



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ  
ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ : ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΘΕΟΔΩΡΟΣ ΞΕΝΑΚΗΣ

**ΠΡΟΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ-ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ-ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ  
ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΩΝ ΙΣΧΙΟΥ.**

Παναγιώτης Σ. Κουλουβάρης  
ΧΕΙΡΟΥΡΓΟΣ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟΣ  
ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ  
ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2006



Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα.

Νόμος 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος).



Ημερομηνία αίτησης του κ. Κουλουβάρη Παναγιώτη: 3-2-2000

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 414<sup>α</sup>/26-9-2000

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

Ξενάκης Θεόδωρος Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής  
Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Μέλη

Μασσαλάς Χρήστος Καθηγητής Μαθηματικού Τμήματος Πανεπιστημίου Ιωαννίνων  
Μέγας Παναγιώτης Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Πατρών

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 11-10-2000

**ΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ : 575<sup>α</sup>/28-2-2006**

Μασσαλάς Χρήστος	Καθηγητής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Μηχανικής των Υλικών του Τμήματος Επιστήμης και Τεχνολογίας Υλικών Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Μαυρίδης Ανέστης	Καθηγητής Μικροβιολογίας Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Ξενάκης Θεόδωρος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Παπαδόπουλος Γεώργιος	Καθηγητής Αναισθησιολογίας Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Γεωργούλης Αναστάσιος	Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Μέγας Παναγιώτης	Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Πατρών
Μητσιώνης Γρηγόριος	Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 2-2-2006

**ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ**

Επαμεινώνδας Τσιάνος

Καθηγητής Παθολογίας





## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής δεν θα ήταν δυνατή χωρίς την ουσιαστική συμβολή των δασκάλων μου, στους οποίους νιώθω την υποχρέωση να εκφράσω την βαθιά μου εκτίμηση και ευγνωμοσύνη.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τα μέλη της Τριμελούς Επιτροπής Αξιολόγησης και Παρακολούθησης για την αμέριστη βοήθεια που μου προσέφεραν κατά την διάρκεια της εκτέλεσης αυτής της διδακτορικής διατριβής.

Ιδιαίτερα, θα ήθελα να ευχαριστήσω από τα βάθη της καρδιάς μου τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Θεόδωρο Α. Ξενάκη, όχι μόνο για την ανάθεση του θέματος της διατριβής, για τις οδηγίες και κατευθύνσεις που μου έδωσε και την συνεχή καθοδήγησή του πάνω στο θέμα αλλά και για τη συνεχή παροχή γνώσης, εμπειρίας, εμπιστοσύνης και ειλικρινούς ενδιαφέροντος τόσο κατά τη διάρκεια της ειδικότητάς μου όσο και στη συνέχεια.

Στον Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Αλέξανδρο Ε. Μπερή, επαυτώ να απευθύνω τις πιο θερμές μου ευχαριστίες για την τόσο πολύτιμη συμμετοχή του στο έργο αυτό και για την πολύπλευρη και συνεχή συμβουλή του, θεωρητική και πρακτική, στην εκπαίδευσή μου στο σύνολο της Ορθοπαιδικής Χειρουργικής.



Τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Αθηνών κ. Παναγιώτη Ν. Σουκάκο , για τον οποίο δεν υπάρχουν λόγια ικανά να αποδώσουν το μέγεθος της αγάπης, της εκτίμησης και του σεβασμού που τρέφω , όχι μόνο εγώ αλλά και όλοι οι ορθοπαιδικοί που έχουν διατελέσει ειδικευόμενοι στην Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική του Νοσοκομείου Ιωαννίνων . Η βοήθεια, οι εμπειρίες και οι γνώσεις που μας έχει προσφέρει αλλά και οι δρόμοι που μας έχει ανοίξει ,αποτελούν φωτεινή όαση στο ελληνικό εκπαιδευτικό τοπίο .

Τον Αν. Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων ,κ. Αναστάσιο Γεωργούλη ,επιθυμώ να ευχαριστήσω θερμά για την βοήθειά του και την μεγάλη συμβολή στην γενικότερη εκπαίδευσή μου αλλά και πιο ειδικά ,ως ο πρώτος μου δάσκαλος στον τομέα της αρθροσκόπησης.

Τους Επ. Καθηγητές Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων , κ. Γρηγόριο Μητσιώνη και κ. Αναστάσιο Κορομπίλια, θέλω να ευχαριστήσω θερμά για την συμβολή του όχι μόνο στις ορθοπαιδικές αλλά και στις ευρύτερου φάσματος γνώσεις μου.

Αισθάνομαι την υποχρέωση να ευχαριστήσω ιδιαίτερα για την καθημερινή βοήθεια και συμμετοχή στην εκπαίδευσή μου τον Λέκτορα Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων , κ. Μάριο Βεκρή καθώς και του επιμελητές της Πανεπιστημιακής Ορθοπαιδικής Κλινικής κ.κ. Νικόλαο Γεωργακόπουλο και Χρήστο Παπαγεωργίου.



Στους επιμελητές της Πανεπιστημιακής Ορθοπαιδικής Κλινικής κ.κ. Κώστα Ζαχαρή και Αλέξανδρο Μαυροδοντίδη , εκφράζω τις ολόψυχες μου ευχαριστίες για την συνεχή συμπαράσταση , τις υποδείξεις και την διαρκή και ιδιαίτερα σημαντική συμβολή τους στην εκπαίδευσή μου ως ορθοπαιδικού χειρουργού.

Βαθύτατη ευγνωμοσύνη και αγάπη οφείλω στον Διευθυντή του Νομαρχιακού Νοσοκομείου Καρπενησίου κ. Νικόλαο Χριστοδούλου καθώς ήταν ο πρώτος που με μύησε στα μυστικά της Ορθοπαιδικής αλλά και ήταν ο ίδιος που με παρότρυνε να εκπαιδευτώ στην Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων. Παραμένει δε η πορεία του για μένα ένας φωτεινός σηματοδότης.

Τις θερμές και ολόψυχες ευχαριστίες οφείλω σε όλο το τεχνικό προσωπικό του Αξονικού τομογράφου του Π.Π.Ν.Ι και τον αγαπητό φίλο Ν. Χατζηπαρασκευά. Με υπομονή και συχνά πέρα από το ωράριο τους όχι μόνο είχαν ιδιαίτερη συμβολή στην εκπαίδευσή μου στον αξονικό τομογράφο αλλά ήταν οι ίδιοι που με προσωπική εργασία ο καθένας απλοποίησαν το πρωτόκολλο για την μελέτη των ισχίων

Παράλληλα, θέλω να αναφερθώ και στους ανθρώπους που μου έδωσαν τη δυνατότητα να εκπαιδεύομαι τώρα στο Νοσοκομείο Hospital For Special Surgery-Cornel University New York στο αντικείμενο της αναθεώρησης αρθρώσεων καθώς και στις αθλητικές κακώσεις τον Καθηγητή Thomas Sculco και τον Επίκουρο Καθηγητή Robert Marx αντίστοιχα όχι μόνο για να τους ευχαριστήσω για όσα μαθαίνω κοντά τους αλλά και για την υποστήριξή τους , κύρια ψυχική, κατά την παραμονή μου στην Νέα Υόρκη.



Τους συναδέλφους μου ειδικευόμενους της Πανεπιστημιακής Ορθοπαιδικής Κλινικής του Νοσοκομείου Ιωαννίνων ευχαριστώ ιδιαίτερα για την καθημερινή συμπαράσταση και φιλία τους, καθώς και τους Αναισθησιολόγους του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ιωαννίνων για την συνεργασία τους και την σημαντικότερη συμβολή τους στην πραγματοποίηση των χειρουργικών επεμβάσεων στους ασθενείς που απαρτίζουν το υλικό αυτής της διατριβής.

Επίσης, ένα θερμό “ευχαριστώ” στους αφανείς εργάτες και δη, στις γραμματείες της Ορθοπαιδικής κλινική , στο νοσηλευτικό προσωπικό ,και στις προϊσταμένες, τόσο της κλινικής όσο και του χειρουργείου και των εξωτερικών ιατρείων όσο και στο προσωπικό του ακτινολογικού εργαστηρίου.

Επίσης, ιδιαίτερα θέλω να ευχαριστήσω τον Επίκουρο Καθηγητή Νευρολογίας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Columbia of New York Νικόλαο Σκαρμέα όχι μόνο για την ψυχική υποστήριξη, την παρότρυνση, και την συνεχή νουθέτηση αλλά και για την στατιστική επεξεργασία της παρούσας διατριβής. Τέλος βαθύτατες ευχαριστίες ωφείλω στον συνάδελφο και αγαπητό φίλο Κοσμά Σταφυλά για την πολύτιμη συνεισφορά του και συμπαράσταση στην εκπαίδευση μου κατά τα χρόνια της ειδίκευσης μου.





## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<i>Εισαγωγή</i> .....	9
<b>Γενικό μέρος</b>	
<b>Ιστορική αναδρομή</b> .....	10
1.Ανατομική της άρθρωσης του ισχίου.....	16
2.Στοιχεία εμβιομηχανικής και εφαρμοσμένης ανατομικής του ισχίου.....	24
3.Στοιχεία ακτινολογίας της άρθρωσης του ισχίου.....	41
4.Βιολογική στερέωση-Προθέσεις χωρίς τοιμέντο.....	44
4.1.Πρόθεση με πορώδη επικάλυψη.	
4.2 Πρόθεση με grit blasted	
4.3 Πρόθεση με υδροξυαπατίτη.	
5.Απώλεια οστού μετά από ολική αρθροπλαστική ισχίου-Παθογένεση.....	49
6.Ακτινολογική εκτίμηση της βιολογικής στερέωσης.....	60
7. Πόνος στο μηριαίο μετά από ολική αρθροπλαστική ισχίου.....	62
8. Επιλογή πρόθεσης.....	64
8.1 Επιλογή - Συνεύντευξη ασθενούς	
8.2 Τι ρόλο έχει η επιλογή της πρόθεσης στην επιτυχία της επέμβασης.	
8.3Παράγοντες του ασθενούς που επηρεάζουν την επιλογή της πρόθεσης.	
8.4 Αρνητικά στοιχεία που επηρεάζουν την επιλογή μιας πρόθεσης.	
8.5 Οι καλύτερες επιφάνειες φόρτισης.	



8.6 Ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που πρέπει να υπολογίζονται στον σχεδιασμό μιας πρόθεσης χωρίς τοιμέντο	
9.Εξατομικευμένη ολική αρθροπλαστική ισχίου.....	75
9.1 Ανατομία του εγγύς μηριαίου	
9.2 Ενδοστική ανατομία του μηριαίου	
9.3 Εφαρμογή και Πλήρωση (Fit and Fill) των πρόθεσεων χωρίς τοιμέντο	
9.4 Ο ρόλος της εφαρμογής και πλήρωσης στις μικροκινήσεις	
9.5 Επίδραση της εφαρμογής και πλήρωσης της πρόθεσης στην μεταφορά φορτίων και στην οστική αναδιαμόρφωση	
9.6 Επίδραση της πλήρωσης και εφαρμογής μιας πρόθεσης στα κλινικά αποτελέσματα	
10. Κλινικά αποτελέσματα σε προθέσεις χωρίς τοιμέντο.....	82
10.1 Ισοελαστικές προθέσεις	
10.2 Προθέσεις με κεντρική πορώδη επικάλυψη	
10.3 Προθέσεις με υδροξυαπατίτη και άλλες προθέσεις τρίτης γενεάς	
10.4 Εξατομικευμένες προθέσεις	
11. Η CAD-CAE-CAM Αρθροπλαστική ισχίου.....	87
12. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	66
I.Υλικό	
II. Μέθοδος	
III.Αποτελέσματα	
IV Συζήτηση-συμπεράσματα	
13.Περίληψη.....	130
14.Summary.....	132



15. Παρουσίαση περιστατικών.....133

Βιβλιογραφία.....143

ΕΠΙΛΟΓΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ





## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η Ολική Αρθροπλαστική του Ισχίου αποτελεί μία από τις πλέον καθιερωμένες και επιτυχείς ιατρικές πράξεις. Έχει υπολογισθεί πώς περισσότερες από 800.000 τέτοιες επεμβάσεις πραγματοποιούνται ετησίως, σε ολόκληρο τον κόσμο<sup>1</sup> με τεκμηριωμένη δεκαετή επιβίωση που υπερβαίνει το 90%<sup>2</sup>. Έχει περιγραφεί ότι ασθενείς μετά από ολική αρθροπλαστική ισχίου αποκτούν ποιότητα ζωής εφάμιλη με υγείας χωρίς κανένα πρόβλημα υγείας<sup>3-5</sup>.

Οι ενδείξεις έχουν σαφώς διευρυνθεί τα τελευταία χρόνια και τα όρια ηλικίας έχουν μετακινηθεί τόσο προς τα κάτω<sup>6</sup> όσο προς τα άνω. Οι διαφορετικές πληθυσμιακές ομάδες, με τις διαφορετικές απαιτήσεις που έχουν από την επέμβαση, τα δεδομένα που προσφέρονται από τον ολόένα και αυξανόμενο αριθμό αναθεωρήσεων, έχουν οδηγήσει τα τελευταία χρόνια 15 χρόνια σε τεράστιες προσπάθειες για την ανάπτυξη νέων υλικών, σχεδίων και τεχνικών.

Οι βασικές αρχές που τέθηκαν από τον McKee, ήδη από τις αρχές του 1960<sup>7</sup>, και οι οποίες αφορούν: α) χρήση βιοσυμβατών υλικών, β) ικανοποιητικό σχεδιασμό, που προσδίδει μηχανική αντοχή, γ) σωστή χειρουργική τεχνική και δ) στερέωση των εμφυτευμάτων στο οστόν, εξακολουθούν να ισχύουν, με την προσθήκη κριτηρίων για την υψηλή αντοχή των υλικών στη διάβρωση και στο σχηματισμό προϊόντων φθοράς, καθώς και το χαμηλό συντελεστή τριβής μεταξύ των αρθρικών επιφανειών. Η προσπάθεια για ανάλυση και καταπολέμηση των αιτιών αποτυχίας, είναι αυτή που οδήγησε όλες τις εξελίξεις στο πεδίο της Ολικής Αρθροπλαστικής του ισχίου τα τελευταία 30 χρόνια.

Σκοπός της παρούσας διατριβής είναι η προεγχειρητική μελέτη – ο σχεδιασμός και η υλοποίηση Εξατομικευμένων Ολικών Αρθροπλαστικών Ισχίου σε βαριά παραμορφωμένα ισχία.

Στο Γενικό Μέρος περιέχονται στοιχεία για την ιστορική αναδρομή της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου, στοιχεία για την ανατομία, την εμβρυολογία του ισχίου, χρήσιμα στοιχεία βιολογικής μηχανικής τόσο του υγιούς όσο και του πάσχοντος ισχίου. Επίσης



αναλύεται διεξοδικά η έννοια fit and fill δηλαδή εφαρμογή και πλήρωση του μηριαίου από την πρόθεση και παρουσιάζονται κλινικά αποτελέσματα διάφορων προθέσεων.

Στο Ειδικό Μέρος περιγράφονται αναλυτικά τα στοιχεία των ασθενών, αναλύεται το πρωτόκολλο μελέτης των ισχίων, η χειρουργική τεχνική, τα αποτελέσματα οι επιπλοκές και τέλος τα συμπεράσματα.

### ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.

Μέσα για τον έλεγχο του πόνου που προκαλούσε η οστεοαρθρίτιδα του ισχίου υπήρχαν ελάχιστα πριν την ευρεία ανάπτυξη της χειρουργικής. Ένα μπαστούνι ή μία πατερίτσα και τα διάφορα φάρμακα που ήταν διαθέσιμα σε κάθε εποχή.

Όμως η φαντασία του ανθρώπου δεν έχει όρια, και η ικανότητα του να δημιουργεί είναι πέρα από τα όρια αυτά. Η χειρουργική άνοιξε νέους δρόμους για την αντιμετώπιση του επώδυνου ισχίου.

Οστεοτομίες στο εγγύς μηριαίο έγιναν πολύ νωρίς από τον Barton<sup>7</sup> στην Φιλαδέλφεια (USA) το 1826. Αργότερα ο Murphy<sup>8</sup> από το Σικάγο τοποθέτησε μαλακά μόρια ανάμεσα στην άρθρωση δημιουργώντας έτσι ένα τύπο αρθροπλαστικής.

Ο Scales<sup>9</sup> αναφέρει ότι ο αληθινός πατέρας της ολικής αρθροπλαστικής πρέπει να είναι ο Gluck ο οποίος το 1890 τοποθέτησε μία φιλντισένια μπάλα πάνω στον αυχένα του μηριαίου σταθεροποιώντας την με κόλλα και βίδες. Παρόμοια επέμβαση πραγματοποίησε και ο Hey-Groves<sup>10</sup> το 1922.

Το εχθρικό περιβάλλον του χειρουργείου όσον αφορά τις λοιμώξεις καθυστέρησε την ανάπτυξη της αρθροπλαστικής. Όμως τόσο ο προοδευτικός έλεγχος των λοιμώξεων όσο και



η βελτίωση των χειρουργικών τεχνικών έφεραν την μοντέρνα εποχή στον τομέα των αρθροπλαστικών.

Το 1923 ο Smith-Petersen<sup>11</sup> παρατηρώντας ένα κομμάτι γυαλί- επενδυμένο με περιτονία- που αφαίρεσε από έναν ασθενή, δημιούργησε ένα κυπέλλιο από γυαλί (εικ.1) το οποίο όμως έσπασε.



ΕΙΚ.1 ΤΟ ΚΥΠΕΛΛΙΟ ΤΟΥ SMITH-PETERSEN

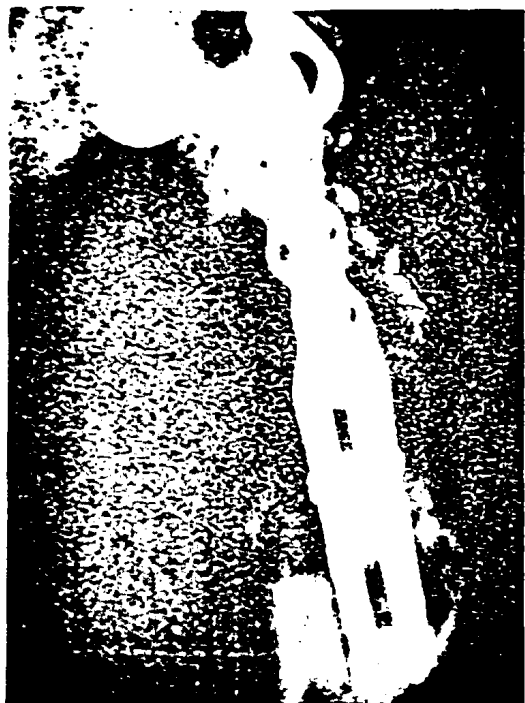
Το 1941 ο Henderson<sup>12</sup> όπως και ο Harmon<sup>13</sup> χρησιμοποίησαν κυπέλλια από διαφανή αντί βιτάλλιο . Ο Urist<sup>14</sup> τοποθέτησε το κυπέλλιο στην κοτύλη (εικ.2) και μίκρυνε την μηριαία κεφαλή για να την ταυρίσει. Όλες οι περιπτώσεις απέτυχαν από θραύση των υλικών.



ΕΙΚ.2 ΤΟ ΚΥΠΕΛΛΙΟ ΤΟΥ URIST

Φαίνεται όμως ότι είχε ωριμάσει η στιγμή για την πρώτη επιτυχημένη αρθροπλαστική ισχίου. Ο Bohlman θεωρείται από τους Scales<sup>9</sup> και Moore<sup>15</sup> ο πρώτος που πραγματοποίησε μία επιτυχημένη αρθροπλαστική ισχίου. Σύνδεσε μία μπάλα από χρώμιο-κοβάλτιο με ένα ήλο Smith-Petersen και τοποθέτησε αυτήν την πρόθεση σε τρεις ασθενείς το 1939. Ένα χρόνο αργότερα οι Austin Moore και Bohlman<sup>16</sup> χρησιμοποίησαν ίδια πρόθεση (εικ.3) για το εγγύς τμήμα του μηριαίου σε ένα ασθενή με γιγαντοκυτταρικό όγκο. Ο ασθενής απεβίωσε τρία χρόνια αργότερα από άλλη αιτία.





**ΕΙΚ.3 Η ΠΡΟΘΕΣΗ MOORE & BOLHMAN**

Ο ίδιος ο Moore <sup>15</sup> το 1950 τοποθέτησε την πρώτη ενδομυελική πρόθεση σε ένα ασθενή (εικ.4) . Ο Moore συνέχισε τις προσπάθειες του και έτσι το 1961 σχεδιάζει την δεύτερη του πρόθεση με πιο ευθύ και μακρύτερο στέλεχος και με τρία σημεία επαφής με το μηριαίο. Αυτό το σχέδιο χρησιμοποιείται μέχρι σήμερα παγκοσμίως.

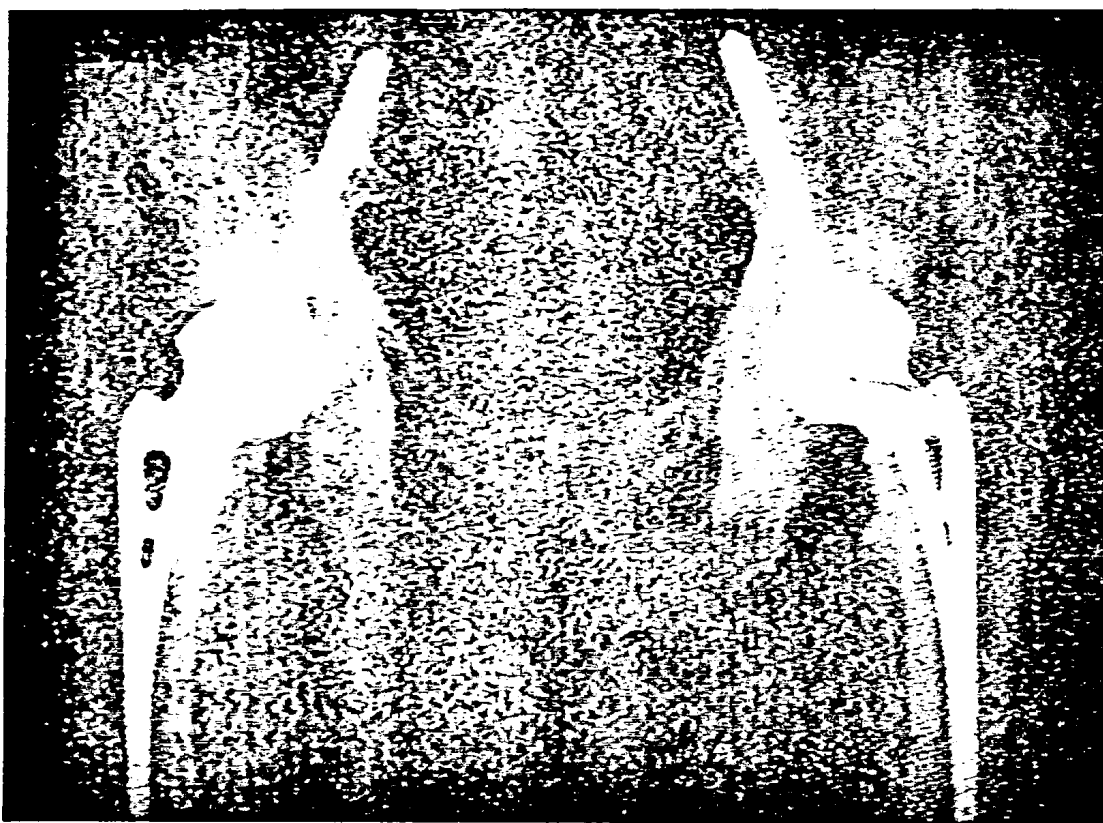


εικ.4 Η πρώτη πρόθεση του Moore.

Ήταν αναπόφευκτο ότι όλες αυτές θα οδηγούσαν στην αντικατάσταση και των δυο τμημάτων της άρθρωσης του ισχίου. Το 1938 ο Philip Wiles<sup>17</sup> τοποθέτησε κυπέλλιο από ατσάλι που είχε μηχανική αποτυχία και το 1956 ο Mckee<sup>18</sup> μετά από πολλές προσπάθειες χρησιμοποιεί κυπέλλιο από κοβάλτιο-χρώμιο συνδεδεμένο με μία βίδα με μηριαίο στέλεχος Thompson.

Ο Charnley<sup>19</sup> πρώτος το 1958 χρησιμοποιεί τσιμέντο να σταθεροποιήσει το κωνοειδές μηριαίο στέλεχος, με τον ίδιο τρόπο που χρησιμοποιείται και σήμερα.

Κατόπιν πολλές προσπάθειες έγιναν για την αποφυγή χρήσης τσιμέντου. Ο Ring<sup>20-22</sup> το 1960 χρησιμοποιεί κυπέλλιο από κοβάλτιο-χρώμιο που σταθεροποιείται στην πύελο με βιδωτό στέλεχος (εικ.5) και αργότερα χρησιμοποιεί κωνικά κυπέλλια από πολυαιθυλένιο.



ΕΙΚ 6. Η ΠΡΟΘΕΣΗ RING-1966

Πολλές μελέτες δείχνουν ότι η Αχΰλλειος πτέρνα της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου είναι το τσιμέντο και όλες οι μελέτες στρέφονται τώρα σε ολικές χωρίς τσιμέντο. Η επιτυχία εξαρτάται στο σωστό σχεδιασμό και στα διάφορα διαθέσιμα μεγέθη για να ταιριάζουν με την μυελική κοιλότητα του μηριαίου. Δυσκολίες υπάρχουν και στην σταθεροποίηση του κυπελλίου. Ο Itami<sup>23</sup> χρησιμοποιεί βίδες. Σχεδιάζονται έτσι οι πρώτες βιδωτές κοτύλες.

Ο Lord το 1977<sup>24</sup> και οι συνεργάτες του χρησιμοποιούν μηριαία στελέχη με πορώδη επικάλυψη πιστεύοντας ότι η ανάπτυξη οστίτη ιστού στην πρόθεση την κάνει πιο σταθερή. Ο Galante<sup>25</sup> το 1971 ανακοινώνει τα αποτελέσματα του εισάγοντας στην πρόθεση το σπείραμα τιτανίου.

Ποιο είναι το ακριβές μέγεθος των πόρων για καλύτερη ανάπτυξη οστίτη ιστού ερευνάται συνεχώς μέχρι σήμερα.

Τέλος το 1973 ο Amstutz<sup>26</sup> άρχισε την μελέτη του στην αρθροπλαστική επιφανείας. Ακολούθησαν πολλοί ερευνητές όμως μέχρι σήμερα προβλήματα όπως χαλάρωση της κοτύλης, κάταγμα στην βάση της μηριαίας πρόθεσης και νέκρωση του μηριαίου κάτω από το μηριαίο πρόθεμα δεν έχουν βρεί την λύση τους.

Ωστόσο η έρευνα προς το σχεδιασμό της τέλει πρόθεσης συνεχίζεται και μία πρόθεση που πριν πέντε χρόνια θεωρείτο πετυχημένη σήμερα είναι ξεπερασμένη. Ο στόχος βέβαια παραμένει ίδιος η πρόθεση να διαρκέσει όσο και η ζωή του ασθενούς.

### **Ανατομική της άρθρωσης του ισχίου**

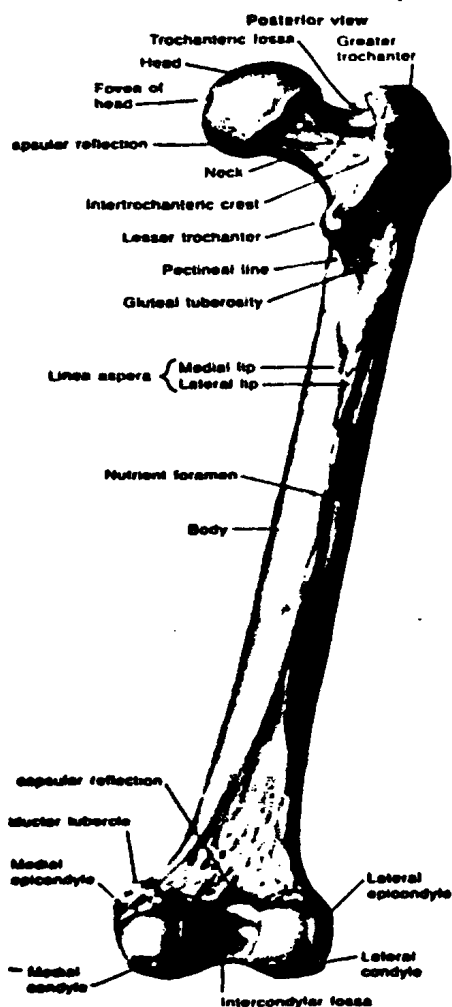
Η άρθρωση του ισχίου υπάγεται στις σφαιροειδείς αρθρώσεις. Βρίσκεται στο κέντρο περιίκου του σώματος και είναι μία από τις μεγαλύτερες και πιο σταθερές αρθρώσεις του



σώματος. Έχει εσωτερική σταθερότητα (Intrinsic stability) που εξασφαλίζεται από το ίδιο το σχήμα της (ball and socket configuration).

Αποτελείται από την κεφαλή του μηριαίου και την κοτύλη. Έχει χαλαρό θύλακο που επιτρέπει μεγάλο εύρος κίνησης και περιβάλλεται από μεγάλους και ισχυρούς μύες.

Η κεφαλή του μηριαίου: Είναι το κυρτό τμήμα της άρθρωσης και αποτελεί τα 2/3 της σφαίρας. Καλύπτεται από αρθρικό χόνδρο παχύτερο προς τα άνω και έσω και λεπτότερο προς τα κάτω (3,5 mm στο κέντρο, 1 mm στην περιφέρεια). Στο κέντρο της υπάρχει

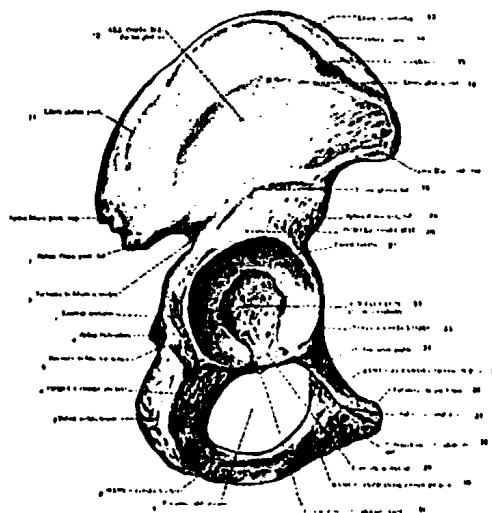


κοιλανση, από όπου εκφύεται ο στρογγύλοςύνδεσμος .

Ο αυχένας του μηριαίου: Έχει σχήμα αποπεπλατυσμένου κυλίνδρου και συνδέει την κεφαλή με τη διάφυση του μηριαίου οστού.

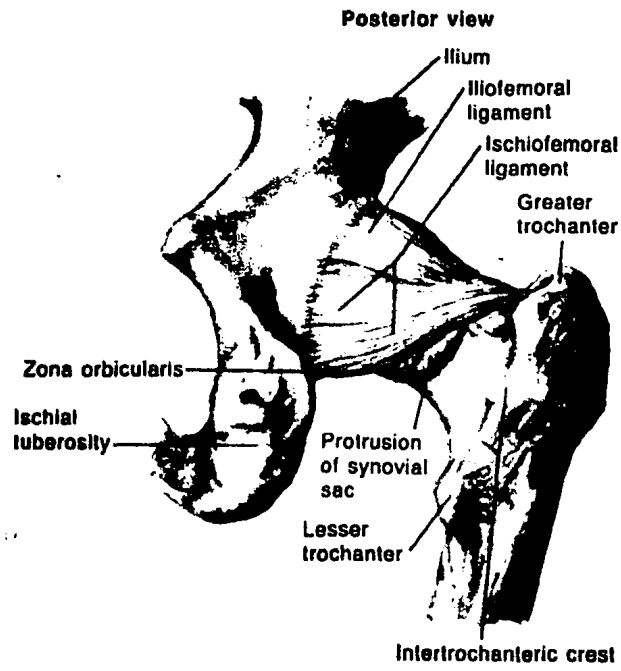
Οι τροχαντήρες: Είναι δύο, ο μείζων και ο ελάσσων τροχαντήρας, και χρησιμεύουν για την κατάφυση μυών που κινούν την άρθρωση του ισχίου.

Η κοτύλη: Είναι το κοίλο τμήμα της άρθρωσης του ισχίου. Η κοτυλιαία επιφάνεια καλύπτεται από αρθρικό χόνδρο που είναι λεπτότερος περιφερικά και παχύτερος κεντρικά . Η κοτύλη βρίσκεται επί του ανωνύμου οστού της πυέλου. Αυτό αποτελείται από τρία οστά: το λαγόνιο, το ηβικό και το ισχιακό που έχουν συνοστεωθεί στην κοτύλη. Τα άνω 2/5 σχηματίζονται από το σώμα του λαγονίου οστού, το πρόσθιο, 1/5 από το σώμα του ηβικού οστού και τα οπίσω-κάτω 2/5 από το σώμα του ισχιακού οστού.



Η κοιλότητα της κοτύλης: Εμφανίζει δύο μέρη, το περιφερικό που καλύπτεται από υαλοειδή χόνδρο, εκτός της περιοχής της κοτυλιαίας εντομής, και καλείται μηνοειδής επιφάνεια και το κεντρικό που είναι χωρίς κάλυψη χόνδρου και εκτείνεται προς τα κάτω με την κοτυλιαία εντομή, σχηματίζοντας τον κοτυλιαίο βόθρο που υποδέχεται τον στρογγύλο σύνδεσμο. Ο σύνδεσμος αυτός περιέχει την αρτηρία της κεφαλής του μηριαίου που είναι κλάδος της θυροειδούς αρτηρίας.

# ΟΙ ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ



Η άρθρωση του ισχίου περιβάλλεται από αρθρικό θύλακο ο οποίος ενισχύεται από ισχυρούς συνδέσμους:

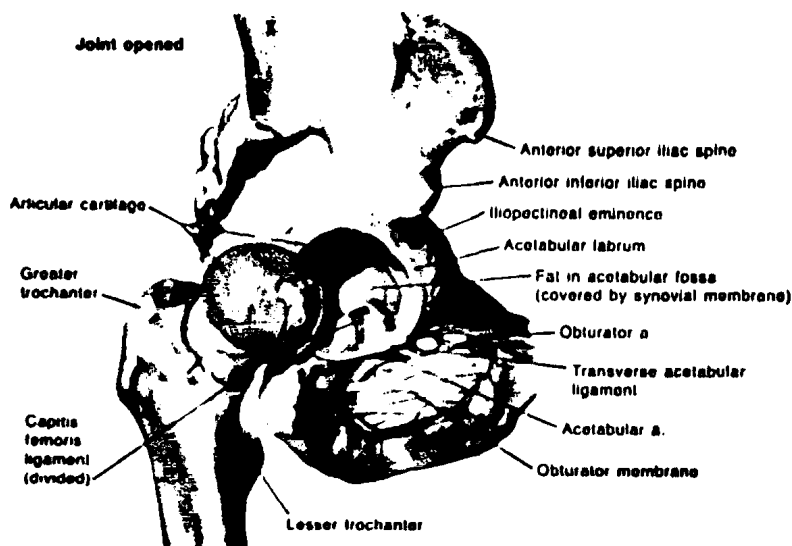
α) Ο λαγονομηρικός σύνδεσμος: Εκφύεται από την πρόσθια κάτω λαγόνιο άκανθα, φέρεται προς τα κάτω και έξω και καταφύεται στην πρόσθια μεσοτροχαντήριο γραμμή. Εμποδίζει την υπέρμετρη έκταση του σκέλους.

β) Ο ηβομηρικός σύνδεσμος: Εκφύεται από το λαγονοκτενικό όγκωμα, φέρεται λοξά προς τα κάτω και έξω και καταφύεται στο κατώτερο τμήμα της πρόσθιας μεσο-τροχαντήριας γραμμής. Εμποδίζει την υπέρμετρη απαγωγή του σκέλους.

γ) Ο ισχιομηρικός σύνδεσμος: Καλύπτει την άρθρωση από πίσω. Εκφύεται από την ισχιακή μοίρα της οφρύος της κοτύλης, φέρεται προς τα άνω και έξω πίσω από τον αυχένα του μηριαίου οστού και καταφύεται στον τροχαντήριο βόθρο. Παρεμποδίζει την υπερβολική έσω στροφή.

δ) Ο εγκάρσιος σύνδεσμος: Είναι το τμήμα του κοτυλιαίου δακτυλίου που φέρεται πάνω από την κοτυλιαία εντομή. Μετατρέπει την κοτυλιαία εντομή στο κοτυλιαίο τρήμα από το οποίο εισδύονται στην άρθρωση αγγεία και νεύρα.

ε) Ο στρογγύλος σύνδεσμος: Βρίσκεται μέσα στην κοτύλη. Εκφύεται από τα κέρατα της μηνοειδούς επιφάνειας της κοτύλης και τον εγκάρσιο σύνδεσμο αυτής και καταφύεται στο βόθρο της κεφαλής του μηριαίου οστού. Μέσα στο στρογγύλο σύνδεσμο πορεύονται αγγεία

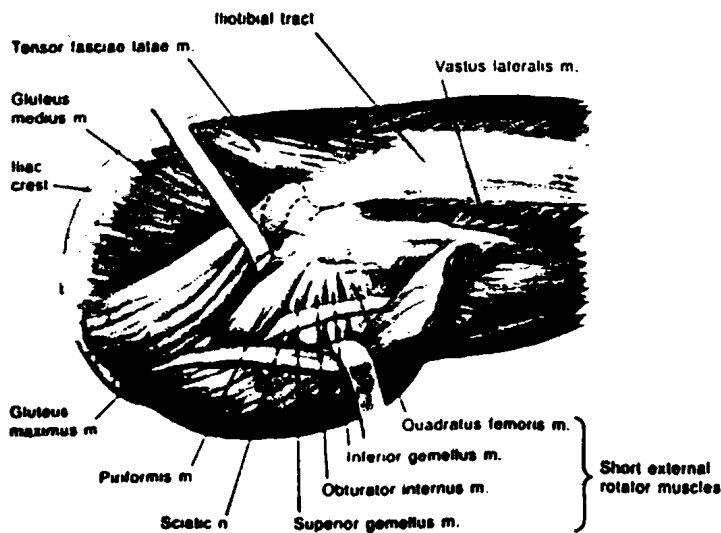




για την μηριαία κεφαλή. Παρεμποδίζει την υπέρμετρη προσαγωγή του μηρού.

### Μύες του ισχίου

Η άρθρωση του ισχίου καλύπτεται παντού από μύες. Εμπρός καλύπτεται από τον κτενίτη μυ, από τον λαγονογοϊτή μυ και από τον ανεστραμμένο τένοντα του ορθού μηριαίου μύος. Προς τα πίσω καλύπτεται από τους τένοντες του έξω θυροειδούς μύος του έσω θυροειδούς μύος, του άνω διδύμου, του κάτω διδύμου, του αποειδούς μύος, του τετράγωνου μηριαίου και την κάτω μοίρα του μεγάλου γλουτιαίου μύος (κάτω μοίρα). Από πάνω καλύπτεται από τον ανεστραμμένο τένοντα του ορθού μηριαίου μύος καθώς και τον μικρό γλουτιαίο και μέσο γλουτιαίο μυ. Από κάτω καλύπτεται από τον έξω θυροειδή μυ.



Οι μύες του ισχίου ανάλογα με την ενέργειά τους χωρίζονται σε καμπτήρες, εκτείνοντες, απαγωγούς προσαγωγούς, έσω και έξω στροφείς του ισχίου. Οι περισσότεροι εκτελούν περισσότερες από μία κινήσεις.

α. Καμπτήρες του ισχίου: είναι ο λαγονοψοϊτής, ο ορθός, ο ραπτικός και ο κτενίτης μυς. Στην κάμψη βοηθούν και οι προσαγωγοί του μηρού. Η ενέργειά τους περιορίζεται από το πρόσθιο κοιλιακό τοίχωμα και από την τάση των οπίσθιων μυών του μηρού.

β. Εκτείνοντες του ισχίου: είναι ο μείζων γλουτιαίος, ο δικέφαλος μηριαίος, ο ημιτενοντώδης και ο ημιμεμβρανώδης μυς.

γ. Προσαγωγοί του ισχίου: είναι ο μακρός προσαγωγός, ο βραχύς προσαγωγός, ο μέγας προσαγωγός, ο κτενίτης και ο ισχνός προσαγωγός μυς. Η ενέργειά τους περιορίζεται από το αντίθετο σκέλος.

δ. Απαγωγοί του ισχίου: είναι ο τείνων την πλατεία περιτονία, ο μέσος γλουτιαίος, ο μικρός γλουτιαίος, ο αποειδής και ο ραπτικός μυς. Η ενέργειά τους περιορίζεται από τον ηβομηρικό σύνδεσμο.

ε. Έξω στροφείς: είναι ο αποειδής, ο άνω και κάτω δίδυμος, ο έσω και έξω θυροειδής, ο τετράγωνος μηριαίος και ο μείζων γλουτιαίος μυς. Η ενέργειά τους περιορίζεται από τον λαγονομηρικό και τον ηβομηρικό σύνδεσμο.

στ. Έσω στροφείς: είναι ο μέσος γλουτιαίος, ο μικρός γλουτιαίος και ο τείνων την πλατεία περιτονία μυς. Η ενέργειά τους περιορίζεται από την τάση του ισchioμηρικού συνδέσμου.

#### **Αιμάτωση της άρθρωσης του ισχίου**

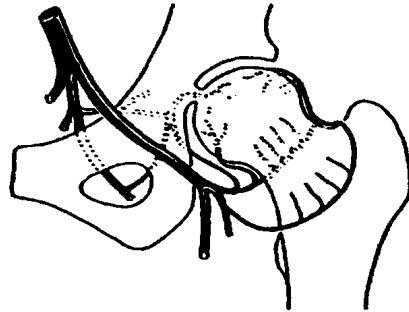
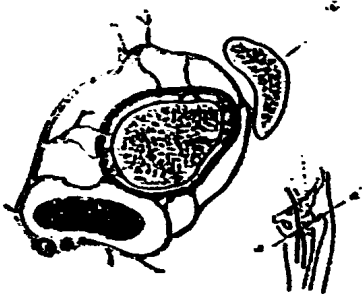
Η άρθρωση του ισχίου αιματώνεται:

1. από τις δύο περισπώμενες του μηρού αρτηρίες (κλάδοι της μηριαίας αρτηρίας) που αναστομώνονται γύρω από το χειρουργικό αυχένα και σχηματίζουν κύκλο απ' όπου εκφύονται ανιόντες κλάδοι που εισέρχονται στην άρθρωση.



2. από την κοτυλιαία αρτηρία (κλάδος της θυροειδούς αρτηρίας) που φέρεται κατά μήκος του στρογγύλου συνδέσμου.
3. από την άνω και κάτω γλουτιαία αρτηρία.

Στη νεύρωση της άρθρωσης συμμετέχουν με κλάδους τους το μηριαίο και το θυροειδές, το άνω γλουτιαίο, το κάτω γλουτιαίο και το ισχιακό νεύρο.



## ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ<sup>27-29</sup>

Προσπάθειες να διευκρινιστεί η βιολογική μηχανική του ισχίου έχουν αρχίσει από το 19<sup>ο</sup> αιώνα. Για να λειτουργήσει μία άρθρωση ικανοποιητικά είναι βασικό να υπάρχει ισορροπία ανάμεσα στα φορτία που δέχεται η άρθρωση και και στην αντοχή της άρθρωσης. Εάν υπάρξει διαταραχή της ισορροπίας αυτής τότε αναπτύσσεται οστεοαρθρίτιδα. Το φαινόμενο αυτό βρίσκεται ευρεία εφαρμογή στην άρθρωση του ισχίου. Σε αυτήν την περίπτωση οι παράγοντες που προκαλούν οστεοαρθρίτιδα μπορεί να είναι ενδογενείς ή εξωγενείς. Ενδογενείς παράγοντες έχουν σχέση με την βιολογία των αρθρικών δομών με κύρια διαταραχή το δυσπλαστικό ισχίο. Ο Hackenbroch (1957,1961,1971) αναφέρει την δυσπλασία του ισχίου σαν προστάδιο οστεοαρθρίτιδας που οφείλεται σε σταδιακή φθορά της άρθρωσης από επίδραση φορτίων σε μία μικρή περιοχή. Έτσι το κύριο ενδιαφέρον του ορθοπαιδικού χειρουργού είναι να βελτιώσει την εμβιομηχανική του ισχίου.

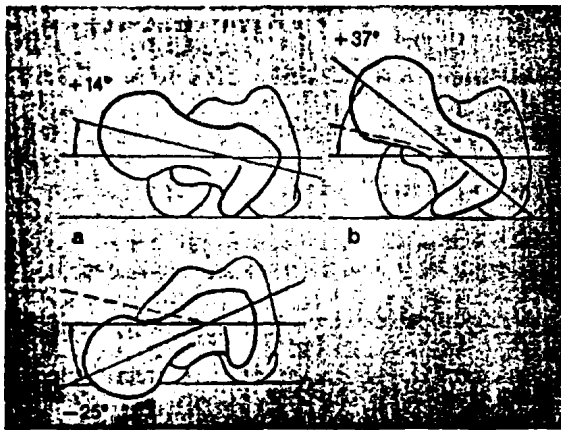
Ο Pauwels το 1965 δήλωνε ότι το φορτίο που δέχεται το ισχίο είναι το άθροισμα όλων των δυνάμεων που διέρχονται από την κοτύλη στην μηριαία κεφαλή και παρίστανε το άνυσμα με R.. Το μέγεθος του φορτίου εξαρτάται από το βάρος σώματος, από την τάση μυών, τενόντων και συνδέσμων που συνδέουν το κάτω άκρο με τον κορμό. Στην άρθρωση του ισχίου σημαντικά είναι τα συμπιεστικά φορτία που ασκούνται στις αρθρικές επιφάνειες της κοτύλης και του μηριαίου.

