosh έγιναν αμέσως γνωστά και έτυχαν ευρείας αποδοχής. Αυτός ο τύπος ενδοπρόθεσης συνεχίζει να εφαρμόζεται ως σήμερα, μέσα στα πλαίσια φυσικά των ειδικών ενδείξεων.

Στις αρχές της δεκαετίας του 1960 εμφανίστηκε μια νέα ενδοπρόθεση από τον Waldemar Link, σχεδιασμένη στα πρότυπα των γίγλυμων, που διέθετε μεγαλύτερη ενδογενή ευστάθεια και πρόσφερε λύσεις στα ασταθή γόνατα με προχωρημένες αρθροπάθειες. Ο Link, ένας δραστήριος και εφευρετικός τεχνικός είχε αρχίσει τις προσπάθειες σχεδιασμού εμφυτευμάτων από το 1948 και σε συνεργασία με τους ορθοπαιδικούς της Βόρειας Γερμανίας κατόρθωσε να δημιουργήσει στο Αμβούργο μια επιχείρηση υλικών εμφυτευμάτων με ενδοπροθέσεις για όλες τις αρθρώσεις.

1.2. Επιφανειακές αρθροπλαστικές.

Η δεκαετία του '70 χαρακτηρίζεται από μια έντονη πρόοδο στην αρθροπλαστική του γόνατος. Όλες οι προσπάθειες που έγιναν μπορούν να διαχωριστούν σε δυο κύριες κατηγορίες.



Εικόνα1-4. Το Freeman- Swanson Knee

Η πρώτη κατηγορία περιλαμβάνει αυτούς που προσπάθησαν να μιμηθούν την φυσιολογική λειτουργία του γόνατος και στην δεύτερη κατηγορία περιλαμβάνονται αυτοί, που προσπάθησαν να βασιστούν πάνω στην ανατομία του φυσιολογικού γόνατος.

Ο M.A. Freeman και ο SAV Swanson από το 1966 έως το 1968 ήταν οι πρώτοι που κατασκεύασαν μια ενδοπρόθεση δικής του επινόησης από χρώμιο-κοβάλτιο, που στηρίχθηκε στην λειτουργική ιδιότητα του γόνατου και την ονόμασαν The Freeman-Swanson Knee (Εικόνα1-4). Η πρώτη τοποθέτηση σε ασθενή έγινε τον Μάρτιο του 1971 στο London Hospital. Ο Freeman εισήγαγε πρώτος την ιδέα για παράλληλες επιφάνειες με ίδιο κενό-απόσταση στην έκταση και στην κάμψη και ότι στην έκταση οι πλάγιοι σύνδεσμοι θα έπρεπε να ήταν υπό τάση και χαλαροί στην κάμψη. Από αυτούς ετέθη και ο προβληματισμός για την ύπαρξη κατάλληλων εργαλείων για την τοποθέτηση των προθέσεων. Το 1974 η πρόθεση τροποποιήθηκε με την προσθήκη μιας πιο μακριάς και φαρδιάς μηριαίας τροχιλίας και το γόνατο μετονομάστηκε σε I.C.L.H (Imperial College London Hospital).

Στη συνέχεια, το 1980, με την βοήθεια του K.M.Samuelson προστέθηκε μια μηριαία αύλακα, μια εντομή στην κνημιαία πρόθεση και μια επιγονατίδα από πολυαιθυλένιο σε σχήμα σέλας και το γόνατο μετονομάστηκε σε The Freeman–Samuelson Knee (από την Protek) και παραμένει το ίδιο μέχρι σήμερα.

Κατά τον Freeman, η πρόθεση αυτή εμφάνιζε επιπρόσθετη ευστάθεια και διέθετε μεγαλύτερη επιφάνεια φόρτισης. Σε εργασία του το 1977 ανέφερε ότι στις 201 περιπτώσεις με τις οποίες ο ίδιος ασχολήθηκε, είχε θετικά αποτελέσματα σε ποσοστό 84%, ενώ στο 49% το εύρος κίνησης ξεπερνούσε τις 80°. Υποστήριζε επίσης ότι με την πρόθεση του, χωρίς τη χρήση τσιμέντου, ήταν δυνατή η ανάπτυξη οστού με μια διεργασία που έμοιαζε με την πύρωση του κατάγματος.



Εικόνα 1-5. Ο John Insall



Εικόνα 1-6. Ο Ch. Ranawat

Ήδη είχε εγκαινιαστεί η νέα εποχή των ενδοπροθέσεων στο γόνατο, που ήταν σχεδιασμένες για να εφαρμόζονται αργότερα με την χρήση οστικού τσιμέντου. Το 1971 ήταν η χρονιά που το FDA των Ηνωμένων Πολιτειών της Αμερικής έδωσε την άδεια για την χρήση του.

Το 1970 οι Peter Walker, John Insall (Εικόνα 1-5), Chitrahjan Ranawat (Εικόνα 1-6) και ο Alan Inglis συνεργάστηκαν μαζί, καταθέτοντας ο καθένας την γνώση του από προηγούμενα μοντέλα

προθέσεων και τις χειρουργικές του ικανότητες και κατασκεύασαν το πρώτο επιφανειακό γόνατο του HSS, το οποίο ονόμασαν Duocondylar. Το γόνατο αυτό ήταν ο πρόδρομος για τη κατασκευή μιας σειράς προθέσεων (MK II, Duopatella), που επηρεασμένες από τα λειτουργικά του και ανατομικά του χαρακτηριστικά οδήγησε στην κατασκευή του TC Total Condylar, (Εικόνα 1-7 αριστερά) του πρώτου επιτυχημένου και ευρέως χρησιμοποιημένου λειτουργικού επιφανειακού γόνατου, που θυσίαζε και τους δύο χιαστούς.

Η πρώτη εμφύτευση σε ασθενή έγινε τον Φεβρουάριο του 1974 από τον Insall στο HSS. Στην αρχή δεν υπήρχαν ειδικά εργαλεία για την τοποθέτηση των προθέσεων και τόσο ο Insall όσο και ο Ranawat κατασκεύασαν τα δικά τους εργαλεία και ενδομυελικούς οδηγούς και εισήγαγαν-ανέπτυξαν τεχνικές απελευθέρωσης των μαλακών μορίων, διόρθωσης του ανατομικού άξονα και των παραμορφώσεων. Το 1974 ο Walker σχεδίασε και πρόσθεσε στο μοντέλο και την θολωτή επιγονατίδα.

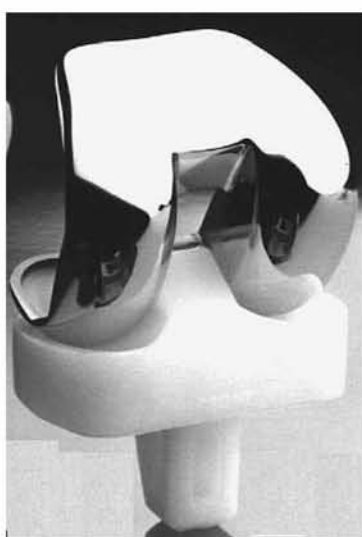
Το 1975 ο Ranawat παρουσίασε το γόνατο στους Merrill Ritter και Mack Clayton, οι οποίοι τροποποίησαν το μοντέλο δημιουργώντας μια εσοχή στην οπίσθια πλευρά του κνημιαίου εμφυτεύματος και δίνοντας έτσι την δυνατότητα να διατηρηθεί ο οπίσθιος χιαστός. Έτσι η εταιρεία Howmedica κατασκεύασε δυο προθέσεις, το CCK Cruciate Condylar Knee, που διατηρούσε και τους δύο χιαστούς και το PCCK Posterior Cruciate Condylar Knee που διατηρούσε τον οπίσθιο χιαστό. Το TC αποδείχθηκε ένα πολύ καλό γόνατο με καλά μακροπρόθεσμα αποτελέσματα. Παρόλα αυτά είχε τις επιπλοκές του, όπως την περιορισμένη κάμψη με μέσο όρο τις 90° και την πρόσθια ολίσθηση κατά την κάμψη, η οποία συνέβαλε στην

πρόσθια παρεκτόπιση ή και στην χαλάρωση του κνημιαίου εμφυτεύματος. Για τον λόγο αυτό το μοντέλο τροποποιήθηκε με την εισαγωγή μιας προεξοχής στην μεσότητα της κνημιαίας πρόθεσης, η οποία περιόριζε την υπερέκταση και την πρόσθια ολίσθηση κατά την κάμψη. Η νέα πρόθεση πήρε το όνομα TC II (Εικόνα 1-7 δεξιά), αλλά αποδείχθηκε ότι η ύπαρξη της προεξοχής μάλλον συνέβαλε σε αυξημένα ποσοστά χαλάρωσης της κνημιαίας πρόθεσης.



Εικόνα 1-7. Το TC I knee (αριστερά) και το TC II knee (δεξιά)

Ο μηχανικός Albert Burstein του βιομηχανικού τμήματος του HSS από τον Μάιο του 1976 ασχολήθηκε με το TC και ανακάλυψε ότι δεν έφταιγε η



Εικόνα 1-8. Το IBPS knee

κατασκευή του κνημιαίου εμφυτεύματος για την χαλάρωση της πρόθεσης, αλλά το ότι το γυάλισμα της εσοχής του μηριαίου εμφυτεύματος ήταν στο χέρι. Έκανε κάποιες τροποποιήσεις, οι οποίες οδήγησαν σε αύξηση της κάμψης έως τις 115° και σε σημαντική ελάττωση της χαλάρωσης. Έτσι δημιουργήθηκε το IBPS, το πρώτο από τα οποία εμφυτεύτηκε από τον Insall το 1978 στο HSS. Ο Burstein

ήταν ο πρώτος που ασχολήθηκε με το σχεδιασμό των αρθρούμενων επιφανειών βασισμένος σε αναλύσεις, που οδηγούσαν σε μείωση της φθοράς από καταπόνηση. Το IBPS (Εικόνα 1-8) ήταν ο πρόδρομος για μια σειρά νέων βελτιωμένων μοντέλων, τα οποία διέθεταν πλέον ένα μεταλλικό μονομπλόκ για την κνημιαία πρόθεση. Κάποια από αυτά είναι

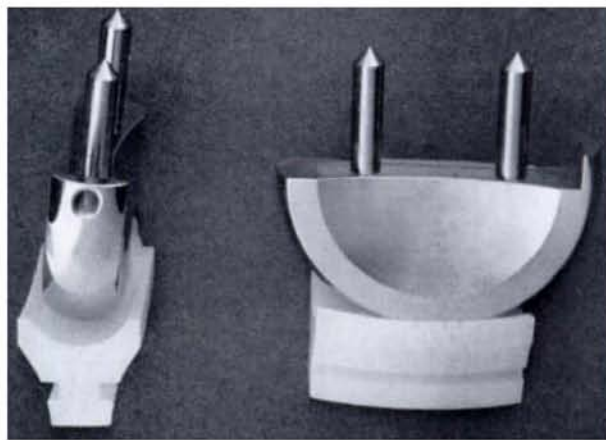


το IBPS II 1988, Optetrak PS knee 1994, Advance PS knee 1994.

Ο Καναδός Frank H. (Εικόνα 1-9) πρωτοστάτησε στο σχεδιασμό πολυκεντρικής ενδοπρόθεσης, που ήταν προσαρμοσμένη στις νέες αρχές της εμβιομηχανικής [5]. Την πρόθεση

Εικόνα 1-9. Ο Frank H. Gunston

αποτελούσαν τέσσερα στοιχεία - δύο μεταλλικοί ημικυκλικοί δίσκοι για τους μηριαίους κονδύλους και δύο αυλακωτοί από πολυαιθυλένιο για τις κνημιαίες γλήνες (Εικόνα 1-10). Για τη



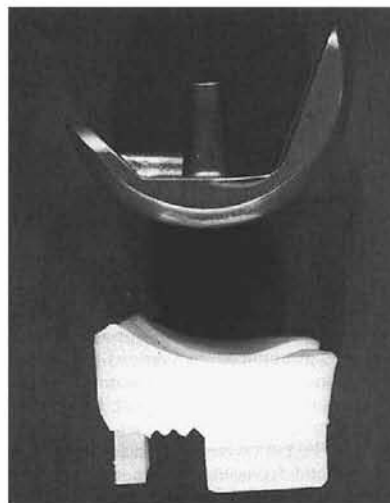
Εικόνα 1-10. Το Gunston knee

στερέωση, ο Gunston

χρησιμοποίησε οστικό τσιμέντο διατηρώντας παράλληλα τους χιαστούς συνδέσμους. Το 1968 εφάρμοσε τις πρώτες ενδοπροθέσεις σε εκφυλιστικές αρθροπάθειες των γονάτων και ένα χρόνο αργότερα δημοσίευσε τα πρώτα ενθαρρυντικά αποτελέσματα σημειώνοντας ότι η κύλιση και η ολίσθηση μινγνύονται τόσο στενά, ώστε η μια παραχωρεί τη

θέση της στην άλλη κατά τρόπο προοδευτικό. Παρόλο όμως που η ενδοπρόθεση αυτή περιελάμβανε πολλά θετικά στοιχεία, δεν έτυχε ευρείας υποστήριξης και αποδοχής. Το αδύνατο σημείο της ήταν ότι τα κνημιαία της τμήματα δεν είχαν μεταλλική στήριξη.

Η ενδοπρόθεση Gunston



Εικόνα 1-11. Το Geomedic Knee

τροποποιήθηκε από μια ομάδα μηχανικών των Robert Averill και Alex Khowayla, οι οποίοι ήταν

οι άνθρωποι κλειδιά στην δημιουργία επιφανειακών προθέσεων, οι οποίες διατηρούσαν τους χιαστούς και καθλώνονταν με την χρήση οστικού τσιμέντου. Έτσι δημιουργήθηκε η πρόθεση Geomedic, την οποία αργότερα οι ορθοπαιδικοί αποκαλούσαν Geometric (Εικόνα 1-11). Η τροποποίηση τους βασιζόταν στην τοποθέτηση μιας εσωτερικής μεταλλικής σύνδεσης - γέφυρας, μιας μεταξύ των δυο κνημιαίων τεμαχίων και μιας μεταξύ των μηριαίων, που επέτρεπαν τη διατήρηση των χιαστών συνδέσμων. Στις 27 Απριλίου του 1971 ο M.B.Coventry τοποθέτησε το πρώτο με τσιμέντο Geomedic knee στην Mayo Clinic. Πολλές ήταν οι τροποποιήσεις, που έγιναν στο μοντέλο για να καταλήξουμε σε μια σειρά γνωστών προθέσεων: Geotibial 1975, Geopatellar 1975, Multi-Radius, Miller Galante, Miller Galante II, Nexgen knee, Anametric knee 1975, PCA (porous coated anatomical knee), Duracon knee.

Η ίδια φιλοσοφία ακολουθήθηκε το 1972 στο σχεδιασμό από τον L. Marmor μιας νέας γεωμετρικής ενδοπρόθεσης με κνημιαία εμφύτευση από

πολυαιθυλένιο. Είχε ήδη κατανοηθεί η αρνητική επίδραση του πλαστικού στο οστό, γι αυτό και ο ερευνητής αυτός πρόσθεσε στο κνημιαίο τμήμα τη μεταλλική κάλυψη, ώστε να δημιουργηθεί πορώδης επιφάνεια.

Στη δεκαετία του '80 παρουσιάστηκε μια καινούρια ενδοπρόθεση με προσαρμογή πλαστικών μηνίσκων από τους Goodfellow, Connor, Polyzoides, Bucher και Paras, οι οποίοι υποστήριξαν ότι με αυτή επιτυγχανόταν μια περισσότερο φυσιολογική στροφή και κάμψη στο γόνατο, το Rotaglide knee (Εικόνα 1-12).



Εικόνα 1-12. Το Rotaglide knee

διατηρούν τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο ή και να τον θυσιάζουν.

Σήμερα υπάρχουν πολλοί τύποι ενδοπροθέσεων που ονομάζονται προθέσεις επιφάνειας, οι περισσότερες των οποίων εφαρμόζονται υπό μορφή 'υβριδίων' και έχουν τη δυνατότητα να

Ο Sir Reginald Watson – Jones υποστήριξε το 1949 τα εξής: “Η αγκύλωση του γόνατος προκαλεί σοβαρή αναπηρία, η οποία δε δύναται να παραβλεφθεί. Καμιά όμορη άρθρωση δεν είναι ικανή να αναπληρώσει τη χαμένη λειτουργία της και η ανικανότητα που προκύπτει είναι πράγματι πολύ σημαντική. Αν ποτέ υπήρχε ένδειξη για αρθροπλαστική σε μια άρθρωση που δέχεται το βάρος του σώματος, αυτή θα ήταν του γόνατου [6].

Κεφάλαιο 2

2 Ανατομία της άρθρωσης του γόνατος.

2.1 Η άρθρωση του γόνατος.

Το γόνατο είναι η μεγαλύτερη άρθρωση του σώματος, (Εικόνα 2-1) αποτελεί επιφανειακή άρθρωση είναι σύνθετη και αποτελείται από δύο επιμέρους αρθρώσεις: Α. Την επιγονατιδομηριαία άρθρωση και Β. Την κνημομηριαία άρθρωση, οι οποίες περιβάλλονται από κοινό αρθρικό θύλακο [7].



Εικόνα 2-1. Η άρθρωση του γόνατος

2.2 Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση.

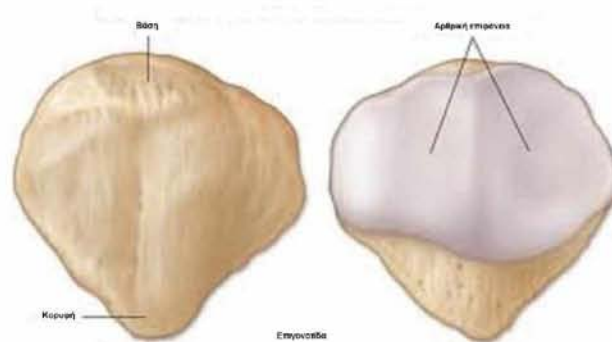
Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση έχει ως αρθρικές επιφάνειες:

1. Τη μηριαία τροχιλία,
2. Την αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας.

Η μηριαία τροχιλία καταλαμβάνει στην πρόσθια επιφάνεια του κάτω άκρου του μηριαίου και εμφανίζει στο μέσο της μια κάθετη αύλακα, που ονομάζεται αυχέννας και διαχωρίζει τα δυο πλάγια ογκώματα.

Η επιγονατίδα αποτελεί το μεγαλύτερο από τα σησαμοειδή οστά και διαπλάσσετε στο εσωτερικό του καταφυτικού τένοντα του τετρακέφαλου.

Η επιγονατίδα είναι αποπλατυσμένη από εμπρός προς τα πίσω, έχει σχήμα τρίγωνο, με τη βάση προς τα πάνω, την κορυφή προς τα κάτω και εμφανίζει δυο επιφάνειες, την πρόσθια και την οπίσθια.



Εικόνα 2-2. Η επιγονατίδα

Η πρόσθια επιφάνεια είναι υπόκυρτη και έχει πολλές αύλακες, που υποδέχονται τις δεσμίδες του καταφυτικού τένοντα του τετρακέφαλου. Η οπίσθια επιφάνεια εμφανίζει ωοειδή αρθρική επιφάνεια, που υποδιαιρείται από μια σχεδόν κάθετη ακρολοφία, που αντιστοιχεί στον αυχένα της τροχιλίας, σε δυο ελαφρά υπόκοιλες αρθρικές επιφάνειες, που αντιστοιχούν στα πλάγια ογκώματα της τροχιλίας.

Η βάση της επιγονατίδας χρησιμεύει για την κατάφυση του τένοντα του τετρακέφαλου, ενώ η κορυφή της για την έκφυση του επιγονατιδικού τένοντα. Κατά την έκταση του γόνατος, η αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας έρχεται σε άμεση επαφή με τη μηριαία τροχιλία, ενώ κατά την κάμψη, η επιγονατίδα απομακρύνεται προς την κνήμη. (Εικόνα 2-2)

2.3 Κνημομηριαία άρθρωση.

Η κνημομηριαία άρθρωση έχει ως αρθρικές επιφάνειες:

1. Την αρθρική επιφάνεια των μηριαίων κονδύλων

2. Τις κνημιαίες γλήνες

3. Τους μεταξύ τους, έσω και έξω μηνίσκο

2.3.1 Μηριαίοι κόνδυλοι.

Ο έσω μηριαίος κόνδυλος είναι στενότερος και επιμηκέστερος από τον έξω, ενώ ο έξω μηριαίος κόνδυλος είναι ευρύτερος και προέχει περισσότερο προς τα εμπρός. Οι μηριαίοι κόνδυλοι συγκλίνουν προς τα μπρος και συνενώνονται στη μηριαία τροχιλία, ενώ προς τα πίσω διαχωρίζονται από τη μεσοκονδύλιο εντομή ή μεσοκονδύλιο βόθρο, που χωρίζεται από το σώμα του μηριαίου με τη μεσοκονδύλιο γραμμή, η οποία αποτελεί τη βάση της ιγνυακής επιφάνειας.

2.3.2 Κνημιαίοι κόνδυλοι.

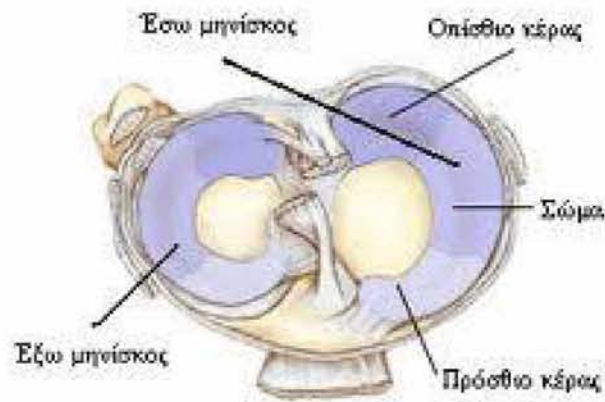
Ο έσω και ο έξω κνημιαίος κόνδυλος εμφανίζουν μια άνω επιφάνεια, που φέρει την κνημιαία γλήνη. Οι κνημιαίες γλήνες είναι υπόκοιλες και συντάσσονται με τους μηριαίους κόνδύλους.

Η γλήνη του έσω κνημιαίου κόνδylου είναι ωειδής, βαθύτερη και επιμηκέστερη από την έξω, ενώ του έξω είναι περισσότερο στρογγυλή και σχεδόν επίπεδη. Μεταξύ των δυο κνημιαίων γληνών και πίσω από τη μεσότητα τους, βρίσκεται το μεσογλήνιο έπαρμα. Μπροστά και πίσω από το μεσογλήνιο έπαρμα βρίσκονται δυο άχονδρες και ανώμαλες επιφάνειες, ο πρόσθιος και οπίσθιος μεσογλήνιος βόθρος. Στον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο προσφύονται οι δυο μηνίσκοι και ο πρόσθιος χιαστός, ενώ στον οπίσθιο προσφύεται ο οπίσθιος χιαστός.

2.3.3 Διάρθριοι μηνίσκοι.

Οι διάρθριοι μηνίσκοι, ο έσω και ο έξω, είναι δυο ινοχόνδρινοι μηνοειδείς δίσκοι, που παρεμβάλλονται μεταξύ των κόνδυλων του μηριαίου και των

κνημιαίων γληνών και καταλαμβάνουν περίπου τα δυο έξω τριτημόρια της σύστοιχης κνημιαίας γλήνης.



Εικόνα 2-3. Οι μηνίσκοι

Με τους μηνίσκους η κνημομηριαία διάρθρωση διαιρείται στην άνω ή μηνισκομηριαία και την κάτω ή μηνισκοκνημιαία διάρθρωση. Κάθε μηνίσκος εμφανίζει δυο χείλη, το έξω και το έσω, δυο επιφάνειες, την άνω και την κάτω, δυο άκρα, που ονομάζονται κέρατα, το πρόσθιο και το οπίσθιο και λεπτύνεται βαθμιαία από την περιφέρεια προς το κέντρο.

Το πρόσθιο κέρας του έσω μηνίσκου και το πρόσθιο υπόκυρτο χείλος του έξω μηνίσκου, συνδέονται μεταξύ τους με τον εγκάρσιο σύνδεσμο. Ο έσω μηνίσκος, έχει ημικυκλικό σχήμα, μεγαλύτερο μήκος από τον έξω και προσφύεται με το πρόσθιο κέρας στον πρόσθιο μεσογλύνιο βόθρο, μπροστά από την έκφυση του πρόσθιου χιαστού, ενώ με το οπίσθιο κέρας προσφύεται πίσω από την πρόσφυση του έξω μηνίσκου και μπροστά από την έκφυση του οπισθίου χιαστού. Η περιφέρεια του έσω μηνίσκου συνάπτεται στενά με το έσω θυλακοσυνδεσμικό σύστημα (αρθρικό θύλακο και έσω πλάγιο σύνδεσμο), είναι επομένως λιγότερο ευκίνητος από το έξω, γεγονός που μαζί με το ημικυκλικό σχήμα του, ερμηνεύει τη μεγαλύτερη συχνότητα των ρήξεων του έσω μηνίσκου, ως προς τον έξω (Εικόνα 2-3).

Ο έξω μηνίσκος, έχει σχεδόν κυκλικό σχήμα, είναι μικρότερος από τον έσω και προσφύεται με το πρόσθιο κέρασ του μπροστά από το μεσογλήνιο έπαρμα, πίσω και έξω από την έκφυση του οπίσθιου χιαστού, ενώ με το οπίσθιο κέρασ προσφύεται στην οπίσθια επιφάνεια του μεσογλήνιου επάρματος. Η οπίσθια μοίρα του έξω χείλους του έρχεται σε σχέση με τον τένοντα του ιγνυακού μυός, με τον οποίο χωρίζεται από τον έξω πλάγιο σύνδεσμο. Το οπίσθιο κέρασ του ενισχύεται σε πολλές περιπτώσεις από τον οπίσθιο μηνισκομηριαίο, τον σύνδεσμο του Humphry και την περιτόνια που καλύπτει τον ιγνυακό μυ και το τοξοειδές σύμπλεγμα, στην οπίσθια -έξω γωνία του γόνατος. Η περιφέρεια του έξω μηνίσκου, δεν έρχεται σε επαφή με τον έξω πλάγιο σύνδεσμο του γόνατος, είναι επομένως περισσότερο ευκίνητος από τον έσω, γεγονός που μαζί με το σχεδόν κυκλικό σχήμα του ερμηνεύει τη μικρότερη συχνότητα ρήξεων ως προς τον έσω μηνίσκο.

Η αιμάτωση των μηνίσκων γίνεται από τη μέση αρθρική και τις κάτω αρθρικές αρτηρίες του γόνατος, που σχηματίζουν αρτηριακά τόξα μόνο στο έξω χείλος του μηνίσκου, ενώ αντίθετα το υπόλοιπο τμήμα του είναι ανάγγειο και διατρέφεται από το αρθρικό υγρό. Λόγω της ιδιαιτερότητας της αιμάτωσης, η επούλωση με συντηρητική αγωγή είναι δυνατή μόνο σε μικρής έκτασης ρήξεις, που εντοπίζονται στην περιφερειακή μοίρα του μηνίσκου.

Οι μηνίσκοι περιορίζουν τη δυσαρμονία μεταξύ των αρθρικών επιφανειών του μηριαίου και της κνήμης, αυξάνοντας το βάθος των κνημιαίων γληνών, διευκολύνουν τις στροφικές κινήσεις του γόνατος ενώ παράλληλα κατανέμουν ομοιόμορφα και αμβλύνουν τους κραδασμούς που προκαλούνται κατά τη φόρτιση του σκέλους [8].

Η άμβλυνση των κραδασμών γίνεται προς όλες τις κατευθύνσεις

(κάθεται, οβελιαία και εγκάρσια). Κατά την κάμψη και έκταση του γόνατος οι μηνίσκοι ακολουθούν την κίνηση της κνήμης, η μέση όμως μοίρα ακολουθεί τον έσω μηριαίο κόνδυλο, υπάρχει επομένως πιθανότητα να υποστεί κάκωση κατά τις στροφικές κινήσεις.

Ο έξω μηνίσκος, ακολουθεί και αυτός τον έξω μηριαίο κόνδυλο κατά τις στροφές του γόνατος, λόγω όμως της συνάφειας του με τους συνδέσμους του Wrisberg και του Humphry, μειώνονται οι πιθανότητες κάκωσης του. Επιπλέον κατά την έσω στροφή της κνήμης, με το γόνατο σε κάμψη, ο ιγνυακός μυς έλκει την οπίσθια μοίρα του έξω μηνίσκου προς τα πίσω, αποτρέποντας την παγίδευση τους μεταξύ μηριαίου και κνημιαίου κονδύλου.

2.3.4 Αρθρικός θύλακος.

Ο αρθρικός θύλακος αποτελείται, από έξω προς τα έσω, από τον Ινώδη θύλακο και τον αρθρικό υμένα. Ο ινώδης θύλακος είναι κοινός για την επιγονατιδομηριαία και την κνημομηριαία άρθρωση και έχει σχήμα περιχειρίδος. Ο ινώδης θύλακος προσφύεται στο μηριαίο οστό και στην κνήμη, σε διαφορετική απόσταση από τις αρθρικές τους επιφάνειες. Στην πρόσθια επιφάνεια του μηριαίου, ο ινώδης θύλακος προσφύεται 1 cm ως 2 cm πάνω από τη μηριαία τροχιλία, όμως η γραμμή ανάκαμψης του θυλάκου βρίσκεται πολύ ψηλότερα, σχηματίζοντας τον υπερεπιγονατιδικό ορογόνο θύλακο. Στην οπίσθια επιφάνεια του μηριαίου, ο ινώδης θύλακος προσφύεται στα χείλη του αρθρικού χόνδρου των μηριαίων κονδύλων και στο οπίσθιο χείλος της μεσοκονδύλιου εντομής.

Στην πρόσθια επιφάνεια της κνήμης, ο ινώδης θύλακος προσφύεται στο πρόσθιο χείλος του μεσογλήνιου βόθρου και στα πλάγια κατά μήκος του

υπογλήνιου χείλους, σε απόσταση 4 mm ως 5 mm από τον αρθρικό χόνδρο. Στην οπίσθια επιφάνεια της κνήμης, ο ινώδης θύλακος προσφύεται κατά μήκος των χειλών του αρθρικού χόνδρου και συμφύεται με τους χιαστούς συνδέσμους. Στην πρόσθια επιφάνεια του ινώδους θύλακου



υπάρχει ευρύ άνοιγμα, τα χείλη του οποίου προσφύονται στην περιφέρεια της επιγονατίδας, εξωτερικά του αρθρικού χόνδρου.

Εικόνα 2-4. Ο επιγονατιδικός Τένοντας

Ο αρθρικός υμένας έχει τη μεγαλύτερη επιφάνεια από τους αρθρικούς υμένες του σώματος και διακόπτεται, όπως και ο αρθρικός θύλακος, στην περιφέρεια της επιγονατίδας. Επάνω από την επιγονατίδα ο αρθρικός υμένας εμφανίζει προσεκβολή, το υπερτροχίλιο κόλπωμα, που βρίσκεται κάτω από τον τετρακέφαλο και επικοινωνεί με τον υπερεπιογονατιδικό ορογόνο θύλακο.

Κάτω από την επιγονατίδα ο αρθρικός υμένας χωρίζεται από τον επιγονατιδικό σύνδεσμο με το λιπώδες σώμα του γόνατος, ενώ στα πλάγια της άρθρωσης, διακόπτεται λόγω της πρόσφυσης των μηνίσκων, οι οποίοι επομένως δεν καλύπτονται από τον αρθρικό υμένα. Στην οπίσθια επιφάνεια του γόνατος, ο αρθρικός υμένας περιβάλλει τον πρόσθιο και τον οπίσθιο χιαστό, από μπροστά και από τα πλάγια, οι οποίοι με την κάλυψη αυτή καθίστανται εξωυμενικά ανατομικά στοιχεία [9].

2.4 Σύνδεσμοι.

Την άρθρωση του γόνατος ενισχύουν οι εξής σύνδεσμοι:

2.4.1 Επιγονατιδικός.

Ο επιγονατιδικός σύνδεσμος ή τένοντας αποτελεί τη συνέχεια του καταφυτικού τένοντα του τετρακέφαλου μηριαίου και είναι μια ισχυρή και πλατιά τενοντώδης ταινία, μήκους 5 cm ως 6 cm, που εκφύεται από την κορυφή και τα πλάγια χείλη της επιγονατίδας και καταφύεται στην κάτω μοίρα του κνημιαίου κυρτώματος. Η οπίσθια επιφάνεια του τένοντα χωρίζεται από την κνήμη με τον υπερεπιγονατιδικό ορογόνο θύλακο, ενώ προς τα πάνω χωρίζεται από τον αρθρικό υμένα, με το λιπώδες σώμα του γόνατος [10], [11]. Το λιπώδες σώμα του γόνατος, αποτελείται από δομικό λίπος και καλύπτει τον χώρο κάτω από την επιγονατίδα, μεταξύ του επιγονατιδικού τένοντα και των οστών του γόνατος, ενώ χωρίζεται από την αρθρική κοιλότητα, από τον αρθρικό υμένα (Εικόνα 2-4).

Το λιπώδες σώμα πιέζεται κατά την έκταση του γόνατος από τον τένοντα του συσπώμενου τετρακέφαλου, απωθείται προς τα πλάγια και σχηματίζει δυο ογκώματα, ενώ αντίθετα κατά την κάμψη του γόνατος και υπό την επίδραση της ατμοσφαιρικής πίεσης, υποχωρεί σχηματίζοντας δυο εντυπώματα στα πλάγια του επιγονατιδικού τένοντα.

2.4.2 Καθεκτικοί της επιγονατίδας.

Ο έσω και έξω καθεκτικός σύνδεσμος της επιγονατίδας αποτελούν προεκβολές του καταφυτικού τένοντα του τετρακέφαλου, καταφύονται στα πλάγια του κνημιαίου κυρτώματος και χρησιμεύουν για τη σταθεροποίηση της επιγονατίδας από τα πλάγια.

2.4.3 Έσω πλάγιος.

Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος εκφύεται από το έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα, κάτω από το φύμα του μεγάλου προσαγωγού, φέρεται προς τα κάτω και καταφύεται στην έσω επιφάνεια της κνήμης, 7 cm ως 8 cm περιφερειακά του έσω μεσάρθριου διαστήματος, συναπτόμενος στενά με τον αρθρικό θύλακο και τον έσω μηνίσκο. Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος αποτελεί το σημαντικότερο στηρικτικό στοιχείο στην έσω επιφάνεια του γόνατος, στη σταθερότητα της οποίας συμβάλλουν ο έσω πλατύς, ο ημιμηνώδης και οι καταφυτικοί τένοντες του ραπτικού, του ισχίου και του ημιτενοντώδους, που σχηματίζουν τον χήνιο πόδα. Ο έσω πλάγιος σύνδεσμος μαζί με τον αρθρικό θύλακο αποτελούν το έσω θυλακοσυνδεσμικό σύστημα.

2.4.4 Έξω πλάγιος.

Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, που έχει σχοινοειδή μορφή και είναι βραχύτερος από τον έσω, εκφύεται από το έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα και καταφύεται στην έξω επιφάνεια της κεφαλής της περόνης. Ο έξω πλάγιος σύνδεσμος, ο οποίος δεν συνάπτεται με τον αρθρικό θύλακο και τον έξω μηνίσκο, αποτελεί μαζί με τον αρθρικό θύλακο, το έξω θυλακοσυνδεσμικό σύστημα.

2.4.5 Λοξός ιγνυακός.

Ο λοξός ιγνυακός σύνδεσμος ή σύνδεσμος του Winslow είναι μια λεπτή και πλατιά ινώδης τενόντια δεσμίδα του καταφυτικού τένοντα του ημιμηνώδους μυός, φέρεται λοξά προς τα άνω και έξω και καταφύεται στο οπίσθιο τοίχωμα του αρθρικού θυλάκου, τη μεσοκονδύλιο γραμμή και τον έξω μηριαίο κόνδυλο, επεκτεινόμενος μέχρι την έξω κεφαλή του

γαστροκνημίου μυός.

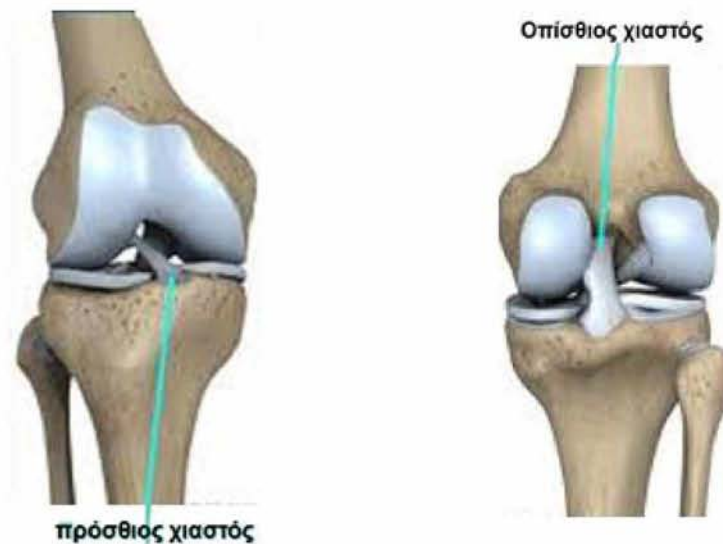
2.4.6 Τοξοειδής ιγνυακός.

Ο τοξοειδής ιγνυακός σύνδεσμος εκφύεται από την κορυφή της κεφαλής της περόνης, φέρεται προς τα άνω και αποσχίζεται σε δύο δεσμίδες, την έξω και την έσω. Η έξω δεσμίδα, που ονομάζεται και βραχύς έξω πλάγιος σύνδεσμος, συνάπτεται με τον ινώδη θύλακο, ενώ η έσω καταφύεται στον έξω κόνδυλο της κνήμης, ερχόμενη σε στενή σχέση με τον ιγνυακό μυ.

2.4.7 Χιαστοί.

Οι χιαστοί σύνδεσμοι, πρόσθιος και οπίσθιος, είναι ισχυρότατοι και σχηματίζουν ένα οβελιαίο διάφραγμα στο εσωτερικό της άρθρωσης του γόνατος [12], [13]. Ο πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, έχει σχοινοειδή μορφή, εκφύεται από τον πρόσθιο μεσογλήνιο βόθρο, πίσω από το πρόσθιο άκρο του έσω μηνίσκου και φερόμενος προς τα άνω, έξω και πίσω, χιάζεται με τον οπίσθιο και καταφύεται στην οπίσθια μοίρα της μεσοκονδύλιου επιφάνειας του έξω μηριαίου κονδύλου. Η κνημιαία πρόσφυση του συνδέσμου είναι σταθερότερη από τη μηριαία, επειδή η επιφάνεια πρόσφυσης στην κνήμη είναι ευρύτερη από την αντίστοιχη του έξω μηριαίου κονδύλου.

Ο πρόσθιος χιαστός αποτελείται από δυο μοίρες, μια πρόσθια - έσω, λεπτότερη και μια οπίσθια – έξω ογκωδέστερη, έχει περίπου την ίδια ισχύ με τον έσω πλάγιο σύνδεσμο και τη μισή, συγκριτικά με τον οπίσθιο χιαστό (Εικόνα 2-5 αριστερά)



Εικόνα 2-5. Ο πρόσθιος (αριστερά) και ο οπίσθιος (δεξιά) χιαστός

Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, είναι βραχύτερος, αλλά ισχυρότερος από τον πρόσθιο, εκφύεται από τον οπίσθιο μεσογλήνιο βόθρο και φερόμενος προς τα πάνω, έσω και μπροστά, χιάζεται με τον πρόσθιο και καταφύεται στην πρόσθια μοίρα της μεσοκονδυλίου επιφάνειας του έσω μηριαίου κονδύλου. Ο οπίσθιος χιαστός αποτελείται από δυο μοίρες, μια πρόσθια, ογκωδέστερη και μια οπίσθια, λεπτότερη. Η ισχύς του οπίσθιου χιαστού είναι διπλάσια εκείνης του πρόσθιου (Εικόνα 2-5). Ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός περιβάλλονται από μπροστά και από τα πλάγια, από τον αρθρικό υμένα, είναι επομένως ενδοαρθρικά, αλλά και εξωμυμικά ανατομικά στοιχεία.

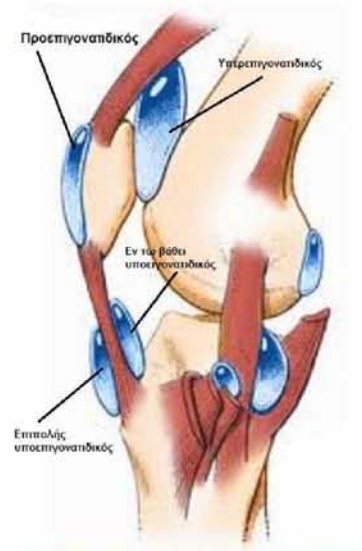
Οι χιαστοί σύνδεσμοι χρησιμεύουν:

1. Για τη σταθεροποίηση του γόνατος κατά τις στροφικές κινήσεις με το γόνατο σε κάμψη, θέση στην οποία οι πλάγιοι σύνδεσμοι βρίσκονται σε χάλαση.
2. Για την αποφυγή υπερέκτασης της κνήμης. Ο πρόσθιος χιαστός απορροφά το 86% της δύναμης, που προκαλεί την προς τα εμπρός

ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων, ως προς τους κονδύλους του μηριαίου, ενώ ο οπίσθιος χιαστός το 90% περίπου της ανάλογης δύναμης, που προκαλεί την προς τα πίσω ολίσθηση των κνημιαίων κονδύλων.

2.5 Ορογόνοι θύλακοι.

Η άρθρωση του γόνατος περιβάλλεται από μεγάλο αριθμό ορογόνων θυλάκων, ορισμένοι από τους οποίους, όπως ο υπερεπιγονατιδικός και του ημιμυενώδους, επικοινωνούν με το εσωτερικό του γόνατος. Οι ορογόνοι θύλακοι είναι λεπτοί σάκοι, η εσωτερική επιφάνεια των οποίων καλύπτεται από υμένα ανάλογο του αρθρικού ή των ελύτρων των τενόντων. Μεταξύ των πετάλων των ορογόνων θυλάκων υπάρχει μια σχισμοειδής κοιλότητα, που περιέχει μικρή ποσότητα υγρού. Οι ορογόνοι θύλακοι παρεμβάλλονται μεταξύ οστών ή οστικών αποφύσεων και δέρματος, τενόντων ή μυών και χρησιμεύουν στη μείωση των τριβών και στην προστασία των μαλακών μορίων από κακώσεις (Εικόνα 2-6).



Εικόνα 2-6. Οι ορογόνοι θύλακες

2.5.1 Προεπιγονατιδικός.

Ο προεπιγονατιδικός ορογόνος θύλακος είναι υποδόριος, καλύπτει την πρόσθια επιφάνεια της επιγονατίδας και δεν επικοινωνεί με την άρθρωση του γόνατος.

2.5.2 Υπερεπιγονατιδικός.

Ο υπερεπιγονατιδικός είναι ο μεγαλύτερος ορογόνος θύλακος, βρίσκεται επάνω από την επιγονατίδα, μεταξύ του τετρακέφαλου και του μηριαίου οστού και επικοινωνεί με την άρθρωση του γόνατος, επεκτείνοντας την προς τα πάνω.

2.5.3 Επιπολής υποεπιγονατιδικός.

Ο επιπολής υποεπιγονατιδικός ορογόνος θύλακος είναι υποδόριος, καλύπτει την πρόσθια επιφάνεια του επιγονατιδικού τένοντα και δεν επικοινωνεί με την άρθρωση του γόνατος.

2.5.4 Εν τω βάθει υποεπιγονατιδικός.

Ο εν τω βάθει υποεπιγονατιδικός ορογόνος θύλακος βρίσκεται μεταξύ του επιγονατιδικού τένοντα και τη κνήμης, χωρίζεται από τον αρθρικό υμένα από το λιπώδες σώμα του γόνατος και σπάνια επικοινωνεί (1.6%) με την άρθρωση του γόνατος. Άλλοι ορογόνοι θύλακοι του γόνατος είναι: Έσω και έξω πλάγιου συνδέσμου, ημιυμενώδους, χηνείου ποδός, δικεφάλου μηριαίου, ιγνυακού και ο έσω και έξω του γαστροκνημίου μυός.

