

**Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
Σχολή Επιστημών Υγείας
Τμήμα Ιατρικής
Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας
Ορθοπαιδική Κλινική
Καθηγητής Κωνσταντίνος Ν. Μαλίζος**

**Μεσοπρόθεσμα Αποτελέσματα Ολικής Αρθροπλαστικής του Ισχίου
με Μεταλλικές Επιφάνειες Τριβής
(Μέταλλο με Μέταλλο)**



Διδακτορική Διατριβή

υπό

**Ηλία Συμεών Παλαιοχωρλίδη
Ιατρού Ορθοπαιδικού Χειρουργού**

ΛΑΡΙΣΑ 2009

Τριμελής Συμβουλευτική Επιτροπή

Μαλίζος Ν. Κωνσταντίνος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής Κλινικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Ξενάκης Α. Θεόδωρος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής Κλινικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Καραχάλιος Σ. Θεόφιλος	Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Κλινικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

Επταμελής Εξεταστική Επιτροπή

Μαλίζος Ν. Κωνσταντίνος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Καραχάλιος Σ. Θεόφιλος	Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Ξενάκης Α. Θεόδωρος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Χατζηθεοφίλου Κωνσταντίνος	Καθηγητής Χειρουργικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Γιαννούκα Αθανάσιο	Καθηγητής Αγγειοχειρουργικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Νταιλιάνα Ζωή	Επίκουρος Καθηγήτρια Ορθοπαιδικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας
Βαρυτιμίδη Σωκράτη	Επίκουρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Τμήματος Ιατρικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

*Στους γονείς μου Συμεών και Χρυσούλα
Στα αδέρφια μου Ευδόκιμο και Πασχάλη*

*Στη σύζυγό μου Αντωνία και
στο γιο μου Συμεών*

Ευχαριστίες

Από τη θέση αυτή θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση της εργασίας αυτής:

Είμαι ιδιαίτερα ευγνώμων και θα ήθελα να ευχαριστήσω το δάσκαλό μου κ. Λεωνίδα Μπάδρα, Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Νοσοκομείου Βόλου, που μου προσέφερε το υλικό και τις πολύτιμες συμβουλές του και την καθοδήγηση στην πραγματοποίηση αυτής της διατριβής, τη συμπαράσταση και εμπύχωση καθώς και την άοκνη συνδρομή του στην επιστημονική μου σταδιοδρομία. Η συνεισφορά του στην εκπόνηση αυτής της διατριβής είναι ανεκτίμητη. Το ήθος, η συγκρότηση και η επιστημονική του κατάρτιση αποτελούν φωτεινό παράδειγμα προς μίμηση για όλους εμάς τους νεώτερους.

Ευχαριστώ βαθύτατα τον καθηγητή της Ορθοπαιδικής Κλινικής και Πρόεδρο της Ιατρικής Σχολής του πανεπιστημίου Θεσσαλίας, κ. Κωνσταντίνο Μαλίζο για την ανάθεση του θέματος της διατριβής αυτής, την εμπιστοσύνη του, την υπομονή του, την επίβλεψη και την παροχή κάθε βοήθειας κατά την εκπόνηση αυτής, καθώς και τη συμμετοχή του στην τριμελή και επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον αναπληρωτή της Ορθοπαιδικής Κλινικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, κ. Θεόφιλο Καραχάλιο για την πολύτιμη και ουσιαστική καθοδήγηση, την επίβλεψη και την παροχή κάθε βοήθειας και τις πολύτιμες συμβουλές του, τη συμπαράσταση και εμπύχωση, αφιερώνοντας μέρος από τον ελεύθερό του χρόνο, στην εκπόνηση της Διατριβής αυτής καθώς και τη συμμετοχή του στην τριμελή και επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον καθηγητή της Ορθοπαιδικής κ. Θεόδωρο Ξενάκη για τη βοήθεια και τη συμμετοχή του στην τριμελή και επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Καθηγητή της Χειρουργικής κ. Χατζηθεοφίλου Κωνσταντίνο, για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Αναπληρωτή Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής κ. Γιαννούκα Αθανάσιο, για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Την Επίκουρο καθηγήτρια κ. Νταιλιάνα Ζωή, για τη συμμετοχή της στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Επίκουρο καθηγητή κ. Βαρυτιμίδη Σωκράτη, για τη συμμετοχή του στην επταμελή εξεταστική επιτροπή.

Τον Ορθοπαιδικό Χειρουργό κ. Ιωάννη Βοσινάκη για την πολύτιμη βοήθειά του στη συγγραφή της διατριβής αυτής.

Τον συνάδελφο κ. Βασίλειο Γεωργακλή για τη βοήθειά του στην εξέταση και αξιολόγηση πολλών από τα περιστατικά μας.

Τη σύζυγό μου Μαιευτήρα-Γυναικολόγο κ. Αντωνία Ζήσου, για την συμπαράσταση και ηθική υποστήριξη κατά διάρκεια της εκπόνησης της διατριβής αυτής.

Τέλος θα ήθελα να αφιερώσω τη συγγραφή αυτή και στη μνήμη του Ευσταθίου Σκρέτα, τέως Αναπληρωτή Διευθυντή της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Νοσοκομείου Βόλου, που τόσο άδικα έφυγε πρόσφατα από κοντά μας.

Ήταν 12.05 Πέμπτης, 17 Ιουλίου 2008, όταν σ' ένα δωμάτιο του 5ου ορόφου της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Αχιλλοπουλείου Γενικού Νοσοκομείου Βόλου, ένας Άνθρωπος, τόσο καλός και υπέροχος, παρέδιδε στο Θεό την όμορφη ψυχή του. Πάλεψε πολύ και όλοι οι δικοί του, μα δεν κατάφεραν να τον κρατήσουν στη ζωή, που τόσο ήθελε ακόμα να την ζήσει. Ήταν ο Στάθης Σκρέτας, Ορθοπαιδικός Χειρουργός, Αναπληρωτής Διευθυντής της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Νοσοκομείου Βόλου. Γνωστός σε όλους για το ήθος, την ευγένεια, την ακεραιότητα του χαρακτήρα του, τη λεβεντιά και το χαμόγελό του. Όσοι τον γνώρισαν τον αγάπησαν, γιατί ήταν κυρίως Άνθρωπος και θα τον θυμούνται για πάντα, γιατί η ζωή του ήταν μια προσφορά σε όλους και για το κάθε τι. Ιδιαίτερη πατρίδα του ήταν η Άφυσσος, του Νομού Μαγνησίας, που αγάπησε τόσο πολύ. Αποφοίτησε από την Ιατρική σχολή Αθηνών το 1977 και νυμφεύτηκε την Δήμητρα Κρίκου, Ιατρό Μικροβιολόγο. Αποτελούν ένα ταιριαστό ζευγάρι, πιστοί και οι δυο, ο ένας αφοσιωμένος στον άλλον και απέκτησε δύο υπέροχες κόρες την Δανάη (Δικηγόρο) και την Μυρτώ (φοιτήτρια της Αρχιτεκτονικής Σχολής στη Θεσσαλονίκη. Μαζί με τη σύζυγό του υπηρετούν από κοινού, από τις επάλξεις του Αχιλλοπουλείου Γενικού Νοσοκομείου Βόλου, τον Μάγνητα ασθενή. Πιστεύει στην ιδέα της δωρεάν παροχής Ιατρικών υπηρεσιών, που ευαγγελίζεται το Εθνικό Σύστημα Υγείας, και είναι από τους πρώτους που κατατάσσεται σ' αυτό. Βρίσκεται μακριά από πολιτική ή κομματική εξάρτηση. Σ' αυτό δίνει την ψυχή του, είναι ο μεγάλος του έρωτας, ο πόθος του να προσφέρει όλο του τον εαυτό, για τον σκοπό αυτό. Έμβλημα του ήταν **ΟΛΑ ΓΙΑ ΤΟΝ ΑΡΡΩΣΤΟ**. Και το εφήρμοσε δίδοντας όλη του την ψυχή. Σ' όλη του τη σταδιοδρομία, σ' ό,τι τον έταξε η μοίρα ή επεδίωκε, προσπαθούσε να κάνει στο ακέραιο το καθήκον του, να είναι ανιδιοτελής, εργατικός, σεμνός και πάντα με ελεγχόμενη την συνείδησή του. Υπήρξε Μέγας Δάσκαλος για τους ειδικευόμενους του, και ακούραστα έβαζε το χέρι του πάνω στο

δικό τους στην πρώτη τομή στο χειρουργείο. Αποτέλεσε Φίλο και Αδελφό για όλους τους συνεργάτες του και ποτέ δεν αρνήθηκε τη βοήθεια του σε κανέναν, Ιατρό ή Ασθενή. Αποτέλεσε έναν από τους θεμέλιους λίθους πάνω στους οποίους στηρίχτηκε και ανδρώθηκε η Ορθοπαιδική Κλινική του Νοσοκομείου του Βόλου. Χωρίς αυτόν ένα μεγάλο κενό δημιουργείται στα θεμέλιά της. Η άνιση μάχη που έδωσε με το θάνατο ήταν πολύ σύντομη, ήταν η μάχη των 100 ημερών. Την έδωσε όμως με ανδρεία, αξιοπρέπεια και μέσα στο πνεύμα της μετάνοιας, έχοντας ανάμνηση της χριστιανικής ζωής και πίστης από τα παιδικά του χρόνια. Έφυγε, εν μετανοία έχοντας εμπιστευτεί την ψυχή του στα χέρια του Θεού. Τις τελευταίες του μέρες θέλησε να τις περάσει σ' ένα δωμάτιο της «Κλινικής του». Εκεί που έδινε τον καθημερινό του αγώνα στο πεδίο της μάχης της Ιατρικής. Ο θάνατος του θα είναι πράγματι μια απώλεια για τον **“ΑΝΘΡΩΠΟ”**.

Ας είναι ελαφρύ το χώμα που τον σκέπασε και η ψυχούλα του ανάλαφρη να αναπαύεται κοντά στο Θεό, χωρίς πόνο, οδύνη ή στεναγμό. Κάποτε ας φτερουγίζει και κοντά μας, και να μας εμπνέει την αγάπη και το καλό.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Εισαγωγή	13
2. Στοιχεία εμβιομηχανικής της άρθρωσης του ισχίου	16
3. Οστεοαρθρίτιδα του ισχίου	24
4. Σταθεροποίηση των εμφυτευμάτων στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου - ανασκόπηση	29
5. Εμβιομηχανική της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου	33
6. Τριβολογία της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου	44
7. Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο	57
8. Εναλλακτικές επιφάνειες τριβής	96
9. Η χρήση της κοχλιωτής κοτύλης στην αρθροπλαστική του ισχίου	104
10. Ο μηριαίος στυλεός του Zweymuller στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου	112

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. Εισαγωγή	119
2. Σκοπός της μελέτης	121
3, Υλικό κα μέθοδος	122
3.1 Δημογραφικά ασθενών	122
3.2 Εγχειρητικές λεπτομέρειες	124
3.3 Κλινική εκτίμηση	141
3.4 Ακτινολογική αξιολόγηση	145
3.5 Στατιστική ανάλυση	151

4. Αποτελέσματα	152
5. Συζήτηση	172
6. Συμπεράσματα	189
Περίληψη	192
Abstract	198
Ευρετήριο εικόνων γενικού μέρους	204
Ευρετήριο πινάκων γενικού μέρους	207
Ευρετήριο εικόνων ειδικού μέρους	208
Ευρετήριο πινάκων ειδικού μέρους	213
Συντμήσεις	214
Βιβλιογραφία	215
Δημοσιεύσεις – Ανακοινώσεις	244

Γενικό μέρος

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Η ευρεία χρήση, τις τελευταίες δεκαετίες, των αρθροπλαστικών επεμβάσεων στην Ορθοπαιδική, αποτέλεσε σίγουρα το μεγαλύτερο βήμα στην αντιμετώπιση των ασθενών που πάσχουν από χρόνιες παθήσεις που χαρακτηρίζονται από καταστροφή του αρθρικού χόνδρου, όπως η οστεοαρθρίτιδα.

Δυστυχώς όμως η λύση αυτή, η οποία αρχικά φάνταζε ιδανική, αφού απάλλασσε τους ασθενείς από τον πόνο και τους έδινε την δυνατότητα της ελεύθερης κίνησης, με την πάροδο του χρόνου άρχισε να προβληματίζει ασθενείς, ιατρούς αλλά και ερευνητές. Κι' αυτό γιατί μετά από κάποιο χρονικό διάστημα, το οποίο κατά μέσο όρο κυμαίνεται περί τα 10 έτη, οι προθέσεις των τεχνητών αρθρώσεων αρχίζουν να χαλαρώνουν, να χάνουν δηλαδή την καλή εφαρμογή τους (οστεοενσωμάτωση) με το οστό, γεγονός το οποίο επιβάλλει την αντικατάστασή τους. Η χαλάρωση οφείλεται στην παραγωγή σωματιδίων, από τη φθορά των προστριβομένων επιφανειών. Οι επιφάνειες αυτές στην μεγάλη πλειοψηφία των ολικών αρθροπλαστικών είναι μέταλλο και πολυαιθυλένιο. Για την ελαχιστοποίηση της φθοράς, έχουν χρησιμοποιηθεί εναλλακτικές επιφάνειες τριβής όπως ο συνδυασμός μετάλλου με μέταλλο, μετάλλου με πολυαιθυλένιο νέας γενιάς, κεραμικού με πολυαιθυλένιο και κεραμικού με κεραμικό.

Παρά την πρόοδο της τεχνολογίας και τις μεγάλες επενδύσεις, σήμερα 50 χρόνια μετά την έναρξη των αρθροπλαστικών από τον Sir John Charnley, το πρόβλημα συνεχίζει να υφίσταται και φαίνεται ότι θα συνεχίσει να απασχολεί την παγκόσμια κοινότητα ιατρών, ερευνητών, βιομηχανιών αλλά και ασθενών για μεγάλο χρονικό διάστημα.

Το γενικό μέρος της παρούσας διατριβής η οποία πραγματεύεται την χρήση της ολικής αρθροπλαστικής τύπου Zweymuller με μεταλλικές επιφάνειες τριβής διαρθρώνεται ως εξής.

Στο κεφάλαιο 2 γίνεται μια περιγραφή των βασικών στοιχείων της εμβιομηχανικής της άρθρωσης του ισχίου. Μελετάται η κινησιολογία της άρθρωσης του ισχίου, οι δυνάμεις που ασκούνται σ' αυτό, γίνεται αναφορά στη λίπανση του ισχίου και στη συμπεριφορά του αρθρικού υγρού.

Στο κεφάλαιο 3 μελετάται η οστεοαρθρίτιδα του ισχίου, οι ταξινομήσεις της από διάφορους ερευνητές, η παθογένειά της, η κλινική και ακτινολογική της εικόνα.

Στο κεφάλαιο 4 συζητούνται οι μέθοδοι σταθεροποίησης των εμφυτευμάτων με τη χρήση ή όχι οστικού τσιμέντου.

Στο κεφάλαιο 5 συζητείται η εμβιομηχανική της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, οι θεωρίες του Charnley, η επίδραση του μήκους του αυχένα, του μεγέθους της κεφαλής, του offset, το φαινόμενο υποκλοπής φορτίων (stress shielding), το πρόβλημα της πρόσκρουσης στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου κλπ

Στο κεφάλαιο 6 συζητείται η τριβολογία της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, με έμφαση στη φθορά, τους μηχανισμούς φθοράς, τους τύπους της φθοράς, τον προσδιορισμό της, την τριβή και την λίπανση της τεχνικής άρθρωσης.

Στο κεφάλαιο 7 γίνεται αναφορά στην ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο. Συζητούνται τα γενικά χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες των μετάλλων που χρησιμοποιούνται στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου. Γίνεται λεπτομερής ιστορική αναδρομή των αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο, διερευνώνται οι αιτίες για τις οποίες εγκαταλείφθηκαν στα μέσα της δεκαετίας του 1970, τα αποτελέσματα της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 1^{ης} γενιάς, τι παρατηρήσεις οδήγησαν στην αναζωπύρωση του ενδιαφέροντος γι' αυτές στα τέλη της δεκαετίας του 1980, η χρήση της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 2^{ης} γενιάς και τα τριβολογικά χαρακτηριστικά τους. Ανασκοπούνται

ερωτήματα και αμφισβητήσεις που αφορούν την ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο σήμερα.

Στο κεφάλαιο 8 συζητιέται η χρήση άλλων εναλλακτικών επιφανειών τριβής, όπως οι κεραμικές επιφάνειες επαφής και οι νέες μορφές πολυαιθυλενίου, γίνεται ιστορική αναδρομή στη χρήση τους και παρουσιάζονται αποτελέσματά τους από τη διεθνή βιβλιογραφία.

Στο κεφάλαιο 9 γίνεται εκτεταμένη αναφορά στη χρήση της κοχλιωτής κοτύλης στην αρθροπλαστική του ισχίου και την εξελικτική τους συμπεριφορά από το παρελθόν έως σήμερα. Ιδιαίτερη έμφαση δίδεται στην εξέλιξη και τη χρήση της κοχλιωτής κοτύλης τύπου Zweymuller, καθώς και στα κλινικά της αποτελέσματα.

Στο κεφάλαιο 10 γίνεται αναφορά στη χρήση του μηριαίων στυλεών χωρίς τσιμέντο. Μεγαλύτερη αναφορά γίνεται στην εξελικτική πορεία και τη χρήση του μηριαίου στυλεού του Zweymuller στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου, τα αποτελέσματά του καθώς και στα πλεονεκτήματα που εμφανίζει.

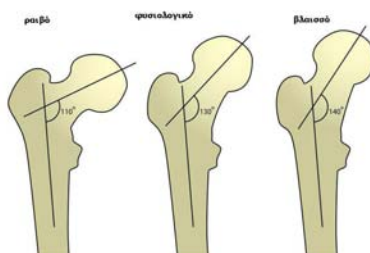
Κεφάλαιο 2

Στοιχεία εμβιομηχανικής της άρθρωσης του ισχίου

2.1 Γενικά

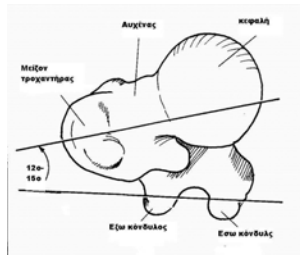
Η άρθρωση του ισχίου παρέχει την ανατομική βάση για την όρθια στάση και την ισορροπημένη κίνηση συνδέοντας τον κορμό με τα άκρα. Είναι σφαιροειδής διάρθρωση με τρεις βαθμούς ελευθερίας. Επειδή όμως η κεφαλή του μηριαίου οστού εισχωρεί σε τόσο μεγάλο βαθμό μέσα στην κοτύλη, ώστε να την περιβάλλει πάνω από τον ισημερινό, η άρθρωση του ισχίου χαρακτηρίζεται ως κοτυλική διάρθρωση.

Οι αρθρούμενες επιφάνειες της άρθρωσης του ισχίου είναι η μηννοειδής επιφάνεια της κοτύλης, η οποία συμπληρώνεται περιφερικά από επιχείλιο χόνδρο, τον κοτυλιαίο δακτύλιο που είναι ινοχόνδρινος και η κεφαλή του μηριαίου οστού. Η κοτύλη βρίσκεται ανάμεσα στην πρόσθια και οπίσθια κολώνα της λεκάνης και προσανατολίζεται σε πρόσθια στροφή 10-15° σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο. Ο αυχένας του μηριαίου σχηματίζει με τον άξονα του μηριαίου αμβλεία γωνία, την αυχENOμηριαία γωνία, η οποία είναι περίπου 130°. Παρέκκλιση της γωνίας αυτής κάτω από 125° δημιουργεί το ραιβό ισχίο ενώ παρέκκλιση αυτής πάνω από 135° δημιουργεί το βλαισό ισχίο. (εικόνα 1)



Εικόνα 1

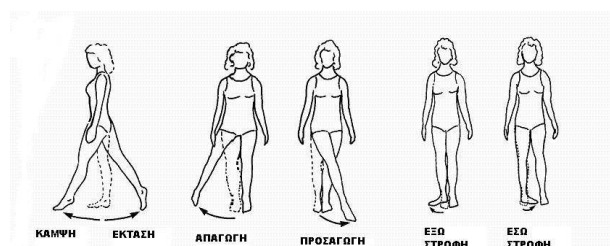
Ο αυχένας του μηριαίου βρίσκεται σε πρόσθια στροφή 15° σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο. Η γωνία αυτή ονομάζεται γωνία πρόσθιας κλίσης (anteversion) και πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη στην επέμβαση της ολικής αρthroπλαστικής του ισχίου. (εικόνα 2)



Εικόνα 2

2.2 Κινησιολογία

Η άρθρωση του ισχίου έχοντας τρεις βαθμούς ελευθερίας, έχει το μεγαλύτερο εύρος κίνησης από όλες τις αρθρώσεις του σώματος. Οι κινήσεις του ισχίου γίνονται σε όλα τα επίπεδα δηλαδή το εγκάρσιο, το μετωπιαίο και το οβελιαίο. Διαιρούνται σε κινήσεις κάμψης και έκτασης στο οβελιαίο επίπεδο, απαγωγής και προσαγωγής στο μετωπιαίο επίπεδο, έξω και έσω στροφής στο εγκάρσιο επίπεδο. Φυσιολογικά η κάμψη κυμαίνεται από 0-140°, η έκταση από 0-20°, η απαγωγή από 0-30°, η προσαγωγή από 0-25°, η έσω στροφή από 0-30° και η έξω στροφή από 0-50°. (εικόνα 3)



Εικόνα 3

Η μέση τιμή για τη μέγιστη κίνηση του ισχίου σε τρία επίπεδα κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων περιγράφεται στον πίνακα 1.

Δραστηριότητα	Επίπεδο κίνησης	Καταγραφόμενη τιμή σε μοίρες
Τοποθέτηση υποδημάτων με τα υποδήματα στο έδαφος	Οβελιαίο	124
	Μετωπιαίο	19
	Εγκάρσιο	15
Τοποθέτηση υποδημάτων με το πόδι στον αντίθετο μηρό	Οβελιαίο	110
	Μετωπιαίο	23
	Εγκάρσιο	33
Έγερση από τη καθιστική θέση από την καρέκλα	Οβελιαίο	104
	Μετωπιαίο	20
	Εγκάρσιο	17
Υπόκλιση για λήψη αντικειμένου από το έδαφος	Οβελιαίο	117
	Μετωπιαίο	21
	Εγκάρσιο	18
Ανέβασμα σκάλας	Οβελιαίο	67
	Μετωπιαίο	16
	Εγκάρσιο	18
Κατέβασμα σκάλας	Οβελιαίο	36

Johnston and Smidt [119]

Πίνακας 1

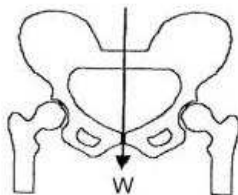
2.3 Δυνάμεις που ασκούνται στο ισχίο

Λόγω της πολυπλοκότητας των κινήσεων που εκτελεί η άρθρωση του ισχίου, δεν είναι εύκολο να αναλυθούν όλες οι δυνάμεις που ασκούνται στην άρθρωση του ισχίου και σε όλες τις θέσεις.

Κατά τη δίποδη στήριξη, η γραμμή του κέντρου βάρους του σώματος περνά ακριβώς πίσω από την ηβική σύμφυση και καθώς η άρθρωση του ισχίου είναι σταθερή, η όρθια θέση μπορεί να επιτευχθεί χωρίς μυϊκή συμμετοχή, παρά μόνο με τη συμβολή του αρθρικού θυλάκου και των συνδέσμων της άρθρωσης. Τη απουσία μυϊκής δραστηριότητας δεν δημιουργούνται ροπές γύρω από την άρθρωση του ισχίου και ο υπολογισμός της δύναμης που ασκείται σ' αυτό είναι σχετικά εύκολος.

Σε κάθε μηριαία κεφαλή ασκείται δύναμη ίση με το μισό του υπερκείμενου σώματος βάρους. Κατά συνθήκη, το βάρος κάθε κάτω άκρου ισούται με το 1/6 του συνολικού βάρους του σώματος. Άρα σε κάθε μηριαία κεφαλή ασκείται δύναμη ίση με το 1/3 του σωματικού βάρους. Βέβαια σε περιπτώσεις που ασκείται μυϊκή δραστηριότητα για να διατηρηθεί η όρθια

δίποδη στήριξη (παρατεταμένη ορθοστάσια) η δύναμη αυτή αυξάνεται ανάλογα με τη μυϊκή δραστηριότητα. (εικόνα 4)

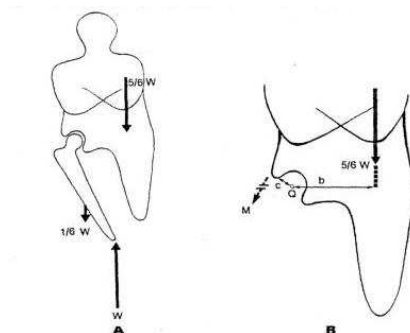


Εικόνα 4

Όταν περνά κανείς από τη δίποδη όρθια στάση στη μονόποδη στήριξη, η γραμμή του κέντρου βάρους του υπερκείμενου σώματος αλλάζει και στα τρία επίπεδα, προκαλώντας ροπές στην άρθρωση του ισχίου, οι οποίες πρέπει να εξισορροπηθούν από μυϊκή δραστηριότητα, αυξάνοντας έτσι τη δύναμη που ασκείται στην άρθρωση του ισχίου. Το μέγεθος των ροπών και άρα η δύναμη που ασκείται στην άρθρωση του ισχίου, εξαρτάται από τη θέση της σπονδυλικής στήλης, τη θέση του μη φορτιζόμενου σκέλους, των άνω άκρων και την κλίση της λεκάνης [160].

Διάφορες μέθοδοι έχουν χρησιμοποιηθεί για να υπολογιστεί το μέγεθος της δύναμης που ασκείται στην άρθρωση του ισχίου κατά την μονοποδική στήριξη όπως η απλοποιημένη τεχνική διαγράμματος ελεύθερου σώματος και η αρχή της ισορροπίας ομοεπίπεδων δυνάμεων [173].

Με τις μεθόδους αυτές η δύναμη που ασκείται στο ισχίο κατά τη μονόποδη στήριξη στο παράδειγμά μας έχει υπολογιστεί να είναι 3 φορές μεγαλύτερη του σωματικού βάρους του ατόμου [113]. (εικόνα 5)



Εικόνα 5

Σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει το μέγεθος της δύναμης αντίδρασης που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου είναι η αναλογία του μοχλοβραχίονα των απαγωγών προς το μοχλοβραχίονα της δράσης του βάρους του σώματος. Όσο μικρότερο είναι το μήκος του μοχλοβραχίονα της δράσης των προσαγωγών, όπως στο ραιβό ισχίο, τόσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος της δύναμης που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου. Επίσης προκύπτει πως όσο μικρότερο είναι το μήκος του μοχλοβραχίονα της δράσης του βάρους του σώματος τόσο μικρότερη είναι η δύναμη που ασκείται στην κεφαλή του μηριαίου [178].

Στο τρέξιμο και στο άλμα, η δύναμη που ασκείται ξεπερνά τις δέκα φορές το σωματικό βάρος. Κατά την κατάκλιση και την παθητική κίνηση η δύναμη υπολογίστηκε να αντιστοιχεί σε 0,5 έως μια φορά το σωματικό βάρος. Στην υποβοηθούμενη βάδιση η δύναμη αυξήθηκε κατά 1,5 φορά και στην βάδιση χωρίς υποστήριξη 2,2 φορές το σωματικό βάρος [178].

Με την χρήση μιας βακτηρίας μασχάλης στο αντίθετο χέρι, η δύναμη στο ισχίο θεωρητικά ελαττώνεται στο 20-25% του σωματικού βάρους, αν και στην πράξη σπάνια ελαττώνεται κάτω από το 60% του βάρους του σώματος [178].

2.4 Λίπανση του φυσιολογικού ισχίου

Η άρθρωση του ισχίου υπόκειται σε μεγάλες φορτίσεις και υπό φυσιολογικές συνθήκες ο αρθρικός χόνδρος τόσο της κεφαλής όσο και της κοτύλης υπόκειται σε άλλοτε άλλου βαθμού φθορά. Ο φυσιολογικός μικρός βαθμός φθοράς οφείλεται στην λίπανση της άρθρωσης από το αρθρικό υγρό. Ο συντελεστής τριβής στη φυσιολογικό ισχίο έχει υπολογιστεί από διάφορους ερευνητές και είναι 0.02 [268].

Το αρθρικό υγρό είναι υπερδιήθημα του πλάσματος. Είναι διαυγές με χρώμα κίτρινο-αχυρόχρουν. Έχει δύο κύριες λειτουργίες. Η πρώτη λειτουργία είναι η θρέψη της άρθρωσης. Αυτή είναι αναγκαία γιατί ο αρθρικός χόνδρος στερείται τόσο αγγείων όσο και λεμφαγγείων. Ο χόνδρος τρέφεται από τη διάχυση των υγρών σ' αυτόν. Ο Sokoloff [226] ανέφερε ότι ο χόνδρος όχι μόνο ζει στο αρθρικό υγρό αλλά μπορεί επίσης να αναπτυχτεί σ' αυτό. Η δεύτερη λειτουργία που επιτελεί είναι η λίπανση της άρθρωσης.

Το αρθρικό υγρό περιέχει πρωτεΐνες (κυρίως αλβουμίνες με μοριακό βάρος 68000 και σφαιρίνες με μοριακό βάρος 160000 περίπου), γλυκοπρωτεΐνες, φωσφολιπίδια και υαλουρονικό οξύ υψηλού μοριακού βάρους (περίπου 1000000) [226].

Κατά τη διάρκεια της κίνησης της άρθρωσης, όταν οι επιφάνειες των αρθρούμενων επιφανειών έρχονται σε στενή επαφή, το αρθρικό υγρό συμπιέζεται και έχει δύο διεξόδους: είτε ρέει απομακρυνόμενο από τις σε στενή επαφή ευρισκόμενες επιφάνειες είτε εισέρχεται μέσα στον αρθρικό χόνδρο από τους πόρους που διαθέτει η επιφάνειά του. Η διάμετρος των πόρων αυτών είναι περίπου 60 Angstrom. Επομένως μόρια μεγαλύτερα των 60 Angstrom δεν μπορούν να εισέλθουν στο χόνδρο, παραμένοντας μεταξύ των αρθρούμενων επιφανειών όπου και συμπιέζονται [268].

Απεδείχθη ότι και μια άλλη ουσία συμμετέχει στη λίπανση της αρθρώσεως η οποία είναι φωσφολιπίδιο που παράγεται από τα κύτταρα Β του αρθρικού χόνδρου, και ονομάστηκε SAPL (Surface Acting

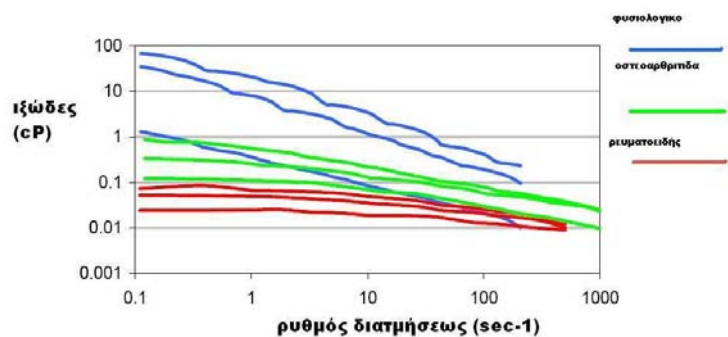
Phospholipid). Μεταφέρεται στην περιοχή της άρθρωσης με μια μακροπρωτεΐνη την λουμπρικήνη. Η συνεργασία υαλουρονικού οξέος, με το SAPL και την λουμπρικήνη εξασφαλίζει τη σωστή λίπανση της άρθρωσης [105].

2.4.1 Ιξωελαστική συμπεριφορά του αρθρικού υγρού

Το ιξώδες είναι η πιο σημαντική παράμετρος ενός λιπαντικού και μπορεί να οριστεί ως η αντίσταση ενός υγρού στη διάτμησή του. Αν στην επιφάνεια ενός υγρού επιπλεύσει μια πλάκα την οποία εμείς σέρνουμε έχουμε διάτμηση του υγρού. Αυτό γίνεται γιατί τα μόρια του υγρού που ακουμπούν την πλάκα την ακολουθούν, ενώ αυτά που είναι μακριά από αυτή δεν την ακολουθούν και παραμένουν στάσιμα. Μεταξύ των μορίων υπάρχει μια ολίσθηση που προκαλεί διάτμηση στο υγρό. Αυτή τη διάτμηση την αντιλαμβανόμαστε ως αντίσταση της κίνησης της πλάκας επί της επιφανείας του υγρού. Ο ρυθμός διατμήσεως είναι ο ρυθμός μείωσης της ταχύτητας των μορίων του υγρού όσο κινούμαστε από την πλάκα και απομακρυνόμαστε από αυτή. Τα υγρά που ακολουθούν τον ορισμό του ιξώδους που διατύπωσε ο Νεύτωνας το 1867 ονομάζονται Νευτώνεια [153].

Προηγούμενες μελέτες απέδειξαν ότι το αρθρικό υγρό έχει χαρακτήρες μη Νευτώνειου υγρού [153,226]. Θεωρείται θιξοτροπικό, καθώς το ιξώδες του μειώνεται με την αύξηση του ρυθμού διατμήσεως (30 φορές για τετραπλή αύξηση του ρυθμού διατμήσεως). Στην οστεοαρθρίτιδα η αλλαγή αυτή μειώνεται στο μισό, ενώ στη ρευματοειδή αρθρίτιδα το αρθρικό υγρό αποκτά ιδιότητες νευτώνειου υγρού [213].

Ο Cooke [51] επίσης απέδειξε μείωση του ρυθμού διατμήσεως του αρθρικού υγρού σ' αυτές τις παθήσεις (εικόνα 6).



Εικόνα 6

Κεφάλαιο 3

Οστεοαρθρίτιδα του ισχίου

3.1 Ταξινόμηση

Με τον όρο οστεοαρθρίτιδα του ισχίου αναφερόμαστε στην προοδευτική εκφύλιση της άρθρωσης του ισχίου που χαρακτηρίζεται κυρίως από καταστροφή του αρθρικού χόνδρου και παραμόρφωση της αρχιτεκτονικής της άρθρωσης.

Η οστεοαρθρίτιδα του ισχίου διαιρείται στην πρωτοπαθή ιδιοπαθή οστεοαρθρίτιδα (αγνώστου αιτιολογίας) και στη δευτεροπαθή οστεοαρθρίτιδα

3.1.1 Ιδιοπαθής (πρωτοπαθής) οστεοαρθρίτιδα

Η πρωτοπαθής οστεοαρθρίτιδα είναι αγνώστου αιτιολογίας και στην εμφάνισή της φαίνεται να παίζουν ρόλο ιδιοσυστατικοί παράγοντες.

Αν και διάφοροι συγγραφείς έχουν προτείνει άλλοτε άλλου τύπου ταξινομήσεις, αυτή η οποία τείνει να επικρατήσει στην Ελλάδα και μετά από συστάσεις του καθηγητή Χαρτοφυλλακίδη [269], είναι η ταξινόμηση κατά Altman που τη διαχωρίζει σε έκκεντρη και ομόκεντρη. (πίνακας 2)

3.1.1.1 Έκκεντρη ιδιοπαθής οστεοαρθρίτιδα

Χαρακτηρίζεται από προοδευτική παρεκτόπιση της κεφαλής προς τα άνω και έξω της κοτύλης. Αρχίζει περί την ηλικία των 55-60 ετών και εξελίσσεται γρήγορα μέσα σε λίγα χρόνια ή και μήνες.