Η άρθρωση του ισχίου είναι σφαιροειδής όπου η κοτύλη ενισχύεται με τον επιχείλιο χόνδρο έτσι ώστε μόνο το χόνδρινο τμήμα της έρχεται σε επαφή με την μηριαία κεφαλή. Η όρθια θέση έχει μεταφέρει το κέντρο της κίνησης πέρα από την άρθρωση του ισχίου και αυτό περιορίζει την κινητικότητα της άρθρωσης παρόλο που είναι σφαιροειδή όπως και η άρθρωση του ώμου.

Η μηριαία κεφαλή είναι σφαιρική στην αρθρική της επιφάνεια και το κέντρο της συμπίπτει με το κέντρο της κοτύλης. Περιφερικά του χόνδρου η κεφαλή έχει κωνοειδή σχήμα και σχηματίζει τον μηριαίο αυχένα που εμφανίζει δύο γωνιώσεις σχετικά με το μηριαίο οστόν: αυχενοδιαφυσική γωνία (ΑΔ) γνωστή ως CCD (centrum-collum-diaphyses) με φυσιολογική τιμή

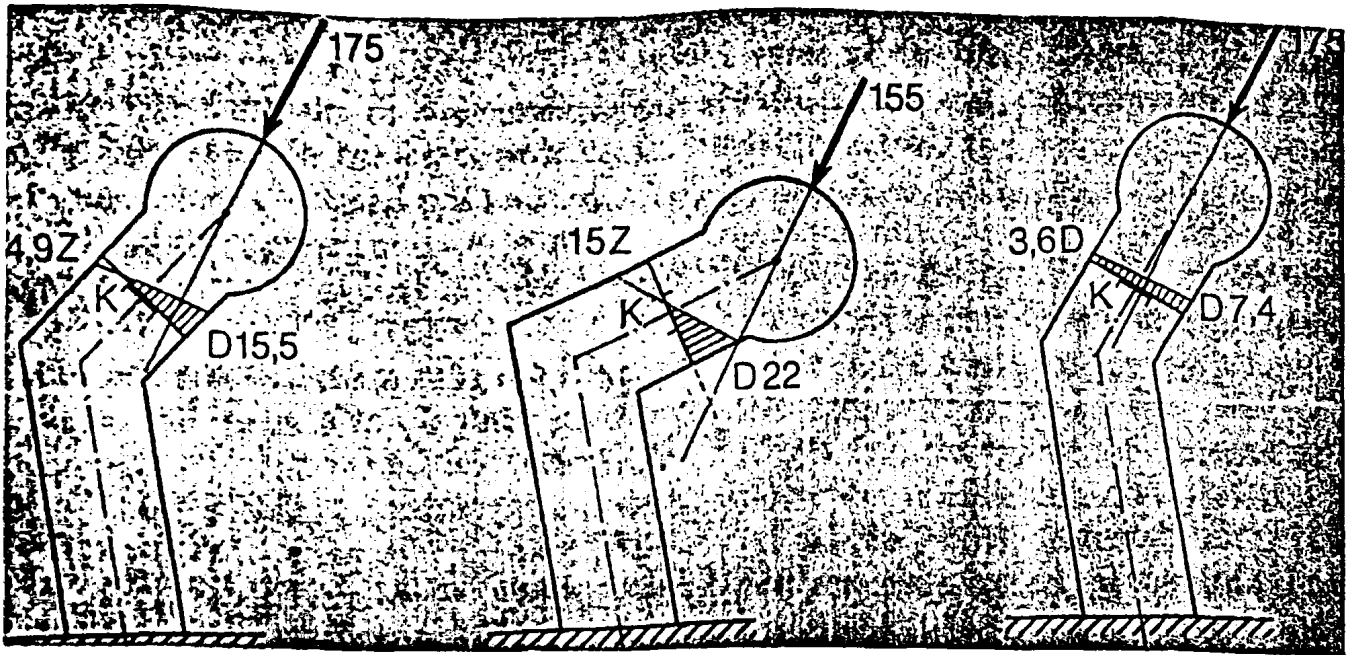


126, και μία οξεία γωνία  $10^{\circ} - 30^{\circ}$  με το μετωπαίο επίπεδο η οποία καλείται γωνία πρόσθιας απόκλισης (εικ.6). Το στεφανιαίο επίπεδο δια του κέντρου της κεφαλής και ο άξονας των μηριαίων κονδύλων βρίσκεται πρόσθια της μηριαίας διάφυσης. Η ΑΔ γωνία καθορίζεται από την γραμμή της δύναμης R που ασκείται στο ισχίο. Η ΠΑ είναι πολύ σημαντική αφού μειώνει τις δυνάμεις λυγισμού που δέχεται ο μηριαίος αυχένας. Αυτό συμβαίνει γιατί η δύναμη R κατευθύνεται όχι μόνο από έσω προς τα έξω αλλά και από πρόσθια προς οπίσθια σε σχέση με τον μηριαίο αυχένα. Οι λειτουργικά αυτοί σπουδαίοι άξονες κατευθύνονται αντίθετα από την κατεύθυνση των δυνάμεων λυγισμού του οστού που αναπτύσσονται όταν φορτίζεται.



Εικ.6 α. Φυσιολογική πρόσθια απόκλιση β. Αυξημένη πρόσθια απόκλιση και γ. Αυξημένη οπίσθια απόκλιση.

Ο Pauwles χρησιμοποιώντας φωτοελαστικά μοντέλα κατάφερε να αναλύσει τα φορτία που αναπτύσσονται στο ισχίο (εικ 7). Φάνηκε λοιπόν ότι στην εσωτερική επιφάνεια του μηριαίου αναπτύσσονται συμπιεστικά φορτία και φορτία τάσης στην εξωτερική επιφάνεια. Εάν τώρα η ΑΔ γωνία μειωθεί όπως στο ραιβό ισχίο μεγαλύτερες δυνάμεις λυγισμού θα αναπτυχθούν στον αυχένα. Στην περίπτωση του βλαισού ισχίου οι δυνάμεις λυγισμού στην έσω επιφάνεια είναι ελάχιστες. Ο Pauwels επίσης αναφέρει ότι η λαγοκνημιαία ταινία αντισταθμίζει τις δυνάμεις λυγισμού.



Εικ7. Δυνάμεις που δρουν στο εγγύς τμήμα του μηριαίου. Αριστερά είναι το φυσιολογικό ισχίο όπου η επιδρώσα δύναμη (175) σχηματίζει γωνία με τον άξονα του αυχένα και είναι έξω από το κέντρο του. Στη μέση σε ραβδό ισχίο η δύναμη συμπίεσης D είναι τρεις φορές μεγαλύτερη από την δύναμη λυγισμού Z. Δεξιά σε βλαισό ισχίο η επιδρώσα δύναμη είναι μέσα στο κέντρο του αυχένα και μόνο δυνάμεις συμπίεσης αναπτύσσονται.

Η κοτύλη δέχεται την μηριαία κεφαλή και βρίσκεται στην έξω πλευρά του ισχίου. Καλύπτεται περιφερικά από αρθρικό χόνδρο με σχήμα πετάλου που διακόπτεται στο κάτω όριο από την κοτυλαία εντομή. Το επίπεδο της κοτύλης έχει ονομαστεί *inlet plane by von Lanz*. Η κλίση του επιπέδου είναι ίση με την γωνία που σχηματίζεται ανάμεσα στον επιμήκη άξονα και στην επαπτόμενη της κοτύλης. Η μέση τιμή της γωνίας είναι  $42^\circ$  με μέσο εύρος  $37^\circ-47^\circ$ . Το κεντρικό τμήμα της είναι μη αρθρικό και ονομάζεται κοτυλαίος βόθρος. Ο άξονας της κοτύλης σχηματίζει με το οριζόντιο επίπεδο γωνία  $30^\circ$  με  $40^\circ$  έτσι ώστε το άνω τμήμα της κοτύλης

προέχει προς τα άνω της κεφαλής. Ο βαθμός της προβολής της κοτύλης καθορίζεται από την γωνία center-edge of Wiberg (γωνία που σχηματίζεται από την κάθετη ευθεία στο κέντρο της μηριαίας κεφαλής και από την εφαπτόμενη στην οροφή της κοτύλης) που είναι φυσιολογικά  $30^{\circ}$ .

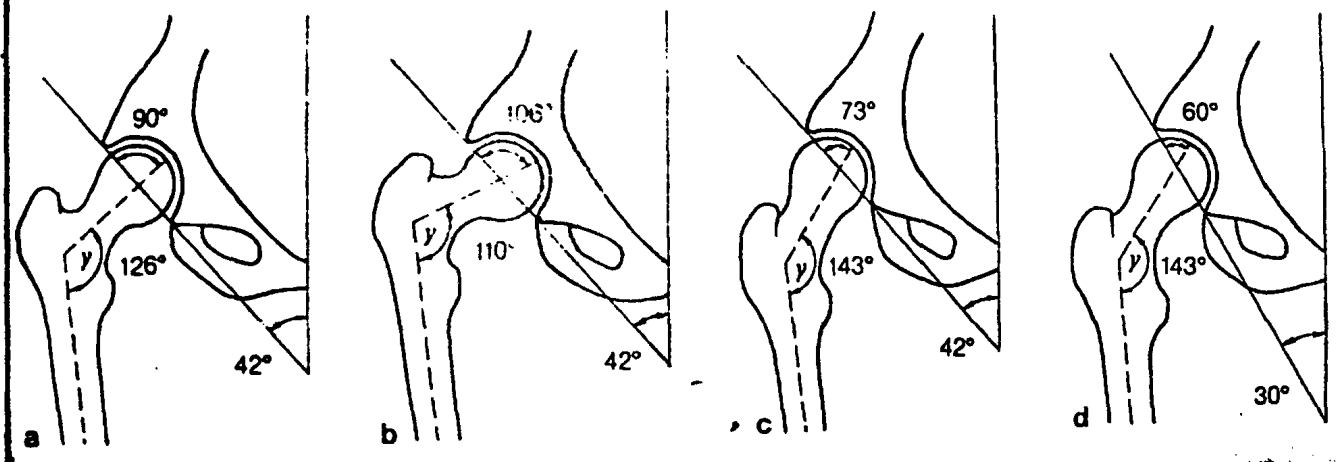
Ο επιχείλιος χόνδρος είναι μία ινοχόνδρινη δομή που δίνει βάθος στην κοτύλη. Έχει τρεις επιφάνειες, μία εσωτερική, μία κεντρική και μία περιφερική που προσφύεται ο θύλακος.

Ο στρογγύλος σύνδεσμος της μηριαίας κεφαλής είναι μία επίπεδη ινώδης μάντα που εκφύεται από την κοτυλιαία εντομή και καταφύεται στον κοτυλιαίο βόθρο. Αν και είναι εξαιρετικά ισχυρός έχει μικρή σημασία στην μηχανική λειτουργία της άρθρωσης. Ωστόσο συμμετέχει στην αγγείωση της μηριαίας κεφαλής, με ένα μικρό κλάδο από την οπίσθιο κλάδο της θυρεοειδούς αρτηρίας.

Τα οστικά όρια της κοτύλης σχηματίζουν το στόμιο της λεκάνης (inlet plane). Σε όρθια θέση η κοτύλη έχει κλίση έξω – κάτω και πρόσθια. Ο von Lonz (1950) για να καθορίσει την κλίση του inlet plane επέλεξε ένα ενδιάμεσο επίπεδο που το όρισε από το ιερό ακρωτήριο και την εφαπτόμενη της κοτύλης. Σύμφωνα με τον von Lonz η μέση κλίση του επιπέδου σε σχέση με το στεφανιάιο επίπεδο είναι  $42^{\circ}$  η οποία είναι και η κλίση της κοτύλης.

Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες ( CCD  $126^{\circ}$  και κλίση κοτύλης  $42^{\circ}$  ) ο άξονας του μηριαίου αυχένα είναι κάθετος στο inlet plane της κοτύλης ( $88-92^{\circ}$ ). Η γωνία αυτή μπορεί να αναλυθεί σαν αριθμητική έκφραση της κατανομής φορτίου στην άρθρωση. Σε ραιβό ισχίο η γωνία αυξάνεται ενώ σε βλαισό μειώνεται (εικ8). Έτσι με την γωνία αυτή η οποία καλείται και γωνία εισόδου μπορούμε αδρά να κατανοήσουμε την περιοχή φόρτισης της άρθρωσης όσο και το μέγεθος των φορτίων που δέχεται. Ειδικές ακτινολογικές λήψεις χρειάζονται – πρόσθια ανύψωση της λεκάνης  $30^{\circ}$  – για να καθοριστεί η γωνία.



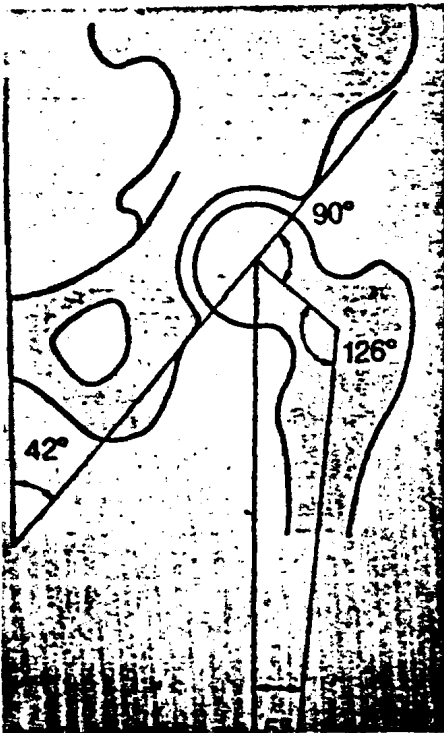


Εικ 8. Φαίνεται η γωνία που σχηματίζει ο άξονας του μηριαίου αυχένα με το επίπεδο της κοτύλης.

Η μηριαία κεφαλή σχηματίζει τα 2/3 σφαίρας και είναι περίπου 5εκ. Στο φυσιολογικό ισχίο το κέντρο της κεφαλής σ υμπίπτει με το κέντρο της κοτύλης. Η μηριαία κεφαλή είναι σφαιροειδής καθώς στο άνω τμήμα της είναι επιπεδωμένη. Ο άρθρικός χόνδρος καλύπτει τα 2/3 της κεφαλής και είναι παχύτερος στο κέντρο της όπου και δέχεται και τα περισσότερα φορτία. Το κέντρο της κεφαλής διαπερνάται απο ένα αγγείο που διασχίζει κάθετα τον στρογγύλο σύνδεσμο και είναι υπεύθυνο για την αιμάτωση της κατά την ανάπτυξη.

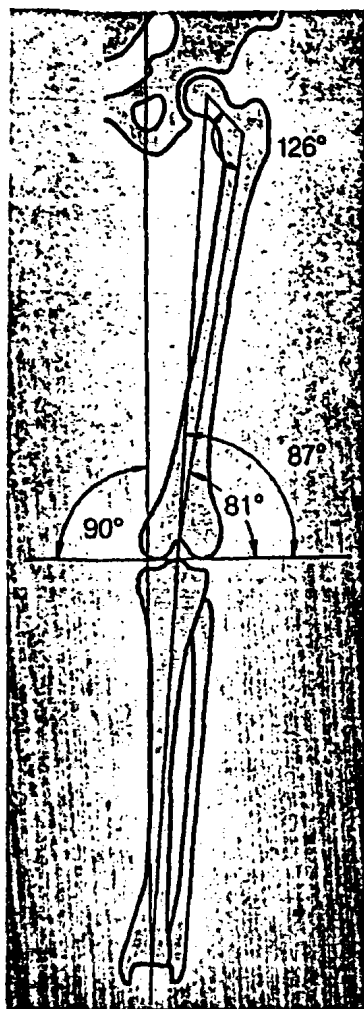
Ο μηριαίος αυχένας εντοπίζεται μέσα στον θύλακο ο οποίος καταφύεται στην βάση του αυχένα πρόσθια και λίγο κεντρικότερα οπίσθια. Η πρόσθια απόκλιση του αυχένα καθορίζει και τα όρια της έξω και έσω στροφής του ισχίου. Η γωνία που σχηματίζει ο αυχένας με την διάφυση του μηριαίου (centrum- collum-diahyseal or CCD angle) είναι 120°-133° (εικ.9).





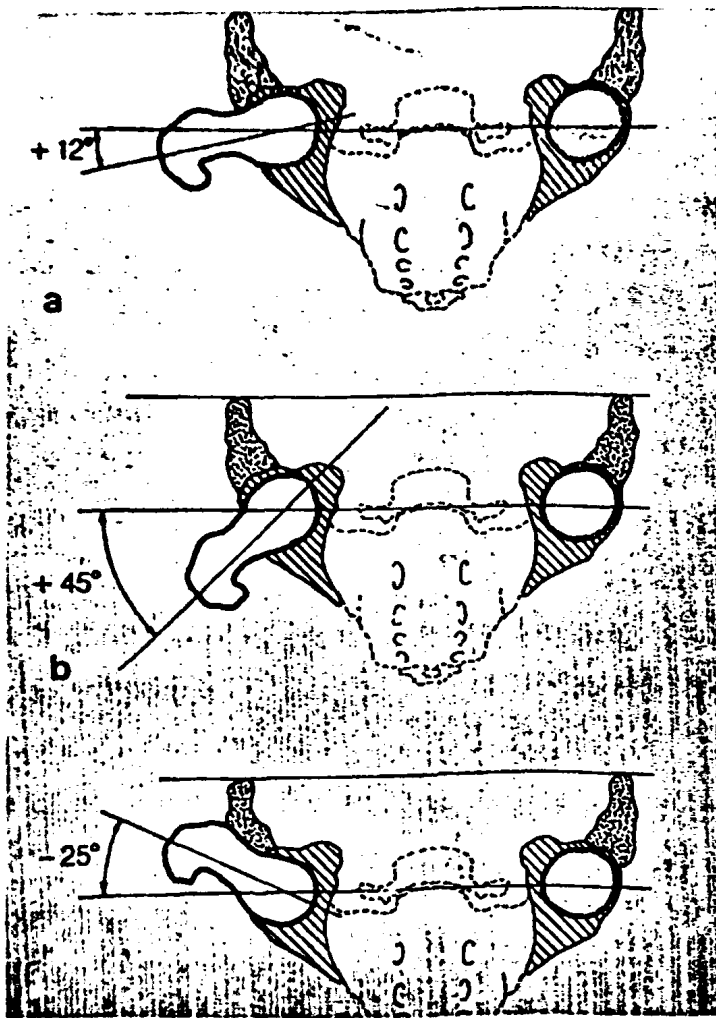
Εικ 9. Γωνία CCD,

Ο μηριαίος αυχένας στρέφεται πρόσθια σε σχέση με το επίπεδο των μηριαίων κονδύλων. Ο βαθμός της στροφής μας δίνει την γωνία της πρόσθιας απόκλισης. Η μέση τιμή της γωνίας σε ενήλικες είναι  $12^\circ$ . Ο μηχανικός άξονας του μηριαίου εκτείνεται από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής στο κέντρο του γόνατος και στο κέντρο της ποδοκνημικής και σχηματίζει γωνία  $87^\circ$  με τον άξονα του γόνατος. Ο ανατομικός άξονας του μηριαίου σχηματίζει με τον μηχανικό άξονα γωνία  $5^\circ-7^\circ$ , γωνία που ποικίλει ανάλογα με την θέση του γόνατος. Ο ανατομικός άξονας του μηριαίου σχηματίζει με τον άξονα του γόνατος γωνία  $81^\circ$  (εικ.10)



Εικ.10. Ανατομικός και μηχανικός άξονας του μηριαίου.

Εάν εξετάσουμε την μηριαία κεφαλή και την κοτύλη σε οριζόντιο επίπεδο θα βρούμε ότι με μέτρια πρόσθια απόκλιση  $12^{\circ}$  πίεση από την κεφαλή κατανέμεται ισομερώς και στο πρόσθιο και στο οπίσθιο τμήμα της κοτύλης. Με αυξημένη πρόσθια απόκλιση τα φορτία συγκεντρώνονται στο πρόσθιο τμήμα της κοτύλης επειδή το κέντρο βαρύτητας εντοπίζεται μπροστά από το μηριαίο. Σε αυξημένη οπίσθια απόκλιση το κέντρο βαρύτητας είναι πίσω από το μηριαίο οστούν με συνέπεια τα φορτία να συγκεντρώνονται στο οπίσθιο τμήμα της κοτύλης.



Εικ. 11. Φαίνεται η κατανομή των φορτίων στην κοτύλη ανάλογα με την πρόσθια απόκλιση του μηριαίου.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω η ημισφαιρική κοιλότητα της κοτύλης με τον επιχείλιο χόνδρο περικλείει περισσότερο από το μισό της μηριαίας κεφαλής. Το οστικό στοιχείο της κοτύλης σχηματίζει το εσωτερικό επίπεδο το οποίο έχει κλίση έξω κάτω και πρόσθια. Σε μηριαίο με μέτρια

πρόσθια απόκλιση  $12^{\circ}$  η πίεση από την μηριαία κεφαλή κατανέμεται και στο πρόσθιο και στο οπίσθιο τμήμα της κοτύλης. Με αύξηση της πρόσθιας απόκλισης η πίεση συγκεντρώνεται στο πρόσθιο τμήμα της κοτύλης καθώς το κέντρο της βαρύτητας μετατοπίζεται πρόσθια του μηριαίου οστού. Σε οπίσθια απόκλιση που το κέντρο μετατοπίζεται οπίσθια η πίεση συγκεντρώνεται στο οπίσθιο τμήμα της κοτύλης

Το εγγύς τμήμα του μηριαίου έχει μια σπουδαία δομή. Το σπογγώδες οστόν είναι κατανεμημένο σε δύο συστήματα δοκίδων το κύριο και το επικουρικό. Το κύριο αποτελείται από μία δέσμη δοκίδων από τον έσω φλοιό της μετάφυσης προς την φορτιζόμενη επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής που καλείται στηρικτικό δεμάτιο (supporting bundle), και μία άλλη δέσμη κατά μήκος του μείζονος τροχαντήρα και του έξω φλοιού του αυχένα στην κάτω πλευρά της κεφαλής που καλείται τοξοειδές δεμάτιο ( arcuate bundle of Gallois and Bosquette). Το τρίγωνο του Ward είναι εκεί που υπάρχει η λιγότερη φόρτιση, ανάμεσα στις δύο δέσμες δοκίδων Το επικουρικό αποτελείται από δύο δεσμίδες που εξαπλώνονται γύρω από τον μείζονα τροχαντήρα. Η πρώτη δέσμη εμφανίζεται από τον φλοιό της έσω επιφάνειας του σώματος του μηριαίου καλείται και trochanteric και η δεύτερη λιγότερο σπουδαία αποτελείται από κάθετες δοκίδες παράλληλες με τον μείζον τροχαντήρα.

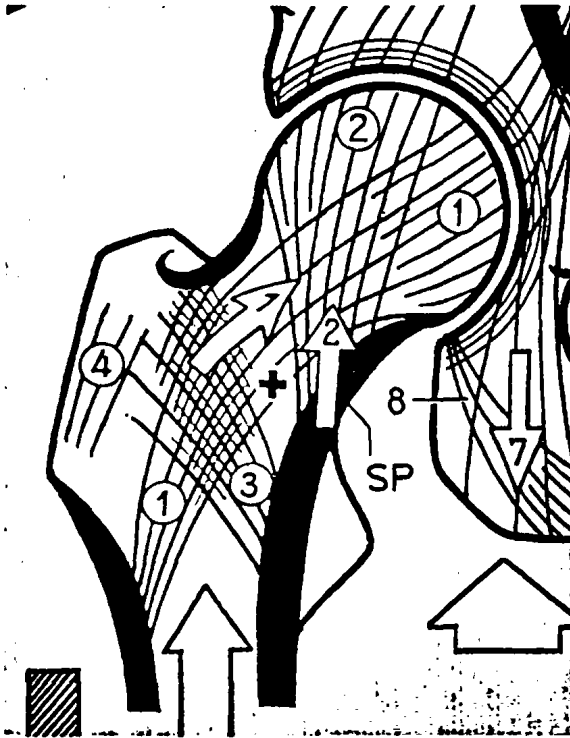
Τρία στοιχεία εδώ πρέπει να τονιστούν:

α. Στον μείζον τροχαντήρα η τοξοειδής δέσμη δοκίδων και η δέσμη δοκίδων του τροχαντήρα διασταυρώνονται και σχηματίζουν το Γοτθικό τόξο το οποίο επεκτείνεται περιφερικά από το άνω τμήμα του αυχένα και αποτελείται από πυκνές οστικές δοκίδες. Αντίθετα η έσω περιοχή είναι λιγότερο ισχυρή και ατροφεί με την ηλικία σαν αποτέλεσμα γεροντικής οστεοπόρωσης.

β. Η κεφαλή και ο αυχέννας του μηριαίου περιέχουν επίσης ένα Γοτθικό τόξο που σχηματίζεται από την διασταύρωση της στηρικτικής και της τοξοειδούς δέσμης δοκίδων. Σε αυτήν την περιοχή το οστόν είναι πυκνό και αποτελεί τον «κυρήνα της κεφαλής». Πρόκειται για μία ισχυρή κατασκευή γνωστή και σαν θόλος του Αδάμ.



γ. Ανάμεσα στο Γοτθικό τόξο του τροχαντήρα και της στηρικτικής δέσμης υπάρχει μία ζώνη όχι τόσο ισχυρή που δέχεται την επίδραση της γεροντικής οστεοπόρωσης, και είναι αυτή η περιοχή όπου παρατηρούνται τα κατάγματα του αυχένα (εικ.12)



Εικ.12. Φαίνονται τα γοτθικά τόξα μεταξύ της τοξοειδούς δέσμης (1) και της δέσμης του τροχαντήρα (3) και μεταξύ της δέσμης του τροχαντήρα (3) και της στηρικτικής δέσμης (2) . Στο σημείο + είναι το τρίγωνο του Ward όπου παρατηρούνται τα κατάγματα.

Μηχανική φόρτιση σε φυσιολογική άρθρωση ισχίου.

Όπως αναφέρθηκε στην αρχή η δύναμη R δημιουργεί συμπιεστικά φορτία στην άρθρωση το μέγεθος των οποίων εξαρτάται από :

α) το μέγεθος της δύναμης R (εικ13)

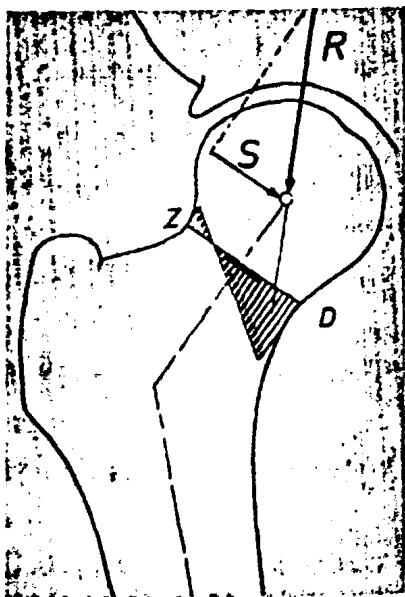
β) την έκταση της φορτιζόμενης επιφάνειας της άρθρωσης

γ) την θέση που ασκείται η δύναμη R στην φορτιζόμενη επιφάνεια

Σε φυσιολογικό άτομο η δύναμη R κατά την βάδιση είναι περίπου 4 φορές το βάρος του σώματος. Ο Kumpke συμπεράνει με μαθηματικό τύπο από την μορφή των αρθρικών επιφανειών και την θέση της ασκούμενης δύναμης ότι το μεγαλύτερο συμπιεστικό φορτίο που δέχεται η άρθρωση του ισχίου είναι της τάξης  $16-20\text{kg/cm}^2$ .

Μηχανική φόρτιση σε φυσιολογικό μηριαίο αυχένα.

Η δύναμη R ασκείται στον αυχένα του μηριαίου όπως και στην άρθρωση του ισχίου καθώς δεν υπάρχουν μύες που καταφύονται στον αυχένα. Ο άξονας της δύναμης R δεν συμπίπτει με τον άξονα του μηριαίου αυχένα. Τέμνονται στο κέντρο της κεφαλής και και κατευθύνονται περιφερικά. Η δύναμη R κατευθύνεται έξω από το κέντρο του αυχένα προς τα έξω και έχει την τάση να τον λυγίσει. Η δύναμη R ασκεί συμπιεστικά φορτία έσω και φορτία διάτασης έξω του αυχένα. Καθώς επίσης εξέρχεται έσω ασκεί και φορτία στρέψης.



Εικ 13. Φαίνεται η δύναμη R.

Το μέγεθος των φορτίων στρέψης εξαρτάται από την κλίση της δύναμης R σε σχέση με τον μηριαίο αυχένα.

Αντίδραση του αρθρικού χόνδρου στα συμπιεστικά φορτία.

Σύμφωνα με τον Kummer ο σχηματισμός και η διατήρηση του υαλοειδούς χόνδρου σε μία άρθρωση εξαρτάται από το μέγεθος των συμπιεστικών φορτίων που ασκούνται σε αυτήν. Ο υαλοειδής χόνδρος είναι φυσιολογικός όταν το των φορτίων που δέχεται είναι μέσα σε ένα φυσιολογικό εύρος. Ο χόνδρος παύει να υφίσταται όταν το μέγεθος αυτό είναι κάτω ή πάνω από το φυσιολογικό εύρος. Υπερβολικό μέγεθος φορτίων καταστρέφει τον χόνδρο και προκαλεί οστεοαρθρίτιδα.

Αντίδραση του οστού στα αρθρικά συμπιεστικά φορτία.

Το οστόν είναι πιο ευαίσθητο από τον χόνδρο σε ότι αναφορά στην επίδραση φορτίων. Έτσι αύξηση των φορτίων διεγείρει τον σχηματισμό οστού και ελάττωση των φορτίων διεγείρει την απορρόφηση. Αυτό απεικονίζεται σε ακτινογραφία με την υποχόνδρια σκλήρυνση στην οροφή της κοτύλης ότι τα φορτία κατανέμονται στην φορτιζόμενη επιφάνεια επαφής.

Η κατανομή των συμπιεστικών φορτίων σε μια σφαιρική άρθρωση απαιτεί:

- α) την ενέργεια της δύναμης στο κέντρο της φορτιζόμενης επιφάνειας
- β) την παρουσία του χόνδρου

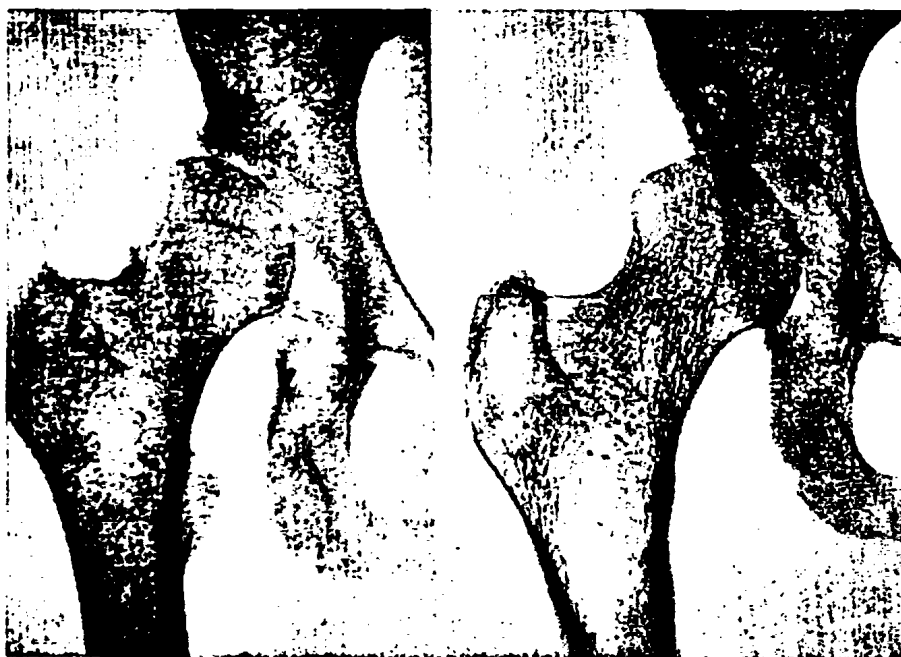
#### Πρωτοπαθής οστεοαρθρίτιδα

Στο φυσιολογικό ισχίο η υποχόνδρια σκλήρυνση κατανέμεται σε όλη την οροφή της κοτύλης. Όταν ο χόνδρος ή το οστόν δεν κατανέμει τα φορτία ομαλά στην άρθρωση τότε



αναπτύσσεται εστιακή υποχόνδρια σκλήρυνση. Η σκλήρυνση δείχνει ότι τα φορτία κατανέμονται ακόμα σε φορτιζόμενη επιφάνεια (εικ. 14). Η άνιση κατανομή των φορτίων μπορεί να οφείλεται σε βιολογική ανεπάρκεια του χόνδρου ή σε σκλήρυνση του οστού παρά σε αλλαγή των φορτίων. Η εστιακή αυτή υποχόνδρια σκλήρυνση είναι αρχόμενο σημείο οστεοαρθρίτιδας. Μπορεί να εντοπίζεται στην άκρη της οροφής (υπεξάρθημα) ή στον πυθμένα (rotusio acetabuli).

Η πρωτοπαθής οστεοαρθρίτιδα φαίνεται να είναι αποτέλεσμα αποτυχίας του χόνδρου ακόμα και εαν τα φορτία είναι φυσιολογικά. Υπάρχει βλάβη ή απώλεια της λειτουργίας των χονδροκυττάρων. Αλλαγές παρατηρούνται και στις πρωτεογλυκάνες του χόνδρου.



Εικ. 14 Φαίνεται η άνιση κατανομή φορτίων.

Δευτεροπαθής οστεοαρθρίτιδα σε υπεξάρθημα



Σε μια σφαιροειδή άρθρωση όπως του ισχίου με ελάχιστη τριβή τα φορτία κατανέμονται συμμετρικά καθώς η δύναμη R ασκείται στο κέντρο της αρθρικής φορτιζόμενης επιφάνειας (εικ.13). Εάν η δύναμη R παρεκτοπιστεί προς την άκρη της άρθρωσης η αρθρική επιφάνεια επαφής παραμένει ίδια όμως μέρος αυτής φορτίζεται. Όσο μικρότερη είναι η φορτιζόμενη επιφάνεια επαφής τόσο μεγαλύτερα τα συμπιεστικά φορτία στην άρθρωση. Χαρακτηριστική εικόνα εμφανίζεται στο συγγενές υπεξάρθρημα του ισχίου. Το φαινόμενο αυτό απεικονίζεται στις ακτινογραφίες με το τρίγωνο του Pauwels, το οποίο είναι μία τριγωνική περιοχή πυκνώσεως στην άκρη της κοτύλης και δηλώνει την ανώμαλη φόρτιση της περιοχής (εικ 15). Η περαιτέρω αύξηση της φόρτισης θα ξεπεράσει την αντοχή του οστού και θα προκαλέσει απορρόφηση και σχηματισμό κύστεων.. Σε αυτές τις περιπτώσεις η επιφάνεια επαφής της άρθρωσης αυξάνεται λόγω της απορρόφησης και σχηματισμό νέου οστού αλλά η φορτιζόμενη επιφάνεια μειώνεται και τα αρθρικά φορτία αυξάνονται σημαντικά. Το παράδοξο είναι ότι η δύναμη R συνεχίζει να δρα στο αρχικό κέντρο της κεφαλής το οποί όμως παρεκτοπίζεται συνεχώς προς τα έξω. Δημιουργείται έτσι προς τα έξω ένα οστεόφυτο που όμως δεν μπορεί να δεχτεί αξιόλογα φορτία.





Εικ.15 Τρίγωνο Pawels

Συμπερασματικά μπορούμε να πούμε ότι κατά την βάδιση το ισχίο δέχεται δύναμη ίση με τέσσερις φορές το βάρος του σώματος. Η δύναμη αυτή μεταφέρεται από την λεκάνη στο μηριαίο διαμέσου φορτιζόμενης επιφάνειας στην οποία κατανέμονται ομαλά τα συμπιεστικά φορτία. Η οστεοαρθρίτιδα εμφανίζεται σαν αποτέλεσμα διαταραχής της ισορροπίας ανάμεσα στην αντοχή των ιστών και στην μηχανική φόρτιση. Η αντίσταση των ιστών εξαρτάται από βιολογικούς παράγοντες που δεν έχουν πλήρως διευκρινιστεί. Μπορεί να έχει ελαττωθεί όπως στην πρωτοπαθή οστεοαρθρίτιδα ή να είναι φυσιολογική όμως η μηχανική φόρτιση να αφύσικα υψηλή όπως στο συγγενές υπεξάρθρωμα. Υπάρχουν περιπτώσεις που μπορεί να συνυπάρχουν και οι δύο παράγοντες.

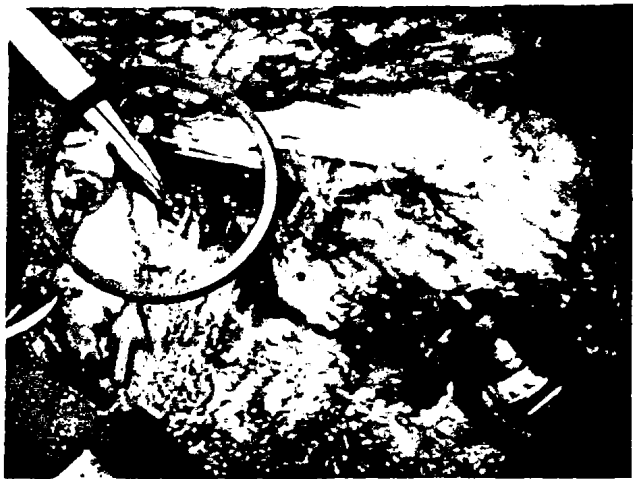
**Ανατομικά στοιχεία που απαιτούν ιδιαίτερη προσοχή κατά την επέμβαση της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου.**

Το ισχιακό νεύρο εντοπίζεται σχεδόν σε επαφή με την κοτύλη στο επίπεδο του λαγονίου οστού(εικ16). Η πιο σύνηθη αιτία τραυματισμού του νεύρου είναι η άστοχη τοποθέτηση αγκίστρου. Επίσης κίνδυνος τραυματισμού του νεύρου υπάρχει σε δυσπλαστικό ισχίο με επιμήκυνση πάνω από 3,5εκ.<sup>30</sup>



Εικ.16. Φαίνεται το ισχιακό νεύρο.

Η έσω περισπωμένη μηριαία αρτηρία είναι κάτω από τον μείζων γλουτιαίο και τον τετράγωνο μηριαίο μύ και υπάρχει κίνδυνος τραυματισμού της σε τομή εν τω βάθει(εικ.17). Τέλος κάτω από τον εγκάρσιο σύνδεσμο βρίσκονται τα θυρεοειδή αγγεία τα οποία μπορεί να τραυματιστούν από την τοποθέτηση αγκίστρου ή κατά την διατομή του συνδέμου.



εικ.17 Φαίνεται ο μείζων γλουτιαίος,

### 3.ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ<sup>28</sup>

Δύο είναι οι βασικές ακτινολογικές προβολές που συχνά χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της αρθρικής γεωμετρίας και την ανάλυση της εμβιομηχανικής του ισχίου:

α. η προσθιοπίσθια α/α λεκάνης – ισχίων

β. η πλάγια ακτινογραφία ισχίου

Τα παρακάτω στοιχεία - τα οποία είναι βασικά στην ανάλυση της βιομηχανικής του ισχίου – μπορούν να εκτιμηθούν από την ΠΟ ακτινογραφία ισχίου (εικ.18):

Σημείο C κέντρο μηριαίας κεφαλής

Σημείο T κατάφυση των απαγωγών στον μ. τροχαντήρα

Σημείο E άνω χείλος κοτύλης

Απόσταση  $d_6$  απόσταση κέντρου κεφαλής από άξονα κέντρου βαρύτητας σώματος

Απόσταση  $t'$  απόσταση μεταξύ C-T

Απόσταση S ακτίνα μηριαίας κεφαλής

Απόσταση GS εύρος μεσάρθριας σχισμής

Γωνία  $\gamma$  CCD γωνία μεταξύ άξονα διάφυσης και άξονα αυχένα



Γωνία  $\psi$  γωνία μεταξύ επέκτασης  $d_6$  και  $t'$

Γωνία CE γωνία μεταξύ κάθετης γραμμής στο κέντρο της κεφαλής και γραμμής από το κέντρο της κεφαλής στο άνω χείλος της κοτύλης.



Εικ 18. Στην ακτινογραφία η μηριαία κεφαλή και η κοτύλη έχουν σφαιρική μορφή με την κεφαλή να έχει ακτίνα S και την κοτύλη ακτίνα S+GS. Σε φυσιολογική άρθρωση το κέντρο της κοτύλης και του μηριαίου συμπίπτουν. Σε διαταραχή της ανατομίας τα κέντρα παύουν να συμπίπτουν.

Το μέγεθος της CE γωνίας -center angle of Wiberg- μας καθορίζει την έκταση της κοτύλης που παρέχει κάλυψη της μηριαίας κεφαλής. Ο Wiberg αναφέρει μία μέση τιμή 20-25° ότι θεωρείται το κατώτερο όριο σε φυσιολογικούς ενήλικες ενώ μικρότερες τιμές δηλώνουν δυσπλασία. Ο Legal αναφέρει ότι η CE γωνία πρέπει πάντα να σχετίζεται με την ακτίνα της μηριαίας κεφαλής

καθώς μικρή γωνία CE και μικρή ακτίνα ενισχύουν τα φορτία της άρθρωσης αφού μειώνουν σημαντικά την επιφάνεια φόρτισης.

Η ΠΟ ακτινογραφία του ισχίου μας δίνει σύμφωνα με τον Pauwels ένα ακόμα ενδεικτικό στοιχείο των φορτίων που δέχεται η άρθρωση. Το στοιχείο – που όπως προαναφέρθη - καλείται τρίγωνο του Pawels ή “eyebrow” είναι μία περιοχή υποχόνδριου οστού στην οροφή της κοτύλης (εικ 19). Με φυσιολογική κατανομή φορτίων η περιοχή αυτή είναι στενή και ομαλή. Καθώς όμως τα φορτία αυξάνονται και η κεφαλή δεν καλύπτεται πλήρως, η περιοχή αυτή εμφανίζει πύκνωση και αποκτά τρίγωνο σχήμα. Η αιμάτωση διαταράσσεται, επέρχεται απώλεια οστού και εμφανίζονται κυστικές αλλοιώσεις. Σε προχωρημένες καταστάσεις εμφανίζεται εντοπισμένη σκλήρυνση και στην μηριαία κεφαλή.



Εικ.19 eyebrow ή τρίγωνο του Pawels.

Σταθεροποίηση της λεκάνης σε εγκάρσιο επίπεδο.

Όταν η λεκάνη στηρίζεται και στα δύο άκρα η σταθερότητα της ενισχύεται από την σύγχρονη σύσπαση των σύστοιχων και αντίθετων απαγωγών και προσαγωγών. Όταν η λεκάνη στηρίζεται στο ένα άκρο η σταθερότητα της επιτύγχανεται από τους σύστοιχους απαγωγούς αφού το βάρος του σώματος που δρα διαμέσου του κέντρου της βαρύτητας έχει τάση να ανυψώσει την λεκάνη. Ο μέσος γλουτιαίος, ο μικρός γλουτιαίος και ο τείνων την πλατεία περιτονία είναι οι μυς που συμμετέχουν για την σταθεροποίηση της λεκάνης κατά την βάδιση. Εάν αυτοί οι μυς παραλύσουν



τότε η λεκάνη θα ανυψώνεται προς την αντίθετη πλευρά. Αυτή η μορφή βαδίσματος είναι χαρακτηριστική και ονομάζεται χήνιο βάδισμα και το σημείο Duchenne-Trendelenburg. Απαντάται συχνά σε παραμελημένα βαριά συγγενή εξαρθήματα ισχίου και οφείλεται σε ρικνούς και αδύναμους απαγωγούς.

#### 4. ΒΙΟΛΟΓΙΚΗ ΣΤΕΡΕΩΣΗ – ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ ΧΩΡΙΣ ΤΣΙΜΕΝΤΟ

Κάθε εμφύτευμα έχει δύο χαρακτηριστικές ιδιότητες α. Τις ιδιότητες του υλικού που αποτελείται και β. Τις ιδιότητες της επιφάνειας που έρχεται σε επαφή με το οστό που έχουν μεγαλύτερη σημασία για την λειτουργία του εμφυτεύματος. Αυξημένη χαλάρωση των ολικών αρθροπλαστικών ισχίου με τσιμέντο με απώλεια οστού, δυσκολίες στην επανορθωτική επέμβαση και η ανάγκη για μακροβιότερες προθέσεις σε νέους και δραστήριους ασθενείς οδήγησαν στην χρήση αρθροπλαστικών ισχίου χωρίς τσιμέντο. Η επιτυχία μιας ολικής αρθροπλαστικής ισχίου βασίζεται στο σταθερό δεσμό του οστού με το εμφύτευμα. Σήμερα στις προθέσεις χωρίς τσιμέντο έχουμε προθέσεις από τιτάνιο ή κοβάλτιο – χρώμιο που έχουν επικαλυφθεί είτε με πόρους, με υδροξυαπατίτη, με grit (αμμοβολή) επικάλυψη, με φωσφορικό ασβέστιο ή είναι υβριδικές<sup>31</sup> Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγραφούν τα χαρακτηριστικά των προθέσεων που κυριαρχούν στη σημερινή κλινική χρήση προθέσεις με πορώδη επιφάνεια, με υδροξυαπατίτη και grit επικάλυψη.