2.6 Μύες του γόνατος.

Οι περισσότεροι μύες που κινούν την άρθρωση του γόνατος, δρουν και στο ισχίο ή στην ποδοκνημική, ενώ ορισμένοι μόνο ενεργούν αποκλειστικά στο γόνατο. Οι μύες διακρίνονται σε καμπτήρες, εκτείνοντες, έσω στροφείς και έξω στροφείς [14]–[16] (Εικόνα 2-7).

Καμπτήρες: Δικέφαλος μηριαίος, ημιυμενώδης, ημιτενοντώδης,

ιγνυακός, ραπτικός, ισχνός προσαγωγός, γαστροκνήμιος.

Εκτείνοντες: Τετρακέφαλος μηριαίος, τείνων την πλατεία περιτονία (λαγονοκνημιαία ταινία).

Έσω στροφείς: Ημιυμενώδης, ημιτενοντώδης, ιγνυακός, ραπτικός, ισχνός προσαγωγός.

Έξω στροφείς: Δικέφαλος μηριαίος.

Παρακάτω περιγράφονται αναλυτικά όλοι οι μύες της άρθρωσης του γόνατος από πού εκφύονται, που καταφύονται από πού νευρώνονται και την ενέργεια που εκτελούν.

Ο ιγνυακός μυς.

Έκφυση: Με τένοντα από τον έξω μηριαίο κόνδυλο , από τον έξω πλάγιο σύνδεσμο και από τον αρθρικό θύλακα της άρθρωσης του γόνατος.

Κατάφυση: Στο έσω χείλος και στην έσω ιγνυακή επιφάνεια της κνήμης.

Νεύρωση: Κνημιαίο νεύρο.

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη προς το μηρό και τη στρέφει συγχρόνως προς τα έσω.

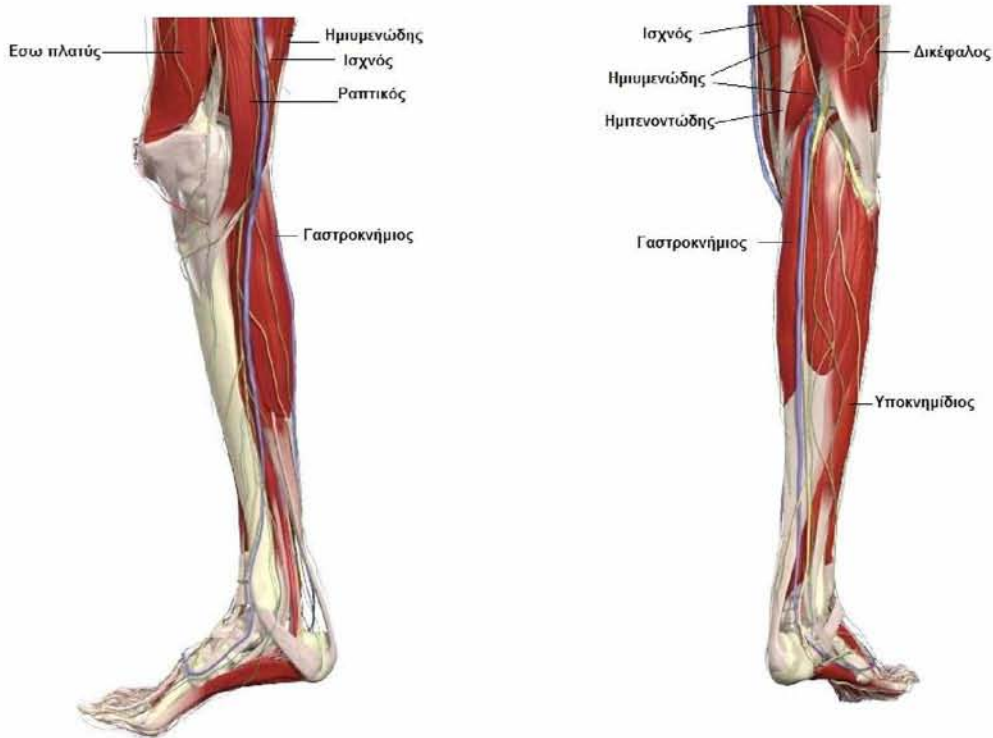
Ο ραπτικός μυς.

Έκφυση: Πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα

Κατάφυση: Κνημιαία περιτονία, προς τα έσω και κάτω του κνημιαίου κυρτώματος (χήναιο πόδι)

Νεύρωση: μηριαίο νεύρο

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη προς το μηρό.



Εικόνα 2-7. Οι μύες του γόνατος

Ο τείνων την πλατεία περιτονία.

Έκφυση: Πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και από την λαγόνια ακρολοφία

Κατάφυση: Στο ύψος του άνω και μέσου τριτημορίου του μηρού στη μηριαία περιτονία. Η μηριαία περιτονία καταφύεται στον έξω κόνδυλο της κνήμης και στο έξω χείλος της επιγονατίδας.

Νεύρωση: Άνω γλουτιαίο νεύρο.

Ενέργεια: Συμβάλλει στην έκταση της κνήμης και στην κάμψη του μηρού.

Ο ισχνός προσαγωγός μυς.

Έκφυση: Ηβική σύμφυση και κάτω χείλος του ηβοισχιακού κλάδου

Κατάφυση: Έσω επιφάνεια της κνήμης.

Νεύρωση : Πρόσθιος κλάδος θυρεοειδούς νεύρου.

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη και τη στρέφει προς τα έσω.

Ο δικέφαλος μηριαίος μυς.

Εκφύεται με τις δύο κεφαλές :

1. Την βραχεία κεφαλή.

Έκφυση: Μέσο τριτημόριο της τραχείας γραμμής.

2. Την μακρά κεφαλή.

Έκφυση: που εκφύεται από την οπίσθια επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος.

Κατάφυση: Έξω επιφάνεια κεφαλής της περόνης, έξω κνημιαίος κόνδυλος και κνημιαία περιτονία.

Νεύρωση: Μακρά κεφαλή: Κνημιαία μοίρα ισχιακού νεύρου.

Βραχεία κεφαλή: Περονιαία μοίρα ισχιακού νεύρου.

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη προς το μηρό και τη στρέφει προς τα έξω.

Ο ημιυμενώδης μυς.

Έκφυση: Άνω έξω μοίρα του ισχιακού κυρτώματος.

Κατάφυση: Με τρεις δεσμίδες :

1. Την πρόσθια ή οριζόντια που καταφύεται στην περιφέρεια του έσω κνημιαίου κονδύλου.

2. Την κάθετη που καταφύεται στο έσω χείλος της κνήμης.

3. Την λοξή , η οποία συμφύεται με το οπίσθιο τοίχωμα του αρθρικού θύλακα της άρθρωσης του γόνατος.

Νεύρωση: Ισχιακό νεύρο.

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη προς το μηρό και τη στρέφει προς τα έσω.

Ο ημιτενοντώδης μυς.

Έκφυση: Άνω έξω μοίρα του ισχιακού κυρτώματος.

Κατάφυση: Επί τα εντός του κνημιαίου κυρτώματος, στην έσω επιφάνεια της κνήμης και κνημιαία περιτονία. (χήνειος πόδδας)

Νεύρωση: Ισχιακό νεύρο.

Ενέργεια: Κάμπτει την κνήμη προς το μηρό και τη στρέφει προς τα έσω.

Ο γαστροκνήμιος μυς .

Έκφυση: Έσω κεφαλή: Ιγνυακή επιφάνεια μηριαίου οστού και αρθρικός θύλακας της άρθρωσης του γόνατος.

Έξω κεφαλή: Έξω υπερκονδύλια γραμμή προσκείμενη μοίρα της ιγνυακής επιφάνειας, έξω υπερκονδύλιο κύρτωμα και αρθρικός θύλακας της άρθρωσης του γόνατος.

Κατάφυση: Με τον αχίλλειο τένοντα , στο κύρτωμα της πτέρνας.

Νεύρωση: Κνημιαίο νεύρο.

Ενέργεια: Με ακινητοποιημένο τον άκρο πόδα, έλκει το μηρό προς την κνήμη.

Ο ορθός μηριαίος μυς.

Έκφυση με δύο τένοντες:

1. Τον ευθύ από την πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα
2. Τον αναστραμμένο από την οφρύ της κοτύλης αρθρικό θύλακο του ισχίου.

Κατάφυση: Βάση και έξω χείλος επιγονατίδας, μέσω του επιγονατιδικού συνδέσμου στο κνημιαίο κύρτωμα.

Νεύρωση: Μηριαίο νεύρο.

Ενέργεια: Έκταση της κνήμης.

Ο έξω πλατύς μυς.

Έκφυση: Μείζον τροχαντήρας, άνω ημιμόριο τραχείας γραμμής και έξω μεσομύιο διάφραγμα.

Κατάφυση: Με τένοντα στο έξω χείλος της επιγονατίδας , στη συνέχεια στον επιγονατιδικό σύνδεσμο και από εκεί στο κνημιαίο κύρτωμα.

Νεύρωση: Μηριαίο νεύρο.

Ενέργεια: Έκταση της κνήμης.

Ο μέσος πλατύς μυς.

Έκφυση: Πρόσθια πάνω και έξω επιφάνεια του μηριαίου οστού.

Κατάφυση: Με τένοντα στη βάση και στα πλάγια χείλη της επιγονατίδας, στη συνέχεια στο επιγονατιδικό σύνδεσμο και από εκεί στο κνημιαίο κύρτωμα.

Νεύρωση: Μηριαίο νεύρο.

Ενέργεια: Έκταση της κνήμης.

Ο έσω πλατύς μυς.

Έκφυση: Έσω κράσπεδο της τραχείας γραμμής και πάνω μέρος της έσω επιφάνειας του μηριαίου οστού (Εικόνα 2-8).

Κατάφυση: Με τένοντα στη βάση και στο έσω χείλος της επιγονατίδας στη συνέχεια στον επιγονατιδικό σύνδεσμο και από εκεί στο κνημιαίο κύρτωμα.

Νεύρωση: Μηριαίο νεύρο.

Ενέργεια: Έκταση της κνήμης.

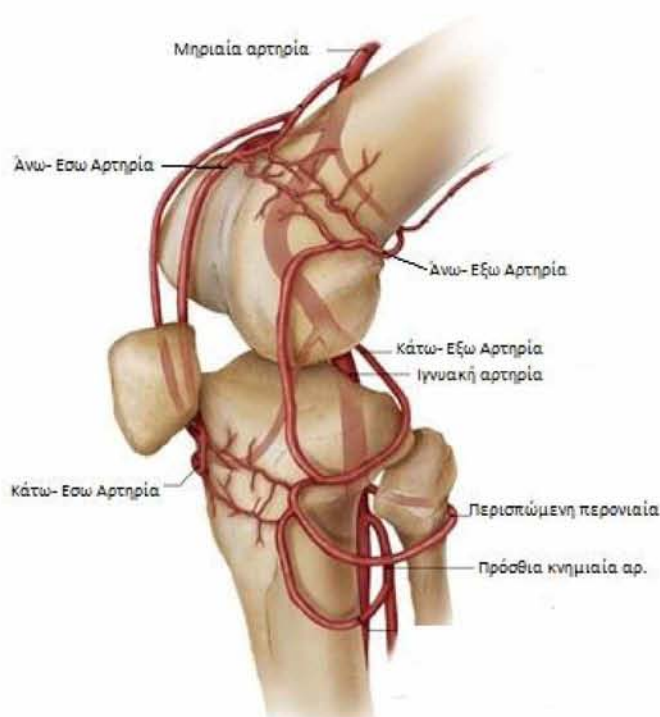


Εικόνα 2-8. Έκφυση έσω πλατύ μυ

2.7 Αιμάτωση και νεύρωση του γόνατος.

Η κνήμη αιματώνεται από κλάδους της ιγνυακής αρτηρίας η οποία είναι η συνέχεια της μηριαίας αρτηρίας (Εικόνα 2-9). Η ιγνυακή αρτηρία εισέρχεται στον ιγνυακό βόθρο μεταξύ του δικέφαλου μηριαίου και του ημιμυενώδους μύος και πορεύεται εν τω βάθει του κνημιαίου νεύρου, καταλήγοντας μεταξύ της έσω και έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μύος όπου και διαιρείται σε πρόσθια και οπίσθια κνημιαία αρτηρία. Στον ιγνυακό βόθρο,

χορηγεί αρκετούς κλάδους στην άρθρωση του γόνατος μεταξύ των οποίων η έσω και η έξω αρτηρία του γόνατος (αιματώνουν τους μηνίσκους) και η μέση αρτηρία του γόνατος η οποία αιματώνει του χιαστούς συνδέσμους. Η κάτω – έξω αρτηρία του γόνατος αναδύεται μεταξύ του τένοντα του ιγνυακού



Εικόνα 2-9. Η αγγείωση του γόνατος

μύος και του έξω πλαγίου συνδέσμου του γόνατος στην οπίσθια –έξω γωνιά του γόνατος.

1. Πρόσθια κνημιαία αρτηρία. Ο πρώτος κλάδος της ιγνυακής αρτηρίας, πορεύεται μεταξύ των δύο κεφαλών του οπίσθιου κνημιαίου μύος, δια του μεσόστεου υμένα και καταλήγει στην πρόσθια επιφάνεια του υμένα μεταξύ του προσθίου κνημιαίου και του μακρού εκτείνοντα του μεγάλου δακτύλου για να καταλήξει στην ραχιαία του ποδός αρτηρία.

2. Οπίσθια κνημιαία αρτηρία. Συνεχίζει στο εν τω βάθει οπίσθιο διαμέρισμα της κνήμης, πορευόμενη λοξά για να καταλήξει πίσω από το έσω σφυρό όπου και διαιρείται σε έσω και έξω πελματιαία αρτηρία. Ο κυριότερος της κλάδος της, η περονιαία αρτηρία αναδύεται 2.5 εκ περιεχτικότερα του ιγνυακού βόθρου και συνεχίζει στο εν τω βάθει οπίσθιο διαμέρισμα της κνήμης, επί τα εκτός της οπίσθιας κνημιαίας αρτηρίας, μεταξύ του οπισθίου κνημιαίου και του μακρού καμπτήρα του μεγάλου δακτύλου μυός, για να καταλήξει τελικά στους πτερνικούς της κλάδους.

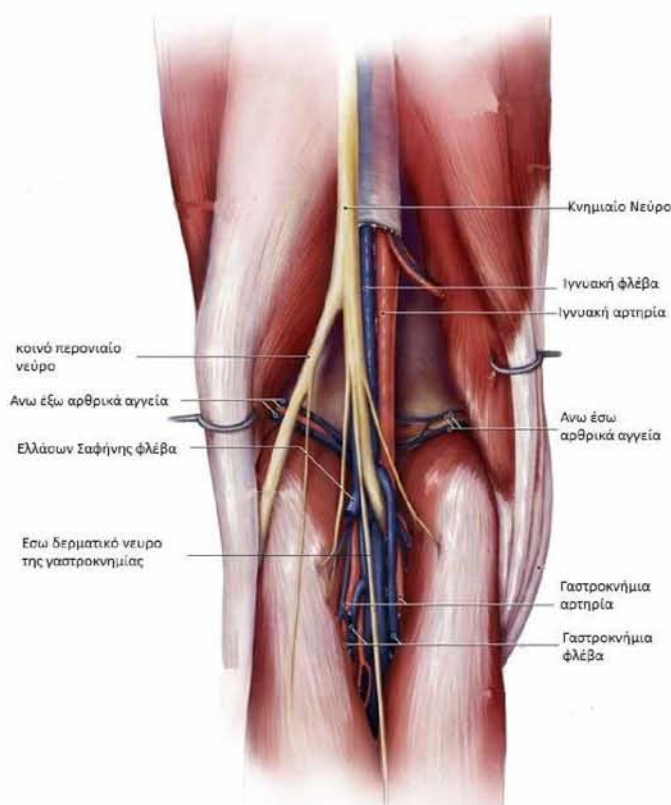
Στην νεύρωση της άρθρωσης του γόνατος συμμετέχουν τα παρακάτω νεύρα (Εικόνα 2-10).

A. Το κνημιαίο νεύρο (O4-I3). Πορεύεται στο μηρό εν τω βάθει της μακράς κεφαλή του δικεφάλου μηριαίου μυός και εισέρχεται στον ιγνυακό βόθρο. Στην συνέχεια φέρεται επιπολής του ιγνυακού και χωρίζει τις δυο κεφαλές του γαστροκνημίου μυός, περνώντας εν τω βάθει του υποκνημιδίου μυός στην πορεία του προς την οπίσθια επιφάνεια του έσω σφυρού.

B. Το κοινό περονιαίο νεύρο (O4-I2). Είναι ο μικρότερος τελικός κλάδος του ισχιακού νεύρου. Στον ιγνυακό βόθρο πορεύεται επί τα εκτός στο διάστημα μεταξύ του έσω χείλους του δικεφάλου μηριαίου και της έξω κεφαλής του γαστροκνημίου μυός. Στην συνέχεια ανακάμπτει γύρω από τον αυχένα της περόνης και φέρεται εν τω βάθει του μακρού περονιαίου μυός όπου και διαιρείται σε επιπολής και εν τω βάθει κλάδο.

Επιπολής περονιαίο νεύρο. Πορεύεται μεταξύ του έξω και του προσθίου διαμερίσματος της κνήμης, χορηγεί μυϊκούς κλάδους στο μακρό και τον βραχύ περονιαίο μυ και καταλήγει σε δυο δερματικούς κλάδους.

Εν τω βάθει περονιαίο νεύρο (ή πρόσθιο κνημιαίο νεύρο). Πορεύεται στην πρόσθια επιφάνεια του μεσόστεου υμένα, νευρώνει του μυς του προσθίου διαμερίσματος της κνήμης και αισθητικά το πρώτο μεσοδακτύλιο



Εικόνα 2-10. Αγγεία και νεύρα του γόνατος

της κνήμης και του ποδιού. Το γαστροκνήμιο νεύρο σχηματίζεται από δερματικούς κλάδους του κνημιαίου και του κοινού περονιαίου και πορεύεται στην έξω επιφάνεια της κνήμης και του ποδιού.

διάστημα.

Δερματικά νεύρα.

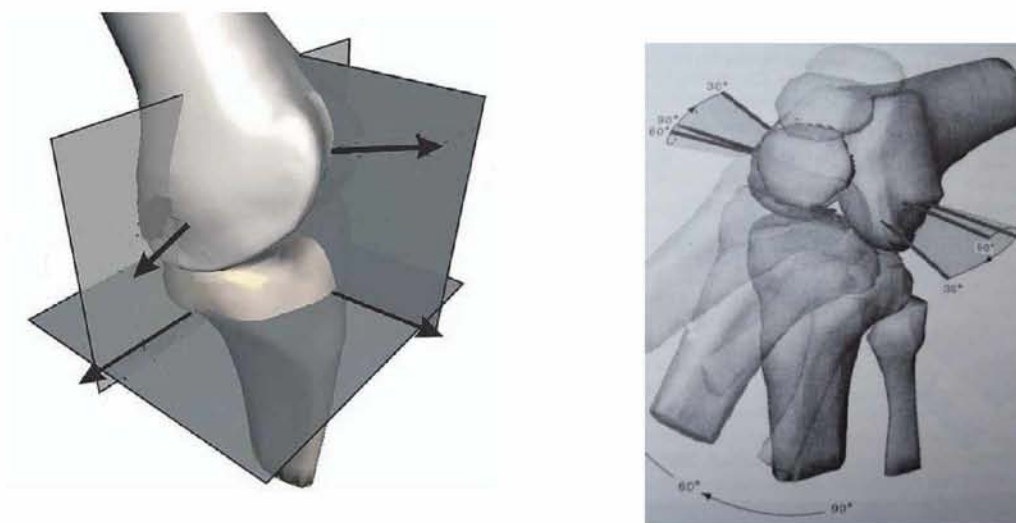
Σημαντικά δερματικά νεύρα αποτελούν το σαφηνές (Ο3-Ο4) και το γαστροκνημιαίο νεύρο (Ι2-Ι3). Το σαφηνές είναι η συνέχεια του μηριαίου νεύρου και γίνεται υποδόριο στην εσω επιφάνεια του γόνατος μεταξύ του ραπτικού και ισχνού, νευρώνει αισθητικά την εσω επιφάνεια

Κεφάλαιο 3

3 Εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος.

3.1 Εισαγωγή.

Το γόνατο είναι μια από τις πλέον ενδιαφέρουσες και πολύπλοκες αρθρώσεις του σώματος. Είναι η μεγαλύτερη άρθρωση του ανθρώπινου σώματος. Έχει καταταγεί στις κονδυλιαίες αρθρώσεις, οι



Εικόνα 3-1. Κινήσεις γόνατου σε ένα επίπεδο (αριστερά) και στρωφικές κινήσεις (δεξιά)

οποίες θεωρητικά είναι μονοαξονικές εάν εξετασθούν από ανατομικής και μόνο απόψεως. Αποτελείται από δύο αρθρώσεις, την επιγονατιδομηριαία και τη μηροκνημιαία. Δέχεται υψηλές φορτίσεις, παρουσιάζει μεγάλους μοχλοβραχίονες και για αυτόν τον λόγο υφίσταται μεγάλες ροπές.

Στην πραγματικότητα η κίνηση του επιτελείται ταυτοχρόνως και στα τρία επίπεδα, άρα παρουσιάζει λειτουργικά τρεις βαθμούς ελευθερίας. Παρά ταύτα η πιο εμφανής κίνηση γίνεται σ' ένα επίπεδο και γι' αυτόν τον λόγο από ανατομικής απόψεως θεωρείται μονοαξονική άρθρωση

Η κίνηση της άρθρωσης έχει απασχολήσει πολλούς ερευνητές και παρά το γεγονός ότι αποτελεί μια από τις πλέον μελετημένες αρθρώσεις,

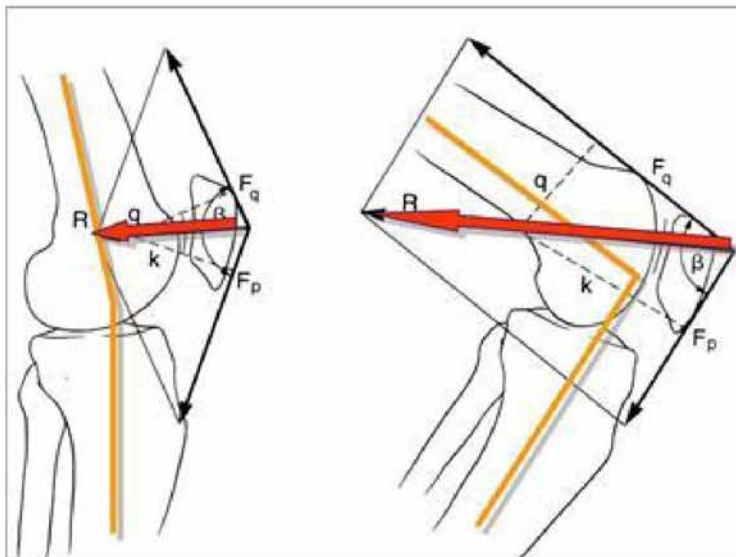
εξακολουθούν να παραμένουν ερωτηματικά [17].

Στο οβελιαίο επίπεδο το γόνατο εκτελεί κάμψη και έκταση που κυμαίνονται από 0-140° ή κατ' άλλους από - 3° έως 145° .

Εκτός από αυτήν την κίνηση το γόνατο εκτελεί στροφικές κινήσεις στο οριζόντιο επίπεδο (Εικόνα 3-1).

3.1.1 Η επιγονατιδομηριαία άρθρωση.

ι. Οι λειτουργίες της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης είναι :



Εικόνα 3-2. Διάγραμμα φορτίσεως

- Η μεταφορά δυνάμεων ελκυσμού, που παράγονται από τον τετρακέφαλο στον επιγονατιδικό σύνδεσμο.
- Η αύξηση του μοχλοβραχίονα του εκτατικού μηχανισμού κυρίως κατά την κάμψη του γόνατος.
- Αυξάνει την επιφάνεια επαφής κατανέμοντας τα φορτία σε μεγαλύτερη έκταση.

- Η επιγονατιδεκτομή ελαττώνει την δύναμη εκτάσεως του γόνατος κατά 30% .

ii. Εμβιομηχανική της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης.

Η Φόρτιση της επιγονατιδομηριαίας αρθρώσεως, αυξάνεται,

- Μέχρι και 7 φορές το βάρος του σώματος επί βαθέως καθίσματος.
- 2 με 3 φορές το βάρος του σώματος κατά την κάθοδο κλίμακας.

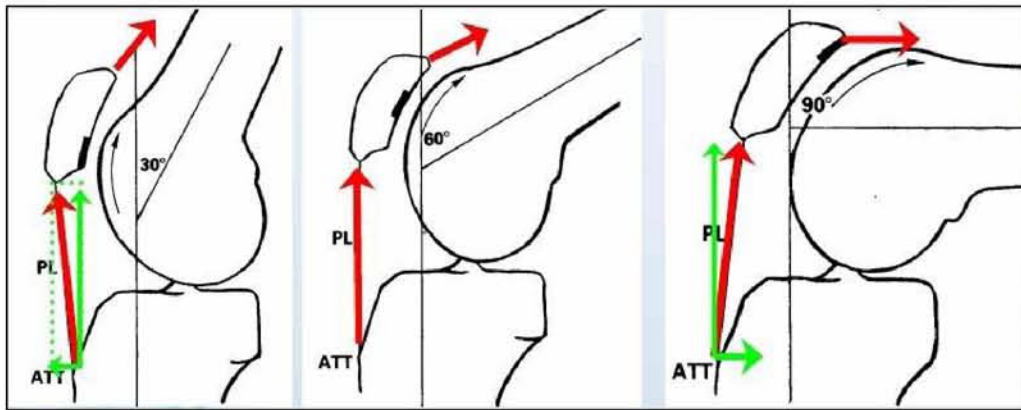
(Πίνακας 3-1)

Πίνακας 3-1. Φόρτιση της επιγονατιδομηριαίας

Δραστηριότητα	Δύναμη	% Βάρος Σώματος
Βάδιση	850N	½ χ ΒΣ
Ποδηλασία	850N	½ χ ΒΣ
Άνοδο κλίμακος	1500N	3,3 χ ΒΣ
Κάθοδος κλίμακος	4000N	5 χ ΒΣ
Τρέξιμο	5000N	7 χ ΒΣ
Κάθισμα	5000N	7 χ ΒΣ
Βαθύ κάθισμα	15000N	20 χ ΒΣ

iii. Κίνηση

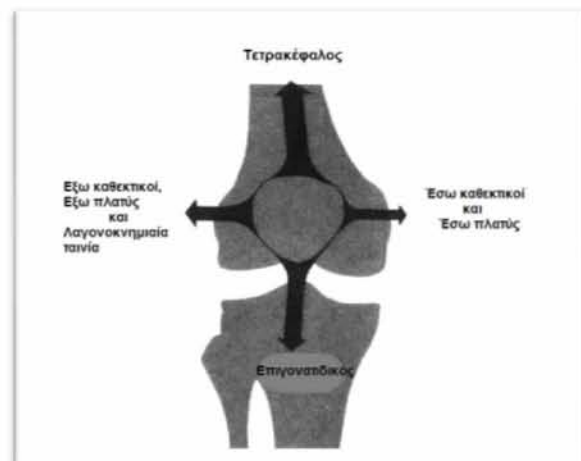
Η επιγονατιδομηριαία είναι ολισθαίνουσα άρθρωση, η επιγονατίδα μετακινείται έως και 7 εκατοστά περιφερικά κατά την πλήρη κάμψη του γόνατος. Η μέγιστη επαφή του μηριαίου και της επιγονατίδας γίνεται στις 45° κάμψεως του γόνατος (Εικόνα 3-3).



Εικόνα 3-3. Κίνηση της επιγονατίδας κατά την κάμψη

iv. Σταθερότητα

Οι παθητικοί σταθεροποιητές στο πλάγιο υπεξάρθρωμα είναι:

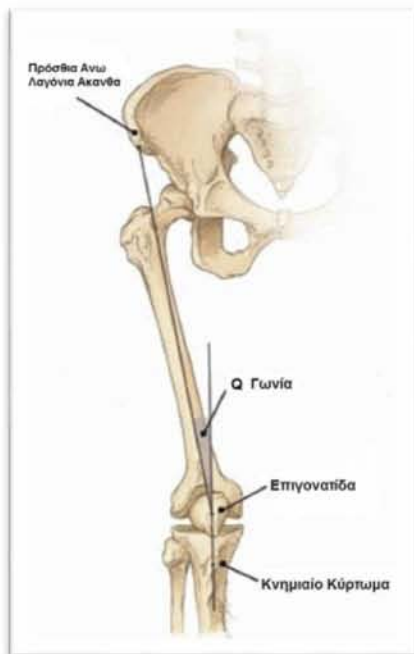


Εικόνα 3-4. Σταθεροποιητές

- Ο έσω επιγονατιδομηριαίος σύνδεσμος (MPFL) ο οποίος είναι και ο κύριος παθητικός σταθεροποιητής στην πλάγια μετατόπιση της επιγονατίδας στις 20° κάμψης του γόνατος. Ευθύνεται για το 60% της συνολικής σταθερότητας (Εικόνα 3-4).
- Ο έσω επιγονατιδοκνημιαίος σύνδεσμος, ο οποίος ευθύνεται για το 13% της συνολικής σταθερότητας.

- Οι έξω καθεκτικοί σύνδεσμοι της επιγονατίδας, ευθύνονται για το 10% της συνολικής σταθερότητας.
- Οι δυναμικοί σταθεροποιητές
- Ο τετρακέφαλος μύς.
- Ο επιγονατιδικός τένοντας

v. Γωνία Q.



Εικόνα 3-5. Γωνία Q

Η εν λόγω γωνία σχηματίζεται από τον επιμήκη άξονα του μηριαίου οστού και τον κατακόρυφο άξονα φόρτισης, ο οποίος διέρχεται διαμέσου του κέντρου της μηριαίας κεφαλής και του γόνατος. Η γωνία Q καθορίζει τη γωνία εφαρμογής των μυϊκών φορτίων τόσο στην κατ'ίσχιον άρθρωση όσο και στην άρθρωση του γόνατος, συμπεριλαμβανομένων και των φορτίων της επιγονατιδομηριαίας αρθρώσεως (Εικόνα 3-5). Η φυσιολογική

γωνία Q σε κάμψη του γόνατου στους άνδρες είναι 13° και για τις γυναίκες 18° . Σε έκταση είναι 8° .

3.1.2 Η κνημομηριαία άρθρωση.

Η λειτουργία της είναι η μεταφορά του σωματικού βάρους από το μηριαίο στην κνήμη.

i. Εμβιομηχανική

Η φόρτιση της κνημομηριαίας φτάνει 3 φορές το σωματικό βάρος κατά την βάρδια και 4 φορές το σωματικό βάρος κατά την αναρρίχηση.

ii. Κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο

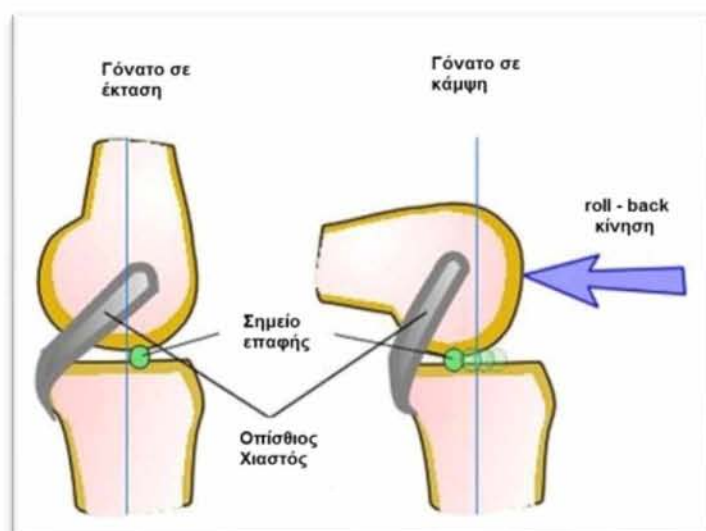
Το εύρος κίνησης είναι από 3° σε υπερέκταση έως τις 155° σε κάμψη. Η επαφή της γαστροκνημίας με το μηρό είναι ο παράγων που περιορίζει την πλήρη κάμψη. Η συνήθης δραστηριότητες απαιτούν εύρος κίνησης από 0° έως 70°.

iii. Στροφή

Το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής είναι το σημείο στο οποίο οι αρθρικές επιφάνειες έρχονται σε άμεση επαφή.

Οπίσθια ολίσθηση-κύλιση (rollback)

Καθώς το γόνατο κάμπτεται, ταυτόχρονα το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής κινείται προς τα οπίσω (Εικόνα 3-6).



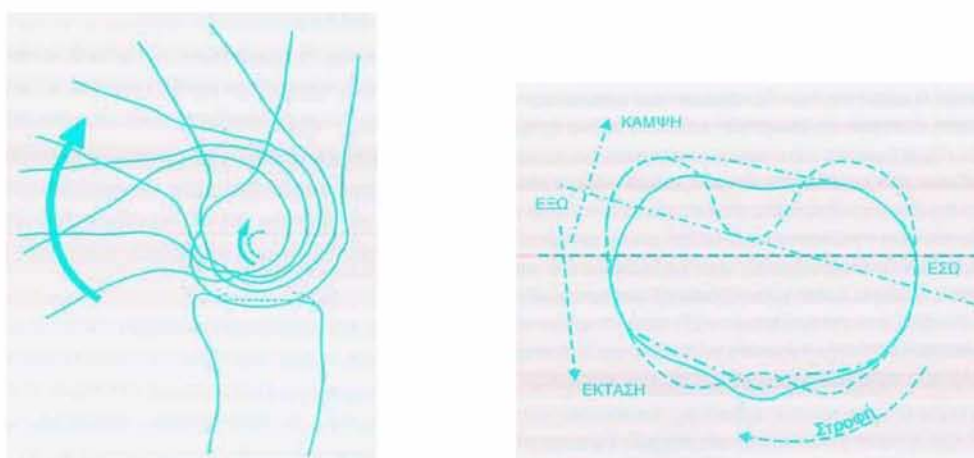
Εικόνα 3-6. Κύλιση – Ολίσθηση

Αυτό σημαίνει ότι δεν υπάρχει ένα μόνο κέντρο περιστροφής αλλά πολλαπλά, τα οποία σχηματίζουν τον 'γεωμετρικό τόπο των στιγμιαίων κέντρων περιστροφής'

Η παραπάνω ιδιαίτερη κίνηση επιτρέπει την επιπλέον κάμψη του γόνατος αποφεύγοντας την πρόσκρουση του μηριαίου επί της κνήμης [18].

Μηχανισμός κοχλία (Σπειροειδής κίνηση γόνατος) (screw home mechanism)

Η κνήμη φέρεται σε έξω στροφή 5° κατά τις τελευταίες 15° εκτάσεως του γόνατος (Εικόνα 3-7).



Εικόνα 3-7. Γεωμετρικός τύπος στιγμιαίων κέντρων περιστροφής (αριστερά) και σπειροειδής κίνηση γόνατος (δεξιά)

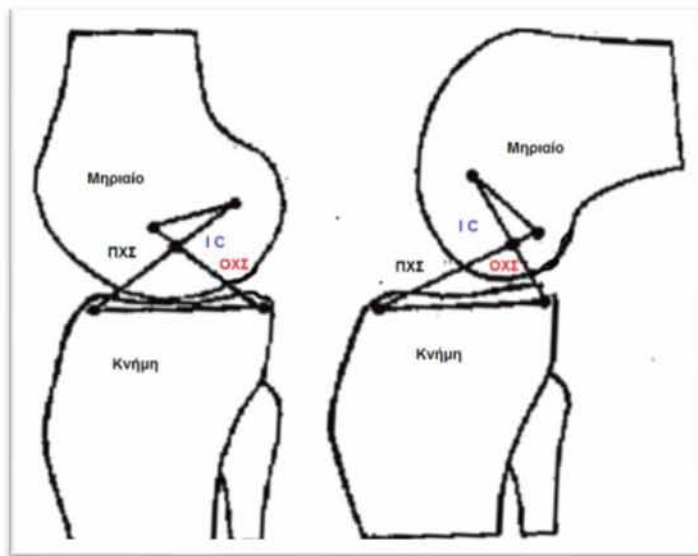
Η αιτία είναι ότι ο έσω κόνδυλος της κνήμης έχει αρθρική επιφάνεια με μεγαλύτερο μήκος στην προσθοπίσθια διάμετρο από τον έξω κνημιαίο κόνδυλο και ο έξω μηριαίος κόνδυλος έχει μεγαλύτερη ακτίνα και πιο επίπεδος από των έσω κόνδυλο. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να κλειδώνει το γόνατο στην έκταση μειώνοντας έτσι το έργο του τετρακεφάλου κατά την όρθια στάση [19], [20].

iv. Σταθερότητα.

Η σταθερότητα σε ραβδότητα εξασφαλίζεται από τον έξω πλάγιο σύνδεσμο.

Σε βλαισότητα, από την επιπολής μοίρα του έσω πλάγιου συνδέσμου.

Οι χιαστοί σύνδεσμοι ελέγχουν τόσο την κάμψη και την έκταση όσο και την στροφή. Η πρόσθια παρεκτόπιση της κνήμης ελέγχεται από τον πρόσθιο χιαστό σύνδεσμο. Ο πρόσθιος χιαστός εκφύεται από την έσω-οπίσθια επιφάνεια του έξω μηριαίου κονδύλου και καταφύεται στην κνημιαία άκανθα(Εικόνα 3-8).



Εικόνα 3-8. Χιαστοί

Αποτελείται από δύο μοίρες. Την Πρόσθιο-εσωτερική μοίρα, η οποία βρίσκεται υπό τάση στην κάμψη και την Οπίσθια-εξωτερική μοίρα η οποία είναι υπό τάση στην έκταση .

Ο πρόσθιος χιαστός είναι ο κύριος παθητικός σταθεροποιητής σε πρόσθια μετακίνηση της κνήμης και συμβάλλει στην αξονική περιστροφή περιορίζοντας μαζί με τον οπίσθιο την εσωτερική στροφή. Κατά τις στροφικές κινήσεις οι χιαστοί διαπλέκονται. Έτσι στην έσω στροφή της κνήμης επί του μηριαίου, οι χιαστοί διασταυρώνονται και συστρέφονται ο ένας με τον άλλο.

Με αυτόν τον τρόπο οι αρθρικές

επιφάνειες συμπλησιάζουν με τρόπο ώστε να αποφευχθεί περαιτέρω έσω στροφή. Επειδή ο άξονας στροφής βρίσκεται όχι στο κέντρο του γόνατος αλλά στην περιοχή του έσω κνημιαίου κονδύλου, ο πρόσθιος χιαστός διατείνεται ενώ ο οπίσθιος χαλαρώνει. Εάν γίνει η αντίθετη στροφική κίνηση, δηλαδή έξω στροφή της κνήμης επί του μηριαίου οστού, τότε χαλαρώνει ο πρόσθιος χιαστός ενώ διατείνεται ο οπίσθιος . Επομένως ο πρόσθιος χιαστός ελέγχει την έσω στροφή, ενώ ο οπίσθιος την έξω.

Η οπίσθια παρεκτόπιση της κνήμης ελέγχεται από τον οπίσθιο χιαστός σύνδεσμο. Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος είναι ο κύριος παθητικός σταθεροποιητής σε οπίσθια μετακίνηση της κνήμης. Εκφύεται από την πρόσθιο-εσωτερική επιφάνεια έσω μηριαίου κονδύλου και καταφύεται στην κνημιαία αύλακα οπίσω από την αρθρική επιφάνεια της κνήμης. Έχει και αυτός δύο μοίρες την πρόσθιο-εξωτερική η οποία βρίσκεται υπό τάση στην κάμψη και την οπίσθιο-εσωτερική η οποία είναι υπό τάση στην έκταση [19].

v. Έξω στροφή.

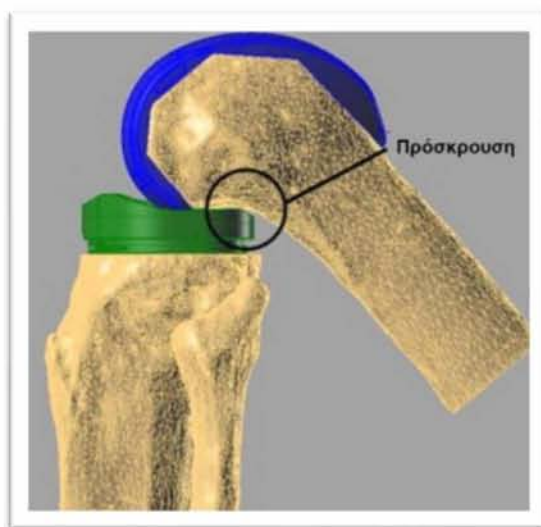
Η οπίσθια-εξωτερική γωνία είναι ο κύριος σταθεροποιητής της εξωτερικής στροφής της κνήμης

3.2 Εμβιομηχανική της προθέσεως του γόνατος.

3.2.1 Σχεδιασμός της προθέσεως.

Ο σχεδιασμός μιας πρόθεσης για το γόνατο, θα πρέπει να μιμείται το μηχανισμό της οπίσθιας κύλισης- ολίσθησης του μηριαίου επί της κνήμης, του φυσιολογικού γόνατος.

Το φυσιολογικό γόνατο κατά την κίνηση της κάμψεως εκτελεί ταυτόχρονα και προοδευτικά δύο κινήσεις, μια της οπίσθιας κύλισης και μία δεύτερη της ολίσθησης του μηριαίου. Η σημασία του μηχανισμού κύλισης- ολίσθησης, έγκειται στο γεγονός της βελτίωσης της λειτουργίας του τετρακεφάλου και στο ότι αυξάνει το εύρος της κάμψης του γόνατος παρεμποδίζοντας την πρόσκρουση του μηριαίου επί της κνήμης κατά την μεγάλη κάμψη του (Εικόνα 3-9).

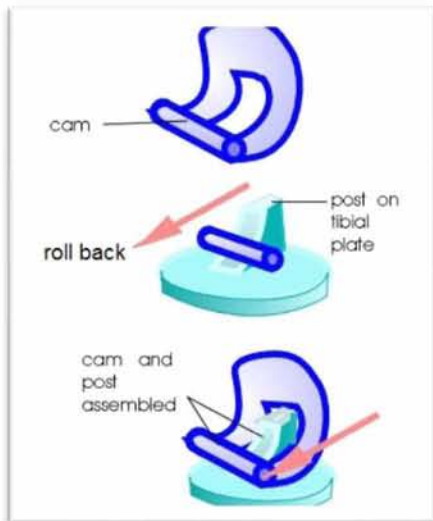


Εικόνα 3-9. Πρόσκρουση

3.2.2 Στοιχεία εμβιομηχανικής ολικών αρθροπλαστικών γόνατος.

Η οπίσθια μετακίνηση - ολίσθηση του μηριαίου στο φυσιολογικό γόνατο ελέγχεται από τον πρόσθιο και τον οπίσθιο χιαστό . Οι επιπτώσεις στον σχεδιασμό των προθέσεων τόσο με διατήρηση του οπισθίου χιαστού όσο και με διατομή του πρέπει να επιτρέπουν την διατήρηση του μηχανισμού οπίσθιας μετακίνησης - ολίσθησης του μηριαίου [21], [22].

Στην περίπτωση όπου διατηρούμε τον οπίσθιο χιαστό αυτός προάγει την οπίσθια μετατόπιση των μηριαίων κονδύλων κατά παρόμοιο τρόπο.



Στην άλλη περίπτωση όπου γίνεται διατομή του οπισθίου χιαστού η κατασκευή της προθέσεως είναι τέτοια (post-cam μηχανισμός) ώστε να προκαλεί οπίσθια μετατόπιση των μηριαίων κονδύλων (Εικόνα 3-10).

Εικόνα 3-10. Post-cam μηχανισμός

3.2.3 Επί μέρους τμήματα της προθέσεως. (Modularity)

Μια πρόθεση, η οποία έχει την δυνατότητα επιλογής συνδυασμού διαφορετικών τμημάτων για την κατασκευή της μας δίνει την δυνατότητα να επιτύχουμε την εξισορρόπηση των μαλακών μορίων και την αντιμετώπιση οστικών ελλειμμάτων.