3.1.1.2 Ομόκεντρη ιδιοπαθής οστεοαρθρίτιδα

Χαρακτηρίζεται από βραδεία εξέλιξη (κατά μέσο όρο σε 10 χρόνια). Η ελάττωση του εύρους του μεσαρθρίου είναι ομοιομερής καθ' όλη την έκταση της άρθρωσης. Οι οστικές κύστες είναι περιορισμένες σε σχέση με την έκκεντρη οστεοαρθρίτιδα, ενώ είναι χαρακτηριστικό πως τα οστεόφυτα μπορούν και να εκλείπουν. Η κεφαλή μεταναστεύει προοδευτικά προς τα έξω με αποτέλεσμα τη λέπτυνση του έσω τοιχώματος της κοτύλης. Ο τύπος αυτός της οστεοαρθρίτιδας

χαρακτηρίζεται από ηπιότερη κλινική εικόνα με μεγαλύτερη διάρκεια των συμπτωμάτων [269].

Ταξινόμηση πρωτοπαθούς οστεοαρθρίτιδας

Όνομα συγγραφέως	Τύποι
Hermodsson (1970)	Εγγύς (proximal)
	Έσω (medial)
Altman (1987)	Έκκεντρη
	Ομόκεντρη
Resnick & Niwayama (1988)	Άνω (superior)
	Αξονική(axial)
	Έσω(medial)
Bissacoti (1994)	Άνω ή πλάγια (superior or lateral)
	Έσω (medial)
	Σφαιρική (global)

Πίνακας 2

3.1.2 Δευτεροπαθής οστεοαρθρίτιδα

Εξ' ορισμού οφείλεται σε γνωστά αίτια. Συχνότερα οφείλεται σε συγγενή πάθηση του ισχίου ενώ σπανιότερα σε παλαιές οστεοχονδρίτιδες ή επιφυσιολισθήσεις ή κατάγματα της περιοχής της κεφαλής του ισχίου.

Σύμφωνα με τους περισσότερους ερευνητές η δευτεροπαθής είναι η συχνότερη αιτία οστεοαρθρίτιδας. Κυριαρχεί η δευτεροπαθής που οφείλεται σε συγγενούς ανατομικής ανωμαλίας της άρθρωσης (55%) ενώ ένα ποσοστό της τάξης του 5% οφείλεται σε παλαιές οστεοχονδρίτιδες ή επιφυσιολισθήσεις ή κατάγματα της περιοχής της κεφαλής του ισχίου. Το υπόλοιπο 40% οφείλεται σε ιδιοπαθή οστεοαρθρίτιδα [269].

3.2 Παθογένεια

Για την παθογένεια της οστεοαρθρίτιδας έχουν αναπτυχθεί διάφορες θεωρίες.

Για να λειτουργήσει σωστά η άρθρωση του ισχίου απαιτείται φόρτισή της η οποία βοηθά στη διάχυση θρεπτικών ουσιών από το αρθρικό υγρό στο χόνδρο. Η ενέργεια από την συνεχόμενη φόρτιση απορροφάται από το χόνδρο και το υποχόνδριο οστό. Όσο μεγαλύτερη είναι η φόρτιση, αλλάζει η μικροαρχιτεκτονική της άρθρωσης και επέρχεται σκλήρυνση του οστού. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της ικανότητας απορρόφησης των φορτίσεων από το υποχόνδριο οστό με αναπόφευκτη την φθορά του αρθρικού χόνδρου (μηχανική θεωρία).

Σε περιπτώσεις τοπικής ισχαιμίας ακολουθεί νέκρωση του υποχόνδριου οστού με αποτέλεσμα μεταβολή της μικροαρχιτεκτονικής του που συνεπάγεται

φθορά του αρθρικού χόνδρου (αγγειακή θεωρία)

Επακόλουθα προκαλούνται μικροκατάγματα και σκλήρυνση του υποχόνδριου οστού. Η αντίδραση του χόνδρου στην καταστροφή των χονδροκυττάρων από τη φόρτιση, είναι ο σχηματισμός άωρων χονδροκυττάρων, ανεπαρκής ανακατασκευή του οστού και η δημιουργία οστεοφύτων.

Παθολογοανατομικά η οστεοαρθρίτιδα του ισχίου εμφανίζεται ως εξής: ο χόνδρος υφίσταται μαλάκυνση και λέπτυνση, εμφανίζει σχισμές και διαβρώσεις στην επιφάνειά του και τελικά καταστρέφεται αφήνοντας ακάλυπτο το οστικό υπόστρωμα. Επίσης δημιουργούνται οστεόφυτα στα όρια της άρθρωσης, παραμόρφωση της κεφαλής του μηριαίου, με σχηματισμό κύστεων στο εσωτερικό της καθώς και στο τοίχωμα της κοτύλης, πάχυνση του αρθρικού θυλάκου και του υμένα, ενώ συνυπάρχουν άλλοτε άλλου βαθμού ρικνώσεις των μυών της περιοχής του ισχίου.

3.3 Κλινική εικόνα της οστεοαρθρίτιδας

Χαρακτηρίζεται από πόνο, περιορισμό των κινήσεων του ισχίου και παραμόρφωση της θέσης του ισχίου ιδίως σε προχωρημένα στάδια. Ο πόνος εκδηλώνεται κυρίως μετά από κόπωση στα πρώτα στάδια, αργότερα εμφανίζεται και πόνος ηρεμίας. Συχνά συνοδεύεται από δυσχέρεια στη βάδιση, χλωτότητα και δυσκολία στο ανέβασμα στις σκάλες. Η κύρια εντόπισή του είναι στη βουβωνική χώρα, αντανακλά όμως στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού και στο γόνατο. Οι κινήσεις του ισχίου περιορίζονται λόγω του πόνου, κυρίως αυτές της απαγωγής προσαγωγής αλλά και οι στροφικές κινήσεις.

Χαρακτηριστική είναι η θέση του πάσχοντος μέλους, ιδίως στα προχωρημένα στάδια, προσαγωγή, κάμψη και έξω στροφή. Για να αντισταθμιστεί το έλλειμμα στην οσφυϊκή στήλη παρατηρείται υπερλόρδωση και ανύψωση του άλλου ημιμορίου της λεκάνης

3.4 Ακτινολογικά ευρήματα

Τα πρώτα ακτινολογικά ευρήματα εμφανίζονται στην περιφέρεια της μηριαίας κεφαλής με τη δημιουργία οστεοφύτων. Η στένωση του μεσαρθρίου εμφανίζεται αρχικά έκκεντρα στην περιοχή της φορτιζόμενης επιφάνειας και αργότερα γίνεται ολική. Όταν η στένωση εμφανίζεται ομόκεντρα και συμμετρικά μιλάμε για τον τύπο της ομόκεντρης

οστεοαρθρίτιδας αν και θα πρέπει να δημιουργούνται υπόνοιες για ρευματοειδή αρθρίτιδα. Το υποχόνδριο οστού σκληρύνεται και απεικονίζεται ακτινολογικά πυκνωτικό. Μετά την καταστροφή του αρθρικού χόνδρου και την αποκάλυψη του υποχονδρίου οστού εμφανίζονται κύστες τόσο στην περιοχή της κοτύλης όσο και σ' αυτή της μηριαίας κεφαλής. Οστεόφυτα εμφανίζονται στην οφρύ της κοτύλης, στον πυθμένα της κοτύλης στο βοθρίο της κατάφυσης του στρογγύλου συνδέσμου, στην κεφαλή του μηριαίου καθώς και στον αυχένα αυτής. Στην περίπτωση της έκκεντρης οστεοαρθρίτιδας παρατηρείται υπεξάρθρωμα της μηριαίας κεφαλής προς τα πάνω και έξω.

Κεφάλαιο 4

Σταθεροποίηση των εμφυτευμάτων στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου - ανασκόπηση

4.1 Γενικά

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου αποτελεί μια από τις πιο συχνές επεμβάσεις που πραγματοποιούνται σήμερα στην ορθοπαιδική πρακτική. Από τις μεγαλύτερες εξελίξεις παραμένει η βελτίωση των τεχνικών σταθεροποίησης των εμφυτευμάτων. Αυτό επιτρέπει να επεκταθούν οι ενδείξεις χρησιμοποίησής της από νεότερους έως και πιο ηλικιωμένους ασθενείς με εκφυλιστική πάθηση του ισχίου. Η ολική αρθροπλαστική ανάλογα με τη σταθεροποίησή της ταξινομείται σ' αυτή με τσιμέντο, χωρίς τσιμέντο και υβριδική. Τα κλινικά αποτελέσματα αυτών παραμένουν συζητήσιμα στη βιβλιογραφία. Ο Thanner και οι συνεργάτες του έκαναν μια τυχαιοποιημένη μελέτη 171 αρθροπλαστικών με παρακολούθηση 9 χρόνων [236]. Το ποσοστό επιβίωσης με βάση τις ακτινογραφίες ήταν 68% για ασθενείς που υπεβλήθησαν σε αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο τύπου PCA. Συμπέραναν λοιπόν πως η αρθροπλαστική αυτή δεν εκπληρώνει τις προσδοκίες όταν χρησιμοποιείται σε νέους δραστήριους ασθενείς. Αντίθετα ο Lauracis και οι συνεργάτες του ανέφεραν μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα προοπτικής τυχαιοποιημένης μελέτης όπου 250 ασθενείς τυχαιοποιήθηκαν να λάβουν πρόθεση με τσιμέντο και την ίδια πρόθεση σχεδιασμένη χωρίς τσιμέντο [134]. Μετά από παρακολούθηση 6,3 χρόνων ο αριθμός αναθεωρήσεων στυλεών με τσιμέντο ήταν σημαντικά μεγαλύτερος από αυτούς χωρίς τσιμέντο. ($p=0,002$). Ο Hosli και οι συνεργάτες του παρακολούθησαν 73 ασθενείς με 87 PCA στυλεούς με πορώδη επιφάνεια χωρίς τσιμέντο και κατέληξαν σε μεγάλο ποσοστό αναθεώρησης λόγω χαλάρωσης (11%) καθώς και σε σημαντικό βαθμό εμφάνισης παροδικού μηριαίου πόνου [108]. Αντίστοιχα αποτελέσματα εμφανίζει και ο Kim [124] σε 108 ασθενείς, 10 χρόνια αργότερα με την ίδια πρόθεση. Όμως αντίθετα αποτελέσματα

δημοσιεύτηκαν από τον Moscal [166] σε 137 ασθενείς 12,5 χρόνια αργότερα με τη χρήση της PCA χωρίς τσιμέντο όπου μόνο 4 αποτυχίες παρατηρήθηκαν. Στη δεκαετία του 80 υπήρχε η τάση της χρήσης αρθροπλαστικών χωρίς τσιμέντο, ενώ τη δεκαετία του 1990 η χρήση του τσιμέντου ανέκτησε τη δημοτικότητά της. Στις μέρες μας επανήλθε η χρήση εμφυτευμάτων χωρίς τσιμέντο καθώς τα πορώδη υλικά επέκτειναν το χρόνο ζωής των αρθροπλαστικών. Αυτό στο οποίο οι περισσότεροι συμφωνούν είναι ότι το τσιμέντο χρησιμοποιείται όταν δεν μπορεί να επιτευχθεί σταθεροποίηση χωρίς τσιμέντο [39] όπως σε ταχέως εξελισσόμενες παθήσεις (ρευματοειδής αρθρίτιδα).

4.2 Σταθεροποίηση με τσιμέντο

Από την εμφάνιση της αρθροπλαστικής του Charnley, λίγοι ήταν αυτοί που αμφισβήτησαν την ικανότητα του τσιμέντου στην επίτευξη της σταθερότητας των προθέσεων. Σήμερα, το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο τσιμέντο είναι ένα ακρυλικό πολυμερές πολυμεθυλμεθακρυλάτη (PMMA). Ο ασθενής με ολική αρθροπλαστική με τσιμέντο μπορεί να βαδίζει άμεσα μετεγχειρητικά με πλήρη φόρτιση χωρίς τη χρήση υποστηρίγματος, επιτρέποντας έτσι την ταχύτερη αποκατάσταση. Το ακρυλικό τσιμέντο επιτρέπει στο χειρουργό μεγαλύτερη ευχέρεια κατά την επέμβαση καθώς η τοποθέτηση του στυλεού δεν επηρεάζεται από τις ιδιαιτερότητες του σχήματος του μηριαίου, αλλά ούτε και η παρασκευή του μηριαίου επηρεάζεται από τις ιδιαιτερότητες του στυλεού. Έτσι αδύνατο ή κυστικό οστό μπορεί να αφαιρεθεί διεγχειρητικά αφήνοντας το καλύτερο δυνατό οστικό υπόστρωμα για να λειτουργήσει η άρθρωση. Η σταθεροποίηση με τσιμέντο βασίζεται στη σταθερή διεπιφάνεια πρόθεσης τσιμέντου αλλά και στον ισχυρό μηχανικό δεσμό τσιμέντου οστού. Οι μεταλλικοί στυλεοί σπάνια υπόκεινται σε θραύση αλλά αρκετές φορές χαλαρώνουν [48,174]. Δύο είναι οι ενοχοποιητικοί μηχανισμοί για τη χαλάρωση των εμφυτευμάτων, ένας μηχανικός και ένας βιολογικός. Μηχανική αποτυχία συμβαίνει σε περίπτωση ρωγμής ή κατάγματος κοπώσεως του τσιμέντου

[187, 188]. Ο στυλεός τότε χαλαρώνει και γίνεται ασταθής. Τα ρινίσματα τσιμέντου που δημιουργούνται μπορούν να ενεργοποιήσουν βιολογική απόκριση, όπου τα μακροφάγα γύρω από την άρθρωση απορροφούν τα ρινίσματα και προκαλούν οστεόλυση [185]. Λόγω της χαλάρωσης με το πέρασμα του χρόνου των εμφυτευμάτων με τσιμέντο, οι ερευνητές στράφηκαν σε τεχνικές βελτίωσης του τσιμέντου (μίξη στο κενό, υπό πίεση και ανάστροφο γέμισμα του αυλού του μηριαίου).

Η χρήση του οστικού τσιμέντου παραμένει δημοφιλής στην κλινική πράξη. Η ανθεκτικότητα της σταθεροποίησης με τσιμέντο αποδείχτηκε αξιοθαύμαστη μετά από μακροχρόνια παρακολούθηση. Ο Callaghan [38] ανέφερε αποτελέσματα 30 χρόνια αργότερα σε αρθροπλαστικές με παλαιότερης γενιάς τεχνικές χρήσης του τσιμέντου. Το συνολικό ποσοστό αναθεώρησης ήταν 13% στο συνολικό αριθμό των ασθενών και 25% στους ζώντες στα 30 χρόνια. Το ποσοστό αναθεώρησης κυτπελλίου ήταν 6,4% στο σύνολο των ασθενών και 24% στους ζώντες, ενώ το ποσοστό αναθεώρησης του μηριαίου στυλεού ήταν 1,2% και 8,8% αντίστοιχα.

4.3 Σταθεροποίηση χωρίς τσιμέντο

Στις παλαιότερες αρθροπλαστικές του ισχίου χωρίς τσιμέντο η σταθεροποίηση των εμφυτευμάτων μπορούσε να επιτευχθεί είτε με πάκτωση της προθέσεως στο οστό [164] είτε με μηχανικά μέσα σταθεροποίησης όπως οι βίδες [191]. Προθέσεις όμως με λείες επιφάνειες δεν μπορούσαν να διατηρήσουν την αρχική τους σταθερότητα [2, 221]. Για την μακροπρόθεσμη σταθεροποίησή τους έγινε αναγκασία η διαμόρφωση των επιφανειών ώστε να επιτρέπεται η βιολογική σταθεροποίησή τους. Ο Jones από το 1960 είχε αποδείξει ότι το οστό μπορούσε να αναπτυχθεί σε πορώδεις επιφάνειες διαφόρων υλικών [121]. Αργότερα στα μέσα της δεκαετίας του 1970 αναγνωρίστηκαν σημαντικά προβλήματα που αφορούσαν τη χρήση του τσιμέντου στις αρθροπλαστικές, όπως η χαλάρωση, η οστική απώλεια και ο κατακερματισμός του τσιμέντου. Οι διάφορες μελέτες οδήγησαν στην

κατασκευή προθέσεων που δεν θα απαιτούσαν οστικό τσιμέντο, αλλά θα πακτωνόταν σφικτά στον ενδομυελικό αυλό ή στην κοτύλη. Η τεχνική αυτή αναφέρεται ως τεχνική της ενσφήνωσης (press-fit). Επίσης έχει χρησιμοποιηθεί η μέθοδος της κοχλίωσης με τα κοχλιωτά κοτυλιαία εμφυτεύματα, τα οποία θεωρητικά εξασφαλίζουν άμεση πρωτογενή σταθερότητα [264]. Ένα τέτοιο κοχλιωτό κοτυλιαίο εμφύτευμα χρησιμοποιείται και στον τύπο της αρθροπλαστικής που αφορά την παρούσα μελέτη. Οι στυλεοί που χρησιμοποιούνται σ' αυτήν την τεχνική έχουν πορώδη επιφάνεια που επιτρέπει ανάπτυξη οστού στην επιφάνειά τους σχηματίζοντας δεσμούς μεταξύ τους [192]. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται βιολογική σταθεροποίηση. Επίσης κάποιοι ερευνητές επένδυσαν τα εμφυτεύματα με υδροξυαπατίτη [85]. Ο υδροξυαπατίτης αποτελεί την ανόργανη «φάση» του οστού και είναι πλήρως συμβατός στον ανθρώπινο σώμα, επιτρέποντας την ανάπτυξη οστού και βελτιώνοντας την σταθεροποίηση της προθέσεως [85]. Παρέχει έτσι άμεσα αρχική σταθερότητα. Τα πορώδη εμφυτεύματα αρχικά είχαν την ένδειξή τους σε νέους δραστήριους ασθενείς και στην αναθεώρηση των αρθροπλαστικών με τσιμέντο. Η σύγχρονη τάση είναι να χρησιμοποιούνται σε ασθενείς όλων των ηλικιών με καλό οστικό υπόστρωμα [192,206]. Οι προθέσεις χωρίς τσιμέντο απαιτούν μεγαλύτερη περίοδο αποκατάστασης από τις προθέσεις που χρησιμοποιείται τσιμέντο καθώς απαιτούν το σχηματισμό δεσμών με το οστό για τη σταθερότητά τους. Αν και συνοδεύονται από πολύ ενθαρρυντικά αποτελέσματα, η αποτυχία δημιουργίας δεσμών με το οστό, έχει καταστροφικά αποτελέσματα, καθώς οδηγεί εξίσου σε μηχανισμούς φθοράς και οστεόλυση.

4.4 Υβρίδιο

Υπάρχουν περιπτώσεις όπου χρησιμοποιείται συνδυασμός εμφυτευμάτων με τσιμέντο και χωρίς τσιμέντο. Έτσι σε περιπτώσεις δυσπλασίας ή ατελώς ανεπτυγμένης κοτύλης μπορεί να χρησιμοποιηθεί

κυπέλιο με τσιμέντο. Αντίστοιχα σε περιπτώσεις ατελώς ανεπτυγμένου αυλού του μηριαίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί πορώδες κυπέλλιο (press-fit) και στυλεός με τσιμέντο. Υπάρχουν χειρουργοί σήμερα που θεωρούν ως ιδανική επιλογή τη χρήση κυπελλίου χωρίς τσιμέντο και στυλεού με τσιμέντο.

Κεφάλαιο 5

Εμβιομηχανική της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

5.1 Γενικά

Οι μηχανικές καταπονήσεις της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου διαφέρουν από εκείνες των υλικών εσωτερικής οστεοσυνθέσεως που χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις καταγμάτων καθώς αυτά παρέχουν προσωρινή υποστήριξη μέχρι την πώρωση του κατάγματος. Αντίθετα η ολική αρθροπλαστική πρέπει να αντέξει στη μακροχρόνια περιοδική φόρτιση που πολλές φορές αγγίζει τάξεις μεγεθών 3-5 φορές μεγαλύτερων του σωματικού βάρους που μπορεί σε ορισμένες περιπτώσεις να φθάσουν μέχρι και 10-12 φορές [178].

Οι κύριες αιτίες αποτυχίας της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου είναι η λοίμωξη, η οποία είναι πολυπαραγοντική, το εξάρθημα, η χαλάρωση της κοτυλαίας ή μηριαίας πρόθεσης και η φθορά των αρθρούμενων επιφανειών κεφαλής-κοτύλης. Οι δύο τελευταίες αιτίες σχετίζονται με εμβιομηχανικούς παράγοντες. Ακολουθεί ανασκόπηση των δυνάμεων και των φορτίσεων που ασκούνται σε μία αρθροπλαστική.

5.2 Έσω παρεκτόπιση του κέντρου περιστροφής της άρθρωσης και επιμήκυνση του μοχλοβραχίονα δράσης των απαγωγών.

Οι βασικές αρχές της εμβιομηχανικής της αρθροπλαστικής του ισχίου όπως διατυπώθηκαν από τον John Charnley, περιλαμβάνουν την έσω παρεκτόπιση του κέντρου περιστροφής της άρθρωσης και την επιμήκυνση του μοχλοβραχίονα δράσης των απαγωγών [46]. Η επί τα εντός παρεκτόπιση της κεφαλής του μηριαίου, άρα και του κέντρου

περιστροφής της άρθρωσης επιτυγχάνεται όταν παρασκευάζεται η κοτύλη μέχρι το έσω πέταλο όπου τοποθετείται η κοτυλιαία πρόθεση. Με τον τρόπο αυτό μειώνεται ο μοχλοβραχίονας δράσης του βάρους του σώματος. Η επιμήκυνση του μοχλοβραχίονα των απαγωγών επιτυγχάνεται με την οστεοτομία του μείζονος τροχαντήρα και την επανατοποθέτησή του σε πιο πλάγια και περιφερική θέση. [45] Σήμερα, όμως οι αρχές αυτές δεν ακολουθούνται καθώς η οστεοτομία του μείζονα τροχαντήρα συνοδεύτηκε από προβλήματα ψευδάρθρωσης [224] και η αρχή της επί τα εντός παρεκτόπισης του κέντρου περιστροφής του ισχίου, έδωσε τη θέση της στην ιδέα της διατήρησης όσο γίνεται περισσότερο υποχόνδριου οστού και στην εμβάθυνση της κοτύλης τόσο όσο να επιτρέπει την πλήρη κάλυψη του κυπελίου [197].

5.3 Μήκος του αυχένα και offset

Η ιδανική αποκατάσταση του μηριαίου αναπαράγει το φυσιολογικό κέντρο περιστροφής της κεφαλής του μηριαίου.

Η αποκατάσταση της εμβιομηχανικής της άρθρωσης του ισχίου στα φυσιολογικά επίπεδα είναι σημαντικός παράγοντας για την καλή λειτουργία και την μακροπρόθεσμη επιτυχία της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου. Όταν άρχισε να εκτελείται η ολική αρθροπλαστική του ισχίου την δεκαετία του 60 ήταν γενικά αποδεκτό να μειώνεται το offset μηριαίου μετά την επέμβαση [46]. Σήμερα όμως υπάρχουν αυξανόμενες ενδείξεις ότι η αποκατάσταση στο φυσιολογικό του offset μπορεί να μειώσει τη φόρτιση και τη φθορά και να αυξήσει το επίπεδο ικανοποίησης του ασθενούς αλλά και την μακροβιότητα της άρθρωσης [193]. Τα σύγχρονα συστήματα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου προσφέρουν πολλές εναλλακτικές επιλογές για την επίτευξη αυτού του σκοπού, ρυθμίζοντας το μήκος του αυχένα της πρόθεσης, το μηριαίο offset και την αυχενοδιαφυσική γωνία του μηριαίου στυλεού, ώστε να αποκατασταθεί το κέντρο της άρθρωσης του ισχίου και η αποκατάσταση του άξονα του σκέλους. Ως μηριαίο offset ορίζεται η κάθετη αποκατάσταση ανάμεσα στο

κέντρο της μηριαίας κεφαλής και του ανατομικού άξονα του μηριαίου.
(εικόνα 7)



Εικόνα 7

Μορφομετρικές μετρήσεις ορίζουν το offset να είναι 43 ± 6.8 mm (23,6-61mm) [172] και 41 ± 6.2 mm (20,5-59mm) [152] δείχνοντας έτσι ένα ποικίλο εύρος.

Υπάρχει επίσης μεγάλη ποικιλία στις μετρήσεις της αυχενοδιαφυσιακής γωνίας του μηριαίου, από βλαισό έως ραιβό αλλά με σχετικά σταθερή μέση τιμή: $124,7 \pm 7,4^\circ$ ($105,7-154,5^\circ$) [172], $123 \pm 8,2^\circ$ ($98-150^\circ$) [152] και $128 \pm 8,9^\circ$ ($111-150^\circ$) [195].

Αυξάνοντας το offset στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου βελτιώνεται ο μοχλοβραχίονας των απαγωγών μυών, που βοηθά στη μείωση των μυϊκών δυνάμεων που απαιτούνται στη φυσιολογική βάδιση. Επίσης μειώνεται το φορτίο που ασκείται στην τεχνητή άρθρωση [154].

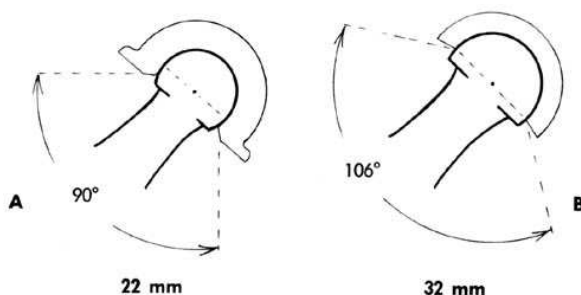
Επίσης, η επί τα εντός τοποθέτηση του κοτυλιαίου κυπελλίου κοντά στο tear drop μειώνει τη μυϊκή δύναμη και την φόρτιση. Έτσι στη διεπιφάνεια οστού-εμφυτεύματος διατηρείται σε χαμηλά επίπεδα κάτι που αποτελεί πλεονεκτικό παράγοντα όχι μόνο στη μακροβιότητα της πρόθεσης, αλλά και στη μείωση της κατανάλωσης ενέργειας από τον ασθενή κατά τη βάδιση.

Από την άλλη μεριά όμως, η αύξηση του offset δημιουργεί υψηλότερες στροφικές φορτίσεις καθώς και φορτίσεις λυγισμού [58]. Η στροφική

ροπή δημιουργείται από την οριζόντια συνιστώσα της δύναμης που ασκείται από το ισχίο στην προσθιοπίσθια διεύθυνση. Η ροπή αυτή εξαρτάται όχι μόνο από το μηριαίο offset αλλά και από την πρόσθια στροφή του μηριαίου στυλεού. Αν η πρόσθια στροφή είναι $>10^\circ$ από την φυσιολογική τιμή η ροπή στρέψεως αυξάνεται από την φυσιολογική τιμή των 24-40nm στο διπλάσιο έχοντας ως αποτέλεσμα μεγαλύτερες φορτίσεις στην διεπιφάνεια οστού-πρόθεσης [15, 58]. Άλλο ανεπιθύμητο αποτέλεσμα προκύπτει από το γεγονός πώς το μήκος της άρθρωσης αυξάνεται όταν χρησιμοποιούνται κεφαλές με μεγαλύτερο αυχένα [15].

5.4 Διάμετρος κεφαλής και αυχένα

Η μεγάλη κεφαλή με διάμετρο αρκετά μεγαλύτερη από αυτή του αυχένα, με βάθος κυπελλίου ίσο με την ακτίνα της κεφαλής και λοξά χείλη επιτρέπει μεγαλύτερο εύρος κίνησης σε σχέση με την μικρότερη κεφαλή. Αντίθετα στις αρθροπλαστικές με μικρότερη κεφαλή όπου ο λόγος κεφαλής αυχένα πρέπει να είναι μικρότερος (ο αυχένας πρέπει να είναι χοντρός για λόγους ανθεκτικότητας και ίσος περίπου με τη διάμετρο της κεφαλής) προσκρούει στο κυπέλλιο στις οριακές θέσεις, μεταφέροντας δυνάμεις τόσο στο κυπέλλιο όσο και στο στυλεό και έχει την τάση τόσο να χαλαρώσει το εμφυτεύματα όσο και να εξαρθρώσει την πρόθεση [39]. Στην αρθροπλαστική του Charnley με διάμετρο κεφαλής 28mm το επιτρεπόμενο εύρος κίνησης είναι μόνο 90° , ενώ στις αρθροπλαστικές που χρησιμοποιείται κεφαλή 32mm το εύρος κίνησης φτάνει τις 106° . (εικόνα 8) [39]



Εικόνα 8

Αυξάνοντας βέβαια την πρόσθια απόκλιση (anteversion) επιτυγχάνεται μεγαλύτερη κάμψη. Επίσης η πλάγια μετατόπιση που απαιτείται για να εξαρθρωθεί μια μικρή κεφαλή είναι μικρότερη από αυτή που χρειάζεται μια κεφαλή 32mm [39].

Το σχήμα του αυχένα παίζει σημαντικό ρόλο, καθώς αυχένες ωοειδούς ή τραπεζοειδούς σχήματος, επιτρέπει μεγαλύτερο εύρος κίνησης.

Τέλος έχει αποδειχτεί πως οι μικρές κεφαλές (22mm) αν και δέχονται μεγαλύτερη φόρτιση ανά μονάδα επιφανείας δεν εμφανίζουν απαραίτητα μεγαλύτερη φθορά από τις μεγαλύτερες κεφαλές των 32mm [106].

5.5 Μεταφορά φορτίων στην πρόθεση- αποφόρτιση του οστού φαινόμενο υποκλοπής φορτίων (stress shielding)

Ως αποφόρτιση του οστού – φαινόμενο υποκλοπής φορτίων (**stress shielding**) ορίζεται η οστεοπενία που εμφανίζεται στο οστό ως αποτέλεσμα μείωσης των φυσιολογικών φορτίσεων στο οστόν από ένα εμφύτευμα. Αυτό έχει την εφαρμογή του στο νόμο του Wolff [1892] ο οποίος αναφέρει πως η ανακατασκευή του οστού εξαρτάται από το μέγεθος των φορτίσεων στις οποίες υπόκειται. Όσο μεγαλύτερες είναι οι φορτίσεις τόσο μεγαλύτερο το κέρδος σε σπογγώδες ή φλοιώδες οστόν. Η αποφόρτιση του οστού είναι ένας παράγοντας που οδηγεί στην απορρόφηση οστικής μάζας και μπορεί να οδηγήσει στη χαλάρωση της μηριαίας προθέσεως, στις περιπτώσεις που εμφυτεύεται χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου [34]. Οφείλεται στη διαφορά ελαστικότητας που έχουν τα εμφυτεύματα συγκριτικά με το οστό. Είναι γνωστό ότι μεταξύ δύο υλικών που είναι στενά συνδεδεμένα και φορτίζονται το πιο άκαμπτο υλικό είναι αυτό που δέχεται το μεγαλύτερο φορτίο. Έτσι, τα εμφυτεύματα έχοντας μεγαλύτερο συντελεστή ελαστικότητας παραλαμβάνουν το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου, το οποίο μεταβιβάζουν στο οστό στην περιοχή της διάφυσης, ελαττώνοντας τα φορτία στη μετάφυση [111]. Αποτέλεσμα του φαινομένου αυτού είναι να υπερτρέφεται ο φλοιός στη διάφυση και να ατροφεί στη μετάφυση (εικόνα 9).



Εικόνα 9

Το οστό όταν χάσει το αναγκαίο λειτουργικό ερέθισμα λόγω της μείωσης της φόρτισης, γίνεται οστεοπορωτικό και λιγότερο ισχυρό (νόμος του Wolf 1892).

Το φαινόμενο αυτό οδηγεί, στελέχη προθέσεων που αρχικά είναι ισχυρά συνδεδεμένα με το οστό, στη χαλάρωση με την πάροδο του χρόνου ή σε κάταγμα της μετάφυσης εξαιτίας της απορρόφησης του οστού.

Ο Engh και οι συνεργάτες του εξέτασαν την επίδραση της διαμέτρου του μηριαίου στυλεού στην αποφόρτιση της μετάφυσης όταν αυτός τοποθετείται χωρίς οστικό τσιμέντο και απέδειξαν πως σε στυλεούς διαμέτρου μεγαλύτερης από 13.5mm (άρα και μεγάλης ροπής αδρανείας) η αποφόρτιση της μετάφυσης ήταν 5 φορές μεγαλύτερη σε σχέση με την αποφόρτιση που παρατηρείται σε στυλεούς διαμέτρου 12mm ή μικρότερους [82]. Επίσης παρατήρησαν μεγαλύτερη αποφόρτιση της μετάφυσης σε στυλεούς καλυμμένους πλήρως με μικροπορώδη επιφάνεια, ιδίως όταν αυτοί ήταν μεγάλης διαμέτρου. Τέλος, απέδειξαν ότι η τοπική υπερτροφία που παρατηρείται στο κάτω άκρο του στυλεού, σε στυλεούς με μικροπορώδη επιφάνεια ήταν μικρότερη όταν η μικροπορώδης επιφάνεια αφορούσε μόνο το κεντρικό τμήμα του στυλεού [82]. Το μέγεθος της έκτασης της οστικής απορρόφησης στη μετάφυση του μηριαίου που μπορεί να είναι κλινικά ανεκτό, είναι δύσκολο να καθοριστεί. Στα δύο χρόνια, σταματά η οστική απώλεια στη μετάφυση και αρχίζει ο οστικός ανασχηματισμός. Αν και η αποφόρτιση του οστού δεν

φαίνεται να έχει κλινικές επιπτώσεις, ο συνδυασμός οστεόλυσης και ανασχηματισμού μπορεί να οδηγήσει σε κατάγματα του τροχαντήρα.

Η πρόληψη αυτού του φαινομένου επιτυγχάνεται με τη χρήση υλικών που έχουν μεγάλο συντελεστή ελαστικότητας και μικρές διατομές, τα οποία τα καθιστούν πιο εύκαμπτα. Το μέταλλο που έχει καλά αποτελέσματα βιοσυμβατότητας και εμφανίζει μικρό συντελεστή ελαστικότητας σε σχέση με τα κράματα του ανοξείδωτου χάλυβα (200GPa) και τα κράματα του κοβαλτίου – χρωμίου (230GPa) είναι το τιτάνιο και τα κράματά του (120GPa) [1].

5.6 Το πρόβλημα της πρόσκρουσης στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου

Περιπροθετική πρόσκρουση ανάμεσα στον αυχένα και το κυπέλλιο θα συμβεί όταν το εύρος κίνησης της πρόθεσης είναι πιο μικρό σε σχέση με τις απαιτήσεις του ασθενή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη συχνότητα καταστροφής της πρόθεσης, υπεξάρθρημα και εξάρθρημα σ' αυτές τις περιπτώσεις. Το εύρος κίνησης μπορεί να βελτιωθεί επιλέγοντας προθέσεις με μεγαλύτερο λόγο κεφαλής αυχένα [130]. Για παράδειγμα, τοποθετώντας κεφαλή 32mm στον ίδιο αυχένα αντί για 28mm θ' αυξήσει το εύρος κίνησης κατά 6° σε κάθε πλευρά. Το αντίθετο συμβαίνει όταν χρησιμοποιούνται μικρότερες κεφαλές καθώς ο λόγος κεφαλής –αυχένα είναι μικρότερος [39].

Από πολλούς λοιπόν ερευνητές συνιστάται ο λόγος κεφαλής / αυχένα να είναι τουλάχιστον 2:1, δηλαδή η διάμετρος της κεφαλής να έχει το διπλάσιο μέγεθος σε σχέση με τον αυχένα [39]. Αλλιώς, είναι δύσκολο να επιτευχθεί φυσιολογικό εύρος κίνησης και υπάρχει αυξημένος κίνδυνος εμφάνισης του φαινομένου της πρόσκρουσης.