##### 4.1 Προθέσεις με πορώδη επικάλυψη.

Σύγχρονες λουπόν χωρίς τσιμέντο προθέσεις περιλαμβάνουν αυτές με πορώδη επικάλυψη για ανάπτυξη οστίτη ιστού. Προθέσεις χωρίς τσιμέντο έχουν χρησιμοποιηθεί από το 1950 όπως είναι οι Austin Moore και Thompson για παρεκτοπισμένα βασηοανγενικά κατάγματα μηριαίου<sup>32</sup>. Πολλοί από αυτούς τους ασθενείς χρειάστηκαν μετατροπή σε ολική αρθροπλαστική λόγω διάβρωσης της κοτύλης και εμφάνιση πόνου στην βουβωνική χώρα. Στερέωση μιας πρόθεσης με τσιμέντο έχει το πλεονέκτημα της άμεσης και ισχυρής σύνδεσης με το οστό και της άμεσης και δραματικής μείωσης του πόνου. Αντίθετα το πλεονέκτημα μιας πρόθεσης χωρίς τσιμέντο είναι η δημιουργία μόνιμης σύνδεσης με το οστό. Οι Engh και Massin<sup>33</sup> έχουν δείξει ότι μόλις βιολογική στερέωση





επιτευχθεί το αποτέλεσμα δεν επηρεάζεται με την πάροδο του χρόνου. Αυτό δεν φαίνεται να ισχύει με τις προθέσεις με τσιμέντο όπου υπάρχει μία αναπόφευκτη μείωση της λειτουργικότητας των α. λόγω γήρανσης του τσιμέντου και β. λόγω περιφερικής κονιορτοποίησης του τσιμέντου, που αρχίζει αμέσως μετά την τοποθέτηση<sup>34</sup>. Ένα άλλο πλεονέκτημα των πρόθεσεων χωρίς τσιμέντο είναι ότι η απάντηση τους στην χαλάρωση είναι ο σχηματισμός νέου οστού<sup>35</sup>. Αντίθετα οι προθέσεις με τσιμέντο καταστρέφουν οστούς κατά την χαλάρωση<sup>36</sup>. Ένα μειονέκτημα των πρόθεσεων χωρίς τσιμέντο είναι ο πόνος στο μηριαίο που πολλοί ασθενείς περιγράφουν με διάφορα εμφυτεύματα<sup>37, 38</sup>. Σε *in vivo* μελέτες έχει δειχθεί ότι οστούς αναπτύσσεται σε αδρανή εμφυτεύματα με πορώδη επιφάνεια εφόσον οι διαστάσεις των πόρων είναι 100-400μm η πορώδης επιφάνεια 40-50% και η κίνηση ελάχιστη<sup>39</sup>. Η διαδικασία της ανάπτυξης οστίτη οστού σε γύρω από ένα πορώδες εμφύτευμα προσομοιάζει με αυτής της πάρωσης κατάγματος<sup>40</sup>. Δύο είναι τα βασικά στοιχεία για την επούλωση του οστικού τραύματος, κύτταρα που παράγουν οστούς και επαρκή αιμάτωση. Παρόλο που κινητοποιούνται οστεοκλάστες και οστεοβλάστες κύρια πηγή κυττάρων είναι αδιαφοροποίητα πρόδρομα κύτταρα που κινητοποιούνται από τον οστικό μυελό. Τα υπόλοιπα κύτταρα είναι αυτά που συμμετέχουν στην αντίδραση της φλεγμονής που ακολουθεί το ιστικό τραύμα.

Η διαδικασία της βιολογικής στερέωσης μιας πρόθεσης – *biologic fixation* – γύρω από μια πρόθεση πετυχαίνεται με την εξής χρονική αλληλουχία:

α. σταθερή αρχική στερέωση

β. επιτυχής ανάπτυξη οστίτη ιστού – *bone ingrowth*

γ. διατήρηση της σταθερότητας με αναδιαμόρφωση – *bone remodeling* – του οστού

Τα ερωτήματα που προκύπτουν είναι για τον καθορισμό των μεταβλητών που θα επηρεάσουν την αρχική στερέωση, την ανάπτυξη του οστίτη ιστού, την οστική αναδιαμόρφωση καθώς και αν υπάρχουν παράγοντες πρόβλεψης της βιολογικής στερέωσης στο οστούς. Η οστική ανακατασκευή είναι ένα σημαντικό βιολογικό φαινόμενο που παρατηρείται με την διόγκωση και αλλαγή του προσανατολισμού των οστικών δοκίδων κατά την δεύτερη μετεγχειρητική εβδομάδα και που στο



τέλος του πρώτου έτος καταλαμβάνουν όλο το χώρο μεταξύ πρόθεσης – οστού, με αποτέλεσμα την τελική σταθερότητα του εμφυτεύματος ή την αποτυχία του όπως συμβαίνει στην υποκλοπή φορτίων (stress shielding) από την μεταφορά φορτίων από το κεντρικό προς το περιφερικό τμήμα του ισχίου<sup>41</sup>.

Παράγοντες που επηρεάζουν την σταθερή αρχική στέρεωση και ανάπτυξη οστίτη ιστού<sup>42</sup>:

α. Η κατάλληλη μικροδομή της πορώδης επικάλυψης του εμφυτεύματος-εύρος και μέγεθος πόρων (100-400μm)<sup>39</sup>. Φαίνεται ότι η κεντρική 1/3 πορώδη επικάλυψη έχει καλύτερα αποτελέσματα από την κεντρική 2/3 και την εκτεταμένη<sup>43</sup>.

β. Όταν υπάρχει ελάχιστη κινητικότητα ανάμεσα στο οστόν και στο εμφύτευμα. Κίνηση που θα επιτρέψει την ανάπτυξη οστού σε πρόθεση Co-Cr είναι 28μm, ενώ >150μm αποτρέπει την ανάπτυξη οστίτη ιστού<sup>35</sup>.

γ. Υπάρχει πλήρης επαφή μεταξύ του οστού και του εμφυτεύματος- τα ελλείμματα μεταξύ οστού και πρόθεσης πρέπει να είναι <50microns<sup>44</sup>. Αυτό πετυχαίνεται με την κατάλληλη τεχνική «press fit» ή «line to line» οι οποίες περιγράφονται παρακάτω. Γενικά το εμφύτευμα πρέπει να είναι σε επαφή με τον φλοιό και όχι με το σπογγώδες οστόν αφού έτσι εμφανίζει μεγαλύτερη αντίσταση στις διατμητικές και στροφικές δυνάμεις που αναπτύσσονται<sup>45</sup>.

δ. Φυσιολογικός οστικός μεταβολισμός.

Οι μελέτες για την κατανόηση της βιολογικής στερέωσης βασίζονται σε μοντέλα ζώων και σε μελέτες υλικών που αφαιρέθηκαν από ασθενείς. Όπως προαναφέρθη η διαδικασία της βιολογικής στερέωσης είναι παρόμοια με την επούλωση του κατάγματος. Το πρώτο γεγονός είναι ο σχηματισμός αιματώματος και η ανάπτυξη μεσεγγυματικού ιστού που αντικαθίσταται από δικτυώτο οστίτη ιστό και κατόπιν με πεταλιώδη οστίτη ιστό. Όταν η βιολογική στερέωση αποτύχει τότε η πορώδη επιφάνεια του εμφυτεύματος καταλαμβάνεται από ινώδη ιστό. Αυτός ο τύπος στερέωσης είναι ανάλογος της ψευδάρθρωσης και οφείλεται σε παρόμοιες αιτίες, υπερβολική κίνηση ή ύπαρξη



κενών. Ινωχόνδρινος ιστός έχει παρατηρηθεί σε περιπτώσεις που υπήρχε κινητικότητα ανάμεσα σε εμφυτεύματα και οστών<sup>46</sup>. Η πρώτη πρόθεση με πορώδη επικάλυψη που χρησιμοποιήθηκε είναι η AML με ικανοποιητικά αποτελέσματα<sup>33</sup>.

#### 4.2 Προθέσεις με επικάλυψη grit blasted (τραχιά επιφάνεια σαν λεπτή αμμοβολή)

Μία άλλη μορφή βιολογικής στερέωσης είναι όταν το εμφύτευμα επικαλύπτεται με grit blast (αμμοβολή) δίνοντας έτσι σε αυτό μία ανώμαλη επιφάνεια όπου οστών αναπτύσσεται πάνω και ανάμεσα στις επιφάνειες (bone ongrowth - peak and valley). Υπάρχει γραμμική σχέση ανάμεσα στην τραχιά επιφάνεια του εμφυτεύματος και της ισχύς του. Η επιτυχία του στηρίζεται στο σχήμα του που πρέπει να είναι κωνοειδές και στην "press fit" τεχνική<sup>47, 48</sup>. Μειονεκτήματα είναι ότι οστών αναπτύσσεται μόνο στην τραχιά επιφάνεια, χρειάζεται άριστη τεχνική καλής εφαρμογής και εκτεταμένη επικάλυψη<sup>42, 47-49</sup>. Τα πρώτα τέτοια εμφυτεύματα ήταν το Zweymuller- Alloclassic<sup>48</sup> και στη συνέχεια το Zweymuller-Endoplus<sup>50</sup> με καλά αποτελέσματα το πρώτο και με μεγαλύτερη συχνότητα άσηπτης χαλάρωσης το δεύτερο.

#### 4.3 Προθέσεις με επικάλυψη υδροξυαπατίτη.

Η επικάλυψη με υδροξυαπατίτη HA άρχισε να χρησιμοποιείται σε εμφυτεύματα χωρίς τσιμέντο από το 1985<sup>51</sup>. Με εξαίρεση κυπέλια με λεία επιφάνεια τα εμφυτεύματα με υδροξυαπατίτη έχουν δείξει παρόμοια και ίσως λίγο καλύτερα αποτελέσματα από αυτά χωρίς αυτήν την επικάλυψη<sup>52</sup>. Ο υδροξυαπατίτης είναι οστεοεπαγωγικό στοιχείο και έχει αποδειχθεί ότι καλύπτει ελλείμματα μέχρι 1 mm με μικροκινήσεις έως 500 μm<sup>53</sup>. Η ανάπτυξη οστού αρχίζει με την διάλυση του υδροξυαπατίτη που με την σειρά του απελευθερώνει Ca και P δεσμεύοντας πρωτείνες επιτρέποντας έτσι στους οστεοβλάστες να προσκολληθούν στην επιφάνεια του εμφυτεύματος<sup>53, 54</sup>. Η πρώτη πρόθεση που χρησιμοποιήθηκε είναι η Opiifit με κεντρική 1/3 επικάλυψη του στελέχους και βιδωτό κυπέλιο<sup>55</sup>. Στα δώδεκα χρόνια είχε διατήρηση 97% για το μηριαίο στέλεχος και 93% για το κυπέλιο<sup>55</sup>. Σήμερα κυριαρχούν εμφυτεύματα με πορώδη και υδροξυαπατίτη επικάλυψη. Οι ιδιότητες του υδροξυαπατίτη όπως έχουν οριστεί από το 1986 πρέπει να είναι<sup>56, 57</sup>:



- α. Το πάχος του <50μ
- β. Πλήρης επικάλυψη του εμφυτεύματος
- γ. Ψεκασμός του εμφυτεύματος με HA πάνω απο 95%
- δ. Κρυσταλλότητα HA πάνω από 70%
- ε. Ισχύς στην τάση 65Μρα
- στ. Δοκιμασία κόπωσης πάνω από  $10^7$  σε κύκλους τάσης 8.3 Μρα.

Σήμερα έχουν κυριαρχήσει τα εμφυτεύματα με πορώδη και υδροξυαπατίτη επικάλυψη.

#### Τεχνικές τοποθέτησης εμφυτεύματων χωρίς τσιμέντο για αρχική σταθερή στερέωση.

Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τα εμφυτεύματα χωρίς τσιμέντο είναι δύο<sup>42</sup>:

α. Η τεχνική «press fit». Είναι τεχνική και όχι μέθοδος στερέωσης. Σύμφωνα με αυτήν γλυφανίζεται ο μηριαίος αυλός μέχρι το μέγεθος του στελέχους και τοποθετείται το στέλεχος το οποίο είναι ένα μέγεθος μεγαλύτερο. Το ίδιο γίνεται και στην κοτύλη όπου τοποθετείται κυπέλλιο ένα μέγεθος μεγαλύτερο από το γλύφανο. Προκαλείται έτσι αλλαγή της φοράς των φορτίων αναπτύσσοντας δυνάμεις συμπίεσης κάθετες προς τον οστικό φλοιό. Δυνητική επιπλοκή είναι το κάταγμα της κοτύλης λόγω μικρότερου γλυφανισμού.

β. Η τεχνική «line to line». Είναι τεχνική και όχι μέθοδος στερέωσης. Γλυφανίζεται ο μηριαίος αυλός και τοποθετείται στέλεχος ίδιου μεγέθους. Το ίδιο γίνεται και στην κοτύλη όπου χρησιμοποιούνται βίδες για την στερέωση της.

Και οι δύο τεχνικές αναφέρονται στην βιολογική στερέωση με την πρώτη να χρησιμοποιείται πιο συχνά. Αυτό που πρέπει να τονιστεί είναι ότι το εμφύτευμα πρέπει να εφάπτεται στον φλοιό γιατί το σπογγώδες οστό δεν μπορεί να μεταφέρει φορτία<sup>45</sup> (εικ. 18).





εικ.20 Το εμφύτευμα πρέπει να στηρίζεται στο φλοιό (Αρ) και όχι στο σπογγώδες οστόν(Δε).

## 5.ΑΠΩΛΕΙΑ ΟΣΤΟΥ ΜΕΤΑ ΑΠΟ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΞΧΙΟΥ- ΠΑΘΟΓΕΝΕΣΗ<sup>58</sup>.

Τρεις παράγοντες επηρεάζουν την διατήρηση της οστικής μάζας μετά ολική αρθροπλαστική ισχίου:

α.Η οστική αναδιαμόρφωση (bone remodeling) και το φαινόμενο υποκλοπής φορτίων ( stress shielding) που επηρεάζεται από το μέγεθος, την επιφάνεια και το υλικό κατασκευής της πρόθεσης.

β.Η απώλεια οστού λόγω οστεόλυσης που προκαλείται από τα προϊόντα φθοράς της πρόθεσης.

γ. Η απώλεια οστού λόγω φυσιολογικής γήρανσης.

Οστική αναδιαμόρφωση και φαινόμενο υποκλοπής φορτίων ( stress shielding)

Οστική αναδιαμόρφωση είναι όλες οι εκείνες οι σκελετικές διεργασίες που παρατηρούνται μετά την εισαγωγή της πρόθεσης και αποτελούν την απάντηση του οστού στο νέο μηχανικό περιβάλλον, με τελικό αποτέλεσμα το ταίριασμα των μηχανικών ιδιοτήτων της πρόθεσης με το οστόν και την

σταθερότητα αυτής. Χαρακτηριστικό παράδειγμα των σκελετικών διεργασιών είναι η υποκλοπή φορτίων (stress shielding) από το κεντρικό τμήμα του ισχίου στο περιφερικό τμήμα του στυλεού με συνέπεια την απορόφηση οστού κεντρικά και την υπερτροφία περιφερικά. Κανονικά τα φορτία πρέπει να μεταφέρονται από το οστόν. Η οστική προσαρμογή στο νέο περιβάλλον καθορίζεται από την παραμόρφωση του οστού από τα φορτία που δέχεται. Η υποκλοπή φορτίων είναι φαινόμενο που παρατηρείται σε όλους τους τύπους των εμφυτευμάτων<sup>59</sup>. Ειδικά χαρακτηριστικά και το υλικό κατασκευής της πρόθεσης μπορούν να επηρεάσουν την οστική αναδιαμόρφωση. Σε μία πειραματική μελέτη εξετάστηκαν μηριαία στα οποία είχε τοποθετηθεί μία πρόθεση από Co-Cr-Mb, Titanium, Composite ή PMMA και συγκρίθηκαν οι τιμές των strain υπό φόρτιση, που υποδυόταν μονοποδική στήριξη<sup>60</sup>. Στην έσω πλευρά του μηριαίου κεντρικά του ελάσσονα τροχαντήρα υπήρχε μεγάλο βαθμού stress shielding, χωρίς καμία διαφορά μεταξύ των διαφόρων υλικών κατασκευής της πρόθεσης. Περιφερικά του ελάσσονα τροχαντήρα υπήρχε διαφορά μόνο μεταξύ των προθέσεων από Co-Cr-Mb και Composite, από το 1 εκ μέχρι τα 6 εκ. Στην έξω πλευρά του μηριαίου, διαφορά υπήρχε πάλι μόνο μεταξύ των προθέσεων από Co-Cr-Mb και Composite από το ύψος του ελάσσονα τροχαντήρα μέχρι τα 7 εκ περιφερικά του. Παρ'όλο ότι υπάρχει μεγάλο stress shielding ανεξαρτήτου υλικού κατασκευής της πρόθεσης, δεν είναι απολύτως εξακριβωμένη η μακροχρόνια επίπτωσή του στη μακροβιότητα του μηριαίου στελέχους. Εμφυτεύματα με τσιμέντο είναι γενικά πιο εύκαμπτα και εμφανίζουν λιγότερη υποκλοπή φορτίων<sup>61</sup>. Ο κρίσιμος παράγοντας στην απώλεια οστού δεν είναι η δυσκαμψία του εμφυτεύματος αλλά η δυσκαμψία του σε σχέση με το μηριαίο οστόν<sup>59</sup>. Πολλές προσπάθειες έχουν γίνει για να εκτιμηθεί η περιπροσθετική οστική πυκνότητα, ακτινογραφίες<sup>62</sup>, μέτρηση οστικής πυκνότητας με τη χρήση DEXA<sup>63, 64</sup> με σκοπό την μελλοντική πρόβλεψη της πρόθεσης όσον αφορά την στερέωση της. Έχει βρεθεί για στελέχη με τσιμέντο η μεγαλύτερη απώλεια οστικού φλοιού παρατηρείται στην μεσότητα ενώ σε στελέχη χωρίς τσιμέντο στο κεντρικό τμήμα. Ωστόσο και οι δύο τύποι εμφανίζουν μεγάλη απώλεια οστού κεντρικά στον έσω φλοιό. Όπως έχει βρεθεί με την μέθοδο DEXA τα εμφυτεύματα με τσιμέντο παρουσιάζουν μεγαλύτερη απώλεια οστού<sup>65</sup> (πιν. 1).



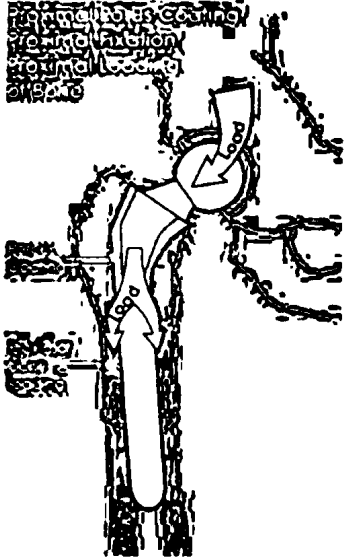
• Cement:	43-57 %
• AML(full porous):	34 %
• Proximal porous:	8-14 %

Πιν 1. Φαίνεται η κεντρική απώλεια οστού στον κάθε τύπο εμφυτεύματος

Έχει αποδειχθεί ότι αν το εμφύτευμα αποκτήσει σταθερότητα αρχικά περιφερικά και λιγότερο κεντρικά τότε αυξάνονται οι πιθανότητες να χαλαρώσει ή και να σπάσει<sup>43</sup>. Επίσης σε μελέτες με σκυλιά αποδείχθηκε ότι όσο πιο ισχυρός είναι ο δεσμός οστού – μετάλλου τόσο μεγαλύτερη είναι η απορρόφηση οστού<sup>66</sup>. Όπως έχει ήδη αναφερθεί τα εμφυτεύματα με διαφορετική πορώδη επικάλυψη εμφανίζουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες και μορφές βιολογικές στερέωσης<sup>43</sup>. Αυτό επηρεάζει την ευκαμψία του στυλεού, την μεταφορά φορτίων και επομένως την οστική αναδιαμόρφωση<sup>43,46</sup>.



Σε εμφύτευμα με κεντρική πορώδη επικάλυψη τα φορτία μεταφέρονται από το στέλεχος στο οστούν στην μετάφυση και στην κεντρική διάφυση, και το μηριαίο εμφανίζει κινητικότητα στο περιφερικό τμήμα του στυλεού που είναι χωρίς πόρους. Το κέρδος με αυτό τον τύπο εμφυτεύματος είναι ότι δεν χάνεται οστούν περιφερικά στο λείο τμήμα του<sup>43,67</sup>(εικ 19)



Εικ 21 Αριστερά φαίνεται η κατανομή φορτίων σε κεντρικής 1/3 πορώδης επικάλυψης εμφύτευμα και δεξιά φαίνεται αντίστοιχα η φθορά του.

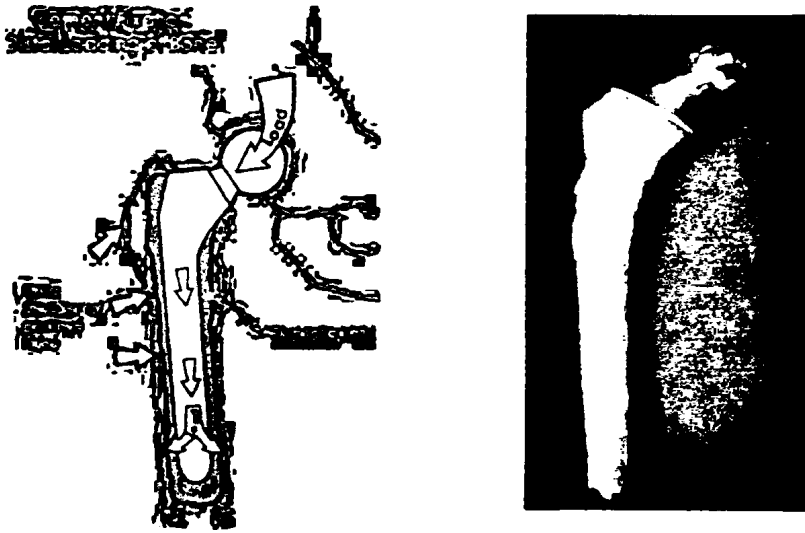


Σε εμφύτευμα με εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη όπου σε μεγαλύτερη ένταση στερέωση του στυλεού με το οστόύν φορτία μεταφέρονται από το κεντρικό στο περιφερικό τμήμα του με συνέπεια λόγω μη επαρκούς φόρτισης το κεντρικό τμήμα του οστού να εμφανίζει μεγάλη απώλεια<sup>43, 67, 68</sup> και σημεία φόρτισης να απεικονίζονται ακτινολογικά στο περιφερικό τμήμα του στυλεού(εικ.20).



εικ.20 Φαίνονται τα σημεία υπερφόρτισης και η φθορά του στελέχους περιφερικά.

Σε εμφύτευμα με τοιμένο τα φορτία μεταφέρονται από το στυλεό στο τοιμένο και στη συνέχεια στο οστόν. Παρατηρείται υποκλοπή φορτίων από το κεντρικό τμήμα προς το περιφερικό και κεντρική απώλεια οστού (εικ 21) καθώς το τοιμένο αυξάνει την δυσκαμψία του στυλεού<sup>65</sup>.



Εικ 23. Αριστερά φαίνεται η κατανομή των φορτίων σε στυλεό με τοιμένο και δεξιά στυλεός με τοιμένο.

Άλλος παράγοντας που επηρεάζει την ευκαμψία του στυλεού είναι το υλικό κατασκευής, το μέγεθος και η γεωμετρία του στυλεού<sup>43, 69</sup>. Το τιτάνιο είναι πιο ελαστικό από τον συνδυασμό κοβάλτιου με χρώμιο<sup>43, 69</sup>. Όσο πιο μεγάλο είναι το μέγεθος του στυλεού τόσο πιο δύσκαμπτο είναι, αφού η δυσκαμψία είναι ανάλογη με την τέταρτη δύναμη της ακτίνας του στυλεού<sup>43, 69</sup>. Όσο για την γεωμετρία του στυλεού έχει βρεθεί ότι κωνοειδή με σχισμή ή διχαλωτά στο περιφερικό τμήμα έχουν αυξημένη ελαστικότητα. Σήμερα έχουν επικρατήσει στις προθέσεις χωρίς τσιμέντο το τιτάνιο σαν βιολογικό ενεργό υλικό και το κωνοειδές σχήμα<sup>43, 70-72</sup>.

Πρέπει να τονιστεί ότι ασθενείς με υποκλοπή φορτίων και σταθερά εμφυτεύματα έχουν πολύ καλά αποτελέσματα<sup>73</sup>. Ωστόσο το φαινόμενο της υποκλοπής φορτίων δεν είναι χωρίς ενδιαφέρον και θα πρέπει να παρακολουθείται συστηματικά. Έχει αποδειχθεί σε ακτινολογική μελέτη<sup>43</sup> όταν η απορρόφηση οστού παρατηρείται σε πάνω από πέντε σημεία στο μηριαίο τότε τίθεται σε υποκείμενη χαλάρωση η πρόθεση και προβλήματα ανακύπτουν για την μελλοντική αναθεώρηση (εικ.22). Επίσης αυξάνονται και τα προϊόντα φθοράς και κατά συνέπεια η οστεόλυση.



Εικ 24. Αριστερά 1 χρόνο και δεξιά 5 χρόνια μετεγχειρητικά. Απεικονίζεται η απώλεια οστού.

Περίληπτικά να πούμε ότι παράγοντες που προδιαθέτουν σε υποκλοπή φορτίων σε πρόθεση χωρίς τσιμέντο είναι <sup>43, 61, 65-69, 73, 74,</sup>

α. η ελαστικότητα του στυλεού που έχει σχέση με το μέγεθος, την γεωμετρία και το υλικό κατασκευής

β. Η έκταση της πορώδους επικάλυψης

γ. Ηλικία του ασθενούς πάνω από 50.

δ. Ακτινολογική εικόνα βιολογικής στερέωσης.

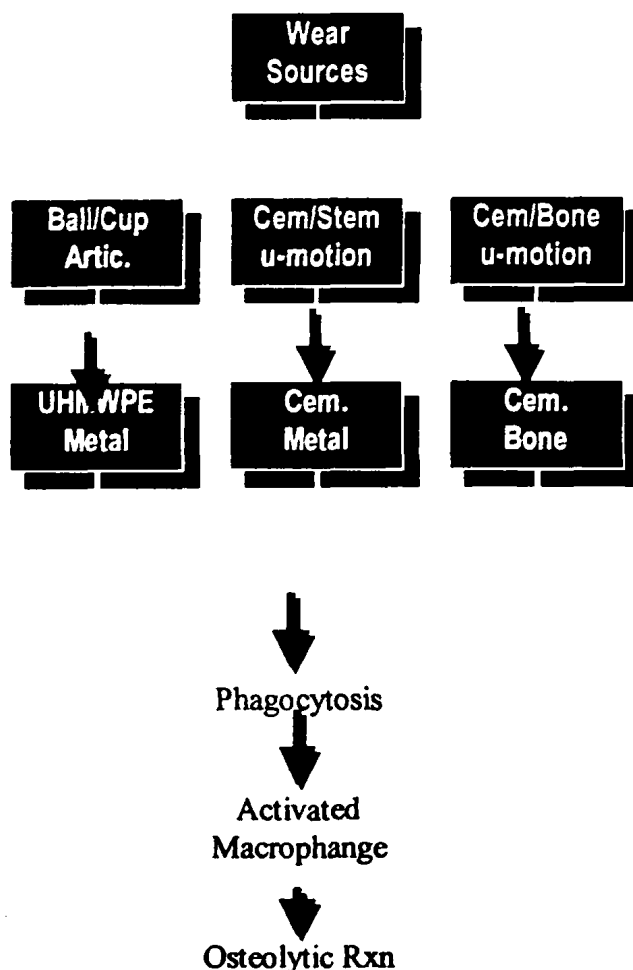


Περιγράφηκε πρώτα από τον Chamley<sup>75</sup> το 1975 σαν μια κυστική περιοχή με μακροφάγα γύρω από περιπροθητικά κατάγματα μηριαίου. Ένα χρόνο μετά ο Harris<sup>76</sup> περιγράφει τέσσερις περιπτώσεις με εκτεταμένη οστεόλυση σαν φλεγμονή ή όγκο. Σήμερα αποτελεί το πιο μελανό σημείο στην ολική αρθροπλαστική αφού είναι αποδεδειγμένο ότι 10-15% περίπου των πρωτοπαθών επεμβάσεων θα χρειαστούν αναθέωση σε 15-20 χρόνια λόγω οστεόλυσης<sup>77</sup>(εικ23).



Εικ25. Οστεολυτικές εστίες 8 χρόνια MTX

Η περιπροσθητική οστεόλυση αποτελεί μία απάντηση των κυττάρων στα σωματίδια φθοράς που παρμιγονται στους ιστούς μετά την ολική αρθροπλαστική. Παρατηρείται σε όλα τα είδη αρθροπλαστικών και με τσιμέντο και χωρίς τσιμέντο. Στην κοτύλη το πολυαιθυλένιο, το τσιμέντο, οι βιόδες και το μέταλλο έχουν ενοχοποιηθεί σαν εστία παραγωγής σωματιδίων. Ενώ στο μηριαίο έχει ενοχοποιηθεί το είδος της επικάλυψης, τα μη σταθερά τμήματα όπως σε modular ολικές καθώς και το ίδιο το στέλεχος<sup>58, 78</sup>(σχ.1).

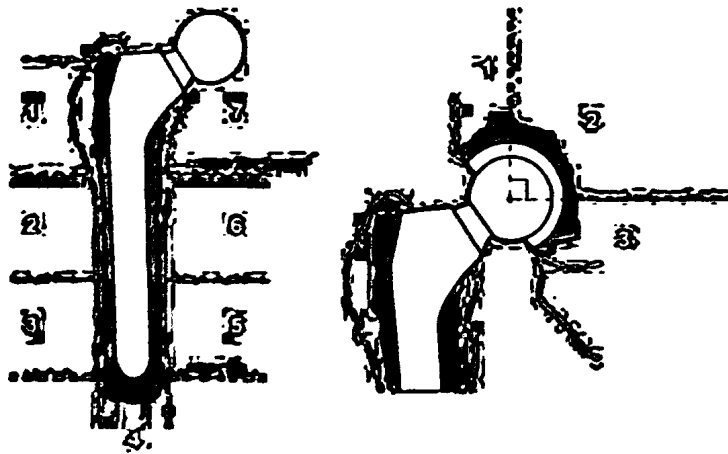


Σχ.1. Πηγές παραγωγής σωματιδίων φθοράς σε ολική αρθροπλαστική.

Τα κύτταρα που έχουν βρεθεί σε περιπροσθετική οστεόλυση είναι μακροφάγα, ινοβλάστες, και οστεοκλάστες. Εικάζεται ότι μακροφάγα συνθέτουν και απελευθερώνουν κυτοκίνες, αυξητικούς παράγοντες και πρωτεολυτικά ένζυμα. Έχουν απομονωθεί σε πολλές ανοσοιστοχημικές μελέτες ιστών από οστεολυτικές εστίες πληθώρα κυτοκινών και πρωτεολυτικών ενζύμων όπως IL 1, IL 6, IL 8, TNF- $\alpha$ , PGE2, κολλαγενάση και μεταλλοπρωτεϊνάσες<sup>79</sup>. Πρόσφατα η έρευνα έχει επικεντρωθεί



στον παράγοντα RANKL μία κυτοκίνη που δεσμεύεται στην μεμβράνη και αυξάνει την οστεοκλαστική δραστηριότητα. Η κυτοκίνη αυτή αναστέλεται από την οστεοπροτεγερίνη - OPG - που υπάρχει στην επιφάνεια των οστεοβλαστών. Έχει βρεθεί σε ιστούς με περιπροσθετική οστεόλυση διαταραχή της σχέσης RANKL/OPG με αύξηση του πρώτου<sup>80</sup>. Τα σωματίδια που παράγονται αυξάνουν την υδροστατική πίεση και διασκορπίζονται γύρω από το στυλεό, τις βίδες και το κυπέλλο<sup>78</sup>. Η πρόβλεψη ότι ένας ασθενής θα αναπτύξει οστεόλυση είναι δύσκολο να καθοριστεί. Ωστόσο έχουν καταγραφεί προδιαθεσικοί παράγοντες όπως νεαρή ηλικία, συγγενές εξάρθημα, οστεονέκρωση, και αυξημένη δραστηριότητα ασθενούς<sup>76, 81, 82</sup>. Επίσης έχει παρατηρηθεί αυξημένη φθορά σε τεχνητές κεφαλές από τιτάνιο σε προθέσεις από τιτάνιο με τσιμέντο καθώς και σε κεφαλές 32mm. Η κλινική αξιολόγηση του ασθενούς γίνεται με την κλίμακα Gruen<sup>83</sup> και την κλίμακα DeLee-Charnley<sup>84</sup> για το μηριαίο και την κοτύλη αντίστοιχα, σύμφωνα με τις οποίες το μηριαίο και η κοτύλη έχουν διαιρεθεί σε ζώνες και καταγράφεται η ύπαρξη ακτινολογικής εικόνας οστεόλυσης (εικ 24).



Εικ 26. Αρ. Ζώνες GRUEN Δεξ, Ζώνες DeLee



Ανακεφαλαιώνοντας όσον αφορά την οστεόλυση και από μελέτες προθέσεων που αναθεωρήθηκαν έχει βρεθεί ότι η τοπική αντίδραση των ιστών στα σωματίδια φθοράς έχει σαν αποτέλεσμα τον σχηματισμό κοκκιωματώδη ιστού που εισβάλλει μεταξύ οστού και εμφυτεύματος και προκαλεί την άσηπτη χαλάρωση αυτού<sup>85</sup>. Ελλείμματα στο τσιμέντο, μη κυκλοτερή πορώδη επικάλυψη και βίδες αποτελούν εστίες εισόδου για την επέκταση του κοκκιωματώδους ιστού<sup>82,86</sup>. Ωστόσο συνεχείς μελέτες τόσο σε σταθερά όσο και ασταθή εμφυτεύματα θα εμβαθύνουν τις γνώσεις μας στην αντιμετώπιση της οστεόλυσης και στην μακροβιότερη παραμονή αυτών.

## 6. ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΩΣΗΣ

Η εκτίμηση της βιολογικής στερέωσης γίνεται με την κλινική εξέταση κυρίως όμως με την ακτινολογική απεικόνιση, αφού ασταθή εμφυτεύματα δεν εμφανίζουν πάντα συμπτώματα αλλά και σταθερά εμφυτεύματα μπορεί να εμφανίσουν συμπτώματα. Η ακτινολογική παρακολούθηση του ασθενούς παρέχει πολύτιμες πληροφορίες και η προγνωστική αξία συγκεκριμένων ακτινογραφιών έχει τεκμηριωθεί<sup>87</sup>. Η αξιολόγηση γίνεται με την διαίρεση του μηριαίου σε επτά ζώνες Gruen<sup>83</sup>. Δύο είναι τα ακτινολογικά σημεία που δηλώνουν αν η πρόθεση έχει βιολογική στερέωση με οστική ενσωμάτωση<sup>43</sup>. Το ένα είναι η απουσία αντιδραστικών γραμμών γύρω από την πρόθεση και το άλλο είναι η παρουσία νέου οστού στα κενά μεταξύ των πόρων της πρόθεσης και στην οστική επιφάνεια. Αντίθετα η παρουσία προοδευτικής μετακίνησης της πρόθεσης είναι σημείο αστάθειας<sup>88-90</sup>. Γενικά υπάρχουν ακτινολογικά σημεία στερέωσης και αστάθειας. Σημεία τα οποία χαρακτηρίζονται μείζονα και άλλα που χαρακτηρίζονται ελάσσονα<sup>33,91</sup>.

Μείζονα σημεία οστικής ενσωμάτωσης είναι η απουσία αντιδραστικών γραμμών και η ανάπτυξη νέου οστού γύρω από την πρόθεση. Μείζων σημείο αστάθειας είναι η παρουσία εκτεταμένων αντιδραστικών γραμμών γύρω από την πρόθεση. Γενικά οι αντιδραστικές γραμμές θεωρούνται εκτεταμένες αν υπάρχουν σε έκταση >50% των ζώνων Gruen στην πορώδη επικάλυψη της πρόθεσης εκεί που φυσιολογικά αναμένεται ανάπτυξη νέου οστού. Αν παρατηρούνται σε έκταση μικρότερη δεν αξιολογούνται σαν σημείο αστάθειας<sup>90</sup>. Μετακίνηση της πρόθεσης πάνω από 2χιλ σε δύο ετήσιες





ακτινογραφίες θεωρείται μείζων σημείο αστάθειας. Αντιδραστικές γραμμές γύρω από το λείο τμήμα της πρόθεσης είναι σημείο κίνησης του εμφυτεύματος αλλά όχι αστάθειας εφόσον στο κεντρικό υπάρχει οστική ενσωμάτωση (πρόθεση με κεντρική 1/3 πορώδη επικάλυψη). Εάν το περιφερικό τμήμα του στελέχους εμφανίσει διεύρυνση του ενδομυελικού σωλήνα σε σχέση με προηγούμενη ακτινογραφία τότε θεωρείται ασταθές. Άλλο σημείο είναι η ύπαρξη οστικής βάσης – pedestal spot – στο περιφερικό τμήμα της πρόθεσης. Αν αυτή συνδέεται με το στέλεχος χωρίς να υπάρχει ακτινοδιαυγαστική γραμμή είναι σημείο σταθερότητας. Αντίθετα αν υπάρχει ακτινοδιαυγαστική γραμμή γύρω από την οστική βάση τότε το στέλεχος θεωρείται ασταθές<sup>90, 91</sup>. Γενικά η παρουσία νέου οστού στα κενά των πόρων κεντρικά θεωρείται ενδεικτικό στοιχείο οστικής ενσωμάτωσης. Συνέπεια αυτού είναι η ατροφία του φλοιού κεντρικά λόγω υποκλοπής φορτίων του φλοιού από το λιγότερο ελαστικό μηριαίο. Συχνά όμως τα σημεία αυτά μπορεί να απουσιάζουν και αυτό παρατηρείται σε ασθενείς με παχύ φλοιό, στενό ενδομυελικό σωλήνα και μικρού μεγέθους προθέση<sup>90, 91</sup>. Με την ακτινολογική παρακολούθηση του ασθενούς καταγράφεται η οστική αναδιαμόρφωση του μηριαίου. Παρατηρείται πάχυνση ή λέπτυνση του φλοιού συγκρίνοντας τον με τον φλοιό περιφερικά της πρόθεσης και οφείλεται στην κατανομή των φορτίων.

Με την μελέτη των ακτινογραφιών είναι δυνατή η περιγραφή της στερέωσης του εμφυτεύματος η οποία μπορεί να είναι είτε σταθερή με οστική ενσωμάτωση, ή σταθερή με ανάπτυξη ινώδους ιστού ή ασταθής<sup>33, 37, 88, 91, 92</sup>. Σταθερή με οστική ενσωμάτωση είναι η πρόθεση χωρίς μετακίνηση και χωρίς ή με ελάχιστες ακτινοδιαυγαστικές γραμμές. Σταθερή με ινώδη ιστό είναι η πρόθεση χωρίς ή με ελάχιστη μετακίνηση και με εκτεταμένες ακτινοδιαυγαστικές γραμμές που διαχωρίζονται από αυτήν με ακτινοσκοπικό διάστημα ενός χιλιοστού<sup>89, 91</sup>. Ασταθής είναι η πρόθεση που παρουσιάζει προοδευτική μετακίνηση και εκτεταμένες ακτινοδιαυγαστικές γραμμές μεγάλου εύρους<sup>88, 90, 91</sup>. Όσον αφορά την πρόθεση με σταθερή ινώδη στερέωση δεν μπορεί να γίνει πρόβλεψη πριν τον πρώτο με δεύτερο χρόνο όπου αναμένεται να στερεωθεί με την ανάπτυξη ισχυρού ινώδους ιστού<sup>33</sup>. Στην προσθιοπίσθια και πλάγια ακτινογραφία ελέγχεται η επαφή της πρόθεσης με τον φλοιό η οποία δεν πρέπει να είναι σε απόσταση πάνω από 2χιλ. στην προσθιοπίσθια στην πλάγια ακτινογραφία<sup>37, 92</sup>. Στην πλάγια ακτινογραφία θα πρέπει η πρόθεση να έχει σε τρία τουλάχιστον σημεία επαφή με τον φλοιό<sup>37, 92</sup>. Αν η πρόθεση έχει απόσταση από τον φλοιό πάνω από 2 χιλ και 3 χιλ στην προσθιοπίσθια



και στην πλάγια ακτινογραφία τότε η πλήρωση θεωρείται πτωχή<sup>37, 92</sup>. Επίσης αξιολογείται η υπερτροφία του φλοιού κεντρικά καθώς και η πυκνότητα του περιφερικά. Αναμένεται σε πρόθεση με πλήρη εφαρμογή υπερτροφία του φλοιού κεντρικά και ατροφία αμέσως κεντρικότερα από αυτό το σημείο. Τέλος ελέγχεται προεγχειρητικά ο φλοιός 4εκ. περιφερικά του ελάσσονα τροχαντήρα, σαν η αναλογία του εύρους του ενδομυελικού αυλού προς το πάχος του φλοιού σαν σημείο αναφοράς για μετεγχειρητική παρακολούθηση της οστικής απορρόφησης<sup>37, 92</sup>.

Γενικά η οστική ενσωμάτωση παρατηρείται αρχικά στις περιοχές που η πρόθεση είναι σε πλήρη επαφή με τον ενδοστικό φλοιό. Επίσης για την οστική ενσωμάτωση και βιολογική στερέωση της πρόθεσης πρέπει να τοποθετηθεί σε απόλυτη επαφή με τον ενδοστικό φλοιό και να πληρώσει πλήρως τον ισθμό του μηριαίου. Εμφυτεύματα που δεν καλύπτουν πλήρως τον ισθμό μπορεί να στερεωθούν με ινώδη ιστό όμως εμφανίζουν χαμηλή κλινική αξιολόγηση<sup>37, 92-94</sup>. Το αποτέλεσμα της πρόθεσης χωρίς τσιμέντο καθορίζεται από πολλούς παράγοντες όπως το σχήμα, η ποιότητα του οστού και η χειρουργική τεχνική. Η πρώτη μετεγχειρητική ακτινογραφία έχει ιδιαίτερη σημασία αφού εκτός ότι θα απεικονίζει την πλήρωση του ενδομυελικού αυλού θα είναι και σημείο αναφοράς για την παρακολούθηση της οστικής αναδιαμόρφωσης. Γενικά ο ελάχιστος αριθμός κάθε νέας πρόθεσης για να ελεγχθεί η λειτουργία της είναι 50 και το ελάχιστο χρονικό διάστημα παρακολούθησης 2 χρόνια<sup>90</sup>.

#### **7. Πόνος στο μηριαίο συχνά ανασταλτικός παράγοντας στην αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο .**

Πόνος στο μηριαίο μετά από ολική αρθροπλαστική ισχίου χωρίς τσιμέντο εμφανίζεται σε ποσοστό 1%-28% και συχνά επηρεάζει αρνητικά την επιτυχία της επέμβασης<sup>95, 96</sup>. Η αιτιολογία παραμένει αδιευκρίνιστη. Εικάζεται ότι είναι σημείο αστάθειας<sup>88, 91</sup>. Άλλη άποψη είναι ότι οφείλεται σε μεγάλο εμφύτευμα με στενή πλήρωση της διάφυσης<sup>96</sup>. Ενώ υπάρχει και η άποψη ότι πρόκειται για καλόηθες φαινόμενο λόγω διαφοράς ελαστικότητας ανάμεσα στην διάφυση και σε βιολογικά στερεωμένο εμφύτευμα κεντρικά<sup>89, 96</sup>. Τελευταία εμφανίστηκε η εκδοχή της αναγέννησης των αισθητικών νεύρων στο μυελικό αυλό τα οποία καταστρέφονται κατά την τοποθέτηση της πρόθεσης. Όταν αυτά



παραμείνουν ή αναγεννηθούν είναι δυνατό λόγω αύξησης της πίεσης να εκλύεται πόνος<sup>97</sup>. Η ύπαρξη αύλακας στο περιφερικό τμήμα της πρόθεσης που ελαττώνει την δυσκαμψία της συμβάλει στην μείωση της συχνότητας εμφάνισης του φαινομένου<sup>98</sup>. Επίσης έχει δειχθεί ότι εμφανίζεται με μικρότερη συχνότητα σε εμφυτεύματα από τιτάνιο που είναι πιο εύκαμπτα από εμφυτεύματα από κοβάλτιο-χρώμιο<sup>99</sup>.

Γενικά ο πόνος στο μηριαίο μπορεί να ερμηνευτεί ως εξής<sup>96, 100, 101</sup>:

α. Απουσία πόνου δηλώνει ότι τα εμφυτεύματα έχουν τοποθετηθεί σωστά και είναι σε εξέλιξη φυσιολογικά η οστική ενσωμάτωση.