Η επιλογή μιας κνημιαίας πρόθεσης με μεταλλική βάση και με μεταβλητό πολυαιθυλένιο είναι περισσότερο δαπανηρή από την κνημιαία πρόθεση που αποτελείται μόνο από πολυαιθυλένιο [23]. Έχει παρόμοιο ποσοστό άσηπτης χαλάρωσης συγκρινόμενη με μια κνημιαία πρόθεση που αποτελείται μόνο από πολυαιθυλένιο [24], [25]. Διαθέτει ποικιλία από μεταλλικά ένθετα (σφήνες) για ενίσχυση της πρόθεσης στην περίπτωση οστικής απώλειας και περιλαμβάνει μεταβλητά μηριαία και κνημιαία στελέχη.

Τα πλεονεκτήματα που προκύπτουν από την χρήση μια τέτοιας πρόθεσης είναι η δυνατότητα να βελτιστοποιείται διεγχειρητικά η πρόθεση για τον συγκεκριμένο ασθενή.

Τα μειονεκτήματα από την άλλη είναι, τα αυξημένα ποσοστά οστεολύσεως η φθορά του πολυαιθυλενίου στην επιφάνεια επαφής του με την μεταλλική κνημιαία πρόθεση [26] (backside polyethylene wear)(Εικόνα 3-11) και η μικροκίνηση μεταξύ μεταλλικής κνημιαίας προθέσεως και της επιφάνειας επαφής του πολυαιθυλενίου κατά την φόρτιση της προθέσεως.



Εικόνα 3-11. Φθορά πολυαιθυλενίου

3.2.4 Πρόθεση με διατήρηση του Οπισθίου Χιαστού.

Ο σχεδιασμός μιας επιφανειακής πρόθεσης εξαρτάται για την σταθερότητα της σε κάμψη, από την ακεραιότητα του οπισθίου χιαστού συνδέσμου.

Οι ενδείξεις που πρέπει να ακολουθούνται για την επιλογή της είναι η ύπαρξη αρθρίτιδας με μικρή οστική απώλεια, μικρή χαλαρότητα των μαλακών μορίων, και ακέραιο των οπίσθιο χιαστό [22]. Η ραιβότητα του γόνατος να είναι μικρότερη των 10° και η βλαισότητα του να μην ξεπερνάει τις 15° .

Τα πλεονεκτήματα που προκύπτουν από την επιλογή μιας τέτοιας πρόθεσης είναι

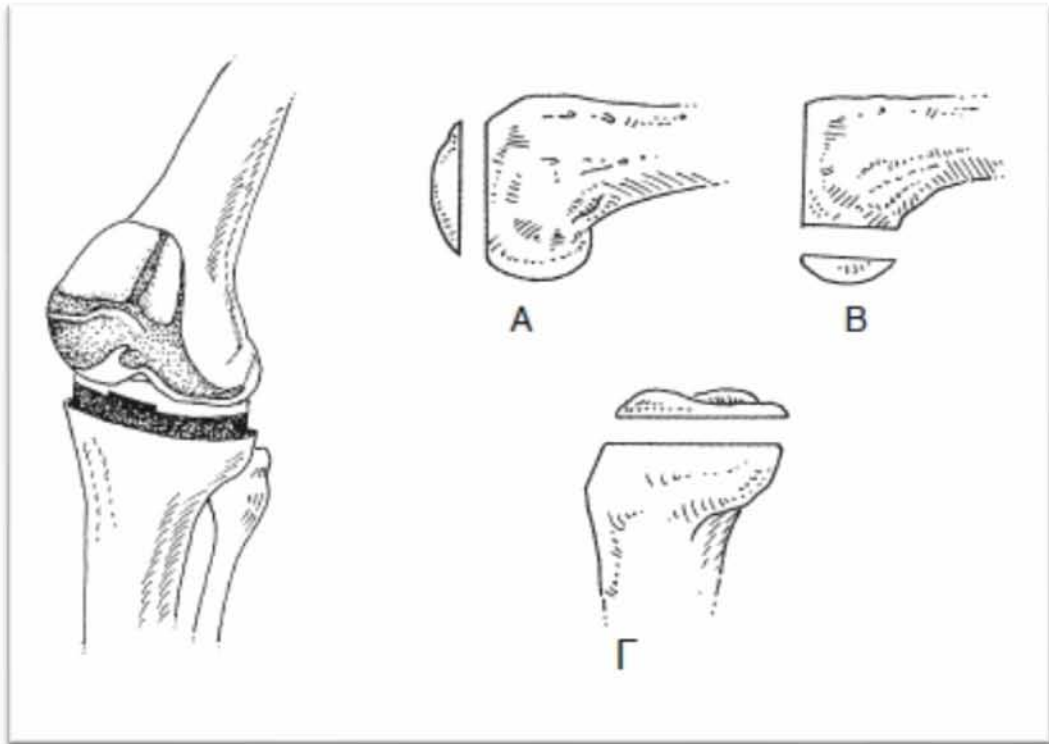
- α. Η αποφυγή της πρόσκρουσης του μηχανισμού της προθέσεως με διατομή του οπισθίου χιαστού (post-cam).
- β. Παρακολουθεί πιο πιστά την κινηματική του φυσιολογικού γόνατος.(υπό αμφισβήτηση)
- γ. Απαιτείται μικρότερη αφαίρεση ποσότητας οστού από το μηριαίο.
- δ. Υπάρχει βελτιωμένη ιδιοδεκτική αισθητικότητα από την διατήρηση του οπισθίου χιαστού.

Τα μειονεκτήματα που μπορεί να προκύψουν είναι στην περίπτωση που ο οπίσθιος χιαστός είναι σφιχτός και τότε μπορεί να προκαλέσει μεγαλύτερη φθορά στο πολυαιθυλένιο. Χαλαρός ή διατετημημένος οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος μπορεί να οδηγήσει σε αστάθεια σε κάμψη και υπεξάρθρημα. Επίσης στην ακτινολογική απεικόνιση οι ακτινογραφίες δεν δείχνουν καλά την επικέντρωση του μηριαίου στοιχείου της προθέσεως.

3.3 Βασικές αρχές εμβιομηχανικής της Ολικής Αρθροπλαστικής του Γόνατος.

Στην ολική αρθροπλαστική του γόνατος, είτε με διατήρηση του οπισθίου χιαστού ή με διατομή του (posterior stabilized) τα κλινικά αποτελέσματα επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από τη χειρουργική τεχνική. Η εμμονή στις βασικές αρχές της χειρουργικής τεχνικής εξασφαλίζει το άριστο αποτέλεσμα.

Ο στόχος της ολικής αρθροπλαστικής του γόνατος είναι να αποκαταστήσει τον φυσιολογικό μηχανικό άξονα του σκέλους με μια σταθερή πρόθεση στερεωμένη καλά στο οστό. Αυτό επιτυγχάνεται τόσο με οστεοτομίες όσο και με την εξισορρόπηση των μαλακών μορίων [27], [28]. Πίνακας 3-2, Πίνακας 3-3



Εικόνα 3-12. Οστεοτομίες

Το μηριαίο τμήμα της προθέσεως πρέπει να τοποθετείται σε 5° έως 10° βλαισότητας στο μετωπιαίο επίπεδο και 0° έως 10° μοίρες κάμψης στο οβελιαίο επίπεδο. Η κνήμη πρέπει να κόβεται στις $90 \pm 2^{\circ}$ σε σχέση με τον άξονα της στο μετωπιαίο επίπεδο. Στο οβελιαίο επίπεδο, η οπίσθια κλίση υπαγορεύεται από το σχεδιασμό της προθέσεως, αλλά είναι προτιμότερο να αποκαθίσταται η οπίσθια κλίση της φυσιολογικής κνήμης. Ανεξάρτητα από το σχεδιασμό της προθέσεως στην ολική αρθροπλαστική του γόνατος υπάρχουν τρεις βασικές οστεοτομίες : στο άνω πέρας της κνήμης, στο κάτω πέρας του μηριαίου, και στο οπίσθιο τμήμα του κάτω πέρατος του μηριαίου. Κάθε μία επηρεάζει την αρθροπλαστική κατά διαφορετικό τρόπο. (Εικόνα 3-12).

Συνήθως το ποσό του οστού που αφαιρείται αντιστοιχεί στο πάχος του τμήματος της προθέσεως που εμφυτεύεται. Η αφαίρεση οστού από το άνω

τμήμα της κνήμης επηρεάζει τόσο το κενό σε κάμψη όσο και το κενό σε έκταση και αποκαθίσταται από την κνημιαία πρόθεση. Όσο περισσότερο οστό εκτέμνεται, τόσο παχύτερη είναι η κνημιαία πρόθεση.

Η αφαίρεση οστού από το μηριαίο επηρεάζει μόνο το κενό σε έκταση. Συνήθως από το περιφερικό τμήμα του Μηριαίου αφαιρούνται 9 έως 10 χιλ. σε σχέση με την φυσιολογική πλευρά, η οποία στην περίπτωση ενός ραιβού γόνατος είναι ο έξω μηριαίος κόνδυλος. Η αφαίρεση τόσο οστού όσο αντικαθίσταται από το μηριαίο τμήμα της προθέσεως βοηθά να αποκατασταθεί η αρθρική σχισμή. Υπερβολική αφαίρεση οστού από το περιφερικό τμήμα του μηριαίου δημιουργεί ένα κενό σε έκταση που είναι μεγαλύτερο από το κενό σε κάμψη με συνέπεια να προκαλείται ανάκυρτο γόνατο, ενώ η αφαίρεση λιγότερου οστού δημιουργεί σύγκαμψη.

Η οστεοτομία στο οπίσθιο τμήμα του περιφερικού άκρου του μηριαίου επιλεκτικά επηρεάζει μόνο το κενό σε κάμψη. Εάν το κενό σε κάμψη είναι μεγαλύτερο από το κενό σε έκταση, θα δημιουργηθεί αστάθεια. Πρέπει το οστό που θα αφαιρεθεί να αντικατασταθεί από την πρόθεση του μηριαίου.

Πίνακας 3-2. Οι σκοποί της Ολικής Αρθροπλαστικής του γόνατος



Υπάρχει μία τέταρτη οστεοτομία που φαίνεται ότι υποτιμάται από τους περισσότερους. Η οστεοτομία της πρόσθιας επιφάνειας του περιφερικού

τμήματος του μηριαίου που επηρεάζει την επιγονατιδομηριαία άρθρωση . Το ποσόν του οστού που αφαιρείται από την πρόσθια επιφάνεια

Πίνακας 3-3.Οι στόχοι της Ολικής Αρθροπλαστικής του γόνατος

Αποκατάσταση του Μηχανικού άξονα

Αποκατάσταση της αρθρικής σχισμής

Εξισορρόπηση των μαλακών μορίων

Ίσο κενό σε κάμψη και σε έκταση

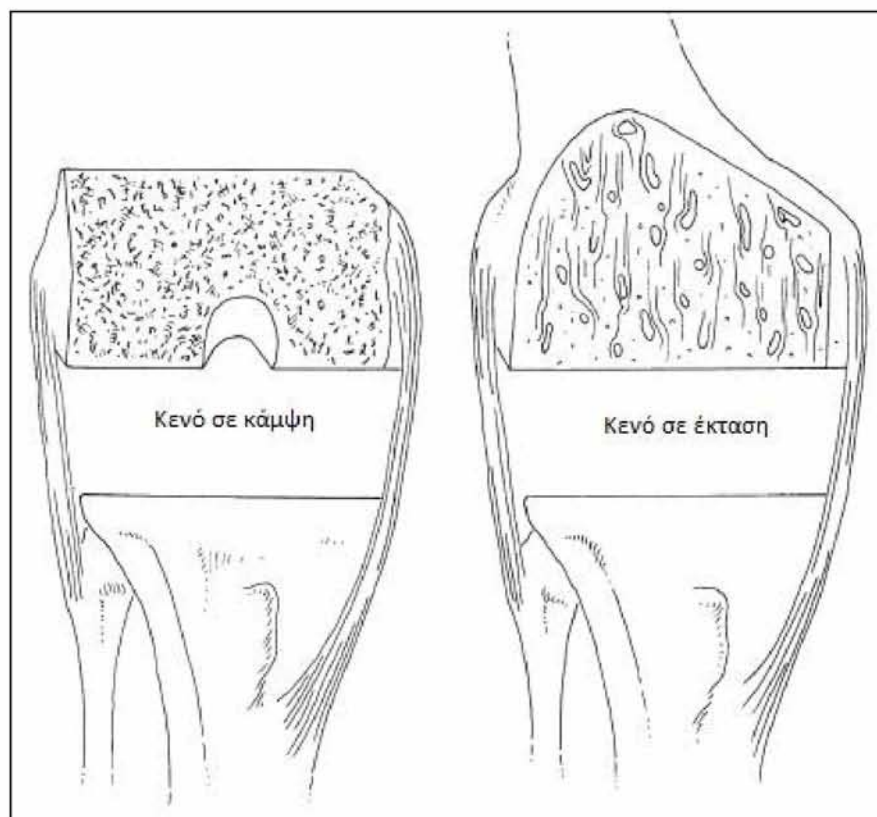
Αποκατάσταση της τροχιάς και της μηχανικής, της επιγονατίδας

του μηριαίου εξαρτάται από την μέτρηση του μηριαίου και την τοποθέτηση του οδηγού που ελέγχει την προσθοπίσθια οστεοτομία. Μικρότερη οστεοτομία προκαλείται από μία λανθασμένα μεγάλη μηριαία πρόθεση ή από μία πρόσθια τοποθέτηση σωστού μεγέθους Μηριαίας προθέσεως, αλλά με υπερβολικά μεγάλη οπίσθια οστεοτομία. Αυτό οδηγεί την επιγονατιδομηριαία άρθρωση σε αυξημένη πίεση (overstaffing), το οποίο ενδεχομένως έχει ως συνέπεια περιορισμένη κίνηση και δυσλειτουργία της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης. Αντιθέτως, η υπερβολική αφαίρεση οστού από το πίσω μέρος των κονδύλων μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την πρόσκρουση του περιφερικού άκρου του μηριαίου .

Βασικές αρχές για τις απελευθερώσεις των συνδέσμων, και την διόρθωση των μόνιμων παραμορφώσεων.

Για την παραμόρφωση σε ραιβότητα, η απελευθέρωση των μαλακών μορίων από την έσω πλευρά περιλαμβάνει την εν τω βάθει μοίρα του έσω πλαγίου, την οπίσθια έσω γωνία (συμπεριλαμβανομένου του ημιτενοντώδους) και την επιπολής μοίρα του έσω πλαγίου συνδέσμου.

Η διόρθωση μιας παραμόρφωσης σε βλαισότητα είναι διαδοχική με απελευθέρωση του οπίσθιο εξωτερικού θυλάκου, της λαγονοκνημιαίας ταινίας και του έξω πλαγίου συνδέσμου. Είναι προτιμητέο να διατηρηθεί η ακεραιότητα του ιγνυακού τένοντα προκειμένου να διατηρηθεί η



Εικόνα 3-13. Κενά σε κάμψη (αριστερά) και σε έκταση (δεξιά)

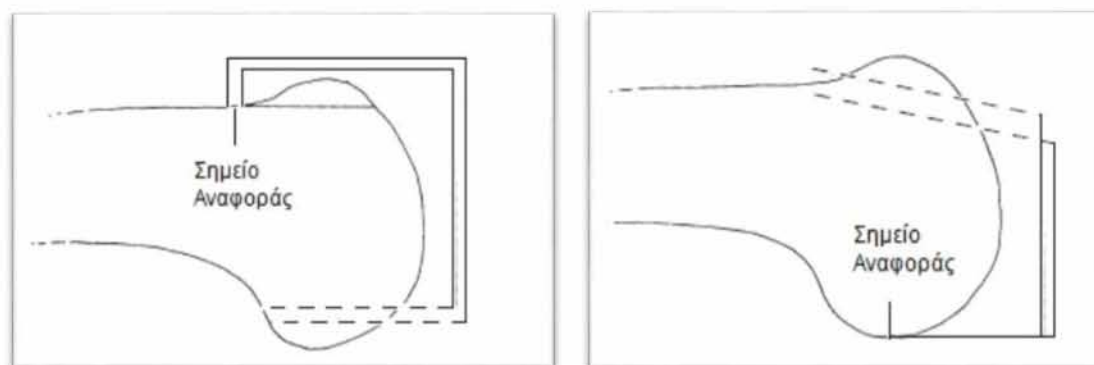
σταθερότητα του γόνατος σε κάμψη. Όποια και αν είναι η μόνιμη παραμόρφωση, η εξισορρόπηση των σφιχτών μαλακών μορίων είναι κρίσιμη για την αποκατάσταση του φυσιολογικού μηχανικού άξονα του γόνατος. Κρίσιμης σημασίας είναι τα κενά σε κάμψη και έκταση να είναι ίσα. (Εικόνα 3-13).

Η προσθοπίσθια σταθερότητα εξαρτάται από την εξισορρόπηση του κενού σε κάμψη και έκταση. Αυτά τα κενά επηρεάζονται από το μέγεθος της Μηριαίας προθέσεως, την ασυμμετρία του διαστήματος σε κάμψη, την σύγκαμψη και την απελευθέρωση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου. Κάθε μεταβλητή επηρεάζει το γόνατο με διαφορετικό τρόπο. Αποτυχία να αντιμετωπιστούν αυτά τα ζητήματα μπορεί να οδηγήσει σε οπίσθιο υπεξάρθρημα ή εξάρθρημα, άσχετα με τον σχεδιασμό της προθέσεως. Είναι λάθος η άποψη ότι η εξισορρόπηση των μαλακών μορίων που αποκαθιστά το μηχανικό άξονα στην ουδέτερη θέση στην έκταση, θα εξασφαλίσει και σταθερότητα στην κάμψη.

Πάντα πρέπει να ταιριάζει η μηριαία πρόθεση στην προσθοπίσθια διάμετρο του μηριαίου. Όταν τα το μηριαίο μετράται ότι είναι ενδιάμεσα μεταξύ 2 μεγεθών είναι προτιμότερο να χρησιμοποιείται το μικρότερο μέγεθος. Σε αυτήν την κατάσταση, ένα πρόσθιο σύστημα αναφοράς στην προσθοπίσθια διάμετρο αφαιρεί περισσότερο οστό από το οπίσθιο τμήμα του μηριαίου μεγαλώνοντας το κενό σε κάμψη, ενώ ένα οπίσθιο σύστημα αναφοράς αφαιρεί περισσότερο οστό από τον πρόσθιο τμήμα του μηριαίου με συνέπεια μια εγκοπή (Εικόνα 3-14).

Το ιδανικό σύστημα πρέπει να επιτρέπει έτσι ώστε η πρόσθετη αφαίρεση οστού να μοιράζεται μεταξύ πρόσθιας και οπίσθιας επιφάνειας του

κονδύλου του μηριαίου. Μικρή κάμψη της οστεοτομίας του περιφερικού άκρου του μηριαίου αποφεύγει την πρόσθια εντομή και επιτρέπει κάμψη του κάτω άκρου του μηριαίου.



Εικόνα 3-14. Η μέτρηση του μεγέθους της αφαιρέσεως οστού μπορεί να γίνει με αναφορά στο οπίσθιο ή το πρόσθιο τμήμα των κονδύλων. Η οπίσθια αναφορά προκαλεί μεταβλητή πρόσθια αφαίρεση όταν το μηριαίο μετράται σε ενδιάμεσα μεγέθη, ενώ η πρόσθια αναφορά προκαλεί μεταβλητή στην οπίσθια τομή.

Αυτή είναι συνήθως η περίπτωση με έναν φαρδύ περιφερικό μηριαίο του οποίου η προσθοπίσθια μέτρηση είναι 1 έως 2 χιλ. από την επόμενη μεγαλύτερη μηριαία πρόθεση.

Η εξωτερική στροφή της μηριαίας προθέσεως.

Η στροφή είναι προκαθορισμένη στις 3° , και μετράται σε σχέση προς το οπίσθιο τμήμα των κονδύλων ή σύμφωνα με τον άξονα των κονδύλων. Ο μηριαίος επικονδύλιος άξονας είναι αξιόπιστος και αναπαραγωγίμος οδηγός για τον καθορισμό της μηριαίας στροφής. Μετά από την εξισορρόπηση των μαλακών μορίων, τοποθετώντας την μηριαία πρόθεση κατά μήκος του επικονδυλίου άξονα δημιουργείται ένα ισορροπημένο ορθογώνιο διάστημα. Εκτός από την επίδραση του στην κίνηση της επιγονατίδας, η εσωτερική

στροφή του μηριαίου πρέπει να αποφευχθεί επειδή αυτό θα προκαλέσει ασυμμετρία του διαστήματος κάμψης. Αυτή η ασυμμετρία οδηγεί σε ένα τραπεζοειδές σχήμα σε κάμψη που θα ήταν σφιχτό στη έσω πλευρά και χαλαρό στην έξω πλευρά.

Ασυμμετρία του διαστήματος σε κάμψη μπορεί επίσης να σχετίζεται με την υπεραπελευθέρωση μιας βλαισής παραμόρφωσης. Αν και η πλήρης απελευθέρωση των έξω δομών θα διορθώσει την ευθυγράμμιση του άξονα στην έκταση, η υπεραπελευθέρωση θα οδηγήσει σε μια ασυμμετρία του διαστήματος σε κάμψη. Το επακόλουθο τραπεζοειδές διάστημα θα ήταν μεγαλύτερο στην έξω πλευρά απ' ό,τι στη έσω πλευρά. Η διόρθωση της βλαισής παραμόρφωσης πρέπει να είναι διαδοχική, επιμηκύνοντας τα έξω μαλακά μόρια και προσπαθώντας να διατηρήσει κανείς τη σταθερότητα σε κάμψη.

Μετά από την τυποποιημένη οστεοτομία του μηρού και της κνήμης, ένα γόνατο με προεγχειρητική σύγκαμψη θα έχει πιθανώς μία ανισορροπία σε κάμψη - έκταση. Το διάστημα σε κάμψη θα ήταν μεγαλύτερο από το διάστημα σε έκταση. Αν και να είναι ελκυστικό να χρησιμοποιήσει κανείς ένα λεπτότερο κνημιαίο τμήμα πολυαιθυλενίου, αυτό θα προκαλούσε αστάθεια σε κάμψη. Η σωστή αντιμετώπιση αυτής της κατάστασης είναι η απελευθέρωση του οπισθίου θυλάκου και η αφαίρεση πρόσθετου οστού από τον οπίσθιο τμήμα του περιφερικού άκρου του μηριαίου έτσι ώστε το κενό σε έκταση να είναι ίσο με το κενό σε κάμψη.

Τέλος, η σωστή προετοιμασία της επιγονατίδας εξασφαλίζει την βελτιωμένη απόδοση του εκτατικού μηχανισμού και μειώνει την συχνότητα των επιπλοκών. Η προετοιμασία της επιγονατίδας περιλαμβάνει μια

μετρημένη αφαίρεση οστού παράλληλα με τον πρόσθιο φλοιό. Το σύστημα οστό - πρόθεση επιγονατίδα, πρέπει να είναι τόσο παχύ όσο η αρχική επιγονατίδα. Ακόμα και με την επί τα εκτός τοποθέτηση του μηριαίου και του κνημιαίου τμήματος υποστηρίζεται ότι η πρόθεση της επιγονατίδας πρέπει να είναι επί τα εντός. Η αξιολόγηση της ολισθήσεως της επιγονατίδας κρίνεται από την εμπειροτεχνική μέθοδο "όχι αντίχειρας."

Η εμμονή σε αυτές τις βασικές αρχές και στις απλές και στις σύνθετες περιπτώσεις εξασφαλίζει επιτυχή έκβαση στην αρθροπλαστική.

Κεφάλαιο 4

4 Οστεοαρθρίτιδα.

4.1 Γενικά.

Η οστεοαρθρίτιδα (ΟΑ) αποτελεί την πιο κοινή μορφή αρθρίτιδας και μια από τις πιο σημαντικές αιτίες χρόνιας φυσικής ανικανότητας στον κόσμο, κυρίως λόγω της προσβολής των αρθρώσεων του γόνατος και του ισχίου. Βεβαίως, δεν παρουσιάζουν όλοι οι ασθενείς κλινική συμπτωματολογία. Παρόλα αυτά σύμφωνα με τις εκτιμήσεις του Παγκόσμιου Οργανισμού Υγείας (WHO), αποτελεί το 10% των ασθενών με σωματική ανικανότητα σε πληθυσμό άνω των 60 ετών και επηρεάζει την ποιότητα της ζωής πάνω από 20.000.000 Αμερικάνων πολιτών [29]. Ενδεικτικά, η συχνότητα της ΟΑ του γόνατος που οδηγεί σε ανικανότητα είναι ίση με αυτή με την ανικανότητα που προκαλούν τα καρδιοαναπνευστικά νοσήματα [30]. Η θεραπευτική αντιμετώπιση που εφαρμόζεται σήμερα, στοχεύει περισσότερο στη βελτίωση των κλινικών συμπτωμάτων και λιγότερο στην καθυστέρηση της εξέλιξης της νόσου. Η προοδευτική επιδείνωση της πάθησης που οδηγεί σε σωματική ανικανότητα, αποτελεί την κύρια ένδειξη χειρουργικής θεραπείας με ολική αρθροπλαστική.

Η αύξηση της επίπτωσης της νόσου με την ηλικία αναμένεται να οδηγήσει στην αύξηση του αριθμού των συμπτωματικών ασθενών από το 15% (40 εκατομμύρια) του πληθυσμού που είναι σήμερα στις ΗΠΑ, στο 18% (59 εκατομμύρια) μέχρι το 2020 [29]. Επομένως καθίσταται αναγκαία η περαιτέρω κατανόηση των παραγόντων που οδηγούν στην έναρξη και στην επιδείνωση της πάθησης, ώστε να δοθεί η δυνατότητα εφαρμογής θεραπευτικών σχημάτων που τροποποιούν την εξέλιξή της.

4.2 Ταξινόμηση.

Η οστεοαρθρίτιδα κατατάσσεται σε δύο κύριες κατηγορίες: στην πρωτοπαθή (ή ιδιοπαθή) και στη δευτεροπαθή, η οποία οφείλεται σε μεταβολικά νοσήματα, σε ανατομικές ανωμαλίες, σε τραυματισμό ή σε φλεγμονώδεις παθήσεις όπως η ρευματοειδής αρθρίτιδα.

4.3 Παθοφυσιολογία.

Η οστεοαρθρίτιδα δε θεωρείται μια κλασσική φλεγμονώδης αρθροπάθεια, λόγω της απουσίας ουδετερόφιλων από το αρθρικό υγρό και της απουσίας συστηματικών κλινικών συμπτωμάτων που προκαλούνται σε φλεγμονώδεις καταστάσεις. Παρόλα αυτά, μπορεί να εκδηλώνονται τοπικά σημεία και συμπτώματα φλεγμονής, όπως το άλγος της άρθρωσης, το οίδημα και ο περιορισμός της κινητικότητας, που οδηγούν σε σημαντική ελάττωση της φυσικής δραστηριότητας [31]. Εν τούτοις, το βασικό ερώτημα για τον ακριβή ρόλο της αρθρικής φλεγμονής στην ΟΑ εξακολουθεί να παραμένει. Σε αυτήν τη φλεγμονώδη διαδικασία εκδηλώνεται διήθηση του αρθρικού θυλάκου και του υμένα από Β και Τ λεμφοκύτταρα, και αυξημένη έκφραση προφλεγμονωδών διαβιβαστών κατά την πρώιμη και την προχωρημένη φάση της νόσου [13]. Η παρουσία της φλεγμονής αποτελεί σημαντικό παράγοντα που συντελεί στην απορρύθμιση της λειτουργίας των χονδροκυττάρων, οδηγώντας τελικά σε διαταραχή της ισορροπίας μεταξύ των καταβολικών και αναβολικών ιδιοτήτων τους και σε διαταραχή της ανακατασκευής του χόνδρου. In vivo και in vitro μελέτες έχουν δείξει, πως τα χονδροκύτταρα παράγουν μεγάλο αριθμό κυτταροκινών και χημειοκινών που ανευρίσκονται στους ιστούς και στο αρθρικό υγρό της πάσχουσας άρθρωσης. Έχει αποδειχθεί η στενή συσχέτιση μεταξύ των

αυξημένων επιπέδων καταβολικών ενζύμων και της παρουσίας στο αρθρικό υγρό ασθενών με ΟΑ μεσολαβητών της φλεγμονής, όπως οι προσταγλανδίνες, η IL-1β, το NO και ο Tumor Necrosis Factor (TNF-α) [32]. Παρόλο που ο μηχανισμός που προκαλεί την έκλυση των φλεγμονωδών παραγόντων παραμένει ακόμα αδιευκρίνιστος, θεωρείται πως ρόλο στην ενεργοποίηση του παίζουν μηχανικοί παράγοντες και το οξειδωτικό stress. Τα χονδροκύτταρα του οστεοαρθρικού χόνδρου και κυρίως αυτά που βρίσκονται σε συσσωματώματα (clusters), εκφράζουν IL-1, Caspase-1 και IL-1 receptor (IL-1R). Η συγκέντρωση της IL-1 που παράγεται είναι τόση ώστε να εκλύει την έκφραση των MMPs, των aggrecanases και άλλων καταβολικών ενζύμων, και να οδηγεί στην εναπόθεση των MMPs 1, 3, 8, 13 και TNF-α μέσα στο μεσοκυττάριο χώρο του οστεοαρθρικού χόνδρου [33], [34]. Επιπρόσθετα, οι IL-1 και TNF-α επάγουν τη σύνθεση της προσταγλανδίνης E2 (PGE2), διεγείροντας την έκφραση της κυκλοξυγενάσης (COX-2), της PGE synthase - 1 καθώς και της φωσφωλιπάσης A2. Η IL-1β επάγει την έκφραση και άλλων προφλεγμονωδών κυτταροκινών, όπως η IL-6, ο Leukemia Inhibitory Factor (LIF), η IL-17, η IL-18, καθώς και άλλων χημειοκινών που συμμετέχουν στον καταβολισμό του αρθρικού χόνδρου [32]. Ακόμα, οι ανωτέρω παράγοντες καταστέλλουν την έκφραση ενός αριθμού γονιδίων που συνδέονται με το φαινότυπο των διαφοροποιημένων χονδροκυττάρων, συμπεριλαμβάνοντας των COL2A1 (Collagen gene type II) στις ανώτερες στοιβάδες του αρθρικού χόνδρου, οδηγώντας σε μια προοδευτική απώλεια της μεσοκυττάριας ουσίας του [35].

4.4 Ο ρόλος του υποχονδρίου οστού στην παθογένεση και εξέλιξη της ΟΑ.

Η ΟΑ χαρακτηρίζεται από προοδευτικές μεταβολές τόσο στις δομικές όσο και στις λειτουργικές ιδιότητες του υποχονδρίου οστού. Μελέτες σε ανθρώπους αλλά και σε ζωικά μοντέλα, όπως σε μεγάλης ηλικίας ινδικά χοιρίδια, με τη χρήση ιστολογικών και απεικονιστικών μεθόδων όπως MRI, ανέδειξαν πως οι εκφυλιστικές αλλοιώσεις στον αρθρικό χόνδρο συνοδεύονται από τοπικές αλλαγές και στο υποχόνδριο οστό, που περιλαμβάνουν το σχηματισμό κύστεων και τη μεταβολή στο πάχος του οστεοειδούς και του φλοιώδους οστού [36]–[40]. Αυτές οι σκελετικές αλλαγές είναι το αποτέλεσμα μοριακών μηχανισμών και παραγόντων που ελέγχουν τη συμπεριφορά των κυτταρικών πληθυσμών του οστού κατά τις διαδικασίες της διαμόρφωσης (Modeling) και ανακατασκευής του (Remodeling).

Οι ανωτέρω αλλαγές δεν είναι ομοιογενείς, αλλά σχετίζονται με τις διαφορές στη δομή και στην οργάνωση του οστού που εξαρτώνται από την εντόπισή του μέσα στην άρθρωση. Επομένως, συνδέονται με την ανατομία του που περιλαμβάνει το εγγύς υποχόνδριο οστό, το άπω φλοιώδες υποχόνδριο οστό και το οστό που ευρίσκεται στο χείλος των αρθρώσεων. Το υποχόνδριο οστό αποτελείται από φλοιώδες οστό που δεν εμφανίζει πόρους και έχει πτωχή αγγείωση. Διαχωρίζεται από τον υπερκείμενο αρθρικό χόνδρο από μια ζώνη ασβεστοποιημένου χόνδρου. Μεταξύ του υαλώδους χόνδρου και της ζώνης του ασβεστοποιημένου χόνδρου υπάρχει μια περιοχή που ονομάζεται “tide- mark” zone, και εμφανίζεται ως μια μεταχρωματική γραμμή κατά την ιστολογική χρώση και οριοθετεί τα ανωτέρω επίπεδα [40]. Επειδή διαφορετικοί τοπικοί περιβαλλοντικοί παράγοντες δρουν σε κάθε ανατομικό οστικό επίπεδο,

οδηγούμεστε σε ανόμοιες διαδικασίες ανακατασκευής και προσαρμογής κατά την εξέλιξη της ΟΑ. Τόσο η αρχιτεκτονική, όσο και οι ιδιότητες του περιαρθρικού φλοιώδους και δοκιδωτού οστού τροποποιούνται στην ΟΑ με την κυτταρική διαδικασία της διαμόρφωσης και της ανακατασκευής. Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες, το οστό δεν παρουσιάζει κυτταρική δραστηριότητα. Όμως, μηχανικοί παράγοντες μπορεί άμεσα να τροποποιήσουν όχι μόνο τα δομικά χαρακτηριστικά του οστού, μέσω της πρόκλησης μικρών οστικών ασυνεχειών (microcracks), αλλά ταυτόχρονα να οδηγήσουν σε αλλαγή της μεταβολικής δραστηριότητας των οστικών κυττάρων [36], [41]–[43]. Η διαδικασία της ανακατασκευής (remodeling) αρχίζει με την ενεργοποίηση της οστικής απορρόφησης μέσω των οστεοκλαστών. Οι οστεοκλάστες αποτελούν μονοκύτταρα μακροφάγα κύτταρα που εμφανίζουν υψηλή εξειδίκευση στην αποδόμηση του οστίτη ιστού [44].

Η φάση της οστικής απορρόφησης ακολουθείται από τη φάση του σχηματισμού οστού, που γίνεται μέσω των οστεοβλαστών. Σε φυσιολογικές καταστάσεις, η ποσότητα του οστού που σχηματίζεται βρίσκεται σε ισορροπία με την ποσότητα του οστού που απορροφάται. Αυτή η ισορροπία βασίζεται στην ενεργοποίηση τόσο των οστεοβλαστών, όσο και των οστεοκλαστών, και χαρακτηρίζει την διαδικασία της ανακατασκευής. Επιπλέον, επιτρέπει την προσαρμογή του σκελετού στην εφαρμογή μηχανικών δυνάμεων και αποτελεί ένα μηχανισμό επιδιόρθωσης οστικών βλαβών κατά την άσκηση υψηλών μηχανικών φορτίων [42], [45].

Ένας επιπλέον μηχανισμός που ενεργοποιείται είναι η διαδικασία της οστικής διαμόρφωσης (modeling), που μπορεί να οδηγήσει σε αλλαγή της οστικής αρχιτεκτονικής και του οστικού όγκου. Αντίθετα με τη διαδικασία της

ανακατασκευής, εδώ δεν υπάρχει ισορροπία μεταξύ της οστικής δημιουργίας και της απορρόφησης, με αποτέλεσμα τη δημιουργία οστίτη ιστού. Γενικά, η οστική διαμόρφωση, αντιπροσωπεύει μηχανισμό άμεσης τοπικής εναπόθεσης οστού στις οστικές επιφάνειες.

Ακόμα ένας μηχανισμός που ασκείται στο περιαρθρικό οστό αφορά στη διαδικασία της οστεοποίησης του χόνδρου (endochondral ossification), κατά την οποία σχηματίζεται νέο οστό αντικαθιστώντας το χόνδρο [36], [43], [46], [47]. Κατά την περίοδο της σκελετικής αύξησης και ανάπτυξης στην παιδική ηλικία, ο συγκεκριμένος μηχανισμός εντοπίζεται στους συζευκτικούς χόνδρους και συντελεί στην σκελετική αύξηση και στην οστική επιμήκυνση. Στην οστεοαρθρίτιδα η οστεοποίηση του χόνδρου και η ενδομεμβρανώδης οστεοποίηση του ινοαγγειακού ιστού οδηγεί σε λέπτυνση του χόνδρου και τελικά σε αντικατάστασή του από σκληρό οστό στην αρθρική του επιφάνεια. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται οστεοσκλήρυνση (eburnation), και χαρακτηρίζεται όχι μόνο από την ύπαρξη αυξημένης πυκνότητας συμπαγούς οστού στην αρθρική επιφάνεια, αλλά και από σκλήρυνση του υποχονδρίου οστού [48].

Οι ανωτέρω αλλαγές στο υποχόνδριο οστό οδηγούν σε αλλαγές των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων του οστίτη ιστού και επιδρούν στον υπερκείμενο αρθρικό χόνδρο. Αρχικά προτάθηκε από τους Radin and Rose, ότι ο αυξημένος όγκος και το πάχος του υποχονδρίου οστού στην ΟΑ συνοδεύεται με αυξημένη σκληρότητα του ιστού και οδηγεί σε φθορά του αρθρικού χόνδρου [49]. Έχει αποδειχθεί από μεγάλο αριθμό απεικονιστικών τεχνικών πως η ΟΑ συνοδεύεται από αύξηση του υποχόνδριου οστικού όγκου και οδηγεί στην οστική σκλήρυνση που ανιχνεύεται και στις απλές ακτινογραφίες [40], [42].

Ένα ακόμη χαρακτηριστικό της προοδευτικής οστεοαρθρίτιδας είναι ο σχηματισμός υποχονδρίων ψευδοκύστεων. Αυτές οι κύστεις περιέχουν κυρίως υγρό από ινομυξοειδές υλικό με μικρού μεγέθους, συνήθως μη ορατά, κομματάκια οστού ή χόνδρου. Όταν είναι ώριμες περιβάλλονται από λεπτό στρώμα αντιδραστικού οστού. Η πιο αποδεκτή θεωρία για το σχηματισμό τους αναφέρει πως η άσκηση ενδοαρθρικής πίεσης μέσω των οστεοχόνδρινων ασυνεχειών οδηγεί σε τοπικές νεκρώσεις. Αυτό υποστηρίζεται και από το γεγονός πως οι ψευδοκύστες εξαφανίζονται με την επιδείνωση της νόσου, όταν οι αρθρικές επιφάνειες έχουν αντικατασταθεί από ένα συμπαγές στρώμα οστεοσκληρυντικού οστού [50].

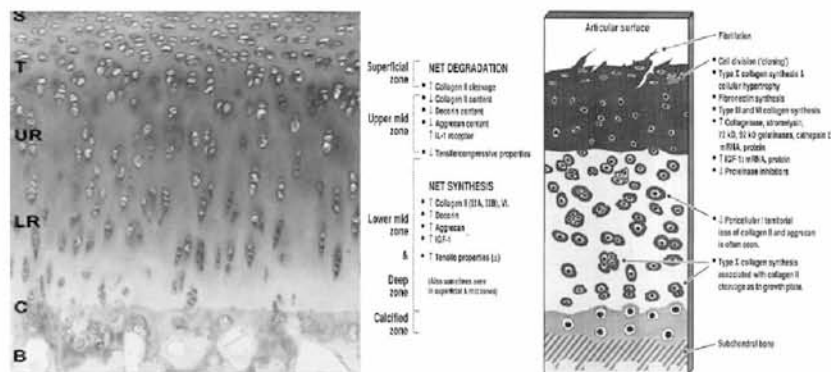
Ένα άλλο χαρακτηριστικό της οστεοαρθρίτιδας είναι ο σχηματισμός ενδοχόνδριου οστού είτε στη βάση του αρθρικού χόνδρου είτε στις παρυφές της άρθρωσης, όπου σχηματίζονται τα οστεόφυτα. Τα μεγάλα οστεόφυτα χαρακτηρίζουν την πρωτοπαθή οστεοαρθρίτιδα. Η απουσία τους με την ταυτόχρονη παρουσία οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων υποδεικνύει πως η νόσος είναι το αποτέλεσμα οστικών λύσεων φλεγμονώδους αιτιολογίας, δηλαδή δευτεροπαθούς οστεοαρθρίτιδας [51].

Ένα ακόμα χαρακτηριστικό φαινόμενο είναι η παρουσία ελεύθερων οστεοχόνδρινων σωματιδίων μέσα στην άρθρωση γνωστά και ως «φασολάκια» - joint mice. Αυτά αποτελούνται από χόνδρο που περιβάλλεται από νεκρωμένο οστό. Ως αιτία δημιουργίας τους έχουν αναφερθεί η υποχόνδρια νέκρωση, η διαταραχή της ενδοχόνδριου οστεοποίησης και η μηχανική απόσπαση.

4.5 Ιστολογική εμφάνιση οστεοαρθριτικών αλλοιώσεων.

Ο αρθρικός χόνδρος αποτελείται σε μεγάλο βαθμό από εξωκυττάριο χώρο που συντίθεται από τα χονδροκύτταρα [52]. Στις αρθρικές επιφάνειες, το

στρώμα του υαλώδους αρθρικού χόνδρου έρχεται σε επαφή από τη μια πλευρά με την αρθρική κοιλότητα και το αρθρικό υγρό και από την άλλη με το υποχόνδριο οστό. Η οργάνωση του εξωκυτταρίου χώρου και η κατανομή του σε σαφώς αφοριζόμενες ζώνες διαφέρουν μεταξύ ανώριμου και ώριμου χόνδρου. Σε νεαρά άτομα το στρώμα του αρθρικού χόνδρου είναι παχύτερο και τα χονδροκύτταρα παρουσιάζουν τυχαία κατανομή. Κατά τη διάρκεια ωρίμανσης του συγκεκριμένου ιστού, τα κύτταρα παρουσιάζουν πιο συγκεκριμένη κατανομή και ο εξωκυτταρίος χώρος χωρίζεται σε σαφώς αφοριζόμενες ζώνες. Οι ζώνες αυτές του αρθρικού χόνδρου αποτελούν την επιφανειακή (superficial), τη μέση (transitional), τη βαθύτερη (radial), καθώς και τη στοιβάδα του ασβεστοποιημένου χόνδρου (calcified). Οι συγκεκριμένες αλλαγές συνδέονται με σημαντική αύξηση της μηχανικής αντοχής του χόνδρου, λόγω της αυξημένης ανθεκτικότητας του σε συμπιεστικές και σε διατατικές δυνάμεις [53] (Εικόνα 4-1).