Εκτός από την περιπροθετική πρόσκρουση, προβληματισμός υπάρχει και για την πρόσκρουση οστού με οστό. Στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου αυτό αφορά κυρίως την πρόσκρουση ανάμεσα στο άνω μέρος του μηριαίου και την οστική κοτύλη. Αυξάνοντας την απόσταση ανάμεσα στο

εγγύς μηριαίο και την οστική κοτύλη, αυξάνεται το offset και μειώνεται ο κίνδυνος πρόσκρουσης οστού με οστό [39]. Αυτό έχει τη σημασία του, ιδίως σε περιπτώσεις όπου τοποθετούνται κοτυλιαία κυπέλλια μεγάλης διαμέτρου. Παλαιότερα, όταν δεν υπήρχαν στυλεοί με μεγάλο offset, συνηθέστερη τακτική αποτελούσε η τοποθέτηση στυλεού με τσιμέντο σε ελαφρά ραιβή θέση με σκοπό να αυξηθεί το μηριαίο offset [46]. Είναι φανερό πως αυχενομηριαία γωνία στις 150° έχει μεγαλύτερη επίδραση στην επιμήκυνση του σκέλους από γωνία κοντά στις 120° . Έτσι, ο κίνδυνος πρόσκρουσης οστού με οστό, μειωνόταν αλλά η συγκράτηση του στυλεού στο μηριαίο ήταν επισφαλέστερη. Σε πειραματικές μελέτες αποδείχθηκε πως το μεγαλύτερο offset αυξάνει την απαγωγή [39]. Τέτοια συσχέτιση δεν αποδείχθηκε για την κάμψη / έκταση και τις στροφικές κινήσεις. Αποδείχτηκε επίσης πειραματικά πως υπάρχει μεγαλύτερος κίνδυνος πρόσκρουσης οστού με οστό όταν χρησιμοποιούνται κεφαλές μικρότερης διαμέτρου [13]. Από την άλλη μεριά, μεγαλύτερος κίνδυνος πρόσκρουσης οστού με οστό, αποδείχθηκε και σε μεγάλης διαμέτρου κεφαλές όταν συνδυάζονται με μικρό μηριαίο offset [13,130].

Όταν σχεδιάζεται μια ολική αρθροπλαστική, το κυπέλλιο θα πρέπει να τοποθετείται κοντά στο tear drop. Αυτό καθορίζει την πιο επί τα εντός θέση του κέντρου περιστροφής του ισχίου για το συγκεκριμένο μέγεθος κοτύλης. Έπειτα, συνίσταται να ελέγχεται η θέση του τροχαντήρα, ο οποίος πρέπει να αποκαθίσταται στην αρχική του θέση. Η υγιής πλευρά μπορεί να βοηθήσει στην εκτίμηση της αρχικής κατάστασης. Το μέγεθος του offset μπορεί τώρα να μετρηθεί και να επιλεγεί κατάλληλος στυλεός. Το μέγεθος του offset δεν θα πρέπει να αυξάνεται πάνω από το αρχικό μήκος καθώς σ' αυτήν την κατάσταση μπορεί να προκληθεί ερεθισμός της λαγονοκνημιαίας ταινίας ή θυλακίτιδα του τροχαντήρα από τον προεξέχοντα τροχαντήρα. Είναι φανερό ότι ραιβό ισχίο εμφανίζει μεγαλύτερο offset και απαιτεί στυλεό με μεγαλύτερο offset.

Ο Darey [52] μελέτησε τη συσχέτιση ανάμεσα στο μηριαίο offset και την συνισταμένη δύναμη που δρα στην άρθρωση του ισχίου σε μια

πτωματική μελέτη. Βρήκε πως αυξάνοντας το offset από 33-55mm αυξάνει την γωνία δράσης των απαγωγών από τις 12,6° στις 20,3° και μειώνεται η δύναμη που δρα στο ισχίο από 1870N στα 1590 N [55].

Ο McGroarty απέδειξε το αποτέλεσμα αυτό σε μια κλινική μελέτη 64 ασθενών με 86 αρθροπλαστικές του ισχίου. Οι ασθενείς αυτοί εμφάνισαν μια θετική γραμμική συσχέτιση στις δυνάμεις που ασκούσαν οι απαγωγοί όσο αυξανόταν το μηριαίο offset [154].

Από την άλλη μεριά η μείωση του μηριαίου offset οδηγεί σε μεγαλύτερες δυνάμεις της άρθρωσης του ισχίου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα οι δυνάμεις αυτές να οδηγούν σε μεγαλύτερη φθορά των αρθρούμενων επιφανειών [151].

Ο Sakalkale [193] απέδειξε πως αυξάνοντας το offset η φθορά μειώνεται *in vitro*, ενώ μειώνοντας το μηριαίο offset αυτή αυξάνεται. Αν το μηριαίο offset αποκατασταθεί παρατηρείται μείωση της φθοράς κατά 52% μετά από 5,7 χρόνια. [193] Επιπλέον δεν υπάρχουν σημεία χαλάρωσης ή οστεόλυσης αν αποκατασταθεί το μηριαίο offset στα φυσιολογικά επίπεδα. Αντίθετα, το 11% των ασθενών στους οποίους δεν αποκαταστάθηκε το offset εμφάνισαν οστεόλυση [193].

Η θέση του κέντρου περιστροφής του ισχίου στην προσθιοοπίσθια διεύθυνση πρέπει να αποκατασταθεί επιλέγοντας την κατάλληλη πρόσθια απόκλιση του στυλεού. Αυτό εξασφαλίζει πως η σχέση ανάμεσα στους απαγωγούς και του έσω και έξω στραφείς του ισχίου έχει αποκατασταθεί.

Οι μηριαίοι στυλεοί με εναλλασσόμενο offset είναι πολύ καλύτεροι όσο αφορά στην αποκατάσταση της εμβιομηχανικής της άρθρωσης του ισχίου. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δοθεί ώστε να μην υπερβαίνουν το ανατομικό offset, καθώς αυτό θα προκαλέσει προβλήματα τριβής και μεγαλύτερη φόρτιση εκ στρέψεως της διεπιφάνειας οστού –εμφυτεύματος και υψηλότερες φορτίσεις στους στυλεούς με τσιμέντο. Υπάρχουν κλινικές μελέτες που αφορούν στυλεούς με εναλλασσόμενα offset, αλλά δυστυχώς δεν αναφέρουν σημαντική συσχέτιση ανάμεσα στο offset και

την μακροπρόθεσμη επιβίωση ολόκληρης της πρόθεσης [154]. Στην πραγματικότητα, αυτό που μπορεί να πει κανείς ότι υπάρχει τάση για καλύτερη διάρκεια των στυλεών με μεγαλύτερο offset [154].

Από την άλλη μεριά, η μείωση του offset θα οδηγήσει σε λειτουργικά ελλείμματα όπως χωλότητα, πρώιμα σημεία κόπωσης και μείωση της διανυόμενης απόστασης [154]. Η άνοδος σε μια κλίμακα ή το βάδισμα σε κατηφορικό δρόμο εμποδίζει επίσης. Οι ασθενείς, στους οποίους έχει αποκατασταθεί το μηριαίο offset αισθάνονται πιο άνετα και πιο δυνατοί σε σχέση μ' αυτούς στους οποίους έχει μειωθεί το offset, η περίοδος αποκατάστασης είναι πολύ μικρότερη και επιστρέφουν στη φυσιολογική βάδιση πολύ πιο γρήγορα. Επιπλέον, αυτοί οι ασθενείς δεν εμφανίζουν θετικό σημείο Trendelenbourg [253].

Η ανισοσκελία μετά από ολική αρθροπλαστική του ισχίου δεν είναι σπάνια, και συχνά σχετίζεται με παράπονα από τον ασθενή. Η επιμήκυνση ενός σκέλους που είναι μικρότερο από το ετερόπλευρο αυξάνει την τάση των μαλακών μορίων γύρω από την ολική αρθροπλαστική προσφέροντας μεγαλύτερη σταθερότητα [180]. Από την άλλη πλευρά, η μείωση του μήκους διεγχειρητικά δεν συνιστάται καθώς αυτό επιδρά πολύ στη σταθερότητα της άρθρωσης [180].

Σ' αυτές τις περιπτώσεις, το μήκος του σκέλους διορθώνεται αυξάνοντας το ύψος της πτέρνας στο ετερόπλευρο άκρο ή κατά την αντικατάσταση του ετερόπλευρου ισχίου. Το μήκος του σκέλους διορθώνεται τοποθετώντας το μηριαίο στυλεό ανάλογα με την κατακόρυφη θέση σε σχέση με το μηριαίο.

Ως αρχή, η κατακόρυφη τοποθέτηση είναι ανεξάρτητη της αυχενοδιαφυσικής γωνίας. Δεν υπάρχει πραγματική ανάγκη αποκατάστασης της γωνίας αυτής κατά τη διάρκεια μιας ολικής αρθροπλαστικής. Από την άλλη μεριά όμως ο προσανατολισμός του κυπελλίου εξαρτάται τόσο από την πρόσθια απόκλιση του στυλεού και την αυχενοδιαφυσική γωνία της μηριαίας πρόθεσης. Έτσι, πρέπει να συνυπολογίζεται ο τύπος της πρόθεσης και η αυχενοδιαφυσική γωνία

ώστε να επιλεγεί ο σωστός προσανατολισμός του κυπελλίου. Μια εναλλακτική μέθοδος είναι η εμφύτευση αρχικά του στυλεού και ο προσανατολισμός του κυπελλίου ανάλογα με τη θέση του στυλεού (stem first Τεχνική). Το μήκος του σκέλους μπορεί να ελεγχθεί διεγχειρητικά είτε με το χέρι είτε με ακτινοσκόπηση. Σήμερα τα συστήματα πλοήγησης με την βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή προσφέρουν έναν ενδιαφέρον τρόπο ελέγχου του μήκους του σκέλους καθώς ή τον έλεγχο του προσανατολισμού της κοτύλης και του στυλεού. Χωρίς αμφιβολία, η αποκατάσταση ή ακόμα καλύτερα η διατήρηση των μυών γύρω από την άρθρωση του ισχίου κατά την ολική αρθροπλαστική είναι σημαντική προϋπόθεση για την καλή λειτουργία της αρθροπλαστικής και ένας εύκολος τρόπος διατήρησης της εμβιομηχανικής της άρθρωσης .

Οι επεμβάσεις ελάχιστης παρεμβατικότητας (minimal invasive) μπορούν να διατηρήσουν τη λειτουργία των μυών αν εφαρμοστούν σωστά.

Καλή πρόωμη αποκατάσταση και καλή λειτουργία σύμφωνα με τις προσδοκίες και τις ανάγκες του ασθενή είναι βασικές προϋποθέσεις για την ικανοποίηση του ασθενή. Μπορεί να επιτευχθεί εύκολα εφαρμόζοντας τις αρχές της εμβιομηχανικής και θα πρέπει να εκτιμώνται σε όλες τις περιπτώσεις .

Κεφάλαιο 6

Τριβολογία της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

Τριβολογία είναι η επιστήμη που ασχολείται με την τριβή, τη φθορά και τη λίπανση των μετάλλων. Ο όρος χρησιμοποιείται για πρώτη φορά το 1966 στο Oxford Dictionary.

6.1 Φθορά

Οι κύριες αιτίες αποτυχίας της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου παραμένουν η περιπροθετική οστεόλυση και η άσηπτη χαλάρωσή της [5, 97]. Η χαλάρωση αυτή οφείλεται στην παραγωγή σωματιδίων, που δημιουργούνται από τη φθορά των προστριβομένων επιφανειών [6,44].

Φθορά καλείται η προοδευτική απώλεια υλικού με συνοδό δημιουργία ρινισμάτων που προκαλείται από τη σχετική κίνηση ανάμεσα σε δύο αλληλοφοριζόμενες επιφάνειες.

Για την καλύτερη κατανόηση της φθοράς είναι σημαντικό να διακρίνει κανείς τους μηχανισμούς φθοράς (wear mechanisms) και τους τύπους φθοράς (wear modes)

6.1.1 Μηχανισμοί φθοράς

Είναι σημαντικό να γίνει στο σημείο αυτό ένας διαχωρισμός των βασικών μηχανισμών φθοράς που συναντά κανείς στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου. Από μηχανική άποψη τρεις είναι οι παράγοντες που μπορούν να προκαλέσουν φθορά: η τριβή μεταξύ των προστριβομένων επιφανειών, η δυναμική αντοχή των υλικών και η διάβρωση.

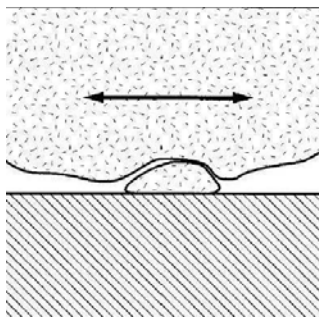
Κατανοώντας τους μηχανισμούς φθοράς, μπορούν να βρεθούν κατάλληλα υλικά για το σχεδιασμό εναλλακτικών επιφανειών τριβής, ώστε να μειωθεί το φαινόμενο αυτό.

6.1.1.1 Πρόσφυση (σχηματισμός και λύση συγκολλητών δεσμών) (adhesive wear)

Η φθορά στην περίπτωση αυτή λαμβάνει χώρα με λύση συγκολλητών δεσμών, που σχηματίζονται παροδικά ανάμεσα στις φορτιζόμενες ολισθαίνουσες επιφάνειες. Η συγκόλληση αυτή επιτυγχάνεται, διότι η πραγματική επιφάνεια επαφής, μικροσκοπικά, είναι μόνο οι κορυφές των φορτιζομένων επιφανειών και στις οποίες λόγω του φορτίου εμφανίζονται υψηλές τάσεις, οι οποίες στιγμιαία λειώνουν και συγκολλούν τα υλικά. Συμβαίνει όταν οι δυνάμεις ανάμεσα στις φορτιζόμενες επιφάνειες γίνονται μεγαλύτερες από τις εσωτερικές δυνάμεις που αναπτύσσονται μεταξύ των μορίων του υλικού της κάθε επιφάνειας.

Κατά τη συνεχή σχετική κίνηση ανάμεσα στις επιφάνειες, δημιουργείται διάτμηση, που αποκόπτει τις συγκολλημένες κορυφές και τεμαχίδια αποσπώνται κυρίως από το ασθενέστερο υλικό, και μεταφέρονται στο άλλο. Σε μερικές περιπτώσεις αυτή η φθορά μπορεί να βελτιώσει την τραχύτητα των επιφανειών, μειώνοντας έτσι την περαιτέρω φθορά τους. Το πρόβλημα αυτό αφορά κυρίως το πολυαιθυλένιο (UHMWP), το οποίο μεταφέρεται στη σκληρότερη επιφάνεια, και συνεπώς και μέσα στην άρθρωση.

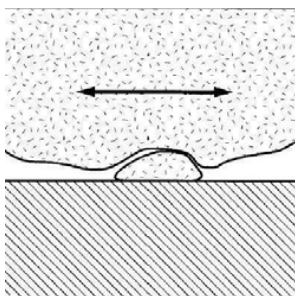
Ένα άλλο παράδειγμα του τύπου αυτής της φθοράς, αφορά επιφάνειες οι οποίες έχουν υποστεί παθητική προστασία για αποφυγή της διάβρωσης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα απόσπαση της προστατευτικής στοιβάδας του μετάλλου, και μεταφορά της στην άλλη επιφάνεια (πολυαιθυλένιο), επιταχύνοντας έτσι την φθορά. (εικόνα 10)



Εικόνα 10

6.1.1.2 Απόξεση (abrasive wear)

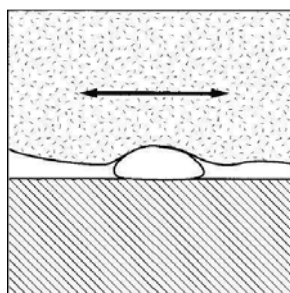
Είναι ο κύριος μηχανισμός και ο πιο σοβαρός που προκαλεί φθορά. Η φθορά στην περίπτωση αυτή λαμβάνει χώρα όταν ανώμαλες προεξοχές της σκληρότερης επιφάνειας κόβουν και «οργώνουν» την πιο μαλακή επιφάνεια, προκαλώντας απόσπασση σωματιδίων από αυτή. Είναι ανάλογη των φορτίσεων τις οποίες δέχεται η άρθρωση, από τη σκληρότητα και τη στίλβωση των φορτιζομένων επιφανειών. (εικόνα 11)



Εικόνα 11

6.1.1.3 Φθορά τρίτου σώματος (third body wear)

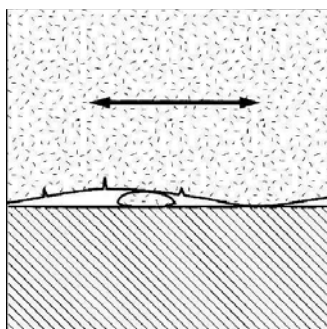
Είναι ένας τύπος φθοράς τρίτου σώματος και συμβαίνει όταν σκληρά σωματίδια παγιδεύονται σε μια μαλακή επιφάνεια. Παραδείγματα αποτελούν μεταλλικά ρινίσματα ή οστικά τεμαχίδια ή τσιμέντο που παγιδεύονται στο πολυαιθυλένιο και μπορεί να προκαλέσουν φθορά στις φορτιζόμενες επιφάνειες. (εικόνα 12)



Εικόνα 12

6.1.1.4 Φθορά εκ κοπώσεως (δυναμική αντοχή των υλικών) – fatigue wear

Όταν η φόρτιση που ασκείται σε μία επιφάνεια υπερβαίνει την αντοχή της σε κόπωση, τότε το υλικό αυτό αποτυγχάνει μετά από έναν ορισμένο αριθμό περιοδικών φορτίσεων, καθώς στα υλικά δημιουργούνται μικρορωγμές τόσο επιφανειακά όσο και στο εσωτερικό της δομής τους, οι οποίες οδηγούν σε θραύση, προκαλώντας απόσπαση σωματιδίων από την επιφάνειά του. Η φθορά είναι ανάλογη των φορτίσεων που δέχεται το υλικό, και αντιστρόφως ανάλογη του πάχους του. Ο μηχανισμός αυτός αφορά κυρίως το πολυαιθυλένιο. Στην ολική αρθροπλαστική του γόνατος αφορά το ένθετο πολυαιθυλενίου και καλείται αποφλοίωση (delamination). Ένα χιλιοστό κάτω από την επιφάνεια, δυνάμεις διατμήσεως δημιουργούν μικρορωγμές και απελευθερώνουν τεμάχια πολυαιθυλενίου στην άρθρωση του γόνατος [186]. Αντίστοιχα στην άρθρωση του ισχίου οι δυνάμεις διατμήσεως ασκούνται πολύ κοντά στην επιφάνεια του πολυαιθυλενίου απελευθερώνοντας μικρότερα τεμάχια [205]. (εικόνα 13)



Εικόνα 13

6.1.1.5 Διάβρωση (corrosion)

Όταν ένα μέταλλο έρθει σε επαφή με ένα υλικό με το οποίο μπορεί να αντιδράσει χημικά, τότε αρχίζει μια διαδικασία που τα αποτελέσματά της μπορεί να είναι καταστροφικά για το μέταλλο. Τέτοιες διεργασίες καλύπτονται κάτω από το γενικό όρο διάβρωση [267].

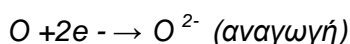
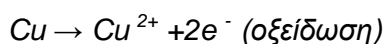
Οι κυριότεροι τρόποι διάβρωσης είναι:

A. ομοιόμορφη διάβρωση (uniform corrosion). Το μέταλλο διαβρώνεται ομοιόμορφα σε όλη του την επιφάνεια

B. σημειακή ή τρηματική διάβρωση (pitting corrosion). Η διάβρωση περιορίζεται σε ορισμένα μόνο σημεία, αλλά η ταχύτητά της σ' αυτά είναι μεγάλη.

Γ. σχισματική διάβρωση (crevice corrosion).. Τα μέταλλα διαβρώνονται ταχύτερα σε περιοχές, με μικρορωγμές που είτε προϋπάρχουν είτε δημιουργούνται αργότερα από τη χρήση τους.

Η κύρια διεργασία που γίνεται κατά τη διάβρωση είναι η μεταφορά ηλεκτρονίων ή αντίδραση οξειδοαναγωγής. Το υλικό που χάνει ηλεκτρόνια οξειδώνεται και αυτό που προσλαμβάνει ανάγεται. π.χ.



Διακρίνουμε δύο βασικές κατηγορίες διάβρωσης, τη χημική διάβρωση (οξείδωση) και την ηλεκτροχημική διάβρωση που προϋποθέτει την παρουσία ενός ηλεκτρικά αγώγιμου (π.χ. υγρά του σώματος) διαλύματος (electrochemical corrosion).

Οι συνηθέστεροι τύποι διάβρωσης που παρατηρούνται στα ορθοπαιδικά εμφυτεύματα είναι η σημειακή και η σχισματική διάβρωση. [30]

Ένας άλλος τύπος, η γαλβανική διάβρωση μπορεί να αφορά τα ορθοπαιδικά εμφυτεύματα. Αυτή συμβαίνει όταν χρησιμοποιούνται ανόμοια μέταλλα. Το λιγότερο ευγενές μέταλλο γίνεται ανοδικό και διαβρώνεται (π.χ. οι βίδες από ανοξείδωτο χάλυβα διαβρώνονται όταν χρησιμοποιούνται με πλάκες τιτανίου) [30]. Αυτό όμως για να συμβεί προϋποθέτει φυσική ή άμεση μέσω ενός ηλεκτρολύτη επαφή. Έτσι θεωρητικά αν ένας ασθενής έχει μια εσωτερική οστεοσύνθεση και μια ολική αρθροπλαστική από CoCr, δεν θα υποστεί γαλβανική διάβρωση [162].

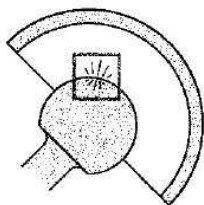
Σε κάθε άρθρωση, μπορεί να συνυπάρχουν άλλοτε άλλοι τύποι φθοράς, που μπορεί να έχουν συμβεί σε διάφορες χρονικές στιγμές ή περιόδους της λειτουργίας της τεχνητής άρθρωσης. Η φθορά του υλικού είναι η συνισταμένη όλων των μηχανισμών φθοράς που έχουν προκληθεί στην τεχνητή άρθρωση, ενώ οι πιο πρόσφατοι μηχανισμοί φαίνεται να παίζουν τον σημαντικότερο ρόλο.

6.1.2 Τύποι φθοράς

Ο Τύπος φθοράς ορίζεται από τις συνθήκες κάτω από τις οποίες συμβαίνει η φθορά

6.1.2.1 Φθορά τύπου I

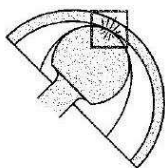
Συμβαίνει κατά την κίνηση ανάμεσα σε δύο φορτιζόμενες επιφάνειες, που σχεδιαστικά πρέπει να φορτίζονται μεταξύ τους. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής, είναι η φθορά ανάμεσα στην προσθετική κεφαλή του μηριαίου και το πολυαιθυλένιο της πρόθεσης της κοτύλης [201]. (εικόνα 14)



Εικόνα 14

6.1.2.2 Φθορά τύπου II

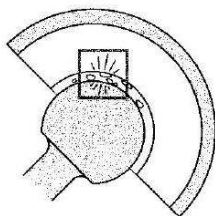
Συμβαίνει κατά την κίνηση μιας κύριας επιφάνειας και μιας δευτερεύουσας, που σχεδιαστικά δεν πρέπει να φορτίζονται μεταξύ τους. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής, είναι η φθορά ανάμεσα στην προσθετική κεφαλή του μηριαίου και του μεταλλικού κελύφους της κοτύλης [201]. (εικόνα 15)



Εικόνα 15

6.1.2.3 Φθορά τύπου III

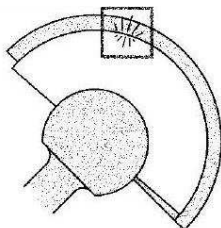
Συμβαίνει κατά την κίνηση ανάμεσα σε δύο φορτιζόμενες επιφάνειες, που σχεδιαστικά πρέπει να φορτίζονται μεταξύ τους, αλλά μεταξύ τους παρεμβάλλεται «τρίτο σώμα». Ο τύπος της φθοράς αυτής είναι γνωστός σαν φθορά με απόξεση τρίτου σώματος ή φθορά τρίτου σώματος [201]. (εικόνα 16)



Εικόνα 16

6.1.2.4 Φθορά τύπου IV

Συμβαίνει κατά την κίνηση ανάμεσα σε δύο φορτιζόμενες επιφάνειες, που σχεδιαστικά δεν πρέπει να φορτίζονται μεταξύ τους. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτής, είναι η φθορά που προκαλείται από την προστριβή του αυχένα της πρόθεσης του μηριαίου και του χείλους της προσθετικής κοτύλης. (impingement) [201]. (εικόνα 17)



Εικόνα 17

Στις ολικές αρθροπλαστικές τύπου μέταλλο με μέταλλο, η φθορά είναι ένας συνδυασμός φθοράς συγκολλητών δεσμών και φθοράς από απόξεση, ενώ μπορεί να συνυπάρχει και φθορά εκ κοπώσεως [201]. Μία σταθερή πρόθεση έχει κανονικά φθορά μόνον τύπου I. Τα σχετικώς λίγα σωματίδια που παράγονται οδηγούν σε μικρές οστεολύσεις γύρω από τον στυλεό αυξάνοντας έτσι την κίνηση μεταξύ αυτού και του οστού με αποτέλεσμα φθορά τύπου IV, που ανάλογα με το είδος της προθέσεως οδηγεί σε παραγωγή σωματιδίων μετάλλου, τσιμέντου, οστού, υδροξυαπατίτου κ.λπ. Τα σωματίδια αυτά περνώντας μεταξύ των επιφανειών της προθέσεως οδηγούν σε φθορά τύπου III. Όταν οι επιφάνειες της αρθροπλαστικής ξυστούν από τα παρεμβληθέντα σωματίδια αυξάνεται μεγάλως και η φθορά τύπου I και αλλοιώνονται οι επιφάνειες της αρθροπλαστικής

Πολλοί παράγοντες (ιδιότητες του υλικού, χαρακτηριστικά της επέμβασης και παράγοντες που σχετίζονται με τον ασθενή) συμμετέχουν στο φαινόμενο της φθοράς αλλά παρ' όλη την εξέλιξη της τεχνολογίας δεν έχουν γίνει ακόμα κατανοητοί πλήρως. Η αλληλεπίδρασή τους *in vivo* είναι δύσκολο να προβλεφθεί.

Τα μέταλλα και τα κεραμικά προκαλούν μικρότερη φθορά σε σχέση με το πολυαιθυλένιο. Ο τρόπος της αποστείρωσης του πολυαιθυλενίου φαίνεται να επιδρά στο μέγεθος της φθοράς [233]. Ο Sakalke περιγράφει ότι η αυξάνοντας το offset υπάρχει μείωση του ρυθμού φθοράς ενώ ο Καραχάλιος ανέδειξε θετική επίδραση στο ρυθμό φθοράς με έσω τοποθέτηση του κέντρου περιστροφής της άρθρωσης [123,193].

Ο αριθμός των σωματιδίων φθοράς που δημιουργούνται στην κεφαλή του μηριαίου είναι ανάλογος του μεγέθους της [141]. Όσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος της κεφαλής τόσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των ρινισμάτων φθοράς παρά τη μείωση της φόρτισης που ασκείται. Αυτό οφείλεται στη μεγαλύτερη απόσταση που διανύει ένα συγκεκριμένο σημείο της κεφαλής σε δεδομένη γωνία. Ο Callaghan βρήκε πως μια κεφαλή 32 mm δημιουργεί 40% περισσότερα ρινίσματα φθοράς σε σχέση με μία κεφαλή

22 mm [38]. Ο χρόνος από την τοποθέτηση φαίνεται να παίζει λιγότερο σημαντικό ρόλο. Όσο περισσότερο χρησιμοποιεί την αρθροπλαστική του τόσο γρηγορότερα φθείρεται [204].

Νέοι δραστήριοι και υπέρβαροι έχουν περισσότερες πιθανότητες να χρειαστούν αναθεώρηση της αρθροπλαστικής τους [68].

6.1.3 Προσδιορισμός της φθοράς

Για την εκτίμηση και τον προσδιορισμό της φθοράς υπάρχουν διαθέσιμες σήμερα διάφορες μέθοδοι. Η φθορά μπορεί να εκτιμηθεί τόσο άμεσα στα κυπέλλια όπως σε περιπτώσεις αναθεώρησης ή νεκροτομικών εμφυτευμάτων στο εργαστήριο ή έμμεσα στις ακτινογραφίες (*in vivo* εκτίμηση). Τα αφαιρεθέντα κυπέλλια ή αυτά που χρησιμοποιούνται σε μελέτες με εξομοιωτές ισχίου δίνουν τη δυνατότητα για μέτρηση ογκομετρικής φθοράς. Η μέτρηση αυτή ονομάζεται και «μέτρηση μετατόπισης του υγρού». (“fluid displacement measurement”) και γίνεται συγκρίνοντας την αναμενόμενη ποσότητα υγρού που μετατοπίζεται σε σχέση με την πραγματική [79]. Επιτρέπει επίσης την οπτική εκτίμηση της φθοράς. Οι εξομοιωτές αναπαριστούν τον «ιδανικό ασθενή» σε ελεγχόμενες συνθήκες δοκιμασίας. Δεν υπολογίζουν όμως παράγοντες όπως η φόρτιση του χείλους της κοτύλης αν έχει τοποθετηθεί με μεγάλη κλίση, ο διαχωρισμός της κεφαλής, η προστριβή του αυχένα στο χείλος της κοτύλης, η δραστηριότητα του ασθενή, η ακόμα και η τοπική ανατομία. Έτσι, η φθορά συχνά υποεκτιμάται και τα άριστα αποτελέσματα που δημοσιεύονται σε μελέτες με εξομοιωτές ισχίου δεν συμφωνούν με τα αποτελέσματα των κλινικών ερευνών [79].

Αρκετοί συγγραφείς έχουν προτείνει διάφορες μεθόδους ακτινολογικής εκτίμησης της φθοράς *in vivo*. Δύο από τις δημοφιλέστερες μεθόδους σχεδιάστηκαν από τους Nunn και Livermore [141, 176]. Η διακύμανση που μπορεί να προκύψει ανάμεσα στις μετρήσεις του ίδιου εξεταστή ή διαφόρων εξεταστών (Intraobserver and interobserver variation) εξαρτάται από την προβολή αλλά και τον εξεταστή ενώ οι

μέθοδοι μετρούν μόνο γραμμική φθορά. Ο Nuneh αναφέρει λάθη της τάξης των $\pm 3\text{mm}$ [176] ενώ ο Livermore $0,1\text{ mm}$ [141]. Για μεγαλύτερη ακρίβεια έχουν σχεδιαστεί μέθοδοι υποβοηθούμενες από τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή (computer-assisted methods). Οι πιο δημοφιλείς είναι αυτές που αναπτύχθηκαν από τους Devane [69] και Martell [150] η οποία έγινε δημοφιλής αργότερα και έχει ακρίβεια της τάξης των $0,08\text{ mm}$. Η αξιοπιστία τους όμως έχει αμφισβητηθεί

Τα υλικά των εδραζομένων επιφανειών πρέπει να ελέγχονται τριβολογικά για τον προσδιορισμό της φθοράς που παθαίνουν σε συνάρτηση με το χρόνο λειτουργίας τους. Είναι όμως πολύ δύσκολο να προσομοιωθούν ακριβώς οι συνθήκες λειτουργίας των προθέσεων.

Οι τριβολογικοί έλεγχοι μπορούν να συστηματοποιηθούν ως εξής:

A. έλεγχος μοντέλου (στυλίσκος σε δίσκο, δακτύλιος σε δίσκο)

B. έλεγχος σε εξομοιωτή ισχύου

Γ. ανάλυση των εμφυτευμάτων από αναθεωρητικές εγχειρήσεις.

Τα αποτελέσματα των εξομοιωτών ισχύου όσο αφορά τη χρήση μεταλλικών επιφανειών τριβής συνοψίζονται στον πίνακα. Ο Medley [161] περιέγραψε ογκομετρική φθορά που ποικίλει από $0,09$ έως 61 mm^3 ανά εκατομμύριο κύκλους και γραμμική φθορά από $1,3$ έως $100\text{ }\mu\text{m}$ ανά εκατομμύριο κύκλους. Στις περισσότερες δοκιμές ο ρυθμός φθοράς μειώνεται σημαντικά μετά τους πρώτους $0,1$ έως $0,5$ εκατομμύρια κύκλους [161]. Οι συγγραφείς θεώρησαν πως η χαμηλότερη φθορά σχετίζεται με μεγαλύτερη δραστική ακτίνα της κεφαλής ενώ η χειρότερη απόδοση σχετίζεται με πολύ υψηλό διάκενο της τάξης των $630\mu\text{m}$. Τα αποτελέσματα του Chan [43] δείχνουν πως υπάρχει μεγαλύτερη φθορά στα πρώτα εκατομμύρια κύκλων που ακολουθείται από μικρότερο ρυθμό φθοράς. Η ολική ογκομετρική φθορά ανά εκατομμύριο κύκλων ήταν μικρή της τάξης των $0,22\text{mm}^3$. Κατά τη διάρκεια της προσαρμογής, στα πρώτα εκατομμύρια κύκλους, ο μέσος ρυθμός φθοράς ήταν $0,4\text{mm}^3$. Μόλις σταθεροποιηθεί η κατάσταση ο μέσος ρυθμός φθοράς πέφτει στα

0,08mm³. Οι συγγραφείς συμπεραίνουν πως πώς μεγαλύτερα διάκενα αυξάνουν τα όρια ασφαλείας [43,161].

6.2 Τριβή

Τριβή καλείται η αντίσταση στην κίνηση ανάμεσα σε δύο επιφάνειες σε επαφή. Ο βαθμός της αντίστασης εξαρτάται από τη φόρτιση. Ο λόγος ανάμεσα στη δύναμη της τριβής και τη φόρτιση καλείται συντελεστής τριβής (μ)

Ροπή στρέψεως εκ τριβής είναι η δύναμη που δημιουργείται ως αποτέλεσμα της τριβής.

$$F_{tq} = [\mu] \times r^2$$

Στον τύπο αυτό βασιζόμενος ο Charnley, επέλεξε το συνδυασμό κεφαλής από ανοξείδωτο χάλυβα και κοτύλη από πολυτετραφθοροαιθυλένιο λόγω του χαμηλού συντελεστή τριβής, για να μειώσει τα ροπή στρέψεως εκ τριβής [45]. Επίσης επέλεξε μικρή διάμετρο κεφαλής (22mm) για τον ίδιο ακριβώς λόγο. Στην πράξη όμως αποδείχθηκε πως παρά τη χαμηλή ροπή στρέψεως εκ τριβής, ο συνδυασμός αυτός απέτυχε, λόγω της δημιουργίας σωματιδίων πολυτετραφθοροαιθυλενίου η οποία οδήγησε σε οστεόλυση και τελικά χαλάρωση της αρθροπλαστικής [134].

Αντίθετα λοιπόν από τις θεωρητικές εκτιμήσεις, δεν αποδείχθηκε ότι η ροπή στρέψεως εκ τριβής είναι ο σημαντικότερος παράγων στην χαλάρωση της αρθροπλαστικής. Ο κύριος παράγοντας είναι η παραγωγή σωματιδίων η οποία έχει πολύ μεγαλύτερη επίδραση στην επιβίωση της αρθροπλαστικής. Λαμβάνοντας αυτό υπ' όψη, η μεγάλη επιτυχία της ολικής αρθροπλαστικής του Charnley με κοτύλη από πολυαιθυλένιο οφείλεται στη χαμηλή ογκομετρική φθορά και όχι στη χαμηλή ροπή στρέψεως εκ τριβής.