β. Ύπαρξη πόνου από την αρχή: 1. το εμφύτευμα είναι μικρότερο από τον αυλό και καθυστερεί η βιολογική στερέωση η οποία μπορεί να επιταχυνθεί με ινώδη κάλυψη εφόσον ο ασθενής παραμείνει στην μερική φόρτιση. 2. Άνιση κατανομή φορτίων, όταν το στέλεχος είναι αρκετά μεγάλο και εφαρμόζει πλήρως υπερφορτίζοντας τον μηριαίο φλοιό. Μπορεί να απεικονιστεί με υπερτροφία του φλοιού είτε περιφερικά είτε στο τέλος της πρόθεσης ανάλογα με τον σχεδιασμό της. Τα συμπτώματα προηγούνται της ακτινογραφίας. Μόλις η υπερτροφία σταθεροποιηθεί ο πόνος εξαφανίζεται. Τότε στην ακτινογραφία μπορεί να απεικονιστεί προοδευτική οστεοπενία κεντρικά της υπερτροφίας. 3. Καθυστερημένη πόρωση όπου η απάντηση του οστού στην πρόθεση είναι νωθρή και βραδεία όπως συχνά παρατηρείται σε ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα. Γενικά ύπαρξη πόνου από την αρχή δηλώνει τον λανθασμένο σχεδιασμό εμφυτεύματος και οστού που οδηγεί σε αύξηση της περιφερικής κατανομής φορτίων.

γ. Αιφνίδια εμφάνιση πόνου πάνω από τον γόνατο δεν είναι συχνό γεγονός, μπορεί όμως να προκληθεί ύστερα από έντονη φυσική δραστηριότητα 18-24 μήνες μετεγχειρητικά. Υποχωρεί με ανάπαυση.

δ. Επίμονος πόνος που αυξάνει με την πάροδο του χρόνου μπορεί να οφείλεται σε άσηπτη χαλάρωση ή σε φλεγμονή.



## 8.ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΡΟΘΕΣΗΣ

Ο σκοπός της ολικής αντικατάστασης της άρθρωσης του ισχίου είναι να ανακουφίσει τον ασθενή από τον πόνο και να πετύχει μία φυσιολογική λειτουργία του ισχίου. Οι αναθεωρητικές επεμβάσεις του ισχίου είναι δύσκολες, επικίνδυνες για τον ασθενή και συχνά μη ικανοποιητικές για τον χειρουργό. Κατά συνέπεια ο χειρουργός θα πρέπει να εξασφαλίσει το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα στην πρώτη επέμβαση. Συμπεραίνεται δε από την βιβλιογραφία των τελευταίων τριάντα χρόνων της ιστορίας των ολικών αρθροπλαστικών ισχίων ότι πέντε είναι τα βασικά στοιχεία της επέμβασης αυτής<sup>102, 103</sup>:

α. Προεγχειρητικός σχεδιασμός

β.Επιλογή πρόθεσης

γ.Χειρουργική τεχνική (προσπέλαση, προσανατολισμός,στερέωση)

δ.Χαλάρωση και απώλεια οστού

ε. Μακροχρόνια παρακολούθηση των ασθενών και καταγραφή ακτινολογικών και κλινικών δεδομένων.

Γενικά η επιτυχία της επέμβασης βασίζεται σε τρία απαραίτητα στοιχεία:

α. Η σωστή επιλογή και προετοιμασία του ασθενούς

β. Η άρτια οργανωμένη χειρουργική επέμβαση

γ. Η σωστή επιλογή της πρόθεσης.



### 8.1 Επιλογή – Συνέντευξη ασθενούς<sup>104, 105</sup>

Η αρχική εξέταση του ασθενούς από τον χειρουργό είναι καθοριστική. Τόσο ο χειρουργός όσο και ο ασθενής πρέπει να θεωρήσουν την επέμβαση σαν μια μακροχρόνια συνεργασία. Η τοποθέτηση μιας πρόθεσης είναι μονόδρομος καθώς συχνά οι επιπλοκές χρειάζονται νέα επέμβαση. Πρέπει λοιπόν να αναλυθούν όλες οι λεπτομέρειες.

Ιστορικό. Ο ασθενής πρέπει να αισθανθεί άνετος να περιγράψει το πρόβλημα του. Ο χαρακτήρας του πόνου ερευνάται διεξοδικά. Διαφορική διάγνωση περιλαμβάνουν άλλες αιτίες όπως βουβωνοκήλη, κήλη μεσοσπονδυλίου δίσκου, σπονδυλική στένωση, αποφρακτική αγγειοπάθεια και όγκοι της οσφυοειράς περιοχής. Εκτιμάται η χρονιότητα του πόνου, οι κινήσεις που εκλύεται καθώς και η δραστηριότητα και το επάγγελμα του ασθενούς. Πολλές φορές ο ασθενής χρειάζεται να αλλάξει επάγγελμα λόγω των περιορισμών που προκαλεί η επέμβαση. Είναι επίσης σημαντικό να ξέρει ο χειρουργός τις θεραπείες που έχει δοκιμάσει ο ασθενής και εάν έχει υποβληθεί σε ενδοαρθρική έγχυση φαρμάκου. Στη συνέχεια ερευνάται το καρδιολογικό ιστορικό και αν υπάρχουν ενδείξεις ο ασθενής θα πρέπει να υποβληθεί σε καρδιολογικό έλεγχο. Κατόπιν εξετάζεται το ουροποιητικό σύστημα για δύο λόγους. Πρώτον γιατί μία ουρολογική λοίμωξη είναι πιθανή αιτία μετεγχειρητικής φλεγμονής και δεύτερον γιατί διαταραχές του προστάτη μπορούν να ταλαιπωρήσουν τον ασθενή μετεγχειρητικά και να θέσουν σε κίνδυνο την ολική. Το χρονικό διάστημα 6 εβδομάδων μετά από επέμβαση προστατεκτομής θεωρείται ασφαλές για την πραγματοποίηση της ολικής αρθροπλαστικής, Τέλος ένα πλήρες ιστορικό λήψης φαρμάκων - όπως στεροειδή, μη στεροειδή αντιφλεγμονώδη, σαλικυλικά, κουμαρινικά - είναι απαραίτητο αφού πολλές φορές τα φάρμακα αυτά παρουσιάζουν συνέργεια με τα φάρμακα της επέμβασης.

Οικογενειακό ιστορικό. Είναι σημαντικό - αν και δεν είναι απόλυτο - την μακροβιότητα των συγγενών του ασθενούς για να καθορίσει αδρά την διάρκεια που θα πρέπει να διατηρηθεί το εμφύτευμα.

Ψυχολογικοί παράγοντες. Η ψυχολογική και κοινωνική κατάσταση του ασθενούς πρέπει να αξιολογηθεί επαρκώς. Άγχος, κατάθλιψη και άλλες τυχόν διαταραχές πρέπει να καταγραφούν, Ο



χειρουργός πρέπει να εκτιμά τον ασθενή και να τον αντιμετωπίζει σαν ένα μελλοντικό συνεργάτη. Εάν ο ασθενής είναι αρνητικός η και επιθετικός με προηγούμενους γιατρούς το ίδιο μπορεί να επαναληφθεί μετεγχειρητικά προς τον χειρουργό.

Ενημέρωση-Εκπαίδευση. Ο ασθενής ενημερώνεται για την επιτυχία της επέμβασης αλλά και για τις επιπλοκές που μπορεί να υπάρξουν. Ο ηλικιωμένος ασθενής συχνά ανησυχεί για την θνησιμότητα της επέμβασης που πρέπει ο χειρουργός να τον καθυσηχάσει καθώς το ποσοστό είναι κάτω από το 1%. Η πιθανότητα θρομβοφλεβίτιδας και πνευμονικής εμβολής περιγράφεται καθώς και τα μέτρα προφύλαξης. Η μέθοδος αναισθησίας και οι κίνδυνοι της αναλύονται. Επίσης ο χειρουργός αναφέρει στον ασθενή την πιθανότητα αντίδρασης στην μετάγγιση αίματος, φλεγμονής, νευρικής βλάβης, εξαρθήματος και ανισοσκελίας. Τέλος εκπαιδεύεται για το είδος της αναλγησίας και της αποκατάστασης που θα ακολουθήσει καθώς και για το χρονικό διάστημα αποχής από την εργασία του.

Όλα αυτά αναφέρονται με λεπτομέρεια στον ασθενή και του παρέχονται γραπτές οδηγίες έτσι ώστε να αποφασίσει ο ίδιος για την επέμβαση.

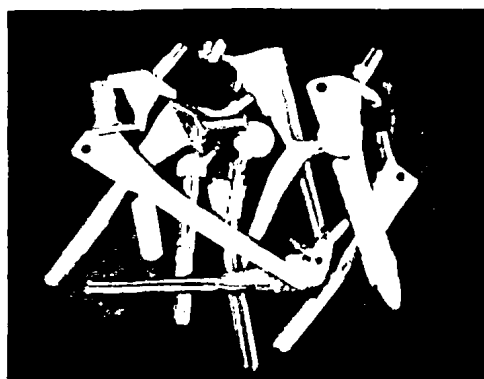
### **8.2 Τι ρόλο έχει η επιλογή της πρόθεσης στην επιτυχία της επέμβασης**

Σήμερα με την πληθώρα των προθέσεων (εικ25-σχ.2) που κυκλοφορούν ίσως να φαίνεται η επιλογή της πρόθεσης από τον χειρουργό εύκολο θέμα να αντιμετωπίσει, το οποίο όμως δεν αντιστοιχεί στην πραγματικότητα όπως θα αναλύσουμε παρακάτω. Η Νορβηγική Εταιρεία παρουσίασε 398 μηνιαίες προθέσεις και 422 διαφορετικά κυπέλια<sup>106</sup>. Άμεση αποτυχία της επέμβασης συνήθως οφείλεται σε τεχνικά λάθη όπως κακή τοποθέτηση των υλικών, τραυματισμό μαλακών μορίων ή οστού. Όψιμη αποτυχία οφείλεται συνήθως στο υλικό και στην αντίδραση του ξενιστή προς αυτό.



Proximal Body: taper, straight, bow  
Stem Design: round, square, taper, straight,  
bow, slotted, hollow, splines  
Surface Coating: porous, grid, smooth, HA,  
hybrid

εικ.27 Είδη προθέσεων



Το 1994 το Εθνικό Ινστιτούτο της Υγείας στην Αμερική ανακοίνωσε ότι η υβριδική αρθροπλαστική με κυπέλιο χωρίς τσιμέντο και στέλεχος με τσιμέντο έχει καλά και μακροχρόνια αποτελέσματα<sup>107</sup>. Σήμερα δεν φαίνεται να ισχύει αφού επικρατεί η τάση για εμφυτεύματα χωρίς τσιμέντο κυρίως για νεαρή ηλικία και το τσιμέντο προτιμάται για ηλικιωμένα και άτομα με παθολογική ποιότητα οστού.

### 8.3 Παράγοντες ασθενούς που επηρεάζουν την επιλογή της πρόθεσης.

Η άποψη ότι κάποια εμφυτεύματα ταιριάζουν σε ασθενείς ανάλογα την ηλικία, το βάρος, το φύλο και άλλα κριτήρια δεν φαίνεται να επικρατεί. Η επικρατούσα άποψη είναι ότι προθέσεις χωρίς τσιμέντο είναι η καλύτερη επιλογή για τους νεαρούς ασθενείς. Υπάρχει

όμως και το γεγονός της διατήρησης 70% των προθέσεων με τσιμέντο για 20 με 25 χρόνια<sup>108, 109</sup>. Προθέσεις με τσιμέντο προτιμούνται για μηριαία με σχήμα μπουριού σόμπας – stonveripe – καθώς προθέσεις χωρίς τσιμέντο πρώτον δεν εφαρμόζουν σωστά και δεύτερο τα ευμεγέθη στελέχη που χρειάζονται σε αυτήν την περίπτωση φέρουν την πιθανότητα μηριαίο πόνου<sup>96</sup>. Επιπλέον οι προθέσεις με τσιμέντο επιλέγονται και για το χαμηλό κόστος τους. Η προεγχειρητική εκπαίδευση και ενημέρωση του ασθενούς μειώνει τις επιλοκές, τα αναλγητικά και την παραμονή την παραμονή στο νοσοκομείο<sup>105</sup>. Χειρουργοί με μικρό ετήσιο αριθμό επεμβάσεων πρέπει να υιοθετήσουν μία πρόθεση με εξαιρετά κλινικά αποτελέσματα αφού έχει βρεθεί ότι όταν δοκιμάζουν νέες προθέσεις αυξάνεται η νοσηρότητα και η θνητότητα του ασθενούς, το κόστος και η παραμονή στο νοσοκομείο<sup>110, 111</sup>.

Ιδανικά χαρακτηριστικά που πρέπει να έχει μία πρόθεση<sup>112</sup>.

α. Χαμηλό δείκτη φθοράς,

β. Χαμηλό δείκτη χαλάρωσης

γ. Εύκολη τοποθέτηση ακόμα και από χειρουργούς με μικρή εμπειρία.

δ. Άμεσα διαθέσιμη

ε. Χαμηλό κόστος

στ. Παρέχει πλήρη τροχιά και σταθερότητα

ζ. Διατηρεί αρκετό οστόν

η. Αντοχή στην φλεγμονή

θ. Ευκολία στην αναθεώρηση





#### 8.4 Αρνητικά στοιχεία που επηρεάζουν την επιλογή πρόθεσης<sup>112</sup>.

α. Πολλές προθέσεις

β. Δεν υπάρχει κλίμακα αξιολόγησης για την ποιότητα της πρόθεσης. Πρέπει ο χειρουργός να δημιουργήσει.

γ. Συνεχής διαφήμιση για νέες προθέσεις με λύσεις σε προβλήματα παλαιών. Χρειάζεται συνεχή αξιολόγηση κάθε νέας πρόθεσης.

δ. Αν και ο όγκος των πληροφοριών είναι μεγάλος η εξέλιξη της γνώσης είναι βραδεία. Δεν υπάρχει συστηματική μετα-ανάλυση.

ε. Εταιρίες αναθεωρούν παλαιά εμφυτεύματα διατηρώντας το αρχικό όνομα έτσι μπορεί να επιλεγεί πρόθεση με άγνωστα κλινικά αποτελέσματα. Ο χειρουργός πρέπει να βασίζεται στην επιστήμη και όχι στην διαφήμιση.

στ. Εταιρίες δίνουν έμφαση στην επιλογή της πρόθεσης υποτιμώντας την χειρουργική τεχνική.

ζ. Ο χειρουργός εκπαιδεύεται σε ένα μικρό αριθμό προθέσεων και αποκτά θετική στάση προς αυτές πολλές φορές χωρίς να ανταποκρίνεται στις ανάγκες του ασθενούς.

η. Ο χειρουργός επηρεάζεται από εκπαιδευτές, τεχνικούς, συναδέλφους και βασίζεται σε ανέκδοτες προσωπικές εμπειρίες. Πρέπει αντικειμενικά να εκτιμώνται οι ανάγκες του ασθενούς με βάση την βιβλιογραφία και τα αποτελέσματα να ανακοινώνονται.

ι. Ο χειρουργός φαίνεται να μην υπολογίζει το κόστος γεγονός το οποίο είναι ασύμβατο με την άσκηση της χειρουργικής σήμερα.



Ποιά πρέπει να είναι η ελάχιστη δημοσιευμένη επιτυχία μιας πρόθεσης ώστε να μπορεί να επιλεγθεί

Υπάρχουν ελάχιστες τυχαιοποιημένες και ελεγχόμενες μελέτες. Για την απλοποίηση της επολογής και αξιολόγησης της ποιότητας μιας πρόθεσης υπάρχει το σύστημα ταξινόμησης A,B,C που βασίζεται σε αυστηρές συνθήκες και ορισμούς<sup>113</sup>.

Κατηγορία A. Προθέσεις σε αυτή την κατηγορία παράγουν άριστα αποτελέσματα εφ'όσον τοποθετηθούν με την σωστή τεχνική. Πρόκειται για προθέσεις με ποσοστό αποτυχίας <5% μετά τα 10 χρόνια και με ελάχιστό αριθμό 300 (5/10/300). Τα αποτελέσματα πρέπει να έχουν δημοσιευτούν σε έγκριτα περιοδικά.

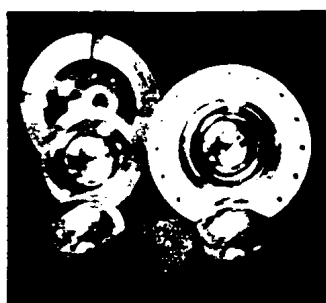
Κατηγορία B. Πρόκειται για ένα μεταβατικό στάδιο προς την κατηγορία A. Αφορά προθέσεις με άριστα βραχυχρόνια αποτελέσματα τουλάχιστον πέρα των δύο χρόνων. Αν και οι ασθενείς ενημερώνονται για την ποιότητα της πρόθεσης είναι στην κρίση του χειρουργού αν θα την χρησιμοποιήσει. Αποτυχία της πρόθεσης να περάσει την κατηγορία A υπαινίσσεται κατώτερο προϊόν.

Κατηγορία C. Πρόκειται για προθέσεις που είναι σε κλινικό και εργαστηριακό έλεγχο πριν χρησιμοποιηθούν στην κλινική πράξη.



### 8.5 Ποιές είναι οι καλύτερες επιφάνειες φόρτισης.

Επιφάνειες φόρτισης μπορεί να είναι τεχνητή κεφαλή από μέταλλο (κοβάλτιο - χρώμιο) και κυπέλιο από πολυαιθυλένιο, συνδυασμοί κεραμικού ή μέταλλο με μέταλλο (εικ 26-27).



Εικ28 Πάνω αριστερά μέταλλο με μέταλλο, κάτω αριστερά κεραμικό και δεξιά μέταλλο με πολυαιθυλένιο.

Σημασία έχουν οι φορτιζόμενες επιφάνειες για την παραγωγή προϊόντων φθοράς και τριβής (εικ.28). Το μέταλλο με το πολυαιθυλένιο χρησιμοποιείται εδώ και τριάντα χρόνια και έχει επικρατήσει σήμερα με ρυθμό φθοράς 0.05χι/έτος<sup>114</sup>. Το πολυαιθυλένιο έχει

βελτιωθεί καθώς έχει απομακρυνθεί το στεατικό ασβέστιο και παράγεται ενσωματωμένο στο κυπέλλο (εικ29) που έχει λιγότερη φθορά<sup>115</sup>. Επίσης για την αποστείρωση του χρησιμοποιείται γ- ακτινοβολία σε αδρανή αέρια και όχι σε οξυγόνο όπου έχει αποδειχτεί ότι έχει περισσότερη φθορά. Τελευταία για την αύξηση της αντοχής του πολυαιθυλενίου στην τριβή προστέθηκαν οι διασταυρούμενοι δεσμοί που όμως ελαττώνουν τις μηχανικές ιδιότητες του<sup>116</sup>. Όσο για τις κεφαλές οι κεραμικές από οξείδιο του αργιλίου ή του ζirkονίου - έχουν επικρατήσει με ρυθμό φθοράς 0.016χλ/έτος<sup>117</sup>.



Εικ29. Φαίνεται η φθορά του πολυαιθυλενίου



Εικ30. Παραγωγή συμπιεσμένου πολυαιθυλενίου.

Όσο για τις επιφάνειες μέταλλο με μέταλλο αν και παράγουν λιγότερα σωματίδια ερωτηματικά υπάρχουν για την καρδιοτοξικότητα, νεφροτοξικότητα και καρκινογένεση των μεταλλικών ιόντων που απελευθερώνουν<sup>118</sup>.

### 8.6 Ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που πρέπει να υπολογίζονται στο σχεδιασμό μιας πρόθεσης χωρίς τσιμέντο<sup>119</sup>

α. Ευκολία στην τοποθέτηση. Η μηριαία πρόθεση και τα εργαλεία για την τοποθέτηση της πρέπει να είναι έτσι σχεδιασμένα ώστε η πρόθεση να μπορεί να τοποθετηθεί με όλες τις προσελάσεις. Η προσθιοπλάγια είναι πιο δύσκολη τεχνικά από την πλάγια και την οπισθοπλάγια προσπέλαση και συχνά χρειάζεται οστεοτομία του τροχαντήρα. Το πιο κρίσιμο στοιχείο της πρόθεσης σχετικά με την ευκολία τοποθέτησης της είναι το περιφερικό τμήμα το οποίο δεν χρησιμοποιείται για μεταφορά φορτίου, αφού αυτή πρέπει να πετυχαίνεται στο κεντρικό τμήμα, που εισάγεται με προσεκτικό γλυφανισμό και πλήρη εφαρμογή στον φλοιό. Έτσι ο γλυφανισμός του ενδοστικού φλοιού περιφερικά δεν είναι απαραίτητος. Το μήκος και η διάμετρος του στελέχους πρέπει να είναι τέτοιο ώστε να μην χρειάζεται ενδοστικό γλυφανισμό της διάφυσης και να ενισχύει την μεταφορά φορτίων περιφερικά. Ο χειρουργός πρέπει κατά την τοποθέτηση πάντα να έχει στην σκέψη του την αποφυγή υποκλοπής φορτίων κεντρικά.

β. Έλεγχο στην πρόσθια απόκλιση. Η πρόσθια απόκλιση του μηριαίου πρέπει να υπολογίζεται πάντα σε σχέση με την θέση του κυπέλιου αφού δεν μπορεί να καθοριστεί χωριστά από την πρόσθια απόκλιση της κοτύλης. Το κυπέλιο μπορεί να τοποθετηθεί είτε α) σε θέση που να ανταποκρίνεται στην μεταφορά φορτίων και αξιοποιώντας το οστόν που υπάρχει για να έχει πλήρη κάλυψη είτε β)



σε θέση που να αξιοποιείται η κίνηση, η σταθερότητα και η ισχύς του ισχίου χωρίς να υπολογίζεται η μεταφορά φορτίων. Στην πρώτη περίπτωση η σταθερότητα του ισχίου θα εξαρτάται από την πρόσθια απόκλιση του μηριαίου, την μυϊκή τάση και το μήκος του άκρου. Στην δεύτερη περίπτωση θα υπάρχει εντοπισμένη συγκέντρωση φορτίων καθώς η εμβιομηχανική λειτουργία του ισχίου δεν θα είναι ιδανική προς όφελος της μηχανικής. Μπορεί οι δύο μέθοδοι να συνδυαστούν τοποθετώντας το κυπέλιο σε θέση που να έχει οστική κάλυψη και χρησιμοποιώντας πολυαιθυλένιο με γείσο αξιοποιώντας την μηχανική λειτουργία του ισχίου. Με αυτόν τον τρόπο η μηριαία πρόθεση μπορεί να τοποθετηθεί σε ιδανική ανατομική θέση με ικανοποιητική λειτουργία του ισχίου τροποποιώντας την πρόσθια απόκλιση και τον συχένα της πρόθεσης. Αυτή η επιλογή απαιτεί ορθογώνια ή κωνοειδή σχήματα στο κεντρικό τμήμα της πρόθεσης με ποικίλες γωνίες πρόσθιας απόκλισης. Άλλη εναλλακτική λύση είναι επιτευχθεί η πρόσθια απόκλιση τροποποιώντας την θέση της πρόθεσης στο κεντρικό τμήμα του μηριαίου. Με αυτήν την επιλογή απαιτείται ελεπτικό σχήμα της πρόθεσης για να επιτευχθεί η δυνατότητα της τροποποίησης της πρόσθιας απόκλισης ενώ έχει τοποθετηθεί η πρόθεση. Η πρώτη επιλογή είναι η επικρατούσα αφού επιτρέπει η πρόθεση να σχεδιαστεί έτσι ώστε να έχει την απόλυτη εφαρμογή στο μηριαίο.

γ. Ευκολία στην τροποποίηση του μήκος του άκρου. Αυτό πετυχαίνεται είτε τοποθετώντας την πρόθεση στην ιδανική θέση για το μήκος του άκρου χωρίς να υπολογίζεται η ιδανική θέση για την μεταφορά φορτίων. Είτε τοποθετώντας την πρόθεση σε θέση ιδανική για την μεταφορά φορτίων και για την σταθερότητα τροποποιώντας το μήκος του άκρου με τεχνητές κεφαλές με ποικίλου βαθμού αυχένες. Η δεύτερη επιλογή είναι η επικρατέστερη.

δ. Ευκολία στην τροποποίηση του μοχλοβραχίονα των απαγωγών. Αυτό επιτυγχάνεται αλλάζοντας την γωνία του αυχένα για κάθε μέγεθος πρέπει να υπάρχουν τρεις με τέσσερις γωνίες αυχένα ώστε να ρυθμίζεται ο μοχλοβραχίονας των απαγωγών για την καλύτερη εμβιομηχανική λειτουργία του ισχίου.

ε. Ευκολία στην αναθεώρηση που σημαίνει ότι είναι έτσι σχεδιασμένη η πρόθεση ώστε να μπορεί να αφαιρεθεί χωρίς την καταστροφή μεγάλου οστικού τεμαχίου. Αυτό απαιτεί την απουσία κολλάρου



και ειδικά σχεδιασμένων σημείων ώστε να μπορούν να τοποθετηθούν οστεοτόμοι ή πριόνια για να αφαιρέσουν οστούν από το μεσοδιάστημα πρόθεσης – οστού.

στ. Η πρόθεση θα πρέπει να είναι διαθέσιμη σε εύλογο χρονικό διάστημα και το κόστος της συμβατό με τις δυνατότητες του συστήματος υγείας.

### 9. Εξατομικευμένη Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου – Custom Made

Η ολική αρθροπλαστική ισχίου θεωρείται σήμερα η πιο πετυχημένη επέμβαση την Ορθοπαιδική, παρέχοντας στον ασθενή ανακούφιση από τον πόνο και δυνατότητα για επιστροφή στην καθημερινή δραστηριότητα. Η ολική αρθροπλαστική ισχίου με τσιμέντο έχει αποδείξει την εγκυρότητα της σε μεγάλο αριθμό ασθενών και με μακρό χρόνο παρακολούθησης<sup>120, 121</sup>. Ωστόσο τα μη καινοπονητικά αποτελέσματα σε ασθενείς κάτω των πενήντα ετών<sup>122, 123</sup> και οι δυσκολίες που υπήρχαν κατά την αναθεώρηση των έφεραν στο προσκήνιο τις ολικές χωρίς τσιμέντο.

Πλήρη εφαρμογή της πρόθεσης στην διάφυση θεωρήθηκε από την αρχή βασικό στοιχείο των ολικών χωρίς τσιμέντο<sup>29, 43</sup>. Λόγω της ποικιλίας της μορφολογίας του μηριαίου<sup>124</sup> η καλή εφαρμογή – fit – και πλήρωση – fill – του μηριαίου καναλιού έγιναν σημαντικά στοιχεία στο σχεδιασμό των ολικών χωρίς τσιμέντο<sup>125</sup>, ιδιαίτερα για την αντιμετώπιση της υποκλοπής φορτίων<sup>41</sup>. Κατά την δεκαετία 1980-1990 προθέσεις χωρίς τσιμέντο έδειξαν καινοπονητικά αποτελέσματα στην θεραπεία της εκφυλιστικής οστεοαρθρίτιδας του ισχίου. Ωστόσο προβλήματα ανέκυψαν όπως διεγχειρητικά κατάγματα, χαλάρωση, απώλεια οστού, οστεόλυση και άλγος στο μηριαίο. Πολλά από τα προβλήματα αυτά αποδόθηκαν στην όχι καλή επαφή της πρόθεσης με το μηριαίο λόγω της μεγάλης ποικιλίας του σχήματος και του μεγέθους του μηριαίου<sup>124, 126</sup>. Επίσης μεγάλη πρόσθια απόκλιση του μηριαίου ή αυξημένη συστολή του κεντρικού τμήματος είχαν σαν αποτέλεσμα η



πρόθεση να μην εφαρμόζει σωστά και να οδηγείται σε χαλάρωση. Επιπλέον σε μηριαία με παραμορφωμένη την ανατομία και σε περιπτώσεις με μεγάλη ανισοσκελία δεν υπήρχαν κατάλληλες προθέσεις. Τα προβλήματα αυτά ήταν η αιτία για την κατασκευή των εξατομικευμένων μηριαίων προθέσεων έτσι ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη εφαρμογή της πρόθεσης με σύγχρονη βελτίωση της εμβιομηχανικής του ισχίου<sup>126-130</sup>.

Πλήρη εφαρμογή της πρόθεσης στο μηριαίο αυλό είναι απαραίτητο στοιχείο για την αξονική και στροφική σταθερότητα. Ωστόσο πλήρης εφαρμογή και πλήρωση είναι δύσκολο να επιτευχθεί λόγω της ανατομικής γεωμετρίας του κεντρικού μηριαίου. Τρεις λύσεις υπάρχουν: α. να υπάρχουν πολλά μεγέθη, β. εξατομικευμένη πρόθεση και γ. modular προθέσεις.

### 9.1 Ανατομία του κεντρικού τμήματος του μηριαίου αυλού

Το σχήμα και μέγεθος του μηριαίου αυλού έγινε θέμα μελέτης όταν άρχισαν να χρησιμοποιούνται οι προθέσεις χωρίς τσιμέντο. Σε μελέτη με 200 πτωματικά μηριαία εξετάστηκε πλήρως ο μηριαίος αυλός<sup>124</sup> με ακτινογραφίες, ενώ σε άλλη μελέτη<sup>131</sup> εξετάστηκε ο μηριαίος αυλός με αξονική τομογραφία όπου βρέθηκε διαφορά 1,6-3χιλ ανάμεσα στην μέτρηση του αξονικού και στην πραγματική διάσταση του αυλού. Αργότερα βελτιώθηκε η ακρίβεια του αξονικού και η μέση διαφορά ήταν  $0.8 \pm 0.7$ χιλ ενώ με τις απλές ακτινογραφίες ήταν  $2.4 \pm 1.4$ χιλ. Με τις απλές ακτινογραφίες υπήρχαν αξιόλογα τεχνικά λάθη λόγω ανεπαρκούς ελέγχου της μεγέθυνσης<sup>132</sup> και η επίδραση της συστροφής του μηριαίου στην μέτρηση των διαστάσεων της κεντρικής μετάφυσης<sup>133</sup>.

Έτσι τριών διαστάσεων ανατομική ανακατασκευή του μηριαίου με αξονικό τομογράφο έγινε η βάση για τον σχεδιασμό της μηριαίας πρόθεσης<sup>125, 134</sup>. Στη συνέχεια πολλά συστήματα δημοσιεύτηκαν για τον σχεδιασμό προθέσεων με την καλύτερη εφαρμογή και πλήρωση του μηριαίου αυλού<sup>126, 128, 130, 135-139</sup>. Ελάχιστες από αυτές τις δημοσιεύσεις παρουσίασαν την ακρίβεια του συστήματος που χρησιμοποιούσαν<sup>126, 128, 139</sup>.

### 9.2 Ενδοοστική ανατομία του μηριαίου





Έχει πλήρως περιγραφεί ότι υπάρχει μεγάλη ποικιλία στο σχήμα και στο μέγεθος του μηριαίου οστού<sup>124</sup>. Το μέσο εύρος του μηριαίου καναλιού 20χιλ πάνω από τον ελάσσονα τροχαντήρα έχει βρεθεί ότι είναι 45,5χιλ (31,0-60,0χιλ)<sup>124</sup>. Στην ίδια μελέτη το άνοιγμα του μηριαίου κεντρικά προς περιφερικά υπολογίστηκε σαν η αναλογία του εύρους 20χιλ πάνω από τον ελάσσονα τροχαντήρα προς το εύρος στο πιο στενό σημείο που είναι ο ισθμός του μηριαίου και είναι 2,4-7,0χιλ. Σύμφωνα με αυτή την μελέτη διακρίνονται τρία σχήματα μηριαίου· τύπου σωλήνα με εύρος καναλιού <3χιλ, φυσιολογικά με εύρος 3-4,7χιλ και σχήμα μπουκάλας με εύρος >4,7χιλ και με συχνότητα 9%, 83% και 8% αντίστοιχα<sup>124</sup>. Η ποικιλία στο σχήμα και στην μορφολογία του μηριαίου απαντάται σε όλες τις μελέτες της μορφολογίας του μηριαίου καναλιού με τιμές άλλοτε παρόμοιες, μικρότερες ή και μεγαλύτερες<sup>129, 140, 141</sup>. Οι διαφορές αυτές οφείλονται σε διαφορετικές τεχνικές μέτρησης. Ωστόσο επιβεβαιώνεται η μεγάλη ποικιλία της μορφολογίας του μηριαίου. Μεγάλη ποικιλία υπάρχει και στην μετάφυση 20χιλ πάνω και 40 χιλ κάτω από τον ελάσσονα τροχαντήρα<sup>141</sup>. Στην ίδια μελέτη βρέθηκε διαφορά εως και 10° τόσο στην πρόσθια απόκλιση όσο και στην συστροφή του μηριαίου. Επιπλέον έχει περιγραφεί ότι με την πάροδο της ηλικίας η διάμετρος του μυελικού σωλήνα αυξάνει ανά δεκαετία 1,3 χιλ επηρεάζοντας το σχήμα του καναλιού<sup>142, 143</sup>. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται με την ίδια συχνότητα και μετά την αρθροπλαστική<sup>62, 144, 145</sup>. Από τις παραπάνω μελέτες παρατηρείται ότι δεν υπάρχει πλήρη συσχέτιση μεταξύ της εξωτερικής μορφολογίας του μηριαίου και της εσωτερικής ανατομίας και είναι αδύνατη η πρόβλεψη της εσωτερικής ανατομίας σε όλες τις διαστάσεις σε επίπεδο ακριβείας 1-2χιλ που απαιτείται για την οστική ανάπτυξη. Επιπλέον λόγω της πρόσθιας κλίσης του μηριαίου αν τοποθετηθεί ένα ευθύ στέλεχος αυτό θα έχει κλίση προς τον οπίσθιο φλοιό και το χωρίζει αρκετή ποσότητα σπογγώδους οστού από τον πρόσθιο φλοιό. Αντίθετα αν τοποθετηθεί ανατομικό στέλεχος τότε μπορεί να έχουμε πρόσκρουση της άκρης του στυλεού στον πρόσθιο φλοιό. Συμπερασματικά όσον αφορά τον σχεδιασμό της μηριαίας πρόθεσης δεν μπορεί να σχεδιαστεί με βάση μια ανατομική μορφολογία και με αυξομειώσεις των διαστάσεων του. Υπολογίσθηκε για το όριο του 1χιλ μεταξύ οστού και πρόθεσης απαιτούνται 17 διαφορετικές μηριαίες πρόθεσεις<sup>124</sup>. Ενώ αν τεθεί το όριο των 2χιλ απαιτούνται 8 μηριαίες προθέσεις<sup>124</sup>.

### 9.3 Εφαρμογή και Πλήρωση (Fit and Fill) των πρόθεσεων χωρίς τσιμέντο.



Η εφαρμογή της πρόθεσης καθορίζεται σαν την αναλογία της επιφάνειας που έρχεται σε πλήρη επαφή με τον ενδοστικό φλοιό προς την συνολική επιφάνεια της πρόθεσης στην περιοχή που μελετάται. Η πλήρωση καθορίζεται σαν την αναλογία του όγκου της πρόθεσης προς την διάμετρο του καναλιού στην περιοχή που μελετάται. Στην ακτινογραφία η πλήρωση εκτιμάται σαν την αναλογία του εύρους της πρόθεσης προς το εύρος του μηριαίου καναλιού. Η εφαρμογή και πλήρωση μπορεί να εκτιμηθεί σε όλη την πρόθεση ή χωριστά σε περιοχές όπως στις ζώνες Gruen<sup>83</sup>. Μετεγχειρητικά η πλήρωση και εφαρμογή μιας πρόθεσης έχει μελετηθεί με ακτινογραφίες σε πολλές μελέτες, άλλοτε στον ισθμό, άλλοτε στην μετάφυση και άλλοτε στην διάφυση<sup>88, 146-148</sup>. Ωστόσο διαπιστώθηκαν σημαντικά λάθη στην εκτίμηση της εφαρμογής και πλήρωσης μιας πρόθεσης με ακτινογραφίες<sup>149</sup>. Επικρατεί η άποψη ότι η εκτίμηση της εφαρμογής και πλήρωσης μιας πρόθεσης επιτυγχάνεται σαφέστερα με την αξονική τομογραφία και με εγκάρσιες τομές και αφού εξουδετερωθούν οι αντιδράσεις του μετάλλου<sup>149, 150</sup>. Σε μελέτη με πλαστικά οστά και έλεγχο μετά με εγκάρσια τομή παρατηρήθηκε καλύτερη πλήρωση και εφαρμογή (<1χιλ μεταξύ πρόθεσης - φλοιού) εξατομικευμένης πρόθεσης σε σχέση με ανατομικά και ευθεία εμφυτεύματα που δοκιμάστηκαν<sup>125</sup>.

#### 9.4 Ο ρόλος της εφαρμογής και πλήρωσης στις μικροκινήσεις

Δύο τύποι κίνησης της μηριαίας πρόθεσης στο μηριαίο κανάλι έχουν περιγραφεί: α. μία δυναμική κίνηση σε απάντηση του φορτίου που δέχεται και β. μη αναστρέψιμη παρέκτοπιση στο κανάλι με την πάροδο του χρόνου<sup>151, 152</sup>. Πειράματα με πτωματικά μηριαία έχουν δείξει ότι αυξημένη μικροκίνηση και μετακίνηση του στελέχους παρατηρείται σε μη πλήρη εφαρμογή του από ότι σε πλήρη<sup>124, 153</sup>. Επίσης η χρήση κολλάρου εμποδίζει την μετακίνηση του εμφυτεύματος<sup>153</sup> αν και από πολλούς αμφισβητείται. Το κύριο φορτίο που δέχεται η πρόθεση έχει κατεύθυνση προσθια και άνω ένω αυξάνει σημαντικά κατά την ανάβαση σκαλιών<sup>154</sup>. Αυτό προκαλεί στην πρόθεση μία τάση να περιστραφεί προς τα πίσω<sup>152, 155, 156</sup>. Προθέσεις χωρίς τσιμέντο είναι πιο επιρρεπείς στην στροφική αυτή κίνηση από τις πρόθεσεις με τσιμέντο<sup>156</sup>.

Η σημασία της πλήρους εφαρμογής της πρόθεσης στην μετάφυση ώστε να μειωθούν οι στροφικές μικροκινήσεις έχει τονιστεί ιδιαίτερα σε πολλές μελέτες<sup>157, 158</sup>. Κεντρικής στήριξης ανατομικές



προθέσεις έχουν αποδειχθεί πιο σταθερές ( $26\pm 7\mu\text{m}$ ) υπό την επίδραση στροφικού φορτίου από ότι ευθείες προθέσεις ( $77\pm 58\mu\text{m}$ ) που χρειάζονται τσιμέντο κεντρικά για να σταθεροποιηθούν<sup>157</sup>. Σε μελέτη σύγκρισης συμμετρικών, ασύμμετρων και εξατομικευμένων ασύμμετρων προθέσεων παρατηρήθηκε ότι οι συμμετρικές προθέσεις είχαν μεγαλύτερη μετατόπιση σε στροφική φόρτιση από τις άλλες δύο κατηγορίες που είχαν παρόμοια μετατόπιση<sup>159</sup>. Σε αξονική φόρτιση δεν υπήρχαν διαφορές. Σε άλλη μελέτη που συγκρίθηκαν ανατομικές εξατομικευμένες προθέσεις με τροποποιημένες εξατομικευμένες (περιφερικό τμήμα στενό και κωνοειδές) παρατηρήθηκε καλύτερη αρχική στερέωση και μικρότερη μετατόπιση σε στροφική φόρτιση της εξατομικευμένης πρόθεσης από την ανατομική<sup>160</sup>. Σε μελέτη όπου η περιφερική πλήρωση ήταν η μόνη μεταβλητή η στροφική σταθερότητα επιτεύχθηκε με καλύτερη περιφερική πλήρωση με γλυφανισμό του αυλού με μικρότερο γλύφانو από το μέγεθος του στυλεού<sup>161</sup>. Αυτό προκαλεί περιφερική στήριξη και κεντρική αποφόρτιση. Η στροφική σταθερότητα η οποία παρέχεται από την πλήρη περιφερική εφαρμογή επηρεάζεται από το σχήμα της πρόθεσης· προθέσεις με περιφερική φαρδιά αύλακα είναι πιο σταθερές από προθέσεις με περιφερική στενή σχισμή<sup>162, 163</sup>.

#### 9.5 Επίδραση της εφαρμογής και πλήρωσης της πρόθεσης στην μεταφορά φορτίων και στην οστική αναδιαμόρφωση.

Η κατανομή των φορτίων εξαρτάται από τον σχεδιασμό και την πλήρη εφαρμογή και πλήρωση της πρόθεσης<sup>134, 164-166</sup>. Επομένως αν μετά την ολική αρθροπλαστική φορτία δεν επιδρουν στην μετάφυση απώλεια οστού θα παρατηρηθεί στην μετάφυση ενώ αυξημένη φόρτιση θα παρατηρηθεί στο περιφερικό τμήμα του στυλεού<sup>165</sup>. Αυτή η υποκλοπή φορτίων από την μετάφυση είναι μεγαλύτερη στα στελέχη με τσιμέντο<sup>164-167</sup>. Ένα στέλεχος με κολλάρο (με τσιμέντο ή χωρίς) μπορεί να μειώσει την υποκλοπή φορτίων ιδιαίτερα αν είναι χαλαρή η περιφερική εφαρμογή<sup>134, 167</sup>. Ωστόσο αν υπάρχει πλήρη εφαρμογή στην διάφυση απώλεια οστού στην μετάφυση θα παρατηρηθεί ανεξάρτητα την ύπαρξη κολλαρού<sup>134</sup>. Απόλυτη εφαρμογή και πλήρωση – μεγάλο και ογκώδες στέλεχος σε σχέση με τον αυλό- προκαλεί διαταραχές στην ομαλή μεταφορά φορτίων<sup>134, 165</sup> αν και έχει πλήρως διευκρινιστεί ότι η πλήρης και ακριβής πλήρωση και εφαρμογή του στελέχους επιτρέπει την ομαλή κατανομή των φορτίων<sup>167</sup>.



Στην σύγκριση ασύμμετρων και συμμετρικών εξατομικευμένων προθέσεων φάνηκε στις συμμετρικές προθέσεις τα φορτία στο έσω τμήμα της μετάφυσης ήταν σχεδόν φυσιολογικά από ότι στις ασύμμετρες όπου υπήρχε άνιση κατανομή στο πρόσθιο τμήμα της μετάφυσης<sup>166</sup>.

Τα χαρακτηριστικά στοιχεία κάθε πρόθεσης και οι επιδράσεις των στην κατανομή φορτίων έχουν μελετηθεί επαρκώς είτε με αξονική τομογραφία είτε με πεπερασμένη ανάλυση είτε με τη ποσοτική SPECT ανάλυση της πρόσληψης<sup>65, 168</sup>.

Η έκταση της πορώδης επικάλυψης και η ακαμψία του στελέχους επειτύνουν την υποκλοπή φορτίων από την μετάφυση<sup>61, 169, 170</sup>. Η ύπαρξη κολλάρου μπορεί να καθυστερήσει την κεντρική απώλεια οστού αλλά με την πάροδο του χρόνου και την χαλάρωση του κολλάρου αυξάνεται η απώλεια οστού<sup>170</sup>. Ένας τρόπος να ελαττώθει η απώλεια οστού στην μετάφυση είναι γλυφανισμός του περιφερικού αυλού με μεγάλο γλύφανο έτσι ώστε να υπάρχει άνετη εφαρμογή της πρόθεσης περιφερικά<sup>169</sup>.

Η οστική αναδιαμόρφωση μπορεί να εκτιμηθεί ποιοτικά ακτινολογικά με την απορρόφηση οστού – απώλεια της πυκνότητας και του πάχους του φλοιού – και την υπερτροφία του φλοιού<sup>171, 172</sup>. Παρά το γεγονός ότι έχει καταγραφεί σε πολλές σειρές η οστική αναδιαμόρφωση με διαφορετικά στελέχη, δεν έχει καταγραφεί σε σχέση με την μεταφυσιακή - διαφυσιακή πλήρωση και εφαρμογή της πρόθεσης. Σε σειρές με εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη με δύο χρόνια παρακολούθηση, απώλεια οστού κεντρικά παρατηρήθηκε δυο φορές πιο συχνά στις προθέσεις με απόλυτη εφαρμογή περιφερικά από ότι στις προθέσεις χωρίς πλήρη περιφερική εφαρμογή περιφερικά<sup>88</sup>. Η χρήση κολλάρου με πλήρη εφαρμογή έδειξε υπερτροφία του σπογγώδες οστού στην μετάφυση παρόλο που υπήρχε πλήρη και σφιχτή εφαρμογή περιφερικά<sup>147, 153</sup>. Αντίθετα όχι πλήρη εφαρμογή του κολλάρου σχετίζεται με κεντρική απορρόφηση ακόμα και όταν περιφερικά υπήρχε πλήρη εφαρμογή. Σε μελέτες με στελέχη κεντρικής πορώδης επικάλυψης παρατηρήθηκε περιφερική υπερτροφία στις ζώνες Gruen III, V σε 25-35% των περιπτώσεων<sup>147</sup>. Σε αντίθεση σε άλλη μελέτη αποδείχθηκε σαφής συσχέτιση της μεταφυσιακής πλήρωσης με την διατήρηση οστού στην μετάφυση<sup>147</sup>.



Μετεγχειρητικά η μείωση της οστικής πυκνότητας παρατηρείται τους πρώτους 6 με 9 μήνες αν και μείωση οστικής πυκνότητας παρατηρείται 5 με 7 χρόνια μετεγχειρητικά<sup>63, 173</sup>. Η μεγαλύτερη απώλεια οστού παρατηρείται στο έσω και οπίσθιο τμήμα της μετάφυσης (calcar, Gruen 7). Στελέχη μακριά με εκτεταμένη πορώδη κάλυψη ανέδειξαν 35-45% απώλεια οστού στον οπίσθιοέσω φλοιό της μετάφυσης<sup>63</sup>. Στελέχη με κεντρική πορώδη επικάλυψη είτε ανατομικά είτε ευθέα ανέδειξαν 15-35% απώλεια οστού<sup>64, 173, 174</sup>. Χρησιμοποιώντας modular στελέχη για καλύτερη μεταφυσιακή εφαρμογή ανέδειξε 20% απώλεια οστού<sup>63</sup> χωρίς όμως κάποιο πλεονέκτημα σε σχέση με τις προθέσεις κεντρικής επικάλυψης<sup>173</sup>. Η αντίστοιχη απώλεια οστού με εξατομικευμένα στελέχη ήταν 12%<sup>175, 176</sup>.