Εικόνα 4-1. Στην αριστερή φωτογραφία διακρίνονται οι ιστολογικές στοιβάδες του αρθρικού χόνδρου σε ενήλικο κουνέλι. S: Superficial, T: Transitional, UR: Upper Radial, LR: Lower Radial C: Calcified zone. Στη δεξιά φωτογραφία σχηματικά αναφέρονται οι σημαντικότερες ιστοχημικές αλλαγές στον αρθρικό χόνδρο σε ασθενή με ΟΑ ιστολογικής βαρύτητας κατά Mankin 2 – 7 (Moskowitz et al 2007)

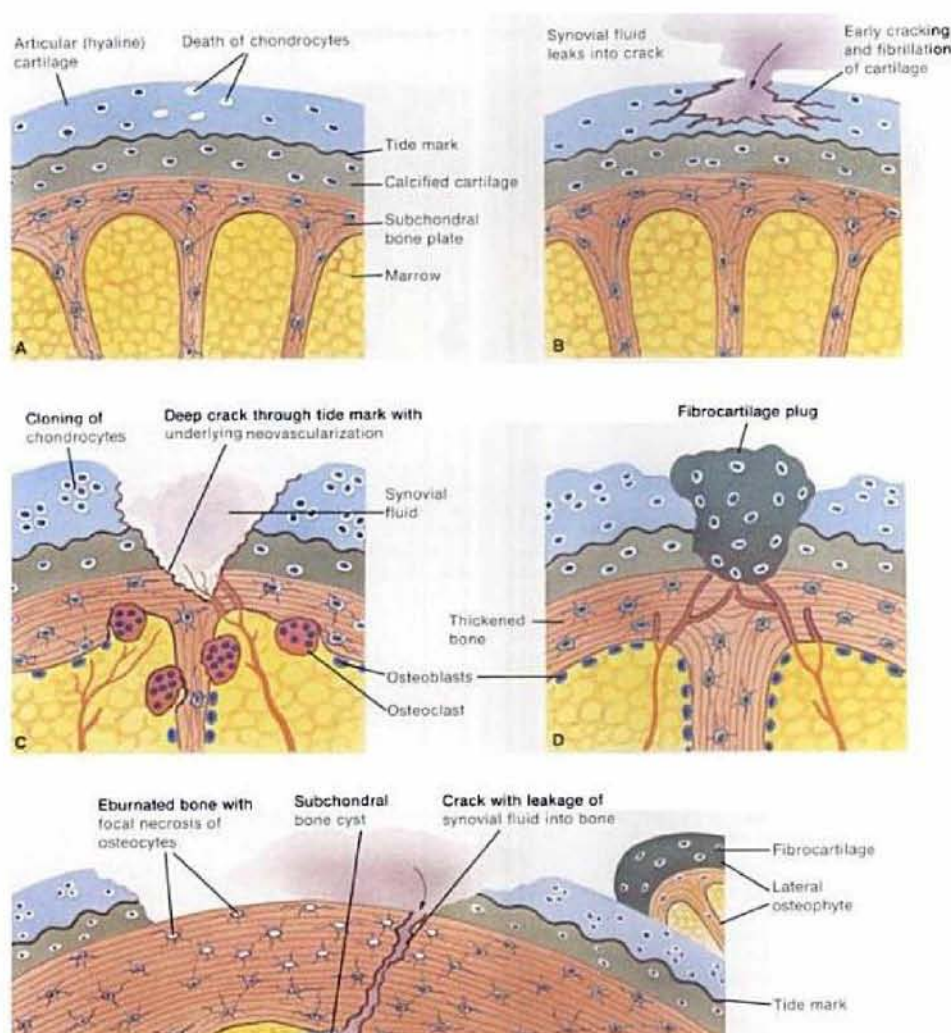
Το χονδροκύτταρο είναι ο μοναδικός τύπος κυττάρου που βρίσκεται στο μεσοκυτταρίο χώρο του χόνδρου ενήλικα ατόμου. Παρουσιάζει χαμηλή μεταβολική δραστηριότητα και μπορεί να επιβιώσει υπό καταστάσεις σχετικής υποξίας και σε απουσία αγγειακής κυκλοφορίας. Το συγκεκριμένο κύτταρο είναι αποκλειστικά υπεύθυνο για την ανακατασκευή και τη διατήρηση της

λειτουργικής και δομικής ακεραιότητας του χόνδρου, παρόλο που διαθέτει μικρή αναγεννητική ικανότητα. Στα ενήλικα άτομα τα χονδροκύτταρα είναι πλήρως διαφοροποιημένα κύτταρα που παραμένουν μέσα στο χονδρικό ιστό και μετά το σχηματισμό του. Το χονδροκύτταρο παίζει πρωτεύοντα ρόλο στην παθογένεση της οστεοαρθρίτιδας, καθώς αλληλεπιδρά στα περιβαλλοντικά ερεθίσματα οδηγώντας σε αποδόμηση του μεσοκυττάριου χώρου και σε ενεργοποίηση της διαδικασίας που είναι απαραίτητη για την επιδιόρθωση του χόνδρου. Σε απουσία της νόσου, τα χονδροκύτταρα παρουσιάζουν χαμηλούς μεταβολικούς ρυθμούς και χαμηλούς ρυθμούς αντικατάστασης των πρωτεϊνών του μεσοκυττάριου χώρου, όπου για παράδειγμα ο χρόνος ημίσειας ζωής για το κολλαγόνο είναι μεγαλύτερος από 100 έτη [54].

Κατά την πρώιμη φάση της οστεοαρθρίτιδας υπάρχουν στοιχεία πως παρουσιάζεται μια αυξημένη συνθετική δραστηριότητα για την αναγέννηση του μεσοκυττάριου χώρου με ειδικά στοιχεία του μεσοκυττάριου χώρου όπως η αγγρεκάνη, και το κολλαγόνο τύπου II, IX, XI και IV [54]. Η διαταραχή της μεταβολικής δραστηριότητας των χονδροκυττάρων στην οστεοαρθρίτιδα φαίνεται και από την παρουσία ινοχόνδρινου ιστού, την παρουσία συσσωματωμάτων των χονδροκυττάρων (clusters), καθώς και από αλλαγές της ποιότητας, της κατανομής και της εναπόθεσης των πρωτεϊνών του μεσοκυττάριου χώρου [55]. Οι ανωτέρω βιοχημικές, εμβιομηχανικές και μορφολογικές αλλαγές που συμβαίνουν στον αρθρικό χόνδρο μπορούν να εντοπιστούν μακροσκοπικά με τη χρήση ιστοπαθολογικών μεθόδων (Εικόνα 4-2).

Για την ιστοπαθολογική ταξινόμηση της βαρύτητας της οστεοαρθρίτιδας χρησιμοποιείται ευρέως το Mankin score (Πίνακας 4-1). Αυτό αποτελείται από

το συνδυασμό των μορφολογικών δομικών αλλαγών (0-6 βαθμοί), των κυτταρικών ανωμαλιών (0-3 βαθμοί), της χρώσης του μεσοκυττάριου χώρου (0-4 βαθμοί) και της ακεραιότητας της tidemark περιοχής (0-1 βαθμοί). Στο τελικό αποτέλεσμα, οι 0 βαθμοί αντανakλούν το φυσιολογικό χόνδρο, ενώ οι 14 βαθμοί την πιο βαρεία μορφή της οστεοαρθρίτιδας. Η ιστοπαθολογική ταξινόμηση της βαρύτητας της οστεοαρθρίτιδας σύμφωνα με το Mankin score σχετίζεται άμεσα με τη μεταβολική κατάσταση που βρίσκονται τα χονδροκύτταρα σε κάθε στάδιο της πάθησης [56].



Εικόνα 4-2. Αλλοιώσεις που λαμβάνουν χώρα κατά την εξέλιξη της OA (Rubin and Reisner 2009).

A – B: Η απόπτωση των χονδροκυττάρων οδηγεί σε ρωγμές τον αρθρικό χόνδρο που ακολουθείται από εισροή αρθρικού υγρού και περαιτέρω απώλεια και εκφύλιση του χόνδρου **C - D:** Το αποτέλεσμα της ανωτέρω διαδικασίας είναι η λέπτυνση του χόνδρου. Κάτω από την tidemark zone από την επίφυση αναπτύσσονται νέα αγγεία και εναποτίθεται ινοχόνδρινος ιστός **E:** Ο ινοχόνδρινος ιστός δεν παρέχει μηχανική σταθερότητα και σταδιακά εξαλείφεται, προκαλώντας την αποκάλυψη του υποχονδρίου οστού που παχύνεται και οδηγείται σε οστεοσκλήρυνση (eburnation). Σε περίπτωση ρωγμής σε αυτήν την περιοχή, αρθρικό υγρό εισέρχεται στο σπόνγγώδες τμήμα του δημιουργώντας ψευδοκύστη. Η εστιακή ανάπτυξη οστού στις άκρες της αρθρικής επιφάνειας οδηγεί στον σχηματισμό οστεόφυτων.

**Πίνακας 4-1. Το τροποποιημένο σύστημα ταξινόμησης ιστολογικής βαρύτητας της ΟΑ
κατά Mankin.**

I- Articular cartilage morphology:

Normal = 0

Abnormal surface = 1

Pannus+ abnormal surface =2

Fissures up to the transitional zone = 3

Fissures up to the radial zone = 4

Fissures up to the tidemark zone = 5

Ulceration = 6

II- Arrangement of chondrocytes:

Normal =0

Hypercellularity = 1

Aggregation = 2

Hypocellularity = 3

III – Sarfarine – O, Thionine, Alcian blue

Normal = 0

Slight reduction = 1

Moderate reduction = 2

Severe reduction = 3

No staining = 4

IV- Tidemark integrity:

Intact = 0

Disrupted by blood vessels=1

Κεφάλαιο 5

5 Ανασκόπηση της βιβλιογραφίας.

Πρώτος ο Richard Laskin το 1994 παρουσίασε τα αποτελέσματα από την χρήση της προθέσεως Genesis I τοποθετημένης με οστικό τσιμέντο και διατήρηση του οπισθίου χιαστού σε μία σειρά ασθενών με χρόνο μετεγχειρητικής παρακολουθήσεως 3 ετών [14]. Οι αρθροπλαστικές έγιναν μεταξύ 1988 και 1990 σε 77 ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα του γόνατος. Η μέση ηλικία των ασθενών ήταν 71 (62-91). Προεγχειρητικά 97% των ασθενών είχαν μέτριο έως σοβαρό πόνο στο γόνατο. Η εκτίμηση του κλινικού αποτελέσματος έγινε με την χρήση του Knee Society rating system. Μετεγχειρητικά 72% δεν είχε καθόλου πόνο και 28% ήπιο μόνο άλγος κυρίως κατά την κάθοδο κλίμακας. Μετεγχειρητικά η κάμψη στο χειρουργημένο γόνατο ήταν κατά μέσο όρο 112° (90°-120°) σε σύγκριση με 100° (85°-130°) που ήταν προεγχειρητικά. 94% των γονάτων είχε λιγότερο από 10 χιλ. προσθοπίσθια αστάθεια και 97% των γονάτων είχε λιγότερο από 10° πλαισιόπλάγια αστάθεια. Η ακτινολογική εκτίμηση έγινε με προσθοπίσθιες και πλάγιες του γόνατος ακτινογραφίες σε φόρτιση και κατ'εφαπτομένη της επιγονατίδας σε 30° κάμψη του γόνατος. Μόνο σε 4 από τα 77 γόνατα υπήρξαν ακτινοδιαγαστικές γραμμές στην επιφάνεια τσιμέντου-οστού στην επιγονατίδα. Σε 5% υπήρξαν ακτινοδιαγαστικές γραμμές στην επιφάνεια τσιμέντου-οστού στην κνημιαία πρόθεση μικρότερες του 1 χιλ.(Ζώνες I ή IV). Συνολικά 73% των ασθενών στα 3 χρόνια μετεγχειρητικά είχαν άριστο αποτέλεσμα και 24% καλό αποτέλεσμα.

Οι Jeffrey G. Mokris, MD, Stephen W. Smith, MD, and Steven E. Anderson, 1997 παρουσίασαν τα αποτελέσματα τους σε μία σειρά 120 γονάτων σε 111 ασθενείς που χειρουργήθηκαν μεταξύ 1988 και 1991 [57]. Επανεξετάστηκαν 90 ασθενείς με 105 γόνατα 4.25 (3-6) χρόνια κατά μέσο όρο μετεγχειρητικά. Η ηλικία των ασθενών ήταν 68,7 (41-86) χρόνια κατά μέσο όρο και το σωματικό βάρος 82.55 Kgr. Η διάγνωση ήταν οστεοαρθρίτιδα σε 97, ρευματοειδής αρθρίτιδα σε 6, μετατραυματική αρθρίτιδα σε 1, οστεονέκρωση σε 1 περίπτωση. Στο 94% των περιπτώσεων διατηρήθηκε ο οπίσθιος χιαστός. Σε 55 γόνατα τοποθετήθηκε η πρόθεση με τσιμέντο και σε 49 τοποθετήθηκε μόνο η κνημιαία πρόθεση με τσιμέντο και η μηριαία χωρίς τσιμέντο. Σε μία περίπτωση ολόκληρη η πρόθεση στερεώθηκε χωρίς τσιμέντο. Η κλινική εκτίμηση έγινε με την χρήση του Knee Society rating system και η ακτινολογική με το αντίστοιχο Knee Society roentgenographic evaluation system. Τα αποτελέσματα είχαν ως εξής. Το προεγχειρητικό score 50 (12-79) έφθασε το 96(48-100) στον 1 χρόνο μετεγχειρητικά. Το μέσο λειτουργικό score από 41 (5-80) έφθασε το 94(48-100). Το προεγχειρητικό εύρος κινήσεως από 104° (50° -130°) έφθασε τις 113° (60-135°). Συνολικά 95% των ασθενών είχαν άριστο αποτέλεσμα, 4 καλό και 1 πτωχό. Ακτινολογικός δεν υπήρξαν διαυγαστικές γραμμές προοδευτικά επεκτεινόμενες ούτε εμφανής χαλάρωση σε κάποια αρθροπλαστική.

Οι Andrew L.Chen, και συν. το 2001 παρουσίασαν τα μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα της Genesis I κλινικά και ακτινολογικά [58]. Ανασκόπησαν 110 γόνατα σε 72 ασθενείς, που είχαν χειρουργηθεί μεταξύ 1990-1995, 7.3 χρόνια μετεγχειρητικά κατά μέσο όρο. (Κλινική εκτίμηση με το Knee Society pain and functional scores, ακτινολογική εκτίμηση και survivorship analysis, καθώς και

το Western Ontario και McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) ερωτηματολόγιο. Το εύρος κινήσεως αυξήθηκε από 96.3° (45°-120°) σε 112,5° (65-135°) μετεγχειρητικά. Η βαθμολογία του πόνου και της λειτουργίας από 55 (23-72) και 44 (5-75) σε 92 (68-100) και 88 (50-100) αντίστοιχα. Συνολικά 91% των ασθενών είχαν άριστο αποτέλεσμα 1 πτωχό και 2 κακά. Οι βαθμολογίες WOMAC αυξήθηκαν σημαντικά σε κάθε υποκατηγορία (πόνου, δυσκαμψίας, δραστηριότητας). Η επιβίωση κατά Kaplan-Meier ήταν 97% στα 10 χρόνια. Δεν υπήρξε καμία χαλάρωση προθέσεως στην εργασία αυτή.

Ο Richard S. Laskin με δεύτερη εργασία του το 2001 παρουσιάζει τα αποτελέσματα του σε μία σειρά 100 ασθενών με οστεοαρθρίτιδα στους οποίους τοποθέτησε την Genesis I στερεώνοντας την με οστικό τσιμέντο με μέση μετεγχειρητική παρακολούθηση 10 έτη [59]. Συγκρίνει δε την διατήρηση του οπίσθιου χιαστού (56 περιπτώσεις) σε αντιδιαστολή με την θυσία του οπίσθιου χιαστού και την τοποθέτηση posterior stabilized προθέσεως. Στην πρώτη ομάδα η μέση ηλικία ήταν 69 έτη, το μέσο βάρος 89 kg και η μέση κάμψη στο γόνατο προεγχειρητικά 112°. Στην δεύτερη ομάδα (44 περιπτώσεις) η μέση ηλικία ήταν 70 έτη, το μέσο βάρος 90 kg και η μέση κάμψη στο γόνατο προεγχειρητικά 115°. Η ένδειξη για την posterior stabilized πρόθεση ήταν σύγκαμψη ή παραμόρφωση σε ραιβότητα ή βλαισότητα >15°-20°. Μετεγχειρητικά πάνω από το 95% των ασθενών και στις δύο ομάδες είχαν εξαιρετική ανακούφιση από τον πόνο. Το μέσο εύρος κάμψεως ήταν 114° στην πρόθεση τύπου posterior stabilized και 117° εκεί που διατηρήθηκε ο οπίσθιος χιαστός. Ακτινοδιαγραφαστικές γραμμές στην πρόθεση της κνήμης (όες στις Ζώνες I ή IV <1 χιλ.) παρατηρήθηκαν στο 12% εκεί όπου διατηρήθηκε ο οπίσθιος χιαστός και 2% στα posterior stabilized γόνατα. Στα

10 χρόνια 76% των ασθενών μεν πρόθεση με διατήρηση του οπισθίου χιαστού είχαν άριστα αποτελέσματα και 20% καλά. Στην ομάδα με posterior stabilized γόνατα Τα αντίστοιχα ποσοστά ήσαν 75% και 23%. Η επιβίωση της αρθροπλαστικής ήταν 96% στην ομάδα με διατήρηση του οπισθίου χιαστού και 97% στην ομάδα με posterior stabilized πρόθεση.

Οι Yoshinori Ishii, T, Yoshikazu Matsudaa, Shigeo Sakatab, Naoaki Ondac, Go Omoric το 2005 δημοσίευσαν τα αποτελέσματα τους 5-10 μετεγχειρητικά με την χρήση της προθέσεως Genesis I (1991-1997),σε 74 ασθενείς ,συνολικά 82 γόνατα [60]. Στην σειρά τους περιλαμβάνονταν 10 άνδρες και 64 γυναίκες με μέσο όρο ηλικίας 78 (48-88) έτη και μέσο όρο μετεγχειρητικής παρακολουθήσεως 7 έτη. Το μέσο σωματικό τους βάρος ήταν 56 kgr (38-96). 70 αρθροπλαστικές στερεώθηκαν με τσιμέντο και 12 χωρίς τσιμέντο. Η διάγνωση ήταν 60 περιπτώσεις οστεοαρθρίτιδας, 19 ρευματοειδούς αρθρίτιδας 2 μετατραυματικής αρθρίτιδας και 1 οστεονεκρώσεως.

Προεγχειρητικά το μέσο HSS score ήταν 39. Μετεγχειρητικά βελτιώθηκε σε 92. Το μέσο εύρος κινήσεως προεγχειρητικά ήταν 82° και έγινε 108°. Κλινικά υπήρχαν 63 γόνατα με άριστα (77%) 14 με καλά (17%) 4 με μέτρια (5%) και 1 με πτωχό (1%) αποτελέσματα.

Ο Βύρων Χαλίδης και οι συνεργάτες του στην εργασία τους από το 2011 παρουσίασαν μέσο-μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της Genesis I [61]. Ανασκόπησαν 393 γόνατα σε 345 ασθενείς για διάστημα περίπου 10 ετών μετεγχειρητικά κατά μέσον όρο 10 με 16 έτη. Η κλινική εκτίμηση με το Knee Society score και το functional score, έδειξε καλύτερευση από 29 σε 91 και 25 σε 85 αντίστοιχα. Η ακτινολογική εκτίμηση έδειξε μικρές ακτινοδιαυγαστικές

γραμμές χωρίς ιδιαίτερη πρόοδο σε 16 μηνιαία εμφυτεύματα σε ποσοστό 4% και σε 101 κνημιαία εμφυτεύματα σε ποσοστό 25%. Το survivorship analysis, για οποιοδήποτε λόγο έφτασε το 96,7%. Η εργασία αποδεικνύει ότι η συγκεκριμένη πρόθεση είχε καλό λειτουργικό αποτέλεσμα και χαμηλά ποσοστά αποτυχίας.

Η τελευταία δημοσίευση που ανευρέθηκε στην διεθνή βιβλιογραφία και αφορά την πρόθεση Genesis I είναι αυτή του 2014 από τον Jan Victor και τους συνεργάτες του. Πρόκειται για μια εργασία η οποία αναλύει τα αποτελέσματα από 156 γόνατα με πρόθεση αυτού του τύπου, με μέσω χρόνο παρακολούθησης τα 15 έτη. Το Knee score αυξήθηκε από 39 που ήταν προεγχειρητικά σε 81. Ακτινοδιαγραφικές γραμμές του 1 χιλιοστού χωρίς ιδιαίτερη πρόοδο αναφέρθηκαν σε 1 μηνιαίο εμφύτευμα και σε 2 κνημιαία εμφυτεύματα. Το survivorship analysis, για οποιοδήποτε λόγο έφτασε το 92.4% τα 15.7 έτη. Όσο αφορά το πάχος του πολυαιθυλενίου οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι τα πολυαιθυλένια με πάχος μικρότερο των 11 mm είχαν καλύτερη επιβίωση (97.1 %) συγκρίνοντας τα με εκείνα που είχαν πάχος μεγαλύτερο των 11 mm (56.7 %) ($p < 0.0001$). Δεν παραλείπουν να αναφέρουν την άποψη τους σχετικά με τη μέθοδο αποστείρωσης του πολυαιθυλενίου την οποία και θεωρούν υπεύθυνη για την αποτυχία από πλευράς υλικού. Αδυναμία της εργασίας αυτής όπως και σε παρόμοιες οι οποίες αναλύουν τα μακροχρόνια αποτελέσματα από αρθροπλαστικές που δεν χρησιμοποιούνται πλέον, είναι ο μεγάλος αριθμός των ασθενών που χάνεται ή πεθαίνει λόγω προχωρημένης ηλικίας (69 πέθαναν και 25 χάθηκαν) [62].

Ειδικό Μέρος

Κεφάλαιο 6

6 Υλικό – Μέθοδος.

6.1 Δημογραφικά στοιχεία ασθενών.

Από το 1992 έως και το 2000, διενεργήθηκαν στην Ορθοπαιδική κλινική του Αχιλλοπουλείου Γενικού Νοσοκομείου Βόλου 117 ολικές αρthroπλαστικές γόνατος τύπου Genesis I, σε 95 ασθενείς που αφορούσαν 85 γυναίκες και 10 άνδρες. Ο μέσος όρος ηλικίας κατά την επέμβαση ήταν τα 69.02 ± 5.34 έτη (εύρος από 58 έως 83 έτη). Από αυτές οι 57 ολικές αρthroπλαστικές αφορούσαν το δεξιό γόνατο και οι 60 το αριστερό. Όλοι οι ασθενείς έπασχαν από ιδιοπαθή οστεοαρθρίτιδα. Κανένας ασθενής δεν είχε υποβληθεί σε οποιαδήποτε επέμβαση στο πάσχων γόνατο στο παρελθόν.

Από την αρχική ομάδα των 95 ασθενών, δεν βρέθηκαν και επομένως δεν μελετήθηκαν στην εργασία οκτώ ασθενείς με οκτώ γόνατα, καθώς και δεκατρείς ασθενείς με δεκαοκτώ γόνατα, οι οποίοι πέθαναν από άσχετους λόγους με την χειρουργική επέμβαση, από αυτούς τους 13 ασθενείς, οι δέκα με τα 15 γόνατα είχαν παρακολουθηθεί για μεγάλο χρονικό διάστημα με πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα. Οι υπόλοιποι 74 ασθενείς, αποτελούν την βάση για τη μελέτη αυτή. Πρόκειται για 7 άνδρες και 67 γυναίκες με 91 συνολικά γόνατα με μέσο όρο ηλικίας τα 69.02 ± 5.34 έτη (εύρος από 58 έως 83 έτη). Οι 28 αφορούσαν το δεξιό γόνατο και οι 29 το αριστερό, ενώ 17 από τους ασθενείς υπεβλήθησαν σε ολική αρthroπλαστική γόνατος αμφοτερόπλευρα.

Οι ασθενείς αξιολογήθηκαν προεγχειρητικά κλινικά με το Knee society Score. Ο μέσος όρος για το KSS προεγχειρητικά ήταν 39.64 ± 9.44 (από 10 έως 70) και το Function score 42.47 ± 16.61 (από 5 έως 60). Η κάμψη του

γόνατος προεγχειρητικά κατά μέσον όρο ήταν στις $98,85^{\circ} \pm 12,03$ (από 70° έως 120°).

Το μέσο σωματικό βάρος των ασθενών κατά την επέμβαση ήταν $88,26 \pm 7,43$ Kgr (από 52 έως 111), και το ύψος τους $162,8 \pm 15,01$ cm (από 138 έως 174). Ο μέσος όρος του δείκτη μάζας σώματος (BMI - Body Mass Index) υπολογίστηκε στην τιμή $32,5 \pm 5,85$ (από 21,5 έως 43,4), που αντιστοιχεί στην κατηγορία της παχυσαρκίας (Πίνακας 6-1).

Πίνακας 6-1. Δημογραφικά Στοιχεία Ασθενών

Δημογραφικά στοιχεία ασθενών	
Αριθμός ασθενών	84
Αριθμός γονάτων	106
Φύλο	
Άνδρες	9
Γυναίκες	75
Πλευρά	
Δεξιά	34
Αριστερά	32
Άμφω	40
Ηλικία	
Μέση ηλικία (έτη)	$68,12 \pm 5,34$
BMI	$32,5 \pm 5,85$
BMI < 30	10,88%
BMI > 30	89,12%

6.1.1 Στατιστικά στοιχεία υλικών.

Στους παρακάτω πίνακες παρατίθενται αναλυτικά στοιχεία για το μέγεθος και τον αριθμό υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ομάδα των 95 ασθενών, στους οποίους αντιστοιχούσαν οι 117 ολικές αρθροπλαστικές (21 από αυτούς τους ασθενείς είχαν χειρουργηθεί και στα δύο γόνατα τους). (Πίνακας 6-2, Πίνακας 6-3, Πίνακας 6-4, Πίνακας 6-5)

Πίνακας 6-2. Επιγονατίδες: 14 σε 12 ασθενείς

	X-small	Small	Medium
3 - Άνδρες	-	-	3
9 - Γυναίκες	7	4	-

Πίνακας 6-3. Πολυαιθυλένιο : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω)

Small 8mm	Medium 10mm	Large 12mm	Extra Large 15mm
44	27	28	18

Πίνακας 6-4. Κνήμη : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω)

Small 40mm	Medium 43mm	Large 46mm	Extra Large 51 mm	Magnum 55mm
16	69	28	4	-

Πίνακας 6-5. Μηριαίο : 95 Ασθενείς 117 Γόνατα (21 άμφω)

Small 54mm	Medium 59m	Large 63mm	Extra Large 69mm	Magnum 71mm	Magnum Plus 74mm
24	58	29	6	-	-

Σε ποσοστά επί της εκατό, στο 37,6 % των ασθενών τοποθετηθήκαν πολυαιθυλένια μικρού πάχους 8mm, 58,97 % κνήμες μεσαίου μεγέθους των 43 mm μετωπιαία διάστασης και 49,57 % μηριαία στελέχη, επίσης μεσαίου μεγέθους 59 mm μετωπιαίας διάστασης.

6.2.1 Παρουσίαση πρόθεσης.



Εικόνα 6-1. Αρθροπλαστική τύπου Genesis I

Η πρόθεση που χρησιμοποιήθηκε είναι η αρθροπλαστική τύπου Genesis I (Smith and Nephew Richards Inc), για χρήση με τη διατήρηση του οπισθίου χιαστού συνδέσμου, η οποία αποτελείται από μηριαίο στέλεχος, από κνημιαίο στέλεχος, από ξεχωριστό πολυαιθυλένιο που προσαρμόζεται στο κνημιαίο στέλεχος και επιγονατίδα από πολυαιθυλένιο.(Εικόνα 6-1)

Διαθέτει πλούσια επιλογή συνδυασμών των επιμέρους τμημάτων δίνοντας το πλεονέκτημα να βελτιστοποιείται διεγχειρητικά η πρόθεση για τον συγκεκριμένο ασθενή. (Πίνακας 6-6, Πίνακας 6-7, Πίνακας 6-9)

Τα εργαλεία και η τεχνική τοποθέτησης, διασφαλίζουν στον χειρουργό την διατήρηση αρκετού οστικού υποστρώματος, ακριβή κοψίματα και αποκαθιστούν με ακρίβεια την αρθρική γραμμή.

6.2.1.1 Μηριαία Πρόθεση.

Η μηριαία πρόθεση αποτελείται από κράμα κοβαλτίου-χρωμίου (ASTMF75). Το συγκεκριμένο κράμα, έχει αυξημένη σκληρότητα και ανώτερη αντίσταση στην μικρό διάβρωση (resistance to micro-fretting against polyethylene) απέναντι στην επιφάνεια του πολυαιθυλενίου, συγκρινόμενη με επιφάνεια από κράμα τιτανίου. (Εικόνα 6-2)



Εικόνα 6-2. Το Μηριαίο στέλεχος

Η γεωμετρία της αρθρικής επιφάνειας του μηριαίου είναι τέτοια, ώστε να εξασφαλίζει μια συνεχόμενη και ομαλή σε σχήμα λατινικού γράμματος ‘ J ’ κίνηση της επιγονατιδομηριαίας και της μηριαιοκνημιαίας άρθρωσης σε ένα μεγάλο εύρος κίνησης. (Εικόνα 6-3 αριστερά)



Εικόνα 6-3. Η γεωμετρία τύπου J (αριστερά), Οστεοτομίες (δεξιά)

Διαθέτει μια ευρεία, βαθιά και επεκτεινόμενη αρκετά μακριά αύλακα, η οποία εξασφαλίζει σωστή κύλιση στην επιγονατίδα. Σε αυτό συμβάλλει και η ανασηκωμένη / υψηλή εξωτερική επιφάνεια της μηριαίας αύλακας, η οποία μειώνει τον κίνδυνο εξάρθρατος της επιγονατίδας. (raised lateral flange)

Οι υψηλότεροι οπίσθιοι κόνδυλοι βελτιώνουν το εύρος κίνησης σε αυξημένες μοίρες κάμψης.

Οι περιφερικοί και οπίσθιοι κόνδυλοι, έχουν και οι δύο λεπτό πάχος 7,5 mm ελαχιστοποιώντας το μέγεθος της οστεοτομίας και διατηρώντας το κενό μηριαίου – κνήμης στην έκταση και στην κάμψη το ίδιο, παρέχοντας με αυτό τον τρόπο ισορροπία των μαλακών μορίων καθ' όλο το εύρος της κίνησης του γόνατος. (Εικόνα 6-3 δεξιά)



Εικόνα 6-4. Τα ποδαράκια του μηριαίου

Η ειδική κατασκευή από τα ποδαράκια στήριξης του μηριαίου στελέχους εξασφαλίζει την καλύτερη συγκράτηση του οστικού τσιμέντου. (Εικόνα 6-4)

6.2.1.2 Κνημιαία Πρόθεση.

Η κνημιαία πρόθεση αποτελείται από κράμα τιτανίου (6AL-4V). Οι ασύμμετροι κνημιαίοι κόνδυλοι επιτρέπουν την καλύτερη εφαρμογή της κνημιαίας προθέσεως, η οποία παρέχει μεγαλύτερη οστική κάλυψη, πιο



Εικόνα 6-5. Κνημιαίο στέλεχος

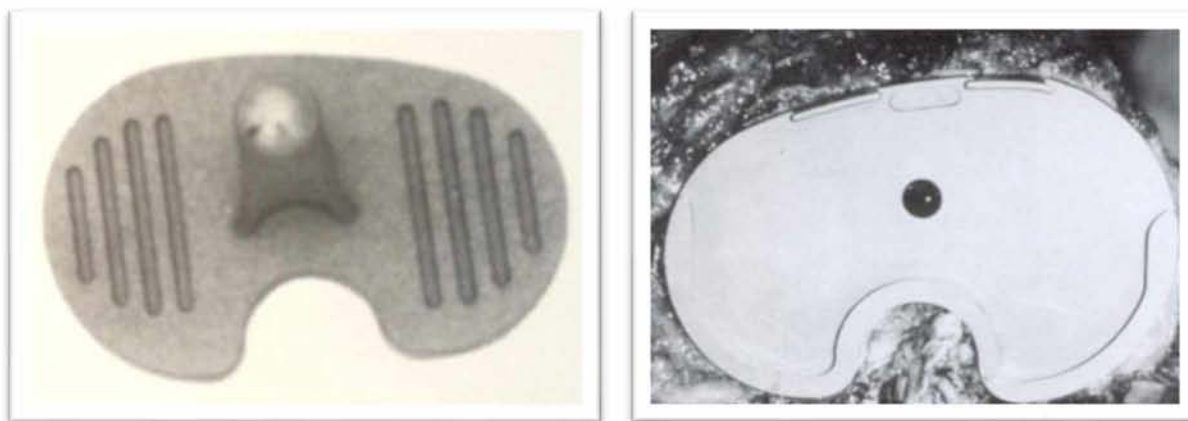
κοντά στην ανατομία της κνημιαίας επιφάνειας, μεταφέροντας με αυτό τον τρόπο πιο ομοιόμορφα τα φορτία στην επιφάνεια των κνημιαίων κονδύλων. Με αυτό το σχήμα αποφεύγεται η περίπτωση να μην ταιριάζει η πρόθεση στο κόψιμο της κνήμης και έτσι να περισσεύει ή να

υπολείπεται (overhang, underhang) (Εικόνα 6-5, Εικόνα 6-7).

Διαθέτει ενσωματωμένο στυλεό μήκους 30 mm, ο οποίος προσφέρει σταθερότητα στην συγκράτηση της πρόθεσης, μεταφέρει μέρος των φορτίων στη διάφυση της κνήμης, αντιστέκεται σε στροφικές δυνάμεις (rotational forces) και έχει την δυνατότητα προσαρμογής επιπρόσθετου στυλεού 10 x 40 mm. (Εικόνα 6-6)



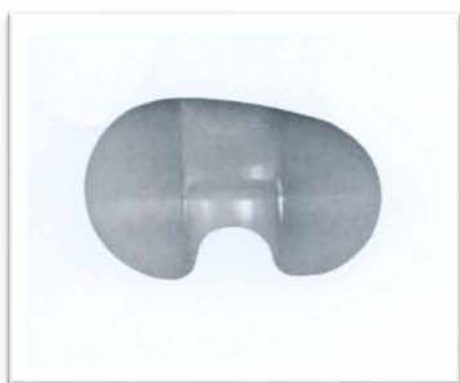
Εικόνα 6-6. Επιπρόσθετος στυλεός 10 x 40



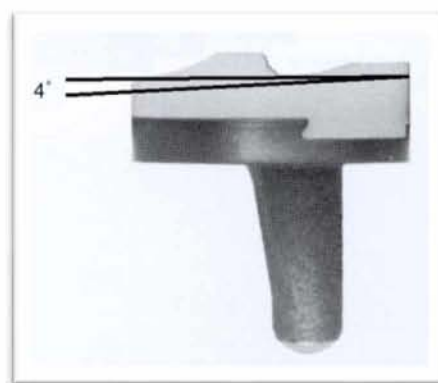
Εικόνα 6-7. Κνημιαίο στέλεχος . Ανω (δεξιά) και κάτω (αριστερά) επιφάνεια

6.2.1.3 Πολυαιθυλένιο.

Το πολυαιθυλένιο UHMWP (ASTMF 648), έχει επιφάνειες με μερική εφαρμογή (Semiconforming). Η τοποθέτηση του γίνεται εύκολα από μπροστά και σταθερά, χάρη στο ειδικά σχεδιασμένο μηχανισμό υποδοχής του κνημιαίου στελέχους που έρχεται και κουμπώνει μαζί του. Διαθέτει ικανοποιητικό ελάχιστο πάχος 5,1mm. Επιπλέον διαθέτει ενσωματωμένη οπίσθια κλίση 4° η οποία προάγει τον μηχανισμό οπίσθιας ολίσθισης μετακίνησης του μηριαίου και αυξάνει την κάμψη. (Εικόνα 6-8, Εικόνα 6-9). Η αποστείρωση του γίνονταν με γ- ακτινοβολία σε κενό αέρος. [63], [64]



Εικόνα 6-8. Το πολυαιθυλένιο



Εικόνα 6-9. Το πολυαιθυλένιο

6.2.1.4 Επιγονατίδα.

Η ασύμμετρη αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας διευκολύνει την τοποθέτησή της. Το πάχος της ήταν το ίδιο για όλα τα μεγέθη. (Εικόνα 6-10)

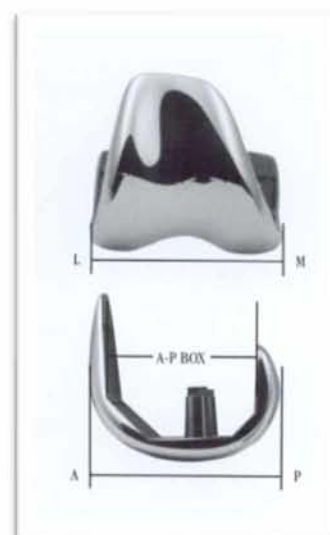


Εικόνα 6-10. Η επιγονατίδα

Πίνακες διαστάσεων

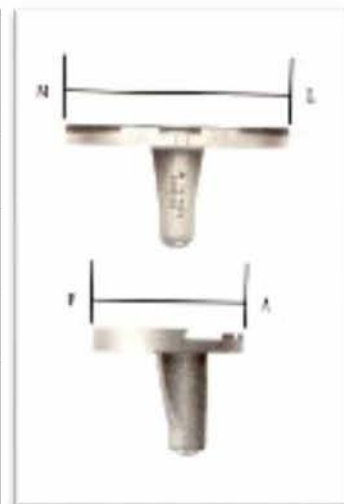
Πίνακας 6-6. Διαστάσεις Μηριαίας Πρόθεσης.

Πρόσθιο – οπίσθια διάσταση	Πλάγιο – Πλάγια διάσταση	Μέγεθος	Εσωτερικές διαστάσεις Πρόσθιο – οπίσθια
54 mm	58 mm	Small	39 mm
59 mm	66 mm	Medium	43 mm
63 mm	66 mm	Large	47 mm
69 mm	74 mm	Extra Large	52 mm
71 mm	74 mm	Magnum	54.5 mm
74 mm	78 mm	Magnum plus	57,5 mm



Πίνακας 6-7. Διαστάσεις Κνημιαίας Πρόθεσης.

Πρόσθιο – οπίσθια διάσταση	Πλάγιο – Πλάγια διάσταση	Μέγεθος
40 mm	64 mm	Small
43 mm	69 mm	Medium
46 mm	75 mm	Large
51 mm	80 mm	Extra Large
55 mm	85 mm	Magnum



Το μήκος του στυλεού είναι 30 mm σε όλα τα μεγέθη.

Πίνακας 6-8. Πάχη Πολυαιθυλενίων

Πολυαιθυλένια - Πάχος	Μέγεθος
8 mm	Small
10 mm	Medium
12 mm	Large
15 mm	Extra Large



Πίνακας 6-9. Επιγονατίδες

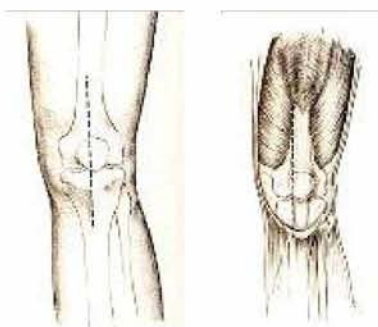
Επιγονατίδα - διάμετρος	Μέγεθος
29 mm	Extra Small
32 mm	Small
35 mm	Medium



6.2.2 Χειρουργική τεχνική.

Οι ασθενείς αυτής της εργασίας χειρουργήθηκαν από δύο χειρουργούς. Οι ενδείξεις για την επιλογή αυτής της επιφανειακής πρόθεσης ήταν η ιδιοπαθής οστεοαρθρίτιδα του γόνατος. Τα γόνατα τα οποία χειρουργήθηκαν είχαν ραιβότητα μικρότερη από 15° και σύγκαμψη από 0° έως 10°.

Η επέμβαση γινόταν υπό ραχιαία αναισθησία και με την χρήση ίσχαιμου περιδέσης. Ο ασθενής τοποθετούταν σε πρηνή θέση. Ακολουθούσε επιμελής πλύση όλου του σκέλους μέχρι την ίσχαιμο με την χρήση betadine scrub και στην συνέχεια μετά από την αφαίρεση του με οινόπνευμα το μέλος αποστειρωνόταν με διάλυμα betadine 10%. Στην συνέχεια ακολουθούσε η κάλυψη με αποστειρωμένο ιματισμό.



Εικόνα 6-11. Τομή δέρματος και προσπέλαση.

Η τομή του δέρματος ήταν μέση επιμήκης μήκους έως 20 εκατοστά και η προσπέλαση έσω παραεπιγονατιδική (Εικόνα 6-11). Η παρασκευή των μαλακών μορίων και ιδιαίτερα της οπίσθιας γωνίας ήταν ουσιαστική γιατί από αυτήν εξαρτιόταν σε μεγάλο

ποσοστό η έκβαση του χειρουργείου. Ο οπίσθιος χιαστός διατηρήθηκε σε όλους τους ασθενείς. Για το κόψιμο της κνήμης χρησιμοποιούταν ο εξωαυλικός οδηγός του συστήματος, ο οποίος τοποθετούταν επί του κνημιαίου κυρτώματος. Στόχος ήταν η όσο κατά το δυνατό μικρότερη απώλεια οστού (όχι περισσότερο από 6 mm, από το “ανέπαφο” διαμέρισμα).

Η ρύθμιση του οδηγού εκτός από το πάχος, περιλάμβανε και οπίσθια

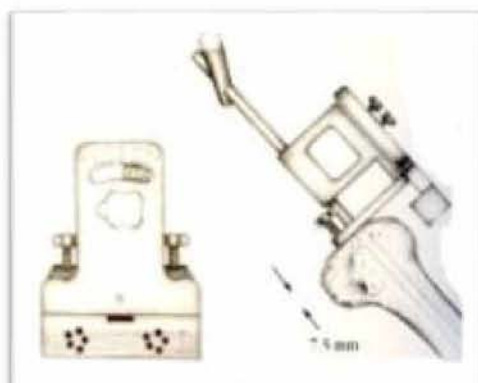
κλίση 3°. Σε 113 από τις 117 κνημιαίες προθέσεις, τοποθετήθηκε ένας επιπρόσθετος στυλεός διαστάσεων 10 x 40mm (Εικόνα 6-12).



Εικόνα 6-12. Οδηγός κνήμης

Η παρασκευή του μηριαίου γινόταν με την τοποθέτηση του ενδοαυλικού οδηγού, στην αρχή της μεσοκονδυλίου αύλακας του μηριαίου

(knot). Η κλίση βλαισότητας, που επιλέγονταν ήταν συνήθως 7° (από 5° έως 7°) ανάλογα με την προεγχειρητική ακτινογραφία του άξονα του ποδιού (Εικόνα 6-13). Ακολουθούσε δοκιμή του



Εικόνα 6-13. Οδηγός Μηριαίου

κενού διαστήματος μεταξύ του μηριαίου και της κνήμης, τόσο στην έκταση όσο

και στην κάμψη του γόνατος και ελέγχονταν η βλαισότητα και η ραιβότητα (gap). Στην συνέχεια μετά την τοποθέτηση των δοκιμαστικών της κνήμης και του μηριαίου ακολουθούσε η επιλογή του κατάλληλου πολυαιθυλενίου και η τοποθέτηση του, για να γίνει η δοκιμή κύλισης της επιγονατίδας (no thumb

test) και η τελική επιλογή των μονίμων εμφυτευμάτων. Στις περιπτώσεις εκείνες, όπου υπήρχε πρόβλημα στην κύλιση της επιγονατίδας γίνονταν απελευθέρωση των έξω καθεκτικών της συνδέσμων.

Ακολουθούσε αφαίρεση των δοκιμαστικών, απελευθέρωση της ισχαιμου περιόδου και έλεγχος της κυκλοφορίας για τη ύπαρξη τυχόν ανεπιθύμητης αιμορραγίας. Στην συνέχεια επανατοποθετούταν η ισχαιμος και αφού γινόταν σχολαστικός καθαρισμός με διάλυμα 0,9% NaCl, με πιστόλι μηχανικής πλύσης, οι χειρουργοί και το νοσηλευτικό προσωπικό άλλαζαν γάντια και τότε άνοιγαν και τοποθετούσαν τα μόνιμα εμφυτεύματα της κνήμης και του μηριαίου με την χρήση ακρυλικού οστικού τσιμέντου. Το οστικό τσιμέντο που χρησιμοποιούσαν ήταν Palacos (Biomet Warsaw, IN) εμπλουτισμένο με αντιβιοτικό. Προσεκτικός καθαρισμός των τσιμέντων γινόταν κάθε φορά και μετά την τοποθέτηση της παροχέτευσης – αυτομετάγγισης, γινόταν η σύγκλειση του τραύματος κατά στρώματα.



Εικόνα 6-14. Επιγονατίδα Biconvex

Αντικατάσταση της επιγονατίδας σε πρώτο χρόνο έγινε σε δεκατέσσερις (14) περιπτώσεις, όπου υπήρχε βαρεία αρθρίτιδα της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης. Σε αυτές τις περιπτώσεις τοποθετήθηκε η Biconvex (με ένα ποδαράκι) επιγονατίδα (Εικόνα 6-14).

Σε όλους τους ασθενείς τοποθετήθηκε σύστημα αυτομετάγγισης. Η ποσότητα αίματος που συγκεντρώνονταν σε αυτό το σύστημα το πρώτο

τετράωρο μετά το πέρας της επέμβασης, επιστρέφονταν στον ασθενή εξοικονομώντας με αυτό τον τρόπο αρκετή ποσότητα αίματος.

6.2.3 Χημειοπροφύλαξη – Θρομβοπροφύλαξη.