Αντίστοιχα επιφάνειες τριβής με μεγαλύτερη διάμετρο μπορεί να εμφανίζουν καλά αποτελέσματα, αν ο ρυθμός φθοράς είναι χαμηλός [106]. Στην παρατήρηση αυτή οφείλεται η προσπάθεια βελτίωσης (μείωσης του ρυθμού φθοράς) του πολυαιθυλενίου (πολυαιθυλένιο με

διασταυρούμενους δεσμούς) και η χρήση εναλλακτικών επιφανειών τριβής (μέταλλο με μέταλλο, κεραμικό με κεραμικό).

Ο συντελεστής τριβής στην αρθροπλαστική του ισχίου τύπου McKee-Farrar είναι περίπου 2-3 φορές μεγαλύτερος από αυτόν της Charnley [201]. Η διαφορά αυτή αμβλύνεται με τη χρήση κεφαλών μεγάλης διαμέτρου (40mm) με αποτέλεσμα η ροπή στρέψεως εκ τριβής στην αρθροπλαστική του ισχίου τύπου McKee-Farrar να είναι περίπου δέκα φορές μεγαλύτερη από αυτήν της Charnley. [201]

6.3 Λίπανση

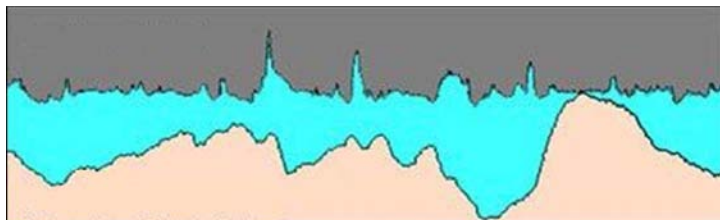
Στην άρθρωση του ισχίου, μπορούν να συνυπάρχουν τρεις τύποι λιπάνσεως.

1. περιοριστική λίπανση (boundary lubrication)
2. υγρή λίπανση (fluid film lubrication)
3. μεικτός τύπος

6.3.1 Περιοριστική λίπανση

Στον τύπο αυτό, η λίπανση εξαρτάται από της χημικές ιδιότητες του λιπαντικού. Οι φορτιζόμενες επιφάνειες, έρχονται οριακά σε επαφή σε κάποια σημεία κάτι που μπορεί να οφείλεται είτε σε ατέλειες αυτών είτε σε δεσμούς που μπορεί να σχηματίζουν τα μόρια του λιπαντικού με τις επιφάνειες. Η αντίσταση κατά την ολίσθηση αυξάνεται και έτσι μεγαλώνει και η τριβή.

Στην οριακή λίπανση η αντοχή στη φθορά δεν εξαρτάται τόσο από τις ιδιότητες του λιπαντικού (ιξώδες), αλλά από τις φυσικές και χημικές ιδιότητες της επιφάνειας του λιπαντικού. Μπορεί να συμβεί σε συνθήκες υψηλής φορτίσεως της άρθρωσης. (εικόνα 18)



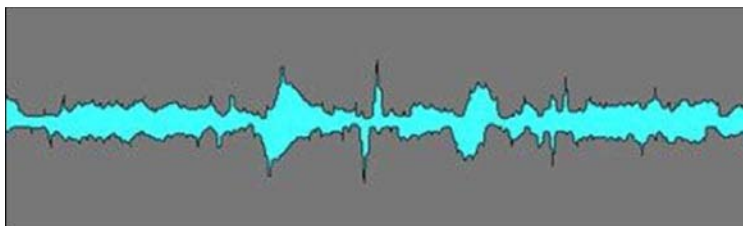
Εικόνα 18

Ο τύπος αυτός της λίπανσης συναντάται στις ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 1^{ης} γενιάς, οι οποίες είχαν ισημερινή επαφή.

6.3.2 Υγρή λίπανση

Το μοντέλο αυτό της λίπανσης μπορεί να συμβεί όταν οι φορτιζόμενες επιφάνειες διαχωρίζονται τελείως και ανάμεσά τους υπάρχει ένα στρώμα λιπαντικού, που είναι πολύ παχύτερο από τις ανωμαλίες της επιφάνειας των αρθρούμενων στοιχείων.

Η αντοχή σε φθορά εξαρτάται από το ιξώδες του λιπαντικού. Η αντίσταση κατά την κύλιση μειώνεται και έτσι ελαχιστοποιείται και η τριβή. Περιγράφεται και ως ιδανικός τύπος λίπανσης. (εικόνα 19)



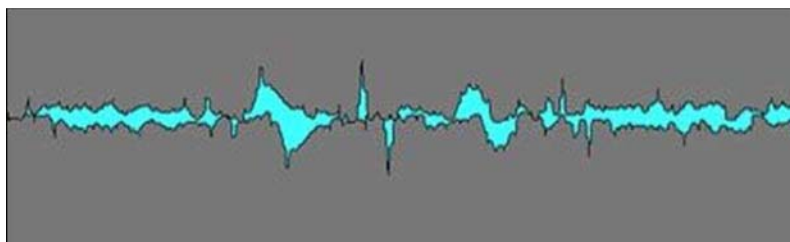
Εικόνα 19

Ο τύπος αυτός της λίπανσης συναντάται όταν οι φορτιζόμενες επιφάνειες έχουν πολική επαφή.

6.3.3 Μεικτός τύπος λίπανσης

Το μοντέλο αυτό της λίπανσης μπορεί να συμβεί όταν οι φορτιζόμενες επιφάνειες διαχωρίζονται τελείως, αλλά σε κάποια σημεία ατελειών υπάρχει επαφή μεταξύ τους. (οριακή και υγρή λίπανση)

Ο τύπος αυτός της λίπανσης συναντάται όταν οι φορτιζόμενες επιφάνειες έχουν επαφή σε τόξο 60° . (εικόνα 20)



Εικόνα 20

Κεφάλαιο 7

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο

7.1 Τα μέταλλα

Τα μέταλλα χρησιμοποιούνται από χιλιάδες χρόνια, αλλά η χρήση τους στην ορθοπαιδική αναφέρεται στη βιβλιογραφία από τις αρχές του προηγούμενου αιώνα. Στα τελευταία χρόνια του 19^{ου} αιώνα, η μεταλλουργία άρχισε να εξελίσσεται από μία εμπειρική τέχνη σε μία περίπλοκη επιστήμη. Την περίοδο όμως αυτή η ορθοπαιδική βρισκόταν ακόμη σε νεογνική ηλικία.

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούμε στα μέταλλα και τη χρήση τους στην ορθοπαιδική πράξη, καθώς και στις συστηματικές και ανεπιθύμητες ενέργειες που προκαλούν αυτά όταν εμφυτεύονται στον ανθρώπινο οργανισμό.

7.1.1 Ιστορική ανασκόπηση

Τα πρώτα μεταλλικά κράματα που χρησιμοποιήθηκαν στην ορθοπαιδική, ήδη από τις αρχές του 20ου αιώνα, ήταν τα κράματα βαναδίου [213].

Έως το 1920 υπήρχαν ελάχιστα διαθέσιμα βιοϋλικά που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν σαν χειρουργικά ορθοπαιδικά εμφυτεύματα. (Πίνακας 1)

Το 1924 ο Zierold [263], δημοσίευσε την πρώτη μελέτη που αναφέρεται στη βιβλιογραφία, και αφορά την αντίδραση των ιστών σε διάφορα μέταλλα. [179]

Ο σίδηρος και ο χάλυβας, τα πιο δημοφιλή εμφυτεύματα της εποχής, παρατηρήθηκε πως διαλύονταν γρήγορα, και προκαλούσαν διάβρωση των υποκειμένων οστών. Αποχρωματισμός των ιστών, έστω και μικρού βαθμού, παρατηρήθηκε γύρω από εμφυτεύματα χαλκού και νικελίου. Υλικά, όπως ο χρυσός, ο άργυρος, ή το καθαρό αλουμίνιο δεν αποχρωμάτιζαν τους ιστούς, ήταν όμως πολύ μαλακά για να χρησιμοποιηθούν σαν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα.

Το 1926, εισάγεται στην ορθοπαιδική, η χρήση ανοξειδωτού χάλυβα 18% χρωμίου, 8% νικελίου. [179] Το κράμα αυτό φαίνεται να είχε μεγαλύτερη αντοχή στη διάβρωση, από τα υγρά του σώματος σε σχέση με τα υλικά από βανάδιο.

Την ίδια χρονιά εισάγεται η χρήση ενός ανοξειδωτού χάλυβα, που περιείχε και μολυβδαίνιο (18-8sMoSS ανοξειδωτός χάλυβας – γνωστός σαν 316 ανοξειδωτός χάλυβας), με βελτιωμένες ιδιότητες στη διάβρωση. [179]

Το επόμενο υλικό που χρησιμοποιήθηκε ήταν το τιτάνιο και τα κράματά του.

Από το 1947, άρχισε να συζητείται η χρήση του στην ορθοπαιδική, εξαιτίας της άριστης αδράνειάς του στο θαλασσινό νερό, και θεωρήθηκε πως θα παρουσίαζε καλή συμπεριφορά και στον ανθρώπινο οργανισμό. Έτσι κατασκευάστηκαν (Maurice Down, Cotton) και τοποθετήθηκαν υλικά από τιτάνιο, τα οποία όταν αφαιρέθηκαν δεν παρουσίαζαν στοιχεία διαβρώσεως. [179]

Στη δεκαετία του 50 η περιεκτικότητα σε άνθρακα του ανοξειδωτού χάλυβα, μειώθηκε από 0.08% σε 0.03% σκοπεύοντας σε καλύτερες ιδιότητες.

Έτος	Ερευνητής	Εξέλιξη
1790-1810		Fe,Au,Ag,Pt για οστεοσύνθεση καταγμάτων
1860-1870	J. Lister	Άσηπτες χειρουργικές τεχνικές
1886	H. Hansmann	Πλάκα από χάλυβα και Ni για οστεοσύνθεση καταγμάτων
1893-1912	W.A. Lane	Βίδες και πλάκες από χάλυβα
1912	W.D.Sherman	Πλάκα από χάλυβα και βανάντιο για οστεοσύνθεση καταγμάτων
1924	A.A. Zierold	Εισαγωγή κραμάτων CoCrMo
1926	M.Z. Lange	18-8sMo SS
1926	E.W. Hey-Groves	Καρφιά ξυλουργού για κατάγματα του αυχένα του μηριαίου
1931	M.N.Smith-Petersen	Ήλος για διατροχαντήρια
1936	C.S. Venable W.G. Stuck	Βιτάλλιο – (19-9SS)
1938	P. Wiles	Πρώτη Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου μέταλλο με μέταλλο
1939	JC. Burtch H.M. Carney	Εισαγωγή τανταλίου –Ta
1946	J. και R.Judet	Πρώτες εμβιομηχανικά κατασκευασμένες κεφαλές και εισαγωγή πλαστικού στην ολική ισχίου.
1947	J. Cotton	Τιτάνιο και τα κράματά του
1958	J. Charnley	Ακρυλικό τσιμέντο

Πηγή: Park (1984) [179]

Πίνακας 3

Αξιοσημείωτες εξελίξεις στα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται στην Ορθοπαιδική πράξη

7.1.2 Μηχανικά χαρακτηριστικά των μετάλλων

Οι συνηθέστεροι όροι που χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν τα μηχανικά χαρακτηριστικά των μετάλλων είναι:

1. **Όριο αντοχής** (yield strength) – η φόρτιση που απαιτείται για να προκληθεί πλαστική παραμόρφωση, του μετάλλου
2. **Αντοχή κοπώσεως** (fatigue strength) - το μέγιστο φορτίο που μπορεί να αντέξει ένα μέταλλο, χωρίς να αποτύχει, όταν υποβάλλεται σε δέκα εκατομμύρια περιοδικές φορτίσεις
3. **Αντοχή σε ελκυσμό** (ultimate tensile strength) – η φόρτιση σε έλξη που μπορεί να υποστεί ένα μέταλλο, πριν αποτύχει. [179]

7.1.3. Μέταλλα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σαν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα

Παρά τον πολύ μεγάλο αριθμό μετάλλων και των κραμάτων τους, λίγα είναι αυτά που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν σαν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα. Το διαβρωτικό περιβάλλον του ανθρωπίνου σώματος, και η χαμηλή ανθεκτικότητα του οργανισμού, ακόμα και σε πολύ μικρές συγκεντρώσεις μετάλλων, αποκλείει τη χρήση σχεδόν όλων των μετάλλων, εκτός από τα κράματα σιδήρου, κοβαλτίου, νικελίου, τιτανίου, ζirkονίου, αργύρου, χρυσού και των ευγενών μετάλλων. Από αυτά, ο άργυρος, ο χρυσός και τα ευγενή μέταλλα, δεν έχουν τις κατάλληλες μηχανικές ιδιότητες, ώστε να χρησιμοποιηθούν σαν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα, ενώ το ζirkόνιο είναι πάρα πολύ ακριβό.

Τα μέταλλα δεν χρησιμοποιούνται στην απλή, στοιχειώδη τους μορφή, αλλά τα εμφυτεύματα κατασκευάζονται από κράματα αυτών των μετάλλων με προσθήκη σ' αυτά ενός ή περισσότερων στοιχείων.

Η εκλογή του κατάλληλου υλικού για την κατασκευή ενός εμφυτεύματος, εξαρτάται βασικά από τη λειτουργία, τη μηχανική ή χημική του αντοχή, την αντοχή του σε φθορά και το κόστος κατασκευής του.

Η λειτουργία του εξαρτάται από το ειδικό βάρος , το μέτρο εφελκυσμού, το μέτρο διατμήσεως, τις μαγνητικές, ηλεκτρικές, θερμικές και άλλες φυσικές ιδιότητες του υλικού.

Η μηχανική αντοχή, εξαρτάται από το όριο θραύσεως, το όριο ροής, το όριο αντοχής σε ερπυσμό και το όριο δυναμικής αντοχής του υλικού.

Η χημική αντοχή, εξαρτάται από τη δυνατότητα του υλικού ν' αντισταθεί σε οποιοδήποτε είδους διάβρωση π.χ. οξείδωση

Η αντοχή σε φθορά εξαρτάται από την επιφανειακή σκληρότητα και τη δομή της επιφάνειας του υλικού.

Η έννοια φάση έχει βασική σημασία στη μεταλλουργία και δηλώνει ένα ομοιογενές υλικό σώμα, δηλαδή ένα σώμα που έχει την ίδια χημική σύσταση και δομή και τις ίδιες ιδιότητες σε όλη του την έκταση, και το οποίο αποτελεί τμήμα ενός συστήματος και χωρίζεται από τα άλλα τμήματα με μια επιφάνεια. Έτσι ένα σύστημα μπορεί να έχει διάφορες φάσεις. Η επιφάνεια που ξεχωρίζει περιοχές με διαφορετική φάση, ονομάζεται ετεροφασική ή πιο απλά φασική επιφάνεια (heterophase ή phase boundary). Το σύνολο όμως των φάσεων σχηματίζεται από ένα ορισμένο αριθμό καθαρών ουσιών (όχι αναγκαστικά χημικών στοιχείων), που ονομάζονται συστατικά (components) του συστήματος [267] .

Θα ονομάζουμε κράμα (alloy) κάθε φάση που προκύπτει από την ανάμιξη σε διάφορες αναλογίες δύο ή περισσότερων συστατικών ενός συστήματος, ανεξάρτητα αν τα συστατικά είναι καθαρά μέταλλα ή ενώσεις μετάλλου με άλλα στοιχεία. Αν τα συστατικά είναι δύο, μιλάμε για δυαδικό ή διμερές κράμα (binary alloy), αν είναι τρία τριαδικό ή τριμερές (tertiary alloy) κ.ο.κ.

Η ονοματολογία των κραμάτων ακολουθεί την εξής αρχή: πρώτο το όνομα του μετάλλου ή της ένωσης με το μεγαλύτερο ποσοστό συμμετοχής, στη συνέχεια του αμέσως επομένου κτλ. Εξαιρούνται βέβαια, τα κλασικά κράματα με ιδιαίτερα ονόματα, όπως π.χ. χάλυβας, μπρούντζος, ορείχαλκος.

Στην ορθοπαιδική πράξη σήμερα, χρησιμοποιούνται κυρίως τα εξής μεταλλικά κράματα: ανοξείδωτος χάλυβας (stainless steel), κράματα κοβαλτίου χρωμίου και το τιτάνιο και τα κράματά του

7.1.3.1 Ανοξείδωτος χάλυβας

Υπάρχουν πάνω από 50 κράματα ανοξείδωτου χάλυβα, αλλά μόνο τα κράματα τύπου ωστενίτη (σίδηρου, χρωμίου, νικελίου) χρησιμοποιούνται στην ορθοπαιδική πράξη.

Είναι γνωστό από τη μεταλλουργία, ότι ο σίδηρος εμφανίζει τρεις αλλοτροπικές μορφές, τον α, γ, και δ σίδηρο. Οι αλλοτροπικές αυτές μορφές σχηματίζουν δύο στερεά διαλύματα με τον άνθρακα: οι α και δ-σίδηρος σχηματίζουν το φερρίτη με ανώτερο ποσοστό άνθρακα 0.025%, ενώ ο γ-σίδηρος, σχηματίζει τον ωστενίτη, με μεγαλύτερο ποσοστό άνθρακα 2.06%.

Η μεταλλική ένωση Fe_3C γνωστή με το όνομα σεμεντίτης, σχηματίζεται όταν η περιεκτικότητα σε άνθρακα φτάνει το 6.67% [267].

Κράμα από φερρίτη και σεμεντίτη, που σχηματίζεται στους 723°C με περιεκτικότητα 0.8%C, είναι γνωστό με το όνομα περλίτης.

Ο μαρτενσίτης σχηματίζεται από τον ωστενίτη με ειδική θερμική διεργασία, που περιλαμβάνει απότομη ψύξη. (Πίνακας 4)

ΤΥΠΟΙ ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΥ ΧΑΛΥΒΑ

	AISI*	Fe	Cr	Ni	C	Mo	ΣΧΟΛΙΑ
ΩΣΤΕΝΙΤΗΣ fcc	301	73	16-18	6-8	0.15		
	302	71	17-19	8-10	0.15		(18-8)
	316	64	16-18	10-14	0.08	2-3	
	316L	64	16-18	10-14	0.03	2-3	Χειρουργικός SS
	330	43	17-20	34-37	0.08		
Φερρίτης bcc	405	85	12-14		0.08		
Μαρτενσίτης bct	410	86	11.5-13.5		0.15		

- * AISI – American Iron Steel Institute
- "Source Book On Stainless Steels", American Society for Metals 1976

Πίνακας 4

Οι ανοξειδωτοι χάλυβες μετά από κατάλληλη διεργασία (μηχανουργική και παθητική στίλβωση), μπορούν να χρησιμοποιούνται σαν ορθοπαιδικά εμφυτεύματα. Οι ελατοί ανοξειδωτοι χάλυβες έχουν μεγαλύτερο όριο αντοχής, από τους χυτεύσιμους, αλλά μικρότερη αντοχή κοπώσεως, σε σχέση με άλλα εμφυτεύματα. Παρ' όλα αυτά έχουν μεγαλύτερη πλαστιμότητα και κατεργάζονται ευκολότερα από άλλα υλικά, ενώ έχουν χαμηλότερο κόστος κατασκευής. Χρησιμοποιούνται στους πιο ηλικιωμένους ασθενείς, που έχουν μικρότερο προσδόκιμο επιβίωσης, και μικρή φυσική δραστηριότητα, αλλά και όταν χρησιμοποιούνται υλικά τα οποία πρόκειται να αφαιρεθούν (πλάκες, βίδες, ήλοι στην περιοχή του ισχίου) [267].

7.1.3.2 Κράματα κοβαλτίου – χρωμίου

Βασικά, υπάρχουν δύο τύποι κραμάτων κοβαλτίου-χρωμίου: ο ένας αφορά το κράμα CoCrMo (χυτεύσιμη μορφή) και ο άλλος το κράμα CoNiCrMo (ελατή μορφή). Η χυτεύσιμη μορφή του CoCrMo, χρησιμοποιήθηκε για δεκαετίες στην Οδοντιατρική και αργότερα στην κατασκευή αρθροπλαστικών. Το μειονέκτημα που παρουσιάζουν είναι ο σχηματισμός μεγάλων κόκκων και ατελειών που μειώνουν τις μηχανικές του ιδιότητες. [151] Η ελατή μορφή είναι σχετικά νεώτερη και εφαρμόζεται κυρίως στην κατασκευή προθέσεων ισχυρά φορτιζομένων αρθρώσεων, όπως το γόνατο και το ισχίο.

Τα κράματα κοβαλτίου έχουν μεγάλη αντοχή στη διάβρωση και κυρίως στη διάβρωση από μικρορωγμές. Όπως και σε όλα τα κράματα μπορεί να συμβεί γαλβανική διάβρωση, όταν εμφυτεύονται στο ανθρώπινο σώμα, αλλά σαφώς σε μικρότερη έκταση σε σχέση με τον ανοξείδωτο χάλυβα. Έχουν μεγαλύτερη αντοχή σε κόπωση, και δεν είναι ψαθυρά καθώς εμφανίζουν ελάχιστη επιμήκυνση 8%. Μπορούν όμως όπως και όλα τα υλικά να αποτύχουν μετά από μεγάλη κόπωση. Η φθορά από απόξεση και των δύο αυτών κραμάτων είναι παρόμοια, αλλά δεν συνιστάται η χρήση τους στις φορτιζόμενες επιφάνειες της άρθρωσης, εξαιτίας της μεγάλης τριβής που εμφανίζουν. Η μεγάλη αντοχή σε κόπωση και η αντοχή σε εφελκυσμό που εμφανίζουν τα κάνουν κατάλληλα για εφαρμογές όπως η ολική αρθροπλαστική του ισχίου.

7.1.3.3 Τιτάνιο και κράματα τιτανίου

Το τιτάνιο άρχισε να χρησιμοποιείται στην ορθοπαιδική ήδη από το 1930. Είναι ελαφρύ (4.51 Kg/dm^3) γεγονός πλεονεκτικό για ηλικιωμένους ασθενείς με περισσότερες ολικές αρθροπλαστικές, και παρουσιάζει σχετικά καλές μηχανο-χημικές ιδιότητες. Είναι μη μαγνητικό υλικό και επιτρέπει τη διενέργεια μαγνητικής τομογραφίας. Ενώ η αντοχή του τιτανίου μπορεί να είναι από μικρότερη έως ίση με την αντοχή του ανοξείδωτου χάλυβα 316, παρουσιάζει μεγαλύτερη ειδική αντοχή (αντοχή

ανά πυκνότητα) σε σχέση με τα άλλα υλικά. Παρ' όλα αυτά το τιτάνιο έχει μικρότερη αντοχή διατμήσεως, και μεγαλύτερο συντελεστή τριβής, κάτι που προκαλεί μεγάλη φθορά. Οι ιδιότητες του τιτανίου μπορούν να βελτιωθούν με τεχνικές όπως η εμφύτευση ιόντων, αλλά οι επιφάνειες αυτές τείνουν να φθείρονται γρήγορα. Για το λόγο αυτό δεν χρησιμοποιούνται εμφυτεύματα τύπου τιτάνιο με τιτάνιο [196]. Το τιτάνιο παρουσιάζει χαμηλότερο συντελεστή ελαστικότητας από τα κράματα κοβαλτίου και τον ανοξείδωτο χάλυβα. Έχοντας συντελεστή ελαστικότητας κοντά στο συντελεστή του οστού παρουσιάζεται το θεωρητικό πλεονέκτημα να εμφανίζει λιγότερο stress shielding. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου καθώς σχηματίζει δεσμό με τον οστικό φλοιό. [184] Χαρακτηριστική ιδιότητα του τιτανίου όμως είναι η μεγάλη του αντοχή στη διάβρωση. Αυτό οφείλεται στο σχηματισμό οξειδίου του τιτανίου, που καλύπτει την επιφάνεια του μετάλλου και προκαλεί παθητική προστασία στη διάβρωση. Λόγω της αντοχής του σε διάβρωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν πορώδες υλικό. Το τιτάνιο δεν προκαλεί αλλεργικές αντιδράσεις, είναι μη κυταρροτοξικό, ενώ το χρώμιο και το κοβάλτιο θεωρούνται τοξικά υλικά αν και η κλινική σημασία αυτού είναι υπό αμφισβήτηση [41]. Τέλος, το τιτάνιο θεωρείται πιο οστεοεπαγωγικό από τα κράματα του κοβαλτίου [9]. Το κράμα του που συνήθως χρησιμοποιείται είναι το Ti-6Al-4V (ASTM F136) με περιεκτικότητα σε αλουμίνιο 5.5-6.5%, βανάντιο 3.5-4.5%, και 88-91% σε τιτάνιο.

7.2 Ιστορική αναδρομή της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο

Η εξέλιξη της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου τύπου μέταλλο με μέταλλο έχει περάσει από πολλά στάδια και αποτελεί ένα από τα σημαντικότερα τμήματα της ιστορικής εξέλιξης στην αρθροπλαστική του ισχίου.

7.2.1 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Wiles

Ήδη από το 1938, στο Middlesex Hospital (Λονδίνο), ο Philip Wiles, έκανε την πρώτη απόπειρα ολικής αντικατάστασης της άρθρωσης του ισχίου με εμφυτεύματα από ανοξείδωτο χάλυβα [5]. Η κοτυλιαία πρόθεση σταθεροποιούνταν χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου με δύο βίδες, ενώ το μηριαίο στέλεχος ασφαλιζόνταν με κοχλία που περνούσε μέσα από τον αυχένα του. Δυστυχώς οι ακτινογραφίες 6 ασθενών οι οποίοι έπασχαν από νόσο του Still και υπεβλήθησαν στην επέμβαση αυτή, χάθηκαν κατά τη διάρκεια του Δευτέρου Παγκοσμίου Πολέμου. Το 1957 ο Wiles βελτίωσε την τεχνική της τοποθέτησης και την εμβιομηχανική των εμφυτευμάτων, αλλά οι οκτώ επεμβάσεις που πραγματοποίησε είχαν φτωχά αποτελέσματα, λόγω της οστικής απορρόφησης και της χαλάρωσης των προθέσεων [5].

Η επόμενη φάση στην εξέλιξη της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο διαδραματίστηκε κυρίως στη Μ. Βρετανία και συνδέεται με τα ονόματα των K. McKee, Peter Ring και John Scales [5]. (εικόνα 21)



Εικόνα 21

7.2.2 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου

McKee-Farrar

Το 1953 ο G.K. McKee (συνεργάτης του Wiles), εμπνευσμένος από το σχεδιασμό της πρόθεσης του μηριαίου τύπου Thompson, σχεδίασε ένα κυπέλλιο χωρίς τσιμέντο το οποίο προσάρμοσε στην πρόθεση Thompson. Από το 1956 έως το 1960 ο G.K. McKee χρησιμοποίησε την αρθροπλαστική αυτή σε 26 ασθενείς. [155] (εικόνα 22)



Εικόνα 22

Το 1965, σε συνεργασία με τον J. Farrar τροποποίησε το στυλεό του μηριαίου, κάνοντας πιο στενό τον αυχένα. Το σύστημα αυτό είναι γνωστό σαν ολική αρθροπλαστική τύπου McKee-Farrar. (εικόνα 23)



Εικόνα 23

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί πως η πρώτη αρθροπλαστική ισχίου που έγινε στην Ελλάδα, από τους κ. Ζαούση και Waddington, το 1966, στο Ασκληπιείο της Βούλας ήταν τύπου McKee-Farrar και συνεχίστηκε να εκτελείται έως το 1975 [262]. (εικόνα 24)



Εικόνα 24

7.2.3 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Sivash

Παράλληλα με τον G.K. McKee, πειραματιζόταν στην ανάπτυξη της πρόθεσης μέταλλο με μέταλλο και σε άλλα μέρη του κόσμου [5]. Στην Μόσχα ο K.M. Sivash τοποθέτησε το πρώτο κυπέλλιο χωρίς τσιμέντο σε μέταλλο με μέταλλο πρόθεση το 1959, χρησιμοποιώντας αρχικά υλικά από ανοξείδωτο χάλυβα X18H9T και αργότερα από κράμα κοβαλτίου. Η πρόθεση ήταν συνδεδεμένη ως ένα κομμάτι, εμποδίζοντας έτσι το εξάρθρημα της κεφαλής από την κοτύλη. Ο μηριαίος στυλεός ήταν λείος ενώ η κοτυλιαία πρόθεση εμφάνιζε οδοντωτές προεξοχές επιτρέποντας έτσι τη συγκράτησή της. Το 1969 ο Sivash [218] δημοσίευσε τα αποτελέσματά του σε 200 αρθροπλαστικές του ισχίου με παρακολούθηση από 1-9 χρόνια. Αναφέρει 13 περιπτώσεις με περιπροθετικά κατάγματα, 7 λοιμώξεις (όλες σε ασθενείς με φυματιώδη αρθρίτιδα) και δύο περιπτώσεις με πλήρη αγκύλωση της προθέσεως. Η πρόθεση αυτή δεν κέρδισε ποτέ δημοσιότητα εκτός ΕΣΣΔ αλλά χρησιμοποιήθηκε από κάποιους ορθοπαιδικούς στις ΝΑ πολιτείες των ΗΠΑ. (εικόνα 25)



Εικόνα 25

7.2.4 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Ring

Το 1964, ο Peter Ring (Redhill, Surrey - Μ. Βρετανία) σχεδίασε κοτύλη χωρίς τσιμέντο την οποία προσάρμοσε σε μία κλασσική μηριαία πρόθεση Moore με κεφαλή 40mm. [190,191] Η κοτύλη αποτελούνταν από ένα ημισφαιρικό κυπέλλιο με μακρύ κοχλιωτό σπειρέδι που τοποθετούνταν στο λαγόνιο.

Το 1965 τροποποίησε την κοτύλη, ενώ ο μηριαίος στυλεός έγινε στενότερος κεντρικά και με μεγαλύτερο αυχένα επιτρέποντας μεγαλύτερο εύρος κίνησης.

Το 1967 ο κοχλιωτός στυλεός της κοτύλης έγινε κωνικός και με παχύτερο σπείραμα ενώ η αυχενομηριαία γωνία έγινε 150° [5]. Όμως το μικρό offset της μηριαίας προθέσεως παρά την καλή επιβίωση (80% στα 17 χρόνια) οδήγησε σε κακή βάδιση, βλαισσογονία και τελικά χαλάρωση της αρθροπλαστικής. [5] (εικόνα 26)



Εικόνα 26

Την τελική της μορφή την πήρε το 1971 με αυχενομηριαία γωνία 135° , ενώ το 1979 οι μεταλλικές κεφαλές αντικαταστάθηκαν από πολυαιθυλένιο με κακά αποτελέσματα λόγω της νόσου του πολυαιθυλενίου [96].

Το 1965, στη Γαλλία ο R. Merle d' Aubigne δοκίμασε μια παραλλαγή της πρόθεσης του McKee, αλλά στις αρχές της δεκαετίας του '70 φάνηκαν τα πρώτα καταστροφικά αποτελέσματα εξαιτίας της κακής τεχνικής, της κακής μεταλλουργίας και της υψηλής ροπής στρέψεως [5].

7.2.5 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Muller και Huggler

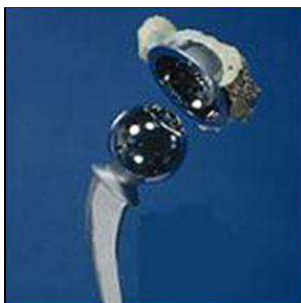
Το 1965, στην Ελβετία, ο Arnold Huggler και αργότερα ο Maurice Muller (St Gallen, Ελβετία), εφάρμοσαν αρθροπλαστικές τύπου μέταλλο με μέταλλο, που τοποθετούνταν με τη χρήση οστικού τσιμέντου [5].

Ο Huggler χρησιμοποίησε στυλεό τύπου Charnley με λεπτό αυχένα και κεφαλή 42mm.

Ο Muller χρησιμοποίησε στυλεό τύπου McKee με ευρύ αυχένα, και κεφαλές 37 και 42 mm.

Το 1982, οι Almby και Hierton [4] (ανασκόπησαν 107 αρθροπλαστικές Muller από το 1967-1970 και ανέφεραν 29 αναθεωρήσεις

συμπεριλαμβανομένων 4 καταγμάτων του μηριαίου στυλεού και ενός κατάγματος μηριαίου. (εικόνα 27)



Εικόνα 27

7.2.6 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Stanmore

Το 1956 ο John Scales και ο JN Wilson (Royal National Hospital Stanmore) άρχισαν να πειραματίζονται στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο, αλλά η πρώτη πρόθεση τοποθετήθηκε το 1963 [211]. Αρχικά η κοτυλιαία πρόθεση αποτελούνταν από δύο τμήματα. Το εξωτερικό τμήμα της συγκρατούνταν στο οστό με τρεις ήλους τοποθετημένους σε απόσταση 120° μεταξύ τους. Το εσωτερικό τμήμα της συγκρατείτο στο εσωτερικό με ένα κοχλιωτό μηχανισμό και αργότερα με 3 κλιπς, ενώ η επιφάνεια επαφής ήταν κοίλη δίκην πετάλου αλόγου. Με τον σχεδιασμό αυτό επιτρεπόταν η λίπανση των αρθρούμενων επιφανειών και η έξοδος των σωματιδίων φθοράς. Το 1966 η κοτυλιαία πρόθεση έγινε μονοκόμμη, διατηρήθηκαν οι τρεις ήλοι αλλά η συγκράτησή της γινόταν με τσιμέντο.

Το 1962, ο John Charnley εισήγαγε τον τύπο μέταλλο με πολυαιθυλένιο με διάμετρο 22 mm, που απέφερε καλά πρώιμα αποτελέσματα. [45]

Σιγά-σιγά η ιδέα της αρθροπλαστικής τύπου μέταλλο με μέταλλο άρχισε να εγκαταλείπεται. Ο Maurice Muller, παρά τα αρχικά καλά αποτελέσματα, εγκατέλειψε τη χρήση των αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο, για να χρησιμοποιήσει τις κοτυλιαίες προθέσεις από

πολυαιθυλένιο. Ο McKee σταμάτησε να χρησιμοποιεί την πρόθεση μέταλλο με μέταλλο το 1972. Ο Ring τον μιμήθηκε το 1979. Ενδιαφέρον είναι πως στη Γερμανία υπήρξαν ορθοπαιδικοί οι οποίοι χρησιμοποιούσαν προθέσεις τύπου McKee-Farrar έως τις αρχές του 1990. Από το 1970 έως το 1993 ο K.H. Tager τοποθέτησε 1400 προθέσεις τύπου McKee-Farrar. Το 1984 ο Maurice Muller και ο Bernard Weber επανέφεραν το ενδιαφέρον για τις προθέσεις μέταλλο με μέταλλο [5].

7.3 Γιατί εγκαταλείφθηκαν οι προθέσεις μέταλλο με μέταλλο

Υπήρξαν πολλοί παράγοντες, οι οποίοι οδήγησαν στην πρώιμη αποτυχία των προθέσεων αυτών και έστρεψαν το ενδιαφέρον των ορθοπαιδικών σε προθέσεις τύπου μέταλλο με πολυαιθυλένιο στα μέσα της δεκαετίας του 1970.

Μερικοί από αυτούς είναι: η αρχική επιτυχία της αρθροπλαστικής Charnley, η κακή επιλογή υλικών, η κακή μεταλλουργία, η αντίληψη περί υψηλής ροπής στρέψεως, το μικρό clearance, η πιθανότητα καρκινογένεσης και υπερευαισθησίας στο μέταλλο και το υψηλό ποσοστό λοίμωξης που εμφάνιζαν.