Η οστική αναδιαμόρφωση του μηριαίου μετά από ολική αρθροπλαστική επηρεάζεται και από άλλους παράγοντες εκτός από το σχήμα του στελέχους. Ο υδροξυαπατίτης στην κεντρική επιφάνεια αυξάνει την οστική πυκνότητα γύρω από το στέλεχος<sup>173</sup>. Προθέσεις με μεγάλη διάμετρο προκαλούν ελάττωση της οστικής πυκνότητας από τα στελέχη με μικρή διάμετρο<sup>177</sup>. Επίσης το ίδιο παρατηρείται στις προθέσεις από κοβάλτιο-χρώμιο σε σχέση με τις προθέσεις από τιτάνιο<sup>174</sup>.

#### 9.6 Επίδραση της πλήρωσης και εφαρμογής μιας πρόθεσης στα κλινικά αποτελέσματα

Ανεπαρκή πλήρωση του μηριαίου καναλιού θεωρείται η κύρια αιτία αποτυχίας, χαλάρωσης και μετατόπισης πρόθεσης είτε κεντρικής<sup>147, 178-180</sup> είτε εκτεταμένης πορώδους επικάλυψης<sup>171, 181</sup>. Περιγράφεται ότι η πλήρη περιφερική εφαρμογή και πλήρωση σε στελέχη περιφερικής πλήρωσης έχει σαν αποτέλεσμα λιγότερο μηριαίο άλγος καθώς το μηριαίο άλγος ήταν πιο συχνό σε στελέχη με χαλαρή πεεριφερική πλήρωση<sup>88, 153</sup>. Σε άλλη μελέτη παρατηρήθηκε ότι το μηριαίο άλγος ήταν αποτέλεσμα ανεπαρκούς κεντρικής σταθερής στήριξης και μεταφορά φορτίων περιφερικά<sup>100</sup>. Στελέχη με κεντρική πορώδη επικάλυψη 50% των ασθενών με ελλιπή μεταφυσιακή πλήρωση είχαν μηριαίο άλγος<sup>146</sup>.

Η συσχέτιση της πλήρωσης και εφαρμογής με τα κλινικά αποτελέσματα περιγράφεται επαρκώς σε στελέχη με κεντρική πορώδη επικάλυψη<sup>147</sup>. Ασηπτη χαλάρωση συσχετίστηκε με ανεπαρκή πλήρωση τόσο στην μετάφυση όσο και στην διάφυση ενώ η μετατόπιση του στελέχους περιορίζεται από την απόλυτη πλήρωση στην μετάφυση αλλά και στην διάφυση και καλύτερα κλινικά αποτελέσματα



παρατηρήθηκαν με καλύτερη πλήρωση στην διάφυση. Σε μικρή σειρά και με μικρό χρόνο παρακολούθησης βρέθηκε ότι σε προθέσεις με εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη δεν ήταν τόσο απόλυτη η συσχέτιση του κλινικού αποτελέσματος με την πλήρη εφαρμογή και πλήρωση<sup>182</sup>. Σε άλλη μελέτη με παρόμοια στελέχη παρατηρήθηκαν ικανοποιητικά αποτελέσματα με καλή εφαρμογή είτε στην μετάφυση είτε στην διάφυση<sup>183</sup>.

Παρόλο τις παραπάνω μελέτες υπάρχουν πολλές αναφορές με προθέσεις χωρίς τσιμέντο με καλά αποτελέσματα χωρίς να υπάρχει καλή πλήρωση και εφαρμογή στο μηριαίο κανάλι<sup>184, 185</sup>.

### 10. Κλινικά αποτελέσματα σε προθέσεις χωρίς τσιμέντο

Η πρόθεση Lord - από κοβάλτιο-χρώμιο με εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη και πλήρη εφαρμογή στην διάφυση<sup>24</sup> - είχε 98% διατήρηση μετά από δέκα χρόνια<sup>186</sup> ενώ σε άλλη μελέτη είχε 100% σε επτά χρόνια<sup>187</sup>. Υπήρξε αξιόλογη απώλεια οστού στην μετάφυση, ενώ παρατηρήθηκαν και τρεις θραύσεις υλικών<sup>187</sup>.

Η πρόθεση Anatomic Medullary Locking από κοβάλτιο-χρώμιο με πορώδη επικάλυψη πάνω από 80% και με σχήμα ευθύ<sup>91, 181</sup>. Μακροχρόνια παρακολούθηση της πρόθεσης απέδειξε άριστα αποτελέσματα με διατήρηση της πρόθεσης 97% στα δέκα χρόνια<sup>181, 188</sup>. Η ίδια πρόθεση αλλά με μικρότερη σε έκταση πορώδη επικάλυψη είχε αυξημένη συχνότητα μηριαίου άλγους<sup>181</sup>. Αναθεώρηση της πρόθεσης παρατηρήθηκε με συχνότητα 1/50 (2%) σε χρονικό διάστημα πάνω από 7 χρόνια<sup>183</sup>. Απώλεια οστού κεντρικά εμφανίστηκε με συχνότητα 18%-50%<sup>43, 88, 171, 189</sup> χωρίς όμως να είναι κλινικά σημαντικό<sup>189</sup>. Τέλος θραύση υλικού έχει περιγραφεί<sup>181, 188</sup>.

#### 10.1 Ισοελαστικές προθέσεις

Μεταφορά φορτίων από την πρόθεση στο γειτονικό οστόν εξαρτάται από τον δείκτη ελαστικότητας της πρόθεσης<sup>69, 190, 191</sup>. Η ιδέα της ισοελαστικής πρόθεσης άρχισε να εφαρμόζεται στον σχεδιασμό μιας πρόθεσης από το 1980<sup>192-195</sup>. Τα αρχικά αποτελέσματα φάνηκαν ενθαρυντικά<sup>194</sup> αλλά τελικά



υπήρξε αποτυχία 33% στα τρία χρόνια<sup>193</sup>, 43% στα τέσσερα χρόνια<sup>196</sup> και 10% αναθεωρήσεις στα επτά χρόνια και μόνο το 44% των προθέσεων που διατηρήθηκαν είχαν καλό αποτέλεσμα<sup>197</sup>.

### 10.2 Προθέσεις με κεντρική πορώδη επικάλυψη

Οι δεύτερης γενιάς προθέσεις χωρίς τιμέντο σχεδιάστηκαν με μικρότερο μήκος και πορώδη επικάλυψη μόνο στο κεντρικό τμήμα για καλύτερη κεντρική στήριξη και μεταφορά φορτίων. Το σχήμα ήταν άλλοτε ευθύ με περισσότερο ή λιγότερο κωνοειδές σχήμα ή ανατομικό με περισσότρο ή λιγότερο όγκο και καμπυλότητα στο προσθιοπίσθιο επίπεδο. Τα στελέχη αυτά άρχισαν να χρησιμοποιούνται από τις αρχές του 1980.

Η πρόθεση Harris-Galante, ένα ευθύ από τιτάνιο στέλεχος με πορώδη επικάλυψη κεντρικά με 97% διατήρηση στα 5 χρόνια σε μία μελέτη<sup>147</sup> και με κατώτερα αποτελέσματα σε άλλες: 10% χαλάρωση στα 5 χρόνια<sup>146</sup>, 64% άριστα ή καλά<sup>198</sup>, 20% οστεόλυση του φλοιού<sup>198, 199</sup> και περίπου 50% μηριαίο άλγος<sup>146, 198</sup>. Σύμφωνα με αυτές τις αναφορές η πρόθεση Harris-Galante είχε 81%<sup>200</sup> και 86%<sup>201</sup> διατήρηση στα 10 χρόνια.

Η πρόθεση Tri-Lock από κοβάλτιο-χρώμιο μία ευθεία πρόθεση με 60% κεντρική πορώδη επικάλυψη. Σε παρακολούθηση 5 με 8 χρόνια αναθεώρηση χρειάστηκε σε 1/57 και 70% είχαν άριστα αποτελέσματα καλά στο Harris hip score<sup>202</sup>. Καλά αποτελέσματα έχουν και άλλες μελέτες: καμία χαλάρωση σε 60 στελέχη στα δέκα χρόνια (7 αναθεωρήσεις οφείλονταν στην χαλάρωση του κυπελλίου)<sup>203</sup> και 10 χρόνια διατήρηση 95% των προθέσεων<sup>204</sup>, και στις δύο μελέτες τα αποτελέσματα ήταν καλά και η επίπτωση του μηριαίου άλγους χαμηλή.

Μια σειρά από ευθεία και κωνοειδή από τιτάνιο στελέχη με κεντρική πορώδη επικάλυψη έχουν δείξει άριστα βράχυ και μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα: Taperlock 0/105 αναθεωρήσεις για άσηπτη χαλάρωση σε 5 χρόνια, Mallory-Head 0/71 αναθεωρήσεις στα 4 χρόνια, Bi-Metric 1/50 αναθεωρήσεις στα 2 χρόνια και Integral 0/170 στα 5-8 χρόνια<sup>34, 148, 184, 205</sup> παρόλο την αυξημένη χαλάρωση των κυπελλίων που έχουν χρησιμοποιηθεί με αυτά τα στελέχη<sup>206</sup>. Η αναλογία των



άριστων και καλών αποτελεσμάτων σύμφωνα με το Harris hip score ήταν 94% για το Integral<sup>184</sup> και 96% για το Bi-Metric<sup>205</sup>.

Η πρόθεση PCA είναι η πιο ευρέως διαδεδομένη χωρίς τσιμέντο με ανατομικό σχεδιασμό. Αποτελείται από κοβάλτιο-χρώμιο και έχει κεντρική πορώδη επικάλυψη. Αποτελέσματα έχουν ανακοινωθεί στα 2 χρόνια<sup>37</sup> στα 5-7 χρόνια<sup>92</sup> και μετά από 10 χρόνια<sup>207</sup>. Μετά από 2 χρόνια είχε 94% άριστα και καλά αποτελέσματα στο Harris hip score με μηριαίο άλγος 18%<sup>37</sup>. Μετά από 5-7 χρόνια το κλινικό σκορ ήταν παρόμοιο και υπήρχε 5% μετατόπιση<sup>92</sup>. Μετά από 10 χρόνια υπήρχε επειδίνωση – Harris hip score 84 από 92 – και οστεόλυση στο μηριαίο 39% των περιπτώσεων παρόλο που μόνο 5% χρειάστηκαν αναθεώρηση<sup>207</sup>. Σε σκανδιναβική πολυκεντρική μελέτη<sup>179</sup> με 539 περιπτώσεις υπήρξε 95,8% διατήρηση στα 7 χρόνια με κλινικό αποτέλεσμα καλό. Ωστόσο η μετατόπιση της πρόθεσης πάνω από 5χιλ. και η παρουσία οστεόλυσης στο μηριαίο ήταν αξιόλογη. Η νεαρή ηλικία και η ατελή πλήρωση του καναλιού επηρέασαν την διατήρηση της πρόθεσης όπως και παράγοντες σχετικά με την φθορά του κυπελλίου. Σε άλλη σειρά με ελάχιστο 6 χρόνια παρακολούθησης 6% αναθεωρήθηκαν, 25% είχαν μηριαίο άλγος και 33% οστεόλυση<sup>178</sup>. Παρόμοια αποτελέσματα παρατηρήθηκαν και σε άλλη μελέτη<sup>180</sup>. Σε άλλη μελέτη υποστηρίχθηκε ότι η μηριαία στερέωση της πρόθεσης θα μπορούσε να επιτευχθεί καλύτερα αν υπήρχε πιο εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη<sup>207</sup>. Σε μελέτη<sup>185</sup> όπου χρησιμοποιήθηκε η ίδια πρόθεση με αύξηση του όγκου κεντρικά και μεγαλύτερο μήκος 1/70 χρειάστηκε αναθεώρηση, 2,8% οστεόλυση αλλά 30% εμφάνισαν μηριαίο άλγος. Άλλοι συγγραφείς<sup>100</sup> κατέληξαν ότι η συχνή εμφάνιση του μηριαίου άλγους στην πρόθεση PCA οφείλονταν σε αστάθεια της πρόθεσης και περιφερική μεταφορά φορτίων σε απουσία σταθερής μεταφυσιακής στερέωσης.

Μία άλλη πρόθεση Anatomic έχει επίσης σχεδιαστεί για κεντρική στήριξη στο μηριαίο<sup>93</sup>. Με ελάχιστο χρόνο παρακολούθησης 6 χρόνια, 1/100 στελέχη αναθεωρήθηκε λόγω χαλάρωσης και υπήρξε μηριαίο άλγος 5/100. Οστεόλυση στο μηριαίο δεν παρατηρήθηκε. Δύο χρόνια παρακολούθησης σε άλλο ανατομικό στέλεχος LSF από κοβάλτιο-χρώμιο με πιο εκτεταμένη πορώδη επικάλυψη ήταν καλύτερο σε συγκριτική μελέτη από την AML και την PCA πρόθεση<sup>182</sup> αλλά σε





ελάχιστο χρόνο παρακολούθησης 5 χρόνια υπήρξε 33% οστεόλυση στο μηριαίο καθώς και αλλαγές στο κυπέλλιο<sup>208</sup>.

### 10.3 Προθέσεις με υδροξυαπατίτη και άλλες τρίτης γενιάς προθέσεις

Οι πρώτες προσπάθειες με υδροξυαπατίτη άρχισαν το 1985-1986<sup>51, 209</sup>. Η πρόθεση JRI-Furlong είναι ευθεία με κολλάρο και πλήρη επικάλυψη με υδροξυαπατίτη<sup>51</sup>. Σε μελέτη<sup>210</sup> με 100 τέτοιες προθέσεις και χρόνο παρακολούθησης 9-12 χρόνια υπήρξε διατήρηση της πρόθεσης 99% στα 10 χρόνια. Το μέσο κλινικό σκορ ήταν καλό και δεν αναφέρθηκε μηριαίο άλγος.

Η πρόθεση Onifit-HA από τιτάνιο με κεντρική επικάλυψη από υδροξυαπατίτη. Στα έξι χρόνια η διατήρηση ήταν 100% και το μέσο κλινικό σκόρ 98 μονάδες για τις πρώτες 118 προθέσεις<sup>209</sup>. Σε προοπτική μελέτη με 316 προθέσεις στα 8 χρόνια αναθεωρήθηκε μία λόγω άσηπτης χαλάρωσης, τρεις λόγω μηριαίου άλγους και δύο λόγω φλεγμονής<sup>211</sup>. Με το ίδιο πρωτόκολλο υπήρχε μία υπομάδα ασθενών ηλικίας κάτω των 50 ετών με ελάχιστο χρόνο παρακολούθησης 5 χρόνια<sup>212</sup> όπου 2 προθέσεις αναθεωρήθηκαν λόγω άλγος στο ισχίο άγνωστης αιτιολογίας και μία για εν τω βάθει φλεγμονή. Η πρόθεση σε αυτή την ομάδα είχε 1,9% αποτυχία.

Η πρόθεση ABG από τιτάνιο και με κεντρική επικάλυψη από υδροξυαπατίτη έχει ανατομικό σχήμα, μικρό μήκος και χρειάζεται υπεργλυφανισμό της διάφυσης για να αποφευχθεί η μεταφορά φορτίων περιφερικά<sup>213</sup>. Σε πολυκεντρική μελέτη<sup>213, 214</sup> τα αποτελέσματα ήταν άριστα και οστική ανακατασκευή παρατηρήθηκε ενδεικτικό της σταθερής κεντρική στήριξης. Στα 5-7 χρόνια 3/398 (0,75%) αναθεωρήθηκαν<sup>213</sup>. Επίσης και σε άλλες μελέτες τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια<sup>215, 216</sup>.

Γενικά οι προθέσεις με υδροξυαπατίτη έχουν δείξει άριστα αποτελέσματα. Το πλεονέκτημα του υδροξυαπατίτη έχει φανεί σε μελέτες όσον αφορά την μετατόπιση της πρόθεσης<sup>217, 218</sup>. Αντίθετα υπήρχαν μελέτες<sup>219, 220</sup> που δεν βρήκαν αξιόλογες διαφορές μεταξύ προθέσεων με και προθέσεων χωρίς υδροξυαπατίτη.



Προθέσεις με πολύ μικρό μήκος και προθέσεις από ατσάλι σχεδιάστηκαν με σκοπό την διατήρηση όσο το δυνατόν περισσότερο μηριαίο οστού<sup>221-223</sup>. Η πρόθεση Mayo Conservative Hip από τιτάνιο και με διπλό κωνοειδές σχήμα είχε διατήρηση στα 5 και 10 χρόνια 98,2% (159 ισχία) και το μέσο κλινικό σκορ ήταν 90 μονάδες<sup>222</sup>. Μία άλλη πρόθεση χωρίς τμήμα στο μηριαίο<sup>223</sup> με στήριξη στον αυχένα του μηριαίου με μία διατροχαντήρια βίδα, είχε σε 48 ασθενείς ηλικίας κάτω των 50 ετών με χρόνο παρακολούθησης 4-6 χρόνια 8 αποτυχίες (17%) λόγω κακής τεχνικής. Το μέσο κλινικό σκόρ ήταν 97,8 και η οστική πυκνότητα διατηρήθηκε και σε δυο περιπτώσεις αυξήθηκε.

#### 10.4 Εξατομικευμένες προθέσεις

Κατά το τέλος της δεκαετίας του 1980 πολλές προσπάθειες έγιναν και διάφορα συστήματα χρησιμοποιήθηκαν για τον σχεδιασμό και παραγωγή εξατομικευμένης πρόθεσης<sup>126, 127, 130, 135</sup>. Ο σκοπός των προσπαθειών αυτών ήταν η καλύτερη πλήρωση και εφαρμογή της πρόθεσης στο μηριαίο κανάλι. Σε αυτές τις μελέτες υπήρχε καταγραφή του σχεδιασμού της πρόθεσης και όχι τόσο των αποτελεσμάτων. Αναφέρθηκε ότι υπήρχε καλύτερο σκόρ όσον αφορά τον πόνο αλλά η επίπτωση των περιεγχειρητικών καταγμάτων ήταν αρκετά υψηλή 7-8%<sup>126, 135</sup>. Ωστόσο μελέτες με μεγάλο χρόνο παρακολούθησης εξατομικευμένων προθέσεων με καλά αποτελέσματα δεν έχουν δημοσιευτεί. Από την άλλη μεριά υπάρχουν δύο μελέτες με κατώτερα αποτελέσματα: 28% αποτυχία πριν τα 4 χρόνια<sup>224</sup> και 80% διατήρηση της πρόθεσης στους 43 μήνες<sup>225</sup>.

Άλλες προσπάθειες να επιτευχθεί η απόλυτη πλήρωση και εφαρμογή της πρόθεσης στο μηριαίο κανάλι (μετάφυση και διάφυση) είναι τα modular στελέχη<sup>226-228</sup>. Η πρόθεση S-ROM αποτελείται από κυκλικά περιφερικά στελέχη με διάφορα μεγέθη και ειδικά μανίκια για την μετάφυση. Η πρόθεση αυτή έχει εμφανή πλεονεκτήματα σε αναθεωρήσεις αλλά σε πρωτοπαθείς αρθροπλαστικές αποτελέσματα δεν έχουν δημοσιευτεί<sup>226, 228</sup>. Η πρόθεση Omnifit modular από τιτάνιο και modular tip από κοβάλτιο-χρώμιο είχε 7% αναθεώρηση στα 2-5 χρόνια<sup>227</sup>. Υπήρξαν επίσης 7% σοβαρά διεγχειρητικά κατάγματα όπως και 10% μικρότερα.

Συμπεραίνεται από όλες τις μελέτες ότι η πλήρη εφαρμογή και πλήρωση της πρόθεσης στο μηριαίο αυλό είναι απαραίτητα στοιχεία για την αξονική και στρωφική σταθερότητα<sup>125, 160, 165, 166</sup>. Ωστόσο



πλήρης εφαρμογή και πλήρωση είναι δύσκολο να επιτευχθεί λόγω της ανατομικής γεωμετρίας του κεντρικού μηριαίου<sup>124</sup>. Για να επιτευχθεί αυτό εξατομικευμένες προθέσεις άρχισαν να σχεδιάζονται. Η ιδέα είναι στο να σχεδιαστεί η πρόθεση για το μηριαίο και όχι να επεξεργαστεί το μηριαίο για την πρόθεση. Διάφοροι τρόποι υπάρχουν για τον σχεδιασμό της πρόθεσης. Χρησιμοποιήθηκε ο διεγχειρητικός σχεδιασμός<sup>127</sup>. Με την μέθοδο αυτή μετά την οστεοτομία του μείζονα τροχαντήρα δοκιμαστική πρόθεση με ελαστικά μέρη τοποθετούνταν, και με τον τρόπο αυτό οι χειρουργοί δημιουργούσαν το εκμαγείο της πρόθεσης. Αφού γίνονταν έλεγχος με ακτινογραφία και με laser προχωρούσαν στην παραγωγή της πρόθεσης. Η χρονική διάρκεια ήταν 40 λεπτά, ενώ αρχικά ήταν 24 ώρες. Η μέθοδος ήταν χρονοβόρα και υπήρξε μεγάλη χαλάρωση σε στελέχη χωρίς επικάλυψη<sup>225</sup>. Απλές ακτινογραφίες έχουν χρησιμοποιηθεί<sup>229</sup> όμως και αυτή η μέθοδος ήταν μη ακριβής καθώς οι διαστάσεις από την ακτινογραφία διαφέρουν 1-2.4χλ από τις πραγματικές<sup>129</sup>. Η πιο ακριβής μέθοδος για τον υπολογισμό των διαστάσεων του μηριαίου και για τον σχεδιασμό εξατομικευμένων προθέσεων είναι η αξονική τομογραφία<sup>82, 126, 128, 129, 160, 166, 230</sup> αν και με αυτή την μέθοδο υπάρχουν πιθανότητες λάθους συνέπεια της ρύθμισης και λειτουργίας του αξονικού τομογράφου.

### 11. Η CAD-CAE-CAM Αρθροπλαστική Ισχίου

Όπως φαίνεται από τις παραπάνω μελέτες η απόλυτη επαφή της πρόθεσης με το οστόν είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την φυσιολογική μεταφορά φορτίων<sup>125, 159, 165, 231, 232</sup> και για την μηχανική σταθερότητα<sup>160, 165</sup>. Η χρήση της αξονικής τομογραφίας δίνει πολύτιμες πληροφορίες για την γεωμετρία και το σχήμα του μηριαίου καναλιού. Στην περίπτωση που τα δεδομένα της υπολογιστικής τομογραφίας εισαχθούν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και μελετηθούν τότε έχουμε τον υπολογιστικά βοηθούμενο υπολογιστικό σχεδιασμό (CAD-Computer Assisted Design). Το προϊόν που προκύπτει είναι το αντικείμενο μελέτης με τη γεωμετρία του, τη μορφή του και όλα τα χαρακτηριστικά του αποθηκευμένα σε ηλεκτρονική μορφή. Στη συνέχεια μπορεί να γίνει η μηχανολογική προσομοίωση του αντικεμένου (CAE Computer Aided Engineering) με τη βοήθεια ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων υπολογίζοντας τις παραμορφώσεις, τάσεις και καταπονήσεις που



θα δέχεται το αντικείμενο. Κατόπιν όλα τα δεδομένα μεταβιβάζονται υπό ηλεκτρονική μορφή στο σύστημα κατασκευής που θα προχωρήσει στην παραγωγή του σχεδιασμένου μοντέλου.

Το πρώτο βήμα είναι η εισαγωγή ανατομικών πληροφοριών από την υπολογιστική τομογραφία που θα οδηγήσουν στην δημιουργία τρισδιάστατων ανατομικών μοντέλων στο σύστημα CAD. Παράλληλα μέσω του λογισμικού είναι δυνατόν να δημιουργηθεί αρχείο προθέσεων που να περιλαμβάνει όλα τα τρισδιάστατα μοντέλα των διαθέσιμων εμφυτευμάτων.

Μπορούμε να διακρίνουμε δύο εφαρμογές του συστήματος στην χειρουργική των ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου. Πρώτον την επιλογή και εξομοιωτική εμφύτευση της πιο κατάλληλης σε μέγεθος, γεωμετρικό και ανατομικό σχήμα πρόθεσης, από τις διαθέσιμες, με σκοπό την καλύτερη εφαρμογή του εμφυτεύματος, που θα οδηγούσε στην ευόδωση της βιολογικής στερέωσης, αλλά και στην αποφυγή πιθανόν διεγχειρητικών επιπλοκών. Μετά την προσομοίωση της εμφύτευσης κάθε ενός από τα τρισδιάστατα μοντέλα των διαθέσιμων μοντέλων επιλέγεται η καταλληλότερη πρόθεση ανάλογα με την εσωτερική ανατομία του μηριαίου. Δεύτερον στον σχεδιασμό, μηχανολογικό έλεγχο και κατασκευή εξατομικευμένης ολικής αρθροπλαστικής, σε ασθενείς με παθολογικά διαμορφωμένη ανατομική της περιοχής, όπως σε ασθενείς με παραμελημένο συγγενές εξάρθρωμα του ισχίου, δυσπλασία, βαρεία εκφυλιστική οστεοαρθρίτιδα ή μετατραυματική αρθρίτιδα



## ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### ΣΚΟΠΟΣ

Η Ορθοπαιδική Κλινική του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων έχει ιδιαίτερη εμπειρία στην Ολική Αρθροπλαστική του Ισχίου και μάλιστα στην αντιμετώπιση του παραμελημένου δυσπλαστικού ισχίου με βαριά παραμορφωμένη την ανατομία. Στα πρώτα 10 χρόνια λειτουργίας της κλινικής και επί συνόλου 2950 (πρωτογενών και αναθεωρήσεων) ολικών αρθροπλαστικών ισχίων 557 ήταν λόγω συγγενούς εξάρθρηματος. Η σειρά αυτή είναι και η μεγαλύτερη παγκοσμίως.

Ο σκοπός λοιπόν της διατριβής αυτής είναι διπλός πρώτον η παρουσίαση του λογισμικού σχεδιασμού και του τρόπου ελέγχου και αξιολόγησης ασθενών με βαριά παραμόρφωση της ανατομίας του ισχίου και δεύτερον τα πρώτα αποτελέσματα των εξατομικευμένων πρόθεσεων Symbios.

Πολλοί ασθενείς είχαν ιδιαίτερα παραμορφωμένη την ανατομία του ισχίου και ο προβληματισμός ήταν έντονος κατά πόσο τα εμφυτεύματα που ήταν άμεσα διαθέσιμα θα ταίριαζαν με την ανατομία του ισχίου. Με τις σκέψεις αυτές άρχισε η προσεγχειρητική μελέτη των ισχίων με αξονική τομογραφία ώστε να υπάρχει μια σφαιρική γνώση της ανατομίας. Στη συνέχεια άρχισε η μελέτη CAD-CAM έτσι ώστε από μια σειρά εμφυτευμάτων να βρεθεί το πιο κατάλληλο που θα είχε την καλύτερη πλήρωση και εφαρμογή στο μηριαίο με απώτερο σκοπό την καλύτερη αξονική και στροφική σταθερότητα.

Το επόμενο βήμα και όταν διαπιστώθηκε ότι υπήρχαν νέοι ασθενείς με παραμορφωμένα ισχία στα οποία δεν ταίριαζε κανένα από τα διαθέσιμα εμφυτεύματα ήταν ο σχεδιασμός και η εκτέλεση εξατομικευμένης πρόθεσης.

Επίσης είναι σαφές τεκμηριωμένη η αυξημένη φθορά που εμφανίζει η ολική αρθροπλαστική σε νέους ασθενείς κάτω των 50 ετών και είναι λογικό να αναμένει κανείς αντίστοιχα προβλήματα και σε νέους ασθενείς με συγγενή εξάρθρημα του ισχίου<sup>122, 233-235</sup>.



## Ι.ΥΛΙΚΟ

Το Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων από τον Μάρτιο 1999 έως τον Ιούλιο 2004 μελετήθηκαν με αξονική τομογραφία 165 ασθενείς και 185 ισχία. Από αυτούς τους ασθενείς 120 βλήθησαν - λόγω διαταραχής της ανατομίας - σε μελέτη CAD-CAM, και από αυτούς τους ασθενείς 42 (36 γυναίκες - 6 άνδρες) 52 ισχία, 10 γυναίκες είχαν αμφοτερόπλευρο ΣΕΙ-βλήθησαν μετά από μελέτη και σχεδιασμό σε επέμβαση εξατομικευμένης ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου. Τα χαρακτηριστικά των ασθενών (φύλο, ηλικία, ύψος, βάρος, διάγνωση και προεγχειρητική βαθμολογία Merle D' Aubigne) φαίνονται στον πίνακα 1. Η κύρια ένδειξη για την χειρουργική επέμβαση σε όλους τους ασθενείς ήταν ο πόνος που δεν παρουσίασε ύφεση παράλο την αυστηρή φυσιοθεραπευτική και φαρμακευτική αγωγή που είχε προηγηθεί.

Πίνακας 1

Πεδίο	Φύλο	Διάγνωση	Υψος-Βάρος	Πόνος-Κίνηση-Βάδιση
1	Άρρεν-22	N. PERTHES ΔΕ	1.70cm-78kg	3-3-4,10
2	Άρρεν 37	ΑΓΚΥΛ. ΣΠΟΝ. ΔΕ	1.72cm-75kg	3-3-4,10
3	Άρρεν 53	ΧΑΜΗΛΟ ΣΕΙ ΑΡ	1.71cm-80kg	3-4-4,11
4	Θήλυ 39	ΥΨΗΛΟ ΣΕΙ ΔΕ	1.65cm- 68kg	3-4-3,10
5	Θήλυ 31	ΣΗΠΤΙΚΗ ΒΡΕΦΙΚΗ ΑΡΘΡΙΤΙΔΑ ΜΕ ΠΡΟΗΓ. ΟΤ ΔΕ	1.60cm-64kg	3-4-3,10
6	Θήλυ 61	ΥΨΗΛΟ ΣΕΙ ΔΕ	1.58cm-60kg	2-3-3,8
7	Θήλυ 39	ΧΣΕΙ ΕΠΙ ΑΡΘΡΟΔΕΣΗ ΔΕ	1.62cm-75kg	2-2-2,6
8	Θήλυ 39	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.55cm-65kg	3-4-4,11



**Πίνακας 1**

Πεδίο 4	Φύλο	Διάγνωση	Υψος-Βάρος	Πόνος-Κίνηση-Βάδιση
9	Θήλυ 48	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.59cm-67kg	3-4-4,11
10	Θήλυ 44	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.60cm-72kg	3-3-3,9
11	Θήλυ 69	ΥΨΗΛΟ ΣΕΙ ΔΕ ΕΠΙ ΟΤ ΒΛΑΙΣ.	1.61cm-72kg	3-3-3,9
12	Θήλυ 45	ΧΑΜΗΛΟ ΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-75kg	3-4-3,10
13	Θήλυ 52	ΥΨΗΛΟ ΣΕΙ ΑΡ	1.63cm-76kg	3-4-3,10
14	Θήλυ 40	ΥΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-76kg	3-4-3,10
15	Θήλυ 45	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.60cm-75kg	3-4-3,10
16	Θήλυ 48	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.59cm-67kg	3-4-4,11
17	Αρρεν 32	N. HODKGIN ΔΕ	1.74cm-75kg	3-4-5,12
18	Θήλυ 61	ΥΨΗΛΟ ΣΕΙ ΔΕ-ΟΤ ΡΑΙΒΟΤ. 15 ΕΤΩΝ	1.58cm-73kg	2-4-3,9
19	Θήλυ 50-	ΧΑΜΗΛΟ ΣΕΙ ΔΕ	1.62cm-73kg	3-4-4,11
20	Θήλυ 55	ΧΑΜΗΛΟ ΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-72kg	3-2-4
21	Θήλυ 46	ΧΑΜΗΛΟ ΣΕ ΔΕ	1.63cm-75kg	3-3-4,10
22	Θήλυ 49	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.60cm-68kg	3-4-4,11
23	Θήλυ 41	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.65cm-70kg	3-3-4,11
24	Θήλυ 34	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.64cm-77kg	3-4-4,11
25	Θήλυ 51	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-78kg	3-4-3,10
26	Θήλυ 54	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.55cm-68kg	3-4-4,11
27	Θήλυ 42	Δυσπλασία ΑΡ	1.60cm-72kg	3-4-4,11
28	Θήλυ 53	ΥΣΕΙ ΔΕ	1.62cm-73kg	3-4-3,10



Πίνακας1

Πεδίο4	Φύλο	Διάγνωση	Υψος-Βάρος	Πόνος-Κίνηση-Βάδιση
29	Θήλυ 53	ΥΣΕΙ ΔΕ	1.63cm-75kg	3-4-3,10
30	Θήλυ 48	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.65cm-75kg	3-4-4,11
31	Θήλυ 48	ΧΣΕΙΔΕ	1.62cm-75kg	3-4-4,11
32	Θήλυ 54	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.64cm-74kg	3-4-3,10
33	Θήλυ 43	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.65cm-72kg	3-4-3,10
34	Θήλυ 39	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-72kg	3-4-4,11
35	Θήλυ 50	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.64cm-72kg	3-4-3,10
36	Θήλυ 56	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.62cm-72kg	3-3-3,9
37	Θήλυ 49	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.65cm-70kg	3-4-4,11
38	Θήλυ 47	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.58cm-88kg	3-4-3,10
39	Θήλυ 67	ΥΣΕΙ ΑΡ	1.50cm-62kg	3-3-2,8
40	Θήλυ 53	ΥΣΕΙ ΑΡ	1.45cm-59kg	4-3-3,10
41	Θήλυ 60	ΔΥΣ ΔΕ	1.65cm-75kg	3-4-5,12
42	Θήλυ 41	Υ ΣΕΙ ΑΡ	1.60cm-73kg	3-5-4,12
43	Θήλυ 45	ΧΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-80kg	2-3-3,8
44	Θήλυ 48	ΧΣΕΙ ΔΕ	1.63cm-77kg	3-3-4,10
45	Αρρεν 49	ΔΥΣΠΛΑΣΙΑ ΔΕ	1.74cm-82kg	3-4-4,11
46	Θήλυ 50	ΥΣΕΙ ΔΕ	1.62cm-74kg	3-4-3,10
47	Αρρεν 60	ΥΣΕΙ ΔΕ-Ο/Τ	1.60cm-78kg	3-2-3,8





Πίνακας1

Πεδίο4	Φύλο	Διάγνωση	Υψος-Βάρος	Πόνος-Κίνηση-Βάδιση
48	Θήλυ 27	ΣΥΓΓΕΝΕΣ ΡΑΙΒΟ ΙΣΧΙΟ ΔΕ-Ιστορικό βλαιοσότητας & διατακτικής οστεογένεσης Ο/Τα	1.67cm-68kg	3-3-4,11
49	Θήλυ 36	ΔΥΣΠΛΑΣΤΙΚΟ ΙΣΧΙΟ ΔΕ	1.63cm-77kg	3-4-3,11
50	Θήλυ 59-	Χ ΣΕΙ -ΔΕ	1.62cm-68kg	3-3-4,10
51	Θήλυ 60	ΥΣΕΙ ΑΡ	1.62cm-75kg	3-3-4,10
52	Θήλυ 44	ΥΣΕΙ ΔΕ	1.58cm-72kg	3-3-4,10



## II. ΜΕΘΟΔΟΣ

Όπως φαίνεται από τον πίνακα 1, από τον Μάρτιο 1999 έως τον Μάρτιο 2003 στη μελέτη αυτή συμμετείχαν 42 ασθενείς – 52 ισχία, 31 αφορούσαν το δεξί και 21 το αριστερό - και η πρωτεύουσα διάγνωση ήταν συγγενές εξάρθρωμα του ισχίου. Υπήρξαν 15(28.8%) ασθενείς με υψηλό συγγενές εξάρθρωμα, 28(53.8%) με χαμηλό συγγενές εξάρθρωμα του ισχίου και 4(7.7%) με δυσπλαστικό ισχίο σύμφωνα με την κατάταξη κατά Χαρτοφυλακίδη<sup>236</sup>. Υπήρξαν επίσης 1(1.9%) ασθενής με δυτεροπαθή οστεοαρθρίτιδα επί N.Hodgkin, 1(1,9%) ασθενής με νόσο Perthes, 1(1,9) ασθενής με προηγηθείσα σιπητική αρθρίτιδα, 1(1.9%) ασθενής με αγκυλοποιητική σπονδυλαρθρίτιδα και 1(1.9%) με συγγενές ραιβό ισχίο. Δέκα ασθενείς είχαν αμφοτερόπλευρα συγγενή εξάρθρωματα. Από τα 52 ισχία τα 25 (48.07%) είχαν χειρουργηθεί παλαιότερα με διορθωτικές οστεοτομίες και μία ασθενής είχε χειρουργηθεί με αρθρόδεση του ισχίου.. Η μέση ηλικία των ασθενών ήταν 47.4(22-69) (SE 9.6) το μέσο βάρος 72.77kg(59-88) (SE 5.23) και το μέσο ύψος 1.62 (1.45-1.74 (SE 0.49).Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης των ασθενών ήταν 45.23 μήνες(26-72) (SE 13.253).

Η επιλογή των ασθενών έγινε με κριτήριο ότι μια σειρά διαθέσιμων προθέσεων δεν ταίριαζαν στην ανατομία του ισχίου τους. Η μελέτη της ανατομίας του ισχίου έγινε σύμφωνα με το πρωτόκολλο που ακολουθεί η Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων και περιγράφεται παρακάτω.

Όλες οι επεμβάσεις έγιναν από ένα χειρουργό και όλες οι λεπτομέρειες διεγχειρητικά έχουν καταγραφεί ηλεκτρονικά και πολλές επεμβάσεις έχουν επίσης βιντεοσκοπηθεί. Μετεγχειρητικά όλοι οι ασθενείς εξετάζονταν 1,5,3, και 6 μήνες και μετά κάθε χρόνο εκτός αν υπήρχε κάποιος λόγος για πιο συχνή παρακολούθηση.

Το μήκος των κάτω άκρων υπολογίστηκε προεγχειρητικά με το toprogram και ήταν 1.13εκ(0.25-4.79)SD(0.88) . Μετεγχειρητικά το μήκος των κάτω άκρων ελέγχθηκε ακτινολογικά και κλινικά. Επίσης καταγράφηκε η ύπαρξη ή όχι ρίκνωσης των προσαγωγών που θα είχε σαν αποτέλεσμα την ανύψωση της λεκάνης στο πάσχον άκρο με φαινομενική βράχυνση του άκρου, όπως και η ύπαρξη ή όχι ρίκνωσης των απαγωγών που θα είχε σαν αποτέλεσμα την φαινομενική επιμήκυνση του



πάσχοντος άκρου. Και οι δύο καταστάσεις επηρεάζουν τόσο την διεγχειρητική ανάταξη όσο και την λειτουργία του ισχίου μετεγχειρητικά.

Οι ασθενείς αυτοί είχαν στο σύνολο τους - 48 ισχία από τα 52 - υποπλαστικό και παραμορφωμένο μηριαίο αυξημένη πρόσθια απόκλιση. Η μέση πρόσθια απόκλιση του μηριαίου ήταν 29.8°(20-45) όπως υπολογίστηκε από την αξονική τομογραφία. Δεκατέσσερις ασθενείς (26.9%) είχαν χειρουργηθεί με προηγούμενες οστεοτομίες μηριαίου, ένας επιπλέον με οστεοτομία λεκάνης και σε μία ασθενής είχε προηγηθεί επιπλέον αρθρόδεση του ισχίου. Ο μοχλοβραχίονας των απαγωγών ήταν επηρεασμένος καθώς ο μείζων τροχαντήρας ήταν οπίσθια και άνω. Το μηριαίο κανάλι ήταν στενό με την μετωπιαία διάμετρο μικρή. Η κοτύλη - στα 48 ισχία από τα 52 - ήταν υποπλαστική με ανεπαρκές έσω και άνω τοίχωμα. Για τους λόγους αυτούς η μηριαία πρόθεση θα πρέπει να είναι ευθεία-στενή με ραιβό προσανατολισμό. Η εξατομικευμένη πρόθεση της Symbios αποτελείται από τιτάνιο με επικάλυψη grit blasted. Το κυπέλλιο ήταν Symbios Rev με modular πολυαιθυλένιο και θέσεις για δυο - τρεις βίδες και ειδικό άγκιστρο για το θυρεοειδές τρήμα. Χρησιμοποιήθηκαν βίδες σε όλους τους ασθενείς καθώς υπάρχει η σκέψη σε αυτούς τους ασθενείς με το πτωχό οστικό υπόστρωμα αρχικά να υπάρχει δευτερογενή στερέωση με τις βίδες.

Η εκτίμηση και ταξινόμηση της ύπαρξης οστεόλυσης στο μηριαίο έγινε σύμφωνα με τον Harris<sup>237</sup>, όπου μία πρόθεση θεωρείται α.ασταθής αν υπήρξε ένδειξη μετακίνησης, β.πιθανώς ασταθής αν υπάρχει ακτινδιαπερατή γραμμή γύρω από την πρόθεση και γ.εν δυνάμει ασταθής αν υπάρχει ακτινοδιαπερατή γραμμή σε κάποιο σημείο στην πρόθεση.

Η θέση του κέντρου περιστροφής του ισχίου και η γωνία του κυπέλλιου ελέγχθηκε σύμφωνα με την τεχνική του Yoder<sup>238</sup>. Η ύπαρξη οστεόλυσης στην κοτύλη εκτίμηθηκε σύμφωνα με την κατάταξη DeLee<sup>84</sup>. Η ενσωμάτωση των μοσχευμάτων στην κοτύλη καθορίστηκε από τον ακτινολογικό έλεγχο<sup>239</sup>. Η ανάπτυξη έκτοπης οστεοποίησης εκτίμηθηκε ακτινολογικώς σύμφωνα με την κατάταξη Brooker<sup>240</sup>.



Η προεγχειρητική και μετεγχειρητική κλινική αξιολόγηση έγινε σύμφωνα με την κλίμακα Merle D'Aubigne-Postel<sup>241</sup> και ήταν 10.08(6-12). Η κλίμακα αυτή αξιολογεί και βαθμολογεί την κίνηση, την βάδιση και τον πόνο του ασθενούς.

Πρωτόκολλο μελέτης του ασθενούς.

Μετά από εκτεταμένη συζήτηση, πλήρη ενημέρωση και συγκατάθεση του ασθενούς σχετικά με την πάθηση και τον σχεδιασμό αντιμετώπισης της άρχισε η μελέτη του ασθενούς. Συνήθως 4-6 μήνες πριν την επέμβαση γίνονταν πλήρης γενικός κλινικός και εργαστηριακός έλεγχος του ασθενούς με σκοπό να ανιχνευτούν τυχόν συνοδές παθήσεις όπως μια κοιλιακή μαραμαρυγή ή κάποια αναπνευστική δυσχέρεια που θα μπορούσαν να επιπλέξουν την χειρουργική επέμβαση. Παράλληλα - εφόσον δεν υπήρχαν άλλες παθήσεις ή μετά την αποκατάσταση αυτών - γίνονταν η κλινική εξέταση του ασθενούς καταγραφή αυτής σε ηλεκτρονικό υπολογιστή και έλεγχος της κατάστασης της άρθρωσης του ισχίου κάτω από το πρωτόκολλο που ακολουθούσε η Πανεπιστημιακή Κλινική Ιωαννίνων .

Η κλινική εξέταση περιλαμβάνει τον έλεγχο του εύρους τροχιάς των αρθρώσεων, της μυϊκής ισχύος, την εντόπιση των κινήσεων και θέσεων που εκλύεται ο πόνος και αν υπάρχει διαφορά στο μήκος των κάτω άκρων. Επίσης ελέγχεται και καταγράφεται η παρουσία σκολίωσης, λόρδωσης, κλίσης της λεκάνης που θα μπορούσε να επηρεάσει το μήκος των κάτω άκρων. Τέλος ελέγχεται η αγγειακή και νευρολογική κατάσταση των κάτω άκρων.

Το επόμενο στάδιο ήταν ο πλήρης ακτινολογικός έλεγχος, ο οποίος περιλάμβανε:

α. προσθιοπίθια ακτινογραφία λεκάνης – ισχίων με επικέντρωση στην ηβική σύμφυση

β. πλάγια ακτινογραφία ισχίου

γ. προσθιοπίθια ακτινογραφία Ο.Μ.Σ.Σ καθώς και πλάγια σε κάμψη-ουδέτερη θέση και έκταση για τον έλεγχο της ελαστικότητας της σπονδυλικής στήλης.