Σε όλους τους ασθενείς ακολουθήθηκε το ίδιο πρωτόκολλο όσον αφορά στην χημειοπροφύλαξη και την αντιθρομβωτική προφύλαξη. Όλοι οι ασθενείς έλαβαν μια δόση κεφαλοσπορίνης δευτέρας γενεάς (κεφορανίδη) προεγχειρητικά και στην συνέχεια για πέντε ημέρες μετεγχειρητικά, μαζί με μια αμινογλυκοσίδη (amikacin) για 4 δόσεις επί καλής νεφρικής λειτουργίας. Αυτό ήταν το πρωτόκολλο που ίσχυε στην κλινική την περίοδο εκείνη.

Η θρομβοπροφύλαξη περιλάμβανε την χορήγηση χαμηλού μοριακού βάρους ηπαρίνης (enoxaparin) για διάστημα έξι εβδομάδων. Επιπλέον κάλτσες σταδιακής συμπίεσης χορηγήθηκαν κατά την διάρκεια της ενδονοσοκομειακής νοσηλείας και η χρήση τους συνεστήθη για έξι εβδομάδες. Η πιο σημαντική πρόληψη ήταν η κατά το δυνατό ταχύτερη κινητοποίηση των ασθενών.

6.2.4 Μετεγχειρητική κινητοποίηση.

Το πρωτόκολλο μετεγχειρητικής κινητοποίησης ήταν κοινό για όλους τους ασθενείς. Από την πρώτη μετεγχειρητική ημέρα ξεκινούσε η έγερση των ασθενών από την κλίνη. Ταυτόχρονα ξεκινούσαν και ενεργητικές ασκήσεις τετρακέφαλου καθώς και παθητική κινητοποίηση των αρθρώσεων των κάτω άκρων. Υπό την επιτήρηση και βοήθεια φυσικοθεραπευτή και με την χρήση πλαισίου τετραπλής στηρίξεως επιτρέπη η βάρδια από την δεύτερη

μετεγχειρητική ημέρα. Σε όλους τους ασθενείς κατά την έξοδο τους από την κλινική συνεστήθη η φυσικοθεραπεία για διάστημα τουλάχιστον 30 ημερών, μέχρι τον πρώτο τους επανέλεγχο.

6.3 Κλινική εκτίμηση.

Για τη κλινική αξιολόγηση των ασθενών χρησιμοποιήθηκαν δυο συστήματα, το Knee Society Pain and Functional Scores (Insall and Scott, 1989) και το Oxford Knee Score rating system [65].

Κάθε σύστημα αξιολόγησης πρέπει να έχει σαν στόχο την αντικειμενική αξιολόγηση του ασθενούς, ώστε να μπορεί να γίνει απευθείας σύγκριση του με άλλα παρόμοια. Να μπορεί να χρησιμοποιηθεί πριν και μετά το χειρουργείο ώστε να μπορεί να αποδείξει πόσο ωφελήθηκε ο ασθενής από την επέμβαση στην οποία υποβλήθηκε [66]. Πρέπει να μπορεί να χρησιμοποιηθεί και να εφαρμοστεί έτσι ώστε να μπορεί να υπάρξει πραγματική σύγκριση για όλους τους ασθενείς, ανεξάρτητα από τις διαφορετικές τεχνικές και τα εμφυτεύματα που έχουν χρησιμοποιηθεί. Οι περισσότεροι ασθενείς που υποβάλλονται σε τέτοιου είδους επέμβαση είναι ηλικιωμένοι και έχουν συνοδά προβλήματα υγείας, τα οποία επηρεάζουν την κινητικότητα και τη λειτουργία της άρθρωσης. Αυτό λοιπόν που ζητάμε από ένα σύστημα αξιολόγησης είναι να κατορθώσει αντικειμενικά να αξιολόγησε το γόνατο μεμονωμένα και ξεχωριστά από την υπόλοιπη γενική κατάσταση του ασθενούς. Ένα τέτοιο σύστημα εύχρηστο και με υψηλή αξιοπιστία είναι το Knee Society Pain and Functional Scores.

Το Knee Society Pain and Functional Score, (Πίνακας 6-10) κυμαίνεται από 0 έως 100 και περιλαμβάνει επιμέρους βαθμολογίες για τον

πόνου, το εύρος κίνησης, τη σταθερότητα της άρθρωσης, την λειτουργικότητα μέσα από την ικανότητα βάδισης και χρήση κλίμακας. Τόσο στην σταθερότητα όσο και στην λειτουργικότητα υπάρχει και αρνητική βαθμολογία έως - 65 και - 20 αντίστοιχα.

Ο πόνος αποτελεί ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά και αξιολογείται με 50 βαθμούς. Επίσης κύριο χαρακτηριστικό είναι η λειτουργικότητα η οποία υποδιαιρείται στην βάδιση και στην ικανότητα χρήσης κλίμακας, το καθένα από τα οποία αξιολογείται από 50 βαθμούς.

Τα αποτελέσματα που κυμαίνονται από 90 έως 100 θεωρούνται ως άριστα, πολύ καλά από 80 έως 89, μέτρια από 70 έως 79 και τέλος πτωχά αυτά που είναι έως 69.

Στο Oxford Knee Score (Πίνακας. 6-11), η αξιολόγηση γίνεται από τον ίδιο τον ασθενή, αποτελείται από ένα ερωτηματολόγιο δώδεκα ερωτήσεων, όπου κάθε μία ερώτηση βαθμολογείται από μηδέν έως τέσσερα και περιλαμβάνει ερωτήσεις για,

1. Πόνος
2. Δυσκολία στο να πλυθεί
3. Δυσκολία στο να εισέλθει στο αυτοκίνητο
4. Να περπατήσει αποστάσεις
5. Πόνος στην ορθοστάσια
6. Χωλότητα
7. Δυνατότητα να γονατίσει
8. Νυκτερινό πόνος
9. Σχέση με την εργασία
10. Αστάθεια.

11. Δυνατότητα να ψωνίσει
12. Δυνατότητα να κατεβεί σκάλες

Τα αποτελέσματα που κυμαίνονται από 0 έως 12 θεωρούνται ως άριστα, πολύ καλά από 13 έως 25, μέτρια από 26 έως 35 και τέλος, πτωχά αυτά που είναι από 36 έως 48.

Το Oxford Knee Score rating system, συγκαταλέγεται στα συστήματα αξιολόγησης που στηρίζονται στην αξιολόγηση από τον ίδιο τον ασθενή, τα οποία είναι πιο υπεύθυνα και εύκολα και στα οποία αφαιρείται η τάση του παρατηρητή να επηρεάσει το αποτέλεσμα (Removed observer bias). Το συγκεκριμένο σύστημα το χρησιμοποιήσαμε μόνο μετεγχειρητικά, εφόσον είναι από τα πιο καινούργια που υπάρχουν (1998).

Για τις ανάγκες της μελέτης αυτής η τελική εκτίμηση πραγματοποιήθηκε την περίοδο Αυγούστου – Σεπτεμβρίου 2017, όταν και συγκεντρώθηκαν και αναλύθηκαν, οι αποτυχίες και οι επιπλοκές που εμφανίστηκαν στην παρούσα σειρά. Η τελική εκτίμηση έγινε από δύο ειδικούς ορθοπαιδικούς ειδικευμένους στο γόνατο και από έναν ειδικευόμενο ορθοπαιδικό σε κοινή σύσκεψη.

Knee Society Knee Score

Κατηγορία ασθενούς.

A. Ετερόπλευρο ή αμφοτερόπλευρο (επιτυχής ολική αρθροπλαστική του άλλου γόνατος)

B. Ετερόπλευρο, το άλλο συμπτωματικό

Γ. πολλαπλή αρθρίτιδα ή άλλη παθολογική αδυναμία.

Πίνακας 6-10. Knee Society Pain and Functional Scores

Πόνος	Πόντοι	Λειτουργικότητα	πόντοι
Καθόλου	50	Βάδιση	
Ελαφρύς ή περιστασιακός	45	Χωρίς περιορισμό	50
Στις σκάλες μόνο	40	> 10 τετράγωνα	40
Στη βάρδιση και στις σκάλες	30	5 – 10 τετράγωνα	30
Μέτριος		< 5 τετράγωνα	20
♦ Περιστασιακά	20	Μόνο στο σπίτι	10
♦ Συνέχεια	10	Καθόλου	0
Ισχυρός	0		
		Σκάλες	
Εύρος κίνησης		Φυσιολογικό ανεβοκατέβασμα	50
(5° = 1 πόντος)	25	Ανέβασμα φυσιολογικό	40
		Κατέβασμα στήριξη στο κάγκελο	
		Ανεβοκατέβασμα με στήριξη στο κάγκελο	30
Σταθερότητα (μέγιστη κίνηση σε κάθε θέση)		Ανέβασμα στήριξη στο κάγκελο, όχι κατέβασμα	15
<i>Προσθιοπίσθια</i>		Αδυναμία	0
< 5 mm	10		
5-10 mm	5	Υποσύνολο	
10 mm	0		
<i>Έσω πλάγια</i>		Αφαιρέσεις	
< 5°	15	βακτηρία	5
6° – 9°	10	2 βακτηρίες	10
10° – 14°	5	Πατερίτσα ή περπατούρα	20
Υποσύνολο		Σύνολο αφαιρέσεων	
Αφαιρέσεις		Function score	
Σύγκαμψη			
5° – 10°	2		
10° – 15°	5		
16° – 20°	10		
> 20°	15		
<i>Υστέρηση έκτασης</i>			
< 10°	5		
10° – 20°	10		
> 20°	15		
Άξονας			
5° – 10°	0		
0° – 4°	3 πόντοι για κάθε μοίρα		
11°- 15°	3 πόντοι για κάθε μοίρα		
Άλλο	20		
Σύνολο αφαιρέσεων			
Knee score			

Oxford Knee Score

Τις τελευταίες 4 εβδομάδες,

Πίνακας. 6-11. Oxford Knee Score rating system

1. Πως θα περιγράφατε τον πόνο που συνήθως έχετε από το γόνατο σας ?		7. Μπορείτε να γονατίσετε και να ξανασηκωθείτε ?	
<input type="radio"/>	Καθόλου	<input type="radio"/>	Ναι , εύκολα
<input type="radio"/>	Μικρό	<input type="radio"/>	Με λίγη δυσκολία
<input type="radio"/>	Ήπιο	<input type="radio"/>	Με σχετική δυσκολία
<input type="radio"/>	Δυνατό	<input type="radio"/>	Με μεγάλη δυσκολία
<input type="radio"/>	Σοβαρό	<input type="radio"/>	Όχι, αδύνατο
2. Έχετε δυσκολία στο να πλυθείτε και να σκουπιστείτε (παντού) εξαιτίας του γόνατος σας?		8 Έχετε νυχτερινό πόνο στο κρεβάτι ?	
<input type="radio"/>	Καμία δυσκολία	<input type="radio"/>	Καθόλου
<input type="radio"/>	Πολύ μικρή δυσκολία	<input type="radio"/>	Μόνο μία ή δύο βραδιές
<input type="radio"/>	Σημαντική δυσκολία	<input type="radio"/>	Κάποια βράδια
<input type="radio"/>	Μεγάλη δυσκολία	<input type="radio"/>	Τα περισσότερα βράδια
<input type="radio"/>	Αδύνατο να γίνει	<input type="radio"/>	Κάθε βράδυ
3, Έχετε κάποιο πρόβλημα με το να μπειτε και να βγείτε στο αυτοκίνητο ή να χρησιμοποιήσετε τα Μ. Μ. Μεταφοράς εξαιτίας του γόνατος (με ή χωρίς βακτηρία) ?		9. Πόσο ο πόνος του γόνατος έχει επηρεάσει την καθημερινή σας δουλειά (και τις οικιακές δουλειές) ?	
<input type="radio"/>	Καμία δυσκολία	<input type="radio"/>	Καθόλου
<input type="radio"/>	Πολύ μικρή δυσκολία	<input type="radio"/>	Λίγο
<input type="radio"/>	Σημαντική δυσκολία	<input type="radio"/>	Σημαντικά
<input type="radio"/>	Μεγάλη δυσκολία	<input type="radio"/>	Πάρα πολύ
<input type="radio"/>	Αδύνατο να γίνει	<input type="radio"/>	Εντελώς

4. Πόσο μπορείτε να περπατήσετε μέχρι ο πόνος από το γόνατο να γίνει σοβαρός? (με ή χωρίς βακτηρία		10. Έχετε αισθανθεί να σας "φεύγει" το γόνατο ή να μην σας κρατάει?	
<input type="radio"/>	Κανένας πόνος > 60 λεπτά	<input type="radio"/>	Σπάνια / Ποτέ
<input type="radio"/>	16-60 λεπτά	<input type="radio"/>	Μερικές φορές
<input type="radio"/>	5-15 λεπτά	<input type="radio"/>	Συχνά, όχι στην αρχή
<input type="radio"/>	Μόνο γύρω από το σπίτι	<input type="radio"/>	Τον περισσότερο καιρό
<input type="radio"/>	Καθόλου – Έντονος πόνος κατά την βάδιση	<input type="radio"/>	Όλη την ώρα.
5. Μετά από ένα γεύμα, όπου κάθιστε αρκετά, πόσο δύσκολο σας είναι να σηκωθείτε εξαιτίας του γονάτου?		11. Μπορείτε να κάνετε μόνοι σας τα οικιακά σας ψώνια?	
<input type="radio"/>	Καθόλου επώδυνο	<input type="radio"/>	Ναι, εύκολα
<input type="radio"/>	Ελαφρά επώδυνο	<input type="radio"/>	Με λίγη δυσκολία
<input type="radio"/>	Σχετικός πόνος	<input type="radio"/>	Με σχετική δυσκολία
<input type="radio"/>	Πολύ επώδυνο	<input type="radio"/>	Με μεγάλη δυσκολία
<input type="radio"/>	Αβάστακτος	<input type="radio"/>	Όχι, αδύνατο
6. Χωλαίνετε κατά την βάδιση εξαιτίας του γονάτου ?		12. Μπορείτε να κατεβείτε μια σκάλα?	
<input type="radio"/>	Σπάνια / Ποτέ	<input type="radio"/>	Ναι, εύκολα
<input type="radio"/>	Καμιά φορά ή μόνο στην αρχή	<input type="radio"/>	Με λίγη δυσκολία
<input type="radio"/>	Συχνά, όχι στην αρχή	<input type="radio"/>	Με σχετική δυσκολία
<input type="radio"/>	Την περισσότερη ώρα	<input type="radio"/>	Με μεγάλη δυσκολία
<input type="radio"/>	Όλη την ώρα	<input type="radio"/>	Όχι, αδύνατο

6.4 Ακτινολογική αξιολόγηση.

Η ακτινολογική αξιολόγηση περιλαμβάνει προσθιοπίσθια ακτινογραφία του γόνατος σε όρθια θέση, πλάγια ακτινογραφία του γόνατος και ακτινογραφία επιγονατίδας κατ'εφαπτομένη (Εικόνα 6-15), (Merchant view), άμεσα μετεγχειρητικά, στον ένα μήνα, στους τρεις, έξι και δώδεκα μήνες μετεγχειρητικά και μετά μια φορά ετησίως. Κατά την επανεξέταση, αξιολογείται κάθε ακτινολογική μεταβολή σε σχέση με τις αρχικές ακτινογραφίες.



Εικόνα 6-15. Προσθιοπίσθια ακτινογραφία του γόνατος σε όρθια θέση (αριστερά), πλάγια ακτινογραφία του γόνατος (κέντρο) και ακτινογραφία επιγονατίδας κατ'εφαπτομένη (δεξιά).

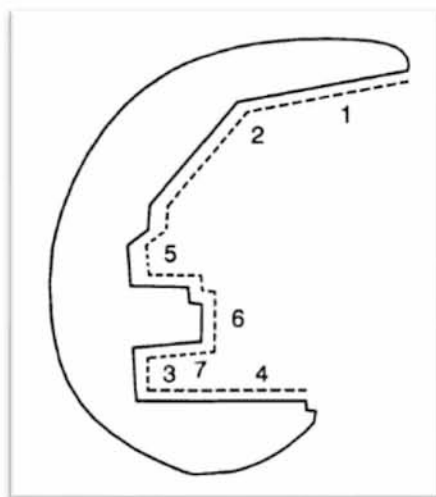
Για την ακτινολογική αξιολόγηση χρησιμοποιήθηκε το Knee Society Roentgenographic Evaluation System [66] (Πίνακας 6-12). Το συγκεκριμένο σύστημα εξετάζει την θέση της προθέσεως, τον άξονα του άκρου και του γονάτου και την στερέωση της προθέσεως με το οστό. Σε μια πρόθεση όπως η Genesis I, που έχει επτά ζώνες για το μηριαίο, επτά για την κνήμη και τρεις για την επιγονατίδα, το αποτέλεσμα μπορεί να αξιολογηθεί ως εξής:

- Έως 4 και μη εξελισσόμενο, είναι πιθανό μη σημαντικό.

- Από 5 έως 9 βρίσκεται σε εξέλιξη.
- Από 10 και άνω είναι πολύ πιθανό να εξελιχτεί σε αποτυχία, ανεξαρτήτως των συμπτωμάτων.

Η εκτίμηση των ακτινολογικών αποτελεσμάτων έγινε από δύοειδικούς ορθοπαιδικούς ειδικευμένους στην αρθροπλαστική του γονάτου και από έναν ειδικευόμενο ορθοπαιδικό σε κοινή σύσκεψη, εάν και οι τρεις ανέφεραν ότι υπήρχαν ακτινοδιαυγαστικές γραμμές αυτό θεωρούντο αποδεκτό.

6.4.1 Ακτινολογική αξιολόγηση της μηριαίας προθέσεως.



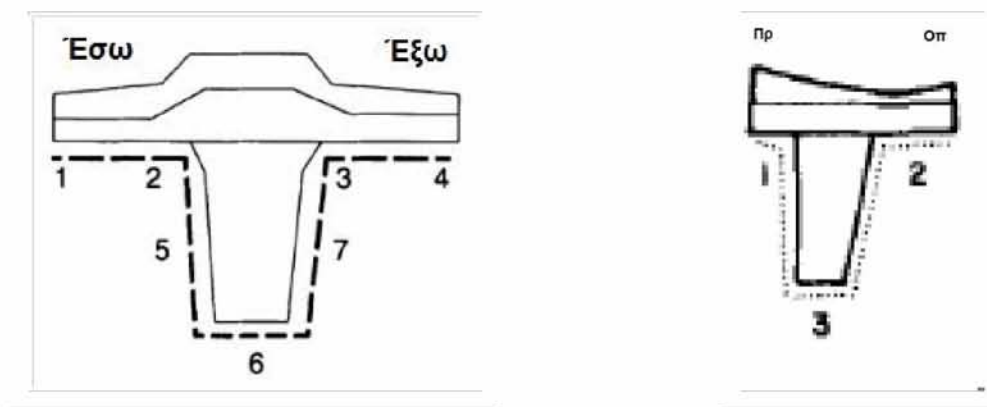
Εικόνα 6-16. Ζώνες μηριαίου

Η παρουσία ακτινοδιαυγαστικών, ακτινοσκιερών ή περιοχών οστεόλυσης στη διεπιφάνεια επαφής οστού μηριαίας προθέσεως εκτιμάται σε επτά 7 ζώνες στην πλαγία ακτινογραφία (Εικόνα 6-16). Στην πλαγία ακτινογραφία, ελέγχεται η κλίση της μηριαίας πρόθεσης προς τα πίσω, και στην προσθιοπίσθια ακτινογραφία τυχόν μετατόπιση της επί τα εντός ή τα εκτός (medalization ή lateralization)

6.4.2 Ακτινολογική αξιολόγηση της κνημιαίας προθέσεως.

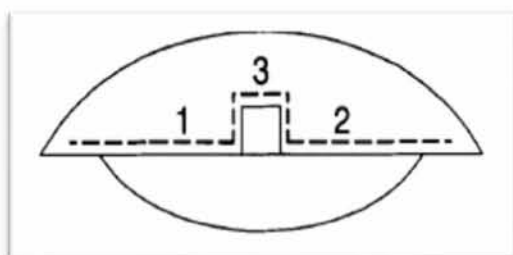
Η παρουσία ακτινοδιαυγαστικών, ακτινοσκιερών ή περιοχών οστεόλυσης στη διεπιφάνεια επαφής οστού κνημιαίας προθέσεως εκτιμάται σε επτά ζώνες στην προσθιοπίσθια ακτινογραφία και σε τρεις ζώνες στην πλαγία (Εικόνα 6-17).

Στην πλάγια ακτινογραφία ελέγχεται η κλίση του κνημιαίου τμήματος προς τα πίσω, στην προσθοπίσθια ακτινογραφία η βλαισότητα και η ραιβότητα, καθώς και το μεσάρθριο διάστημα. Από την ύψος του μεσαρθρίου διαστήματος μπορεί να υπολογιστεί η ύπαρξη φθοράς του πολυαιθυλενίου.



Εικόνα 6-17. Ζώνες κνήμης προσθοπίσθιας (αριστερά) και πλάγιας (δεξιά) ακτινογραφίας.

6.4.3 Ακτινολογική αξιολόγηση της επιγονατίδας.



Εικόνα 6-18 Ζώνες επιγονατίδας

Η παρουσία ακτινοδιαγνωστικών περιοχών στη διεπιφάνεια επαφής οστού επιγονατίδας εκτιμάται σε 3



ζώνες στην κατ'εφαπτομένη

ακτινογραφία. (Merchant view) (Εικόνα 6-18).

Στην κατ'εφαπτομένη προβολή, ελέγχεται τυχόν παρεκτόπιση ή και πρόσκρουση επί τα εκτός ή τα εντός της μηριαίας αύλακας.

Πίνακας 6-12. Knee Society Roentgenographic Evaluation System.


Όνομα ασθενούς ----- Ημερομηνία -----
 Προεγχειρητικά Μετεγχειρητικά
 Όνομα χειρουργού -----
 Ημερομηνία ακτινογραφίας ----/----/-----
 Γόνατο AP ΔΕ
 Άξονας: Σε κατάκλιση, ξαπλωμένος (recumbent) Όρθια

Πρόσθιο - οπίσθια	Γωνία σε μοίρες	Πλάγια	Γωνία σε μοίρες
 Κάμψη Μηριαίου (α) _____ Γωνία Κνήμης (β) _____ Ολική γωνία Βλαισότητας (Ω) _____ 18" Film _____ 13" Film _____	_____ _____ _____ _____ _____	 Κάμψη Μηριαίου (γ) _____ Γωνία Κνήμης (σ) _____	_____ _____

Πρόθεση / Οστική επιφάνεια

Ποσοστό κνημιαίας επιφάνειας η οποία καλύπτεται από την πρόθεση.

Ακτινοδιάγνωση : Υποδεικνύει βάθος σε χιλιοστά σε κάθε ζώνη.

Εύνολο	Εύνολο	Εύνολο	Εύνολο
 1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____ 6 _____ 7 _____	A. Δ. Ζ 1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____ 6 _____ 7 _____	A. Δ. Ζ 1 _____ 2 _____ 3 _____	A. Δ. Ζ 1 _____ 2 _____ 3 _____ 4 _____ 5 _____

Λίστα με προβλήματα στην επιγονατίδα.

Κλίση της πρόθεσης

Τοποθέτηση : Εσω- Έξω Υπεξάρθρημα
 Επάνω - Κάτω Εξάρθρημα

6.5 Στατιστική ανάλυση.

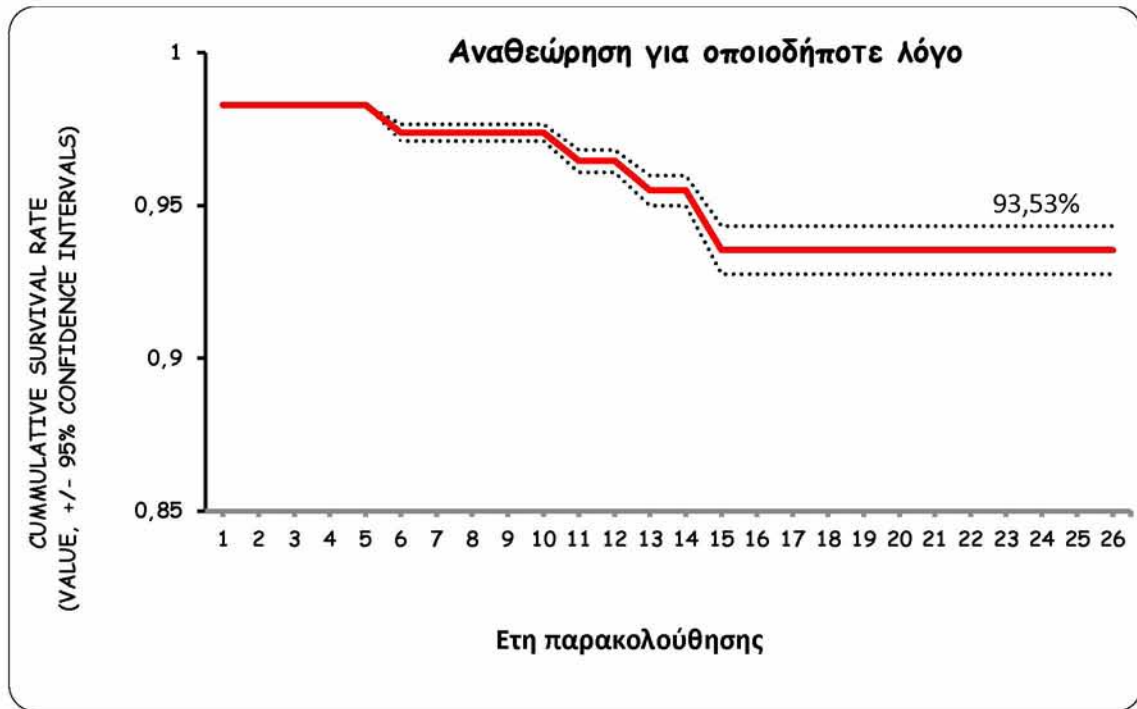
Η ανάλυση και η στατιστική επεξεργασία των δεδομένων έγινε σε προσωπικό υπολογιστή (Intel® Core™ 2Duo CPU στα 2.66 GHz) με τα στατιστικά λογισμικά πακέτα Microsoft Excel, Windows 7 (Microsoft Corporation, USA) και SPSS 22.0 (SPSS Inc Chicago IL) και χρησιμοποιώντας την Kolmogorov – Smirnov analysis .

Συγκρίσεις μέσω των τιμών πραγματοποιήθηκαν με την δοκιμασία t-test (διπλής κατεύθυνσης) ανάλογα με την κλίμακα μέτρησης για κάθε παράμετρο. Για συγκρίσεις συχνοτήτων χρησιμοποιήθηκε η δοκιμασία χ^2 .

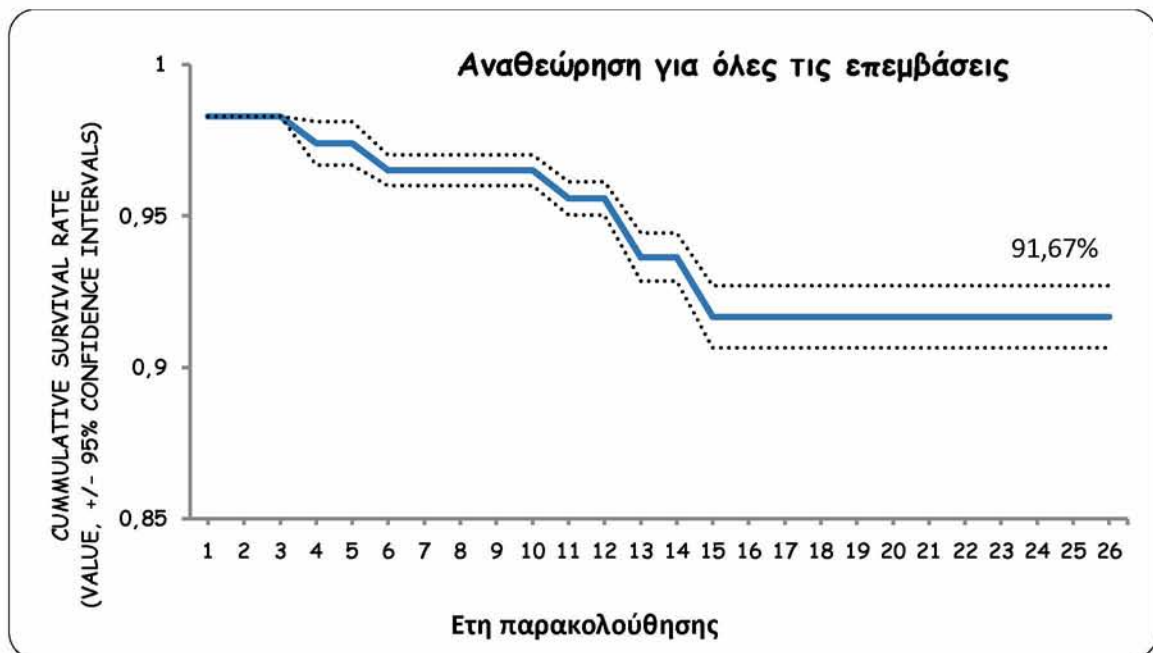
Ως επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε η τιμή του $p < 0,05$. Η επιβίωση των εμφυτευμάτων με διάστημα εμπιστοσύνης 95% εκτιμήθηκε με την μέθοδο Kaplan – Meier. Ως αποτυχία ορίστηκε η αναθεώρηση για οποιαδήποτε λόγο και για όλες τις επεμβάσεις (Γραφική Παράσταση 6-1, Γραφική Παράσταση 6-2).

Η Kaplan Meier Survivorship analysis με καταληκτικό σημείο την αναθεώρηση για οποιοδήποτε λόγο, μας δείχνει ότι η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης στα 10 έτη ήταν 96,50 % και στα 15, 20 και 25 χρόνια ήταν 91,67 % με διάστημα εμπιστοσύνης $\pm 1,02$ (Γραφική Παράσταση 6-1).

Η Kaplan Meier Survivorship analysis με καταληκτικό σημείο την αναθεώρηση για όλες τις επεμβάσεις, μας δείχνει ότι η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης στα 10 έτη ήταν 96,45 και στα 15, 20 και 25 χρόνια ήταν 93,53% με διάστημα εμπιστοσύνης $\pm 0,78$ (Γραφική Παράσταση 6-2).



Γραφική Παράσταση 6-1. Kaplan – Meier - αναθεώρηση για οποιαδήποτε λόγο.



Γραφική Παράσταση 6-2. Kaplan – Meier - αναθεώρηση για όλες τις επεμβάσεις.

Κεφάλαιο 7

7 Επιπλοκές.

6.1 Μείζονες Επιπλοκές.

Μία ασθενής, 65 ετών, υπεβλήθη το 1995 σε αρθροπλαστική του δεξιού γόνατος. Πέντε χρόνια μετά το χειρουργείο, το 2000, εμφάνισε έντονο πόνο. Τότε το Knee Society Knee Score ήταν 51. Έγινε αναθεώρηση της προθέσεως λόγω φθοράς του πολυαιθυλενίου, που αποδείχθηκε ότι οφείλονταν σε διεγχειρητική βλάβη, που έγινε στην μηριαία πρόθεση και είχε σαν αποτέλεσμα την φθορά του με τον μηχανισμό της αποξέσεως (Εικόνα 7-1).



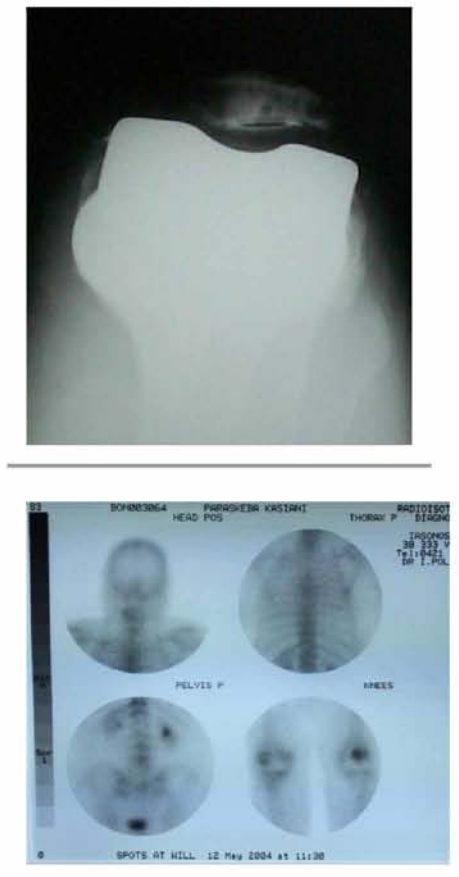
Εικόνα 7-1. Αναθεώρηση της προθέσεως λόγω φθοράς του πολυαιθυλενίου



Μια ασθενής, 75 ετών, υπεβλήθη το 2004, 8 χρόνια μετά το αρχικό χειρουργείο, επίσης σε τοποθέτηση επιγονατίδας λόγω υπεξαρθρήματος (Εικόνα 7-2).

Εικόνα 7-2. Υπεξάρθρημα επιγονατίδας

Μια ασθενής, 75 ετών, υπεβλήθη το 2004, 10 χρόνια μετά το αρχικό χειρουργείο σε αλλαγή της επιγονατίδας λόγω υπεξαρθρήματος της, με ταυτόχρονη μετακίνηση του κνημιαίου κυρτώματος και καθήλωση του με αγκράφες (Εικόνα 7-3)



Εικόνα 7-3. Θετικό σπινθηρογράφημα για χαλάρωση επιγονατίδας.

Μία ασθενής, 76 ετών, υπεβλήθη το 2005, 10 χρόνια μετά το αρχικό χειρουργείο, σε αναθεώρηση αρθροπλαστικής του δεξιού γόνατος, λόγω φθοράς του πολυαιθυλενίου, η οποία διαπιστώθηκε κατά την διάρκεια του ετήσιου επανελέγχου. Η ασθενής μέχρι τότε, είχε Knee Society Knee Score 97 (Εικόνα 7-4).



Εικόνα 7-4. Αναθεώρηση λόγω φθοράς πολυαιθυλενίου.

Μια ασθενής, 75 ετών, υπεβλήθη το 2006, 10 χρόνια μετά το αρχικό χειρουργείο, σε αναθεώρηση αρθροπλαστικής του αριστερού γόνατος, λόγω

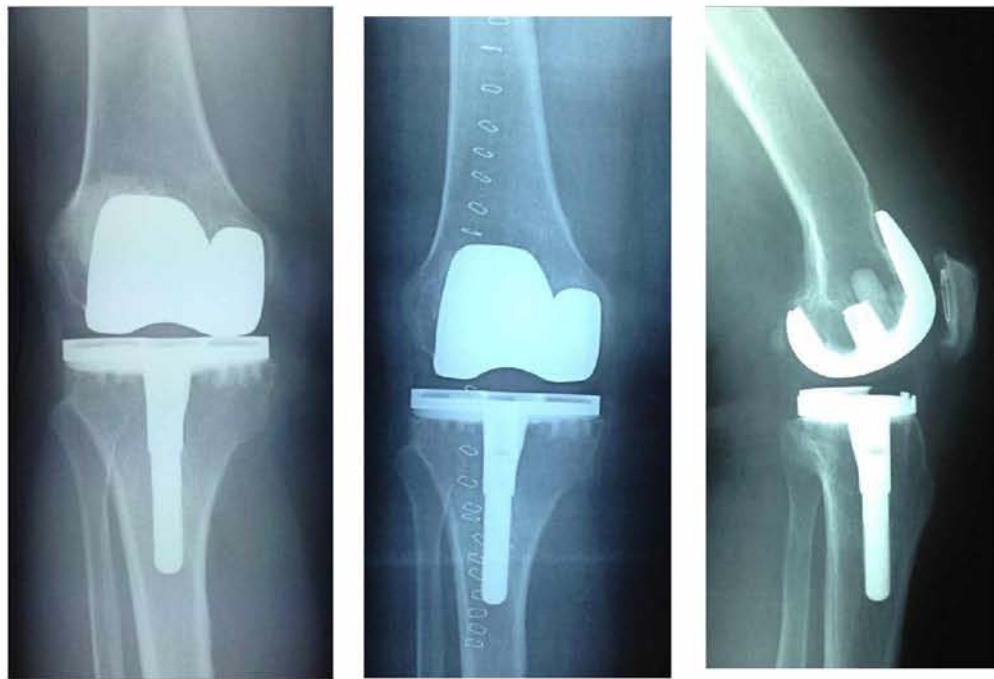
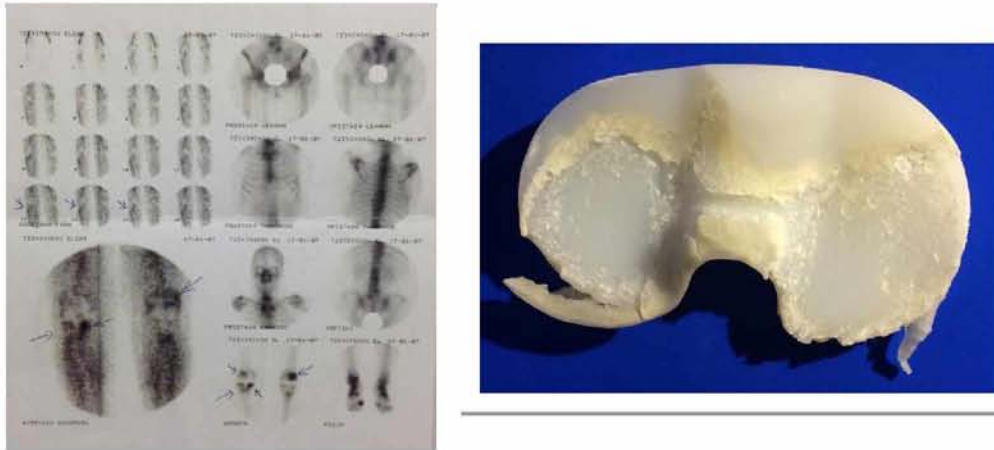
θραύσης του πολυαιθυλενίου μετά από επαναλαμβανόμενες πτώσεις. Η καταστροφή του πολυαιθυλενίου είχε διαγνωστεί ήδη από το 2002, αλλά η ασθενής επειδή δεν είχε πόνο (το Knee Society Knee Score ήταν τότε 70) δεν επιθυμούσε να χειρουργηθεί (Εικόνα 7-5)



Εικόνα 7-5. Θραύση πολυαιθυλενίου από επαναλαμβανόμενες πτώσεις.

Μια ασθενής, 75 ετών, υπεβλήθη το 2008, 12 χρόνια μετά το αρχικό χειρουργείο σε τοποθέτηση επιγονατίδας λόγω άλγους που εμφάνισε στην επιγονατιδομηριαία. Στα πλαίσια της διερεύνησης του πόνου έγινε σπινθηρογράφημα οστών το οποίο υπέδειξε αυξημένη καθήλωση του ραδιοφαρμάκου στην επιγονατίδα. Ταυτόχρονα αντικαταστήθηκε και το πολυαιθυλένιο αλλάζοντας το μέγεθος του από 8mm σε 10mm, αφού στην προσθοπίσθια ακτινογραφία ήταν εμφανής η στένωση του έσω μεσαρθρίου διαστήματος (Εικόνα 7-6).

Μια ασθενής, 73 ετών, μετά το χειρουργείο δεν δέχτηκε να ακολουθήσει κανενός είδους φυσικοθεραπεία. Στον ετήσιο επανέλεγχο διαπιστώθηκε κάμψη γόνατος μόνο 40°. Παρόλα αυτά το Knee Score ήταν 76 και το Function Score 75.



Εικόνα 7-6. Αλλαγή επιγονατίδας και πολυαιθυλενίου.

Μια ασθενής γεννηθείσα το 1925, το 1993 σε ηλικία 68 ετών χειρουργήθηκε στο αριστερό και το 1994 στο δεξιό γόνατο. Το 2007, 14 χρόνια από το πρώτο χειρουργείο διαπιστώθηκε σαφής στένωση του έσω μεσαρθρίου και στις δύο προθέσεις. Η ασθενής αρνήθηκε να χειρουργηθεί, το Knee score ήταν 95 και το Function score 70. Το 2013 στον τελευταίο επανέλεγχο και σε ηλικία πλέον 88 ετών η κατάσταση είχε επιδεινωθεί, αλλά η ηλικία της ήταν απαγορευτική για αναθεώρηση. Να σημειωθεί ότι η ασθενής ήταν παχύσαρκη με BMI 39,5 (Εικόνα 7-7).



Εικόνα 7-7. Ασθενής που δεν δέχτηκε την αναθεώρηση.

6.2 Ελάσσονες επιπλοκές.

Ελάσσονος σημασίας προβλήματα επούλωσης σημειώθηκαν σε 9 (7.7%) γόνατα σε εννέα ασθενείς. Εν τω βάθει φλεβική θρόμβωση παρουσίασαν 4 (3.4%) γόνατα σε ισάριθμους ασθενείς, οι οποίοι ανέκαμψαν πλήρως. Σε τρία γόνατα (2.6%) τριών ασθενών, μετά τον πρώτο μήνα χρειάστηκε χειρισμός υπό αναισθησία για την καλύτερευση της κάμψης του γόνατος.

7.3 Κλινικά αποτελέσματα.

Από την αρχική ομάδα των 95 ασθενών, δεν βρέθηκαν και επομένως δεν μελετήθηκαν στην εργασία 8 (8,4%) οκτώ ασθενείς με 8 οκτώ γόνατα καθώς και 13 (13,7%) ασθενείς με 18 γόνατα, οι οποίοι πέθαναν από άσχετους λόγους με την χειρουργική επέμβαση. Οι 74 ασθενείς με τα 91 γόνατα που μελετήθηκαν, αποτέλεσαν τη βάση δεδομένων για την συγκεκριμένη μελέτη.

Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν $21,5 \pm 2,97$ έτη (εύρος από 18 έως 26 έτη).

Ο μέσος όρος ηλικίας των ασθενών κατά την επέμβαση ήταν $69,2 \pm 5,34$ έτη, με εύρος από 58 έως 83 έτη και ο μέσος όρος ηλικίας κατά την παρακολούθηση ήταν $85,47 \pm 4,97$ έτη, με εύρος από 73 έως 94 έτη.

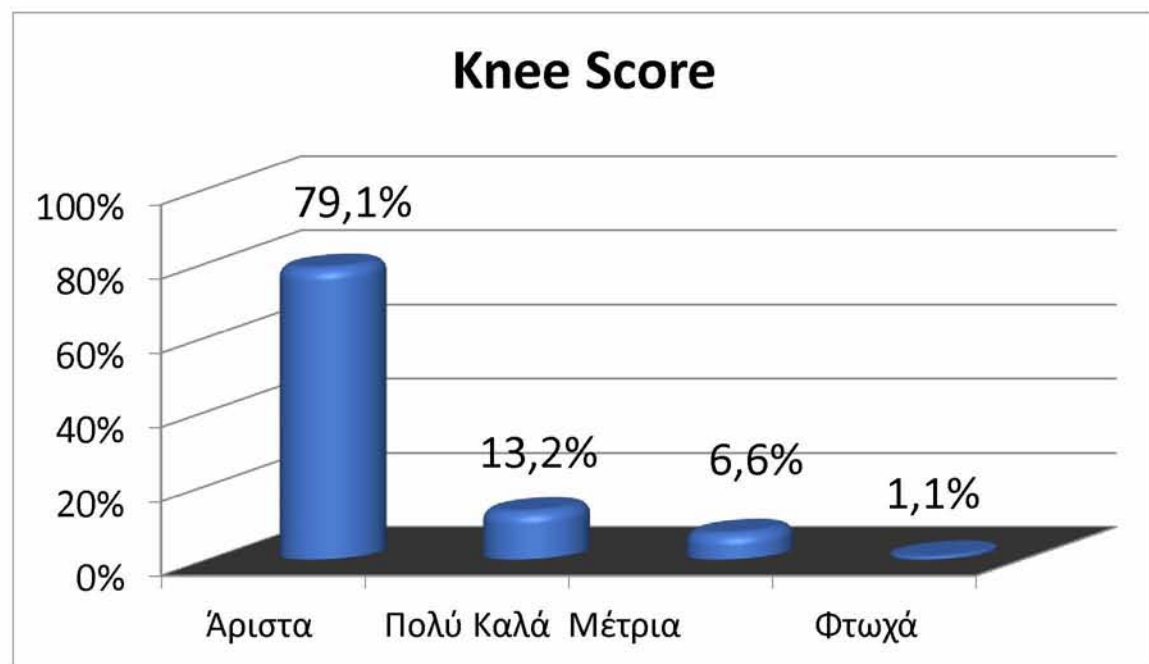
Knee Society Knee Score.