7.3.1 Η αρχική επιτυχία της αρθροπλαστικής Charnley

Τα πρώιμα αποτελέσματα της αρθροπλαστικής Charnley χρησιμοποιώντας μεταλλική κεφαλή 22mm αρθρούμενη σε πολυαιθυλένιο ήταν άριστα. Η πιθανή εξήγηση για τα καλά αυτά αποτελέσματα είναι ο καλός σχεδιασμός του μηριαίου στελέχους και της κοτυλιαίας πρόθεσης, η καλή τεχνική εμφυτεύσεως της προθέσεως και ο έλεγχος της λοίμωξης με τη χρήση αντιβιοτικών. Τα άριστα αποτελέσματα ενός διεθνώς αναγνωρισμένου χειρουργού, βοήθησαν στην παγκόσμια εξάπλωση της αρθροπλαστικής αυτής. Αρχικά, μόνο προσωπικά επιλεγμένοι χειρουργοί από τον ίδιο τον Charnley, μπορούσαν να εκπαιδευτούν και να εφαρμόσουν την αρθροπλαστική αυτή. Αυτό, βοήθησε στη σωστή

εφαρμογή της και γι' αυτό ίσως προκύπτουν τα πρώιμα άριστα αποτελέσματά της. Αντίθετα, ο άλλος αντίπαλος, ο McKee, ποτέ δεν έθεσε περιορισμούς στη χρήση της αρθροπλαστικής του. Βέβαια, στα τέλη της δεκαετίας του 1970, η χρήση της αρθροπλαστικής Charnley απελευθερώθηκε και οποιοσδήποτε ήθελε μπορούσε να τη χρησιμοποιήσει. Καθώς, η αρθροπλαστική Charnley γνώριζε μεγάλη δημοσιότητα, άρχισαν να εμφανίζονται τα κακά αποτελέσματα της αρθροπλαστικής McKee, λόγω της φτωχής μεταλλουργίας της εποχής, της κακής επιλογής των υλικών και της κακής τεχνικής εμφυτεύσεως. Πριν αναγνωριστεί από τη βιβλιογραφία η σημαντικότητα του διάκενου, πολλές από τις προθέσεις τύπου McKee, είχαν ισημερινή επαφή, κάτι που οδηγούσε σε αυξημένη φθορά και τελικά χαλάρωση της αρθροπλαστικής. Ο μηριαίος στυλεός της McKee ήταν κυρτός με οξείες γωνίες, κάτι που αργότερα χαρακτηρίστηκε ανεπίτρεπτο στην αρθροπλαστική του ισχίου. Τέλος, ενώ η διδασκαλία του Charnley υποστήριζε την έσω παρεκτόπιση και τη μέγιστη κάλυψη του κοτυλιαίου στελέχους, η τεχνική του McKee, οδηγούσε σε ακάλυπτα κυπέλια, κυρίως όταν εφαρμοζόταν ένα μέγεθος, και πρόσκρουση του αυχένα.

7.3.2 Αυξημένη ροπή στρέψεως εκ τριβής

Την εποχή που αρχίζουν να εγκαταλείπονται οι αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο, πολύς λόγος γινόταν για την επίδραση της ροπής στρέψεως εκ τριβής στην επιβίωση της αρθροπλαστικής του ισχίου.

Είναι αυταπόδεικτο ότι η αρθροπλαστική του ισχίου τύπου McKee-Farrar, εμφανίζει μεγαλύτερη ροπή στρέψεως εκ τριβής από αυτήν της Charnley, αφενός λόγω του μεγαλύτερου συντελεστή τριβής που παρουσιάζει, αφετέρου λόγω της μεγαλύτερης κεφαλής που χρησιμοποιεί.

Οι Wilson και Scales το 1970, όπως και Swanson το 1973 [5] ανέφεραν πως οι αρθροπλαστικές του ισχίου μέταλλο με μέταλλο εμφανίζουν μεγαλύτερη ροπή στρέψεως εκ τριβής και πως αυτή παίζει σημαντικό ρόλο στην άσηπτη χαλάρωσή της. Αντίθετα, σε μια άλλη μελέτη ο

Anderson αναφέρει πως η τιμή της ροπής στρέψεως εκ τριβής είναι 4 – 20 φορές μικρότερη από τη ροπή που χρειάζεται ένα κυπέλιο με τσιμέντο για να χαλαρώσει. Το 1971 οι Walker και Gold ανέφεραν πως η ισημερινή επαφή δημιουργεί ροπή στρέψεως εκ τριβής πολύ μεγαλύτερη από την πολική επαφή [243].

Σήμερα, είναι γενικά αποδεκτό πως αν και τα κακά αποτελέσματα της McKee-Farrar αποδίδονται στην ισημερινή επαφή που εμφανίζει, πολλές άλλες αποτυχίες αποδόθηκαν λανθασμένα στην υψηλή ροπή στρέψεως εκ τριβής.

7.3.3 Πιθανή καρκινογένεση

Ένας από τους σημαντικούς προβληματισμούς που προέκυψαν από τα πρώτα χρόνια της εξέλιξης της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, είναι η πιθανότητα τοξικής και καρκινογόνου δράσης που μπορεί να αναπτύξουν τα μεταλλικά σωματίδια. Σε πειραματικό επίπεδο, σωματίδια CoCr που αναπτύχθηκαν ως προϊόντα φθοράς, χορηγήθηκαν σε ποντίκια που ανέπτυξαν καρκίνο [231].

Ο αποχρωματισμός των μαλακών μορίων που παρατηρήθηκε σε αναθεωρήσεις ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο, ενίσχυσε τους φόβους για παρόμοια δράση και στους ανθρώπους. Ο αποχρωματισμός αυτός αποδόθηκε από πολλούς χειρουργούς στα σωματίδια φθοράς της μεταλλικής επιφάνειας τριβής, αν και θα μπορούσε να οφείλεται τόσο στην πρόσκρουση του αυχένα στην κοτυλιαία πρόθεση, όσο και στην κίνηση στη διεπιφάνεια τσιμέντου προθέσεως.

7.3.4 Πιθανή υπερευαισθησία στο μέταλλο

Το 1974, ο Evans πραγματοποίησε δερματικές δοκιμασίες για ευαισθησία στο Cr, Co και Ni σε 14 ασθενείς με χαλαρωμένα εμφυτεύματα CoCr. Σε εννέα από αυτούς η δοκιμασία ήταν θετική. Υπέθεσε πως οι ασθενείς αυτοί ανέπτυξαν καθυστερημένη υπερευαισθησία στα ιόντα αυτών των

μετάλλων, κάτι που οδήγησε σε απόφραξη των επιχώριων αγγείων, οστεονέκρωση, κάταγμα κοπώσεως και στη συνέχεια χαλάρωση του εμφυτεύματος. Λαμβάνοντας υπόψη την παρατήρηση αυτή ο Evans συνέστησε την αποφυγή εμφυτευμάτων με μεταλλικές επιφάνειες επαφής [86].

Σε μια άλλη μελέτη ο Jones το 1975 [121] παρατήρησε πως έξι από τους επτά ασθενείς με χαλαρωμένη ολική αρθροπλαστική τύπου McKee-Farrar, εμφάνισαν θετική δερματική δοκιμασία σε δερματικά τεστ για το Co.

Ο Deutman αναφέρει πως το 6.3% των ασθενών που υπεβλήθησαν σε ολική αρθροπλαστική του ισχίου, εμφάνισαν υπερευαισθησία, αν και προεγχειρητικά ήταν αρνητικοί, έξι μήνες μετά την επέμβαση. [67]

7.3.5 Υψηλό ποσοστό λοίμωξης

Η ανησυχία για τα υψηλά ποσοστά λοίμωξης που εμφάνιζε η McKee-Farrar, προέκυψε από την εμπειρία στη Βόρεια Αμερική. Στο Vancouver το 1972 ο Patterson αναφέρει ποσοστό λοίμωξης 8% σε 368 McKee-Farrar [181], ενώ στο Hospital for Special Surgery της Νέας Υόρκης, ο Wilson αναφέρει ποσοστό λοίμωξης 11% σε 100 αρθροπλαστικές του ισχίου McKee-Farrar [251]. Ήταν πεποίθηση της εποχής πως τα μεταλλικά σωματίδια μπορούσαν να αποτελέσουν δυνητικά εστία λοίμωξης σε μια τυχαία βακτηριαιμία. Παρόλα αυτά όμως η αξία των παρατηρήσεων αυτών σήμερα τίθεται σε αμφισβήτηση καθώς τότε η χρήση χημειοπροφύλαξης δεν ήταν συνηθισμένη [251]. Αυτό αποδεικνύεται και από το γεγονός πως όταν άρχισε η κατά ρουτίνα χρήση χημειοπροφύλαξης στο Hospital for Special Surgery της Νέας Υόρκης, το ποσοστό της λοίμωξης μειώθηκε δραματικά [14].

7.4 Αποτελέσματα της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 1^{ης} γενιάς

Τα κλινικά αποτελέσματα που αφορούν την ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο δείχνουν ότι κάποιες προθέσεις επιβίωσαν για αρκετό καιρό. Μακροχρόνια όμως αποτελέσματα της McKee-Farrar αναφέρονται σε λίγες εργασίες, ενώ ανάλυση επιβίωσης χρησιμοποιήθηκε σε τρεις από αυτές [10 , 32, 238].

Ο August δημοσίευσε την εμπειρία του κέντρου του McKee, το 1986. 657 ασθενείς μέσου όρου ηλικίας 61 ετών, παρακολουθήθηκαν κατά μέσο όρο για 13.9 χρόνια [10]. Θεωρώντας ως αποτυχία τη διενέργεια αναθεώρησης, η επιβίωση στα 10 χρόνια ήταν 91%, στα 15 84% και στα 20 27.5%. Ακτινολογικά υπήρχε χαλάρωση στο 50% των στυλεών και στο 51.1% των κοτυλιαίων προθέσεων. Το 1987 ο Visuri δημοσίευσε μελέτη 511 ασθενών, οι οποίοι παρακολουθήθηκαν για 14 χρόνια. Αναθεώρηση για άσηπτη χαλάρωση απαιτήθηκε στο 17.7% των ισχίων, ενώ η επιβίωση στα 10 χρόνια ήταν 79%, ενώ στα 12 χρόνια 72% [238]. Οι Ζαούσης και Πατίκας δημοσίευαν την Ελληνική εμπειρία στον τύπο αυτό της αρθροπλαστικής [262]. Έτσι σε 52 ασθενείς μέσου όρου ηλικίας 53.4 ετών, οι οποίοι παρακολουθήθηκαν κατά μέσο όρο για 15.5 χρόνια (12-20) το 53% ήταν ελεύθερο πόνου ενώ στο 79% διατηρήθηκε ικανοποιητικό εύρος κίνησης, ενώ αναθεωρήθηκε το 14% των ασθενών. Στις περιπτώσεις αναθεώρησης δεν παρατηρήθηκαν στοιχεία μετάλλωσης, τουλάχιστον μακροσκοπικά. Στο 17% υπήρχαν στοιχεία ακτινολογικής χαλάρωσης. Ο Jacobson το 1996 συνέκρινε τη McKee-Farrar με την Charnley 20 χρόνια μετεγχειρητικά [116]. Βρήκε επιβίωση αντίστοιχα 77% και 73%. Ο Brown το 2002 σε ασθενείς οι οποίοι παρακολουθήθηκαν για 28 χρόνια βρήκε επιβίωση 81.8% σε ασθενείς που έπασχαν από ρευματοειδή αρθρίτιδα και 69.4% σ' αυτούς που έπασχαν από οστεοαρθρίτιδα του ισχίου [31]. Ο Bryant το 1991 μελετώντας 253 ασθενείς μέσου όρου ηλικίας 62.8 ετών με ολική αρθροπλαστική Ring, και

οι οποίοι παρακολουθήθηκαν το περισσότερο για 21 χρόνια, βρήκε το ποσοστό της άσηπτης χαλάρωσης να είναι 21.3%, το ποσοστό αναθεωρήσεων 26.5%, ενώ η επιβίωση στα 10 χρόνια ήταν 74%, στα 15 68% και στα 20 χρόνια 60% [32].

Ο Britton το 1996 συνέκρινε 208 ολικές αρthroπλαστικές τύπου Charnley και 982 αρthroπλαστικές τύπου Stanmore με ποσοστό επιβίωσης 79 και 86% αντίστοιχα στα 14 έτη. Δικαιολόγησε το αποτέλεσμα, στηριζόμενος στο γεγονός πως οι αρthroπλαστικές τύπου Charnley ήταν προγενέστερες των Stanmore και η τεχνική του τσιμέντου σ' αυτές δεν ήταν ιδιαίτερα εξελιγμένη [24].

7.5 Αναζωπύρωση του ενδιαφέροντος

Σε ένα άρθρο του Schmalzried, το 1996, εξετάζονται οι παράγοντες που σχετίζονται με τη μακροχρόνια επιβίωση ορισμένων αρthroπλαστικών τύπου McKee-Farrar [200]. Έτσι σε 13 ασθενείς (15 ισχία) το Harris Hip Score ήταν 86 24 χρόνια αργότερα (21-26). Οι ασθενείς αυτοί είχαν μικρό ύψος (ΜΟ 1.6μ) και χαμηλό βάρος (ΜΟ 66.9 κιλά). Η εγχειρητική τεχνική όπως αυτή προτάθηκε από τους McKee και Watson-Farrar [155] απαιτούσε οριζόντια κλίση του κυπελίου 30° και πρόσθια κλίση 0°. Στους ασθενείς οι οποίοι επέδειξαν μακροχρόνια επιβίωση, η διαπιστωθείσα θέση του κυπελίου ήταν σε 54° οριζόντια κλίση και 12-15° πρόσθια κλίση, κάτι που είναι συμβατικότερο με τις σύγχρονες αρχές της ολικής αρthroπλαστικής. Ενώ η αρthroπλαστική McKee-Farrar προϋποθέτει ένα μέγεθος κυπελίου για όλες τις περιπτώσεις, στους ασθενείς αυτούς το κυπέλιο βρέθηκε να είναι πλήρως καλυμμένο. Τέλος, η τεχνική στους ασθενείς αυτούς ήταν διαφορετική, έχοντας σαν αποτέλεσμα την επί τα εντός παρεκτόπιση του κέντρου περιστροφής του ισχίου κατά 6.4 mm και το offset του μηριαίου, αυξήθηκε στα 4.9 mm. Ο συνδυασμός του χαμηλού βάρους, του μικρού ύψους των ασθενών καθώς και η βελτιωμένη εμβιομηχανική που παρατηρήθηκε σ' αυτούς αρρώστους, οδήγησε στη

μείωση των δυνάμεων που ασκούνται στο ισχίο και πιθανά στη μακροχρόνια επιβίωση της αρθροπλαστικής.

Μακροχρόνιες μελέτες σε ασθενείς με McKee-Farrar έδειξαν ότι η φθορά στις προστριβόμενες επιφάνειες και η οστεόλυση δεν ήταν η κύρια αιτία χαλάρωσης των αρθροπλαστικών αυτών [244,253]. Ο ετήσιος ρυθμός γραμμικής φθοράς στις προστριβόμενες επιφάνειες ήταν 0.042 mm [197, 253]. Πολυπύρηννα γιγαντοκύτταρα τα οποία βρέθηκαν σε ασθενείς με McKee-Farrar, δεν αποδόθηκαν στη διεπιφάνεια μέταλλο με μέταλλο της αρθροπλαστικής, αλλά στην άσηπτη χαλάρωση [253].

7.6 Ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 2^{ης} γενιάς

Ο Weber, από την Ελβετία ήταν ο πρώτος που αντιλήφθηκε ότι ο χαμηλός ρυθμός φθοράς που εμφάνιζαν οι ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 1^{ης} γενιάς, μπορούσε να σχετίζεται με μειωμένο ποσοστό χαλάρωσης [195]

Με παρατηρήσεις όπως ότι οι σωστά τοποθετημένες αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο της 1^{ης} γενιάς μπορούσαν να σχετίζονται με καλά κλινικά και ακτινολογικά αποτελέσματα, και σλόγκαν «επιστροφή στο μέλλον» έδωσε το έναυσμα για την κατασκευή των αρθροπλαστικών 2^{ης} γενιάς. Οι κύριοι στόχοι του ήταν

- α. η κατασκευή ιδεατού διάκενου των προστριβομένων αρθροπλαστικών για τις ευρέως χρησιμοποιούμενες κεφαλές των 28 mm
- β. να βελτιώσει την τραχύτητα της διεπιφάνειας επαφής χρησιμοποιώντας ελατό αντί για χυτό κράμα κοβαλτίου χρωμίου
- γ. να κατασκευάσει τριβολογικά άριστα κεφαλές και μεταλλικά ένθετα και
- δ. να αποκτήσει άριστο έλεγχο ποιότητας των εμφυτευμάτων.

Έτσι κατασκευάστηκε το 1988 η Metasul, η οποία άρχισε να χρησιμοποιείται ευρέως. Περισσότερες από 150.000 τέτοιες αρθροπλαστικές έχουν χρησιμοποιηθεί έως τώρα [195].

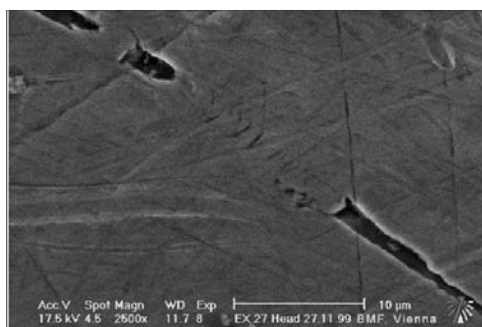
Πολλοί κατασκευαστές περιλαμβάνουν τώρα στην παραγωγή τους το συνδυασμό αυτό. Το ένθετο που χρησιμοποιείται είναι από πολυαιθυλένιο, με σκοπό να μειώσει τη διαφορά στην ελαστικότητα ανάμεσα στο μέταλλο και το οστό. Με τις κεφαλές των 28 mm, που χρησιμοποιούνται υπάρχει ο δυνητικός κίνδυνος του εξαρθρήματος, αν η πρόθεση δεν τοποθετηθεί σωστά [195].

7.7 Τριβολογία των ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου τύπου μέταλλο με μέταλλο νέας γενιάς

Υπάρχουν διάφοροι τριβολογικοί παράγοντες που ελέγχουν την φθορά δύο επιφανειών που κινούνται σε επαφή όπως οι επιφάνειες της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου.

7.7.1. Υλικό

Τα εμφυτεύματα τύπου μέταλλο με μέταλλο παραδοσιακά κατασκευάζονται κυρίως από κράματα CoCrMo εξαιτίας της υψηλής τους αντοχής σε διάβρωση και σε φθορά. Χαρακτηρίζονται από ικανότητα «αυτοϊάσεως», καθώς ορατές επιφανειακές ρωγμές σπλιώνονται μετά από συνεχή χρήση. [157,214]. Είναι μια σημαντική ιδιότητα στην περίπτωση παγιδένσεως ρινισμάτων φθοράς τρίτου σώματος (μέταλλο, πολυαιθυλένιο, τσιμέντο). [235] (εικόνα 28)



Εικόνα 28

Για την κατασκευή των εμφυτευμάτων αυτών έχουν χρησιμοποιηθεί τόσο ελατά (Metasul) όσο και χυτεύσιμα κράματα (Huggler, Muller), με κλινική επιτυχία [5]. Αν και δεν υπάρχουν μηχανολογικές λεπτομέρειες στη βιβλιογραφία, είναι γνωστό πως η πρωτότυπη McKee-Farrar ήταν κατασκευασμένη από τη χυτεύσιμη μορφή του κράματος.

Η ελατή μορφή από την άλλη, αφορά τόσο κράματα υψηλής(>0,25%), όσο και κράματα χαμηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα (<0.05%).

Η βιβλιογραφία είναι γεμάτη από αναφορές σε πειράματα που εξετάζουν την φθορά τόσο σε ελατά κράματα χαμηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα, όσο και σε υψηλής [44]. Υπάρχουν μελέτες στη βιβλιογραφία πως τα ελατά κράματα παρουσιάζουν μικρότερη φθορά σε σχέση με τα χυτεύσιμα κράματα, καθώς τα ελατά κράματα έχουν 10 φορές λιγότερα καρβίδια από ότι τα χυτεύσιμα.

Ο Streicher έδειξε, [211] βασιζόμενος σε μηχανολογικά πειράματα (pin on disk), πως τα ελατά κράματα υψηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα (>0,25%) εμφανίζουν μικρότερη φθορά (2-3μm), από τα χυτεύσιμα κράματα(10-20μm).

Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός πως τα καρβίδια που σχηματίζονται στα ελατά κράματα έχουν πιο ομοιογενή κατανομή στην επιφάνεια του κράματος και είναι μικρότερα σε μέγεθος από τα καρβίδια των χυτεύσιμων κραμάτων που είναι μεγαλύτερα και με πιο ανομοιογενή κατανομή. (εικόνα 29)



ελατά



χυτεύσιμα

Εικόνα 29

Κατά την κατεργασία των κραμάτων CoCrMo με άλλοτε άλλη περιεκτικότητα σε άνθρακα, σχηματίζονται καρβίδια του Cr και του Mo (M_3C_3 , $M_{23}C_6$) διαμέτρου περίπου 10 μm . Αυτά προκαλούν μικρές προεξοχές στην στιλβωμένη επιφάνεια του κράματος της τάξης των 0.1 μm και καλύπτουν το 5% της επιφάνειας του κράματος. Τα καρβίδια αυτά σχηματίζουν ισχυρούς μηχανικούς δεσμούς με το μεταλλικό υπόστρωμα του κράματος, και αποκτούν παρόμοιες ιδιότητες με τα κεραμικά. Η επιφανειακή κατανομή των καρβιδίων αυτών αυξάνει τη σκληρότητα και βελτιώνει την αντοχή σε φθορά του κράματος. Η σκληρότητά τους χαρακτηριστικά είναι 5 φορές μεγαλύτερη από τη σκληρότητα του ωστενίτη αλλά είναι σχετικά ψαθυρά.

Το 1900 ο Haynes στην προσπάθειά του να αποκτήσει υλικά με μεγάλη μηχανική αντοχή και ανθεκτικότητα σε υψηλές θερμοκρασίες, κατασκεύασε το πρώτο κράμα δύο φάσεων. Σήμερα χρησιμοποιούνται 20 διαφορετικοί τύποι κραμάτων Co εξαιτίας της χαμηλής τους φθοράς σε υψηλές θερμοκρασίες και σε μεγάλες φορτίσεις [101]. Η υψηλή συγκέντρωση των κραμάτων σε Cr προσδίδει στα κράματα αυτά μεγάλη αντοχή σε διάβρωση.

Σε νεώτερες μελέτες όμως [44], για τις οποίες χρησιμοποιήθηκαν υψηλής τεχνολογίας εξομοιωτές του ισχίου, αποδείχθηκε πως τόσο η χυτεύσιμη μορφή των κραμάτων, όσο και τα χαμηλής και υψηλής περιεκτικότητας ελατά κράματα CoCrMo, εμφανίζουν παρόμοια συμπεριφορά στη φθορά.

7.7.2 Διάκενο, τριβή, λίπανση

Ένα από τα μειονεκτήματα της των εμφυτευμάτων μέταλλο με μέταλλο πρώτης γενιάς (1960) αποτελούσε η «ισημερινή» θέση της κεφαλής της προθέσεως μέσα στην κοτύλη που οδηγούσε εξαιτίας του μικρού διάκενου, σε υψηλή ροπή στρέψεως από τριβή, αυξημένη φόρτιση σε

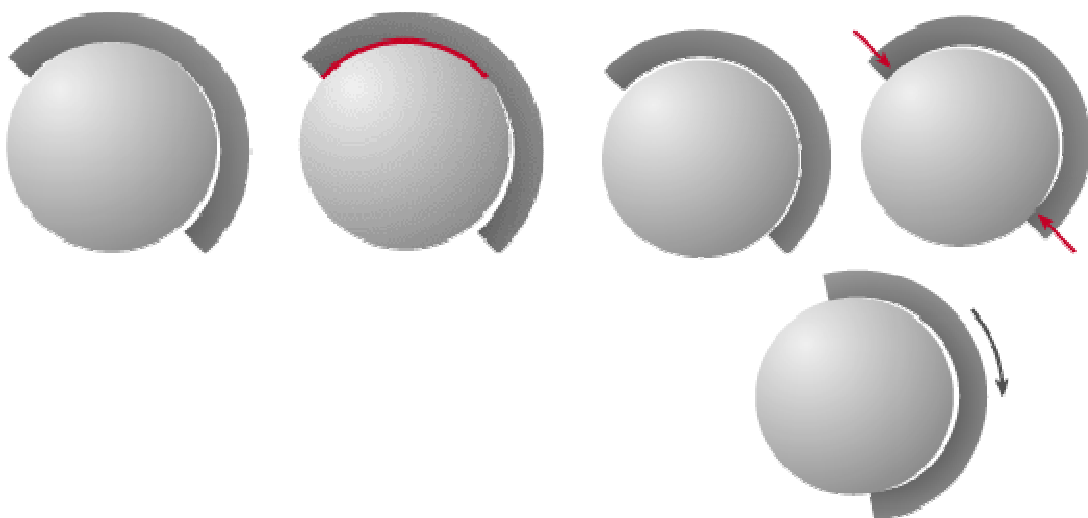
εντοπισμένες μικρές περιοχές, αύξηση της φθοράς και τέλος χαλάρωση του κυττάρου [243].

Η σύγχρονη άποψη είναι να υπάρχει όσο το δυνατό μικρότερο διάκενο ανάμεσα στην κεφαλή της προθέσεως και την κοτύλη, κάτι που εξασφαλίζει η «πολική» θέση της κεφαλής μέσα στην κοτύλη, παραγωγή μικρής φθοράς και τη δυνατότητα εισόδου και εξόδου του λιπαντικού αρθρικού υγρού στο σημείο επαφής της κεφαλής με την κοτύλη.

Παρ' όλα αυτά είναι γνωστό πως μειώνοντας το διάκενο σε μεγάλο βαθμό εμποδίζεται η ελεύθερη είσοδος του αρθρικού υγρού στην επιφάνεια επαφής και οδηγούμαστε σε υψηλή ροπή στρέψεως από τριβή και χαλάρωση του κυττάρου.

Εν κατακλείδι το ιδεατό διάκενο είναι αυτό που είναι τόσο μικρό όσο να επιτρέπει την αρμονική λίπανση του εμφυτεύματος, αλλά και τόσο μεγάλο όσο να υπάρχει πολική επαφή της κεφαλής στο κυτέλιο. Για μεταλλικές κεφαλές από 37 έως 42 mm πρέπει να είναι περίπου 0.2 mm. [44]

Η επιφάνεια επαφής της κεφαλής με την κοτύλη είναι ανάλογη με το μέγεθός τους και αντιστρόφως ανάλογη του διακένου μεταξύ τους (διαφορά της διαμέτρου της κεφαλής από την κοτύλη). Αυξάνει σε μεγάλα μεγέθη κεφαλής και κοτύλης και μειώνεται όταν υπάρχει μεγάλη διαφορά μεταξύ τους. (εικόνα 30)



**Μεγάλο διάκενο → μικρή επιφάνεια
επαφής → αύξηση των φορτίσεων →
μεγαλύτερη φθορά**

**Μικρό διάκενο → μεγάλη επιφάνεια
επαφής → υψηλή τριβή → χαλάρωση
του κυπελλίου**

Εικόνα 30

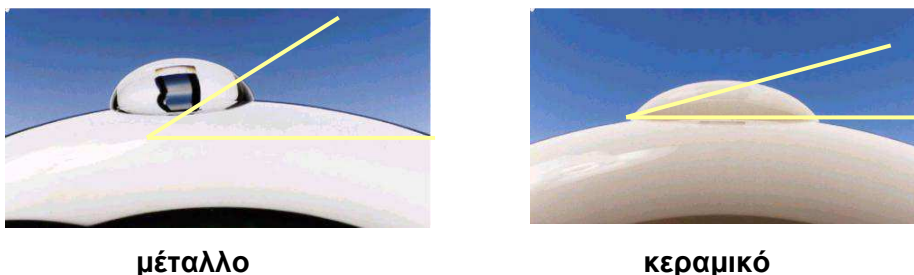
Στις ολικές αρθροπλαστικές τύπου μέταλλο με μέταλλο πρώτης γενιάς, θεωρήθηκε πως υπήρχε ένας τύπος λίπανσης, που ονομάστηκε «οριακή λίπανση». Στο περιβάλλον αυτό, μόρια του αρθρικού υγρού (πρωτεΐνες, λίπη) σχηματίζουν χημικούς δεσμούς με τις μεταλλικές επιφάνειες της κεφαλής και της κοτύλης, προσφέροντας έτσι κάποια προστασία από φθορά κατά τη λειτουργία της άρθρωσης.

Αν και είναι δύσκολο να δημιουργηθεί ένα πλήρες λιπαντικό στρώμα, που να διαχωρίζει τελείως την επιφάνεια της κεφαλής από την κοτύλη, κατά τη σχετική κίνηση μεταξύ τους, εν τούτοις υπάρχει κάποιος βαθμός λιπάνσεως. [44]

Υπάρχουν μηχανολογικές θεωρητικές μελέτες που υποστηρίζουν πως μπορεί να δημιουργηθεί ένα πλήρες λιπαντικό στρώμα, ελέγχοντας το σχεδιασμό και την κατασκευή των προθέσεων [44].

Μικρά διάκενα, οδηγούν σε μεγάλες επιφάνειες επαφής και τη δημιουργία πυκνότερων στρωμάτων λιπαντικού [44].

Τέλος και η διαβροχή των υλικών επηρεάζει την λίπανση. Εκφράζεται από τη γωνία του χείλους μιας σταγόνας υγρού πάνω στην επιφάνεια του υλικού. (εικόνα 31) Όσο μικρότερη η γωνία διαβροχής (μεγαλύτερη επέκταση της σταγόνας) τόσο καλύτερη η λίπανση του υλικού. [91]

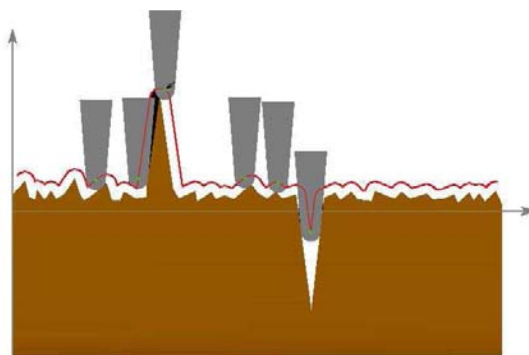


Εικόνα 31

7.7.3 Επιφανειακή τραχύτητα (surface roughness – Ra)

Η επιφάνεια των εμφυτευμάτων που χρησιμοποιούνται δεν είναι τελείως λεία, αλλά εμφανίζει «βουνοκορφές» και «κοιλιάδες» ανάλογα με το είδος του υλικού που χρησιμοποιείται. Οι ανωμαλίες αυτές δεν είναι ορατές με γυμνό μάτι αλλά μπορούν να μετρηθούν με laser το οποίο σαρώνει την επιφάνεια και καταγράφει εικόνα ανάλογη μιας κάθετης διατομής ενός όρους.

Στη βιβλιογραφία ως επιφανειακή τραχύτητα ορίζεται ο αριθμητικός μέσος όρος της απόλυτης τιμής της απόκλισης από το φυσιολογικό. [79] Ποσοτικά ορίζεται ως η κάθετη απόκλιση της επιφανείας από το φυσιολογικό. Αν η απόκλιση είναι μεγάλη η επιφάνεια ορίζεται ως τραχεία, ενώ αντίθετα όταν είναι μικρή ορίζεται ως λεία. (εικόνα 32)



Εικόνα 32

Επιπλέον η δημιουργία επιφανειών με μικρότερη τραχύτητα οδηγεί σε πιο αποτελεσματικά στρώματα λιπαντικού δηλαδή πιο τραχείες επιφάνειες απαιτούν πιο παχιά στρώματα λιπαντικού για να διαχωριστούν μεταξύ τους από τις πιο λείες που απαιτούν λεπτότερα στρώματα. [44]

Η τραχύτητα συχνά σχετίζεται με την τριβή και τις τριβολογικές ιδιότητες της επιφανείας. Επιφάνεια με μεγάλη επιφανειακή τραχύτητα (μεγάλο R_a), ή θετική απόκλιση από το ιδανικό έχουν συνήθως μεγάλη τριβή και φθείρονται γρήγορα.

Οι βαθιές «κοιλιάδες» παίζουν επίσης σημαντικό ρόλο στην τριβολογική συμπεριφορά καθώς μπορούν να δράσουν ως αποθήκες λιπαντικού (εικόνα 32)

Ο Elfick πάντως δεν μπόρεσε να συσχετίσει την επιφανειακή τραχύτητα με τη φθορά στις προστριβόμενες επιφάνειες [79]. Απέδειξε ότι η φθορά περνάει από διάφορες φάσεις όπως τη φάση προσαρμογής, τη φάση σταθεροποίησης μέχρι να εμφανιστεί κάποιο γεγονός που θα επιταχύνει τη φθορά στα υλικά που εμφυτεύονται χωρίς τσιμέντο [80]. Έχει αποδειχτεί ότι οι κεφαλές από τιτάνιο έχουν χειρότερα αποτελέσματα σε σχέση με τις κεφαλές από CoCr ενώ οι κεραμικές κεφαλές είναι ακόμα σκληρότερες [11].

7.8 Ερωτήματα-αμφισβητήσεις που αφορούν την ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο σήμερα

7.8.1 Ιστοική αντίδραση

Ήδη από το 1970, όταν παρατηρήθηκε φαινομενική αλλεργική αντίδραση σε ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν σε ολική αρθροπλαστική του ισχίου τύπου McKee-Farrar, εμφανίστηκε το ενδιαφέρον για την κατανομή των μεταλλικών ρινισμάτων φθοράς στον ανθρώπινο οργανισμό [243]. Οι παρατηρήσεις που προέκυψαν ήταν πως οι δερματικές δοκιμασίες ήταν θετικές σε μεγαλύτερο ποσοστό σε ασθενείς με χαλαρωμένες ολικές

αρθροπλαστικές σε σχέση με τους ασθενείς με καλά λειτουργούσες αρθροπλαστικές του ισχίου και πως οι δερματικές δοκιμασίες ήταν θετικές σε ασθενείς που υπεβλήθησαν σε ολική αρθροπλαστική με μεταλλικές επιφάνειες τριβής σε σχέση με τους ασθενείς που υπεβλήθησαν στη συμβατική αρθροπλαστική μέταλλο με πολυαιθυλένιο. Έτσι, τα ερωτήματα που προέκυψαν από τις παρατηρήσεις αυτές ήταν πρώτον αν υπάρχει απελευθέρωση μεταλλικών σωματιδίων από τα εμφυτεύματα αυτά και δεύτερον αν υπάρχει αλλεργική αντίδραση στα σωματίδια αυτά και αν αυτή σχετίζεται με την πιθανότητα χαλάρωσης των εμφυτευμάτων.

7.8.2 Απελευθερώνονται σωματίδια μετάλλων από τα εμφυτεύματα στον οργανισμό;

Η μέθοδος επιλογής αναγνώρισης μεταλλικών σωματιδίων είναι ο ατομικός φασματογράφος απορρόφησης. Τόσο ο ατομικός φασματογράφος απορρόφησης φλόγας ο οποίος χρησιμοποιήθηκε στη δεκαετία του 1970 όσο και ο ατομικός φασματογράφος απορρόφησης κλιβάνου γραφίτη που χρησιμοποιήθηκε αργότερα και επέτρεψε την ταυτοποίηση μικρότερων ποσοτήτων μεταλλικών ρινισμάτων παίζουν σημαντικό ρόλο στην ανάλυση των βιολογικών παρασκευασμάτων. Ακόμα και τα αποτελέσματα του φασματογράφου παλαιότερης τεχνολογίας είναι σημαντικά καθώς κάθε αύξηση στη συγκέντρωση των μεταλλικών σωματιδίων είναι πολύ σημαντικό εύρημα. Πρέπει να θυμάται κανείς όμως πως τα μεταλλικά σωματίδια αυτά υπάρχουν φυσιολογικά στον ανθρώπινο οργανισμό.