Το επόμενο βήμα είναι - και εφόσον από τον μέχρι τώρα έλεγχο αποδεικνύεται ότι ο ασθενής παρουσιάζει βαριά παραμόρφωση της ανατομίας του ισχίου - η εξέταση με αξονική τομογραφία η οποία παρέχει πολύτιμες πληροφορίες. Η αξονική τομογραφία γίνεται με τον ασθενή ύπτια σε σταθερή και άνετη θέση και κάτω από αυστηρές ρυθμίσεις καθώς η πιθανότητα τεχνικού λάθους είναι μεγάλη. Πρώτα γίνονται οι αξονικές μετρήσεις των κάτω άκρων και εντοπίζεται η αληθής κοτύλη εαν πρόκειται για δυσπλαστικό ισχίο. Με τον τρόπο αυτό υπολογίζεται το αληθές μήκος των κάτω άκρων από τον ελάσσων τροχαντήρα στο κέντρο του γόνατος και από εκεί στο κέντρο της ποδοκνημικής. Κατόπιν λαμβάνονται εγκάρσιες τομές ανά 5χιλ του πάσχοντος ισχίου από την αληθή κοτύλη και έως τον ελάσσων τροχαντήρα και από εκεί ανά 10χιλ έως τη μεσότητα του μηριαίου. Τέλος λαμβάνονται δύο εγκάρσιες τομές στους μηριαίους κονδύλους και στην ποδοκνημική για την εκτίμηση στροφικής παραμόρφωσης του κάτω άκρου. Η κάθε τομή έχει πάχος 1χιλ.. Πολλές φορές ο σκελετός του εξαρθρωμένου ισχίου είναι μακρύτερος, και αυτή η γνώση είναι πολύτιμη καθώς όταν αποκατασταθεί το κέντρο στροφής του ισχίου, εάν ο σκελετός είναι μακρύτερος θα χρειαστεί οστεοτομία βράχυνσης του μηριαίου. Επίσης από τα ευρήματα της αξονικής τομογραφίας μπορεί να καθοριστεί αν υπάρχει στροφική διαταραχή στο γόνατο οπότε μπορεί να διορθωθεί με την οστεοτομία του μηριαίου. Στη συνέχεια γίνεται εκτίμηση του οστικού υποστρώματος της κοτύλης και επιλέγεται η καταλληλότερη θέση του κυπελλίου πάντα στην αληθή κοτύλη αφού είναι κοινή παραδοχή ότι η θέση αυτή επιφέρει καλύτερη εμβιομηχανική λειτουργία<sup>242, 243</sup>. Τέλος υπολογίζεται η πρόσθια απόκλιση του μηριαίου από την γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του μηριαίου αυχένα και των μηριαίων κονδύλων. Εδώ πρέπει να τονιστεί ότι ο έλεγχος του ισχίου προεγχειρητικά συνέβαλε σημαντικά στην εντόπιση 2 ασθενών με πολύ μικρή κοτύλη μέγεθος κυπελλίου 30-32 το οποίο δεν μπορεί να κατασκευαστεί. Με αυτόν τον τρόπο αποφεύχθηκε μια χειρουργική επέμβαση με αβέβαιο αποτέλεσμα.

Στη συνέχεια τα δεδομένα από την αξονική τομογραφία εισάγονται σε άλλο υπολογιστή υψηλών απαιτήσεων Risk 6000 για περαιτέρω μελέτη της ανατομίας σε τρισδιάστατη απεικόνιση όπου εξετάζονται συγχρόνως όλες οι παράμετροι και γίνεται εξομοίωση της χειρουργικής επέμβασης με την επιλογή της πρόθεσης από μια σειρά προθέσεων ή με την επιλογή εξατομικευμένης πρόθεσης<sup>230</sup>. Όλη η επεξεργασία ακολουθεί τις αρχές CAD-CAM και βασίζεται στα δεδομένα της αξονικής.



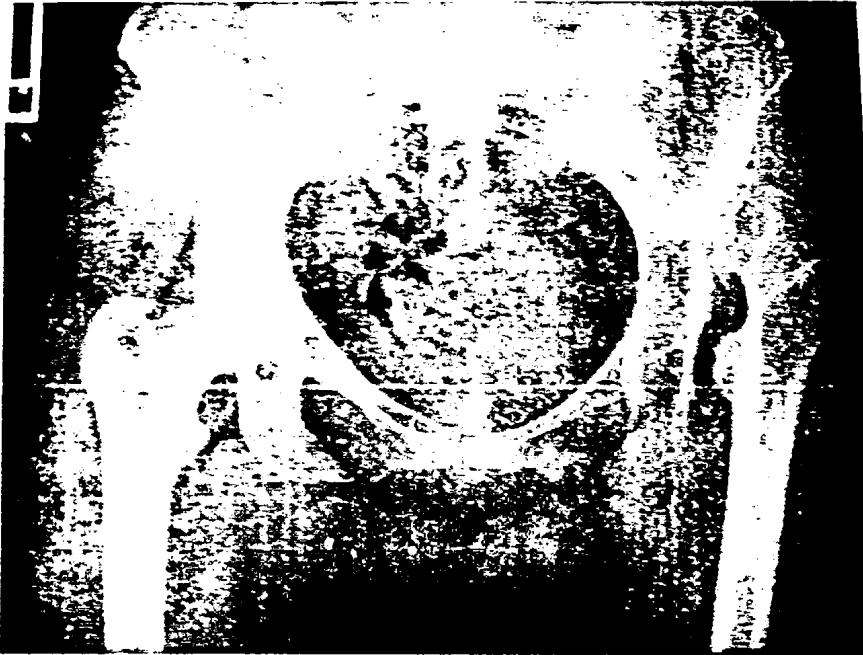
Δημιουργείται έτσι ένα τρισδιάστατο μαθηματικό μοντέλο στον υπολογιστή αναπαράγοντας την χειρουργική επέμβαση. Το πρώτο βήμα είναι η διόρθωση στροφικής οστεοτομίας τοποθετώντας στον υπολογιστή τους μηριαίους κονδύλους στο μετωπιαίο επίπεδο παράλληλα με το μετωπιαίο επίπεδο του σώματος. Κατόπιν τοποθετείται ο ελάσσων τροχαντήρας στο ύψος του υγιούς και εκτιμάται πάλι το μήκος των κάτω άκρων. Εάν υπάρχουν μικρές διαφορές αυτές μπορεί να διορθωθούν με την οστεοτομία του αυχένα ή με την χρήση μακρύ αυχένα στην πρόθεση. Ωστόσο ο μακρύς αυχέννας μπορεί να εμφανίσει δυσκολίες στην ανάταξη λόγω των συρρικνωμένων μυών του ισχίου, γεγονός το οποίο μπορεί να διατηρεί το ισχίο – αν αναταχθεί – σε απαγωγή και να αυξήσει την πιθανότητα έκτοπης οστεοποίησης. Έτσι αν η ανάταξη φαίνεται εργώδης τότε αποφασίζεται να γίνει οστεοτομία βράχυνσης, η οποία γίνεται περιφερικά της πρόθεσης. Εάν υπάρχει αξονική διαταραχή στο γόνατο – συνήθως σε δυσπλαστικά ισχία βλαισότητα – μπορεί να διορθωθεί συγχρόνως αλλάζοντας το σχήμα του οστικού τεμαχίου που αφαιρείται. Το επόμενο βήμα είναι η τοπθέτηση της πρόθεσης έτσι ώστε ο μέσος-γλουτιαίος να καταφύεται στον μείζων τροχαντήρα με γωνία 17-30°.

Αφού τελειώσει αυτή η μελέτη η οποία γίνεται από Ορθοπαιδικό Χειρουργό, συνέχεια έχει η μελέτη από Μηχανολόγο Μηχανικό ο οποίος από μια σειρά εμφυτευμάτων επιλέγει ποιά έχει την καλύτερη πλήρωση και εφαρμογή. Αν λόγω της βαριάς παραμόρφωσης δεν έχει εμφύτευμα που να πληρεί όλες τις παραπάνω προϋποθέσεις τότε αποφασίζεται η κατασκευή εξατομικευμένης πρόθεσης.

Η διαδικασία περιλαμβάνει τον σχεδιασμό της πρόθεσης από τον χειρουργό σύμφωνα με τις πληροφορίες που έχει από την κλινική εξέταση τις ακτινογραφίες και την αξονική τομογραφία. Όλα αυτά τα δεδομένα στέλνονται στην εταιρεία η οποία σχεδιάζει την πρόθεση και στέλνει τα σχέδια στον χειρουργό για να τα εγκρίνει αφού αποφασίσει για το μήκος του αυχένα. Μαζί με την πρόθεση υπάρχουν πληροφορίες για το ακριβές σημείο της οστεοτομίας του αυχένα καθώς και εξατομικευμένη ράσπα που συμπέζει το σπογγώδες τμήμα του μηριαίου. Η όλη διαδικασία μέχρι την παραλαβή της πρόθεσης διαρκεί 35-40 μέρες.

Απεικονίζονται παρακάτω όλα τα παραπάνω στάδια δηλαδή η ακτινογραφία, η αξονική τομογραφία, η μελέτη με CAT-CAM και ο σχεδιασμός για την εξατομικευμένη πρόθεση :

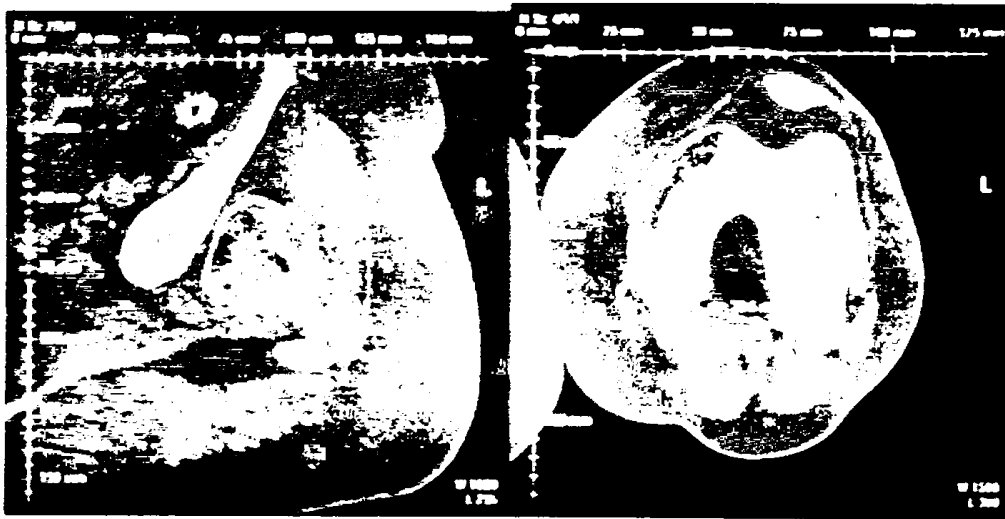




Ακτινογραφία λεκάνης-ισχίων με εκκέντρωση στην ηβική σύμφυση.



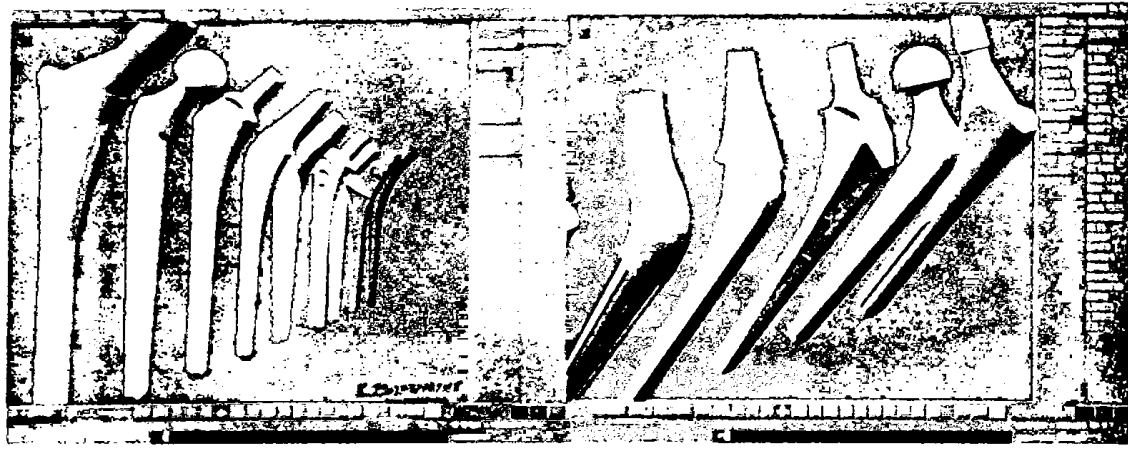
α. Αξονική μέτρηση κάτω άκρων β. Εντόπιση - εκτίμηση αληθούς κοτύλης.



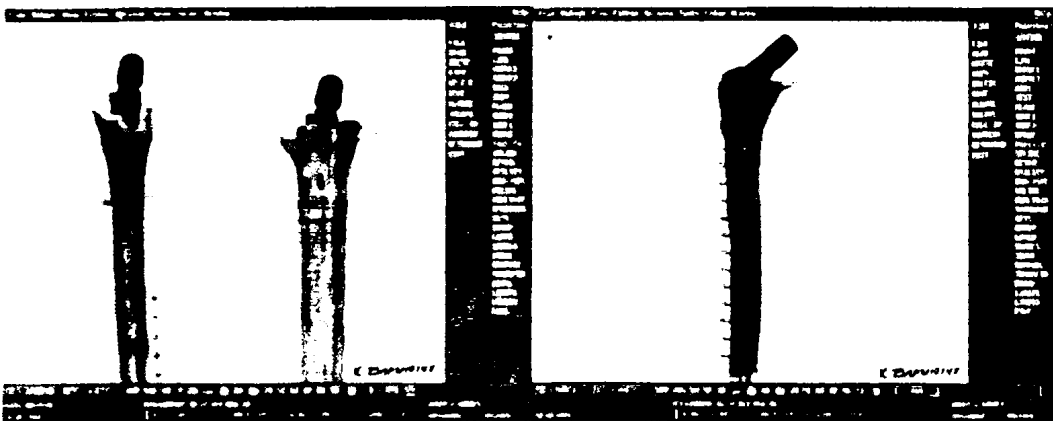
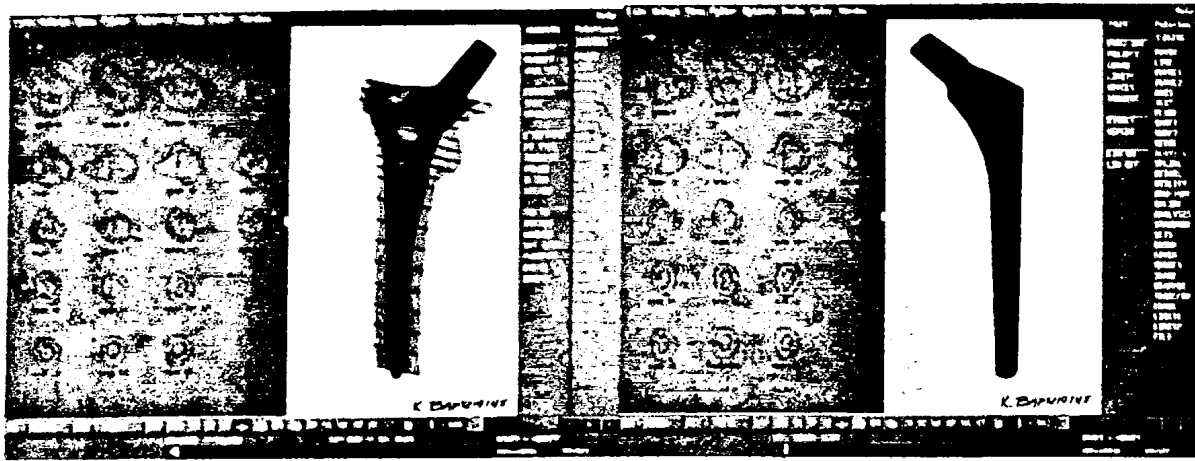
α. Εγκάρσια τομή μηριαίου αυχένα β. Εγκάρσια τομή μηριαίων κονδύλων





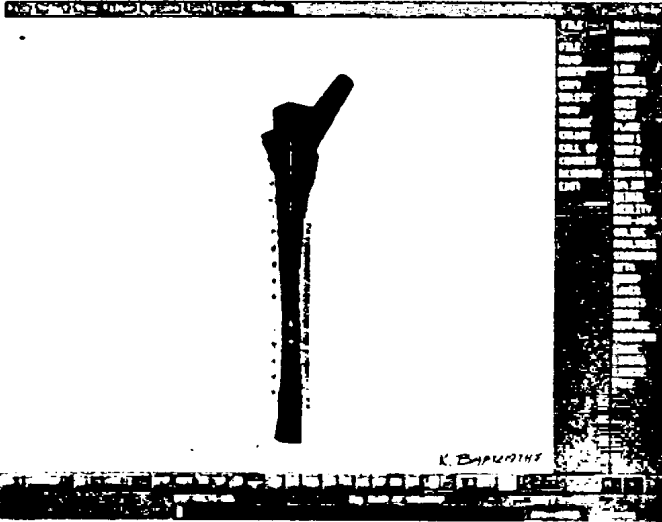


Η σειρά προθέσεων που ελέγχονται με το σύστημα CAD-CAE (spotorno, charnley, wagner, proxilock, omnifit





K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



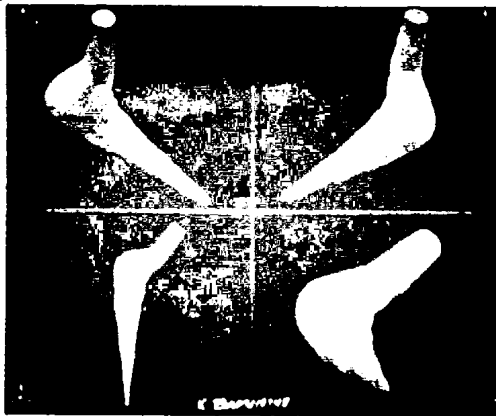
K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



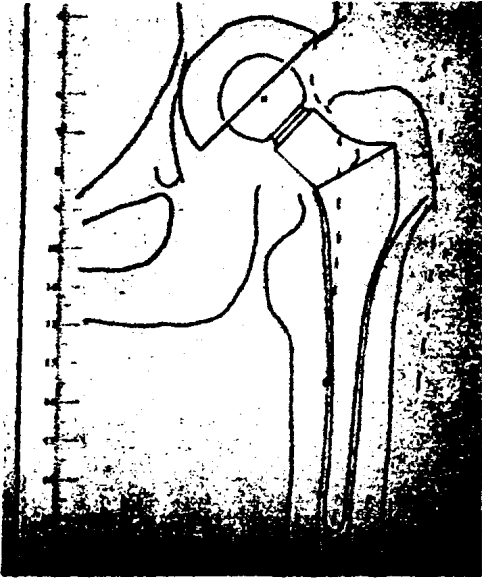
K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



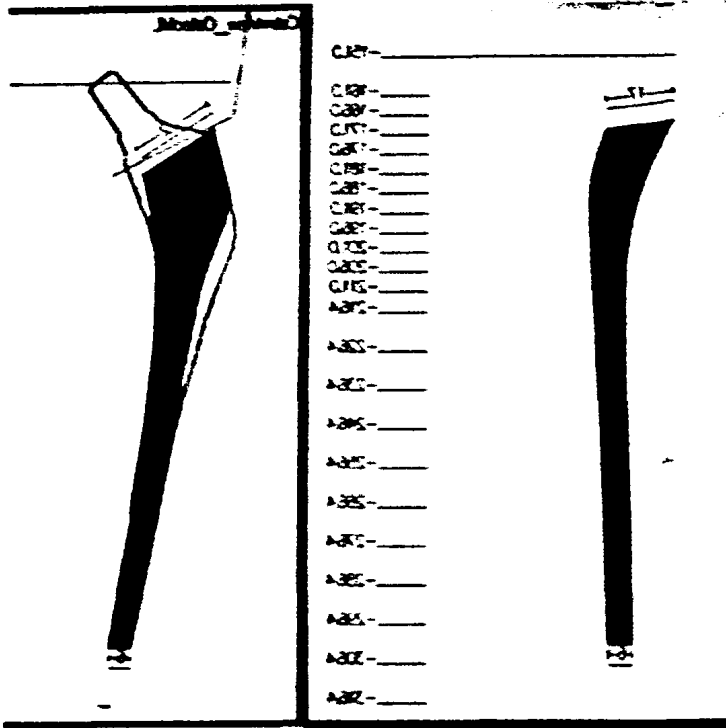
K. ΒΑΡΥΡΙΝΗ



Φαίνεται η εμφύτευση της υπό έλεγχο πρόθεσης η ανεπαρκής πλήρωση του μηριαίου και ο σχεδιασμός εξατομικευμένης πρόθεσης.



Ο σχεδιασμός της πρόθεσης από τον χειρουργό

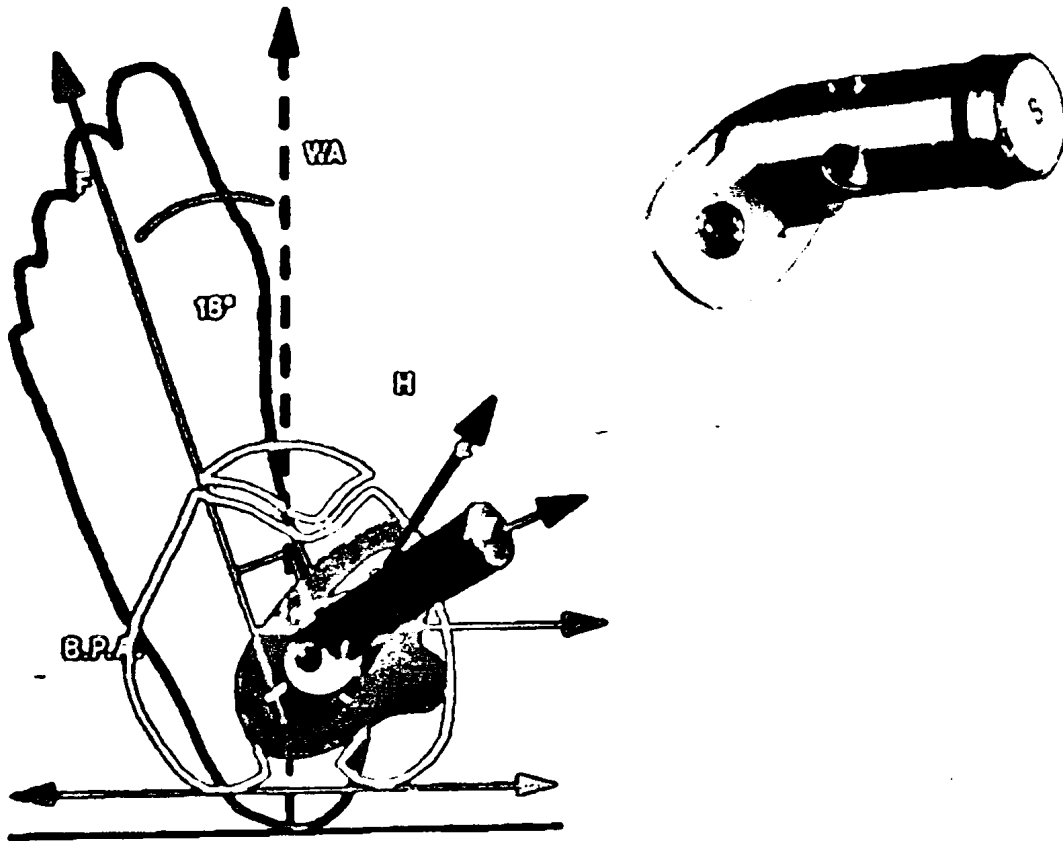




• Ο σχεδιασμός της πρόθεσης μαζί με τον υπολογισμό της οστεοτομίας του αυχένα



Σε φυσιολογική βάδιση το άκρο πόδι στρέφεται προς τα έξω 18-20° και το μηριαίο έχει πρόσθια απόκλιση 10-15°.



Φαίνεται η προσαρμογή του κέντρου περιστροφής με την εξατομικευμένη πρόθεση.



Η εξατομικευμένη πρόθεση (ΑΡ) και (ΔΕ) η εξατομικευμένη ράσπα



Όλοι οι ασθενείς εκτός από δύο ασθενείς 67 και 69 ετών είχαν καταθέσει αυτόλογο αίμα -2 φιάλες - και σε όλους τους ασθενείς χορήγηθηκε 10 και 30 μέρες πριν από το χειρουργείο ερυθροποιητίνη 40.000 IU και σίδηρος αντίστοιχα. Σε όλους τους ασθενείς χρησιμοποιήθηκε cell shaver και μετεγχειρητικά δόθηκε σίδηρος για τρεις μήνες. Αντιπηκτική αγωγή - ηπαρίνη χαμηλού μοριακού βάρους - χορηγήθηκε μία δόση πριν το χειρουργείο και μετεγχειρητικά για 4 εβδομάδες. Αντιβιοτική αγωγή - κεφαλοσπορίνη β-γενιάς - δόθηκε μία δόση πριν το χειρουργείο και για ένα 24ώρο μετεγχειρητικά. Όλοι οι ασθενείς πήραν ινδομεθακίνη 75mg για 15 μέρες για πρόληψη της έκτοπης οστεοποίησης. Σε όλους ασθενείς έγινε προεγχειρητικά γενική και καλλιέργεια ούρων.

Χειρουργική τεχνική. Όλοι οι ασθενείς ήταν σε πλάγια θέση και χρησιμοποιήθηκε η οπισθοπλάγια προσπέλαση. Η χειρουργική τεχνική είναι η εξής:

Αφαιρείται τμήμα του θυλάκου και γίνεται απεξάρθρωση της μηριαίας κεφαλής. Κατόπιν γίνεται οστεοτομία του αυχένα πάντα σύμφωνα με τις μετρήσεις από τον προεγχειρητικό σχεδιασμό. Ανευρίσκεται η αληθής κοτύλη και γλυφανίζεται αρχικά με μικρό γλύφανο 38-40 μέχρι το μέγεθος που έχει υπολογιστεί προεγχειρητικά. Πάντα υπάρχει τμήμα του οπίσθιου τοιχώματος που μπορεί να χρησιμεύσει για την στήριξη του κυπέλλου. Σε περιπτώσεις με αβαθής κοτύλη για να αυξηθεί το βάθος γίνεται κοτυλοπλαστική<sup>236</sup> - διάσπαση του πυθμένα - και τοποθετούνται μόσχευμα από την μηριαία κεφαλή του ασθενούς. Τοποθετείται στη συνέχεια κυπέλλιο με ειδικό γάντζο στο σημείο του εγκάρσιου συνδέσμου, στο θυρεοειδές τρήμα. Συχνά σε χαμηλό εξάρθρωμα υπάρχει έλλειμμα στο ύψος της οροφής της κοτύλης και εκεί τοποθετείται μόσχευμα κυρίως φλοιώδες. Γίνεται κάθε δυνατή προσπάθεια ώστε το κυπέλλιο να τοποθετηθεί στην αληθή κοτύλη όπως έχει περιγραφεί από πολλούς συγγραφείς<sup>244-248</sup>. Σε λεπτό και ανεπαρκές έσω τοίχωμα γίνεται διάσπαση του έσω τοιχώματος και τοποθετείται μόσχευμα από την μηριαία κεφαλή του ασθενούς. Το κυπέλλιο στερεώνεται με 2 ή 3 βίδες. Στη συνέχεια ακολουθεί η τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Αρχίζει με γλυφανισμό του μηριαίου με την εξατομικευμένη ράσπα - που προκαλεί συμπίεση του σπογγώδους οστού - και στη συνέχεια τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Κατόπιν γίνεται συρραφή των στροφών με απορροφήσιμο ράμμα και τοποθετείται παροχέτευση επαναμετάγγισης. Σε όλους τους ασθενείς χρησιμοποιήθηκε πιστόλι πλύσεων και έγιναν άφθονες και συχνές πλύσεις σε όλη την διάρκεια του



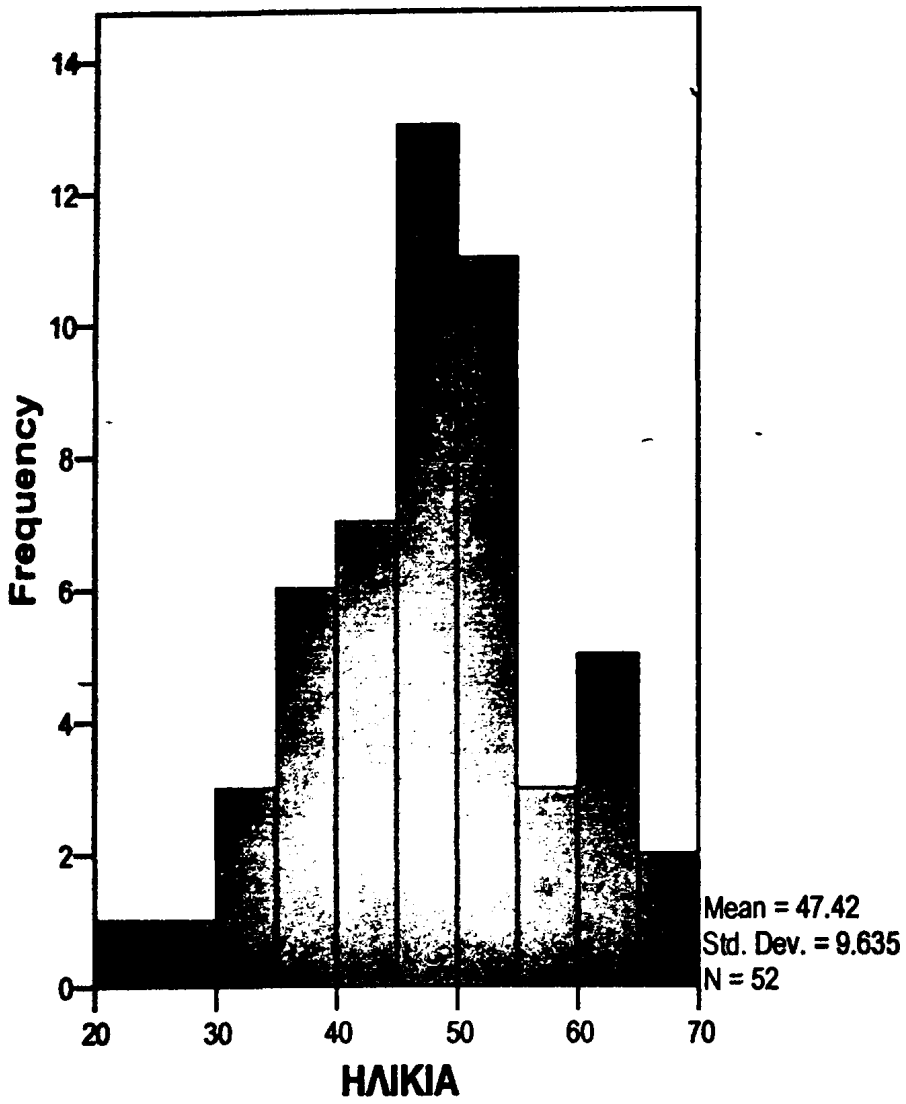
χειρουργείου. Τέλος γίνεται συρραφή κατά στρώματα κα σύγκλειση δέρματος. Μετεγχειρητική ακτινογραφία γίνεται στο χειρουργείο και ο ασθενής μεταφέρεται στην ανάληψη και στη συνέχεια στην κλινική.

Πρέπει να τονιστεί ότι με τον παραπάνω προεγχειρητικό σχεδιασμό η τοποθέτηση του εμφυτεύματος γίνεται εύκολα και σε σύντομο χρονικό διάστημα αναλογικά με την παραμόρφωση που παρουσίαζαν τα ισχία αυτά. Τα χειρουργεία χαρακτηρίστηκαν ανάλογα με την δυσκολία τους όσον αφορά την παρασκευή της κοτύλης και την ανάξη σαν 1. Σύνηθες, 2. Μέτριας δυσκολίας και 3. Μεγάλης δυσκολίας.

Μετεγχειρητικά η παροχέτευση αφαιρούνταν την 2<sup>η</sup> μέρα και ο ασθενής βάδιζε με τις 2 βακτηρίες μασχάλης για 6 εβδομάδες. Την 6<sup>η</sup> εβδομάδα μετά από κλινικό και ακτινολογικό έλεγχο άρχισε η βάδιση με μία βακτηρία μασχάλης μέχρι και τους τρεις μήνες όπου στη συνέχεια βάδιζαν χωρίς βακτηρίες πάντα μετά από κλινικό και ακτινολογικό έλεγχο. Οι ασθενείς με την οστεοτομία του μηριαίου διατήρησαν τις βακτηρίες μέχρι και τον 4<sup>ο</sup> μήνα όπου υπήρξε πώρωση της οστεοτομίας. Επανέλεγχος γίνονταν στους 6 μήνες και μετά κάθε χρόνο εκτός αν υπήρχε ένδειξη για πιο συχνή παρακολούθηση.

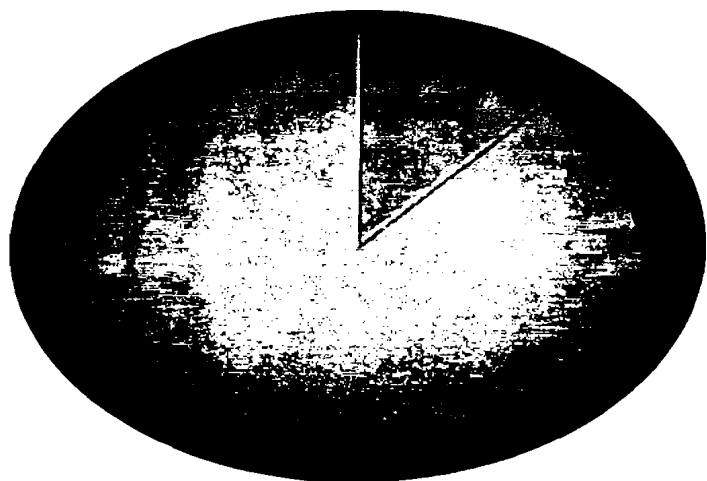
Η στατιστική επεξεργασία έγινε με το σύστημα SPSS 12 ενώ οι επιμέρους αναλύσεις έγιναν με το student-t test. και με το Anova test ανάλογα με τις μεταβλητές.





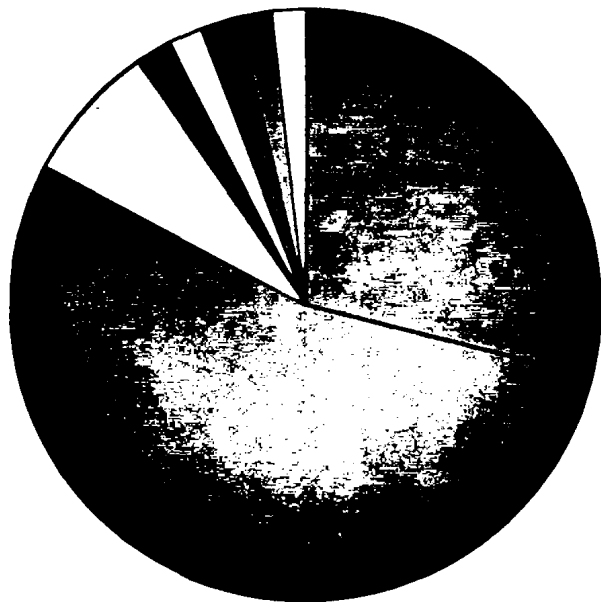
### ΦΥΛΟ

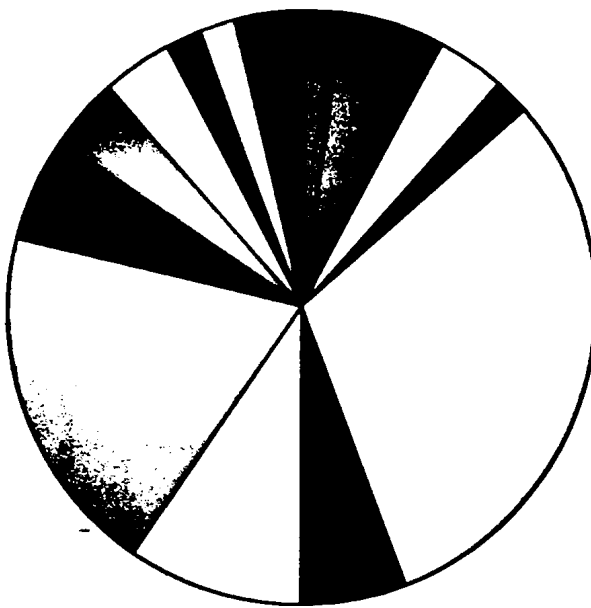
■ ΑΝΔΡΕΣ  
■ ΓΥΝΑΙΚΕΣ



Υψηλό ΣΕΙ-1, Χαμηλό ΣΕΙ-2, Δυσπλασία-3, ΟΑ-4, PERTHES-5,  
Αγκυλοποιητική Σπονδυλίτιδα-6, Παλαιά Σηπτική Αρθρίτιδα-  
7, Συγγενές ραιβό ισχίο-8

■ 1  
■ 2  
■ 3  
■ 4  
□ 5  
■ 6  
■ 7  
□ 8





- ΓΡΕΒΕΝΑ
- ΘΕΣΠΡΩΤΙΑ
- ΒΟΛΟΣ
- ΚΥΠΡΟΣ
- ΙΩΑΝΝΙΝΑ
- ΠΕΛΛΑ
- ΒΟΙΩΤΙΑ
- ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ
- ΑΘΗΝΑ
- ΚΕΡΚΥΡΑ
- ΤΡΙΚΑΛΑ
- ΑΡΤΑ
- ΤΡΙΠΟΛΗ
- ΡΟΔΟΣ
- ΛΑΡΙΣΑ

Τόπος προέλευσης των ασθενών

### III. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.

μέση διάρκεια του χειρουργείου δέρμα - δέρμα ήταν 77.4` (70-110) και η παραμονή των ασθενών στο νοσοκομείο 8(7-15) ημέρες εκτός αν υπήρχε κάποια επιπλοκή. Υπήρξαν 8(15.4%) επεμβάσεις με τη βοήθεια της δυσκολίας, 26(50%) δύσκολες και 18(34.6%) πολύ δύσκολες.

Σε όλους τους ασθενείς χρησιμοποιήθηκε συσκευή διάσωσης αίματος κατά το χειρουργείο από όπου επαναμεταγγίστηκαν κατά μέσο όρο 382ml (223-1070). Σε όλους τους ασθενείς χρησιμοποιήθηκε συσκευή επαναμετάγγισης από όπου πήραν 109.85ml (0-200ml) (SD 54.7). Ο προεγχειρητικός αιματοκρίτης ήταν 37.5(34-42) και την τελευταία μερά παραμονής στο νοσοκομείο ο αιματοκρίτης ήταν 29.1 (27-38) Πίνακας 2.

		CELL SHAVEml	PRHB	POSTHB	REINFUSIONml	TRANSFUSION
N	Valid	52	52	52	52	6
	Missing	0	0	0	0	46
Mean		382.88	11.7368	9.1226	115.96ml	1.83
Median		350.00	11.8750	9.0625	120.00	2.00
Std. Deviation		147.516	.48890	.52888	49.040	.408
Minimum		223	10.63	8.44	0	1
Maximum		1070	13.13	11.88	200	2

Πίνακας 2. Διαχείριση αίματος κατά την εγχείρηση..

Κυπέλλιο τοποθετήθηκε σε γωνία απαγωγής 46°(38-55). Σε 41 (78.8%) ασθενείς τοποθετήθηκαν κυπέλλα από την μηριαία κεφαλή στον πυθμένα και σε 10(19.2%) ασθενείς έγινε ολοπλαστική. Στους 4 μήνες όλοι οι ασθενείς είχαν σχηματίσει οστούν στον πυθμένα της άρθρωσης. Σε 9 (17.2%) ασθενείς έγινε οστεοτομία βράχυνσης στο περιφερικό τμήμα του μηριαίου οστού με την πρόθεση και συγκράτηση με πλάκα LC-DCP με 4,6, και 8 οπές. Σε 6 από αυτούς τους ασθενείς έγινε βράχυνση 3εκ και σε 3 ασθενείς 2εκ. Στους 3 από τους 9 έγινε διόρθωση της καύσης στο γόνατο. Το πλάνο για οστεοτομία είχε γίνει προεγχειρητικά. Όλοι οι ασθενείς επέστρεψαν στους 4 μήνες πώρωση της οστεοτομίας και πλήρη κίνηση στο γόνατο. Χρησιμοποιήθηκαν 46 κυπέλλα με 2 και 3 βίδες Symbios -το μικρότερο 40 και το μεγαλύτερο 54 -



και 6 κυπέλλια Hydrocel το μικρότερο 40 και το μεγαλύτερο 50. Σε 50(90.6%) ασθενείς χρησιμοποιήθηκε κεραμική κεφαλή και σε 2(9.4%) μεταλλική. Σε 41(78.9%) ασθενείς το μέγεθος της κεφαλής ήταν 22 και σε 11(21.1%) 28. Σε 12(16%) ασθενείς έγινε διατομή προσαγωγών.

Μετεγχειρητικά η κλινική αξιολόγηση των ασθενών σύμφωνα με την κλίμακα Aubigme - Postel<sup>241</sup> ήταν 17.04(10-18) SD (1.521) από 10.02(6-12), λεπτομέρειες φαίνονται στον πίνακα. Χαρακτηριστικό είναι ότι όλοι οι ασθενείς εμφάνισαν αυτό το σκόρ από τον πρώτο χρόνο. Η μετακίνηση της πρόθεσης εκτιμήθηκε με την υπολογισμό της απόστασης της από τον ελάσσων τροχαντήρα<sup>235</sup>. Σε κανένα ασθενή δεν παρατηρήθηκε μετακίνηση του εμφυτεύματος ούτε απώλεια οστού κεντρικά από υποκλοπή φορτίων. Κανένας ασθενής δεν εμφάνισε μηριαίο άλγος.

Σε όλους τους ασθενείς υπήρξε πλήρη κάλυψη του κυπελλίου. Ακτινολογική ένδειξη οστεόλυσης του κυπελλίου ήταν η μετακίνηση του σε συνεχείς ακτινογραφίες, ενώ επαπειλούμενη χαλάρωση δήλωνε η παρουσία ακτινοδιαπερατής γραμμής μεγαλύτερη από 2χιλ. Κανένα κυπέλλιο δεν εμφάνισε οστεόλυση.

#### Διεγχειρητικές επιλοκές

Υπήρξαν πέντε επιλοκές (9.6%), τέσσερις διεγχειρητικά και μία την περίοδο που ήταν η ασθενής στο νοσοκομείο.

Σε μία ασθενή 40 ετών με υψηλό συγγενές εξάρθρημα του ισχίου κατά την παρασκευή της κοτύλης έγινε τραυματισμός της μηριαίας φλέβας και χρειάστηκε να συρραφεί με nylon ράμμα 5/0.

Σε μία ασθενής 69 με υψηλό ΣΕΙ και παλαιά οστεοτομία βλαισότητας παρατηρήθηκε κατά την τοποθέτηση του εμφυτεύματος κάταγμα -crack- του εγγύς μηριαίου και χρειάστηκε συγκράτηση με σύρμα.



Σε άλλη ασθενή 61 ετών με υψηλό ΣΕΙ και παλαιά οστεοτομία βλαισότητας κατά την επέμβαση και επειδή ο αυλός ήταν σχεδόν ανύπαρκτος με έντονη σκλήρυνση ήταν αδύνατη η είσοδος του εμφυτεύματος και έγινε διάνοιξη οστικού παραθύρου και χρησιμοποιήθηκε ο οδηγός ενδομυελικών ηλώσεων προκειμένου να διανοιχθεί ο αυλός. Η ίδια ασθενής εμφάνισε μετεγχειρητικά φλεγμονή όπως περιγράφεται παρακάτω.

Μία ασθενής 53 ετών με υψηλό συγγενή εξάρθρωμα και ιδιαίτερα εργώδη ανάταξη εμφάνισε πάρεση περνιαίου νεύρου κατά την αφύπνιση η οποία υποχώρησε 14 μήνες μετά. Στην ασθενή αυτή δεν έγινε επιμήκυνση πέραν των 2εκ.

Τέλος μία ασθενής 69 ετών με υψηλό ΣΕΙ και ιδιαίτερα αυξημένη πρόσθια απόκλιση μηριαίου (40°) εμφάνισε και κατά την αφύπνιση και ενώ ήταν στην κλινική πολλαπλά εξάρθρωματα και χρειάστηκε να γίνει αλλαγή κεφαλής από 22(0) σε 22(+3). Η ίδια ασθενής εμφάνισε έκτοπη οστεοποίηση Brooker III<sup>240</sup> και ποτέ δεν εμφάνισε υψηλό κλινικό σκόρ κατά την παρακοούθηση της

#### Μετεγχειρητικές επιλοκές

Μετεγχειρητικά υπήρξαν 6(11.6%) επιλοκές. Υπήρξε διαφορά στο μήκος των κάτω άκρων 0.219(0-2εκ) SD (0.5206).

Η ασθενής με τον ανύπαρκτο αυλό εμφάνισε σηπτική χαλάρωση 16 μήνες μετά το χειρουργείο και χρειάστηκε να αφαιρεθεί η πρόθεση και να τοποθετηθεί spacer και σε δεύτερο χρόνο ένα χρόνο αργότερα νέο εμφύτευμα με τιμέντο.

Μία ασθενής εμφάνισε 10 μέρες μετά το χειρουργείο επιτολής φλεγμονή του τραύματος -e coli- και χορηγήθηκε αντιβίωση από το στόμα για τρεις εβδομάδες.

Άλλη ασθενής 50 ετών με αμφοτερόπλευρα ΣΕΙ εμφάνισε 40 μήνες μετεγχειρητικά - παρόλο που όλες οι καλλιέργειες ήταν αρνητικές - σηπτική χαλάρωση με παραγωγική φλεγμονή και άφθονο πύον και τοποθετήθηκε spacer και σε δεύτερο χρόνο η τοποθέτηση νέου εμφυτεύματος με τιμέντο.





Άλλη ασθενής εμφάνισε άσηπτη χαλάρωση του κυπέλλου από θραύση του ουριαίου αγκίστρου και έγινε αλλαγή με άλλο κυπέλλιο.