Το Knee Society Knee Score προεγχειρητικά ήταν $39,67 \pm 9,44$ (εύρος από 10 έως 70) το οποίο χαρακτηρίζεται ως φτωχό και μετεγχειρητικά βελτιώθηκε σημαντικά έτσι ώστε να φτάσει $92,63 \pm 7,49$, το οποίο

χαρακτηρίζεται ως άριστο (εύρος από 68 έως 99). Το t-Test που αφορά το Knee Society Knee Score έχει τιμή $6,49 \times 10^{-51}$. Ένας ασθενής (1,12%) εμφάνισε φτωχό αποτέλεσμα, έξι ασθενείς (7,14%) μέτριο αποτέλεσμα, έντεκα ασθενείς πολύ καλά αποτελέσματα (13%) και τέλος εξήνταέξι ασθενείς (78,57%) εμφάνισαν άριστα αποτελέσματα (Πίνακας 7-1, Γραφική Παράσταση 7-1).

Πίνακας 7-1. Αποτελέσματα του Knee score.

Knee society knee score	Χαρακτηρισμός αποτελέσματος	Αριθμός γονάτων	Ποσοστό
90 >	Άριστα	72	79,1%
80-89	Πολύ Καλά	12	13,2%
70-79	Μέτρια	6	6,6%
Έως 69	Φτωχά	1	1,1%



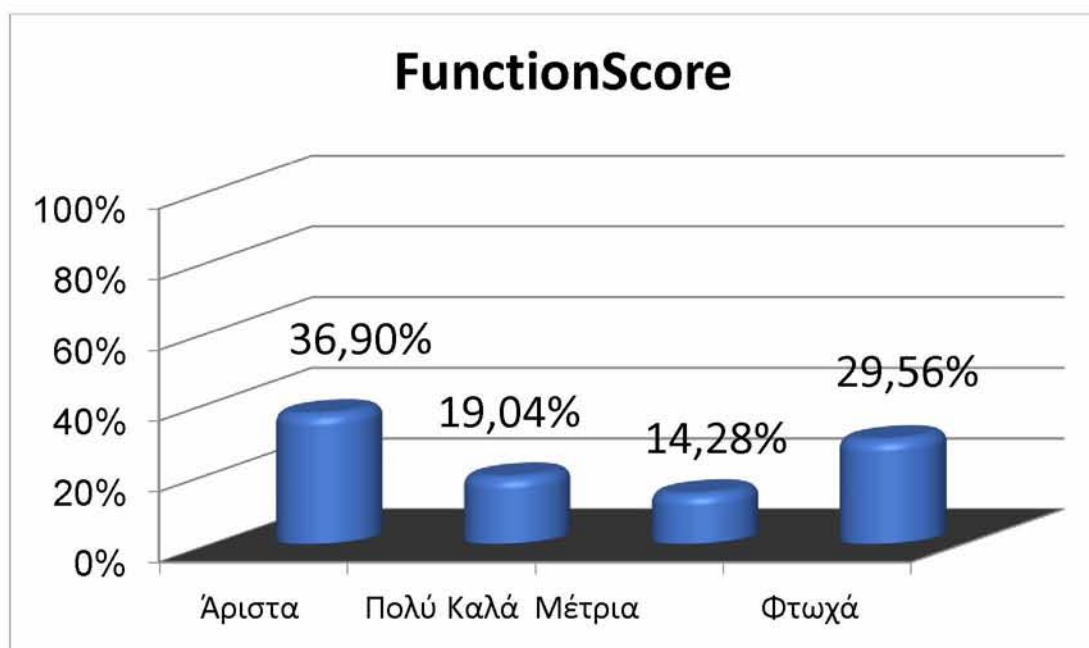
Γραφική Παράσταση 7-1. Αποτελέσματα του Knee score.

Function score.

Το Function score προεγχειρητικά ήταν $42,47 \pm 16,61$ (εύρος από 5 έως 60) το οποίο χαρακτηρίζεται επίσης ως φτωχό. Μετεγχειρητικά το Function score έφθασε $72,9 \pm 22,66$, το οποίο χαρακτηρίζεται ως μέτριο (εύρος από 33 έως 98). Το t-Test που αφορά το Function score τιμή $1,26^E-33$. Εικοσιδύο ασθενείς (29,56%) εμφάνισαν φτωχά αποτελέσματα, δέκα ασθενείς (14,28%) μέτρια αποτελέσματα, δεκατέσσερις ασθενείς πολύ καλά αποτελέσματα (14,28%) και τέλος εικοσιοκτώ ασθενείς (36,9 %) εμφάνισαν άριστα αποτελέσματα (Πίνακας 7-2, Γραφική παράσταση 7-2).

Πίνακας 7-2. Αποτελέσματα Function score

Knee society Function score	Χαρακτηρισμός αποτελέσματος	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
90 >	Άριστα	28	36,9%
80-89	Πολύ Καλά	14	19,04%
70-79	Μέτρια	10	14,28%
Έως 69	Φτωχά	22	29,56%



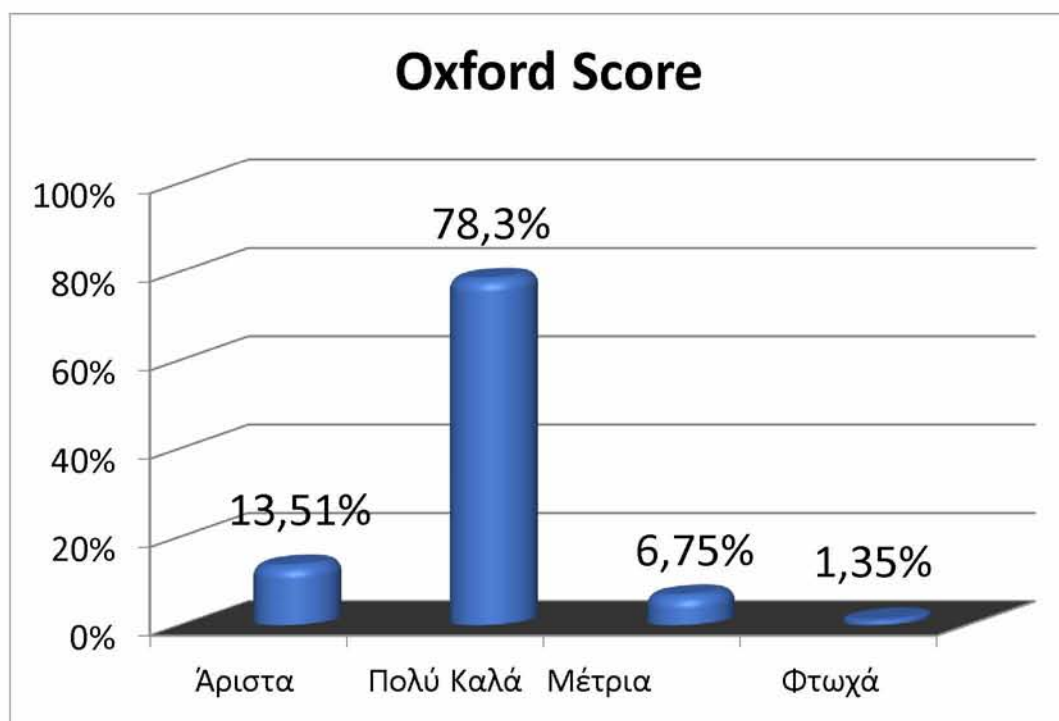
Γραφική παράσταση 7-2. Αποτελέσματα Function score

Oxford Knee Score.

Το Oxford Knee Score ήταν $25,1 \pm 7,9$ (εύρος από 17 έως 140), το οποίο χαρακτηρίζεται ως πολύ καλό. Ένας ασθενής (1.35%) εμφάνισε φτωχό αποτέλεσμα, πέντε ασθενείς (6.75%) μέτρια αποτελέσματα, πενήνταοκτώ ασθενείς (78.37%) πολύ καλά αποτελέσματα και τέλος δέκα ασθενείς (13,51%) εμφάνισαν άριστα αποτελέσματα (Πίνακας 7-3, Γραφική Παράσταση 7-3)

Πίνακας 7-3. Αποτελέσματα του Oxford knee Score

Oxford Knee score	Χαρακτηρισμός αποτελέσματος	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
0-12	Άριστα	10	13,51%
13-26	Πολύ Καλά	58	78,37%
27-37	Μέτρια	5	6,75%
38-48	Φτωχά	1	1,35%



Γραφική Παράσταση 7-3. Αποτελέσματα του Oxford knee Score

Από τις προεγχειρητικές μετρήσεις ύψους και βάρους των ασθενών, που συμμετείχαν στην μελέτη υπολογίστηκε ο μέσος όρος του δείκτη μάζας σώματος (BMI – Body Mass Index) να είναι $32,5 \pm 5.85$ (από 21,5 έως 43,4), που αντιστοιχεί στην κατηγορία της παχυσαρκίας. Η πλειονότητα των ασθενών που χειρουργήθηκαν (50 ασθενείς 59,52%) κατατάσσονταν στην κατηγορία των παχύσαρκων, ενώ μόλις το 9,52% (οκτώ ασθενείς) είχαν φυσιολογικό βάρος (Πίνακας 7-4).

Πίνακας 7-4. Κατάταξη ασθενών ως προς το ΔΜΣ.

BMI	Κατηγορία	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
< 18,5	Λιποβαρείς	0	0,00%
18,5 - 24,9	Φυσιολογικού Βάρους	8	9,52%
25 - 29,9	Υπέρβαροι	26	30,95%
30 και άνω	Παχύσαρκοι	50	59,52%

Κάμψη.

Η κάμψη του γόνατος κυμαίνονταν προεγχειρητικά στις $98,85^\circ \pm 12,03$, με ένα εύρος κίνησης από 75° έως 120° και έφθασε μετεγχειρητικά στις $105^\circ \pm 14,20$, με εύρος κίνησης από 85° έως 135° . Μόνο σε τρία γόνατα (3.3%) παρατηρήθηκε έλλειμμα έκτασης έως 10° . Το t-Test που αφορά το εύρος κάμψης του γόνατος έχει τιμή $1,09 \times 10^{-24}$.

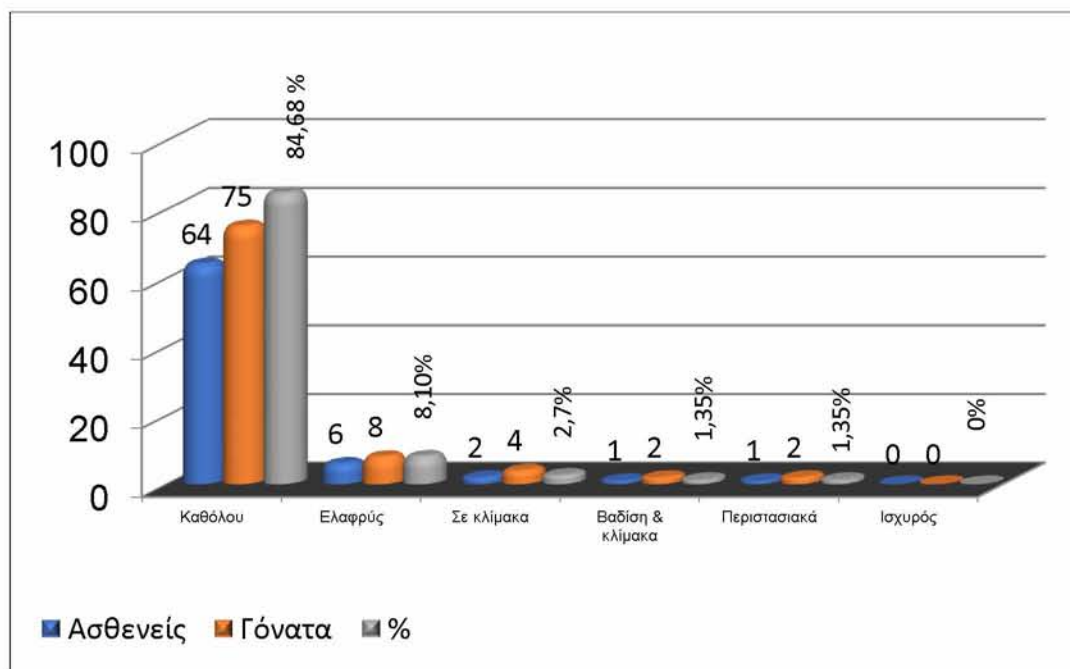
Πόνος.

Εξηντατέσσερεις ασθενείς με εβδομηνταπέντε γόνατα (86.48%) δεν αναφέρουν καθόλου πόνο, έξη (8.01%) ασθενείς με οκτώ γόνατα αναφέρουν ελαφρύ ή περιστασιακό πόνο. Δύο ασθενείς ,με τέσσερα γόνατα (2.7%)

αναφέρουν πόνο μόνο κατά την χρήση κλίμακας. Ένας ασθενής με δύο γόνατα (1.35%) ανέφερε πόνο τόσο στην βάδιση και κατά την χρήση κλίμακας και ακόμη ένας ασθενής με 2 γόνατα(1.35%) ανέφερε πόνο περιστασιακά. Κανένας ασθενής δεν ανέφερε ισχυρό πόνο (Πίνακας 7-5, Γραφική Παράσταση 7-4).

Πίνακας 7-5. Αξιολόγηση του πόνου.

Πόνος	Αριθμός ασθενών	Γόνατα	Ποσοστό
Καθόλου	64	75	86.48%
Ελαφρύς ή περιστασιακός	6	8	8.01%
Στην χρήση κλίμακας	2	4	2.7%
Κατά την βάδιση και χρήση κλίμακας	1	2	1.35%
Περιστασιακά	1	2	1.35%
Ισχυρός	0	0	0.00%



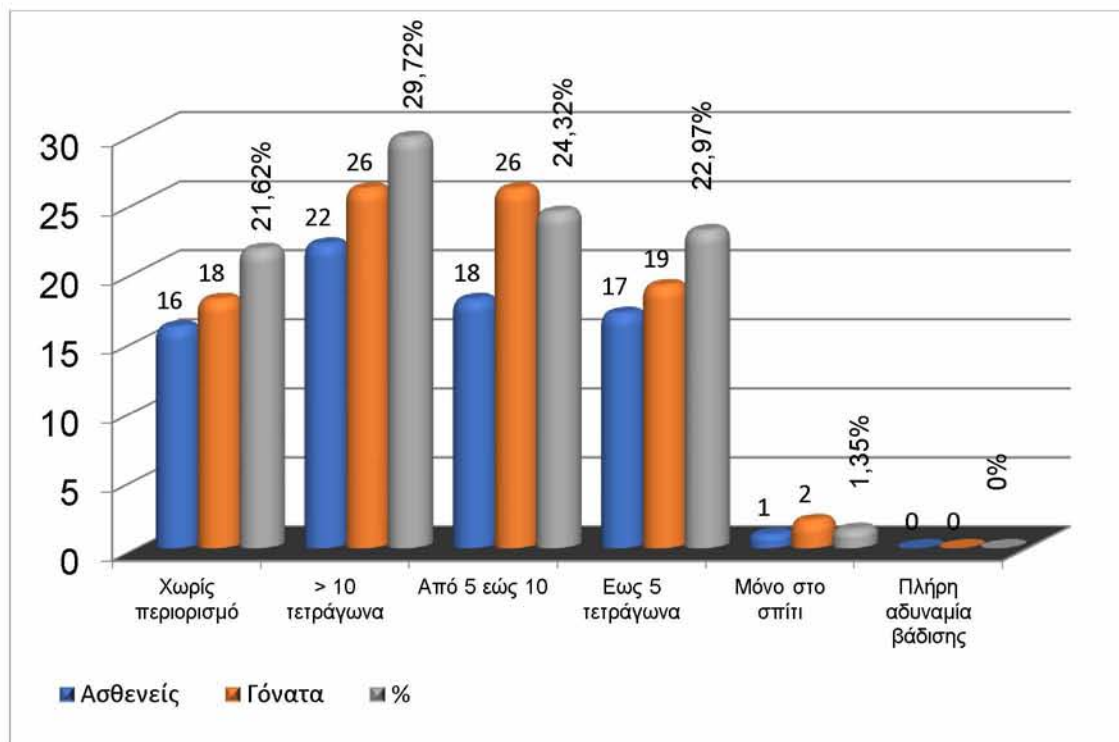
Γραφική Παράσταση 7-4. Αξιολόγηση του πόνου

Βάδιση.

Δεκαέξη (21.62%) ασθενείς ανέφεραν ότι είναι σε θέση να βαδίζουν χωρίς περιορισμό μεγάλες αποστάσεις. Εικοσιδύο (29.72%) ασθενείς είχαν την δυνατότητα να βαδίζουν απόσταση μεγαλύτερη από δέκα οικοδομικά τετράγωνα. Δεκαοκτώ (24.32%) ασθενείς είχαν την δυνατότητα να βαδίζουν απόσταση από πέντε έως δέκα οικοδομικά τετράγωνα. Δεκαεπτά (22.97%) ασθενείς είχαν την δυνατότητα να βαδίζουν απόσταση έως πέντε οικοδομικά τετράγωνα. Ένας μόνο ασθενής (1.35%) μπορούσε να μετακινηθεί μόνο μέσα στο σπίτι του, αλλά για λόγους άσχετους με το χειρουργείο. Στην τελευταία κατηγορία της αδυναμίας βάδισης, δεν είχαμε κανέναν ασθενή (Πίνακας 7-6, Γραφική Παράσταση 7-5).

Πίνακας 7-6. Αξιολόγηση βάδισης

Βάδιση	Αριθμός ασθενών	Γόνατα	Ποσοστό
Χωρίς περιορισμό	16	18	21.62%
Περισσότερο από 10 τετράγωνα	22	26	29.72%
Από 5 έως 10 τετράγωνα	18	26	24.32%
Έως 5 τετράγωνα	17	19	22.97%
Μόνο στο σπίτι	1	2	1.35%
Πλήρης αδυναμία βάδισης	0	0	0%



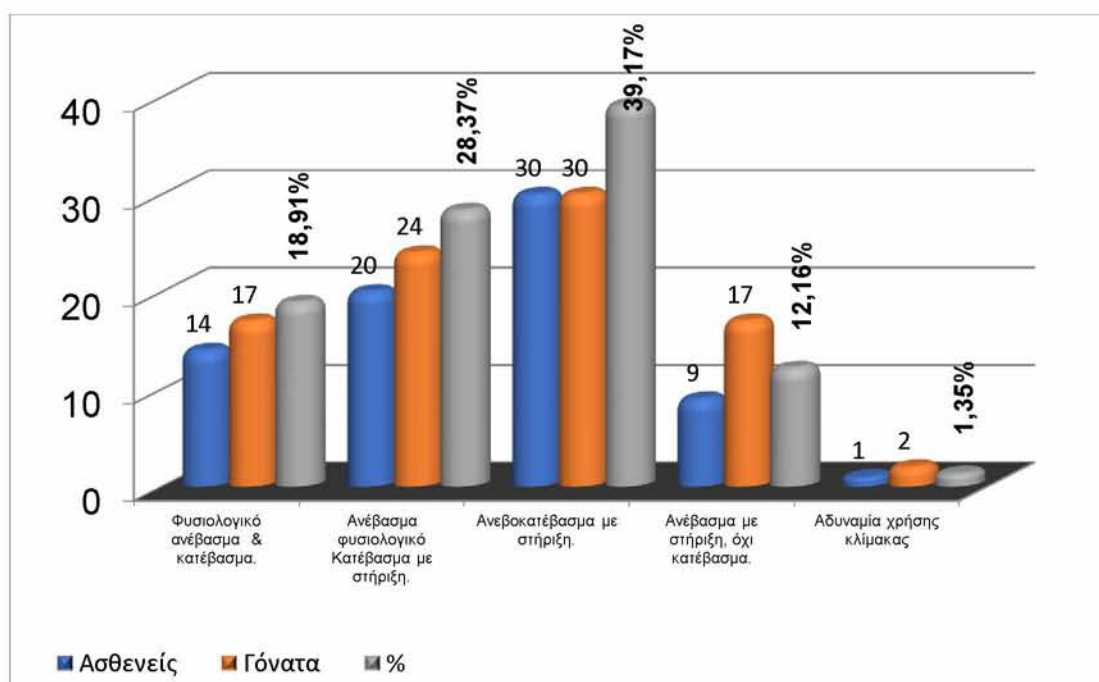
Γραφική Παράσταση 7-5. Αξιολόγηση βάδισης

Σκάλες.

Δεκατέσσερεις (18.9%) ασθενείς ανέφεραν ότι είναι σε θέση να χρησιμοποιήσουν φυσιολογικά μια κλίμακα χωρίς υποστήριξη τόσο στο ανέβασμα όσο και στο κατέβασμα. Εικοσιένας (28.37%) ασθενείς ανέφεραν ότι είναι σε θέση να χρησιμοποιήσουν φυσιολογικά μια κλίμακα χωρίς υποστήριξη στο ανέβασμα της και να χρειαστούν την υποστήριξη του κιγκλιδώματος στο κατέβασμα της. Εικοσιεννέα (39.18%) ασθενείς ανέφεραν ότι είναι σε θέση να χρησιμοποιήσουν κλίμακα αλλά με υποστήριξη του κιγκλιδώματος τόσο στο ανέβασμα όσο και στο κατέβασμα. Εννέα (12.16%) ασθενείς ανέφεραν ότι είναι σε θέση να χρησιμοποιήσουν μια κλίμακα με υποστήριξη στο ανέβασμα της αλλά εξέφρασαν αδυναμία στο να την κατεβούν. Τέλος ένας (1.35%) ασθενής δήλωσε αδυναμία χρήσης κλίμακας (Πίνακας 7-7, Γραφική Παράσταση 7-6).

Πίνακας 7-7. Αξιολόγηση χρήσης κλίμακας

Σκάλες	Αριθμός ασθενών	Γόνατα	Ποσοστό
Φυσιολογικό ανεβοκατέβασμα	14	17	18.9%
Ανέβασμα φυσιολογικό. Κατέβασμα με στήριξη στο κάγκελο.	21	24	28.37%
Ανεβοκατέβασμα με στήριξη στο κάγκελο	29	32	39.18%
Ανέβασμα στήριξη στο κάγκελο, όχι κατέβασμα.	9	16	12.16%
Αδυναμία χρήσης κλίμακας.	1	2	1.35%



Γραφική Παράσταση 7-6. Αξιολόγηση χρήσης κλίμακας

Υποστήριξη κατά την βάδιση.

Δώδεκα ασθενείς χρησιμοποιούσαν μια βακτηρία για την βάδιση τους. Από αυτούς μόνο οι δύο ασθενείς εξαιτίας του χειρουργημένου γόνατος. Οι υπόλοιποι δέκα ασθενείς την χρησιμοποιούσαν εξαιτίας άλλων προβλημάτων,

όπως κάταγμα ισχίου (έξη), αμφισφύριο κάταγμα ποδοκνημικής (ένας) αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο (τρεις) (Πίνακας 7-8).

Πίνακας 7-8. Ασθενείς που χρησιμοποίησαν βοηθήματα βάδισης.

Αιτία	Ασθενείς
Αρθροπλαστική	2
Κάταγμα ισχίου	6
Αμφισφύριο κάταγμα ποδοκνημικής	1
Αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο	3

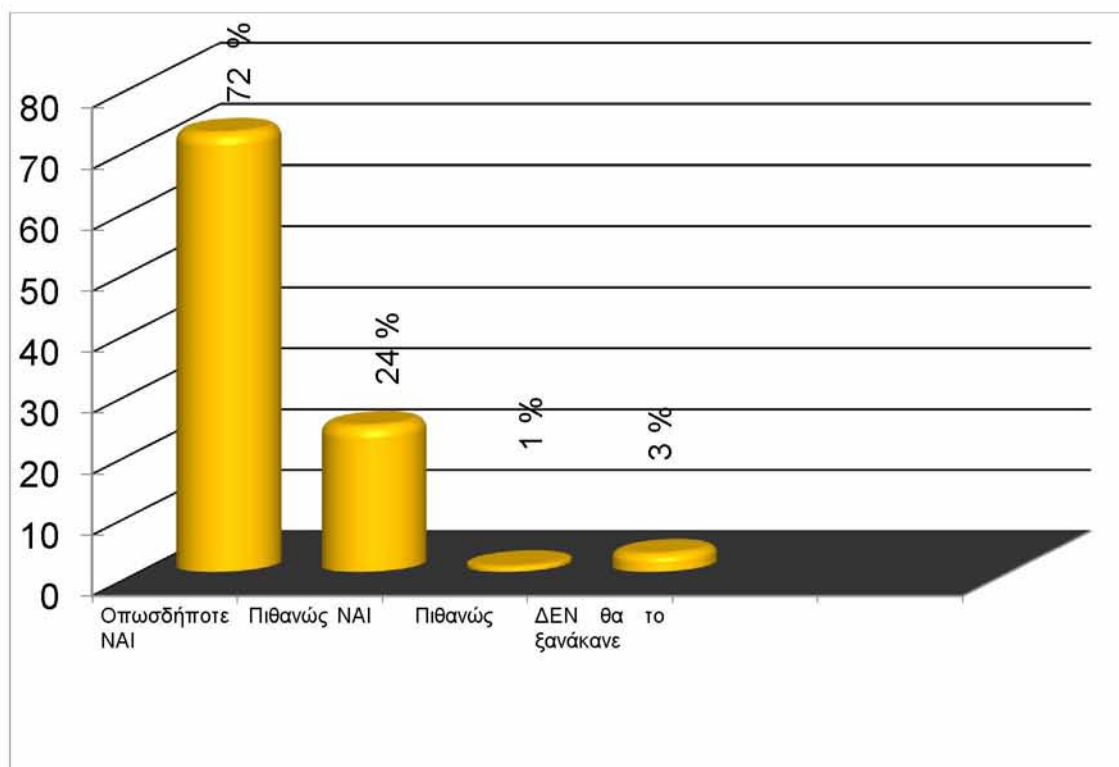
Total score.

Η ανάλυση τώρα του μετεγχειρητικού Total Score των ασθενών κατέγραψε τα παρακάτω αποτελέσματα.

Στην πρώτη ερώτηση όσο αφορά την εξάλειψη του πόνου, σαρανταεπτά ασθενείς (63,51%) αναφέρουν άριστα αποτελέσματα, το 28% πολύ καλά, το 6% καλά και μόλις ένας 2% δήλωσε μέτρια αποτελέσματα (Πίνακας 7-9, Γραφική Παράσταση 7-7).

Πίνακας 7-9. Total Score - Εξάλειψη πόνου.

Απάντηση	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
Άριστα	47	63,51%
Πολύ Καλά	21	28,37%
Καλά	5	6,75%
Μέτρια	1	1,35%

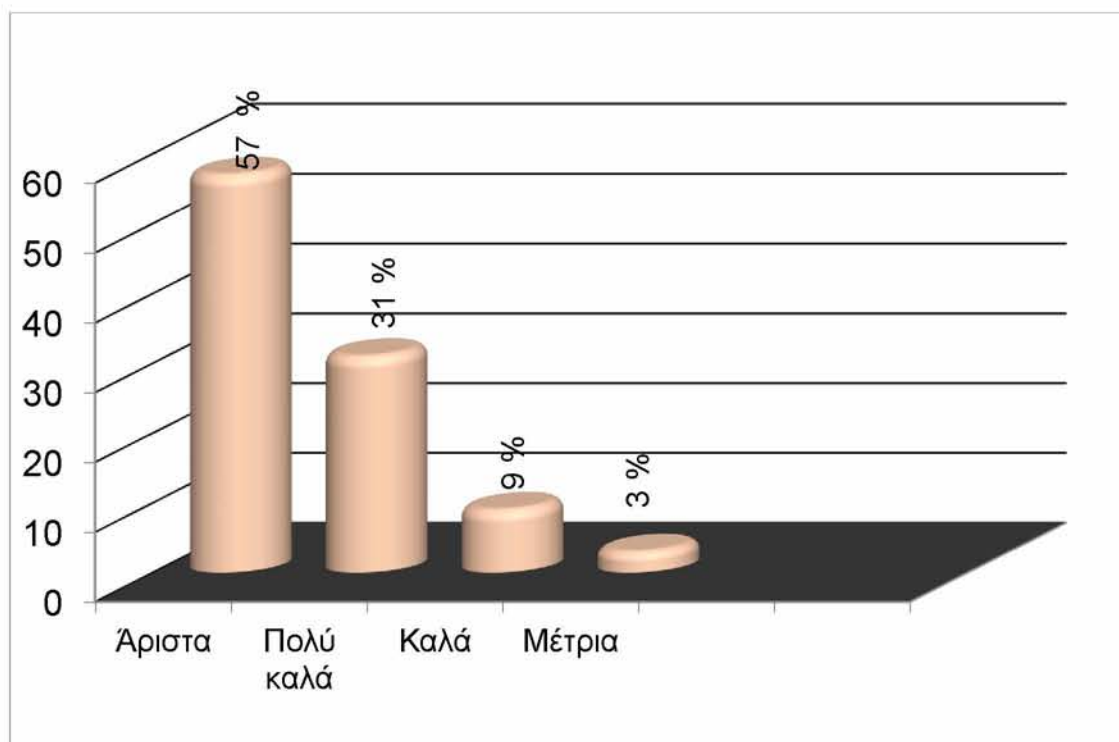


Γραφική Παράσταση 7-7. Total Score – Εξάλειψη πόνου.

Στην δεύτερη ερώτηση, εάν η επέμβαση φάνηκε ότι κάλυψε τις απαιτήσεις τους, σαρανταδύο ασθενείς (57%) αναφέρουν ότι αυτό έγινε κατά άριστο τρόπο, εικοσιτρείς ασθενείς (31%) σε πολύ καλό, επτά ασθενείς (9%) σε καλό και σε ένα μέτριο επίπεδο μόλις το 3% δηλαδή δυο ασθενείς (Πίνακας 7-10, Γραφική Παράσταση 7-8).

Πίνακας 7-10. Total Score - Κάλυψη απαιτήσεων.

Απάντηση	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
Άριστα	42	57%
Πολύ Καλά	23	31%
Καλά	7	9%
Μέτρια	2	3%

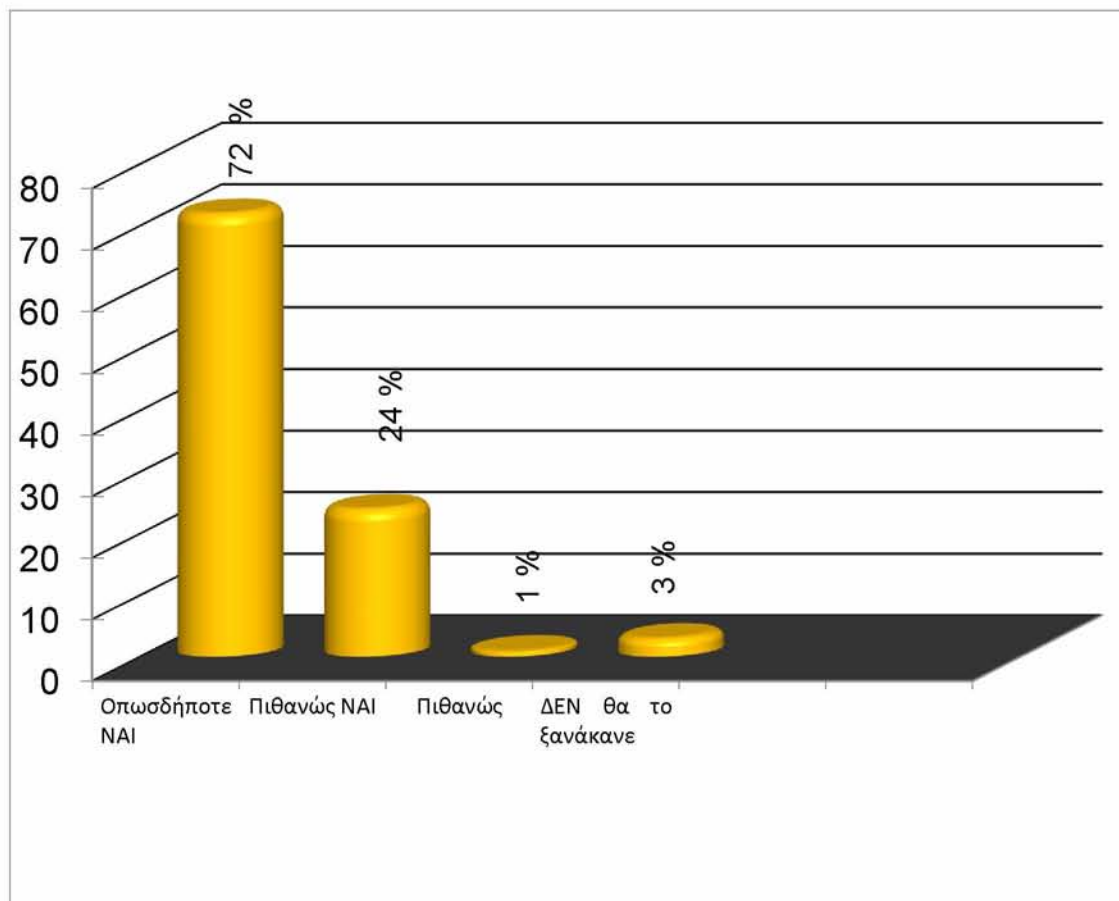


Γραφική Παράσταση 7-8. Total score - Κάλυψη απαιτήσεων.

Στην τρίτη ερώτηση εάν θα επαναλάμβαναν το ίδιο χειρουργείο σε άλλη άρθρωση πενήντατρείς ασθενείς δηλαδή το 72% απάντησε οπωσδήποτε ναι, δεκαοκτώ ασθενείς (24%) πιθανών ναι, ένας ασθενής (1%) πιθανώς και δύο ασθενείς (3%) των ασθενών δεν θα το ξαναέκαναν (Πίνακας 7-11, Γραφική Παράσταση 7-9).

Πίνακας 7-11. Total Score – Επανάληψη χειρουργείου σε άλλη άρθρωση.

Απάντηση	Αριθμός ασθενών	Ποσοστό
Οπωσδήποτε ναι	53	72%
Πιθανώς ναι	18	24%
Πιθανώς	1	1.35%
Δεν θα το ξαναέκανε	2	2,77%



Γραφική Παράσταση 7-9. Total Score – Επανάληψη χειρουργείου σε άλλη άρθρωση

7.4 Ακτινολογικά αποτελέσματα.

Ακτινοδιαγραφαστικές γραμμές μεταξύ κνημιαίας πρόθεσης και οστού αναγνωρίστηκαν σε ποσοστό 13,20% (δεκατέσσερα γόνατα). Όλες αφορούσαν ένα μέρος που ανήκε είτε στην ζώνη I ή στην ζώνη IV. Σε καμία των περιπτώσεων το εύρος αυτών των διαυγάσεων δεν ήταν μεγαλύτερο από ένα χιλιοστό. Οι περισσότερες από αυτές διαγνώστηκαν σχετικά νωρίς, από τον τρίτο κιόλας μετεγχειρητικό χρόνο χωρίς όμως να παρουσιάζουν καμία σταδιακή εξέλιξη (Εικόνα 7-8).



Εικόνα 7-8. Ακτινοδιαγραφικές γραμμές σε κνημιαία στελέχη.

Δύο περιπτώσεις ακτινοδιαγραφικών γραμμών κάτω από την μηριαία πρόθεση σε δύο γόνατα (ποσοστό 1,88%), στις ζώνες I, II και III. Επίσης σε καμία των περιπτώσεων αυτών το εύρος αυτών των διαυγάσεων δεν ήταν μεγαλύτερο από ένα χιλιοστό (Εικόνα 7-9).

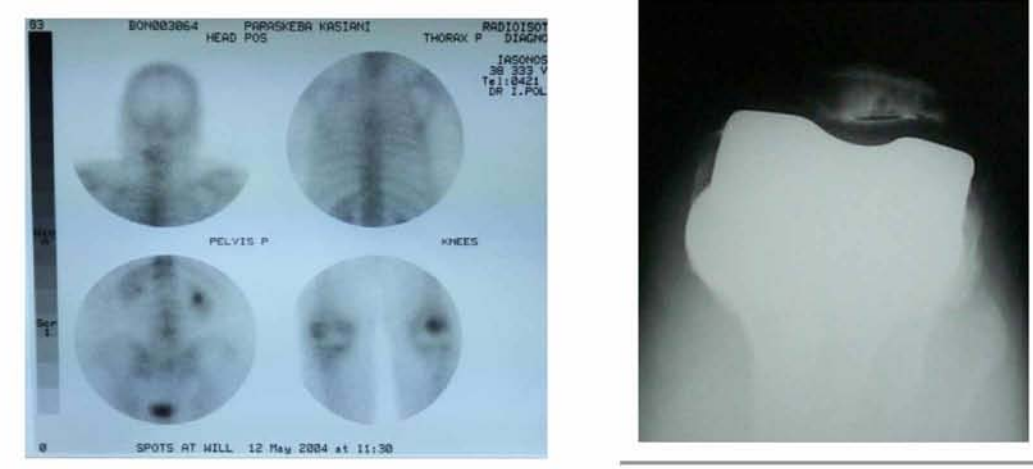


Εικόνα 7-9. Ακτινοδιαγραφικές γραμμές σε μηριαία στελέχη.

Δεν είχαμε καμία περίπτωση με ακτινοδιαγνωστικές γραμμές γύρω από τον κνημιαίο στυλεό.

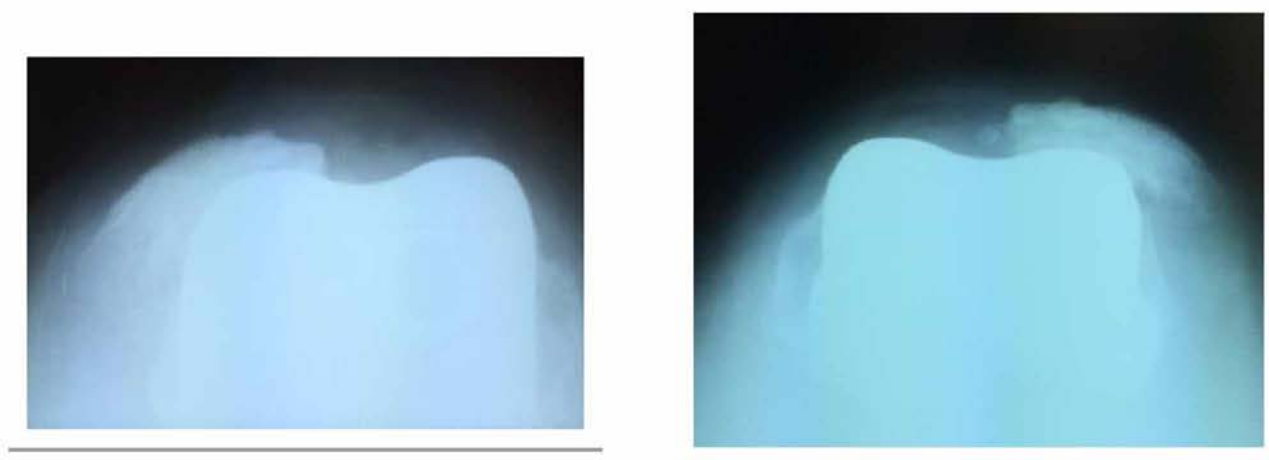
Τα υπόλοιπα παθολογικά ακτινολογικά ευρήματα, αφορούν επτά ασθενείς με επτά γόνατα (6.6%) και αποτελούν περιπτώσεις επιπλοκών.

Μια περίπτωση χαλάρωσης της επιγονατίδας με εμφάνιση πόνου δέκα χρόνια μετά το χειρουργείο με θετικά ευρήματα στο σπινθηρογράφημα (Εικόνα 7-10).



Εικόνα 7-10. Θετικό σπινθηρογράφημα για χαλάρωση επιγονατίδας.

Δύο περιπτώσεις υπεξάρθρηματος της επιγονατίδας (Εικόνα 7-11).



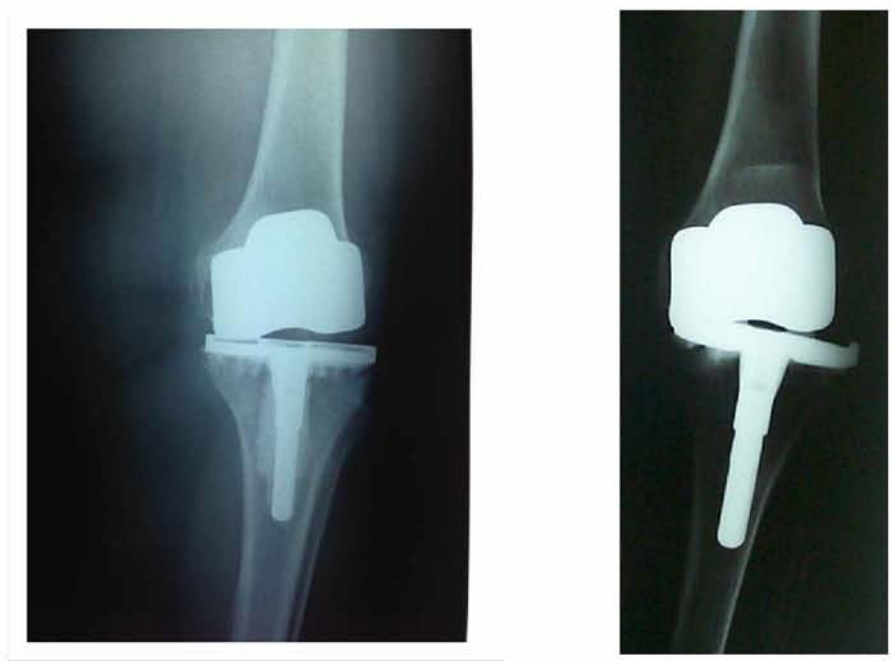
Εικόνα 7-11. Υπεξάρθρημα επιγονατίδων.

Τρεις περιπτώσεις στένωσης του έσω μεσαρθρίου διαστήματος, οι δύο από αυτές οδηγήθηκαν σε αναθεώρηση της ολικής και η μία σε αλλαγή μόνο του πολυαιθυλενίου. (Εικόνα 7-12)



Εικόνα 7-12. Στένωση μεσαρθρίων διαστημάτων.

Δυο περιπτώσεις θραύσης του πολυαιθυλενίου μετά από πτώση των ασθενών, η μία οδηγήθηκε σε αναθεώρηση και η άλλη ασθενής δεν αποδέχτηκε την πρόταση για χειρουργείο (Εικόνα 7-13).



Εικόνα 7-13. Θραύση πολυαιθυλενίων.

Οι τελικές μετεγχειρητικές μετρήσεις στις γωνίες κλίσης (α), (β), (γ) και (σ) των εμφυτευμάτων καθώς και στον άξονα του γόνατος παρατίθενται στον Πίνακα 7-12. Δεν υπήρξαν στατιστικά σημαντικές αλλαγές.

Πίνακας 7-12. Γωνίες κλίσης των εμφυτευμάτων.

	Προεγχειρητικά	Μετεγχειρητικά
(α) Μέση μηριαία γωνία βλαισότητας	96° (93° έως 101°)	97° (92° έως 102°)
(β) Μέση κνημιαία γωνία	89° (82° έως 93°)	88.5° (81° έως 93°)
(γ) Μέση μηριαία κάμψη	1° (-3° έως 4°)	1° (-3° έως 4°)
(σ) Μέση κνημιαία οπίσθια κλίση	87° (82° έως 91°)	85° (83° έως 92°)
Μέσος άξονας γόνατος	5° Βλαισός (8° Βλαισός έως 4° ραιβός)	4.7° Βλαισός (7° Βλαισός έως 4° ραιβός)

Κεφάλαιο 8

8 Συζήτηση.

Η εξέλιξη της ολικής αρθροπλαστικής γόνατος υπήρξε ταχεία και εντυπωσιακή. Η καλύτερη κατανόηση της κινηματικής του γόνατος, η πρόοδος των χειρουργικών τεχνικών και η βελτίωση των ένθετων πολυαιθυλενίων οδήγησαν όλα μαζί στην θεαματική βελτίωση των προθέσεων του γόνατος [67]–[71].