7.8.3 Μέγεθος και σχήμα των σωματιδίων

Τα σωματίδια που εκλύονται από την επιφάνεια τριβής μέταλλο με μέταλλο ως προϊόντα φθοράς είναι πολύ μικρότερα (της τάξης των nm) σε σχέση με τα σωματίδια πολυαιθυλενίου που εκλύονται από τη διεπιφάνεια

μέταλλο με πολυαιθυλένιο. [71,216] Η μικροσκοπική ανάλυση ιστών από ολικές αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο δείχνει πως τα σωματίδια αυτά έχουν ποικίλο και ακανόνιστο σχήμα το οποίο μπορεί να είναι στρογγυλό ή ωοειδές ενώ το μέγεθός τους ποικίλλει από 8 nm – 628 nm. [73] μέγεθος αρκετά υποδεέστερο από αυτό που παρατηρείται στις αρθροπλαστικές μέταλλο με πολυαιθυλένιο (0.2-1 μm). Το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο δείχνει πως τα σχετικά μεγάλα σωματίδια που φαίνονται στο απλό μικροσκόπιο είναι συναρθροίσεις μικρότερων σωματιδίων [73]. Περαιτέρω ανάλυση δείχνει πως εκτός από σωματίδια Co-Cr-Mo που φυσιολογικά θα περίμενε να βρει κανείς, λόγω της σύστασης των προστριβομένων επιφανειών, υπάρχουν και σωματίδια από οξείδια του χρωμίου ή του αργιλίου, τα οποία προέρχονται από την επικάλυψη των προθέσεων με κορούνδιο [41]. Χρησιμοποιώντας κανείς πληροφορίες που αφορούν την ετήσια ογκομετρική φθορά και το μέσο μέγεθος των μεταλλικών σωματιδίων, εκτιμά πως ο αριθμός των μεταλλικών σωματιδίων που εκλύονται κάθε χρόνο είναι από 6.7×10^{12} έως 2.5×10^{14} , αριθμός ο οποίος είναι από 13 έως 500 φορές μεγαλύτερος από τον αριθμό των σωματιδίων πολυαιθυλενίου [71].

7.8.4 Συγκέντρωση – κατανομή των σωματιδίων

Υπάρχουν πολλοί ορισμοί και περιγραφές του όρου βιοσυμβατότητα στη βιβλιογραφία, όμως όλοι έχουν κοινό παρονομαστή την προϋπόθεση, πως για να είναι βιοσυμβατό ένα υλικό, θα πρέπει να είναι ανεκτό από τον οργανισμό, χωρίς να προκαλεί αντίδραση ξενιστή [178].

Αν και τα μέταλλα που χρησιμοποιούνται σαν εμφυτεύματα, για τις ολικές αρθροπλαστικές, έχουν ελεγχθεί και εγκριθεί για τη βιοσυμβατότητά τους, μια ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας δείχνει παραδείγματα ανεπιθύμητων ενεργειών που εμφανίζονται. Ο αριθμός τους ευτυχώς παραμένει μικρός, σε σχέση με το μεγάλο αριθμό αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο που τοποθετούνται σήμερα σε παγκόσμια κλίμακα.

Οι Doorn και Amstutz παρουσίασαν ανασκοπήσεις της ιστολογικής αντίδρασης του οργανισμού, σε μεταλλικά ρινίσματα, σε σχέση με τα ρινίσματα πολυαιθυλενίου, στις ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου [5, 71]. Βρέθηκε ότι τα ρινίσματα του πολυαιθυλενίου προκαλούν κυτταρική αντίδραση που αφορά μονοπύρηνια ιστιοκύτταρα και πολυμορφοπύρηνια, ενώ τα μεταλλικά, αντίδραση που αφορά μονοπύρηνια ιστιοκύτταρα και σπάνια γιγαντοκύτταρα.

Ο Doorn [71] ανέλυσε τα μακροχρόνια αποτελέσματα τεσσάρων αρθροπλαστικών τύπου McKee-Farrar (21-25 χρόνια) και τα βραχυχρόνια αποτελέσματα (<2.5 χρόνια) άλλων πέντε αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο εξετάζοντας διάφορες παραμέτρους. Το μέγεθος των μεταλλικών ρινισμάτων ήταν από υποδιαιρέσεις του μη έως 1-4 μm. Σε γενικές γραμμές τα μεταλλικά ρινίσματα, δεν προκαλούν την παραγωγή γιγαντοκυττάρων, όπως είχε αποδειχθεί σε προηγούμενες μελέτες για τα ρινίσματα πολυαιθυλενίου, κυρίως εξαιτίας του μικρότερου αριθμού και μεγέθους τους και της μικρότερης φθοράς (10-40 φορές) που προκαλούν σε σχέση με τα ρινίσματα πολυαιθυλενίου. Σύμφωνα με τον Doorn, τα μεταλλικά ρινίσματα φαγοκυτταρώνονται στον αρθρικό υμένα από τα ιστιοκύτταρα, και είτε σε εν τω βάθει μαλακούς ιστούς, είτε μεταφέρονται στους λεμφαδένες. Τα ευρήματα αυτά υποστηρίζονται και από τους Brodner [27] και Jacobs [115], που επίσης βρήκαν αυξημένα επίπεδα χρωμίου και κοβαλτίου στο αίμα. Αν η μεταφορά των ρινισμάτων μέσω του λεμφικού συστήματος είναι μικρότερη από τα παραγόμενα, τα ιστιοκύτταρα επικάθονται στους περιπροθετικούς ιστούς, και σε περίπτωση υπερπαραγωγής τα ιστιοκύτταρα μπορούν να βλάψουν και να καταστρέψουν την επιφάνεια επαφής οστού, μετάλλου.

Ο Willert [250] εξέτασε 19 ολικές αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο, που αφαιρέθηκαν καθώς και τους περιπροθετικούς ιστούς. Σ' αυτούς βρέθηκε χρώμιο σε μεγαλύτερη αναλογία, και σε μικρότερη κοβάλτιο, νικέλιο και μολυβδαίνιο. Παρ' όλο που η αναλογία στο υλικό είναι 1:2 υπέρ του κοβαλτίου, η ανάλυση των περιπροθετικών ιστών ανέδειξε στροφή της

αναλογίας υπέρ του χρωμίου 10 –18 φορές περισσότερο. Όπως και στην μελέτη του Doorn, το μέγεθος των ρινισμάτων είναι από 0.5-5 μm και τα ρινίσματα των μετάλλων βρέθηκαν γύρω από αιμοφόρα αγγεία, επιβεβαιώνοντας έτσι την μεταφορά τους μέσω του λεμφικού συστήματος, που υποστήριξε και ο Doorn.

Μια τρίτη μελέτη επιβεβαιώνει την μεταφορά των ρινισμάτων μέσω του λεμφικού συστήματος, η οποία αναδεικνύει αύξηση κατά 10 φορές περισσότερο της συγκέντρωσης του χρωμίου, στον αρθρικό υμένα και στο θύλακο και σε μικρότερο ποσοστό στους λεμφαδένες, στο σπλήνα και το ήπαρ [115].

Οι Merrit και συν [162] αναφέρθηκαν στην κατανομή των μεταλλικών ρινισμάτων και τις βιολογικές αντιδράσεις που προκαλούν. Η πλειονότητα των μετάλλων από τα οποία είναι κατασκευασμένα τα εμφυτεύματα των αρthroπλαστικών (χρώμιο, νικέλιο, μολυβδαίνιο κλπ), απεκκρίνονται σχετικά σύντομα από τον οργανισμό με την ούρηση.

Το κοβάλτιο αποτελεί σημαντικό στοιχείο του οργανισμού, καθώς αποτελεί συστατικό της βιταμίνης B_{12} , που συμμετέχει στο σχηματισμό των ερυθρών αιμοσφαιρίων. Μεταφέρεται από τους ιστούς, μέσω του αίματος στους νεφρούς, και απεκκρίνεται με την ούρηση, κατά 90-95% τις πρώτες 48 ώρες και κατά 99% σε 30 ημέρες. Υπάρχουν διάφορες μελέτες ήδη από την δεκαετία του 1960, όταν στην μπίρα προστέθηκε χλωρίδιο του κοβαλτίου, που αναφέρουν αύξηση της συγκέντρωσης του κοβαλτίου, στο μυοκάρδιο. Η συγκέντρωση αυτή ευνοείται από την κατανάλωση αλκοόλ, και την έλλειψη πρωτεϊνών (L-κυστεΐνης) και άλλων ιχνοστοιχείων από τη διατροφή [194]. Το κοβάλτιο μπορεί να επηρεάσει και το θυρεοειδή αδέν, καθώς σε ασθενείς που ελάμβαναν μακροχρόνια, μεγάλες ποσότητες άλατα του κοβαλτίου (0.17-3.9 mg/kg/ημέρα), εμφάνισαν συμπτώματα υποθυρεοειδισμού. Έχει αναφερθεί επίσης παροδική αύξηση της συγκέντρωσης κοβαλτίου στα ούρα, σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε αρthroπλαστική του ισχίου με εμφυτεύματα από κράμα CoCr [122].

Το χρώμιο επίσης αποτελεί σημαντικό μέταλλο για τον οργανισμό. Συμμετέχει στην παραγωγή ενέργειας, μέσω της ινσουλίνης από τη μετατροπή των σακχάρων και των λιπών. Έλλειψη χρωμίου, μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση του επιπέδου γλυκόζης στο αίμα. Υπάρχει σε τρισθενή (Cr 3+) και εξασθενή (Cr 6+) μορφή, αλλά και σαν μέταλλο (Cr(0)). Η εξασθενής του μορφή αναφέρεται σαν πιθανό καρκινογόνο, (class-I human carcinogen.) καθώς έχει τη δυνατότητα να διαπερνά την κυτταρική μεμβράνη.

Ο Howie [109], σημειώνει πως όταν φαγοκυτταρωθούν, τα σωματίδια CoCr, στο επίπεδο του ιστιοκυττάρου συμβαίνουν σημαντικές αλλαγές. Υπάρχει πτώση του PH από το ουδέτερο 7.2 στο όξινο 4, και εκλύονται πρωτεολυτικά ένζυμα. Στο όξινο αυτό περιβάλλον, τα οξείδια του μετάλλου διασπώνται και εκλύονται ιόντα κοβαλτίου, τα οποία θεωρείται ότι μπορεί να έχουν τοξική δράση στα ιστιοκύτταρα και να τα καταστρέφουν. Όταν όμως τα ιστιοκύτταρα αυτά καταστραφούν εκλύονται εκ νέου ιόντα κοβαλτίου, τα οποία δεν έχουν πια τοξική δράση στα νέα μακροφάγα. Αυτό εξηγεί τα αποτελέσματα μελετών, που δείχνουν πως στην αρχή τα ιόντα του κοβαλτίου, εμφανίζουν τοξική δράση και στη συνέχεια, γίνονται καλά ανεκτά από τον οργανισμό [101]. Από την άλλη πλευρά φαίνεται πως μόνο η τρισθενής «καλοήθης» μορφή του χρωμίου, εκλύεται από την φθορά και τη διάβρωση των κραμάτων μέσα στον οργανισμό, και όχι η καρκινογενής εξασθενής μορφή.

Εργαστηριακές μελέτες απέδειξαν πως η δράση των μεταλλικών ρινισμάτων είναι δόσοεξαρτώμενη [101]. Έτσι μικρές ποσότητες μεταλλικών σωματιδίων προκαλούν την έκκριση κυτοκινών, όπως ιντερλευκίνη 1 και ιντερλευκίνη 6, TNF-α και προσταγλανδίνης E₂, που μπορεί να οδηγήσουν σε περιπρωθετική οστεόλυση και άσηπτη χαλάρωση. [40,102] Σε μεγαλύτερες όμως συγκεντρώσεις τα μεταλλικά σωματίδια μπορεί να γίνουν τοξικά, [109] να επηρεάσουν την φαγοκυτταρική ικανότητα των μακροφάγων και να οδηγήσουν στον κυτταρικό θάνατο [101].

Τέλος αναφέρεται στη βιβλιογραφία μελέτη [26] που εξετάζει αν τα μεταλλικά σωματίδια, που προκύπτουν από τη φθορά ολικής αρθροπλαστικής μέταλλο με μέταλλο, περνούν τον πλακούντα κατά τη διάρκεια του τοκετού. Αν και το δείγμα της εργασίας ήταν μικρό (τρεις περιπτώσεις) φαίνεται ότι τα σωματίδια αυτά δεν περνούν τον πλακούντα.

7.8.5 Τοξικότητα

Υπάρχει ένας μεγάλος αριθμός εργασιών στη βιβλιογραφία που εξετάζει τα επίπεδα συγκέντρωσης διαφόρων ιόντων στα υγρά του σώματος, ασθενών που έχουν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο. [27,28,49,138, 198]

Κοινή συνισταμένη όλων των εργασιών είναι πως η συγκέντρωση αυτή είναι μεγαλύτερη σε σχέση με ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε αρθροπλαστική μέταλλο με πολυαιθυλένιο ή σε σχέση με μάρτυρες. Τα ερυθροκύτταρα αποτελούν αποθήκη για τα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου. Επίσης η έκκριση των ιόντων αυτών από τα ούρα, είναι σημαντική όσο αφορά τη δυνατότητα υπολογισμού της συγκέντρωσής τους. Το αποτέλεσμα της συνεχούς παραγωγής ιόντων δεν είναι γνωστό, όπως και το αν η εκφύλιση των νεφρών με την ηλικία, μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της συγκέντρωσής τους. Θεωρητικά επίσης, η συνεχόμενη παραγωγή ιόντων θα μπορούσε να εξασθενίσει τις ικανότητες των νεφρών, οδηγώντας έτσι σε ένα φαύλο κύκλο. Πάντως για το λόγο αυτό υπάρχουν στη βιβλιογραφία αναφορές, όπου ο τύπος αυτός της αρθροπλαστικής δεν πρέπει χρησιμοποιείται σε ασθενείς με χρόνια νεφρική ανεπάρκεια [28].

7.8.6 Αντιδράσεις υπερευαισθησίας

Καθώς όλα τα μέταλλα διαβρώνονται σε βιολογικό περιβάλλον, τα ιόντα που απελευθερώνονται μπορεί να ενωθούν με πρωτεΐνες ενεργοποιώντας το ανοσοποιητικό σύστημα σαν αντιγόνα και να προκαλέσουν αντιδράσεις υπερευαισθησίας [95]. Η επίπτωση της ευαισθησίας στα μέταλλα του

γενικού πληθυσμού είναι περίπου 10-14% [95]. Το νικέλιο προκαλεί τη μεγαλύτερη ευαισθησία στον ανθρώπινο οργανισμό και ακολουθούν το κοβάλτιο και το χρώμιο, ενώ περιστασιακά έχει αναφερθεί υπερευαισθησία στο ταντάλιο, το τιτάνιο και το βανάτιο. Λόγω του αυξημένης συγκέντρωσης ιόντων κοβαλτίου και χρωμίου στο αίμα και τα ούρα ασθενών που έχουν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο, θεωρήθηκε πως μπορεί να υπάρχει σ' αυτούς τους ασθενείς μεγαλύτερος κίνδυνος ανάπτυξης αντιδράσεων υπερευαισθησίας. Ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας δείχνει πως η επίπτωση ανάπτυξης αντίδρασης υπερευαισθησίας σε ασθενείς με ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο 2^{ης} γενιάς είναι δύο στις 10.000 (0.02%) [217].

Η αντίδραση υπερευαισθησίας στα μεταλλικά εμφυτεύματα χαρακτηρίζεται ως όψιμη αντίδραση υπερευαισθησίας κυτταρικού τύπου [95] και κατά την όποια ευαισθητοποιούνται λεμφοκύτταρα τύπου T τα οποία που εκκρίνουν κυτοκίνες που επιστράτεύουν και ενεργοποιούν τα μακροφάγα [95].

Το θέμα παραμένει ανοικτό όσο αφορά τις αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο 2^{ης} γενιάς, αν και ο Wilert, απέδειξε πως υπάρχουν συγκεντρώσεις λεμφοκυττάρων είτε κάτω από την επιφάνεια (επιπολής στιβάδα) των ιστών είτε συγκεντρωμένες σε μικρά τριχοειδή αγγεία, που φαίνεται να είναι ειδικές για τον τύπο αυτό της αρθροπλαστικής [249]. Δεν φαίνεται πάντως να υπάρχει συσχετισμός ανάμεσα στην ποσότητα των μεταλλικών ρινισμάτων και στην έκταση της αντίδρασης υπερευαισθησίας [57].

7.8.7 Καρκινογένεση

Τα καρκινογόνα αποτελέσματα των μεταλλικών ρινισμάτων αποτέλεσαν ένα σημαντικό ερώτημα, ακόμα από την εποχή των αρθροπλαστικών τύπου μέταλλο με μέταλλο πρώτης γενιάς, το οποίο συνεχίζει να είναι αναπάντητο έως τις μέρες μας, παρά την πάροδο μισού αιώνα. Τα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου, όταν αποτελούν προϊόντα φθοράς μπορούν να

προκαλέσουν καρκίνο σε πειραματόζωα, ενισχύοντας έτσι την ανησυχία πως και στους ανθρώπους θα μπορούσαν να έχουν τα ίδια αποτελέσματα. Η πρώτη περίπτωση καρκίνου που σχετίστηκε με ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο, ανακοινώθηκε από τον Swan to 1984, και αφορούσε ασθενή που ανέπτυξε κακήθες ινώδες ιστιοκύττωμα 3.5 χρόνια μετά την επέμβαση [230]. Ο Lewis [137] παρουσίασε μια μελέτη όπου έγινε ενδοαρθρική έγχυση, τεχνικώς παρασκευασμένων σε εξομοιωτή, μεταλλικών ρινισμάτων CoCr και δεν παρατήρησε τοπική εμφάνιση όγκου δύο χρόνια αργότερα, παρά μόνο ελάχιστη ίνωση στον θύλακο. Ο ίδιος όμως υποστηρίζει πως για να υπάρχουν αποδεκτά στατιστικά αποτελέσματα, πρέπει να γίνονται σε μεγάλο δείγμα (>500), να γίνεται ενδοαρθρική χορήγηση, και να γίνεται πληρέστερη αξιολόγηση. Ο Visuri [238], μελέτησε την εμφάνιση καρκίνου σε ασθενείς οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε αρθροπλαστική τύπου McKee-Farrar, και σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε αρθροπλαστική τύπου μέταλλο με πολυαιθυλένιο. Συνέκρινε τους ασθενείς αυτούς με την εμφάνιση καρκίνου στο γενικό πληθυσμό της Φιλανδίας. Χρησιμοποιώντας δεδομένα από τη στατιστική Υπηρεσία για τον καρκίνο στη Φιλανδία, και με μακροχρόνια παρακολούθηση από 12.5 – 16 χρόνια, βρήκε πως υπήρχε μικρότερη επίπτωση καρκίνου του πνεύμονα σε σχέση με το γενικό πληθυσμό, ενώ δεν υπήρχε σημαντική διαφορά για τους άλλους τύπους καρκίνου [238]. Μικρή αύξηση, αλλά όχι στατιστικά σημαντική υπήρχε στην ανάπτυξη λευχαιμιών και λεμφωμάτων. Ο συνολική μάλιστα επίπτωση στην εμφάνιση του καρκίνου ήταν μικρότερη σε ασθενείς οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε αρθροπλαστική τύπου μέταλλο με μέταλλο, σε σχέση με το γενικό πληθυσμό. Σε νεώτερη μελέτη του το 2001 [242], δεν επιβεβαιώνει μάλιστα την αύξηση στην ανάπτυξη λευχαιμιών και λεμφωμάτων. Στη μελέτη αυτή η οποία είναι η μόνη επιδημιολογική μελέτη που αναφέρεται στον κίνδυνο εμφάνισης καρκίνου μετά από ολική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο, ο σχετικός κίνδυνος εμφάνισης καρκίνου υπολογίστηκε να είναι 0.95. Επιπλέον ο κίνδυνος εμφάνισης σαρκώματος υπολογίστηκε να

είναι 0.00. Όμως στην ίδια μελέτη ο κίνδυνος εμφάνισης καρκίνου του αιμοποιητικού και λευχαιμίας υπολογίστηκε να είναι αντίστοιχα 1.59 και 3.77 για ασθενείς με αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο, σε σχέση με ασθενείς μέταλλο με πολυαιθυλένιο. Ο στατιστικός κίνδυνος δηλαδή δεν φαίνεται ούτε αυξημένος, ούτε μειωμένος.

Επιδημιολογικά τα στοιχεία αυτά δεν είναι αρκετά, αφενός μεν λόγω του μικρού αριθμού των ασθενών (579) με ολική μέταλλο με μέταλλο, αφετέρου λόγω της βραχυχρόνιας παρακολούθησης (λιγότερο από 10 χρόνια στους περισσότερους ασθενείς). Είναι γνωστό βέβαια ότι τα περισσότερα καρκινογόνα έχουν λανθάνουσα περίοδο αρκετές δεκαετίες. Γι' αυτό λοιπόν απαιτείται μακροχρόνια πολυκεντρική συνεργασία και τεράστιος αριθμός ασθενών για την εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων.

7.8.8 Χρωμοσωμιακές μεταλλάξεις

Είναι γνωστό από τη βιβλιογραφία, πως αρκετά μέταλλα όπως για παράδειγμα το χρώμιο και το νικέλιο, είναι τοξικά, καρκινογόνα ή μπορούν να προκαλέσουν μεταλλάξεις [223]. Σε γενικές γραμμές η γενετική τοξικότητα των μετάλλων φαίνεται να ακολουθεί δύο κύριους τρόπους δράσης. Την επαγωγή της οξειδωτικής φθοράς ή την αλληλεπίδραση με τη διαδικασία αποκατάστασης του DNA. [99]

Καθώς όλο και νεώτεροι ασθενείς υποβάλλονται σε ολική αρθροπλαστική του ισχίου τύπου μέταλλο με μέταλλο πολύ μεγάλη σημασία έχει να δει κανείς τη βιβλιογραφία για πιθανή εμφάνιση γενετικής τοξικότητας σ' αυτούς τους ασθενείς.

Ο Doherty το 2001 συνέκρινε 31 ασθενείς που υπεβλήθησαν σε αναθεώρηση αρθροπλαστικής του ισχίου με 30 ασθενείς που υπεβλήθησαν σε ολική αρθροπλαστική [70]. Αναζήτησε ενδείξεις χρωμοσωμιακών μεταλλάξεων και ανευπλοειδίας από τους 31 ασθενείς οι 11 είχαν Co-Cr πρόθεση, οι 13 τιτάνιο αλουμίνιο βανάδιο, 6 ανοξειδωτο χάλυβα και ένας υβρίδιο Ti-Co-Cr. Οι αναλύσεις απέδειξαν στατιστικά σημαντική 5πενταπλάσια αύξηση σε ανευπλοειδία στους ασθενείς με

τιτάνιο, ενώ αντίθετα ανέδειξαν 2.5 φορές αύξηση σε ανευπλοειδία και 3.5 φορές αύξηση σε μεταλλάξεις σε ασθενείς με Co-Cr.

Υπάρχει προκαταρκτική μελέτη όπου υπάρχουν ενδείξεις για αυξημένη συχνότητα χρωμοσωμιακών μεταλλάξεων σε δείγματα μυελού των οστών που γειτνιάζει με την πρόθεση (πχ μηριαίο) σε σχέση με μυελό από το λαγόνιο, αλλά δεν είναι ξεκάθαρο αν μελετήθηκαν μόνο ασθενείς που υπεβλήθησαν σε μέταλλο με μέταλλο. [39]

Ο Dunstan [76] δημοσίευσε αποτελέσματα όπου ο αριθμός των χρωμοσωμιακών αλλαγών ήταν μεγαλύτερος σε ασθενείς με αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο, σε σχέση με την ομάδα ελέγχου, αλλά παρατηρεί πως τα αποτελέσματα χρήζουν επιπλέον διερεύνησης.

Αντίστοιχα αποτελέσματα δημοσιεύουν οι Ladon [133] Davies [56,57] και Daley [54].

Το 2006 μετά από συνεδρίαση της Committee on Mutagenicity of Chemicals in food, consumer products and environment, η οποία μελέτησε την υπάρχουσα ως τότε βιβλιογραφία αναδείχτηκαν τα εξής συμπεράσματα:

1. υπάρχουν ισχυρές ενδείξεις για συσχέτιση διεπιφανειών κοβαλτίου χρωμίου και εμφάνισης γενετικής τοξικότητας
2. η αυξημένη γενετική τοξικότητα που παρατηρήθηκε σε ασθενείς με διεπιφάνεια κοβαλτίου χρωμίου, δημιούργησε το ερώτημα του δυνητικού κινδύνου καρκινογένεσης. Δεν στάθηκε δυνατό όμως να αποδειχτεί ποια μέταλλα μπορεί να ευθύνονται για την παρατηρούμενη τοξικότητα
3. υπάρχουν λίγες ενδείξεις για να διερευνηθεί η πιθανή συσχέτιση ανάμεσα στα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου και πιθανή γενετική μεταλλαγή.
4. τέλος δεν υπάρχουν πειστικές ενδείξεις για τη δράση των μεταλλικών ρινισμάτων σε σχέση με πιθανή aneugenicity or clastogenicity

Κεφάλαιο 8

Εναλλακτικές επιφάνειες τριβής

8.1 Γενικά

Η μεγάλη πλειοψηφία των χρησιμοποιούμενων ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου χρησιμοποιεί κεφαλή από κράμα CoCr και κοτυλιαία πρόθεση από πολυαιθυλένιο που έχει αποστειρωθεί με ακτινοβολία γ 2.5-4 Mrads. Καθώς ο συνδυασμός αυτός έχει ενοχοποιηθεί για υψηλό ρυθμό φθοράς που φτάνει τα 0.1 – 0.2 mm ανά έτος, άλλες εναλλακτικές επιφάνειες τριβής έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς στην προσπάθεια ελαχιστοποίησης της φθοράς αυτής. Δεν πρέπει να ξεχνά κανείς όμως πως για το μεγάλο αυτό ρυθμό φθοράς μπορεί να ενοχοποιείται τόσο η παρατεταμένη αποθήκευση έως την τοποθέτησή τους, των εμφυτευμάτων πολυαιθυλενίου που μειώνει σημαντικά τις ιδιότητές του, η οξειδωση του πολυαιθυλενίου κατά τη διάρκεια αποστείρωσής του αλλά και η ύπαρξη πιθανά τρίτου σώματος (ρινίσματα τσιμέντου) που μπορεί να αυξήσει μεγάλως το ρυθμό φθοράς. Έτσι ο ρυθμός φθοράς ενός πρόσφατα αποστειρωμένου πολυαιθυλενίου αναμένεται από τριβολογικές μελέτες να είναι πολύ μικρότερος, της τάξης των 0.05 mm ανά έτος.

Οι εναλλακτικές επιφάνειες που μπορεί να χρησιμοποιηθούν αφορούν είτε την αντικατάσταση του πολυαιθυλενίου και χρήση σκληρών επιφανειών τριβής, όπως μέταλλο με μέταλλο ή κεραμικό με κεραμικό είτε την αλλαγή στον τρόπο επεξεργασίας του πολυαιθυλενίου με σκοπό τη μείωση της οξειδωσής του και αύξηση των μηχανικών του ιδιοτήτων.

8.2 Κεραμικές επιφάνειες

8.2.1 Ιδιότητες κεραμικών

Η διαδικασία παραγωγής των κεραμικών υλικών που χρησιμοποιούνται σαν εμφυτεύματα περιλαμβάνει αρκετά βήματα. Η μορφοποίηση περιλαμβάνει κυρίως δύο φάσεις παραγωγής: πρώτα από σκόνη κεραμικού με μεγάλη καθαρότητα, η οποία δέχεται υψηλή πίεση 2000 bar

και μορφοποιείται σε ένα στερεό το οποίο κατεργάζεται στο επιθυμητό σχήμα και σε δεύτερη φάση ψήνεται (πυροσυσσωμάτωση) σε θερμοκρασία 1400 – 1600° C για να αναπτυχθούν κόκκοι που αποτελούν τη δομή του υλικού και να δημιουργήσουν ένα ενιαίο υλικό. Μετά το ψήσιμο πρέπει να κρυώσει βαθμιαία, ώστε να μη δημιουργηθούν ρωγμές από την ανισοτροπική συρρίκνωση των κόκκων και να μην παραμείνουν τάσεις μέσα στη δομή του υλικού. Το υλικό αποκτά τις τελικές του διαστάσεις με λείανση και γυάλισμα από διαμαντένια εργαλεία λόγω της μεγάλης του τραχύτητας. Μετά το γυάλισμα η τραχύτητα της επιφάνειας μπορεί να φτάσει τα 0.01 μm .

Τα κεραμικά είναι ψαθυρά πολυκρυσταλλικά υλικά. Μειώνοντας το μέγεθος των κόκκων αυξάνεται η αντοχή τους στη θραύση. Η υψηλή τους σκληρότητα και η ικανότητα διαβροχής σε σχέση με τα μέταλλα βελτιώνει τις τριβολογικές τους ιδιότητες.

8.2.2 Ιστορική αναδρομή

Η εφαρμογή των κεραμικών υλικών στην αρθροπλαστική του ισχίου αρχίζει στη δεκαετία του 1970. Ο Pierre Boutin, [22,23] από τη Γαλλία πρώτος αναφέρει κλινικά αποτελέσματα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου κεραμικό με κεραμικό το 1971 και το 1972. Ο Shikata το 1977, στην Ιαπωνία εισάγει τη θεωρία της χρήσης κεφαλών από αλουμίνια και κοτυλιαία πρόθεση από πολυαιθυλένιο [215].

Οι πρώτης γενιάς αρθροπλαστικές χρησιμοποιούσαν μονολιθική κοτυλιαία πρόθεση από αλουμίνια (Al_2O_3), η οποία αρθρωνόταν με κεφαλή από αλουμίνια επίσης η οποία προσαρμοζόταν σε μεταλλικό στυλεό. Τόσο οι προθέσεις του Sedel από τη Γαλλία, όσο και του Mittelmeier από τη Γερμανία χρησιμοποιούσαν το συνδυασμό αυτό των προστριβομένων επιφανειών. Οι πρώτες αυτές αρθροπλαστικές χρησιμοποιούσαν κοχλιωτές κοτύλες οι οποίες αρχικά τοποθετούνταν χωρίς τσιμέντο.

Έως το 1977, η κεφαλή από αλουμίνια στερεωνόταν στο μηριαίο στυλεό είτε με κόλα ρητίνης, είτε βιδωνόταν σ' αυτόν. Όμως αυτός ο τρόπος

στερέωσης οδηγούσε σε πολύ υψηλά ποσοστά διαχωρισμού της κεφαλής από το στυλεό. [21]

Αν και σχεδιάστηκαν πολλοί τύποι εμφυτευμάτων στην Ευρώπη τη δεκαετία του 1970 και 1980, μόνο η πρόθεση του Mittelmeier ("Autophor") έτυχε αποδοχής στις ΗΠΑ τη δεκαετία του 1980 [160]. Η μονολιθική κοτυλιαία πρόθεση από αλουμίνια, συμπεριλαμβανομένης και αυτής του Mittelmeier ["Autophor"] συνδυάστηκε με υψηλά ποσοστά χαλάρωσης [144,236]. Καθώς είναι βιοαδρανές υλικό είναι δύσκολο να επιτευχθεί μακροχρόνια σταθεροποίηση όταν χρησιμοποιείται χωρίς οστικό τσιμέντο. Η μετανάστευση και η μετατόπιση της μονολιθικής κοτυλιαίας πρόθεσης από αλουμίνια μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές όπως η αυξημένη φθορά, η χαλάρωση της προθέσεως και η πρόσκρουση [254]. Ένα άλλο σημαντικό πρόβλημα των προθέσεων αυτών είναι η θραύση καθώς τα κεραμικά είναι υλικά ψαθυρά [236].

Όμως παρατηρήθηκε πως οι προθέσεις αυτές, όταν επιβίωναν, επεδείκνυαν πολύ χαμηλό ρυθμό φθοράς. Η γραμμική φθορά μετρήθηκε από 3-9 $\mu\text{m}/\text{έτος}$ ενώ η ογκομετρική φθορά 1-5 $\text{mm}/\text{έτος}$ [16]

8.2.3 Αλουμίνια με πολυαιθυλένιο

Καθώς ο συνδυασμός αλουμίνια/πολυαιθυλένιο άρχισε να εφαρμόζεται μια δεκαετία αργότερα από το συνδυασμό αλουμίνια/αλουμίνια λίγες μακροχρόνιες αναφορές υπάρχουν. Ο Sugano [228] και οι συνεργάτες του ανέφεραν, σε μια σειρά από 57 αρθροπλαστικές ισχίου αλουμίνια/πολυαιθυλένιο σε 50 ασθενείς που τοποθετήθηκαν από το 1981-1984, ρυθμό φθοράς 0.1 $\text{mm}/\text{έτος}$, 11 χρόνια μετά την τοποθέτησή τους, ενώ αντίστοιχο ρυθμό φθοράς (0.1 $\text{mm}/\text{έτος}$) αναφέρεται και με τη χρήση κεφαλής από ζirkόνιο [48]. Ο ρυθμός αυτός είναι αντίστοιχος με το ρυθμό φθοράς που αναπτύσσεται όταν η κεφαλή είναι κατασκευασμένη από κράμα CoCr. Παρόμοια αποτελέσματα εξάγονται και από άλλες μελέτες [233,266].

Αν και ανασκοπικές, οι μελέτες στη βιβλιογραφία δεν αποδεικνύουν την ανωτερότητα της κεραμικής κεφαλής σε σχέση με την μεταλλική όταν αυτή χρησιμοποιείται με κοτυλιαία πρόθεση από πολυαιθυλένιο [257]. Πρόσφατα, ο Urban [237], δημοσίευσε μελέτη 63 αρθροπλαστικών οι οποίες εμφανίζουν επιβίωση στα 20 χρόνια 79% ενώ ο ρυθμός φθοράς αναφέρεται να είναι 0.034 mm/ έτος.

8.2.4 Ζirkόνιο με πολυαιθυλένιο

Οι κεφαλές από ζirkόνιο άρχισαν να χρησιμοποιούνται από το 1985 με σκοπό να μειώσουν τον κίνδυνο θραύσης που εμφανίζουν οι κεφαλές από αλουμίνια, αφενός λόγω των καλύτερων μηχανικών ιδιοτήτων που εμφανίζει, αφετέρου λόγω της δυνατότητας κατασκευής κεφαλών μικρότερης διαμέτρου [22 ή 26 mm).

Παρά τα θεωρητικά πλεονεκτήματα, τα αποτελέσματα που δημοσιεύτηκαν δεν ήταν πάντα ενθαρρυντικά.