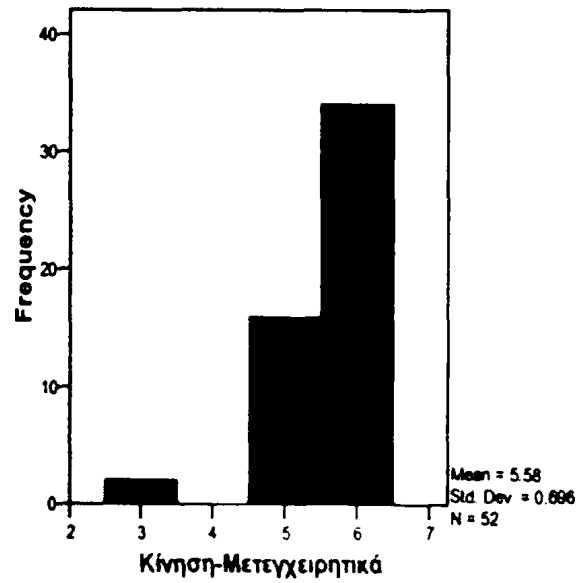
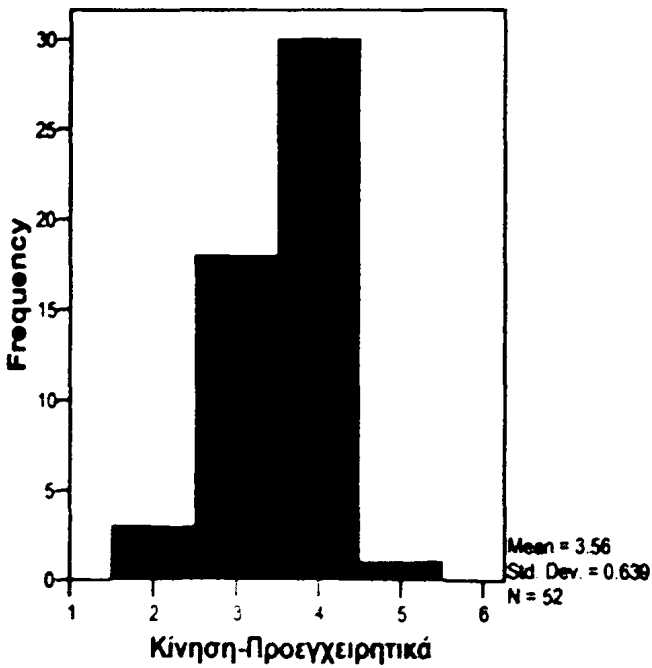
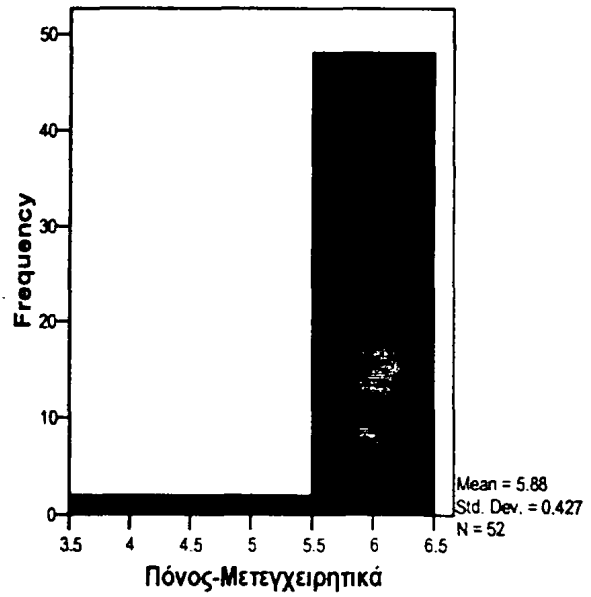
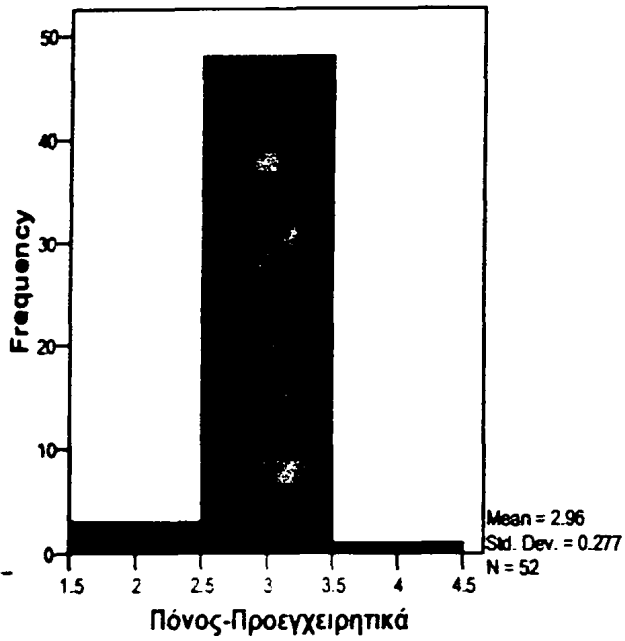
Η ασθενής με τα πολλαπλά εξάρθρηματα παρουσίασε έκτοπη οστεοποίηση Brooker V και χρειάστηκε να χειρουργηθεί για αφαίρεση της.

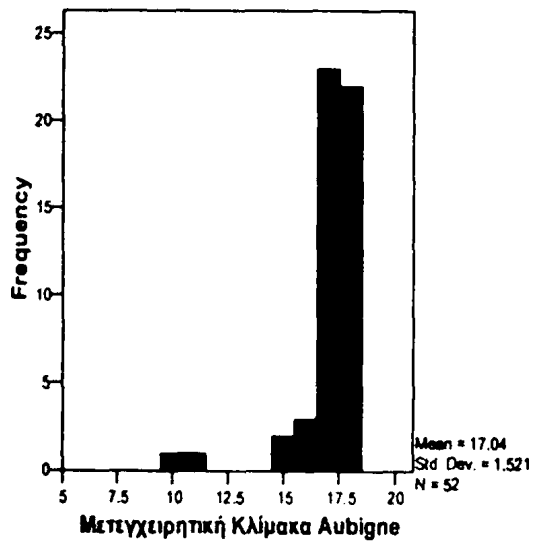
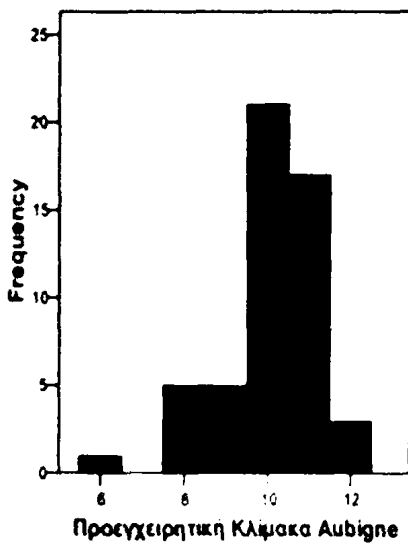
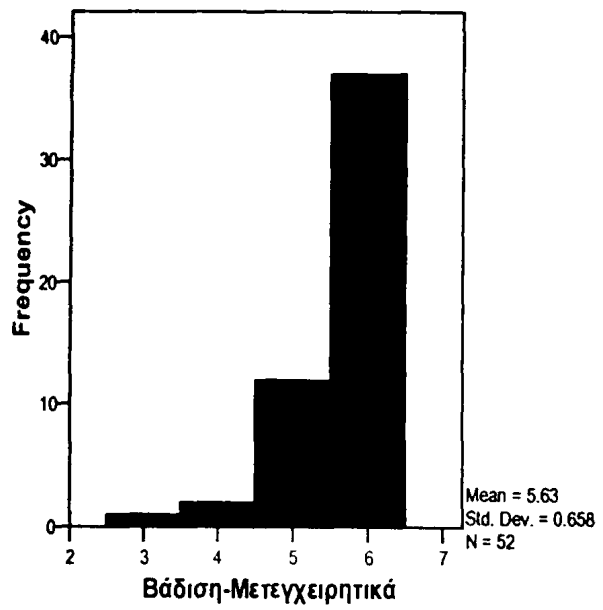
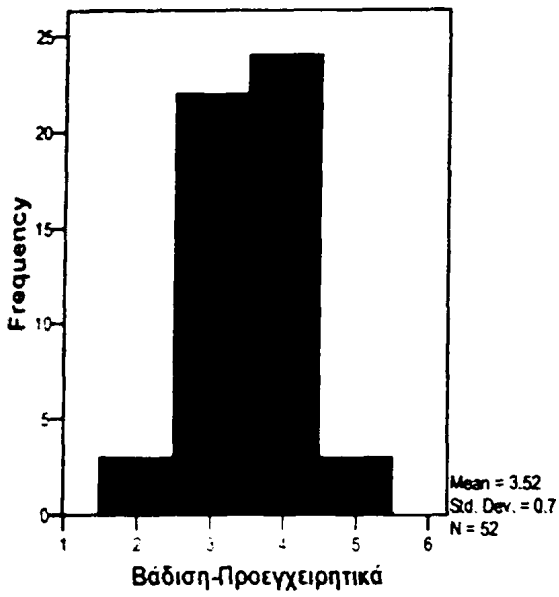
Τέλος η ασθενής με την πάρεση του ισχιακού εμφάνισε 30 μήνες μετεγχειρητικά μικρή – linear-οστεολυτική εστία Gruen 6 χωρίς όμως κλινικά συμπτώματα.

Υπήρξαν δύο αναθεωρήσεις λόγω φλεγμονής 25 και 50 μήνες μετεγχειρητικά. Η συχνότητα επιβίωσης ήταν 96.15% στους 72 μήνες αν οριστεί σαν αποτυχία η αντικατάσταση της μηριαίας πρόθεσης (confidence interval 95%). Όταν οριστούν σαν κριτήρια αποτυχίας η ακτινολογική χαλάρωση της κοτύλης ή του μηριαίου η πιθανότητα διατήρησης ήταν 98.08% στους 72 μήνες (confidence interval 95%).



POSTPAIN





#### IV. ΣΥΖΗΤΗΣΗ-ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Εμφανίζονται συχνά στην βιβλιογραφία μελέτες ολικών αρθροπλαστικών ισχίων που κατά κύριο λόγο βασίζονται στην χειρουργική, κλινική και παθολογική εκτίμηση. Το αποτέλεσμα κρίνεται όσον αφορά την κίνηση, την βάδιση και την ανακούφιση από τον πόνο. Αυτές οι μελέτες περιλαμβάνουν και στατιστική επεξεργασία αλλά σύγκριση μεταξύ των αποτελεσμάτων τους είναι δύσκολο να γίνει καθώς υπάρχουν πολλές διαφορετικές μεταβλητές και κυρίως διαφορά στον χρόνο παρακολούθησης. Όσο αφορά την επέμβαση της ολικής αρθροπλαστικής η διατήρηση της πρόθεσης μέσα στον χρόνο καθορίζει και την επιτυχία της επέμβασης. Η διατήρηση μιας πρόθεσης υπολογίζεται από την ημερομηνία τοποθέτησης της έως την αφαίρεση της.

Γενικά η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων των ολικών αρθροπλαστικών περιλάμβανε την εκτίμηση της θνητότητας, της νοσηρότητας, της συχνότητας των διεγχειρητικών επιπλοκών και της διάρκειας διατήρησης της πρόθεσης. Σήμερα οι παράγοντες αυτοί έχουν ατονήσει και η αξιολόγηση περιλαμβάνει αλλαγές στον πόνο, στην κίνηση, στην βάδιση, στην συχνότητα απουσίας από την εργασία και αλλαγές στην καθημερινή δραστηριότητα<sup>249-252</sup>.

Στην μελέτη αυτή η αξιολόγηση έγινε με την κλίμακα Aubigne-Postel που περιγραφεί τις αλλαγές στον πόνο, την βάδιση και την κίνηση όπως φαίνεται στον πίνακα. Μεταβλητές που εξετάστηκαν ήταν το φύλο, η ηλικία, το είδος της πάθησης, οι προηγούμενες επεμβάσεις, η οστεοτομία βράχυνσης, η μορφολογία του μηριαίου, η ανισοσκελία και η δυσκολία του χειρουργείου.



**Κλίμακα D'Aubigne-Postel**

βαθμολογία	1	2	3	4	5	6
<b>ΚΙΝΗΣΗ</b>  (άθροισμα κινήσεων)	0-30°	30°-60°	60°-100°	100°-160°	160°-210°	> 210°
<b>ΠΟΝΟΣ</b>	Έντονος νυκτερινός ξυπνάει τον άρρωστο	Έντονος στην προσπάθεια βάδισης , περιορίζει κάθε δραστηριότητα	Υποφερτός πόνος , επιτρέπει περιορισμένη δραστηριότητα	Πόνος μόνο μετά κάποια δραστηριότητα που παρέρχεται γρήγορα με την ανάπαυση	Μικρός ή μέτριος πόνος στην αρχή της βάδισης , ελάχιστος με συνηθισμένη δραστηριότητα	Όχι πόνος
<b>ΒΑΔΙΣΗ</b>	Κλινήρης ή για μερικά χρόνια 2BX ή 2BM	Χρόνος και απόσταση πολύ περιορισμένα με ή χωρίς βοήθημα	Περιορισμένη με 1BX (μικρότερη της 1 h ) , δύσκολη χωρίς βοήθημα, ικανός να στέκεται	Μακρινές αποστάσεις με 1BX, περιορισμένη χωρίς BX	Όχι βοήθημα αλλά χωλότητα	Φυσιολογική



Πολλές μελέτες αναφέρουν ότι η πλήρης εφαρμογή μιας πρόθεσης χωρίς τσιμέντο στην εσωτερική επιφάνεια του μηριαίου είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την φυσιολογική μεταφορά φορτίων<sup>125, 165, 166, 231, 232</sup> και για την μηχανική σταθερότητα<sup>160, 165</sup>. Έχει επίσης περιγραφεί<sup>124</sup> σε 200 πτωματικά μηριαία ότι το σχήμα του εγγύς μηριαίου καναλιού ποικίλει και μάλιστα σε μεγαλύτερη ποικιλία από τα εμφυτεύματα που κυκλοφορούν. Για το λόγο αυτό απόλυτη επαφή μιας πρόθεσης με το ενδόστεο του μηριαίου δεν είναι εφικτή. Ένα έλλειμμα 0.35χλ ή περισσότερο μπορεί να εμποδίσει την οστική αναδιαμόρφωση και τέτοια ελλείμματα μπορεί να μειώσουν την μηχανική σταθερότητα της πρόθεσης. Έχει αποδειχτεί ότι μικροκινήσεις 150-500μm συμβάλουν στην ανάπτυξη ινώδους στρώματος ανάμεσα στην πρόθεση και στο οστόν<sup>35</sup>.

Το ερώτημα είναι πως μπορούμε να βελτιώσουμε την πλήρωση και εφαρμογή της πρόθεσης στο μηριαίο κανάλι. Διάφορες προσπάθειες έχουν γίνει για την αντιμετώπιση της ποικιλίας του μηριαίου καναλιού, όπως να υπάρχουν στο χειρουργείο πάρα πολλά μεγέθη και σχήματα πράγμα το οποίο όμως είναι ασύμφορο οικονομικά και χρειάζεται μελέτη για την χειρουργική τεχνική κάθε σχήματος. Άλλη προσπάθεια είναι τα συναρμολογούμενα εμφυτεύματα τα οποία ενώ έχουν χαμηλό κόστος, τα οποία δεν φαίνεται να έχουν καθιερωθεί στην κλινική πράξη. Ο λόγος είναι ότι απαιτούν απαιτητική χειρουργική τεχνική, οι χειρουργοί χρειάζονται αρκετό χρόνο εκπαίδευσης και τέλος ερωτηματικά υπάρχουν για την πιθανότητα οστεόλυσης από την τριβή των συναρμολογούμενων τεμαχίων. Μια τρίτη προσπάθεια προσέγγισης της ενδοστικής ανατομίας του μηριαίου είναι η κατασκευή εξατομικευμένης πρόθεσης. Η σκέψη ήταν να εφαρμοστεί η πρόθεση στο μηριαίο και όχι να παρασκευαστεί το μηριαίο έτσι ώστε να δεχτεί την πρόθεση<sup>126, 130</sup>.

Βασικά υπάρχουν τρεις μέθοδοι χαρτογράφησης της εσωτερικής ανατομίας του μηριαίου. Η διεγχειρητική μελέτη<sup>127, 225</sup> με ειδικά εκμαγεία η οποία όμως είναι χρονοβόρα και έχει δείξει μεγάλη συχνότητα χαλάρωσης<sup>225</sup>. Απλές ακτινογραφίες επίσης έχουν χρησιμοποιηθεί<sup>229</sup>. Η μέθοδος αυτή είναι μη ακριβής καθώς οι διαστάσεις από τις ακτινογραφίες διαφέρουν 1,0 έως 2.4χλ<sup>129</sup>. Τέλος τα τελευταία 15 χρόνια η αξονική τομογραφία έχει αποδειχτεί ιδιαίτερα ακριβής στον έλεγχο της εσωτερικής ανατομίας του μηριαίου<sup>126, 128-130, 160, 166, 230</sup>.



Η προοπτική αυτή μελέτη αφορούσε την κλινική προσέγγιση και έλεγχο με αξονική τομογραφία 165 ασθενών με 185 συγγενή εξάρθρηματα ισχίων. Από αυτούς τους ασθενείς 120 παρουσίαζαν βαριά και παραμελημένη διαταραχή της ανατομίας και υπεβλήθησαν σε περαιτέρω μελέτη με CAD-CAM. Από αυτούς τους ασθενείς σε 42 - 52 ισχία - η μελέτη CAD-CAM έδειξε ότι δεν υπάρχει από τις προθέσεις που κυκλοφορούν κάποια που να ταιριάζει στην ανατομία του μηριαίου. Το γεγονός αυτό και η νεαρή ηλικία τους - μέσο όρο 47,4 χρόνια - ήταν οι δυο παράγοντες που αποφασίστηκε ο σχεδιασμός και η εκτέλεση εξατομικευμένων προθέσεων χωρίς τσιμέντο.

Ο σκοπός λοιπόν της διατριβής αυτής είναι διπλός πρώτον η παρουσίαση του τρόπου ελέγχου και αξιολόγησης ασθενών με βαριά παραμόρφωση της ανατομίας του ισχίου και δεύτερον τα πρώιμα αποτελέσματα των εξατομικευμένων πρόθεσεων Symbios.

Στην Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων τα τελευταία δέκα χρόνια έχει καθιερωθεί η αξονική τομογραφία ως η εξέταση εκλογής της μελέτης ασθενών με διαταραχή της ανατομίας του ισχίου. Αποδεικνύεται και με την διατριβή αυτή ότι η αξονική τομογραφία είναι πολύτιμη καθώς όχι μόνο εντοπίστηκαν 120 από 185 περιπτώσεις για μελέτη με CAD-CAM αλλά επίσης σε δύο ασθενείς διεγνώσθη τέτοια διαταραχή της ανατομίας που απέκλειε την πιθανότητα κατασκευής κυπελλίου μεγέθους 30-32 που αντιστοιχούσε στην κοτύλη. Επίσης με την αξονική τομογραφία και την μελέτη CAD-CAM ο χειρουργός ήταν ενήμερος - πάντα προεγχειρητικά - για την ιδιομορφία του μηριαίου και ποτέ δεν αντιμετώπισε κατά την επέμβαση κάποια δυσκολία που δεν είχε πριν εντοπιστεί. Είναι χαρακτηριστικό ότι όλη η χειρουργική ομάδα ήταν ενήμερη για όλα τα στάδια της επέμβασης και η διάρκεια του χειρουργείου ήταν μικρή - 77'.4'' - αν αναλογιστεί κανείς ότι πρόκειται για ισχία με βαριά παραμόρφωση και ανεγχείρητα για πολλούς ορθοπαιδικούς.

Κύρια ένδειξη του χειρουργείου σε όλους τους ασθενείς ήταν ο πόνος και συνέπεια του οποίου η μειωμένη δραστηριότητα των ασθενών που σταδιακά τους απέκλειε τόσο επαγγελματικά όσο και κοινωνικά. Χαρακτηριστικό είναι ότι 28 από τους 42 ασθενείς είχαν πάρει αρνητική απάντηση από πολλούς ορθοπαιδικούς όσον αφορά την χειρουργική επέμβαση. Οι ασθενείς αυτοί λοιπόν



υπεβλήθησαν στον παραπάνω έλεγχο όπου αποδείχθηκε ότι για να χρησιμοποιήσουμε πρόθεση χωρίς τσιμέντο – λόγω νεαρής ηλικίας - χρειάζεται να γίνει εξατομικευμένη πρόθεση.

Στις περισσότερες μελέτες με εξατομικευμένες προθέσεις περιγράφεται αυξημένη συχνότητα διεγχειρητικών καταγμάτων<sup>126</sup>. Αυτή ήταν και η κύρια ανησυχία του χειρουργού.

Διεγχειρητικά λοιπόν υπήρξαν 5(9.6%) επιπλοκές.

Οι 2 ασθενείς – η μία με το διεγχειρητικό κάταγμα, και η άλλη με το εξάρθρημα που χρειάστηκε να γίνει αλλαγή της κεφαλής – ήταν και οι μεγαλύτεροι σε ηλικία (69 και 67 ετών αντίστοιχα) στην σειρά αυτή. Βρέθηκε θετική συσχέτιση ( $p$  0.008) της ηλικίας των ασθενών με τις διεγχειρητικές επιπλοκές αφού παρατηρήθηκαν σε ασθενείς με μέσο όρο ηλικίας 58 έτη. Δεν βρέθηκε συσχέτιση ( $p$  0.077) ανάλογα με την δυσκολία του χειρουργείου αλλά ούτε και με προηγούμενες επεμβάσεις ( $p$ 0.079). Η επιλογή εξατομικευμένης πρόθεσης και στους δύο ηλικιωμένους ασθενείς έγινε μετά από μελέτη CAD-CAM που έδειχνε ανεπαρκή στήριξη της μικρότερης συμβατής πρόθεσης με τσιμέντο. Στην ασθενή με το εξάρθρημα η αιτία ήταν η πρόσκρουση της κεφαλής στο κυπέλλιο, ενώ στην ασθενή με το διεγχειρητικό κάταγμα πιθανή αιτία ήταν ο στενός μηριαίος αυλός σε σχέση με το μηριαίο εμφύτευμα. Η ασθενής αυτή δεν εμφανίζει σήμερα κανένα πρόβλημα και έχει υψηλό κλινικό σκόρ.

Μία ασθενής (0.19%) εμφάνισε πάρεση ισχιακού νεύρου η οποία επανήλθε 14 μήνες αργότερα. Πιστεύουμε ότι ήταν αποτέλεσμα της εργώδους ανάταξης ή της άστοχης τοποθέτησης αγκίστρου. Αναφέρεται στην βιβλιογραφία πάρεση του περνιαίου κατά την ολική αρθροπλαστική ισχίου 1-2%<sup>253</sup> ενώ σε σειρά 370 ασθενών με διπλασία ισχίου υπήρξαν 8 παρέσεις περνιαίου νεύρου από τις οποίες οι 7 ήταν σε ισχία με δύσκολη ανάταξη<sup>254</sup>.

Όσον αφορά για την άλλη ασθενή με τον τραυματισμό της μηριαίας φλέβας πιστεύουμε ότι οφείλεται στους χειρισμούς κατά την παρασκευή της κοτύλης λόγω του περιορισμένου χώρου αλλά και της διαταραχής της φυσιολογικής ανατομίας.





Τέλος στην ασθενή με την σκλήρυνση του αυλού και την διάνοιξη οστικού παραθύρου πιστεύουμε ότι αυτήν ήταν μία δυσκολία που δεν υπάρχει τρόπος να καθοριστεί προεγχειρητικά.

Υπήρξε θετική συσχέτιση ( $p < 0.008$ ) της οστεοτομίας του μηριαίου με το είδος της πάθησης των ασθενών καθώς οι 7 από τις 9 οστεοτομίες έγιναν σε ασθενείς με υψηλό συγγενές εξάρθρημα.

Ουσιαστικά όσον αφορά τις διεγχειρητικές επιπλοκές θα μπορούσαμε να πούμε ότι μόνο μία (0.19%) επιπλοκή - το διεγχειρητικό κατάγμα του μηριαίου - θα μπορούσε ίσως να αποδοθεί στην εξατομικευμένη πρόθεση και στον τρόπο σχεδιασμού της. Έχει περιγραφεί στην βιβλιογραφία η συχνότητα κατάγματος του μηριαίου σε ΣΕΙ κατά την είσοδο του εμφυτεύματος να είναι 27%<sup>255</sup>. Η μεγάλη αυτή συχνότητα καθιστά αναγκαία την μελέτη του μηριαίου αυλού και θα μπορούσαμε να πούμε - σε σχέση με την επίπτωση του κατάγματος σε αυτή την σειρά - ότι δικαιολογεί την επιλογή μας για εξατομικευμένη πρόθεση.

Μια αδρή σύγκριση όσον αφορά τις διεγχειρητικές επιπλοκές - αν και υπάρχουν πολλές διαφορετικές μεταβλητές - θα μπορούσε να γίνει με δύο παρόμοιες μελέτες προθέσεων με τσιμέντο που περιγράφουν αναλυτικά τους ασθενείς και την πάθηση τους. Σε μελέτη λοιπόν 69 δυσπλαστικών ισχίων<sup>256</sup> - ασθενών ηλικίας 45.7ετών - με πολύ μικρές σε μέγεθος προθέσεις με τσιμέντο και με χρόνο παρακολούθησης 50 μήνες, υπήρξαν 13 (19%) επιπλοκές σε 69 ισχία. η συχνότητα πάρεσης περιφερικού νεύρου ήταν 4(7.3%) ασθενείς σε 55 επεμβάσεις. Σε άλλη μελέτη<sup>257</sup> 19 παραμορφωμένων ισχίων - ασθενών ηλικίας 49 ετών - με εξατομικευμένες προθέσεις με τσιμέντο και χρόνο παρακολούθησης 57 μήνες δεν παρουσιάστηκε καμία επιπλοκή διεγχειρητικά. Πρέπει να τονίσουμε ότι υπάρχουν και άλλες μελέτες με εξατομικευμένες προθέσεις όμως δεν μπορεί να γίνει σύγκριση γιατί είτε απευθύνονται σε άλλες πληθυσμιακές ομάδες ασθενών είτε δεν υπάρχουν αναλυτικές πληροφορίες όσον αφορά την πάθηση των ασθενών.

Επίσης συγκρίνοντας την επίπτωση των περιεγχειρητικών καταγμάτων με άλλες εξατομικευμένες προθέσεις χωρίς τσιμέντο όπου η επίπτωση των περιεγχειρητικών καταγμάτων ήταν αρκετά υψηλή 7.8%<sup>126, 135</sup> στην δική μας σειρά ήταν μόνο 0.19%. Πίνακας 3. Ωστόσο μελέτες με μεγάλο χρόνο παρακολούθησης εξατομικευμένων προθέσεων με καλά αποτελέσματα δεν έχουν δημοσιευτεί. Τέλος



υπάρχουν και δύο μελέτες εξατομικευμένων προθέσεων με κατώτερα αποτελέσματα: 28% αποτυχία πριν τα 4 χρόνια<sup>224</sup> και 80% διατήρηση της πρόθεσης στους 43 μήνες<sup>225</sup>.

	Αναθεώρηση	Εξάρθρωμα	Διάρκεια Χειρουργείου	Παραμονή στο νοσοκομείο
Woolson et al, 55 hips Follow-up 4.8y	7%	16%	-	33 days
Huo et al, 19 hips Follow-up 57m	0%	5%	238min	16 days
Bert, 44 hips Follow-up 6.5y	9%	0%	-	-
Current study, 52 hips follow-up 45.2m	3.85%	1.9%	77min	8 days

Πίνακας 3.

Μετεγχειρητικά υπήρξαν 5(9.6%) επιπλοκές.

Δύο (0.3%) σηπτικές χαλαρώσεις, μία επικολής φλεγμονή 20 μέρες μετά το χειρουργείο, μία ασθενής με έκτοπη οστεοποίηση τύπου III 60 μήνες μετεγχειρητικά, και μία άλλη ασθενής που εμφάνισε μία οστεολυτική εστία χωρίς κλινικά συμπτώματα.

Σήμερα 45.23(26-72) μήνες μετά το χειρουργείο διατηρούνται 50 πρόθεσεις και έχουν αναθεωρηθεί μόνο 2(0.3%) πρόθεσεις για σηπτική χαλάρωση.

Όλοι εκτός από 2 ασθενείς – οι δύο ηλικιωμένοι η μία με την έκτοπη οστεοποίηση και η άλλη με το διεγχειρητικό κάταγμα – δηλώνουν ικανοποιημένοι με την επέμβαση και εμφανίζουν υψηλό σκόρ SF-36 όπως περιγράφεται στον πίνακα.

Στην μελέτη αυτή περιγράφεται επίσης η οστεοτομία του περιφερικού τμήματος του μηριαίου σε ισχία με αναπτυξιακή δυσπλασία. Όλα τα κυπέλλια τοποθετήθηκαν στην αληθή κοτύλη, για την



αποκτάσταση του κέντρου περιστροφής του ισχίου. Σε 9 ασθενείς χρειάστηκε να γίνει οστεοτομία μηριαίου καθώς ήταν αδύνατον να επιτευχθεί η ανάταξη. Συγχρόνως σε 3 από τους 9 ασθενείς έγινε διόρθωση και της βλαισιότητας του γόνατος τροποποιώντας το σχήμα της οστικής σφήνας που αφαιρέθηκε. Η βράχυνση του μηριαίου με οστεοτομία του περιφερικού τμήματος χρησιμοποιείται στην Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων και έχει δείξει πολύ καλά αποτελέσματα. Στην μελέτη μας υπήρξε πώρωση σε όλους τους ασθενείς σε 4 μήνες.

Αν και ο χρόνος παρακολούθησης είναι μικρός και τα αποτελέσματα πρώιμα, αναλογιζόμενοι τα υψηλά κλινικά σκόρ που έχουν εμφανίσει οι ασθενείς με την βαριά διαταραχή της ανατομίας, θα μπορούσαμε να συμπεράνουμε ότι η εξατομικευμένη πρόθεση Sympbios έχει παρουσιάσει πολύ καλά πρώιμα αποτελέσματα που μας ενθαρρύνουν την συνέχιση της σε παρόμοιες καταστάσεις.

Αν και δεν μπορεί να γίνει άμεση σύγκριση θα μπορούσαμε αδρά να πούμε ότι η εξατομικευμένη πρόθεση Sympbios έχει παρόμοια συμπεριφορά και ίσως λίγο καλύτερη όπως άλλες πετυχημένες προθέσεις σαν την Opipit όπου υπήρχε μία υπομάδα ασθενών ηλικίας κάτω των 50 ετών με ελάχιστο χρόνο παρακολούθησης 5 χρόνια<sup>212</sup> όπου 2 προθέσεις αναθεωρήθηκαν λόγω άλγος στο ισχίο άγνωστης αιτιολογίας και μία για εν τω βάθει φλεγμονή. Η πρόθεση σε αυτή την ομάδα είχε 1,9% αποτυχία. Επίσης η πρόθεση ABG από τιτάνιο και με κεντρική επικάλυψη απο υδροξυαπατίτη έχει ανατομικό σχήμα, μικρό μήκος και χρειάζεται υπεργλυφανισμό της διάφυσης για να αποφευχθεί η μεταφορά φορτίων περιφερικά<sup>213</sup>. Σε πολυκεντρική μελέτη<sup>213,214</sup> τα αποτελέσματα ήταν άριστα και οστική ανακατασκευή παρατηρήθηκε ενδεικτικό της σταθερής κεντρική στήριξης. Στα 5-7 χρόνια 3/398 (0,75%) αναθεωρήθηκαν<sup>213</sup>.

Συνολικά στην σειρά μας 4 (5,6%) ασθενείς χρειάστηκαν να χειρουργηθούν για δεύτερη φορά. Οι 2 ασθενείς με την σηπτική χαλάρωση, μία ασθενής που χειρουργήθηκε στις 10 μέρες μετεγχειρητικά – για αλλαγή κεφαλής – και 48 μήνες μετά για αφαίρεση έκτοπης οστεοποίησης και τέλος μία ασθενής που χειρουργήθηκε για αλλαγή κυπελλίου λόγω διάσπασης του ουριαίου αγκίστρου. Βέβαια η τελική αξιολόγηση της πρόθεσης θα γίνει στα δέκα χρόνια παρακολούθησης. Παρόλο αυτά η



εξατομικευμένη πρόθεση Symbiosis θα αποτελεί μία παραδεκτή επιλογή σε ισχία που σχεδόν θεωρούνται ανεγχείρητα λόγω της βαριάς διαταραχή της ανατομίας.

Συμπερασματικά με την παρούσα διατριβή γίνεται μια προσπάθεια προσέγγισης αντιμετώπισης μιας ιδιαίτερα δύσκολης κλινικής κατάστασης σε νεαρά άτομα που είναι η βαριά και παραμελημένη διαταραχή της ανατομίας του ισχίου από διάφορους λόγους με προεξάρχων την συγγενή αναπτυξιακή δυσπλασία του. Επιγραμματικά θα μπορούσαμε να καταλήξουμε στα εξής:

- Βαριά παραμορφωμένα ισχία πρέπει να αντιμετωπίζονται σε μεγάλα και οργανωμένα κέντρα από εμπειρισταμένους και ιδιαίτερα εξειδικευμένους στην άρθρωση του ισχίου χειρουργούς.
- Πλήρης κλινικός και εργαστηριακός έλεγχος τουλάχιστον τρεις μήνες πριν το χειρουργείο
- Έλεγχος με αξονική τομογραφία της άρθρωσης του ισχίου, καθώς και αξονικές μετρήσεις των κάτω άκρων.
- Έλεγχος με CAD-CAM σε ισχία με ιδιόρρυθμη απεικόνιση στην αξονική τομογραφία π.χ. ιδιαίτερα αυξημένη πρόσθια απόκλιση μηριαίου ή ασυνήθιστο σχήμα μηριαίου.
- Η αυτόλογη προκατάθεση αίματος – αν δεν υπάρχει αντένδειξη - είναι ιδιαίτερα σημαντική και ελαττώνει τις ετερόλογες μεταγγίσεις.
- Συσκευή διάσωσης αίματος κατά την χειρουργική επέμβαση είναι σημαντική.
- Εάν από τον προεγχειρητικό έλεγχο διαπιστωθεί ότι χρειάζεται οστεοτομία βράχυνσης τότε η οστεοτομία στο περιφερικό τμήμα του μηριαίου είναι πολύ καλή επιλογή και αν απαιτείται μπορεί να γίνει και διόρθωση της βλαισότητας του γόνατος τροποποιώντας το σχήμα της σφήνας που αφαιρείται..



- Η χρήση μοσχευμάτων από την μηριαία κεφαλή όπως και η κοτυλοπλαστική σε ανεπαρκή έσω τοίχωμα με ελλιπή κάλυψη της τεχνητής κεφαλής είναι ασφαλής μέθοδος και είχε άριστα αποτελέσματα.
- Τέλος η επιλογή εξατομικευμένης πρόθεσης Symbios και εφόσον έχει βρεθεί μετά από έλεγχο ότι δεν ταιριάζει καμία από τις προθέσεις που κυκλοφορούν μπορεί να θεωρηθεί αποδεκτή και δικαιολογημένη καθώς εμφάνισε επίπτωση μικρό ποσοστό διεγχειρητικών καταγμάτων και χαλάρωσης. Επιπλέον πρέπει να τονιστεί εδώ η ταχεία αποκάτασταση των ασθενών και το υψηλό κλινικό σκορ που εμφάνισαν μέσα στον πρώτο χρόνο.
- Ιδιαίτερη προσοχή συνίσταται στον ακτινολογικό έλεγχο, στην αξονική τομογραφία και στον σχεδιασμό της πρόθεσης από τον χειρουργό αφού αν γίνει κάποιο λάθος μετά δεν μπορεί να διορθωθεί. Αυτό θα μπορούσαμε να πούμε ότι είναι το βασικό μειονέκτημα των εξατομικευμένων πρόθεσεων αφού σε λανθασμένο σχεδιασμό οι επιλογές του χειρουργού κατά το χειρουργείο είναι ελάχιστες ή μάλλον μία : η τοποθέτηση πρόθεσης με τσιμέντο σε νεαρούς ασθενείς.
- Όσο για το κόστος αυτό είναι περίπου κατά 1/3 ακριβότερο από τις συμβατικές προθέσεις που μπορεί όμως να αποσβεστεί από την αποφυγή μελλοντικών αναθεωρήσεων αλλά και τον περιορισμό των περιεγχειρητικών επιπλοκών ενώ η λειτουργικότητα των ισχίων σαφώς υπερέρχει.
- Ανακεφαλαιώνοντας θα μπορούσαμε να τονίσουμε ότι ο απώτερος σκοπός της εξατομικευμένης πρόθεσης και ο έλεγχος του ασθενούς με αξονική τομογραφία και CAD-CAM είναι να κάνει την επέμβαση πιο ακριβής, πιο εύκολη για τον χειρουργό και πιο ασφαλής για τον ασθενή.



### 13. ΠΕΡΙΛΗΨΗ

**ΣΚΟΠΟΣ:** Η μελέτη αυτή περιγράφει την προεγχειρητική μελέτη, τον σχεδιασμό και την εκτέλεση εξατομικευμένων ολικών αρθροπλαστικών ισχίων σε 42 ασθενείς – 52 ισχία – με βαριά και παραμελημένη διαταραχή της ανατομίας.

**ΥΛΙΚΟ – ΜΕΘΟΔΟΣ:** Στην Πανεπιστημιακή Ορθοπαιδική Κλινική Ιωαννίνων από τον Μάρτιο 1999 έως τον Ιούλιο 2004 και μελετήθηκαν με αξονική τομογραφία 165 ασθενείς και 185 ισχία. Από αυτούς τους ασθενείς 120 υπεβλήθησαν – λόγω διαταραχής της ανατομίας – σε μελέτη CAD-CAM, και από αυτούς τους ασθενείς 42 (36 γυναίκες – 6 άνδρες, μέση ηλικία 47.4 έτη) 52 ισχία, 10 ασθενείς είχαν αμφοτερόπλευρο ΣΕΙ- υπεβλήθησαν μετά από μελέτη και σχεδιασμό σε επέμβαση εξατομικευμένης ολικής αρθροπλαστικής ισχίου. Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν 45.4 μήνες (26-72). Η κύρια ένδειξη για την χειρουργική επέμβαση σε όλους τους ασθενείς ήταν ο πόνος που δεν παρουσίασε ύφεση παράλο την αυστηρή συντηρητική και φαρμακευτική αγωγή που είχε προηγηθεί.

**ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ:** Η κλινική αξιολόγηση έγινε με την κλίμακα Aubigne-Postel. Το προεγχειρητικό σκόρ ήταν 10.08(6-12) και το μετεγχειρητικό ήταν 17.04(12-18). Υπήρξαν 5(9.6%) διεγχειρητικές επιπλοκές, ένα κάταγμα που αντιμετωπίστηκε με σύρμα, ένα εξάρθρημα που αντιμετωπίστηκε με αλλαγή κεφαλής, δημιουργία οστικού παραθύρου για την διάνοιξη του μηριαίου αυλού, μία πάρεση περονιαίου νεύρου που επανήλθε 14 μήνες μετά, και ένας τραυματισμός μηριαίας φλέβας όπου έγινε συρραφή. Μετεγχειρητικά υπήρξαν 5(9.6%) επιπλοκές, δύο σηπτικές χαλαρώσεις, μία οστεολυτική εστία χωρίς κλινικά σημεία, μία έκτοπη οστεοποίηση III όπου έγινε χειρουργική αφαίρεση, μία επιπολής φλεγμονή που αντιμετωπίστηκε με αντιβιοτικά και μία αποτυχία κυπελλίου που έγινε αντικατάσταση.

**ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ:** Από τις 52 προθέσεις σήμερα 45.4 μήνες μετά το χειρουργείο έχουν αντικατασταθεί δύο λόγω σηπτικής χαλάρωσης και διατηρούνται οι 50. Μία ασθενής έχει εμφανίσει μία οστεολυτική εστία αλλά συνεχίζει να φέρει την πρόθεση μιας και δεν υπάρχουν κλινικά



συμπτώματα. Όλοι οι ασθενείς εκτός από μία έχουν αναπτύξει υψηλό κλινικό σκόρ 17.04 από τον πρώτο χρόνο. Αν και ο χρόνος παρακολούθησης είναι μικρός - 45.4 μήνες (26-72) - η πρόθεση έχει παρουσιάσει πολύ καλά αποτελέσματα αναλογιζόμενοι πάντα την βαριά παραμόρφωση της ανατομίας των ισχίων και την αδυναμία πλήρους εφαρμογής πρόθεσης χωρίς τσιμέντο. Τέλος τα αποτελέσματα της μελέτης πιστεύουμε ότι δικαιολογούν πλήρως την χρήση της αξονικής τομογραφίας και μελέτης CAD-CAM σε παρόμοιες περιπτώσεις. Με τον τρόπο αυτό η επέμβαση είναι πιο ακριβής, ευκολότερη για τον χειρουργό και ασφαλέστερη για τον ασθενή.



#### 14.SUMMARY

**Aim:** The aim of this study is to describe the detailed preoperative planning and the operation of custom made total hip arthroplasty for patients with neglected and severe distorted anatomy hips.

**Materials-Methods:** There were 42 patients – 36 female, 6 male – with 52 hips. The mean age was 47.4 years(22-69) and the mean follow-up was 45.4 months (26-72). The protocol consisted of: pelvis-lateral xrays, CT of pelvis and lower limbs and CAD-CAM using special software which stimulates the operation. Then the last step was the design of custom prosthesis based on the CT and CAD-CAM study. The mean preoperative clinical score according to Aubigne – Postel was 10.02

**Results:** The postoperative mean clinical score was 17.04. There were 5(9.6%) intraoperative complications, one fracture which was dealt with wires, one dislocation which was dealt with revision of head, one paresis of peroneal nerve which was recovered 14 months later, one injury of femoral vein which was dealt with sutures and in one patient with severe sclerosis of the femoral canal a bone window was done to open it. Postoperatively there were five(9.6%) complications. Two patients had septic loosening, one patient had an osteolytic lesion without clinical symptoms, one patient had mechanical failure of the cup and one patient had ectopic ossification III.

**Conclusions:** There were two revisions for septic loosening. There was one fracture intraoperatively that it was due to planning of the implant. There was an osteolytic area in one patient without clinical symptoms. It is believed that only the intraoperative fracture was due to the implant design. Although there is no long follow-up the custom-made prosthesis Symbios has very good clinical results regarding the severe distorted anatomy of these hips. Also the use of CT and CAD-CAM made the procedure very accurate, easier for the surgeon and safer for the patient.



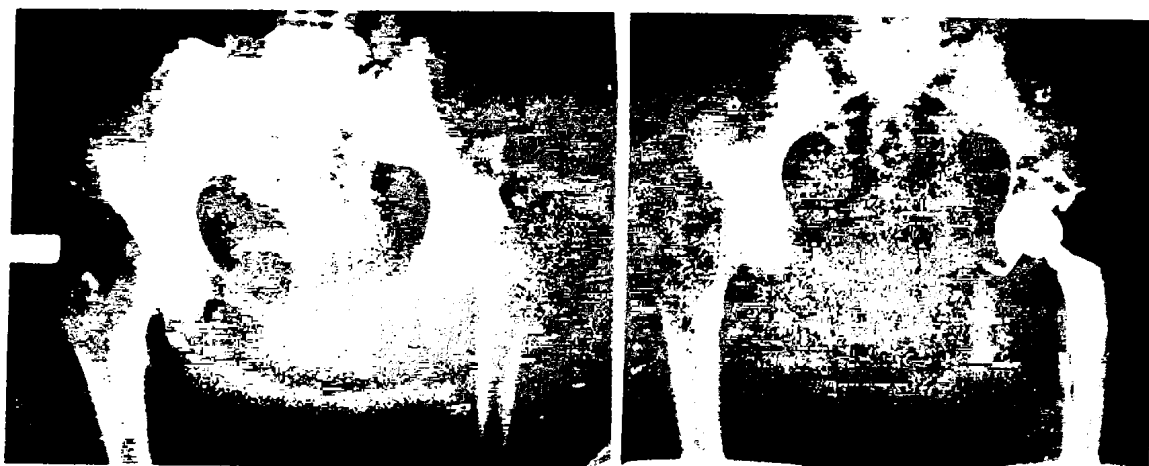


## 15.ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΠΕΡΙΣΤΑΤΙΚΩΝ





Ανω: ΑΡ αρθροδεμένο ισχίο 65 μήνες - ΔΕ ΥΣΕΙ 52 μήνες ΜΤΧ, Κάτω: οστεοτομία βράχυνσης /  
μηριαίου..



Λυσπλαστικό ισχίο 40 μήνες MTX



ΧΣΕΙ ΔΕ 46 μήνες ΧΣΕΙ ΑΡ 54 μήνες MTX

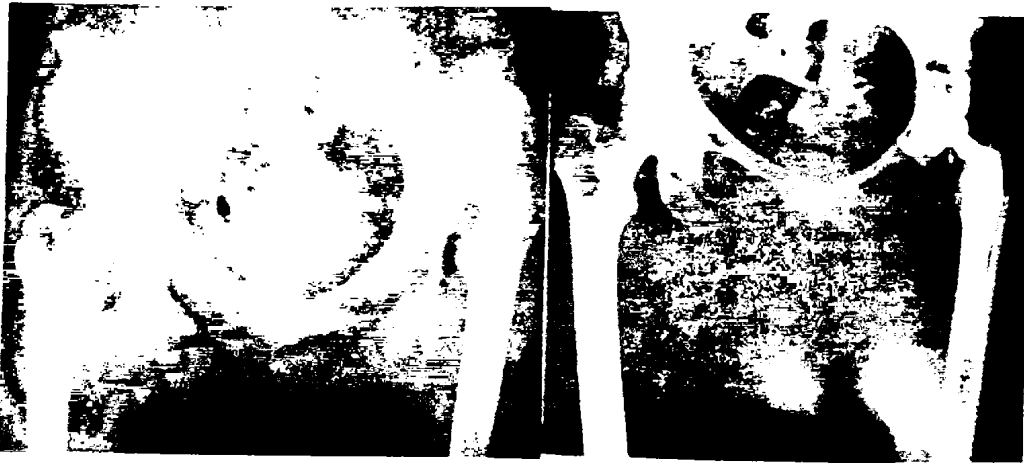




Αρ. ΥΣΕΙ-Δε Εξατομικευμένη Ολική Αθροπλαστική Ισχίου. Πρόκειται για την ασθενή με τη σκλήρυνση όπου χρειάστηκε να διανοιχτεί οστικό παράθυρο για να περάσει η πρόθεση.