Η φθορά της κνημιαίας πρόθεσης στις ολικές αρθροπλαστικές γόνατος, η οποία οδηγεί σε οστεόλυση και άσηπτη χαλάρωση της, είναι ένας από του κυριότερους λόγους αποτυχίας της [72], [73]. Η πιθανότητα αποτυχίας, που θα οδηγήσει μια αρθροπλαστική σε αναθεώρηση στα 10 χρόνια είναι 5%. Οι πιο συνηθισμένες αιτίες είναι η άσηπτη χαλάρωση σε ποσοστό (29.8%), η λοίμωξη(14.8%) και ο πόνος (9.5%). Η επιτυχία και η επιβίωση της αρθροπλαστικής εξαρτάται από τα δημογραφικά στοιχεία του ασθενούς, την χειρουργική τεχνική και το υλικό.[74], [75]

Στις Η.Π.Α μόνο το 1999 καταγράφηκαν 22.000 αποτυχημένες αρθροπλαστικές γόνατος οι οποίες θα χρειαζόντουσαν περισσότερα από 260 εκατομμύρια δολάρια προκειμένου να αναθεωρηθούν. Το 2005 αυτός ο αριθμός είχε αυξηθεί στις 38.000 και αναμένεται να φθάσει στις 268.000 έως το 2030 [76].

Αυτός είναι και ο λόγος που η βιομηχανία που ασχολείται με την κατασκευή των αρθροπλαστικών γόνατος ερευνά για υλικά τα οποία θα έχουν την κατά το δυνατό μικρότερη φθορά. Όσο αφορά το πολυαιθυλένιο από το 1968 που για πρώτη φορά εισήχθη από τον Gunston [77] έως το 2001 εκτός από την μέθοδο που χρησιμοποιείτο για την αποστείρωση του δεν υπήρξε καμία

ουσιαστική καινοτομία. Το 2001 η εταιρεία Sulzer Medica εισάγει το με διασταυρούμενους δεσμούς πολυαιθυλένιο (highly crosslinked polyethylene) με την ονομασία Durasul [78]. Η εταιρεία Smith and Nephew εισάγει την τεχνολογία επεξεργασίας αυτού του είδους πολυαιθυλενίου με το όνομα Verilast (2009). Η μηριαία πρόθεση από το 1958 έως το 1998 κατά κύριο λόγο ήταν κατασκευασμένη από ένα κράμα χρωμίου κοβαλτίου – CoCr. Τα κλινικά αποτελέσματα απέδειξαν ότι οι αρθρικές επιφάνειες από μηριαίες προθέσεις που έχουν μελετηθεί παρουσιάζουν τραχύτητα η οποία μπορεί να αυξήσει σημαντικά την φθορά του πολυαιθυλενίου.[79], [80]. Το 1998 η εταιρεία Smith and Nephew καινοτομεί εισάγοντας μια μηριαία πρόθεση κατασκευασμένη από ένα νέο υλικό το οποίο ονομάζει Oxinium. Πρόκειται για ένα κράμα από οξειδίο του αλουμινίου ενισχυμένο με ζirkόνιο (Oxidized Zirconium) το οποίο έχει αντοχή μετάλλου και επιφάνεια αρκετά πιο λεία, σαν αυτή των κεραμικών, δηλαδή εξασφαλίζει μικρότερη φθορά. Κάθε αρthroπλαστική αποτελείται από δυο επιφάνειες τριβής αυτή του πολυαιθυλενίου και αυτή του μηριαίου.[1], [81]–[85] Μέχρι πρόσφατα όλες οι προσπάθειες για ελάττωση του συντελεστή τριβής μεταξύ αυτών των δύο επιφανειών αφορούσαν μόνο το πολυαιθυλένιο. Τώρα ο συνδυασμός ενός πολυαιθυλενίου τελευταίας γενιάς με μια μηριαία πρόθεση από υλικό με ιδιότητες κεραμικού υπόσχεται επιβίωση της πρόθεσης έως και 30 χρόνια, προς το παρόν μόνο σε συνθήκες εργαστηρίου [70]. Στην πραγματικότητα όμως δεν έχουν δημοσιευτεί ακόμα εργασίες με αυτό το υλικό που να τεκμηριώνουν τα εργαστηριακά αποτελέσματα.

Με βάση την διεθνή βιβλιογραφία η εργασία μας φαίνεται να έχει από τα μεγαλύτερα διαστήματα μετεγχειρητικής παρακολούθησης ασθενών με ολική

αρθροπλαστική γόνατος τύπου Genesis I, που φτάνει τα 21,5 (18-26) έτη. Ο μέσος όρος επιβίωσης της αρθροπλαστικής φτάνει το 93,53% στα 20 και 25 έτη. Μακροπρόθεσμα αποτελέσματα ολικών αρθροπλαστικών γονάτου, για περισσότερα από 15 και 20 έτη, είναι σχετικά λίγα στην ορθοπαιδική βιβλιογραφία. Τα αποτελέσματα μας είναι συγκρίσιμα με εκείνα της βιβλιογραφίας για την συγκεκριμένη πρόθεση [58]–[62] καθώς και με αυτά που αφορούν παρόμοιες προθέσεις τόσο με συμμετρικό όσο και με ασύμμετρο κνημιαίο στέλεχος[86], [87]. Το Natural Knee, παρουσιάστηκε από την Zimmer το 1985 και είχε επίσης ασύμμετρη κνημιαία πρόθεση. Είχε ικανοποιητικά αποτελέσματα επιβίωσης της τάξης του 95% στα 14 έτη και στα 25 έτη παρακολούθησης [87]. Ακόμα ένα γόνατο, το Duracon έδειξε άριστα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της τάξης του 97.7 % στην δεκαετία και 94.8 % μετά από 15 έτη [88]. Το Total Condylar Knee, το οποίο εισήχθη ως το ιδανικό γόνατο στα μέσα της δεκαετίας του 1970 παρουσίασε ποσοστά επιβίωσης 77% στα 20 έτη από 30 ασθενείς με 45 γόνατα [86]. Παρόμοια αποτελέσματα έχουμε και μεταξύ αρθροπλαστικών που διατηρούν τον οπίσθιο χιαστό (CR) και με αυτά που τον αφαιρούν (PS) όπως φάνηκε από δυο πρόσφατες (δημοσιεύσεις του 2013 και 2014) όπου πρόκειται για μετα-αναλύσεις με παρόμοια μακροπρόθεσμα κλινικά αποτελέσματα που αφορούσαν την λειτουργία του γόνατος και τον μετεγχειρητικό πόνο [89], [90]. Ο Roberts, το 2007, μετά από την ανάλυση των αποτελεσμάτων 4.606 αρθροπλαστικών την περίοδο 1992-1994 από ένα περιφερειακό αρχείο στην Αγγλία, το οποίο περιελάμβανε 21 διαφορετικά νοσοκομεία με 77 διαφορετικούς χειρουργούς, αναφέρει ότι το καλύτερο σενάριο επιβίωσης στα 15 έτη ήταν 92,2% και το χειρότερο σενάριο όπου όλοι οι ασθενείς, οι οποίοι

χάθηκαν στον επανέλεγχο, να θεωρηθούν ότι απέτυχαν να είναι 811,1%. Ο Gothesen, το 2013, ανασκοπώντας 7 είδη αρθροπλαστικών (3 CR σταθερές αρθρωτές, 2 CR σταθερές μη αρθρωτές και 2 PS με κινητές επιφάνειες) από 17.782 επεμβάσεις οι οποίες καταγράφηκαν στο Νορβηγικό μητρώο αρθροπλαστικών κατά την περίοδο 1944 -2009, αναφέρει ποσοστά επιβίωσης στην δεκαετία από 89,5% έως 95,3% με το μοντέλο Profix CR να υπερτερεί σημαντικά [91], [92]. Το Knee Society Knee Score προεγχειρητικά ήταν 39,37, το οποίο χαρακτηρίζεται ως φτωχό και μετεγχειρητικά βελτιώθηκε σημαντικά έτσι ώστε να φτάσει το 92,63, το οποίο χαρακτηρίζεται ως άριστο. Το Oxford knee score μετεγχειρητικά ήταν 25,10, το οποίο χαρακτηρίζεται ως πολύ καλό. Το Function score προεγχειρητικά ήταν 42,47 το οποίο χαρακτηρίζεται επίσης ως φτωχό. Μετεγχειρητικά το Function score έφθασε το 72,9, το οποίο χαρακτηρίζεται ως μέτριο. Ο Laskin [67] αναφέρει ότι στην δεκαετία είχε άριστα αποτελέσματα σε ποσοστό ασθενών 76%. Ο Chen και συνεργάτες [58] αναφέρουν προεγχειρητικά Knee score 55 και Function score 44, τα οποία μετεγχειρητικά διαμορφώθηκαν σε 88 και 92 αντίστοιχα. Ο Χαλιδής και συνεργάτες [61] αναφέρουν προεγχειρητικά Knee score 29 και Function score 25, τα οποία μετεγχειρητικά βελτιώθηκαν σε 91 και 85 αντίστοιχα.

Η κάμψη του γόνατος κυμαινόταν προεγχειρητικά στις 98,85 ° με ένα εύρος κίνησης από 70 ° έως 120 ° και έφθασε μετεγχειρητικά στις 105°, με εύρος κίνησης από 40° έως 135°. Στην βιβλιογραφία και άλλοι συγγραφείς αναφέρουν παρόμοια βελτίωση στο εύρος κίνησης. Ο Chen και συνεργάτες [58] αναφέρουν ότι ο μέσος όρος του εύρους κίνησης προεγχειρητικά ήταν 96.3°, ο οποίος μετεγχειρητικά βελτιώθηκε σε 112.5°. Ο Mokris και

συνεργάτες [57] αναφέρουν ότι ο μέσος όρος του εύρους κίνησης προεγχειρητικά από 96.3°, μετεγχειρητικά αυξήθηκε κατά 12°. Ο Laskin [59] αναφέρει ότι ο μέσος όρος του εύρους κίνησης στην ομάδα των ασθενών με διατήρηση του οπισθίου χιαστού ήταν περίπου 115°. Σε αυτούς υπήρχαν και 25 γόνατα με κάμψη 125°. Σχεδόν όλοι αυτοί οι ασθενείς ζύγιζαν λιγότερο από 80 kg και στην πλειονότητα τους ήταν άντρες. Στην δική μας σειρά δεν καταφέραμε να συσχετίσουμε το σωματικό βάρος με το εύρος κίνησης του γόνατος. Να ληφθεί υπόψη ότι το 91, 47% των ασθενών μας ήταν υπέρβαροι και παχύσαρκοι με τον δείκτη μάζας σώματος (BMI) να κυμαίνεται από 25,1 έως 43,4 (Πίνακας 8-1).

Πίνακας 8-1. Κατανομή ασθενών σύμφωνα με τον σωματότυπο τους.

Ομάδα	Τύπος	BMI	Ασθενείς	Γόνατα	ROM	ΜΟ.	ΜΟ.
						BMI	ROM
A	Κανονικός	25	18	20	90-112	24,02	106,8
B	Υπέρβαρος	25,1 - 30	24	30	95-135	27,93	109
Γ	Παχύσαρκος	30 - 43,4	42	56	40-125	35,4	105,31
ΑΒΓ		32,5 ± 5,85	84	106			

Ακτινοδιαγραφικές γραμμές βρέθηκαν σε ποσοστό 13,2% και αφορούσαν 14 γόνατα, στις ζώνες I και IV της κνημιαίας πρόθεσης. Άλλοι ερευνητές (Laskin 2001,8%, Mokris et al. 1997 18%, Ishii et al. 2005 23%)[57], [59], [60] αναφέρουν σχεδόν παρόμοια αποτελέσματα, με ποσοστά που κυμαίνονται από 8% έως και 23%. Στην μηριαία πρόθεση ακτινοδιαγραφικές γραμμές βρέθηκαν σε ποσοστό 1,88 % και αφορούσαν 2 γόνατα, στις ζώνες I ,II και III. Ο Ishii και συνεργάτες [60] αναφέρουν επίσης χαμηλά ποσοστά της τάξης του 5%. Όπως και οι προηγούμενοι ερευνητές, δεν καταφέραμε να συσχετίσουμε

την ύπαρξη αυτών των ακτινοδιαγνωστικών γραμμών και την εξέλιξη τους με το κλινικό αποτέλεσμα. Οι γραμμές αυτές των 2mm εμφανίζονταν σχετικά νωρίς (από τον δεύτερο κιάλας χρόνο) και παρέμεναν σταθερές χωρίς κανενός είδος μεταβολής ακτινολογικού ή και κλινικού. Συμφωνούμε με άλλους ερευνητές που δεν κατάφεραν να συσχετίσουν τις ακτινοδιαγνωστικές περιοχές και την εξέλιξη τους με το κλινικό αποτέλεσμα. Καμία μη εξελισσόμενη ακτινοδιαγνωστική περιοχή στην κνημιαία πρόθεση μικρότερη των 2 χιλ. δεν σχετίζεται με το κλινικό αποτέλεσμα, (Isshi και συνεργάτες) [60]. Η λανθασμένη τοποθέτηση της προθέσεως (ειδικά σε ραιβότητα) αυξάνει το ποσοστό των ακτινοδιαγνωστικών περιοχών [59]. Στην κλινική μας δεν υπήρχε η δυνατότητα μέτρησης με ραδιοστερεομετρία (RSA). Είναι γνωστό πως οι απλές ακτινογραφίες υποεκτιμούν την εμφάνιση οστεόλυσης και δυσχεραίνουν την αξιολόγηση ακτινοδιαγνωστικών ζωνών μεγέθους 1-2 mm.

Είχαμε τέσσερις (3,4%) περιπτώσεις ασθενών με συμπτωματική εν τω βάθει φλεβοθρόμβωση, οι οποίοι ανέκαμψαν πλήρως. Όλοι οι ασθενείς μας βρίσκονταν προφυλακτικά σε φαρμακευτική αντιθρομβωτική αγωγή με ηπαρίνη χαμηλού μοριακού βάρους. Επίσης κάθε ασθενής προεγχειρητικά υποβάλλονταν σε υπερηχογραφική εξέταση των αγγείων των κάτω άκρων. Παρόλα αυτά δεν επαναλαμβάνουμε την εξέταση και μετεγχειρητικά εάν δεν υπήρχαν ενδείξεις, οπότε μπορεί να υπήρξαν και κάποια περιστατικά ασυμπτωματικής φλεβοθρόμβωσης που να έχουν διαφύγει. Δεν είχαμε καμία περίπτωση ασθενούς με λοίμωξη.

Αντικατάσταση της επιγονατίδας σε πρώτο χρόνο κάναμε σε 14 γόνατα που αντιστοιχούσαν σε 10 ασθενείς (13,2%). Από αυτές μια αναθεωρήθηκε

εξαιτίας φθοράς του πολυαιθυλενίου (0,7%). Από την ομάδα εκείνων των ασθενών στους οποίους δεν είχε αντικατασταθεί η επιγονατίδα σε πρώτο χρόνο, δυο ασθενείς οι οποίοι παρουσίαζαν υπεξάρθρωμα της επιγονατίδας υπεβλήθησαν σε τοποθέτηση προσθετικής επιγονατίδας σε συνδυασμό με απελευθέρωση των έξω καθεκτικών συνδέσμων (2,1%). Στις εργασίες των Chen και Mokris [57], [58] αναφέρεται ότι τα προβλήματα της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης αφορούσαν το 30% των επιπλοκών τους, παρόλο που δεν είχαν να αναφέρουν καμία χαλάρωση σε επιγονατίδα. Επίσης ο Chen [58] αναφέρει ότι το 50% των αναθεωρήσεων οφείλεται στην κακή κύλιση της επιγονατιδομηριαίας και ότι αυτό θα μπορούσε να είχε αποφευχθεί εάν εξαρχής γινόταν απελευθέρωση των έξω καθεκτικών συνδέσμων καθώς και πιο σωστός υπολογισμός της στροφής και του άξονα στην τοποθέτηση της πρόθεσης [93]. Από τους εξετασθέντες ασθενείς, 7 ασθενείς με εννέα γόνατα (9,78%) ανέφεραν για ύπαρξη πόνου στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος χωρίς αυτή να συνοδεύεται με κακή κύλιση της επιγονατίδας. Κανένας από τους παραπάνω ασθενείς δεν άνηκε στην ομάδα που είχε αντικατασταθεί η επιγονατίδα. Το δικό μας χαμηλό ποσοστό επιπλοκών από πλευράς επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης, νομίζουμε ότι οφείλεται στην απελευθέρωση των έξω καθεκτικών συνδέσμων, που συστηματικά κάναμε σε όλους μας τους ασθενείς εξαιτίας του αυξημένου σωματικού τους βάρους και στον σωστό προσανατολισμό της προθέσεως. Η Genesis I υπήρξε μια από τις πρώτες προθέσεις με σχεδιασμό φιλικό προς την κύλιση της επιγονατίδας και περιελάμβανε βαθιά αύλακα με ελαφρά επί τα εκτός τοποθέτηση της.

Σε μια εργασία του Westrich και των συνεργατών του [94] αναφέρεται ότι αυτή η πρόθεση με της ασύμμετρες κνημιαίες επιφάνειες, προσφέρει κάλυψη στην επιφάνεια της κνήμης σε ποσοστό 83% σε σχέση με άλλες συμμετρικού τύπου προθέσεις που φθάνουν σε ποσοστό κάλυψης 76%. Η εξέλιξη της πρόθεσης, πλέον, είναι τέτοια ώστε να παρέχει κάλυψη που φτάνει το 94%. Η κατά το μεγαλύτερο μέρος κάλυψη της οστικής επιφάνειας της κνήμης παίζει σημαντικό ρόλο αλλά προτεραιότητα πρέπει να έχει ο σωστός στροφικός προσανατολισμός της πρόθεσης [45]. Στην εργασία των Martin και των συνεργατών του από το 2014 φάνηκε ότι οι προθέσεις με ασύμμετρο κνημιαίο εμφύτευμα είχαν σημαντικά λιγότερες περιπτώσεις με λανθασμένη τοποθέτηση [95]. Υπάρχουν πρόσφατες εργασίες που υποστηρίζουν ότι η χρήση πιο ανατομικών κνημιαίων εμφυτευμάτων (ασύμμετρων) επιτυγχάνουν την μέγιστη οστική κάλυψη, τον σωστό στροφικό προσανατολισμό και ελαχιστοποιούν το τμήμα της πρόθεσης που περισσεύει πέραν των ορίων της επιφάνειας της κνήμης [96]. Στον αντίποδα αυτών των εργασιών υπάρχουν εργασίες που υποστηρίζουν ότι οι ασύμμετρες προθέσεις στην προσπάθεια τους να πετύχουν την μέγιστη κάλυψη χάνουν τον στροφικό προσανατολισμό με αποτέλεσμα να υπάρχει κίνδυνος αποτυχίας [97]. Δεν μπορούμε να έχουμε γνώμη για το εάν η διατήρηση του οπισθίου χιαστού σαν όργανο ιδιοδεκτικότητας συμβάλλει στην έκβαση του κλινικού αποτελέσματος [98], [99].

Σε αναθεώρηση της αρθροπλαστικής οδηγήθηκαν πέντε ασθενείς, με πέντε γόνατα λόγω καταστροφής του πολυαιθυλενίου (ποσοστό 4,7%). Από τα πολυαιθυλένια που αφαιρέθηκαν τα 3 είχαν εμφανή σημάδια φθοράς λόγω μηχανισμού διαβρώσεως (abrasive) και αποφλοίωσης (lamination wear) και

θεωρείται ότι αυτό έχει σχέση με την ποιότητα του υλικού, αφού δεν υπήρχε κακή τοποθέτηση ή άλλος παράγοντας που να δικαιολογεί αυτή την ζημιά. Η φθορά αυτού του είδους αντικατοπτρίζει τα προβλήματα των πολυαιθυλενίων αυτής της γενεάς. Το είδος της αποστείρωσης του επίσης αποτελεί σημαντικό παράγοντα επιλογής μια αρθροπλαστικής [63], [64][100].

Η υπερβολική πρόσθιο-οπίσθια κίνηση (διάτμηση) οδηγεί σε παθολογική φόρτιση της αρθροπλαστικής και σε πειραματικό επίπεδο σε προσομοιωτή γόνατος, αυτή η κίνηση προκαλεί αυξημένη φθορά του πολυαιθυλενίου [59].

Ο σχεδιασμός της πρόθεσης το πάχος του πολυαιθυλενίου, οι επιφάνειες επαφής καθώς και οι αρχές της κινηματικής παίζουν σημαντικό ρόλο στην ανθεκτικότητα του [101]–[103]. Ο τρόπος φόρτισης του πολυαιθυλενίου έχει μελετηθεί εντατικά και η κατανομή των σημείων φόρτισης έχει υπολογιστεί για διάφορα είδη αρθροπλαστικών [104]–[107]. Τα στοιχεία που έχουμε δεν μας επιτρέπουν να βγάλουμε συμπεράσματα για το γεγονός το ότι δεν είχαμε περιστατικά με άσηπτη χαλάρωση. Μπορεί αυτό να οφείλεται στον σχεδιασμό του κνημιαίου εμφυτεύματος (ασύμμετρο), στο μακρύ στυλεό ή στην σωστή τοποθέτηση του τσιμέντου;

Το αποτέλεσμα της επιτυχίας από μια αρθροπλαστική γόνατος πλέον εξαρτάται και από τον βαθμό ικανοποίησης του ασθενούς [108], [109]. Παρά την εξέλιξη που υπάρχει στο χώρο της αρθροπλαστικής το ποσοστό μη ικανοποίησης των ασθενών κυμαίνεται από 5.5 % έως 19 % με πιο συχνή αναφορά τον πόνο ή την μη βελτίωση της λειτουργίας [110], [111]. Από τα αποτελέσματα της εργασίας μας δεν μπορούμε να συμπεράνουμε εάν η ικανοποίηση των ασθενών μας σχετίζεται με την πρόθεση ή με τον χειρουργό.

Ο μεγάλος αριθμός ασθενών ο οποίος χάθηκε από την παρακολούθηση οφείλεται στο γεγονός ότι οι ασθενείς που συμμετείχαν στην εργασία μας ήταν είδη προχωρημένης ηλικίας κατά την επέμβαση. Τα αδύνατα σημεία της εργασίας μας υπήρξαν ο σχετικά μικρός αριθμός των ασθενών, η έλλειψη ομάδας έλεγχου, το ότι όλες οι επεμβάσεις έγιναν σε ένα ίδρυμα με συγκεκριμένους χειρουργούς και ότι οι ασθενείς είχαν μέσης βαρύτητας οστεοαρθρίτιδα. Παρόλα αυτά η μικρή απώλεια ασθενών κατά την παρακολούθηση και ο μεγάλος χρόνος παρακολούθησης (μεγαλύτερος από 20 έτη) ενισχύουν τα αποτελέσματα αυτής της εργασίας. Η βιβλιογραφία που αφορά την παρακολούθηση ασθενών από 15 χρόνια και πάνω με προθέσεις που δεν χρησιμοποιούνται πλέον είναι πτωχή. Παρόλα τα προβλήματα του λογισμικού για την ανάλυση των αποτελεσμάτων από εργασίες της προηγούμενης δεκαετίας τα μαθήματα που παίρνουμε μας βοηθούν στην βελτίωση των νέων προθέσεων σε ποιότητα και επιδόσεις [112], [113].

Κεφάλαιο 9

9 Συμπεράσματα.

- Η μελέτη μας εμφανίζει το μεγαλύτερο χρονικό διάστημα μετεγχειρητικής παρακολούθησης (21,5 έτη), από όλες τις μελέτες που έχουν δημοσιευτεί για την ολική αρθροπλαστική γόνατος με ασύμμετρους κονδύλους τύπου Genesis I.
- Η συγκεκριμένη πρόθεση προσφέρει ικανοποιητικά έως άριστα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα συγκρίσιμα με παρόμοιες αρθροπλαστικές. Το ποσοστό επιβίωσης της προθέσεως στα 26 έτη ήταν 93,53 %.
- Το Knee Society Knee Score των ασθενών υπήρξε άριστο φθάνοντας το 92,63 και το Function score μετεγχειρητικά έφθασε το 72,9. Το Oxford Knee Score επίσης πολύ καλό με βαθμό 25,10.
- Τα ποσοστά των ακτινοδιαγραφαστικών γραμμών τόσο στα κνημιαία όσο και στα μηριαία εμφυτεύματα ήσαν αρκετά χαμηλά 13,2% και 1,8% αντίστοιχα.
- Το ποσοστό επιπλοκών μας ήταν 6,6 % και από αυτό το μεγαλύτερο μέρος 4,7 % οφείλονταν στο ένθετο πολυαιθυλένιο της προθέσεως. Τρία από τα πολυαιθυλένια που αφαιρέθηκαν είχαν εμφανή σημάδια φθοράς λόγω μηχανισμού διαβρώσεως και αποφλοίωσης γεγονός που θεωρείται ότι έχει σχέση με την ποιότητα του υλικού αφού δεν υπήρχε κακή τοποθέτηση ή άλλος παράγοντας που να δικαιολογεί αυτή την ζημιά. Η φθορά αυτού του είδους αντικατοπτρίζει τα προβλήματα των πολυαιθυλενίων αυτής της γενεάς.

- Από τους εξετασθέντες ασθενείς, 7 ασθενείς με εννέα γόνατα (9,78%) ανέφεραν την ύπαρξη μέτριου έως ελαφριού πόνου στην πρόσθια επιφάνεια του γόνατος χωρίς αυτή να συνοδεύεται από κακή κύλιση της επιγονατίδας. Κανένας από τους παραπάνω ασθενείς δεν ανήκε στην ομάδα που είχε αντικατασταθεί η επιγονατίδα.
- Από τα αποτελέσματα της εργασίας μας δεν μπορούμε να συμπεράνουμε εάν η ικανοποίηση των ασθενών σχετίζεται με την πρόθεση ή με τον χειρουργό.
- Το αυξημένο σωματικό βάρος των ασθενών μας δεν φάνηκε να επηρεάζει αρνητικά το εύρος κίνησης του.
- Το χαμηλό ποσοστό επιπλοκών από πλευράς επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης, νομίζουμε ότι οφείλεται στην απελευθέρωση των έξω καθεκτικών συνδέσμων, που συστηματικά κάναμε σε όλους μας τους ασθενείς εξαιτίας του αυξημένου σωματικού τους βάρους, στον σωστό προσανατολισμό της προθέσεως και στον σχεδιασμό της φιλικής προς την επιγονατίδα μηριαίας πρόθεσης.
- Τα στοιχεία που έχουμε δεν μας επιτρέπουν να προσδιορίσουμε το λόγο για τον οποίο ότι δεν είχαμε περιστατικά με άσηπτη χαλάρωση. Μπορεί αυτό να οφείλεται στον σχεδιασμό του κνημιαίου εμφυτεύματος (ασύμμετρο), στο μακρύ στυλεό ή στην σωστή τοποθέτηση του τσιμέντου;
- Ο αρχικός σκοπός της κατασκευής των προθέσεων με ασύμμετρο κνημιαίο εμφύτευμα ήταν η κατά το δυνατό μεγαλύτερη κάλυψη του άνω πέρατος της κνήμης. Τελικά φαίνεται ότι το αποτέλεσμα ήταν να υπάρχουν σημαντικά λιγότερες περιπτώσεις λανθασμένης

τοποθέτησης, (λάθος στροφή επί τα εντός του κνημιαίου κυρτώματος) και σε όσες περιπτώσεις υπήρχε η λάθος στροφή του κνημιαίου στοιχείου της προθέσεως το στροφικό αυτό λάθος ήταν μικρότερου βαθμού.

- Παρόλα τα προβλήματα του λογισμικού για την ανάλυση των αποτελεσμάτων από εργασίες της προηγούμενης δεκαετίας τα μαθήματα που παίρνουμε μας βοηθούν στην βελτίωση των νέων προθέσεων σε ποιότητα και λειτουργικότητα. Η συνεισφορά τέτοιων, σπάνιων σε μακροχρόνια παρακολούθηση, εργασιών είναι πολύ σημαντική σε αυτό το τομέα.

Ανακοινώσεις – Δημοσιεύσεις.

Υλικό από την εργασία έχει παρουσιαστεί στα παρακάτω ελληνικά και διεθνή συνέδρια.

- Στο 58^ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο στη Θεσσαλονίκη, την 24^η Οκτώβριου, του 2002 με τίτλο “Μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα ολικής αρθροπλαστικής γόνατος τύπου GENESIS I”.
- Στο 7^ο Πανευρωπαϊκό συνέδριο της EFORT στη Λισαβόνα Πορτογαλίας, 4-7 Ιουνίου του 2005 με τίτλο “Mid –Term 8 years follow up of the Genesis Total knee prosthesis”

Περιλήψεις των εργασιών αυτών έχουν δημοσιευτεί στα ξένα περιοδικά.

- Journal of Bone and Joint Surgery Supplement III Volume 85-B 2003:216.
- Journal of Bone and Joint Surgery Supplement I Volume 88-B 2006:84.

Τέλος, τον Απρίλιο του 2019, το περιοδικό Knee έκανε δεκτή την εργασία με τίτλο “ Genesis 1 Posterior Cruciate Retaining Total Knee Arthroplasty with Asymmetric Tibial Tray. An 18 to 26 Year Long Term Clinical Outcome Study” και την δημοσίευσε τον Αύγουστο του 2019 (Vol. 26 Issue 4 pp.838-846).

Βιβλιογραφία.

- [1] **Verneuil A**, “De la creation u’une fausse articulation par section on resection partielle de l’os maxillaire inferieur, comme moyen de remidier a l’ankylose vraie ou fausse de la machoire inferieure,” Arch. Gen. Med, 1869:(15):174.
- [2] **Murphy**, “Transactions of the American surgical association,” 1913:(3):67.
- [3] **Weber G.T**, “No Title,” Arthroplast. Deutshe med Press. Berl., 1903:(7):83–85.
- [4] **Jones W. N.**, “Mould Arthroplasty of the Knee,” JBJS Br 1958:40A(6):1428–41.
- [5] **Gunston F. H**, “Polycentric Knee Arthroplasty,” JBJS Br 1971:53(2):272-77.
- [6] **Watson J. R**, “Discussion following speed and trout,” JBJS 1949:31B:50-52.
- [7] **Frick H et al.**, Ανατομία (μετάφραση). 1985.
- [8] **Arnoczky S and Warren R. F**, “The microvasculature of the meniscus and its response to injury,” Am. J. Sports Med 1983:11(3):131–41.
- [9] **Συμεωνίδης Π**, Ορθοπαιδική: Κακώσεις και παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος / Παναγιώτης Π. Συμεωνίδης. 2η έκδοση. Θεσσαλονίκη: University Studio Press, 1996.
- [10] **Noyes F. R, Butler D. L, Grood E. S, Zernicke R. F, and Hefzy M. S.**, “Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions.,” JBJS Am. 1984:66(3):344–52.
- [11] **Warren R., Arnoczky S. P, and Wickiewicz T. L**, Anatomy of the knee.

- In the lower extremity and spine in sports medicine. St Louis: Mosby, 1986.
- [12] **Harner C, Livesay G, Choi N. et al**, “Evaluation of the sizes and shapes of the human anterior and posterior cruciate ligaments: a comparative study.,” *Trans Orthop RES Soc.* 1992:17:123.
- [13] **Arnoczky S. P**, “Anatomy of the anterior cruciate ligament,” *CORR* 1983:172(1):19-25.
- [14] **Laskin R**. “The Genesis modular total knee replacement with posterior cruciate retention: A three year follow- up study.” *Knee* 1994:1:146–53.
- [15] **Campbell’s Operative Orthopaedics** Vol. 2. Mosby-Year Book, 1998.
- [16] **Solomon L, Warwick D, and Nayagam S**, Eds., *Apley’s System of Orthopaedics and Fractures.* CRC Press, 1998.
- [17] **Scuderi G. R and Tria A. J.** *Knee Arthroplasty Handbook.* New York, NY: Springer New York, 2006.
- [18] **Freeman M. A. R and Pinskerova V.** “The movement of the normal tibio-femoral joint,” *Journal of Biomechanics.* 2005:38(2):197–208.
- [19] **Miller D, Thompson M, Stephen R, and Hart J.** *Miller’s Review of Orthopaedics*, 6th ed. Philadelphia: Elsevier, 2012.
- [20] **Simon S. R, Alaranta H, An K. N, and Al E.** “Kinesiology,” in *Orthopaedic Basic Science: Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*, 2nd ed., J. Buckwalter, T. Einhorn, and S. Simon, Eds. Rosemont, IL: AAOS 2000:731–827.
- [21] **Leiberman J. R.** *AAOS Comprehensive Orthopaedic Review.* 2009.
- [22] **McAuley J. and Engh G.** “Constraint in total knee arthroplasty: when and what?,” *J Arthroplasty* 2003:18:51–54.

- [23] **Voigt J, and Mosier M.** “Cemented All-Polyethylene and Metal-Backed Polyethylene Tibial Components Used for Primary Total Knee Arthroplasty,” *JBJS Am* 2011:93A(19):1790–98.
- [24] **Weber A, Worland R, J. Keenan, and J. Van Bowen,** “A study of polyethylene and modularity issues in >1000 posterior cruciate-retaining knees at 5 to 11 years.,” *J Arthroplasty* 2002:17(8): 987–91.
- [25] **Toman J, Iorio R, and Healy W. L,** “All-polyethylene and metal-backed tibial components are equivalent with BMI of less than 37.5.” *CORR* 2012:470(1):108–16.
- [26] **Collier M. B.** “Osteolysis After Total Knee Arthroplasty: Influence of Tibial Baseplate Surface Finish and Sterilization of Polyethylene Findings at Five to Ten Years Postoperatively,” *JBJS* 2005:87(12):2702-08.
- [27] **Flyn M. J,** *Orthopaedic Knowledge Update 10.* Rosemont IL: AAOS 2011.
- [28] **Hoppenfeld S.** *Surgical Exposures in Orthopaedics: The Anatomic Approach.* Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2009.
- [29] **Lawrence R. C, et al.** “Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States.,” *Arthritis Rheum.* 1998:41(5):778-99.
- [30] **Guccione A. A. et al.,** “The effects of specific medical conditions on the functional limitations of elders in the Framingham study,” *Am. J. Public Health* 1994:84(3):351–58.
- [31] **Felson D. T.,** “Clinical practice. Osteoarthritis of the knee.,” *N. Engl. J. Med.,* 2006:354:841–48.

- [32] **Goldring M. B, and Goldring S. R,** “Osteoarthritis,” *Journal of Cellular Physiology*. 2007:213(3):626–34.
- [33] **Tetlow L. C, Adlam D. J, and Woolley D. E,** “Matrix metalloproteinase and proinflammatory cytokine production by chondrocytes of human osteoarthritic cartilage: associations with degenerative changes,” *Arthritis Rheum* 2001:44(3):585–94.
- [34] **Wu J. Z and Herzog W.,** “Elastic anisotropy of articular cartilage is associated with the microstructures of collagen fibers and chondrocytes,” *J. Biomech*. 2002:35(7):931–42.
- [35] **Aigner T. et al.,** “Large-scale gene expression profiling reveals major pathogenetic pathways of cartilage degeneration in osteoarthritis,” *Arthritis Rheum*. 2006:54:3533–44.
- [36] **Burr D. B. and Schaffler M. B.,** “The involvement of subchondral mineralized tissues in osteoarthrosis: Quantitative microscopic evidence,” *Microsc. Res. Tech*. 1997:37(4):343–57.
- [37] **Watson P. J., Hall L. D, Malcolm A., and Tyler J. A.,** “Degenerative joint disease in the guinea pig: Use of magnetic resonance imaging to monitor progression of bone pathology,” *Arthritis Rheum*. 1996:39(8):1327-37.
- [38] **Huebner J. L., Hanes M. A., Beekman B., TeKoppele J. M., and Kraus V. B,** “A comparative analysis of bone and cartilage metabolism in two strains of guinea-pig with varying degrees of naturally occurring osteoarthritis,” *Osteoarthr. Cartil*. 2002:10(10):758–67.
- [39] **Matsui H., Shimizu M., and Tsuji H.,** “Cartilage and subchondral bone interaction in osteoarthrosis of human knee joint: A histological and

- histomorphometric study," *Microsc. Res. Tech.* 1997:37(4):333–342.
- [40] **Goldring S. R.**, "Role of Bone in Osteoarthritis Pathogenesis," *Medical Clinics of North America* 2009:93(1):25–35.
- [41] **Frost H. M.**, "Perspective: Genetic and hormonal roles in bone disorders: Insights of an updated bone physiology," *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 2003:3(2):118–35.
- [42] **Burr D. B.**, "Anatomy and physiology of the mineralized tissues: Role in the pathogenesis of osteoarthrosis," *Osteoarthr. Cartil* 2004:12(SUPLL).
- [43] **Bullough P. G.**, "The role of joint architecture in the etiology of arthritis" Supported by Procter & Gamble Pharmaceuticals, Mason, OH," *Osteoarthr. Cartil.* 2004:12:2–9.
- [44] **Teitelbaum S. L. and Ross F. P.**, "Genetic regulation of osteoclast development and function," *Nature Reviews Genetics* 2003:vol. 4, no. 8. pp. 638–49.
- [45] **Martin R. B.**, "Targeted bone remodeling involves BMU steering as well as activation," *Bone* 2007:40(6):1574–80.
- [46] **Scharstuhl A. et al.**, "Inhibition of Endogenous TGF- During Experimental Osteoarthritis Prevents Osteophyte Formation and Impairs Cartilage Repair," *J. Immunol.* 2002:169(1):507–14.
- [47] **Scharstuhl A., Vitters E. L., Van der Kraan P. M., and Van den Berg W. B.**, "Reduction of osteophyte formation and synovial thickening by adenoviral overexpression of transforming growth factor beta/bone morphogenetic protein inhibitors during experimental osteoarthritis.," *Arthritis Rheum.* 2003:48(12):3442–51.
- [48] **Dequeker J., Mokassa L., Aerssens J., and Boonen S.**, "Bone

- density and local growth factors in generalized osteoarthritis," *Microsc. Res. Tech.* 1997:37(4):358–71.
- [49] **Radin E. L. and Rose R. M.**, "Role of Subchondral Bone in the Initiation and Progression of Cartilage Damage," *CORR* 1986:213:34-40.
- [50] **Dürr H., Martin H., Pellengahr C., Schlemmer M., Maier M., and Jansson V.**, "The cause of subchondral bone cysts in osteoarthrosis. A finite element analysis," *Acta Orthop. Scand.* 2004:75(5):554–58.
- [51] **Neuman P., Hulth A., Lindén B., Johnell O., and Dahlberg L.**, "The role of osteophytic growth in hip osteoarthritis," *Int. Orthop.* 2003:27(5):262–66.
- [52] **Poole A. R., Kojima T., Yasuda T., Mwale F., Kobayashi M., and Lavery S.**, "Composition and structure of articular cartilage: a template for tissue repair." *CORR* 2001:391(1) Suppl:26–33.
- [53] **Mow V. and Rosenwasser M.**, "Articular cartilage biomechanics.," in *Injury and Repair of Musculoskeletal Soft Tissues.*, J. Buckwalter, Ed. Park Ridge, IL: AAOS 1988:427-63.
- [54] **Verzijl N. et al.**, "Effect of collagen turnover on the accumulation of advanced glycation end products.," *J. Biol. Chem.* 2000:275(50):39027–031.
- [55] **Pritzker K. P. H. et al.**, "Osteoarthritis cartilage histopathology: Grading and staging," *Osteoarthr. Cartil.* 2006:14(1):13-29.
- [56] **Van der Sluijs J. A., Geesink R. G. T., Van der Linden A. J., Bulstra S. K., Kuyer R., and Drukker J.**, "The reliability of the mankin score for osteoarthritis," *J. Orthop. Res.* 1992:10(1):58-61.
- [57] **Mokris J. G., Smith S. W., and Anderson S. E.**, "Primary total knee

- arthroplasty using the Genesis Total Knee Arthroplasty System: 3- to 6-year follow-up study of 105 knees.," J. Arthroplasty 1997:12(1):91-98.
- [58] **Chen A. L. et al.**, "Midterm clinical and radiographic results with the Genesis I total knee prosthesis," J. Arthroplasty 2001:16(8):1055-62.
- [59] **Laskin R. S.**, "The Genesis Total Knee Prosthesis: A 10-Year Followup Study. Long-Term Follow-up of Total Knee Arthroplasty," CORR 2001:388:95-102.
- [60] **Ishii Y., Matsuda Y., Sakata S., Onda N., and Omori G.**, "Primary total knee arthroplasty using the Genesis I total knee prosthesis: A 5- to 10-year follow-up study." Knee 2005:12(5):341-45.
- [61] **Chalidis B. E., Sachinis N. P, Papadopoulos P., Petsatodis E., Christodoulou A. G., and Petsatodis G.**, "Long-term results of posterior-cruciate-retaining Genesis i total knee arthroplasty," J. Orthop. Sci. 2011:16(6)"726-31.
- [62] **Victor J. et al.**, "Total knee arthroplasty at 15-17 years: Does implant design affect outcome?," Int. Orthop. 2014:38(2):235-41.
- [63] **Collier M. B., Engh C. A., Hatten K. M., Ginn S. D., Sheils T. M., and Engh G. A.**, "Radiographic assessment of the thickness lost from polyethylene tibial inserts that had been sterilized differently," JBJS 2008:90A(7):1543-52.
- [64] **Medel F. J. et al.**, "Gamma Inert Sterilization: A Solution to Polyethylene Oxidation?," JBJS Am 2009:91(4):839-49.
- [65] **Dawson J., Fitzpatrick R, Murray D., and Carr A.**, "Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement." JBJS Br 1998:80B(1):63-69.

- [66] **Konig A., Scheidler M., Rader C., and Eulert J.**, “The need for a dual rating system in total knee arthroplasty.” CORR 1997:345:161-67.
- [67] **Martin S., Saurez A., Ismaily S., Ashfaq K., Noble P., and Incavo S. J.**, “Maximizing tibial coverage is detrimental to proper rotational alignment.” CORR 2014:472(1):121-25.
- [68] **Stern S. H., Wills R. D., and Gilbert J. L.**, “The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty.” CORR 1997:345:44-52.
- [69] **Kurtz S. M., Ong K. L., Schmier J., Zhao K., Mowat F., and Lau E.**, “Primary and Revision Arthroplasty Surgery Caseloads in the United States from 1990 to 2004.” J. Arthroplasty 2009:24(2):195-203.
- [70] **Popoola O. O., Yao J. Q., Johnson T. S., and Blanchard C. R.**, “Wear, delamination, and fatigue resistance of melt-annealed highly crosslinked UHMWPE cruciate-retaining knee inserts under activities of daily living.” J. Orthop. Res. 2010:28(9):1120-26.
- [71] **Karachalios T., Varitimidis S., Bargiotas K., Hantes M., Roidis N., Malizos K.**, “An 11-to 15-year clinical outcome study of the Advance Medial Pivot total knee arthroplasty PIVOT KNEE ARTHROPLASTY.” JBJS 2016:98B(8):1050-55.
- [72] **Sharkey P. F., Hozack W. J., Rothman R. H., Shastri S., and Jacoby S. M.**, “Why Are Total Knee Arthroplasties Failing Today?” CORR 2002:404:7-13.
- [73] **“Australian Orthopaedic Association’s National Joint Registry,”** 2009.
- [74] **Vince K. G.**, “The problem total knee replacement: Systematic,

- comprehensive and efficient evaluation.” JBJS 2014:96B(11):105-111.
- [75] **Khan M., Osman K., Green G., and Haddad F. S.**, “The epidemiology of failure in total knee arthroplasty: avoiding your next revision.” JBJS 2016:98B(1):105-12.
- [76] **Iorio R. et al.**, “Orthopaedic Surgeon Workforce and Volume Assessment for Total Hip and Knee Replacement in the United States: Preparing for an Epidemic.” JBJS Am 2008:90(7):1598-1605.
- [77] **Gunston F. H.**, “Polycentric knee arthroplasty. Prosthetic simulation of normal knee movement.” JBJS Br 1971:53(2):272-77.
- [78] **Kurtz S. M.**, “Compendium of highly crosslinked UHMWPEs,” in UHMWPE Biomaterials Handbook, M. Burlington, Ed. Academic Press, 2009.
- [79] **Que L., Timmie Topoleski L. D., and Parks N. L.**, “Surface roughness of retrieved CoCrMo alloy femoral components from PCA artificial total knee joints,” J. Biomed. Mater. Res. 2000:53(1):111-18.
- [80] **Levesque M., Livingston J. B., Jones M. W., and Spector M.**, “Scratches on condyles in normal functioning total knee arthroplasty,” Orthop Res Soc. 2002:27:247–41.
- [81] **Sebastian M. A., Roy E. M., Whiteside L. A., and Azzam G. M.**, “Roughness of retrieved CoCr versus OxZr femoral knee components,” Orthop Res Soc. 2008:(3):2-5.
- [82] **Spector B. M., Ries M. D., Bourne R. B., Sauer W. S., Long M., and Hunter G.**, “Wear performance of ultra-high molecular weight polyethylene on oxidized zirconium total knee femoral components.” JBJS Am 2001:83A Suppl:80–86.