Ο Hummer [111] ανέφερε δύο περιστατικά με θραύσεις κεφαλών. Ο Norton [175] δημοσίευσε τα αποτελέσματα 29 αρθροπλαστικών όπου χρησιμοποίησε κεφαλές από ζirkόνιο και πολυαιθυλένιο τύπου Hylamer. Το ποσοστό χαλάρωσης ήταν αρκετό υψηλό 67.6% στα 5 χρόνια. Ο Wroblewski [257] σε μια σειρά 71 αρθροπλαστικών αν και δεν αναθεώρησε καμία, παρατήρησε ρυθμό φθοράς 0.22 mm/ έτος και σταμάτησε να χρησιμοποιεί το συνδυασμό αυτό. Ο Allain [3] αναφέρθηκε σε 100 αρθροπλαστικές όπου χρησιμοποίησε κεφαλές ζirkονίου 28mm, παρατήρησε 13% χαλάρωση στην κοτύλη και 2.5% χαλάρωση στο μηριαίο, 6 χρόνια αργότερα. Ο ρυθμός επιβίωσης υπολογίστηκε στα 8 χρόνια να είναι 63%. Ο Kim [124] σε 70 ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε αμφοτερόπλευρη ολική αρθροπλαστική σε ένα χρόνο, με συνδυασμό ζirkόνιο/πολυαιθυλένιο στο ένα ισχίο και μέταλλο/πολυαιθυλένιο στο άλλο, δεν παρατήρησε διαφορά στο ρυθμό φθοράς του πολυαιθυλενίου 6.4 χρόνια αργότερα, αν και η τάση τα τρία πρώτα χρόνια ήταν για μεγαλύτερη φθορά στο συνδυασμό ζirkόνιο/πολυαιθυλένιο

8.2.5 Αλουμίνα με αλουμίνα

Η χρήση επιφανειών τριβής από αλουμίνα αποδείχτηκε στην κλινική πράξη ως αξιόπιστη εναλλακτική λύση, ιδίως σε νέους και δραστήριους ασθενείς [209,210]. Οι μελέτες του Bohler [17,18,19] επιβεβαιώνουν τα αποτελέσματα άλλων ερευνητών δείχνοντας πολύ μικρό ρυθμό γραμμικής φθοράς και μικρή συγκέντρωση σωματιδίων στους περιπροθετικούς ιστούς. Τριβολογικές και ιστολογικές μελέτες [19, 165] έχουν αποδείξει την ανωτερότητα της αλουμίνας όσο αφορά την αντοχή σε φθορά, τη βιοσυμβατότητα και τη μείωση της τοπικής κυτταρικής αντίδρασης στα σωματίδια φθοράς σε σχέση με άλλες εναλλακτικές επιφάνειες τριβής. Ο Bohler [19] και οι συνεργάτες του βρήκαν γραμμική φθορά σε καλά τοποθετημένες και σωστά κατασκευασμένες προθέσεις της τάξης του 3.9 μm / έτος. Φθορά που αγγίζει τα 6.5 μm / έτος βρέθηκε σε περιπτώσεις προστριβής του αυχένα κακού σχεδιασμού και κατασκευής ή τοποθέτησης των προθέσεων [244].

Ο Moshida [165] δημοσίευσε μελέτη αναφερόμενος σε 12 αρθροπλαστικές οι οποίες αφαιρέθηκαν λόγω χαλάρωσης ενός ή και των δύο εμφυτευμάτων και συμπεριλάμβαναν τέσσερις προθέσεις παλιού τύπου και δύο από έναν ασθενή ο οποίος πέθανε από μυέλωμα και οι οποίες ήταν σταθερές. Μέτρησε τη φθορά με τη μέθοδο ελαχίστου τετραγώνου κύκλου και τη βρήκε να είναι 24.3 μm / έτος κατά μέσο όρο. Επίσης μέτρησε το μέγεθος των σωματιδίων αλουμίνας το οποίο ήταν κατά μέσο όρο 0.39 μm , παραμένοντας σε όρια που είναι γνωστό ότι δεν προκαλούν κυτταρική αντίδραση.

Τα σωματίδια της αλουμίνας που μπορεί να βρεθούν στους περιπροθετικούς ιστούς δεν διαλύονται και φαγοκυτώνονται από τα μακροφάγα ευκολότερα από τα σωματίδια πολυαιθυλενίου. Η χημειοτακτική αντίδραση των μακροφάγων αυτών φαίνεται να είναι καλοήγη. Η απελευθέρωση TNF- α και PGE₂ βρέθηκε να είναι πολύ μικρότερη σε σχέση μ' αυτή που απελευθερώνεται στην περίπτωση του πολυαιθυλενίου [208]. Από ανοσοιστοχημικές μελέτες [17] βρέθηκε πως

στην περίπτωση της αλουμίνας δεν υπάρχει λεμφοκυταρική αντίδραση κάτι που σημαίνει πως η αλουμίνη δεν προκαλεί τοπικές ή συστηματικές αλλεργικές αντιδράσεις

Τα εμφυτεύματα κεραμικό με κεραμικό απαιτούν σωστή τοποθέτηση καθώς συχνά εμφανίζεται πρόσκρουση αυχένα – κοτύλης. Γωνίες κλίσης κυπελλίου κάτω από 35° ή πάνω 45° σε συνδυασμό με πολύ βλαισούς στυλεούς (πάνω από 140°) έχουν την τάση να προσκρούουν προκαλώντας θραύση του κεραμικού ενθέτου [195] ή αυξημένη φθορά εξαιτίας της αυξημένης φορτίσεως [244].

8.2.6 Ζιρκόνιο με ζιρκόνιο

Το ζιρκόνιο θεωρήθηκε ότι θα μπορούσε να λύσει το πρόβλημα της θραύσης . είναι ισχυρότερο από την αλουμίνη και απέδειξε καλύτερα αποτελέσματα στο εργαστήριο [34]. Όμως είναι διαθέσιμο σε δύο μορφές-σταθεροποιούμενο με ύτριο ή μαγνησία. Το ζιρκόνιο με ύτριο μπορεί να υποστεί μετασχηματισμό φάσης σε υψηλές θερμοκρασίες και γι' αυτό δεν μπορεί να αποστειρωθεί σε κλίβανο. Στο γεγονός αυτό μπορεί να αποδοθεί η αυξημένη φθορά και η αποτυχία του ζιρκονίου σε κάποιες κλινικές μελέτες [104]. Μετασχηματισμός φάσης μπορεί να συμβεί και σε συνθήκες *in vivo*.

8.3 Νέες μορφές πολυαιθυλενίου

Τα ρινίσματα του πολυαιθυλενίου, τα οποία προκαλούν περιπροθετική οστεόλυση και τελικά χαλάρωση της αρθροπλαστικής του ισχίου, προκαλούνται κυρίως από τη φθορά του (απόξεση, πρόσφυση) [132]. Οι πρώτες προσπάθειες βελτίωσης του πολυαιθυλενίου (πολυαιθυλένιο ενισχυμένο με ίνες άνθρακα, Hylamer) δεν είχαν τα αναμενόμενα αποτελέσματα καθώς υπήρχαν τα ίδια ή χειρότερα αποτελέσματα [47].

Το πολυαιθυλένιο με διασταυρούμενους δεσμούς έχει αποδειχθεί τόσο σε μελέτες *in vivo* [177, 259] όσο και *in vitro* [159, 168, 169, 170] ότι εμφανίζει πολύ καλύτερες τριβολογικές ιδιότητες, καθώς αυξάνεται η αντοχή του στη

φθορά. (Strongly cross-linked UHMWPE). Οι διασταυρούμενοι δεσμοί σχηματίζονται δημιουργώντας ελεύθερες ρίζες κατά μήκος των αλυσίδων του πολυαιθυλενίου. Οι ελεύθερες ρίζες συνδέονται μεταξύ τους, σχηματίζοντας ομοιοπολικούς δεσμούς μεταξύ των ατόμων του άνθρακα, οι οποίοι ονομάζονται διασταυρούμενοι δεσμοί. Ο σχηματισμός των ελεύθερων ριζών γίνεται υπό την επίδραση υψηλής δόσης ακτινοβολίας γ(50–105 kilogray (kGy,)), που είναι αρκετά υψηλότερη από τη δόση που χρησιμοποιείται στο συμβατικό πολυαιθυλένιο(25-40 kGy), δέσμης ηλεκτρονίων ή υπεροξειδίων. Στη συνέχεια το πολυαιθυλένιο υφίσταται θερμική κατεργασία , ώστε να απελευθερωθούν τυχόν ελεύθερες ρίζες που δεν σχημάτισαν ομοιοπολικούς δεσμούς, καθώς υπάρχει δυνητικός κίνδυνος, συνένωσης των μορίων αυτών με μόρια οξυγόνου, προκαλώντας οξείδωση, που μειώνει τις μηχανικές ιδιότητες του πολυαιθυλενίου [132].

Η θερμική κατεργασία περιλαμβάνει τη διαδικασία της επανάτηξης και της απόπτωσης. Η επανάτηξη η οποία συμβαίνει σε θερμοκρασία μεγαλύτερη της θερμοκρασίας τήξης, κάνει τα μόρια του πολυαιθυλενίου πιο ευκίνητα και αυξάνει την πιθανότητα οι ελεύθερες ρίζες να ενωθούν μεταξύ τους σχηματίζοντας διασταυρούμενους δεσμούς. Μειονέκτημα της μεθόδου είναι η μείωση του μεγέθους των κρυστάλλων και η μείωση της αντοχής του υλικού. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με τη μέθοδο της απόπτωσης, κάτω από τη θερμοκρασία τήξης (πχ 130°-150°), διατηρώντας την κρυσταλλική φύση του πολυαιθυλενίου. Έτσι, επιτυγχάνεται βελτίωση της αντοχής του πολυαιθυλενίου ιδίως στην πλαστική παραμόρφωση. Ο Oonishi μελέτησε 28 ολικές αρθροπλαστικές ισχίου με κεφαλή 28mm από κοβάλτιο χρώμιο και κοτυλαία πρόθεση από πολυαιθυλένιο με διασταυρούμενους δεσμούς το οποίο έχει ακτινοβοληθεί με 100 Mrads, και τις συνέκρινε με δέκα οι οποίες είχαν συμβατικό πολυαιθυλένιο 17.3 χρόνια (6-23) μετεγχειρητικά. Παράτησε μείωση της τάξης του 79% της γραμμικής φθοράς στο πολυαιθυλένιο με διασταυρούμενους δεσμούς (0.06 mm σε σχέση με 0.29 mm) [177] . Ο Wroblewski [257] εξέτασε 19

ισχία τύπου Charnley με κεραμική κεφαλή 22 mm με μέσο όρο παρακολουθήσεως 8.3 χρόνια. Παρατήρησε πολύ μικρή φθορά 0.022 χιλ./έτος-0.07 mm./έτος, αφήνοντας όμως ερωτηματικό για το αν ο χαμηλός αυτός ρυθμός οφείλεται στο πολυαιθυλένιο ή στην κεραμική κεφαλή.

Επιγραμματικά, θα μπορούσε να συνοψίσει κανείς λέγοντας πως θεωρητικά πλεονεκτήματα του πολυαιθυλενίου με διασταυρούμενους δεσμούς αποτελούν ο μειωμένος ρυθμός φθοράς που εμφανίζουν και η αντοχή του στην οξείδωση, σε σχέση με το συμβατικό πολυαιθυλένιο ενώ σαν μειονεκτήματα, την απουσία μακροχρόνιας παρακολουθήσεως, καθώς αυτό χρησιμοποιείται από το 1988, και την αμφισβητήσιμη βιολογική του δράση. Τόσο το σχήμα, όσο και το μέγεθος και η βιολογική του συμπεριφορά, δεν φαίνεται να διαφέρει από αυτή του συμβατικού πολυαιθυλενίου.

Κεφάλαιο 9

Η χρήση της κοχλιωτής κοτύλης στην αρθροπλαστική του ισχίου

9.1. Γενικά

Η αρχική συγκράτηση της κοτυλιαίας πρόθεσης χωρίς τσιμέντο βασίζεται είτε στην ενσφήνωση του μεταλλικού κελύφους της προθέσεως στο κατάλληλα διαμορφωμένο οστικό υπόστρωμα της κοτύλης (Press-fit ημισφαιρικές κοτύλες) και η οποία μπορεί να υποβοηθείται από την τοποθέτηση κοχλιών για την καλύτερη συγκράτηση, είτε στην ύπαρξη σπειράματος στην κοτυλιαία πρόθεση το οποίο βιδώνει απευθείας στο οστικό υπόστρωμα (κοχλιωτές κοτύλες). Η τελική σταθερότητα της κοτυλιαίας πρόθεσης όμως οφείλεται στη βιολογική συγκράτηση στην ανάπτυξη δηλαδή οστίτη ιστού τόσο στην επιφάνεια (bone ongrowth) όσο και στους πόρους της επιφάνειας της προθέσεως (bone ingrowth). Τα κοτυλιαία εμφυτεύματα τα οποία τοποθετούνται χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου μπορεί να ταξινομηθούν στα πορώδη (bone ingrowth) τα οποία κατασκευάζονται είτε με επικόλληση μικρών μεταλλικών σφαιριδίων ή με επικόλληση λεπτών συρματιδίων, σ' αυτά που κατασκευάζονται με αμμοβολή και έχουν τραχεία επιφάνεια, τα εμφυτεύματα με επικάλυψη από υδροξυαπατίτη (bone ongrowth) και στα κοχλιωτά που βασίζονται στη μεγιστοποίηση της επιφάνειας επαφής (bone ongrowth) [85].

Όταν άρχισαν να χρησιμοποιούνται οι κοχλιωτές κοτύλες εμφάνιζαν το θεωρητικό πλεονέκτημα της άμεσης συγκράτησης στην κοτύλη αλλά τα εμφυτεύματα αυτά συνδυάστηκαν με απογοητευτικά κλινικά αποτελέσματα. [60, 61,62,63, 260] Υπάρχουν τέσσερις κατηγορίες κοχλιωτών εμφυτευμάτων: οι κοχλιωτές κοτύλες διπλού κώνου με επίπεδο πυθμένα, οι κωνικές με επίπεδο πυθμένα, οι κωνικές με κυλινδρικό πυθμένα και οι ελλειψοειδείς. Το σπείράματά τους μπορεί αν είναι κωνικό, κυλινδρικό ή επίπεδο.

9.2 Κοχλιωτές κοτύλες 1^{ης} γενιάς

Οι πρώτης γενιάς κοχλιωτές κοτύλες άρχισαν να χρησιμοποιούνται τη δεκαετία του 1970. Ήταν κωνικές ή κυλινδρικές με λεία επιφάνεια, άρα η σταθερότητά τους εξαρτιόταν μόνο από την αρχική συγκράτηση στο χειρουργείο [60], κατασκευασμένες από πολυαιθυλένιο ή κεραμικό και συνδυάστηκαν με υψηλά ποσοστά μετανάστευσης, χαλάρωσης και αναθεώρησης. Η πρώτη αποδεκτή κοχλιωτή πρόθεση κατασκευάστηκε από τον Mittelmeier στις αρχές της δεκαετίας του 1970, ήταν κωνική αρχικά κατασκευασμένη από μέταλλο και στη συνέχεια από κεραμικό. Το 1976 ο Lord, άρχισε να χρησιμοποιεί μια ελλειψοειδή κωνική κοχλιωτή κοτύλη ή οποία αρχικά ήταν μεταλλική με πορώδη επιφάνεια και αργότερα λεία η οποία δεχόταν ένθετο πολυαιθυλένιο. (εικόνα 33)



Mittelmeier (Smith & Nephew)



Lord (Howmedica Staines, UK)

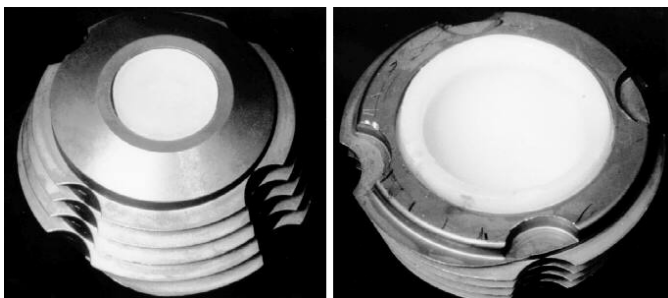
Εικόνα 33

Άλλες κοχλιωτές κοτύλες που κατασκευάστηκαν ήταν η Weill (Protek AG Berne, Switzerland), η Mecring (Mecron Med Produkte GmbH, Berlin, Germany), η T-TAP (Biomet, Warsaw, IN) και η Waldemar Link, (Norderstedt, Germany)

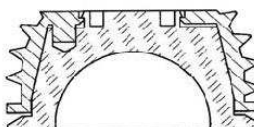


Εικόνα 34

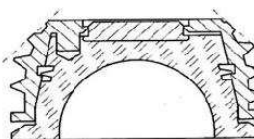
Weill, Protek AG, Berne, Switzerland



Mecring , Mecron Med Produkte GmbH, Berlin, Germany



Link V-type acetabular cup: photography and construction plan



Modified Link V-type acetabular cup „Bad Bramstedt“: photography and construction plan

Waldemar Link,Norderstedt,Germany)

Εικόνα 34

9.2.1 Κλινικά αποτελέσματα

Ενδεικτικά από τη βιβλιογραφία θα μπορούσε να δει κανείς άλλοτε άλλα αποτελέσματα από τη χρήση της κοχλιωτής κοτύλης 1^{ης} γενιάς.

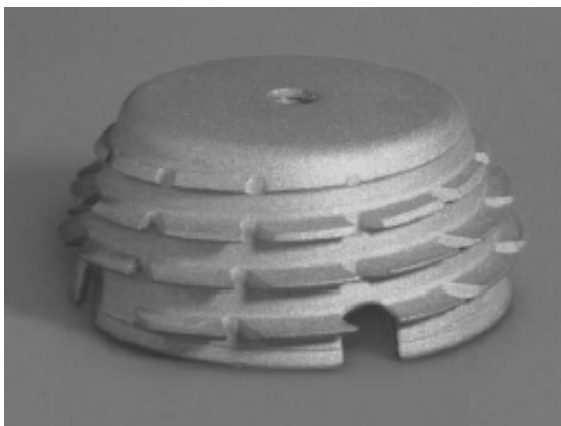
Ο Kubo αναφερόμενος στη χρήση της Lord 45% επιβίωση 10 χρόνια [131] αργότερα ενώ ο Malchau επιβίωση 65% 8 χρόνια αργότερα [146]. Για την Mecring αναφέρεται επιβίωση 64% 11 χρόνια μετεγχειρητικά, για την Weill 76.2 % στα 9 χρόνια, για την T-TAP 65% επιβίωση 9 χρόνια αργότερα [142].

Τέλος πολύ φτωχά θα μπορούσαν να χαρακτηριστούν τα αποτελέσματα Snorrason με ποσοστό επιβίωσης για την Mittelmeier 65% στα 3.3 χρόνια [222].

9.3 Κοχλιωτές κοτύλες 2^{ης} γενιάς

Οι δεύτερης γενιάς κοχλιωτές κοτύλες άρχιζαν να εφαρμόζονται στα τέλη της δεκαετίας του 1980. Στην προσπάθεια για βελτίωση της μακροχρόνιας σταθερότητας έγιναν προσπάθειες επεξεργασίας και βελτίωσης της επιφάνειάς τους. Έτσι από τις λείες επιφάνειες περνάμε στις τραχείες που έχουν επεξεργαστεί με αμμοβολή, στις μικροπορώδεις και στις επιφάνειες με υδροξυαπατίτη. Σκοπός αυτών των εμφυτευμάτων ήταν η αρχική σταθερότητα που προσέφερε η κοχλιωτή κοτύλη με την μεγιστοποίηση της επιφάνειας επαφής και η δευτερογενής σταθερότητα που προσφέρουν οι επεξεργασμένες και βελτιωμένες επιφάνειες.

Χαρακτηριστικά παραδείγματα κοχλιωτής κοτύλης 2^{ης} γενιάς είναι η κοτύλη του Zweymuller, η Landos, η Omnifit και η Hoffer-Imhof (Lubrimet)



Zweymuller



Landis



Hoffer-Imhof - Lubriment



Omnifit

Εικόνα 35

9.3.1 Κλινικά αποτελέσματα

Ανασκοπώντας κανείς τη βιβλιογραφία θα έβλεπε τη σαφή βελτίωση των αποτελεσμάτων με τη χρήση της κοχλιωτής κοτύλης 2^{ης} γενιάς. Έτσι για την Landos, αναφέρεται ποσοστό επιβίωσης 93%, 9 χρόνια μετά την επέμβαση [149], για την Omnifit αναφέρεται επιβίωση 98% 10 χρόνια μετεγχειρητικά [85, 100,145] ενώ για την Hoffer-Imhof αντίστοιχο ποσοστό 8 χρόνια αργότερα. [77]. Τέλος για την κοχλιωτή κοτύλη του Zweymuller,

το ποσοστό επιβίωσης ποικίλλει από 93- 99% από 7 έως 11 χρόνια μετεγχειρητικά. [62,64,103, 127]

9.4 Η κοχλιωτή κοτύλη τύπου Zweymuller στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου

Βασιζόμενος στη θεωρία της βιολογικής συγκράτησης των μηριαίων στυλεών χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου, στις αρχές της δεκαετίας του 1980, ο Zweymuller, άρχισε να χρησιμοποιεί μια κωνική κοχλιωτή πρόθεση από πολυαιθυλένιο. Χρησιμοποίησε το πολυαιθυλένιο βασιζόμενος στη θεωρία της εποχής πως το πολυαιθυλένιο είναι ισοελαστικό υλικό. Αν και τα πρώιμα αποτελέσματα ήταν καλά, παρατηρήθηκαν οστεολυτικές περιοχές όχι μόνο γύρω από την πρόθεση της κοτύλης αλλά και γύρω από την περιοχή του μηριαίου στυλεού. Η οστεόλυση αυτή ήταν αποτέλεσμα του ινώδους ιστού που δημιουργήθηκε από τα σωματίδια του πολυαιθυλενίου που δημιουργήθηκαν στη διεπιφάνεια επαφής κυπέλιου – οστού. Έτσι η μέθοδος αυτή εγκαταλείφθηκε καθώς η σταθεροποίηση του πολυαιθυλενίου στο οστό ήταν αδύνατη.

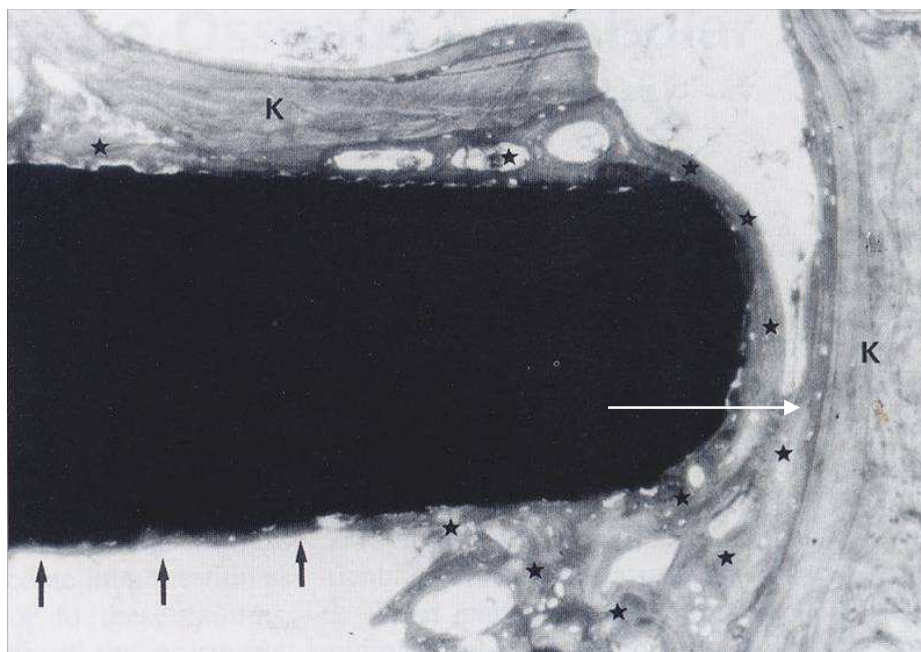
9.4.1 1^η γενιά

Από το 1985, άρχισε να χρησιμοποιείται ένα αυτοκόπτων κωνικό κοχλιωτό κυπέλιο, κατασκευασμένο από καθαρό τιτάνιο και επίπεδο κλειστό θόλο. Η μέση επιφανειακή του τραχύτητα ήταν Ra 3-5 μ, έχοντας υποστεί επεξεργασία με αμμοβολή μικροσωματιδίων κορουνδίου. Το κωνικό σχήμα της προηγούμενης πρόθεσης από πολυαιθυλένιο διατηρήθηκε, καθώς παρουσίαζε πλεονεκτήματα σε σχέση με τα ημισφαιρικά εμφυτεύματα, όσο αφορά τη σταθερότητα στη μετατόπιση και τη δυνατότητα τοποθέτησης με προένταση. Έτσι η χρήση επικουρικών κοχλιών για τη σταθεροποίηση δεν ήταν απαραίτητη. Θεωρητικά μειονεκτήματα της προθέσεως αποτελούν η μεγαλύτερη απώλεια οστού

που προκαλείται για την παρασκευή της κοτύλης σε σχέση με τα ημισφαιρικά εμφυτεύματα και η σχετικά μικρή δυνατότητα κοπής των σπειραμάτων της πρόθεσης, κάτι που θα μπορούσε να μην επιτρέψει την πλήρη τοποθέτηση του κυπελίου στην κοτύλη.

9.4.2 2^η γενιά

Έτσι το 1990, δημιουργήθηκε η κοχλιωτή κοτύλη 2^{ης} γενιάς, η οποία είχε σχήμα διπλού κώνου, επιτρέποντας την καλύτερη τοποθέτηση της πρόθεσης στην κοτύλη, μειώνοντας την οστική απώλεια κατά την παρασκευή της. Το σχήμα διπλού κώνου ομοιάζει περισσότερο με τη φυσιολογική κοτύλη. Το σχήμα των σπειραμάτων έγινε λεπτότερο βελτιώνοντας την ικανότητα κοπής τους και οξύ με πλατιά βάση ώστε να επιτρέπουν καλύτερη συγκράτηση, αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής οστού-προθέσεως. Τα οστικά τρίματα που δημιουργούνται καθώς η κοτύλη βιδώνεται περιέχουν κύτταρα, ασβέστιο, και πρωτεΐνες τα οποία ενεργοποιούν το σχηματισμό νέου οστίτη ιστού (cutting-grinding effect) [140]. (εικόνα 36)



Εικόνα 36

Ο επίπεδος θόλος της πρόθεσης είχε δύο ανοίγματα, που επέτρεπαν τον έλεγχο της σωστής τοποθέτησης της πρόθεσης στον πυθμένα της κοτύλης. Τέλος το ένθετο πολυαιθυλένιο είχε επικάλυψη με τιτάνιο στην κορυφή του, για να αποφεύγεται η επαφή πολυαιθυλενίου – οστού.

9.4.3 3^η γενιά

Ένα χρόνο αργότερα, η κοχλιωτή πρόθεση βελτιώθηκε, έχοντας τρία ανοίγματα, τα οποία επιτρέπουν τον καλύτερο έλεγχο της τοποθέτησης της πρόθεσης στην κοτύλη, την τοποθέτηση μοσχευμάτων από αυτά όταν κρίνεται απαραίτητο. Η καινοτομία που δημιουργήθηκε είναι πως τα ανοίγματα αυτά κλείνουν με ένα ειδικό μηχανήμα, αποφεύγοντας τελείως την επαφή πολυαιθυλενίου οστού, αποτρέποντας έτσι την αναγκαιότητα επικάλυψης του ένθετου πολυαιθυλενίου από τιτάνιο. (εικόνα 37)



1ης γενιάς - 1985



2ης γενιάς - 1990



3ης γενιάς - 1993

Εικόνα 37

Η κοτυλιαία πρόθεση δέχεται ένθετο είτε από πολυαιθυλένιο, ή πολυαιθυλένιο με ενσωματωμένη μεταλλική αρθρούμενη επιφάνεια από κράμα μετάλλου CoCrMo ή πολυαιθυλένιο με ενσωματωμένη κεραμική αρθρούμενη επιφάνεια. Το ένθετο μπορεί να έχει επιπρόσθετη κλίση 10° και μπορεί να τοποθετηθεί όταν η κλίση της κοτύλης ξεπερνά τις 50° κατά την τοποθέτησή της ή αν υπάρχει τάση για εξάρθρωμα παρά τη σωστή τοποθέτηση της πρόθεσης.

Κεφάλαιο 10

Ο μηριαίος στυλεός του Zweymuller στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου

10.1 Η χρήση μηριαίων στυλεών χωρίς τσιμέντο

Ήδη από τη δεκαετία του 1970, άρχισαν τα πρώτα προβλήματα που σχετίζονταν με την τοποθέτηση μηριαίων στυλεών με τσιμέντο. Αυτά αφορούσαν κυρίως το υψηλό ποσοστό μηχανικής χαλάρωσης και τη μεγάλη οστική απώλεια. Έτσι ξεκίνησε μια μεγάλη κλινική και εργαστηριακή έρευνα για τη βιολογική σταθεροποίηση των μηριαίων στυλεών χωρίς τσιμέντο. Η έρευνα αυτή κυρίως αφορούσε τη δυνατότητα κατασκευής εμφυτευμάτων με πορώδη επιφάνεια και τη δυνατότητα οστεοενσωμάτωσής τους. Απαραίτητες προϋποθέσεις για την οστεοενσωμάτωση είναι η πρωτογενής σταθερότητα του εμφυτεύματος και η στενή επαφή της επιφάνειας της προθέσεως με το οστό. Για να ικανοποιηθούν αυτές οι προϋποθέσεις, η κατασκευή των στυλεών πρέπει να είναι τέτοια που να ταιριάζει απόλυτα με τον αυλό του μηριαίου, αλλά και το μηριαίο πρέπει να παρασκευάζεται κατάλληλα, έτσι ώστε να ταιριάζει με το εικόνα του εμφυτεύματος.

Οι στυλεοί με πορώδη επιφάνεια διαφέρουν ανάλογα με το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένοι, το σχήμα τους, και την έκταση της πορώδους επικάλυψής τους.

Τα δύο κύρια υλικά που χρησιμοποιούνται είναι το κράμα τιτανίου – αλουμινίου – βαναδίου, με πορώδη επικάλυψη τιτανίου (επικόλληση σφαιριδίων ή συρματιδίων) και το κράμα κοβαλτίου – χρωμίου.

Το σχήμα τους μπορεί να είναι ανατομικό ή ευθύ. Οι ανατομικοί στυλεοί έχουν ένα οπίσθιο τόξο στην περιοχή της μετάφυσης και ένα πρόσθιο στην περιοχή της διάφυσης. Έτσι απαιτούνται διαφορετικοί στυλεοί για κάθε ισχίο (δεξιό ή αριστερό) ενώ οι ανατομικές παραλλαγές που μπορεί να υπάρχουν στην καμπυλότητα του μηριαίου πολλές φορές απαιτούν υπερδιεύρυνση του αυλού του μηριαίου κατά την παρασκευή του. Οι

ευθείς στυλεοί διαφέρουν ανάλογα με την εγκάρσια διατομή τους καθώς άλλοι πληρώνουν εντελώς τον αυλό του μηριαίου, άλλοι είναι κωνικοί δίνοντας μεγαλύτερη σημασία στην πλήρωση του αυλού στην εγγύς περιοχή του μηριαίου, ενώ άλλοι έχουν στρογγυλεμένο κάτω άκρο. Όλα τα είδη όμως των στυλεών στοχεύουν στην αρχική και στροφική σταθερότητα του εμφυτεύματος.

Αν και η έκταση της πορώδους επιφάνειας που απαιτείται παραμένει θέμα συζητήσιμο, οι περισσότεροι συμφωνούν πως απαιτείται πορώδης επικάλυψη του άνω τριτημυρίου του στυλεού.

Άλλος τρόπος ενεργοποίησης της βιολογικής συγκράτησης των στυλεών, είναι η επεξεργασία της επιφάνειάς τους με αμμοβολή σωματιδίων κορουνδίου, κάνοντάς την τραχεία.

Τέλος η επικάλυψη της επιφάνειας των στυλεών με υδροξυαπατίτη, χρησιμοποιώντας ψεκασμό με πλάσμα, φαίνεται ότι αποτελεί εναλλακτική μέθοδο ενεργοποίησης της βιολογικής συγκράτησης. Ο υδροξυαπατίτης έχοντας παρόμοια χημική σύσταση με την ανόργανη ουσία του οστού (60-70%) φαίνεται ότι προωθεί την οστεοενσωμάτωση της προθέσεως.

10.2 Ο μηριαίος στυλεός του Zweymuller

10.2.1 1^η γενιά

Το 1979 ο Zweymuller κατασκεύασε τον πρώτο στυλεό για τοποθέτηση χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου. Επρόκειτο για έναν ευθύ στυλεό, κωνικής διαμόρφωσης, κατασκευασμένο από ελατό κράμα $Ti - 6Al - 4V$ με εννέα σπές. Ο στυλεός είχε σφηνοειδή διαμόρφωση σε μετωπιαίο επίπεδο. Η εγκάρσια διατομή του ήταν τετράπλευρη, ενώ στο οβελιαίο επίπεδο υπήρχε στένεμα του εγγύς τμήματός του, γεγονός που μπορούσε να οδηγήσει στη μειωμένη συγκράτηση του τμήματος αυτού [264].

10.2.2 2^η γενιά SL

Το 1986, το κράμα $Ti - 6Al - 4V$, αντικαταστάθηκε από κράμα $Ti - 6Al - 7Nb$, καθώς το βανάντιο αντικαταστάθηκε από το πιο βιοσυμβατό νιόμπιο.

Στο οβελιαίο επίπεδο εγκαταλείφθηκε το στένεμα και αντικαταστάθηκε με πλήρη σφηνοειδή διαμόρφωση, επιτρέποντας έτσι την κεντρική συγκράτηση του στυλεού. Η τετράπλευρη εγκάρσια διατομή του παρέμεινε, ενώ οι εννέα οπές αντικαταστάθηκαν από τέσσερις. Ο στυλεός έγινε μακρύτερος, πιο πλατύς και πιο παχύς σε σχέση με τον προηγούμενο [185].

10.2.3 3^η γενιά (SL Plus)

Το 1992, ο στυλεός βελτιώθηκε ακόμα περισσότερο. Η επιφάνεια του κεντρικού τμήματος του στυλεού αυξήθηκε κατά 5%, βελτιώνοντας έτσι την πρωτογενή σταθερότητα. Μια άλλη αλλαγή που έγινε αφορούσε την αλλαγή των οξέων επιφανειών του κεντρικού τμήματος σε πιο οριζόντια μορφή. Μια επιπλέον οπή δημιουργήθηκε κάνοντάς τις πέντε, ενώ μια κοχλιωτή οπή στον επιμήκη άξονα του στυλεού βοηθά στην αφαίρεσή του όταν παραστεί ανάγκη. Η άκρη του στυλεού έγινε πιο στρογγυλή, μειώνοντας την τοπική συγκέντρωση φορτίων.

Ο αυχένας έχει στενή διάμετρο, που μειώνει την πρόσκρουση, και επιτρέπει μεγαλύτερο εύρος κίνησης. Δεν καλύπτει πλήρως τον ενδομυελικό αυλό, διατηρώντας την ενδομυελική αιμάτωση [265].

10.2.4 Πλεονεκτήματα του στυλεού του Zweymuller

10.2.4.1 Πρωτογενής σταθερότητα

Ο σχεδιασμός του στυλεού προσφέρει πολύ καλή αρχική σταθερότητα στον επιμήκη άξονα, λόγω της σφηνοειδούς διαμόρφωσής του και στροφική σταθερότητα με την επαφή των ακμών του στο φλοιό του οστού. Έτσι επιτρέπεται η άμεση πλήρη φόρτιση του σκέλους [112].

10.2.4.2 Δευτερογενής σταθερότητα

Λόγω της πολύ καλής αρχικής σταθερότητας, αναπτύσσονται δεσμοί ανάμεσα στην τραχεία επιφάνεια του στυλεού και το οστικό υπόστρωμα

(οστεοενσωμάτωση). Αυτό έχει αποδειχθεί σε πολλές κλινικές μελέτες όπου η επιβίωση του στυλεού αγγίζει το 100% [61, 88, 112] αλλά και σε πτωματικές μελέτες, όπου φαίνεται οστική εναπόθεση στο στυλεό [20,135,136]. Μικροκίνηση πάνω από 40μm μπορεί να οδηγήσει σε αποτυχία οστεοενσωμάτωσης και αστάθεια του στυλεού [117].