ΑΡ. Η ίδια ασθενής 16 μήνες ΜΤΧ με σηπτική χαλάρωση. ΔΕ Αναθεώρηση με Wagner short.



ΥΣΕΙ ΑΡ- 40 μήνες ΜΓΧ

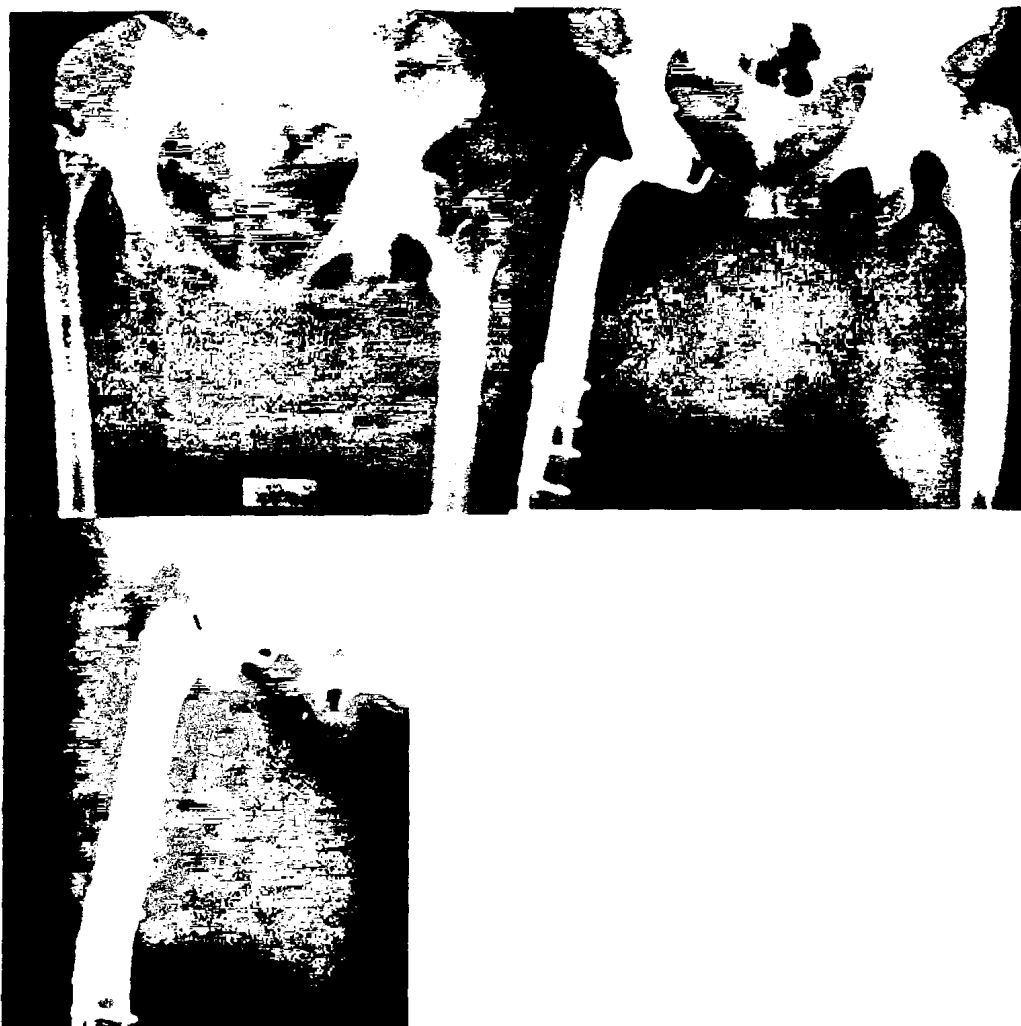


ΥΣΕΙ ΔΕ-ΧΣΕΙ ΑΡ/ ΔΕ 70 μήνες – ΑΡ 29 μήνες ΜΓΧ



ΥΣΕΙ ΔΕ – Η ασθενής με το διεγχειρητικό κάταγμα- 60 μήνες MTX





ΥΣΕΙ ΔΕ- Εξατομικευμένη πρόθεση και Ο/Τ βράχυνσης του μηριαίου 3εκ- 40 μί



ΥΣΕΙ ΑΡ-Παρεγχειρητικό εξάρθρωμα-Αλλαγή καρδιάς-Εκτοπή Οστεοποίηση III 60 μί  
ασθενής -69 ετών - είναι η μόνη που εμφάνισε χαμηλό κλινικό σκόρ μετεγχειρητικά ( 10





ΥΣΕΙ ΔΕ- Η ασθενής με την πάρεση του περινιαίου νεύρου-32 Μήνες ΜΤΧ





ΧΣΕΙ ΔΕ-ΥΣΕΙ ΑΡ/ Εξατομικευμένη πρόθεση και Ο/Τ βράχυνσης 2εκ ΑΡ/ ΔΕ 45 μήνες-ΑΡ 35 μήνες ΜΤΧ.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Poss. Editorial comment. *Clin Orthop*. 1991;1992(274):2.
2. Malchau H HP, Ahnfelt L, Johnell O. Prognosis of total hip replacement: Results from the Swedish National Register. *Scientific Exhibition presented at the 61st Annual Meeting of the AAOS 1993*. 1993; 61st Annual Meeting of the AAOS.
3. Wiklund I, Romanus B. A comparison of quality of life before and after arthroplasty in patients who had arthrosis of the hip joint. *J Bone Joint Surg Am*. Jun 1991;73(5):765-769.
4. O'Boyle CA, McGee H, Hickey A, O'Malley K, Joyce CR. Individual quality of life in patients undergoing hip replacement. *Lancet*. May 2 1992;339(8801):1088-1091.
5. Ethgen O, Bruyere O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Am*. May 2004;86-A(5):963-974.
6. Ahnfelt L, Herberts P, Malchau H, Andersson GB. Prognosis of total hip replacement. A Swedish multicenter study of 4,664 revisions. *Acta Orthop Scand Suppl*. 1990;238:1-26.
7. Barton. On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. *North America Medical Journal*. 1827;3:279.
8. Murphy. Murphy, J.B.: Surg.Clin. John B. Murhy, 4, 1915. *Surg.Clin. John B. Murhy*, 4, 1915. 1915.;4.
9. Scales. Arthroplasty of the hip using foreign materials: A history. *Symposium on lubrication and wear in living and artificial human joints. Istitution of Mechanical Engineets, Bridgewalk, Westminster, London*. 1967;Paper 13.
10. Hey-Groves. Reconstructive surgery of the hip. *British Journal of Surgery*. 1927; 14(55):486-517.
11. Smith-Petersen. Arthroplasty of the hip. A new method. *JBJS,A*. 1939.;21(2):269-288.
12. Ueno R AN. The Hip, Clinical studies and basic research. *Exepta medica, Intern. Congress Series*.
13. Harmon. Arthroplasty of the hip for osteoarthritis utilizing foreign body cups of plastic. *Surgery, Gynecology&Obstetrics*. 1943;76(3):347-365.
14. Urist MR. The principles of hip-socket arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. Jul 1957;39-A(4):786-810.
15. Moore. *Hip Joint Surgery*. South Carolina: Columbia; 1963.
16. Moore A.T. BH. Metal hip joint. *JBJS,A*. 1943;25(3):688-692.



17. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg*. Mar 18 1958;45(193):488-497.
18. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. May 1966;48(2):245-259.
19. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*. Feb 1960;42-B:28-30.
20. Ring PA. Total replacement of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. Sep-Oct 1970;72:161-168.
21. Ring PA. Replacement of the hip joint. *Ann R Coll Surg Engl*. Jun 1971;48(6):344-355.
22. Ring PA. Ring UPM total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Jun 1983(176):115-123.
23. Itami Y, Akamatsu N, Tomita Y, Nagai M. The direct fixation system of total hip prosthesis. Research of the possibilities of fixing total hip prosthesis directly to bone. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1982;100(1):11-17.
24. Lord GA, Hardy JR, Kummer FJ. An uncemented total hip replacement: experimental study and review of 300 madreporique arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*. Jun 1979(141):2-16.
- 25. Galante J, Rostoker W, Lueck R, Ray RD. Sintered fiber metal composites as a basis for attachment of implants to bone. *J Bone Joint Surg Am*. Jan 1971;53(1):101-114.
26. Amstutz HC, Clarke IC, Christie J, Graff-Radford A. Total hip articular replacement by internal eccentric shells: the "tharies" approach to total surface replacement arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Oct 1977(128):261-284.
27. Maquet. Paul G.J. Maquet. Biomechanics of the hip. As applied to Osteoarthritis and Related Conditions. Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Tokyo.
28. Dietrich. *Congenital Dysplasia and Dislocation Of The Hip In Children And Adults*. New York.
29. Kapanji. The physiology of the joints V Two LLCL. Kapanji. The physiology of the joints V Two, Lower Limp. Churchill Livingstone.
30. M M. Muller M Orthopaedic Review Coloranto -Review course 23/5/2003. Paper presented at: Orthopaedic Review Course, 2003; Coloranto.
31. Lappalainen R, Santavirta SS. Potential of coatings in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. Jan 2005(430):72-79.
32. Fitzgerald. Non - Cemented Total Hip Arthroplasty. *Raven Press, Ltd, New York* 1988. 1988.
33. Engh CA, Massin P. Cementless total hip arthroplasty using the anatomic medullary locking stem. Results using a survivorship analysis. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1989(249):141-158.
34. Hozack WJ, Booth RE, Jr. Clinical and radiographic results with the Trilock femoral component--a wedge-fit porous ingrowth stem design. *Semin Arthroplasty*. Jul 1990;1(1):64-69.



35. Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C. Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin Orthop Relat Res*. Jul 1986(208):108-113.
36. Hungerford D LC. The rationale of cementless revision of cemented arthroplasty failures. *Clin Orthop*. 1985;235:12.
37. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. *J Bone Joint Surg Am*. Mar 1988;70(3):337-346.
38. Burkart BC, Bourne RB, Rorabeck CH, Kirk PG. Thigh pain in cementless total hip arthroplasty. A comparison of two systems at 2 years' follow-up. *Orthop Clin North Am*. Oct 1993;24(4):645-653.
39. Boby J, Cameron HU PR, Weatherly GC. The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop*. 1980;22:191-201.
40. Cruess. Healing of bone, tendon, and ligament. *Fractures Vol I, Philadelphia: Lippincott, 1984*. 1984.
41. Ray J HJ, Cook S, Kevin T. Biological fixation of porous coated implants. *JBJS*. 1987;69A:N9.
- 42. Muller. Muller M Orthopaedic Review Course. Paper presented at: Orthopaedic Review, 2003; Coloranto.
43. Engh CA, Boby J. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Jun 1988(231):7-28.
44. Bloebaum RD, Rubman MH, Hofmann AA. Bone ingrowth into porous-coated tibial components implanted with autograft bone chips. Analysis of ten consecutively retrieved implants. *J Arthroplasty*. Dec 1992;7(4):483-493.
45. Clemow AJ, Weinstein AM, Klawitter JJ, Koeneman J, Anderson J. Interface mechanics of porous titanium implants. *J Biomed Mater Res*. Jan 1981;15(1):73-82.
46. Turner TM, Sumner DR, Urban RM, Rivero DP, Galante JO. A comparative study of porous coatings in a weight-bearing total hip-arthroplasty model. *J Bone Joint Surg Am*. Dec 1986;68(9):1396-1409.
47. Goldberg VM, Stevenson S, Feighan J, Davy D. Biology of grit-blasted titanium alloy implants. *Clin Orthop Relat Res*. Oct 1995(319):122-129.
48. Delaunay C, Bonomet F, North J, Jobard D, Cazeau C, Kempf JF. Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5- to 10-year multicenter study. *J Arthroplasty*. Jan 2001;16(1):47-54.
49. Byungwoo M LD, Lawrence D, Zhinian W. Radiographic comparison of diaphyseal grit blasted with smooth surface stem by matched pair analysis. *Clin Orthop* 381,156, 2000. Radiographic comparison of diaphyseal grit blasted with smooth surface stem by matched pair analysis. *Clin Orthop*. 2000;381:156.



50. Wick M, Lester DK. Radiological changes in second- and third-generation Zweymuller stems. *J Bone Joint Surg Br.* Nov 2004;86(8):1108-1114.
51. Furlong RJ, Osborn JF. Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg Br.* Sep 1991;73(5):741-745.
52. Kim YH, Kim JS, Oh SH, Kim JM. Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. *J Bone Joint Surg Am.* Sep 2003;85-A(9):1682-1688.
53. Porter AE, Hobbs LW, Rosen VB, Spector M. The ultrastructure of the plasma-sprayed hydroxyapatite-bone interface predisposing to bone bonding. *Biomaterials.* Feb 2002;23(3):725-733.
54. Kipakdi K CP, Bells J. HA binds more serum proteins, purified integrins and osteoclast precursors cells than titanium or steel. *J Biomed Mater Res.* 2001;57:258-267.
55. Dumbleton J, Manley MT. Hydroxyapatite-coated prostheses in total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Nov 2004;86-A(11):2526-2540.
56. Geesink RG. Experimental and clinical experience with hydroxyapatite-coated hip implants. *Orthopedics.* Sep 1989;12(9):1239-1242.
57. Geesink RG. Hydroxyapatite-coated total hip prostheses. Two-year clinical and roentgenographic results of 100 cases. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1990(261):39-58.
58. Management of bone loss during revision hip or knee replacement. *Orthop Clin Of Nort America.* 1998;29(2):173-186.
59. Maloney WJ, Sychterz C, Bragdon C, et al. The Otto Aufranc Award. Skeletal response to well fixed femoral components inserted with and without cement. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1996(333):15-26.
60. Koukoubis A. G, R.R., McCollum, D.E.. Analysis of strain of femoral bone in total hip arthroplasty. *Acta Hellenica Orthopaedica.* 1995;46(3):293-298.
61. Huiskes R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1990(261):27-38.
62. Comadoll JL, Sherman RE, Gustilo RB, Bechtold JE. Radiographic changes in bone dimensions in asymptomatic cemented total hip arthroplasties. Results of nine to thirteen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Mar 1988;70(3):433-438.
63. Kilgus D SE, Tipton J. DEXA measurement of bone mineral density around porous coated cementless femoral implants. *JBJS,B.* 1993;75:278.
64. Kroger H, Vanninen E, Overmyer M, Miettinen H, Rushton N, Suomalainen O. Periprosthetic bone loss and regional bone turnover in uncemented total hip arthroplasty: a prospective study using high resolution single photon emission tomography and dual-energy X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res.* Mar 1997;12(3):487-492.
65. Pritchett JW. Femoral bone loss following hip replacement. A comparative study. *Clin Orthop Relat Res.* May 1995(314):156-161.



66. Pilliar RM, Cameron HU, Binnington AG, Szivek J, Macnab I. Bone ingrowth and stress shielding with a porous surface coated fracture fixation plate. *J Biomed Mater Res*. Sep 1979;13(5):799-810.
67. Huiskes. *Stress patterns, failure modes, and bones remodeling. Non cemented THR*. New York: Ltd; 1988.
68. Huiskes R WH, Dalstra M. *Non cemented THR. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented arthroplasty*. New York: Ltd; 1988.
69. Bobynd JD, Glassman AH, Goto H, Krygier JJ, Miller JE, Brooks CE. The effect of stem stiffness on femoral bone resorption after canine porous-coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1990(261):196-213.
70. McCutchen JW, Collier JP, Mayor MB. Osseointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1990(261):114-125.
71. Mallory T LR, Leith J. Why a Taper? *JBJS*. 2002;84A(Supplem 2).
72. Bourne R RC, Patterson J, Guertin J. Tapered Titanium Cementless Total Hip Replacements. *Clin Orthop*. 2001;335:112-120.
73. Bugbee WD, Culpepper WJ, 2nd, Engh CA, Jr., Engh CA, Sr. Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am*. Jul 1997;79(7):1007-1012.
74. Draenert KD, Draenert YI, Krauspe R, Bettin D. Strain adaptive bone remodelling in total joint replacement. *Clin Orthop Relat Res*. Jan 2005(430):12-27.
75. Charnley J. Fracture of femoral prostheses in total hip replacement. A clinical study. *Clin Orthop Relat Res*. Sep 1975(111):105-120.
76. Harris WH, Schiller AL, Scholler JM, Freiberg RA, Scott R. Extensive localized bone resorption in the femur following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. Jul 1976;58(5):612-618.
77. Fender D, Harper WM, Gregg PJ. Outcome of Charnley total hip replacement across a single health region in England: the results at five years from a regional hip register. *J Bone Joint Surg Br*. Jul 1999;81(4):577-581.
78. Collier JP, Surprenant VA, Jensen RE, Mayor MB, Surprenant HP. Corrosion between the components of modular femoral hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. Jul 1992;74(4):511-517.
79. Sinha RK, Shanbhag AS, Maloney WJ, Hasselman CT, Rubash HE. Osteolysis: cause and effect. *Instr Course Lect*. 1998;47:307-320.
80. Crotti TN, Smith MD, Findlay DM, et al. Factors regulating osteoclast formation in human tissues adjacent to peri-implant bone loss: expression of receptor activator NFKappaB, RANK ligand and osteoprotegerin. *Biomaterials*. Feb 2004;25(4):565-573.
81. Cwynne E HM, Bourne R. Osteolysis: Etiology, Prosthetic factors and pathogenesis. *ICL*. 2000;49.



82. Stulberg BN, Singer R, Goldner J, Stulberg J. Uncemented total hip arthroplasty in osteonecrosis: a 2- to 10-year evaluation. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1997(334):116-123.
83. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* Jun 1979(141):17-27.
84. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* Nov-Dec 1976(121):20-32.
85. Hirakawa K, Jacobs JJ, Urban R, Saito T. Mechanisms of failure of total hip replacements: lessons learned from retrieval studies. *Clin Orthop Relat Res.* Mar 2004(420):10-17.
86. Ranawat C EC, Galante J, Hedley A, Salvati E. Symposium: Cemented versus Bony Ingrowth Prostheses. *Contemporary Orthop V 25,N5,1992.* Symposium: Cemented versus Bony Ingrowth Prostheses. *Contem Orthopaedics.* 1992;25(5).
87. Hodgkinson J SP, Wroblewski B. The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasty: New experimental data and a seven-year clinical follow-up. *Clin Orthop.* 1983;176:67.
- 88. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1987;69(1):45-55.
89. Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Radiographic assessment of cementless femoral components. Correlation with intraoperative mechanical stability. *J Arthroplasty.* Apr 1994;9(2):137-141.
90. Kobayashi A, Donnelly WJ, Scott G, Freeman MA. Early radiological observations may predict the long-term survival of femoral hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* Jul 1997;79(4):583-589.
91. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* Aug 1990(257):107-128.
92. Heekin RD, Callaghan JJ, Hopkinson WJ, Savory CG, Xenos JS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. Results after five to seven years in a prospective study. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 1993;75(1):77-91.
93. Ragab AA, Kraay MJ, Goldberg VM. Clinical and radiographic outcomes of total hip arthroplasty with insertion of an anatomically designed femoral component without cement for the treatment of primary osteoarthritis. A study with a minimum of six years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 1999;81(2):210-218.
94. Dorr LD, Lewonowski K, Lucero M, Harris M, Wan Z. Failure mechanisms of anatomic porous replacement I cementless total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1997(334):157-167.





95. D'Lima DD, Oishi CS, Petersilge WJ, Colwell CW, Jr., Walker RH. 100 cemented versus 100 noncemented stems with comparison of 25 matched pairs. *Clin Orthop Relat Res.* Mar 1998(348):140-148.
96. Tronzo RG. An overview of cementless hip systems: a personal 20-year odyssey. *Orthopedics.* Sep 1989;12(9):1161-1171.
97. Nakamura. Study on the thigh pain after total hip arthroplasty: observation of the flexor reflex by intramedullary pressure in rabbit femur. Paper presented at: Orthop Trans 51st Annual Meeting of ORS, 2005, 2005.
98. Incavo SJ, Havener T, Benson E, McGrory BJ, Coughlin KM, Beynon BD. Efforts to improve cementless femoral stems in THR: 2- to 5-year follow-up of a high-offset femoral stem with distal stem modification (Secur-Fit Plus). *J Arthroplasty.* Jan 2004;19(1):61-67.
99. Lavenia C DM, Hernandez V. Thigh pain in primary THR: the effects of elastic moduli. Paper presented at: Orthop Trans 50st Annual Meeting of ORS, 2004.
100. Campbell AC, Rorabeck CH, Bourne RB, Chess D, Nott L. Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1992;74(1):63-66.
101. Barrack RL, Jasty M, Bragdon C, Haire T, Harris WH. Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br.* Jul 1992;74(4):507-510.
102. Muller ME. Lessons of 30 years of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1992(274):12-21.
103. Coventry MB. Lessons learned in 30 years of total hip arthroplasty. *Clin orthop.* 1992;274:22-32.
104. Booth B, Rothman. *Total hip arthroplasty*; 1987.
105. Daltroy LH, Morlino CI, Eaton HM, Poss R, Liang MH. Preoperative education for total hip and knee replacement patients. *Arthritis Care Res.* Dec 1998;11(6):469-478.
106. Havelin LI, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB, Langeland N. The Norwegian arthroplasty register. A survey of 17,444 hip replacements 1987-1990. *Acta Orthop Scand.* Jun 1993;64(3):245-251.
107. Total Hip Replacement. *NIH Consensus Statement.* 1994;Sept 12-14(5):1-31.
108. Sochart DH, Porter ML. Long-term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years. *J Arthroplasty.* Feb 1998;13(2):123-131.
109. Callaghan JJ, Forest EE, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A twenty to twenty-five-year follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* May 1998;80(5):704-714.
110. Lavernia CJ, Guzman JF. Relationship of surgical volume to short-term mortality, morbidity, and hospital charges in arthroplasty. *J Arthroplasty.* Apr 1995;10(2):133-140.



111. Munoz E, Boiardo R, Mulloy K, et al. Economies of scale, physician volume for orthopedic surgical patients, and the DRG prospective payment system. *Orthopedics*. Jan 1990;13(1):39-44.
112. Shina. Total hip replacement surgery. *Operat Techn in Orthop*. 2000;10(2):5-10.
113. Murray DW, Carr AJ, Bulstrode CJ. Which primary total hip replacement? *J Bone Joint Surg Br*. Jul 1995;77(4):520-527.
114. Ilchmann T, Markovic L, Joshi A, Hardinge K, Murphy J, Wingstrand H. Migration and wear of long-term successful Charnley total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br*. May 1998;80(3):377-381.
115. Ritter MA. Direct compression molded polyethylene for total hip and knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 2001(393):94-100.
116. McKellop H, Shen FW, Lu B, Campbell P, Salovey R. Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. *J Orthop Res*. Mar 1999;17(2):157-167.
117. Jazrawi LM, Bogner E, Della Valle CJ, et al. Wear rates of ceramic-on-ceramic bearing surfaces in total hip implants: a 12-year follow-up study. *J Arthroplasty*. Oct 1999;14(7):781-787.
118. Visuri T, Koskenvuo M. Cancer risk after Mckee-Farrar total hip replacement. *Orthopedics*. Feb 1991;14(2):137-142.
119. Burstein. *The uncemented arthroplasty: new rules for design for the femoral component. Non-cemented total hip arthroplasty*. New York: Raven Press; 1988.
120. Dall DM, Grobelaar CJ, Learmonth ID, Dall G. Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results in South Africa. *Clin Orthop Relat Res*. Oct 1986(211):85-90.
121. Eftekhar NS. Long-term results of cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1987(225):207-217.
122. Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC. Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. Dec 1981;63(9):1426-1434.
123. Collis DK. Cemented total hip replacement in patients who are less than fifty years old. *J Bone Joint Surg Am*. Mar 1984;66(3):353-359.
124. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res*. Oct 1988(235):148-165.
125. Robertson DD, Walker PS, Hirano SK, Zhou XM, Granholm JW, Poss R. Improving the fit of press-fit hip stems. *Clin Orthop Relat Res*. Mar 1988(228):134-140.
126. Bargar WL. Shape the implant to the patient. A rationale for the use of custom-fit cementless total hip implants. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1989(249):73-78.
127. Mulier JC, Mulier M, Brady LP, et al. A new system to produce intraoperatively custom femoral prosthesis from measurements taken during the surgical procedure. *Clin Orthop Relat Res*. Dec 1989(249):97-112.



128. Robertson DD, Walker PS, Granholm JW, et al. Design of custom hip stem prostheses using three-dimensional CT modeling. *J Comput Assist Tomogr.* Sep-Oct 1987;11(5):804-809.
129. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1992;74(1):28-32.
130. Stulberg SD, Stulberg BN, Wixson RL. The rationale, design characteristics, and preliminary results of a primary custom total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1989(249):79-96.
131. Woolson ST, Dev P, Fellingham LL, Vassiliadis A. Three-dimensional imaging of bone from computerized tomography. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1986(202):239-248.
132. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision. *J Arthroplasty.* 1992;7 Suppl:403-409.
133. Eckrich SG, Noble PC, Tullos HS. Effect of rotation on the radiographic appearance of the femoral canal. *J Arthroplasty.* Aug 1994;9(4):419-426.
134. Walker PS, Robertson DD. Design and fabrication of cementless hip stems. *Clin Orthop Relat Res.* Oct 1988(235):25-34.
- 135. Reuben JD, Chang CH, Akin JE, Lionberger DR. A knowledge-based computer-aided design and manufacturing system for total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1992(285):48-56.
136. Bougault JJ AJ, Pizzeta M, Aubaniac JM. A clinical and radiographic evaluation of 337 custom made prostheses: A one to six year follow-up study. *JBJS.* 1993;75-B(Suppl III):258.
137. Essinger. A contourless custom hip designing process. *JBJS.* 1993;75-B(Suppl):251.
138. Brien. Design aspects of custom hips. *JBJS.* 1993;75-B(Suppl III):251.
139. Hua J WP. A versatile hip design workstation-scientific rationale. *JBJS.* 1993;75-B(suppl):251.
140. Massin P, Geais L, Astoin E, Simondi M, Lavaste F. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur. *J Arthroplasty.* Jan 2000;15(1):93-101.
141. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF, de Roguin B, Argenson JN. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* Jun 1997;12(4):444-450.
142. Smith RW, Jr., Walker RR. Femoral Expansion in Aging Women: Implications for Osteoporosis and Fractures. *Science.* Jul 10 1964;145:156-157.
143. Ruff CB, Hayes WC. Subperiosteal expansion and cortical remodeling of the human femur and tibia with aging. *Science.* Sep 3 1982;217(4563):945-948.
144. Poss R, Staehlin P, Larson M. Femoral expansion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1987;2(4):259-264.



145. Robinson D, Hendel D, Halperin N. Changes in femur dimensions in asymptomatic non-cemented hip arthroplasties. 20 cases followed for 5-8 years. *Acta Orthop Scand.* Aug 1994;65(4):415-417.
146. Kim YH, Kim VE. Results of the Harris-Galante cementless hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1992;74(1):83-87.
147. Martell JM, Pierson RH, 3rd, Jacobs JJ, Rosenberg AG, Maley M, Galante JO. Primary total hip reconstruction with a titanium fiber-coated prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg Am.* Apr 1993;75(4):554-571.
148. Mulliken BD, Nayak N, Bourne RB, Rorabeck CH, Bullas R. Early radiographic results comparing cemented and cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* Jan 1996;11(1):24-33.
149. Robertson D TJ. CT imaging of bone around metal implants. The state of the art. *JBJS,B.* 1993;75(sup.III):252-253.
150. Feng Z, Ziv I, Rho J. The accuracy of computed tomography-based linear measurements of human femora and titanium stem. *Invest Radiol.* Jun 1996;31(6):333-337.
151. Buhler DW, Berlemann U, Lippuner K, Jaeger P, Nolte LP. Three-dimensional primary stability of cementless femoral stems. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* Mar 1997;12(2):75-86.
152. Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, Wyder D, Eskilsson G, Perren SM. A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* Nov 1989(248):200-209.
153. Whiteside LA, Easley JC. The effect of collar and distal stem fixation on micromotion of the femoral stem in uncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Feb 1989(239):145-153.
154. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 1988;70(1):45-50.
155. Nunn D, Freeman MA, Tanner KE, Bonfield W. Torsional stability of the femoral component of hip arthroplasty. Response to an anteriorly applied load. *J Bone Joint Surg Br.* May 1989;71(3):452-455.
156. Burke DW, O'Connor DO, Zalenski EB, Jasty M, Harris WH. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1991;73(1):33-37.
157. Callaghan JJ, Fulghum CS, Glisson RR, Stranne SK. The effect of femoral stem geometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip prostheses. Comparison of straight-stem and curved-stem designs. *J Bone Joint Surg Am.* Jul 1992;74(6):839-848.
158. Ohl MD, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Torsional fixation of a modular femoral hip component. *Clin Orthop Relat Res.* Feb 1993(287):135-141.
159. Hua J, Walker PS. Relative motion of hip stems under load. An in vitro study of symmetrical, asymmetrical, and custom asymmetrical designs. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 1994;76(1):95-103.



160. Dujardin FH, Mollard R, Toupin JM, Coblenz A, Thomine JM. Micromotion, fit, and fill of custom made femoral stems designed with an automated process. *Clin Orthop Relat Res.* Apr 1996(325):276-289.
161. Sugiyama H, Whiteside LA, Engh CA. Torsional fixation of the femoral component in total hip arthroplasty. The effect of surgical press-fit technique. *Clin Orthop Relat Res.* Feb 1992(275):187-193.
162. Whiteside LA, Arima J, White SE, Branam L, McCarthy DS. Fixation of the modular total hip femoral component in cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1994(298):184-190.
163. Kendrick JB, 2nd, Noble PC, Tullos HS. Distal stem design and the torsional stability of cementless femoral stems. *J Arthroplasty.* Aug 1995;10(4):463-469.
164. Oh I, Harris WH. Proximal strain distribution in the loaded femur. An in vitro comparison of the distributions in the intact femur and after insertion of different hip-replacement femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 1978;60(1):75-85.
165. Walker PS, Schneeweis D, Murphy S, Nelson P. Strains and micromotions of press-fit femoral stem prostheses. *J Biomech.* 1987;20(7):693-702.
166. Hua J, Walker PS. Closeness of fit of uncemented stems improves the strain distribution in the femur. *J Orthop Res.* May 1995;13(3):339-346.
167. Jasty M, O'Connor DO, Henshaw RM, Harrigan TP, Harris WH. Fit of the uncemented femoral component and the use of cement influence the strain transfer the femoral cortex. *J Orthop Res.* Sep 1994;12(5):648-656.
168. Skinner HB, Kilgus DJ, Keyak J, Shimaoka EE, Kim AS, Tipton JS. Correlation of computed finite element stresses to bone density after remodeling around cementless femoral implants. *Clin Orthop Relat Res.* Aug 1994(305):178-189.
169. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling. *J Biomech Eng.* Nov 1994;116(4):393-400.
170. Keaveny TM, Bartel DL. Effects of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis. *J Biomech.* Oct 1993;26(10):1205-1216.
171. Engh CA, Glassman AH, Suthers KE. The case for porous-coated hip implants. The femoral side. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1990(261):63-81.
172. Johnston RC, Fitzgerald RH, Jr., Harris WH, Poss R, Muller ME, Sledge CB. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 1990;72(2):161-168.
173. Rosenthal L, Bobyn JD, Brooks CE. Temporal changes of periprosthetic bone density in patients with a modular noncemented femoral prosthesis. *J Arthroplasty.* Jan 1999;14(1):71-76.
174. Hughes SS, Furia JP, Smith P, Pellegrini VD, Jr. Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement. A quantitative comparison of



- cobalt-chromium and titanium femoral stems with use of dual x-ray absorptiometry. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 1995;77(2):231-239.
175. Wixson RL, Stulberg SD, Van Flandern GJ, Puri L. Maintenance of proximal bone mass with an uncemented femoral stem analysis with dual-energy x-ray absorptiometry. *J Arthroplasty.* Jun 1997;12(4):365-372.
176. Zerahn B, Storgaard M, Johansen T, Olsen C, Lausten G, Kanstrup IL. Changes in bone mineral density adjacent to two biomechanically different types of cementless femoral stems in total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 1998;22(4):225-229.
177. Engh CA, McGovern TF, Schmidt LM. Roentgenographic densitometry of bone adjacent to a femoral prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* Jul 1993(292):177-190.
178. Kim YH, Kim VE. Uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. Results at six years in a consecutive series. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1993;75(1):6-13.
179. Malchau H, Wang YX, Karrholm J, Herberts P. Scandinavian multicenter porous coated anatomic total hip arthroplasty study. Clinical and radiographic results with 7- to 10-year follow-up evaluation. *J Arthroplasty.* Feb 1997;12(2):133-148.
180. Owen TD, Moran CG, Smith SR, Pinder IM. Results of uncemented porous-coated anatomic total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* Mar 1994;76(2):258-262.
181. Engh CA, Jr., Culpepper WJ, 2nd, Engh CA. Long-term results of use of the anatomic medullary locking prosthesis in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Feb 1997;79(2):177-184.
182. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1990;72(1):2-8.
183. Kim YH, Kim VE. Cementless porous-coated anatomic medullary locking total hip prostheses. *J Arthroplasty.* Jun 1994;9(3):243-252.
184. Mauerhan DR, Mesa J, Gregory AM, Mokris JG. Integral porous femoral stem. 5- to 8-Year follow-up study. *J Arthroplasty.* Apr 1997;12(3):250-255.
185. Knight JL, Atwater RD, Guo J. Clinical results of the midstem porous-coated anatomic uncemented femoral stem in primary total hip arthroplasty: a five- to nine-year prospective study. *J Arthroplasty.* Aug 1998;13(5):535-545.
186. Malchau H, Herberts P, Wang YX, Karrholm J, Romanus B. Long-term clinical and radiological results of the Lord total hip prosthesis. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* Nov 1996;78(6):884-891.
187. Lord G, Bancel P. The madreporic cementless total hip arthroplasty. New experimental data and a seven-year clinical follow-up study. *Clin Orthop Relat Res.* Jun 1983(176):67-76.
188. Sotereanos NG, Engh CA, Glassman AH, Macalino GE, Engh CA, Jr. Cementless femoral components should be made from cobalt chrome. *Clin Orthop Relat Res.* Apr 1995(313):146-153.



189. McAuley JP, Culpepper WJ, Engh CA. Total hip arthroplasty. Concerns with extensively porous coated femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* Oct 1998(355):182-188.
190. Maistrelli GL, Fornasier V, Binnington A, McKenzie K, Sessa V, Harrington I. Effect of stem modulus in a total hip arthroplasty model. *J Bone Joint Surg Br.* Jan 1991;73(1):43-46.
191. Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1992(274):124-134.
192. Morscher EW, Dick W. Cementless fixation of "isoelastic" hip endoprostheses manufactured from plastic materials. *Clin Orthop Relat Res.* Jun 1983(176):77-87.
193. Tullos HS, McCaskill BL, Dickey R, Davidson J. Total hip arthroplasty with a low-modulus porous-coated femoral component. *J Bone Joint Surg Am.* Jul 1984;66(6):888-898.
194. Andrew TA, Flanagan JP, Gerundini M, Bombelli R. The isoelastic, noncemented total hip arthroplasty. Preliminary experience with 400 cases. *Clin Orthop Relat Res.* May 1986(206):127-138.
195. Butel J, Robb JE. The isoelastic hip prosthesis followed for 5 years. *Acta Orthop Scand.* Jun 1988;59(3):258-262.
196. Jacobsson SA, Djerf K, Gillquist J, Hammerby S, Ivarsson I. A prospective comparison of Butel and PCA hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* Jul 1993;75(4):624-629.
197. Niinimäki T, Puranen J, Jalovaara P. Total hip arthroplasty using isoelastic femoral stems. A seven- to nine-year follow-up in 108 patients. *J Bone Joint Surg Br.* May 1994;76(3):413-418.
198. de Nies F, Fidler MW. The Harris-Galante cementless femoral component: poor results in 57 hips followed for 3 years. *Acta Orthop Scand.* Apr 1996;67(2):122-124.
199. Woolson ST, Maloney WJ. Cementless total hip arthroplasty using a porous-coated prosthesis for bone ingrowth fixation. 3 1/2-year follow-up. *J Arthroplasty.* 1992;7 Suppl:381-388.
200. Clohisy JC, Harris WH. The Harris-Galante uncemented femoral component in primary total hip replacement at 10 years. *J Arthroplasty.* Dec 1999;14(8):915-917.
201. Thanner J, Karrholm J, Malchau H, Herberts P. Poor outcome of the PCA and Harris-Galante hip prostheses. Randomized study of 171 arthroplasties with 9-year follow-up. *Acta Orthop Scand.* Apr 1999;70(2):155-162.
202. Pellegrini VD, Jr., Hughes SS, Evarts CM. A collarless cobalt-chrome femoral component in uncemented total hip arthroplasty. Five- to eight-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br.* Nov 1992;74(6):814-821.



203. Sakalkale DP, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Minimum 10-year results of a tapered cementless hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* May 1999(362):138-144.
204. Burt CF, Garvin KL, Otterberg ET, Jardon OM. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Jul 1998;80(7):952-960.
205. Robertsen K, Gaarden M, Teichert G, Langhoff O. Results of the total bi-metric cementless hip arthroplasty. *Orthopedics.* Aug 1996;19(8):673-674.
206. Hozack WJ, Rothman RH, Eng K, Mesa J. Primary cementless hip arthroplasty with a titanium plasma sprayed prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1996(333):217-225.
207. Xenos JS, Callaghan JJ, Heekin RD, Hopkinson WJ, Savory CG, Moore MS. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* Jan 1999;81(1):74-82.
208. Sharkey PF, Barrack RL, Tvedten DE. Five-year clinical and radiographic follow-up of the uncemented long-term stable fixation total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* Aug 1998;13(5):546-551.
209. Geesink RG, Hoefnagels NH. Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* Jul 1995;77(4):534-547.
210. McNally SA, Shepperd JA, Mann CV, Walczak JP. The results at nine to twelve years of the use of a hydroxyapatite-coated femoral stem. *J Bone Joint Surg Br.* Apr 2000;82(3):378-382.
211. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clinical results and critical issues. *Clin Orthop Relat Res.* Oct 1998(355):200-211.
212. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Feinberg J. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avascular necrosis. *Clin Orthop Relat Res.* Nov 1997(344):124-138.
213. Tonino AJ, Romanini L, Rossi P, et al. Hydroxyapatite-coated hip prostheses. Early results from an international study. *Clin Orthop Relat Res.* Mar 1995(312):211-225.
214. Tonino AJ, Rahmy AI. The hydroxyapatite-ABG hip system: 5- to 7-year results from an international multicentre study. The International ABG Study Group. *J Arthroplasty.* Apr 2000;15(3):274-282.
215. Rossi P, Sibelli P, Fumero S, Crua E. Short-term results of hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1995(310):98-102.
216. Garcia Araujo C, Fernandez Gonzalez J, Tonino A. Rheumatoid arthritis and hydroxyapatite-coated hip prostheses: five-year results. International ABG Study Group. *J Arthroplasty.* Sep 1998;13(6):660-667.





217. Donnelly WJ, Kobayashi A, Freeman MA, et al. Radiological and survival comparison of four methods of fixation of a proximal femoral stem. *J Bone Joint Surg Br.* May 1997;79(3):351-360.
218. Karrholm J, Snorrason F. Subsidence, tip, and hump micromovements of noncoated ribbed femoral prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* Feb 1993(287):50-60.
219. Rothman RH, Hozack WJ, Ranawat A, Moriarty L. Hydroxyapatite-coated femoral stems. A matched-pair analysis of coated and uncoated implants. *J Bone Joint Surg Am.* Mar 1996;78(3):319-324.
220. Yee AJ, Kreder HK, Bookman I, Davey JR. A randomized trial of hydroxyapatite coated prostheses in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Sep 1999(366):120-132.
221. Morrey BF. Short-stemmed uncemented femoral component for primary hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* Dec 1989(249):169-175.
222. Morrey BF, Adams RA, Kessler M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br.* Sep 2000;82(7):952-958.
223. Munting E, Smitz P, Van Sante N, Nagant de Deuxchaisnes C, Vincent A, Devogelaer JP. Effect of a stemless femoral implant for total hip arthroplasty on the bone mineral density of the proximal femur. A prospective longitudinal study. *J Arthroplasty.* Jun 1997;12(4):373-379.
224. Lombardi AV, Jr., Mallory TH, Eberle RW, Mitchell MB, Lefkowitz MS, Williams JR. Failure of intraoperatively customized non-porous femoral components inserted without cement in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* Dec 1995;77(12):1836-1844.
225. Robinson RP, Clark JE. Uncemented press-fit total hip arthroplasty using the Identifit custom-molding technique. A prospective minimum 2-year follow-up study. *J Arthroplasty.* Apr 1996;11(3):247-254.
226. Cameron HU. The two- to six-year results with a proximally modular noncemented total hip replacement used in hip revisions. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1994(298):47-53.
227. Capello WN, Sallay PI, Feinberg JR. Omniflex modular femoral component. Two- to five-year results. *Clin Orthop Relat Res.* Jan 1994(298):54-59.
228. Chandler HP, Ayres DK, Tan RC, Anderson LC, Varma AK. Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component. *Clin Orthop Relat Res.* Oct 1995(319):130-140.
229. Iguchi H, Hua J, Walker PS. Accuracy of using radiographs for custom hip stem design. *J Arthroplasty.* Apr 1996;11(3):312-321.
230. Xenakis TA, Gelalis ID, Koukoubis TD, et al. Neglected congenital dislocation of the hip. Role of computed tomography and computer-aided design for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* Dec 1996;11(8):893-898.



231. Huiskes R, Weinans H, Dalstra M. Adaptive bone remodeling and biomechanical design considerations for noncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics*. Sep 1989;12(9):1255-1267.
232. Poss R, Walker P, Spector M, Reilly DT, Robertson DD, Sledge CB. Strategies for improving fixation of femoral components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. Oct 1988(235):181-194.
233. Bobyn JD, Tanzer M, Brooks CE. Noncemented total hip arthroplasty in the young patient: considerations for optimizing long-term implant survival. *Instr Course Lect*. 1994;43:299-313.
234. D'Antonio JA. Preoperative templating and choosing the implant for primary THA in the young patient. *Instr Course Lect*. 1994;43:339-346.
235. Dorr LD, Takei GK, Conaty JP. Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old. *J Bone Joint Surg Am*. Apr 1983;65(4):474-479.
236. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, Ioannidis TT, Zacharakis N. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. May 1996;78(5):683-692.
237. Harris WH, McCarthy JC, Jr., O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg Am*. Sep 1982;64(7):1063-1067.
238. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. *Clin Orthop Relat Res*. Mar 1988(228):79-87.
239. Harris WH, Penenberg BL. Further follow-up on socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement. A minimum ten-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. Oct 1987;69(8):1140-1143.
240. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*. Dec 1973;55(8):1629-1632.
241. D'Aubigne RM, Postel M. Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. Jun 1954;36-A(3):451-475.
242. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. Jul 1996;78(7):1004-1014.
243. Paavilainen T. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip. *Acta Orthop Scand*. Feb 1997;68(1):77-84.
244. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. Jan 1979;61(1):15-23.
245. Harris WH, Crothers O, Oh I. Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults. *J Bone Joint Surg Am*. Sep 1977;59(6):752-759.



246. Herold HZ. Congenital dislocation of the hip treated by total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* May 1989(242):195-200.
247. Jensen JS, Retpen JB, Arnoldi CC. Arthroplasty for congenital hip dislocation. Techniques for acetabular reconstruction. *Acta Orthop Scand.* Feb 1989;60(1):86-92.
248. Sanzen L, Fredin HO, Johnsson K, Nosslin B. Fate of bone grafts in acetabular roof reconstructions assessed by roentgenography and scintigraphy. *Clin Orthop Relat Res.* Jun 1988(231):103-109.
249. Rissanen P, Aro S, Slati P, Sintonen H, Paavolainen P. Health and quality of life before and after hip or knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* Apr 1995;10(2):169-175.
250. Wilcock GK. Benefits of total hip replacement to older patients and the community. *Br Med J.* Jul 1 1978;2(6129):37-39.
251. Visuri T, Honkanen R. The influence of total hip replacement on selected activities of daily living and on the use of domestic aid. *Scand J Rehabil Med.* 1978;10(4):221-225.
252. Nevitt MC, Epstein WV, Masem M, Murray WR. Work disability before and after total hip arthroplasty. Assessment of effectiveness in reducing disability. *Arthritis Rheum.* Apr 1984;27(4):410-421.
- 253. Barrack RL, Butler RA. Avoidance and management of neurovascular injuries in total hip arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2003;52:267-274.
254. Egli S, Hankemayer S, Muller ME. Nerve palsy after leg lengthening in total replacement arthroplasty for developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* Sep 1999;81(5):843-845.
255. Dunn HK, Hess WE. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *J Bone Joint Surg Am.* Sep 1976;58(6):838-845.
256. Woolson ST, Harris WH. Complex total hip replacement for dysplastic or hypoplastic hips using miniature or microminiature components. *J Bone Joint Surg Am.* Oct 1983;65(8):1099-1108.
257. Huo MH, Salvati EA, Lieberman JR, Burstein AH, Wilson PD, Jr. Custom-designed femoral prostheses in total hip arthroplasty done with cement for severe dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* Oct 1993;75(10):1497-1504.