- [83] **DesJardins J. D., Burnikel B., and LaBerge M.**, “UHMWPE wear against roughened oxidized zirconium and CoCr femoral knee components during force-controlled simulation.” *Wear* 2008:264(3–4):245–56.
- [84] **Nasser S., Mott P. M., and Wooley H. P.**, “A prospective comparison of ceramic and oxinium: TKA femoral components in patients with metal hypersensitivity.” *AAOS* 2007:San Diego(2):14-17.
- [85] **Dahl J., Nivbrant B., Soderlund P., Nordsletten L., and Rohrl M. S.**, “Less wear with aluminumoxide heads against conventional polyethylene - A 10 year follow-up radiostereometry (RSA),” *Boint & Joint Publishing* 2010:92B:(SIII).
- [86] **Rodriguez J. A., Bhende H., and Ranawat C. S.**, “Total condylar knee replacement: a 20-year followup study.” *CORR* 2001:388:10-17.
- [87] **Gustke K. A.**, “The Natural-Knee system: 25 years of successful results,” *Am. J. Orthop. (Belle Mead. NJ)*. 2010:39(6):5–8.
- [88] **Bachmann M., Bolliger L., Ilchmann T., and Clauss M.**, “Long-term survival and radiological results of the Duracon™ total knee arthroplasty,” *Int. Orthop.* 2014:38(4):747–52.
- [89] **Li N., Tan Y., Deng Y., and Chen L.**, “Posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty: A meta-analysis of randomized controlled trials,” *KSSTA* 2014:22:556–64.
- [90] **Bercik M. J., Joshi A., and Parvizi J.**, “Posterior Cruciate-Retaining Versus Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty. A Meta-Analysis.” *J. Arthroplasty* 2013:28(3):439–44.
- [91] **Roberts V. I., Esler C. N. A., and Harper W. M.**, “A 15-year follow-up

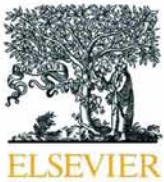
- study of 4606 primary total knee replacements.” *JBJS Br* 2007;89B(11):1452–56.
- [92] **Gøthesen et al.**, “Survival rates and causes of revision in cemented primary total knee replacement: A report from the Norwegian arthroplasty register 1994-2009.” *JBJS* 2013;95B(5):636–42.
- [93] **Dalury D. F. and Dennis D.**, “Extensor mechanism problems following total knee replacement.” *J. Knee Surg.* 2003;16:118–22.
- [94] **Westrich G. H., Agulnick M. A., Laskin R. S., Haas S. B., and Sculco T. P.**, “Current analysis of tibial coverage provided by total knee arthroplasty systems.” *Knee* 1997;4(4):221–26.
- [95] **Martin S., Saurez A., Ismaily S., Ashfaq K., Noble P., and Incavo S. J.**, “Maximizing tibial coverage is detrimental to proper rotational alignment knee.” *CORR* 2014 472(1):121-25.
- [96] **Dai Y., Scuderi G. R., Bischoff J. E., Bertin K., Tarabichi S., and Rajgopal A.**, “Anatomic tibial component design can increase tibial coverage and rotational alignment accuracy: a comparison of six contemporary designs,” *KSSTA* 2014;22(12): 2911-23.
- [97] **Clary C., Aram L., Deffenbaugh, D. and Heldreth M.**, “Tibial base design and patient morphology affecting tibial coverage and rotational alignment after total knee arthroplasty.” *KSSTA* 2014;22(12):3012-18.
- [98] **Hirsch H. S., Lotke P. A., and Morrison L. D.**, “The posterior cruciate ligament in total knee surgery. Save, sacrifice, or substitute?” *CORR* 1994;309:64-68.
- [99] **Ritter M. A., Davis K. E., Meding J. B, and Farris A.**, “The role of the posterior cruciate ligament in total knee replacement,” *Bone Joint Res*

- 2012:1(4):64–70.
- [100] **Bohl J. R., Bohl W. R., Postak P. D., and Greenwald A. S.**, “The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components.” *CORR* 1999:367:28-38.
- [101] **Chakrabarty G., Vashishtha M., and Leeder D.**, “Polyethylene in knee arthroplasty: A review.” *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2015:6(2):108–12.
- [102] **Meding J. B., Wing J. T., and Ritter M. A.**, “Total Knee Arthroplasty With 4.4 mm of Tibial Polyethylene. An Update,” *J. Arthroplasty* 2010:25(5):772–74.
- [103] **Chillag K. J. and Barth E.**, “An analysis of polyethylene thickness in modular total knee components,” *CORR* 1991:273(12):261-63.
- [104] **Szivek J. A., Anderson P. L., and Benjamin J. B.**, “Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties,” *J. Arthroplasty* 1996:11(8):952–63.
- [105] **Berger R. A., Rosenberg A. G., Barden R. M., Sheinkop M. B., Jacobs J. J., and Galante J. O.**, “Long-term followup of the Miller-Galante total knee replacement,” *CORR* 2001:388(7):58-67.
- [106] **Hofmann A. A., Evanich J. D., Ferguson R. P., and Camargo M. P.**, “Ten- to 14-year clinical followup of the cementless Natural Knee system.” *CORR* 2001:388(7):85–94.
- [107] **Keating E. M. et al.**, “Long-term followup of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement,” *CORR* 2001:388,:51–57.
- [108] **Bourne R. B., Chesworth B. M., Davis A. M., Mahomed N. N., and**

- Charron K. D. J.**, "Patient satisfaction after total knee arthroplasty: Who is satisfied and who is not?" *CORR* 2010;468(1):57–63.
- [109] **Becker R., Döring C., Denecke A., and Brosz M.**, "Expectation, satisfaction and clinical outcome of patients after total knee arthroplasty." *KSSTA* 2011;19(9):1433–1441.
- [110] **Dailiana Z. H. et al.**, "Patient-reported quality of life after primary major joint arthroplasty: A prospective comparison of hip and knee arthroplasty," *BMC Musculoskelet. Disord.* 2015;16:366-344.
- [111] **Scott C. E. H., Howie C. R., MacDonald D., and Biant L. C.**, "Predicting dissatisfaction following total knee replacement: A prospective study of 1217 patients," *JBJS Br* 2010: 92B(9):1253–1258.
- [112] **Callaghan J. J., Wells C. W., Liu S. S., Goetz D. D., and Johnston R. C.**, "Cemented rotating-platform total knee replacement: A concise follow-up, at a minimum of twenty years, of a previous report," *JBJS* 2010;92A(7):1635–1639.
- [113] **Baker P. N., Khaw F. M., Kirk L. M. G., Esler C. N. A., and Gregg P. J.**, "A randomised controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar total knee replacement: 15-year survival analysis," *JBJS Br* 2007;89B(12):1608–1614.

Παράρτημα

Η εργασία με τίτλο “ Genesis 1 Posterior Cruciate Retaining Total Knee Arthroplasty with Asymmetric Tibial Tray. An 18 to 26 Year Long Term Clinical Outcome Study” όπως δημοσίευτηκε στο περιοδικό Knee τον Αύγουστο του 2019 (Vol. 26 Issue 4 pp.838-846).



Genesis 1 posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty with asymmetric tibial tray: An 18-to-26-year long-term clinical outcome study

Vassilios A. Georgaklis^a, Theofilos Karachalios^{b,*}, Konstantinos G. Makridis^a, Stelios L. Badras^b, Ilias S. Palaiochorlidis^a, Konstantinos N. Malizos^b, Leonidas S. Badras^a

^a Orthopaedic Department, General State Hospital of Volos, Thessalia, Hellenic Republic

^b Orthopaedic Department, University General Hospital of Larissa, School of Health Sciences, Faculty of Medicine, University of Thessalia, Larissa, Hellenic Republic

ARTICLE INFO

Article history:

Received 30 March 2018

Received in revised form 10 February 2019

Accepted 16 April 2019

Keywords:

Asymmetric tibial tray

Cruciate-retaining

Genesis I

Long-term outcome

Total knee arthroplasty

ABSTRACT

Background: To present the long-term clinical and radiological outcomes of the Genesis I posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty (TKA) (Smith & Nephew Orthopaedics, Memphis, TN, USA) (one of the first designed with an asymmetric tibial tray).

Methods: Prospectively collected data from 117 cemented TKAs performed on 95 patients were evaluated using this design, with a mean follow-up of 21.5 years (range, 18–26). Failures, complication rates, and clinical (both subjective and objective) and radiological outcomes were assessed for all patients.

Results: Seven failures occurred (wear and structural failure of the polyethylene insert) and six revision surgeries were performed at a mean of 10 years (range, three to 14) from the index operation. No revision of either the femoral or tibial components for aseptic loosening was performed. Survivorship analysis showed a cumulative success rate of 93.53% (95% CI, 92.75–94.32%) at 20 and 25 years, with revision for any reason as an end point. All patients showed a statistically significant improvement ($P = 0.001$) in the Knee Society and Oxford knee rating scores.

Conclusions: This study demonstrated satisfactory long-term clinical outcomes for this TKA design, with revisions being related to polyethylene wear structural failure.

© 2019 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Total knee arthroplasty (TKA) is a successful surgical procedure for end stages of knee disease, with satisfactory survival rates at 15–20 years reported in several large series [1–3]. It is a standard orthopaedic procedure providing patients with pain relief and improved function [4,5].

The development and clinical use of effective TKA designs were delayed for at least 15 years, when compared with total hip arthroplasty, due to the complexity of knee joint biomechanics and kinematics [6]. An impressive design cascade of innovative prosthetic resurfacing TKAs followed the pioneering attempts of the 60s and 70s [7]. In the early 90s, the so-called third-generation TKAs were introduced, and Genesis I, with an asymmetric tibial tray, became available for clinical use.

The aim of this study was to present long-term clinical outcomes of Genesis I, evaluating possible failures, complication rates, objective and subjective clinical outcomes, and radiological scores.

* Corresponding author at: Department of Orthopaedics, University General Hospital of Larissa, University of Thessalia, Mezourlo region, Larissa, Thessalia 41110, Hellenic Republic.

2. Patients and methods

From 1992 to 2000, 95 non-consecutive patients (117 knees) underwent cemented Genesis I TKA at the current department and were included in this study. There were 85 (89.5%) women and 10 (10.5%) men (compatible with the female to male patient ratio with knee OA in this region). The mean age at surgery was 69 years (range, 58–83). Sixty (51.3%) procedures were performed on the right and 57 (48.7%) on the left knee. Twenty-two patients underwent staged bilateral procedures. Patients had a mean body mass index (BMI) of 32.5 kg/m² (range, 21.5–43.4).

The criteria for patient selection were primary knee osteoarthritis (OA) of moderate severity, varus angular deformity <15°, and flexion contracture <10° (deformity criteria for the use of a posterior cruciate-retaining design in the current department in the early 90s). Exclusion criteria were patients with inflammatory arthritis, post-traumatic arthritis, severe knee deformities (varus deformity >15°, fixed flexion >10°, and valgus deformity >10°), and both femoral and tibial bone defects requiring reconstruction. During this period of time, posterior-stabilised (PS) and rotating hinge implants were used for those patients not fulfilling the above selection criteria, at a rate of 200 TKAs per year. Written informed consent forms were obtained from all patients and the study was approved by the authors need to include study number from Institutional review board.

a



b



Figure 1. a. A Genesis I photograph. b. Satisfactory anteroposterior radiological outcome at 22-year follow-up.

The Genesis I TKA (Smith & Nephew Orthopaedics, Memphis, TN, USA) was used for all patients (Figure 1). This is a modular system consisting of an anatomical cobalt-chrome femoral component (made for both cemented and cementless fixation) and an asymmetric titanium alloy tibial component with a short (four centimetres) or extended (10 cm) central stem. A polyethylene insert (minimally conforming) was made of ultra-high-molecular-weight polyethylene, sterilised with gamma radiation in air [8,9]. A semi-constrained variant of the implant for posterior cruciate ligament (PCL) retention was used. In 113 out of 117 TKAs, the extended (10 cm) stem was used. A bi-convex-shaped polyethylene patellar component with a central fixation peg was also available.

All procedures were performed by two orthopaedic surgeons (TKA specialists) via a standard anterior midline and medial parapatellar incision. Cemented fixation of both components (including the tibial stem) was carried out for all patients using antibiotic-loaded high-viscosity Palacos® cement (Biomet, Warsaw, IN). The patella was resurfaced in seven (six percent) TKAs. All patients had preventive pre-operative and postoperative intravenous antibiotics for two days, suction drains for two days, and low-molecular heparin administration for 30 days. Full weightbearing as tolerated, with the use of a walking frame, started from the second postoperative day and all patients followed a standard rehabilitation protocol.

Objective and subjective clinical and radiological data were prospectively collected pre-operatively and at three months, six months, one year, and five years postoperatively, and then every five years thereafter; data were stored in a computer database. The following validated scoring systems were used: [10] the Knee Society system (KSS, Knee score and Function score) [11], and the original (60–12) Oxford Knee Score (OKS) [12]. The active range of movement (ROM) when sitting was recorded using a goniometer. At the third and fifth postoperative time intervals, patients were also asked to subjectively judge pain relief, their expectations of surgery, and if they would like to repeat the same operation on another joint. Standardised standing short anteroposterior and lateral radiographs were taken. The KSS was used for radiological evaluation [13]. Changes in alignment and migration (femoral valgus (α), tibial (β), femoral flexion (γ), tibial slope (σ), and tibiofemoral angles) of the components were analysed; angles on the first and last available radiographs were compared. Three surgeons (VG, KM, SB) examined all radiographs for progressive radiolucent lines (RLLs) according to Ewald [13], and if all three found RLLs, this was defined as a consensus. The presence of RLLs measuring >2 mm, subsidence or change in alignment of a component were considered to indicate loosening. Acute or progressive asymmetric radiological joint space narrowing combined with late-onset instability was considered as a criterion of polyethylene liner wear and structural failure. Criteria for failure were the need for revision, either performed or planned, because of aseptic loosening, infection, patellar resurfacing and dislocation, or ligament instability.

2.1. Statistical analysis

Data were analysed for normal distribution using Kolmogorov–Smirnov analysis. Clinical scores (KSS, and OKS) and α , β , γ , σ , and tibiofemoral angles were normally distributed. In order to evaluate possible statistical differences at different time intervals, Student's *t*-test was used for paired samples. Kaplan–Meier analysis with calculation of 95% CIs was performed to calculate survivorship [14–16]. Revision of either component for aseptic loosening, and all other revision operations for any reason were considered as end points. All statistical analyses were performed using SPSS version 12.0 (SPSS Chicago, Illinois) at the Biostatistics Department of the University of Thessaly. A *P*-value of ≤ 0.05 was considered significant.

3. Results

The patients in this series were followed for a mean of 21.5 years (range, 18–26 years). Between December 2017 and February 2018, a final evaluation was performed and 74 (77.9%) patients with 91 (77.8%) TKAs were available for study. Eight (8.4%) patients (eight TKAs) were lost to follow-up and 13 (13.7%) patients (18 TKAs) had died for reasons unrelated to the surgery, with their TKAs performing well. Seven (six percent) failures were observed and six (5.13%) revision procedures were performed. Three TKAs were revised at five, 12 and 14 years, respectively, due to polyethylene wear (implant-related failure) (Figures 2 and 3). One TKA was revised at 10 years, due to knee trauma and polyethylene damage (implant-related and patient-related failure) (Figure 4). Another patient (BMI 40 kg/m²) had a knee injury and polyethylene damage (implant-related and patient-related failure) at 14 years. A revision was proposed, but the patient refused it because the knee was asymptomatic. Two patients who were unable to tolerate anterior knee pain underwent additional surgery. The patella was replaced at three years in one of them, and the patella component was revised due to wear and loosening (implant-related failure) at 12 years in the other. No signs of polyethylene liner backside wear were observed. There was 74% compliance with the intervals of follow-up evaluation.

Kaplan–Meier survivorship analysis showed a cumulative success rate of 96.45% (95% CI, 96.10–96.81%) at 10 years, and 93.53% (95% CI, 92.75–94.3%) at 15, 20 and 25 years, with revision for any reason as an end point (Figure 5). Kaplan–Meier survivorship analysis showed a cumulative success rate of 96.50% (95% CI, 95.99–97.01%) at 10 years, and 91.67% (95% CI, 90.64–92.69%) at 15, 20 and 25 years, with all operations as an end point (Figure 6). Kaplan–Meier survivorship analysis showed a cumulative success rate of 98.29% at 10, 15, 20 and 25 years, with revision for aseptic loosening as the end point.

Minor wound healing problems were recorded in nine (7.7%) knees. Deep vein thrombosis was detected in four (3.4%) knees of four patients who fully recovered. In three (2.6%) knees, manipulation under anaesthesia was performed in order to improve postoperative flexion after the fourth postoperative week.

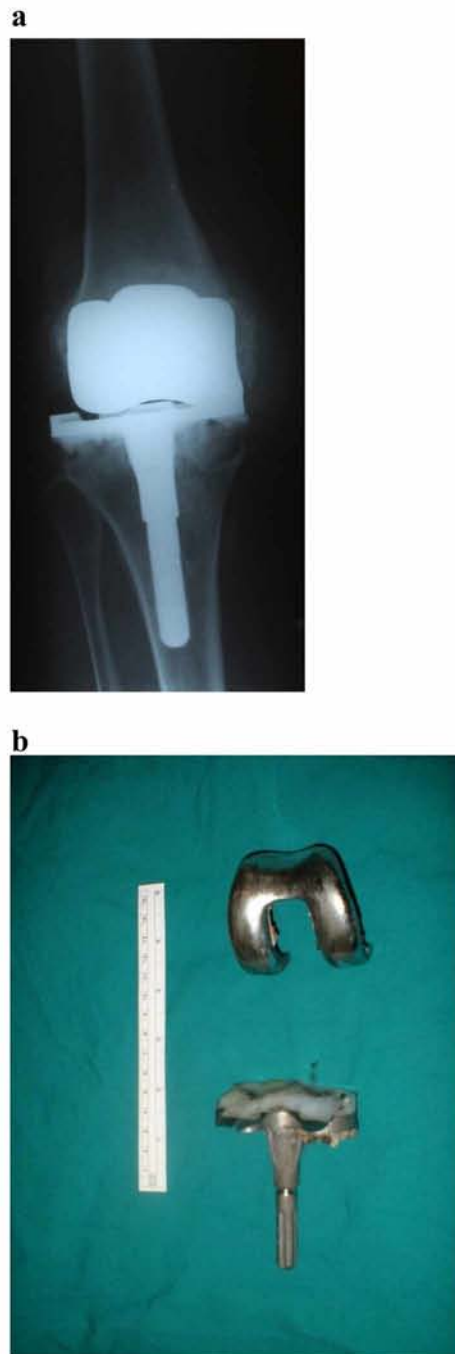


Figure 2. a. Anteroposterior radiographs of a right total knee arthroplasty showing severe polyethylene wear and structural damage of the insert at 12-year follow-up. b. Photograph showing the retrieved damaged implants during surgery.

3.1. Clinical evaluation and knee function

Pre-operative, final follow-up values, and statistically significant differences (s.s) of the KSS, Function Score, Total Score, and OKS are shown in Table 1. Statistically significant improvement in all scores was observed (t -test $P = 001$). Excellent results were observed in 72 (79.1%) TKAs, good results in 12 (13.2%), fair in six (6.6%), and poor in one (1.1%). Pain relief was excellent in 64% of the patients, very good in 28%, good in six percent, and fair in two percent. Surgery fulfilled patients' expectations at an excellent level in 57% of the patients, at a very good level in 31%, at a good level in nine percent, and at a fair level in three

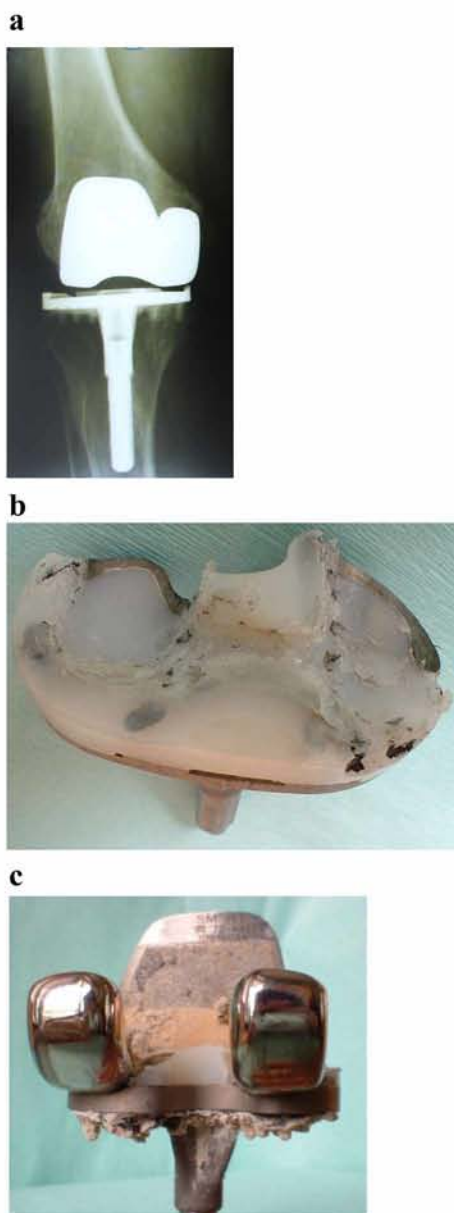


Figure 3. a. Anteroposterior radiographs of a right total knee arthroplasty showing severe polyethylene wear without tibial bone-implant interface radiolucent lines at 14-year follow-up. b. Photograph showing severe polyethylene wear of both compartments. c. Photograph showing the worn but matching femoral and tibial surfaces.

percent. Finally, when patients were asked if they would like to repeat the same surgery in another joint, 72% of them replied definitely yes, 24% possibly yes, one percent probably not, and three percent certainly not. The range of movement rose from a pre-operative mean of 98.8° (range, $75\text{--}12^\circ$) to a final mean of 105° (range, $85\text{--}135^\circ$) and postoperative fixed flexion deformity, up to 10° , was found in three (3.3%) TKAs. Seven (9.5%) patients (nine TKAs) reported mild to moderate anterior knee pain.

3.2. Radiological evaluation

Postoperative and final follow-up mean values of implant alignment parameters of α , β , γ , and σ angles, and knee alignment in both groups are shown in Table 2. No statistically significant changes developed when postoperative and final follow-up values were compared. At the first-year and third-year time intervals, on anteroposterior radiographs of the tibial component, non-progressive and <2 mm RLLs were recorded in 14 (12%) TKAs (zones 1 and 5). At the same time intervals, on lateral radiographs of the femoral component, non-progressive and <2 mm RLLs were recorded in two (1.7%) TKAs (zones 1, 2, 3). At final follow-up, there was no radiological evidence of progressive RLLs or osteolysis due to polyethylene wear debris in all available TKAs.



Figure 4. Anteroposterior radiograph of bilateral total knee arthroplasties (TKA) of an overweight patient, showing structural damage of the left TKA insert at 14-year follow-up and moderate wear of the right TKA insert.

4. Discussion

The evolution of TKA has been rapid and impressive. Better understanding of knee kinematics, advancements in surgical techniques, and improved polyethylenes have all led to extensive development of TKA designs [17–22]. Despite satisfactory long-term cemented TKA clinical outcomes, aseptic loosening remains one of the most common indications for revision [23]. The effects of various factors related to patient selection, surgical approach, abnormal artificial joint kinematics, optimum biomaterials, and ligament resection or preservation still remain controversial. The risk of TKA failure at 10 years is currently five percent. The most common indications for revision are aseptic loosening, infection, and pain [24–27]. Loading of polyethylene inserts has been extensively investigated and the distribution of peak contact stresses has been calculated in different knee designs [28–31]. Femoral component geometry, polyethylene thickness and surface geometry, as well as motion constraint kinematic principles, are crucial parameters influencing the durability of polyethylene inserts [32–34]. Polyethylene insert sterilisation has been extensively studied and is considered an important factor in determining the mechanical properties and wear characteristics of the inserts [8,9,35]. Patellofemoral joint symptoms are a common complication after a TKA. Femoral component design characteristics (trochlea groove), patella kinematics, patella instability and, most importantly, both femoral and tibial component malrotation are all related to the development of anterior knee pain [36–39]. Patient satisfaction with TKA outcome is increasingly being adopted as a measure of the patient's perception of TKA outcome. Moreover, there is a well-documented discrepancy between clinician and patient ratings of health status [40,41], and, despite recent advances, dissatisfaction rates following TKA range from 5.5–19% [42,43].

Satisfactory long-term survival of Genesis I prosthesis was recorded in this series. The seven failures that occurred are considered low for this generation of implant and length of follow-up. Five failures were related to polyethylene insert wear and structural damage. The other two were due to patellofemoral joint complications. The lack of septic complications is considered a coincidental finding. No cases of aseptic loosening, structural failure of either component, or late TKA instability were recorded. Current available data do not allow conclusions to be drawn on whether the lack of aseptic loosening failures was due to tibial tray design, stem length, and appropriate cementing technique. It cannot be certain whether the fact that there was no aseptic loosening was due to the stability afforded by the stem or the cement or both.

The Genesis I system has an anatomical bi-concave, externally rotated, femoral component, and an asymmetric anatomical tibial tray for improved coverage of the tibia and a deep and lateralized trochlear groove for improved patella tracking. This system was one

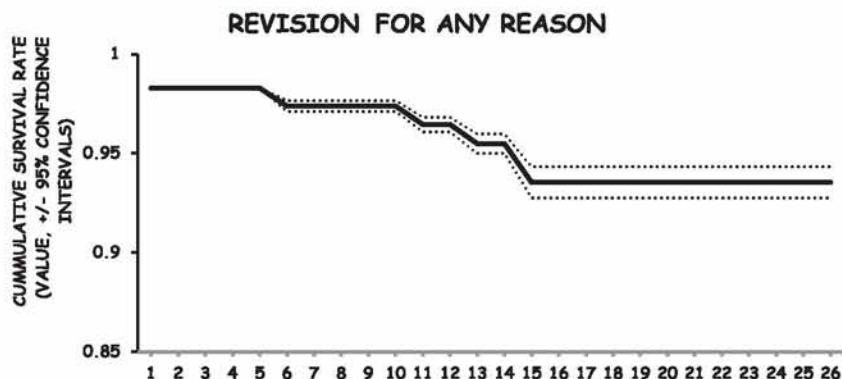


Figure 5. Kaplan-Meier survivorship, with revision for any reason as an end point (95% CIs shown).

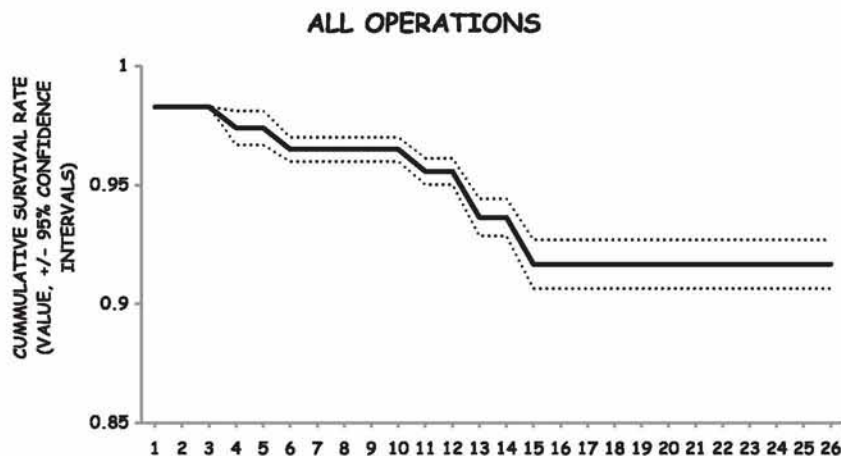


Figure 6. Kaplan-Meier survivorship, with all operations as an end point (95% CIs shown).

of the first introducing the 'patella friendly' femoral component principle. It has recently been suggested that tibial asymmetric components result in a lower incidence of tibial tray malrotation, and this may partially explain favourable patella kinematics [44]. Genesis I TKA has passed the test of time, being durable and clinically reliable with low rates of anterior knee pain and patella complications. Polyethylene insert failures have reflected the mechanical and wear characteristics of this generation of polyethylene. Of the four retrieved polyethylene inserts, three showed clear signs of rapid abrasive and linear wear of the surface and subsurface area, and were considered to be a material-related failure since there was no implant malalignment or other risk factors to justify this damage. Concerning the third insert, there was a history of repetitive falls and it was found to be fractured (structurally damaged). Functional recovery, as assessed by the Function score (objective) and the OKS (subjective) was also satisfactory, with patients being satisfied concerning pain relief, fulfilment of expectations, and possible performance of a TKA in the contralateral knee. This system also had a simple, comprehensive and easy-to-use instrumentation set, which allowed for easy and reliable performance of the surgical procedure [45–47].

Limitations of the study were the relatively small number of patients, the high rate of loss to follow-up, and the lack of a control group. During this period of time other implants with asymmetric tibial trays did not exist, and including a control group from a different period of time was not possible due to methodology problems (improved surgical technique, length of follow-up, scoring rating scales, etc.). The fact that all operations were performed in one hospital by dedicated surgeons could be considered a weakness of the study. Moreover, patients in this cohort had knee OA of moderate severity and the inclusion criteria did not represent current everyday practice. Also, the data presented in this study did not indicate if the satisfactory outcomes were implant, surgeon or OA-severity related. The results of this paper may not, given the severity of the OA treated and the surgeons' expertise, be achievable in a normal arthroplasty practice in a general setting. It could also be argued that the Genesis I TKA system is not currently in use. However, the low rate of patient loss to follow-up and the length of the observation period (>20 years) strengthen the findings of the study. There are limited data concerning TKA clinical outcomes >20-year follow-up. Lessons learned from such studies are of considerable value in the assessment of newer devices, both in terms of quality and performance [48,49].

Existing clinical outcome data related to Genesis I TKA show promising early to mid-term results [45,50]. Survival rates ranging from 92 to 97%, at the 10-year and 15-year follow-ups, have also been published [46,47,51,52]. However, analysis of failure patterns was not included in their methodology. In the above studies, excellent clinical and functional results, at high rates, were presented mainly using the objective Knee Society rating scale. It is believed that the current study is the first to present survival rates for longer than 20-year follow-up, with patient satisfaction and functional outcomes as they are depicted by the subjective Oxford Knee score. It could be argued that equivalent contemporary scales can provide more useful clinical information, but they were not available when the current study was started.

Long-term TKA outcome data, >15 and 20 years, are sparse in orthopaedic literature. The Natural Knee (introduced by Zimmer in 1985) also had an asymmetric tibial tray and showed satisfactory survival rates at the level of 95% at 14 years in a 25-year long-term follow-up series [2]. The Duracon TKA showed excellent long-term survival, 97.7% after 10 years and 94.8% after 15 years [53]. The total condylar knee, which was introduced during the mid-70s as the ideal knee system, showed a survival rate of 77% at 20-years follow-up in the available 30 (45 TKAs) patients [1]. Font-Rodriguez and Lachiewicz reported survival

Table 1

Pre-operative and postoperative mean values (range) at 18–26 years of objective clinical outcome rating scales used in the study.

Knee Score (objective)	39.7 (10–70)	92.6 (68–99)	$P = 0.001$
Function Score (objective)	42.5 (5–60)	72.9. (33–98)	$P = 0.001$
Total Score (objective)	72.2 (15–120)	157.2 (101–197)	$P = 0.001$
Oxford Knee Score (subjective)	44.4 (36–53)	25.1 (17–41)	$P = 0.001$

Table 2

Pre-operative and postoperative mean values (range) of alignment parameters for both components.

	Pre-operative	Postoperative
Mean femoral valgus angle (α)	96 (93–101)	97 (92–102)
Mean tibial angle (β)	89 (82–93)	88.5 (81–93)
Mean femoral flexion angle (γ)	1 (–3 to 4)	1 (–3 to 4)
Mean tibial slope angle (σ)	87 (82–91)	85 (83–92)
Mean knee alignment	5 valgus (8 valgus to 4 varus)	4.7 valgus (7 valgus to 4 varus)

of 98% at 14 years and 90.6% at 15 years, respectively, using a posterior-stabilised implant design [54,55]. It should also be stressed that in two recent meta-analyses, similar long-term clinical outcomes regarding knee function and postoperative knee pain were presented when cruciate-retaining TKAs were compared with posterior-stabilised TKAs [56,57]. From a regional UK registry with 4606 primary TKAs of various designs, Roberts et al. reported that the best-case scenario survival at 15 years was 92.2%, and in the worst-case scenario was 81.1% (when all patients lost to follow-up presumed to have failed TKAs) [58]. Finally, Gothesen et al. evaluated three cruciate-retaining fixed modular bearing, two cruciate-retaining fixed non-modular bearing, and two PS mobile-bearing TKA designs from a total of 17,782 primary TKAs recorded in the Norwegian Arthroplasty Register [59]. Ten-year survival rates ranged from 89.5–95.3%, with the Profix cruciate-retaining implant showing superior outcomes [59].

5. Conclusions

Genesis I TKA showed favourable long-term survival rates, satisfactory functional recovery, and low rates of patella complications when implanted in a highly selective patient cohort with mild deformities. No failures due to aseptic loosening of either the femoral or tibial component were recorded. The main recognised failure pattern of this TKA was polyethylene wear and structural damage reflecting the structural properties and wear characteristics of this polyethylene generation. It is also unclear if the achieved results were the result of either patient selection, surgical technique or implant selection, and cannot be considered to be widely applicable in relation to both the cruciate-retaining technique and the use of this particular TKA system.

Conflict of interest statement

All authors state that they have not taken any financial support in order to perform this study, and they have no relationship with the company producing the prosthesis.

References

- [1] Rodriguez JA, Bhende H, Ranawat CS. Total condylar knee replacement: a 20-year follow-up study. *Clin Orthop* 2001;388:10–7.
- [2] Gustke KA. The natural-knee system: 25 years of successful results. *Am J Orthop* 2010;39(6):5–8.
- [3] Voigt J, Mosier M. Cemented all-polyethylene and metal-backed polyethylene tibial components used for primary total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2011;93-A:1790–8.
- [4] Laskin RS. Session IV: new techniques and concepts in total knee replacement. *Clin Orthop* 2003;416:151–3.
- [5] Mayman D, Handfield navigation in total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 2014;45:185–90.
- [6] Blaha JD. The rationale for a total knee implant that confers anteroposterior stability throughout range of motion. *J Arthroplasty* 2004;19:22–6.
- [7] Robinson RP. The early innovators of today's resurfacing condylar knees. *J Arthroplasty* 2005;20:2–26.
- [8] Collier MB, Engh CA, Hatten KM, Ginn SD, Sheils TM, Engh GA. Radiographic assessment of the thickness lost from polyethylene tibial inserts that had been sterilized differently. *J Bone Joint Surg Am* 2008;90:1543–52.
- [9] Medel FJ, Kurtz SM, Hozack WJ, Parvizi J, Purtill JJ, Sharkey PF, MacDonald D, Kraay MJ, Goldberg V, Rimnac CM. Gamma inert sterilization: a solution to polyethylene oxidation? *J Bone Joint Surg Am* 2009;91(4):839–49.
- [10] Davies AP. Rating systems for total knee replacement. *Knee* 2002;9:261–6.
- [11] Insall JN, Dorr LD, Scott RD, Scott WN. Rationale of the knee society clinical rating system. *Clin Orthop* 1989;248:13–4.
- [12] Mayman J, Fitzpatrick R, Murray D, Carr A. Questionnaire on the perceptions of patients about total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1998;80B:63–9.
- [13] Ewald FC. The knee society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop* 1989;248:9–12.
- [14] Dobbs HS. Survivorship of total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br* 1980;62B:168–73.
- [15] Cornel CN, Ranawat CS. Survivorship analysis of total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1986;68A:1430–4.
- [16] Lettin AWF, Ware HS, Morris RW. Survivorship analysis and confidence intervals. An assessment with reference to the Stanmore total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1991;73B:729–31.
- [17] Incavo SJ, Beynon BD, Johnson CC, Churchill DL. Knee kinematics in genesis total knee arthroplasty. A comparison of different tibial designs with and without posterior cruciate substitution in cadaveric specimens. *Am J Knee Surg* 1997;10:209–15.
- [18] Stern SH, Wills RD, Gilbert JL. The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1997;345:44–52.
- [19] Wasielewski RC, Parks N, Williams I, Surprenant H, Collier JP, Engh G. Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear debris. *Clin Orthop* 1997;345:53–9.
- [20] Kurtz SM, Ong KL, Schmier J, Zhao K, Mowat F, Lau E. Primary and revision arthroplasty surgery caseloads in the United States from 1990 to 2004. *J Arthroplasty* 2009;24:195–203.
- [21] Popoola OO, Yao JQ, Johnson TS, Blanchard CR. Wear, delamination, and fatigue resistance of melt-annealed highly crosslinked UHMWPE cruciate-retaining knee inserts under activities of daily living. *J Orthop Res* 2010;28:1120–6.
- [22] Karachalios T, Varitimidis S, Bargiotas K, Hantes M, Roidis N, Malizos KN. An 11- to 15-year clinical outcome study of the advance medial pivot total knee arthroplasty: pivot knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2016;98B:1050–5.
- [23] no authors listed National joint registry for England, Wales, Northern Ireland and the Isle of Man. 2017 Annual Report. <http://www.njrcentre.org.uk/njrcentre/Reports/PublicationsandMinutes/Annualreports/tabid/86/Default.aspx>, Accessed date: 7 March 2018.
- [24] Vince KG. The problem total knee replacement: Systematic, comprehensive and efficient evaluation. *J Bone Joint Surg Br* 2014;96B(S11):105–11.

- [25] no authors listed Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (AOANJRR): 2017 Annual Report. <https://aoanjrr.sahmri.com/annual-reports-2017>, Accessed date: 7 March 2018.
- [26] Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop* 2002;404:7–13.
- [27] Khan M, Osman K, Green G, Haddad FS. The epidemiology of failure in total knee arthroplasty: avoiding your next revision. *J Bone Joint Surg Br* 2016;98B(S1):105–12.
- [28] Szivek JA, Anderson PL, Benjamin JB. Average and peak contact stress distribution evaluation of total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 1996;11:952–63.
- [29] Berger RA, Rosenberg AG, Barden RM, Sheinkop MB, Jacobs JJ, Galante JO. Long-term follow-up of the Miller-Galante total knee replacement. *Clin Orthop* 2001;388:58–67.
- [30] Hofmann AA, Evanich JD, Ferguson RP, Camargo MP. Ten- to 14-year clinical followup of the cementless natural knee system. *Clin Orthop* 2001;388:85–94.
- [31] Ritter MA, Berend ME, Meding JB, Keating EM, Faris PM, Crites BM. Long-term followup of anatomic graduated components posterior cruciate-retaining total knee replacement. *Clin Orthop* 2001;388:51–7.
- [32] Chakrabarty G, Vashishtha M, Leeder D. Polyethylene in knee arthroplasty: a review. *J Clin Orthop Trauma* 2015;6:108–12.
- [33] Meding JB, Wing JT, Ritter MA. Total knee arthroplasty with 4.4 mm of tibial polyethylene. An update. *J Arthroplasty* 2010;25:772–4.
- [34] Chillag KJ, Barth E. An analysis of polyethylene thickness in modular total knee components. *Clin Orthop* 1991;273:261–3.
- [35] Bohl JR, Bohl WR, Postak PD, Greenwald AS. The effects of shelf life on clinical outcome for gamma sterilized polyethylene tibial components. *Clin Orthop* 1999;367:28–38.
- [36] Dalury DF, Dennis DA. Extensor mechanism problems following total knee replacement. *J Knee Surg* 2003;16:118–22.
- [37] Kelly MA. Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 2001;50:403–7.
- [38] Malo M, Vince KG. The unstable patella after total knee arthroplasty: etiology, prevention, and management. *J Am Acad Orthop Surg* 2003;11(5):364–71.
- [39] Merican AM, Ghosh KM, Iranpour F, Deehan DJ, Amis AA. The effect of femoral component rotation on the kinematics of the tibiofemoral and patellofemoral joints after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:1479–87.
- [40] Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop* 2010;468:57–63.
- [41] Becker R, Döring C, Denecke A, Brosz M. Expectation, satisfaction and clinical outcome of patients after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:1433–41.
- [42] Scott CEH, Howie CR, MacDonald D, Biant LC. Predicting dissatisfaction following total knee replacement: a prospective study of 1217 patients. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92B:1253–8.
- [43] Dailiana ZH, Papakostidou I, Varitimidis S, Liaropoulos L, Zintzaras E, Karachalios T, Michelinakis E, Malizos KN. Patient-reported quality of life after primary major joint arthroplasty: a prospective comparison of hip and knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord* 2015;13:366.
- [44] Martín S, Saurez A, Ismaili S, Ashfaq K, Noble P, Incavo SJ. Maximizing tibial coverage is detrimental to proper rotational alignment. *Clin Orthop* 2014;472:121–5.
- [45] Mokris JG, Smith SW, Anderson SE. Primary total knee arthroplasty using the genesis total knee arthroplasty system: 3- to 6-year follow-up study of 105 knees. *J Arthroplasty* 1997;12:91–8.
- [46] Laskin RS. The genesis total knee prosthesis: a 10-year followup study. *Clin Orthop* 2001;388:95–102.
- [47] Chen AL, Mujtaba M, Zuckerman JD, Jeong GK, Joseph TN, Wright K, Di Cesare PE. Midterm clinical and radiographic results with the genesis I total knee prosthesis. *J Arthroplasty* 2001;16:1055–62.
- [48] Baker PN, Khaw FM, Kirk LMG, Esler CNA, Gregg PJ. A randomised controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar total knee replacement: 15 year survival analysis. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89B:1608–14.
- [49] Callaghan JJ, Wells CW, Liu SS, Goetz DD, Johnston RC. Cemented rotating-platform total knee replacement: a concise follow-up, at a minimum of twenty years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 2010;92A:1635–9.
- [50] Ishii Y, Matsuda Y, Sakata S, Onda N, Omori G. Primary total knee arthroplasty using the Genesis I total knee prosthesis: a 5- to 10-year follow-up study. *Knee* 2005;12(5):341–5.
- [51] Chalidis BE, Sachinis NP, Papadopoulos P, Petsatodis E, Christodoulou AG, Petsatodis G. Long-term results of posterior-cruciate-retaining Genesis 1 total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 2011;16(6):726–31.
- [52] Victor J, Ghijselings S, Tajdar F, Van Damme G, Deprez P, Arnout N, Van Der Straeten K. Total knee arthroplasty at 15–17 years: does implant design affect outcome? *Int Orthop* 2014;38:235–41.
- [53] Bachmann M, Bolliger L, Ilchmann T, Clauss M. Long-term survival and radiological results of the Duracon™ total knee arthroplasty. *Int Orthop* 2014;38:747–52.
- [54] Font-Rodríguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1997;345:79–86.
- [55] Lachiewicz PF, Soileau ES. Fifteen-year survival and osteolysis associated with a modular posterior stabilized knee replacement: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91A:1419–23.
- [56] Bercik MJ, Joshi A, Parvizi J. Posterior cruciate-retaining versus posterior-stabilized total knee arthroplasty. A meta-analysis. *J Arthroplasty* 2013;28:439–44.
- [57] Li N, Tan Y, Deng Y, Chen L. Posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc* 2014;22:556–64.
- [58] Roberts VI, Esler CNA, Harper WM. A 15-year follow-up study of 4606 primary total knee replacements. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89-B:1452–6.
- [59] Gøthesen O, Espehaug B, Havelin L, Petursson G, Lygre S, Ellison P, et al. Survival rates and causes of revision in cemented primary total knee replacement. A report from the Norwegian Arthroplasty register 1994–2009. *Bone Joint J* 2013;95-B:636–642.