10.2.4.3 Διατήρηση οστού με την πάκτωση του σπογγώδους - Ελαχιστοποίηση του φαινομένου οστικής απορρόφησης (stress shielding)

Ο σχεδιασμός της τετράπλευρης εγκάρσιας διατομής του στυλεού είναι τέτοιος που δεν καλύπτει πλήρως τον αυλό του μηριαίου, επιτρέποντας την ενδομυελική αιμάτωση. Καθώς η τοποθέτησή του βασίζεται περισσότερο στο «ταίριασμα» του στυλεού στον αυλό, παρά στην πλήρωση του αυλού, αποφεύγεται η υπερδιεύρυνση του αυλού, που θα μπορούσε να οδηγήσει σε διεγχειρητικά κατάγματα ή τοποθέτηση στυλεών με μεγαλύτερο μέγεθος, που θα προκαλούσαν μηριαίο πόνο ή οστική απορρόφηση. Κατά την παρασκευή του αυλού το σπογγώδες οστό πακτώνεται περισσότερο παρά αφαιρείται, ενώ η διατήρηση οστού καθυστερεί την εμφάνιση του φαινομένου οστικής απορρόφησης [90]

Σε μια πρόσφατη μελέτη, ο Brodner [28] παρατηρώντας ασθενείς 5 χρόνια μετεγχειρητικά, παρατήρησε πολύ ήπια οστική απορρόφηση στο εγγύς τμήμα της προθέσεως και αύξηση της οστικής πυκνότητας στο μέσο και περιφερικό τμήμα του στυλεού.

Αν και ο στυλεός φαίνεται σε μερικές περιπτώσεις να μην εφάπτεται στο φλοιό, ιδίως στο κεντρικό του τμήμα, στην πλάγια ακτινογραφία φαίνεται να έχει στήριξη τριών σημείων). Έτσι επιτρέπεται η ομοιόμορφη κατανομή φορτίων κάτι που ελαχιστοποιεί την εμφάνιση της οστικής απορρόφησης [61,92,187].

Ειδικό μέρος

1. Εισαγωγή

Οι κύριες αιτίες αποτυχίας της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου παραμένουν η περιπροθετική οστεόλυση και η άσηπτη χαλάρωσή της. Η χαλάρωση οφείλεται στην παραγωγή σωματιδίων, από τη φθορά των προστριβομένων επιφανειών [158]. Οι επιφάνειες αυτές στην μεγάλη πλειοψηφία των ολικών αρθροπλαστικών είναι μέταλλο και πολυαιθυλένιο.

Για την ελαχιστοποίηση της φθοράς, έχουν χρησιμοποιηθεί εναλλακτικές επιφάνειες τριβής όπως ο συνδυασμός μετάλλου με μέταλλο. Ο συνδυασμός αυτός χρησιμοποιήθηκε για πολλές δεκαετίες χωρίς να τύχει ευρείας αποδοχής καθώς συνοδεύτηκε από πτωχά αποτελέσματα. Αυτά οφείλονταν στον κακό σχεδιασμό και την λανθασμένη τοποθέτηση της προθέσεως καθώς και σε περιορισμούς που έθετε η μεταλλουργική τεχνολογία. Εν τούτοις παρατηρήθηκε σημαντικά μικρότερη φθορά των αρθρούμενων επιφανειών σε σχέση με τις αρθροπλαστικές μέταλλο-πολυαιθυλένιο. Η παρατήρηση αυτή, παράλληλα με την βελτίωση των δυνατοτήτων της μεταλλουργικής τεχνολογίας, αναθέρμανε το ενδιαφέρον για την κατασκευή και χρήση νεωτέρου τύπου αρθροπλαστικών αυτού του είδους. Μία από αυτές είναι και η ολική αρθροπλαστική τύπου Zweymuller. Αποτελείται από κωνική πρόθεση που κοχλιώνεται στην οστική κοτύλη, στυλεό από κράμα τιτανίου που στερεώνεται χωρίς την χρήση οστικού τσιμέντου (press-fit) και ένθετο από πολυαιθυλένιο το οποίο εσωτερικώς φέρει μεταλλική επιφάνεια η οποία αρθρώνεται με την μεταλλική κεφαλή του στυλεού (μέταλλο με μέταλλο). Η πρόθεση αυτή χρησιμοποιείται στην Ορθοπαιδική Κλινική του Νοσοκομείου Βόλου από το 1993.

Υπάρχουν αρκετές μελέτες οι οποίες τεκμηριώνουν το χαμηλότερο ρυθμό παραγωγής σωματιδίων και την μικρότερη φθορά των επιφανειών επαφής της αρθροπλαστικής μέταλλο με μέταλλο, σε σχέση με τις αρθροπλαστικές μέταλλο με πολυαιθυλένιο [216]. Παραμένουν όμως σημαντικά ερωτήματα που δεν έχουν απαντηθεί όπως: η τοπική

αντίδραση των ιστών στα μεταλλικά σωματίδια και η πιθανή συσχέτισή της με μελλοντική χαλάρωση, η πιθανότητα υπερευαισθησίας σε κάποια από τα συστατικά των μεταλλικών κραμάτων καθώς και η πιθανότητα συστηματικής τοξικότητας. Αυτό οφείλεται στο σχετικά περιορισμένο χρονικό διάστημα χρήσης στην κλινική πράξη των ολικών αρθροπλαστικών τύπου μέταλλο με μέταλλο νεώτερης γενιάς.

Τέλος ο δυνητικός κίνδυνος καρκινογένεσης λόγω των μεταλλικών σωματιδίων απασχολεί πολλούς ερευνητές και απαιτεί μακροχρόνια πολυκεντρική συνεργασία και πολύ μεγάλο αριθμό ασθενών, για να αποκλειστεί ή να τεκμηριωθεί με ασφάλεια.

2. Σκοπός της μελέτης

Τα δημοσιευμένα κλινικά και ακτινολογικά αποτελέσματα των νεωτέρου τύπου ολικών αρthroπλαστικών μέταλλο με μέταλλο αφορούν βραχυπρόθεσμη παρακολούθηση [7, 74, 242] Η παρούσα μελέτη έχει σα στόχο την κλινική και ακτινολογική αξιολόγηση της ολικής αρthroπλαστικής του ισχίου τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο σε μεσοπρόθεσμο χρονικό όριο (5-16 έτη). Στην παρούσα μελέτη:

- Πρωτογενής ερευνητικός στόχος είναι να διερευνηθεί το ποσοστό επιβίωσης των εμφυτευμάτων.
- Δευτερογενής ερευνητικός στόχος είναι :
- να διερευνηθούν διάφοροι παράγοντες που μπορεί να σχετίζονται με την επιβίωση των εμφυτευμάτων
- να διερευνηθούν κλινικοί παράγοντες που σχετίζονται με την επιτυχία του συγκεκριμένου τύπου αρthroπλαστικής με τις μεταλλικές επιφάνειες επαφής
- να διερευνηθούν ακτινολογικοί παράγοντες που σχετίζονται με την επιτυχία του συγκεκριμένου τύπου αρthroπλαστικής
- να αναζητηθούν θα καταγραφούν και θα συζητηθούν πιθανές επιπλοκές που μπορεί να σχετίζονται με το συγκεκριμένο τύπο αρthroπλαστικής
- τα αποτελέσματα να συσχετιστούν με αυτά της διεθνούς βιβλιογραφίας
- να εξαχθούν συμπεράσματα που θα επιβεβαιώσουν ή όχι τη βιβλιογραφία

3. Υλικό και μέθοδος

3.1 Δημογραφικά ασθενών

Στη δεκαετία από το 1993 έως το 2002 διενεργήθηκαν στην Ορθοπαιδική κλινική του Αχιλλοπουλλείου Νοσοκομείου Βόλου 99 ολικές αρthroπλαστικές του ισχίου τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο σε 84 ασθενείς που φορούσαν 29 άντρες και 55 γυναίκες. Ο μέσος όρος κατά την επέμβαση ήταν $62,15 \pm 7,5$ έτη (εύρος από 50 έως 70 έτη). 40 ολικές αρthroπλαστικές αφορούσαν το δεξιό ισχίο και 29 το αριστερό ενώ 15 από τους ασθενείς (8 γυναίκες και 7 άνδρες) υπεβλήθησαν σε ολική αρthroπλαστική τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο αμφοτερόπλευρα. Όλοι οι ασθενείς έπασχαν από ιδιοπαθή οστεοαρθρίτιδα, ενώ αποκλείστηκαν ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αρthroπλαστική του ισχίου λόγω δευτεροπαθούς οστεοαρθρίτιδας. Κανένας ασθενής δεν είχε υποβληθεί σε οποιαδήποτε επέμβαση στο πάσχων ισχίο στο παρελθόν.

Οι ασθενείς αξιολογήθηκαν προεγχειρητικά κλινικά με το Harris Hip Score. Ο μέσος όρος για το HHS προεγχειρητικά ήταν $62,58 \pm 8,77$ (εύρος από 43 έως 79). Για τη συμμετοχή στη μελέτη κριτήριο ήταν να έχουν περάσει έξι χρόνια από την επέμβαση και η ηλικία του ασθενούς να μην υπερβαίνει τα 70 έτη. Από τη μελέτη αποκλειστήκαν τρεις ασθενείς οι οποίοι κατέληξαν στα πρώτα δύο χρόνια μετά την επέμβαση. Μία ασθενής κατέληξε οκτώ μήνες μετά την επέμβαση, στο σπίτι της, μετά από βαρύ αιμορραγικό εγκεφαλικό επεισόδιο. Οι άλλοι δύο ασθενείς κατέληξαν στο δεύτερο μετεγχειρητικό χρόνο, από άσχετα με την επέμβαση αίτια, ενώ φαινόταν να έχουν καλά κλινικά αποτελέσματα στον ετήσιο επανέλεγχο.

Οι υπόλοιποι 81 ασθενείς αποτελούν τη βάση για τη μελέτη αυτή. Πρόκειται για 26 άνδρες και 55 γυναίκες (96 ισχία) με μέσο όρο ηλικίας κατά την επέμβαση τα $62,85 \pm 2,12$ έτη (εύρος από 50 έως 70 έτη). 39 ολικές αρthroπλαστικές αφορούσαν το δεξιό ισχίο και 27 το αριστερό ενώ 15 από τους ασθενείς (8 γυναίκες και 7 άνδρες) υπεβλήθησαν σε ολική

αρθροπλαστική τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο αμφοτερόπλευρα
Ο μέσος όρος για το HHS προεγχειρητικά στους ασθενείς αυτούς ήταν $62,55 \pm 8,87$ (εύρος από 43 έως 79). Το μέσο σωματικό βάρος κατά την επέμβαση ήταν $73,83 \pm 9,44$ Kgr (εύρος από 56 έως 102 Kgr) ενώ ο δείκτης σωματικής μάζας (BMI – Body Mass Index) κατά μέσο όρο ήταν $26,7 \pm 2,63$ (εύρος από 21,07 έως 33,3)

Δημογραφικά ασθενών

Αριθμός ασθενών	81
Αριθμός ισχίων	96
Φύλο	
Ανδρες	26
γυναίκες	55
Πλευρά	
Δεξιά	39
Αριστερά	27
Άμφω	15
Ηλικία	
Μέση ηλικία (έτη)	$62,85 \pm 2,12$
Βάρος	
Μέσο βάρος	$73,83 \pm 9,44$
< 80 Kgr (αρ. ασθενών)	60
≥ 80 Kgr (αρ. ασθενών)	21

Πίνακας 1

3.2 Εγχειρητικές λεπτομέρειες

Η πρόθεση που χρησιμοποιήθηκε είναι η αρθροπλαστική τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο (Sikomet®) η οποία αποτελείται από κωνική κοχλιωτή κοτύλη με ένθετο πολυαιθυλένιο με μεταλλική αρθρούμενη επιφάνεια για την κεφαλή και από τετράπλευρο στυλεό, η οποία τοποθετείται χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου.

3.2.1 Κυπέλλιο Bicon – plus

Το κοτυλιαίο στέλεχος της αρθροπλαστικής είναι το κυπέλλιο Bicon- plus με μεταλλικές επιφάνειες επαφής (Plus Orthopedics, Rotkreutz, Switzerland). Το κέλυφος είναι κατασκευασμένο από καθαρό τιτάνιο με επιφανειακή τραχύτητα $Ra = 4-6\mu m$ (ASTM [American Society for Testing and Materials] F67, ISO [International Organization for Standardization] 5832-2). Το ένθετο πολυαιθυλένιο είναι υψηλού μοριακού βάρους (RCH-1000 Chirulen), ενώ η αρθρούμενη μεταλλική επιφάνεια είναι κατασκευασμένη από κράμα χαμηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα από Co-28Cr-6Mo (Sikomet® SM21) [ASTM F799]

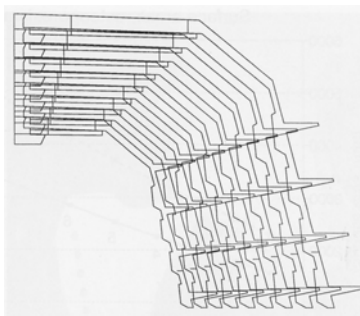
Τα κύρια χαρακτηριστικά του κυπελλίου αυτού είναι τα εξής:

- Έχει σχήμα διπλού κώνου που ομοιάζει περισσότερο με την πραγματική κοτύλη, επιτρέποντας την καλύτερη τοποθέτηση της πρόθεσης στην κοτύλη, μειώνοντας την οστική απώλεια κατά την παρασκευή της. Το σχήμα αυτό βοηθά στην επικέντρωση κατά την τοποθέτηση στην κοτύλη. (εικόνα 1)



Εικόνα 1

- Διαθέτει σπειράματα που βοηθούν στην κοχλίωση του κυπελλίου προσφέροντας αρχικά σταθερότητα. Το σχήμα των σπειρωμάτων είναι οξύ με πλατιά βάση ώστε να επιτρέπουν καλύτερη συγκράτηση, αυξάνοντας την επιφάνεια επαφής οστού-προθέσεως (εικόνα 2)



Εικόνα 2

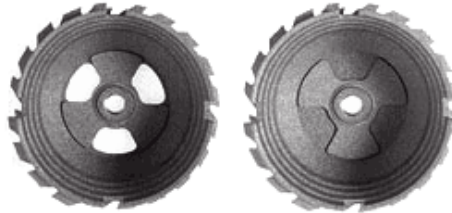
- Ο συνδυασμός της τραχείας επιφάνειας ($Ra = 4-6 \mu m$) με το σχήμα των σπειρωμάτων συνεισφέρουν στην αρχική σταθερότητα και στην απώτερη οστεοενσωμάτωση του κυπελλίου. (εικόνα 3)



Εικόνα 3

- Υπάρχουν οπές στον πυθμένα του κελύφους μέσω των οποίων ελέγχεται η σωστή τοποθέτηση της προθέσεως (παράλληλότητα με τον πυθμένα της οστικής κοτύλης). Επίσης από τις οπές αυτές μπορεί να τοποθετηθεί μόσχευμα, όταν αυτό είναι απαραίτητο.

Τέλος οι σπές κλείνουν αποφεύγοντας την επαφή του πολυαιθυλενίου με το οστόύν. (εικόνα 4)



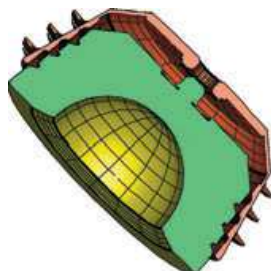
Εικόνα 4

- Έχει κλειστό χείλος για να αποφεύγεται η επαφή πολυαιθυλενίου οστού. (εικόνα 5)



Εικόνα 5

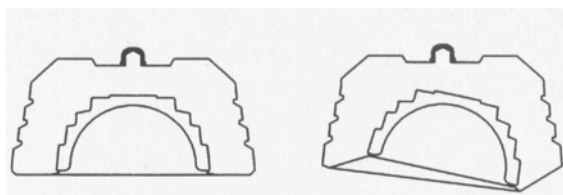
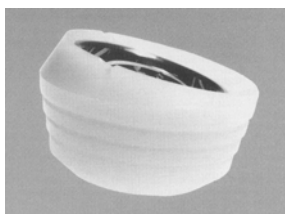
- Το ένθετο πολυαιθυλένιο αγκιστρώνεται με τη βοήθεια τεσσάρων κώνων στο κέλυφος του τιτανίου, εξασφαλίζοντας την ασφαλή συγκράτησή του. (εικόνα 6)



Εικόνα 6

Ένθετο πολυαιθυλένιο με μεταλλική επιφάνεια επαφής

Το κέλυφος δέχεται ένθετο από πολυαιθυλένιο με μεταλλική επιφάνεια επαφής. Υπάρχει δυνατότητα το ένθετο να μπορεί να έχει επιπρόσθετη κλίση 10° . Αυτό μπορεί να τοποθετηθεί όταν η κλίση της κοτύλης ξεπερνά τις 50° κατά την τοποθέτησή της ή αν υπάρχει τάση για εξάρθρωμα παρά τη σωστή τοποθέτηση της πρόθεσης. (εικόνα 7)



Εικόνα 7

3.2.2 Η κεφαλή της αρθροπλαστικής

Η κεφαλή που χρησιμοποιείται είναι κατασκευασμένη από σφυρήλατο κράμα μετάλλου CoCrMo (ASTM F799), χαμηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα (0,35%). Όλες οι κεφαλές που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη είχαν διάμετρο 28mm. (εικόνα 8)



Εικόνα 8

3.2.3 Ο μηριαίος στυλεός SL- Plus

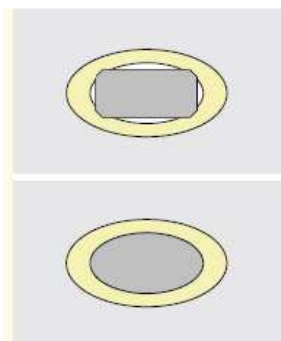
Ο στυλεός που χρησιμοποιήθηκε είναι ο στυλεός του Zweymuller τρίτης γενιάς. Είναι κατασκευασμένος από κράμα μετάλλων τιτανίου τύπου Ti6Al7Nb (ISO 5832-11, ASTM F1295) με επιφανειακή τραχύτητα 4-6μm. Η αυχενοδιαφυσική του γωνία είναι 130°.

- Έχει σφηνοειδή διαμόρφωση με τετράπλευρη διατομή που απαιτεί τη μικρότερη δυνατή εκσκαφή του αυλού του μηριαίου. (εικόνα 9)



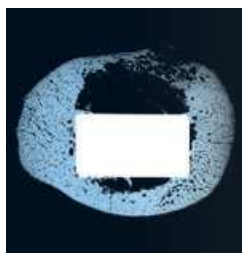
Εικόνα 9

- Ο σχεδιασμός του προσφέρει πολύ καλή στροφική και αρχική σταθερότητα και επιτρέπει την ομοιόμορφη κατανομή των φορτίων στο μηριαίο οστό. (εικόνα 10)



Εικόνα 10

- Είναι έτσι κατασκευασμένος ώστε δεν καλύπτει πλήρως τον ενδομυελικό αυλό, διατηρώντας την ενδομυελική αιμάτωση (εικόνα 11) όπως αποδεικνύεται ιστολογικά με την πλήρη δευτερογενή οστεοενσωμάτωση του στυλεού [135,136].



Εικόνα 11

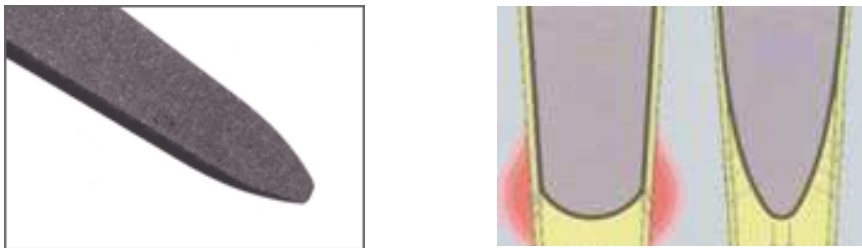
- Ο αυχένας του έχει στενή διάμετρο, που μειώνει την πρόσκρουση, και επιτρέπει μεγαλύτερο εύρος κίνησης. Κατά μέσο όρο ο στυλεός SL-plus με κεφαλή 28mm παρέχει αναλογία κεφαλής/αυχένα 2,5/1, κάτι που αντιστοιχεί σε εύρος κίνησης 125°. Το συγκεκριμένο

εύρος κίνησης ελαχιστοποιεί την πιθανότητα πρόσκρουσης.
(εικόνα 12)



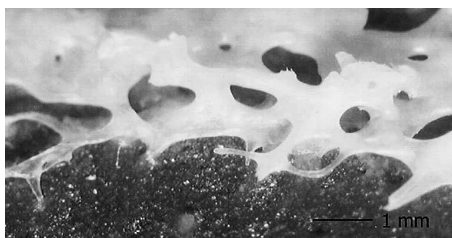
Εικόνα 12

- Η άκρη του στυλεού είναι στρογγυλεμένη κάτι που μειώνει την τοπική συγκέντρωση φορτίων (εικόνα 13). Αυτό έχει αποδειχτεί πως προκαλεί μείωση του μηριαίου πόνου.

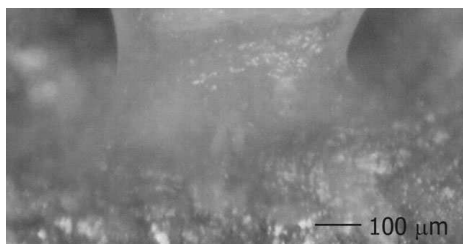


Εικόνα 13

- Επίσης το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένος εξασφαλίζει άριστη οστεοενσωμάτωση (εικόνα 14)



A



B

Εικόνα 14

3.2.4 Χειρουργική τεχνική

Προσπέλαση

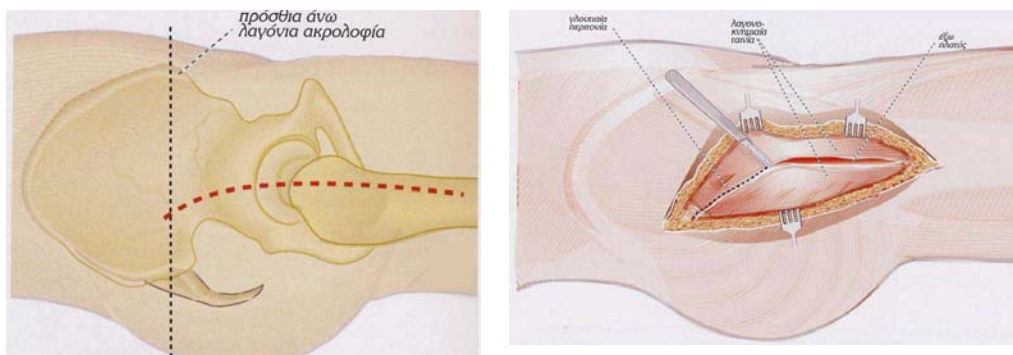
Η προσπέλαση που χρησιμοποιήθηκε σε όλες τις περιπτώσεις ήταν η πλάγια προσπέλαση τύπου «ωμέγα».

Ο ασθενής τοποθετείται σε πλάγια θέση με το πάσχων ισχίο προς τα πάνω. Μετά από επιμελή πλύση ολόκληρου του σκέλους με Betadine scrub ακολουθεί αποστείρωση με διάλυμα Betadine 10%. Η αποστείρωση του σκέλους περιλαμβάνει και την πρόσθια και οπίσθια λαγόνια άκανθα οι οποίες και αφήνονται ελεύθερες κατά την κάλυψη του υπολοίπου σώματος με αποστειρωμένο ιματισμό.

Ως οδηγό σημείο χρησιμοποιείται ο μείζοντας τροχαντήρας ο οποίος και είναι εύκολα ψηλαφητός σ' αυτή τη θέση.

Η τομή είναι καμπύλη συνολικού μήκους 12-15cm με κέντρο την κορυφή του μείζονος τροχαντήρα. Αρχίζει 7-8cm πάνω και πίσω από το μείζονα τροχαντήρα, και αφού περάσει από την κορυφή του, συνεχίζει πάνω στην πλάγια επιφάνεια της διάφυσης του μηριαίου.

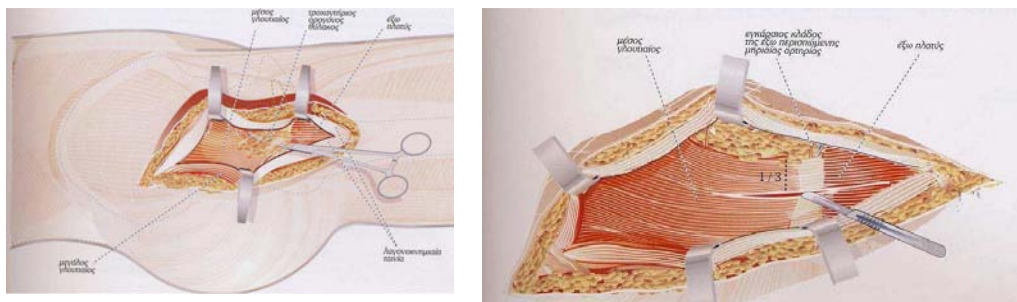
Μετά τη διατομή του δέρματος και του υποδορίου κατά μήκος της τομής διατέμνεται η πλατεία περιτονία. (Εικόνα 15) Στη συνέχεια τοποθετείται αυτόματο άγκιστρο Charnley.



Εικόνα 15

Ο θύλακος του τροχαντήρα αφαιρείται για να αναγνωριστούν το πρόσθιο και οπίσθιο χείλος του μέσου γλουτιαίου και ο έξω πλατύς μηριαίος. Γίνεται διατομή ώστε να γίνει διαχωρισμός του πρόσθιου τρίτου του μέσου γλουτιαίου. Η διατομή γίνεται κατά τη διεύθυνση των ινών του μέσου γλουτιαίου σχηματίζοντας γωνία 45° περίπου με τον άξονα του μηριαίου. Δεν πρέπει να ξεπερνά τα 3cm κεφαλικά από την έκφυση από τον τροχαντήρα ώστε να προστατευτεί ο κάτω κλάδος του άνω γλουτιαίου νεύρου. Περιφερικά γίνεται διατομή κατά μήκος της πρόσθιας επιφάνειας του έξω πλατύ κατά 3-4cm. Αναγνωρίζεται το έξω τμήμα της έκφυσης του μέσου γλουτιαίου που διατέμνεται. Η αιμορραγία από τη διατομή του ανιόντος κλάδου της έσω περισπωμένης αρτηρίας και του εγκάρσιου κλάδου της έξω περισπωμένης αρτηρίας στον έξω πλατύ μπορεί εύκολα να ελεγχθεί μέσω καυτηριασμού.

Οι δύο διατομές ενώνονται με διατομή με διαθερμία, πάνω από το μείζονα τροχαντήρα στη συνένωση του πρόσθιου τρίτου με τα οπίσθια δύο τρίτα, σχηματίζοντας το γράμμα «**ωμέγα**», από το οποίο και πήρε το όνομά της η προσπέλαση. (εικόνα 16)



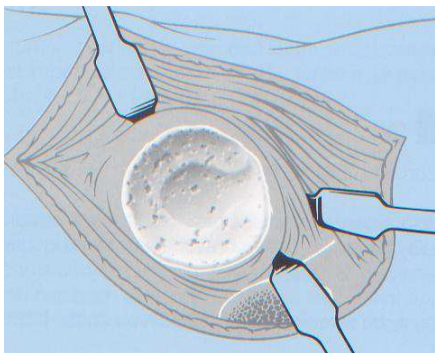
Εικόνα 16

Με εκσκαφή, ανυψώνεται κρημνός που αποτελείται από το πρόσθιο τμήμα του μέσου γλουτιαίου με τον υποκείμενο μικρό γλουτιαίο και το πρόσθιο τμήμα του έξω πλατύ μηριαίου. Διατέμνεται το χειρουργικό επίπεδο ανάμεσα στους γλουτιαίους και τον αρθρικό θύλακο έως το χείλος της κοτύλης. Το κάτω άκρο του ασθενούς φέρεται σε πλήρη έξω στροφή και αναγνωρίζεται ο αρθρικός θύλακος. Ο θύλακος διανοίγεται με τομή «Τ». Σ' αυτό το στάδιο εξarthρώνεται η κεφαλή του μηριαίου με κάμψη, απαγωγή και έξω στροφή.

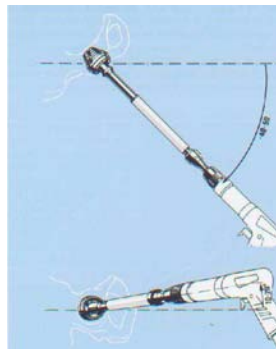
Προετοιμασία – τοποθέτηση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος

Γίνεται οστεοτομία του αυχένα του μηριαίου 2-3cm περιφερικά και παράλληλα με τη βάση της μηριαίας κεφαλής. Η μηριαία κεφαλή αφαιρείται με τη χρήση ειδικού κοχλιωτού εργαλείου (tirbousson).

Τρία άγκιστρα Hohmann τοποθετούνται έτσι ώστε να εκτεθεί πλήρως η κοτύλη. (εικόνα 17Α)



A



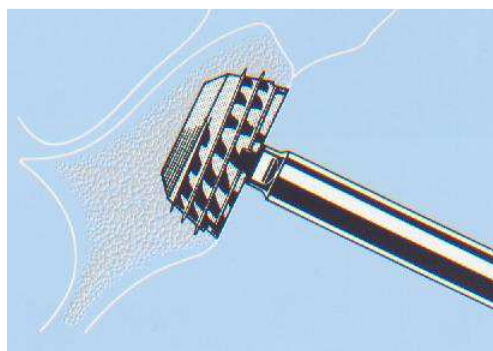
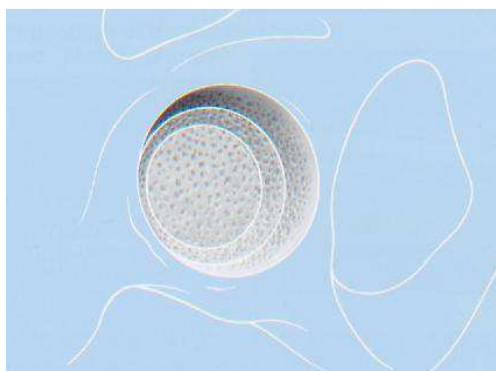
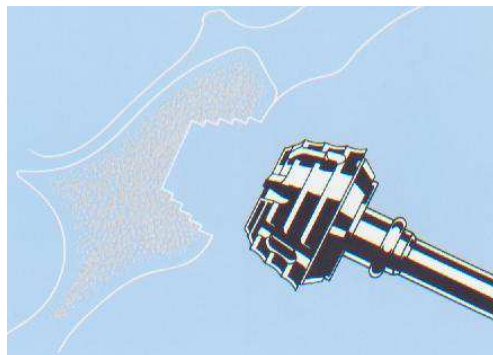
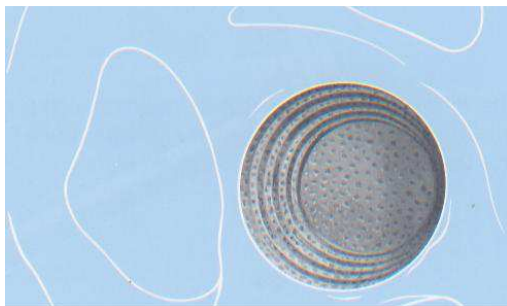
B

Εικόνα 17

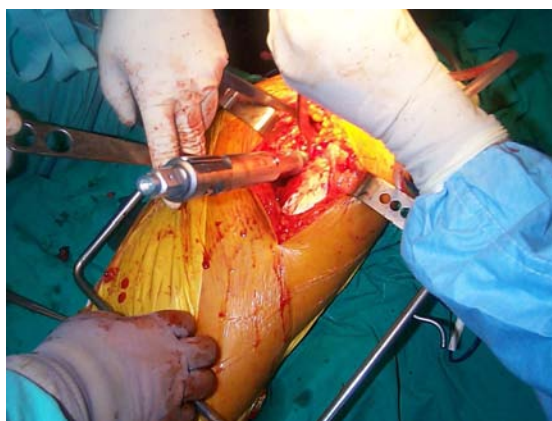
Αφαιρείται ο στρογγύλος σύνδεσμος από τον πυθμένα της κοτύλης, ενώ με σμύλη αφαιρούνται τυχόν οστεόφυτα από την αρθρική επιφάνεια.

Στη συνέχεια γίνεται προετοιμασία της κοτύλης με τα ειδικά γλύφανα. Το πρώτο γλύφανο πρέπει να ορίσει την σωστή τοποθέτηση του κυπελλίου. Το κέλυφος του κυπελλίου πρέπει να τοποθετηθεί στις 40° έως 50° σε σχέση με το εγκάρσιο επίπεδο και 10-20° σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο. (εικόνα 17B)

Ο γλυφανισμός της κοτύλης γίνεται ώστε να σχηματιστεί προσεκτικά μια επικεντρωμένη κλιμακωτή επιφάνεια με καλώς καθορισμένα όρια στην κοτύλη. Στη συνέχεια γίνεται γλυφανισμός με γλύφανο τύπου «basket» ώστε να σχηματιστεί επιφάνεια με μορφή διπλού κώνου. Μετά τον καθαρισμό της κοτύλης τοποθετείται το κέλυφος με τη βοήθεια εισολκεία, και στη συνέχεια κοχλιώνεται ισχυρά στο έδαφος της κοτύλης. (εικόνα 18, 19)



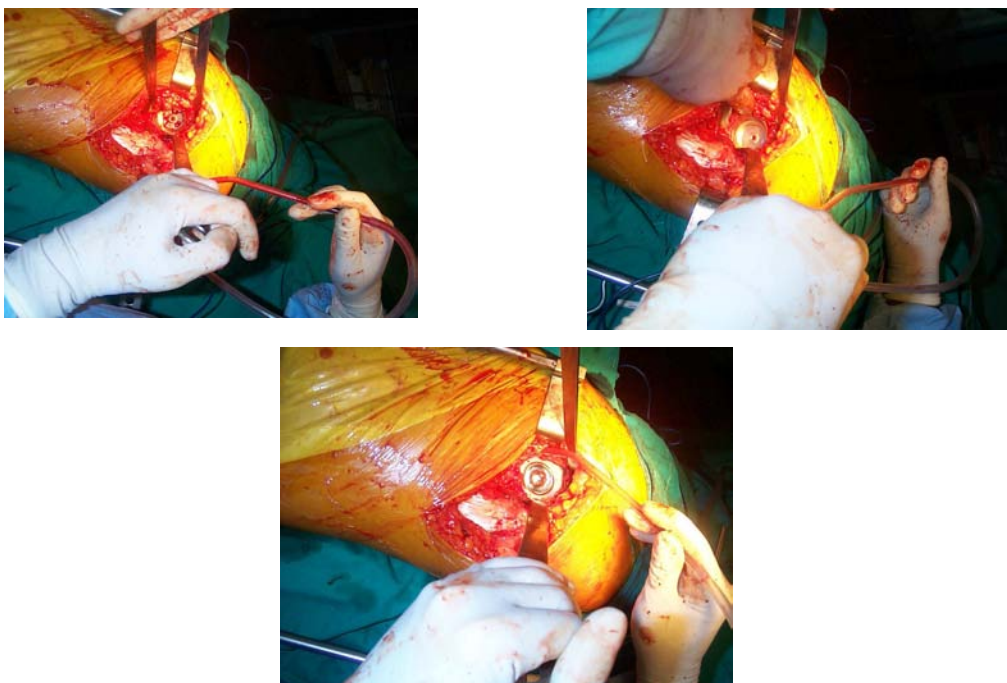
Εικόνα 18



Εικόνα 19

Μέσω των οπών της βάσης του κελύφους ελέγχεται η παραλληλότητα με τον πυθμένα και με τη βοήθεια ειδικού εργαλείου κλείνονται οι οπές.

Στη συνέχεια τοποθετείται το ένθετο του πολυαιθυλενίου με τη μεταλλική επιφάνεια επαφής. Αφού ελεγχθεί η σταθερότητα του ενθέτου, αφαιρούνται περιφερικά οστεόφυτα που μπορεί να προεξέχουν.

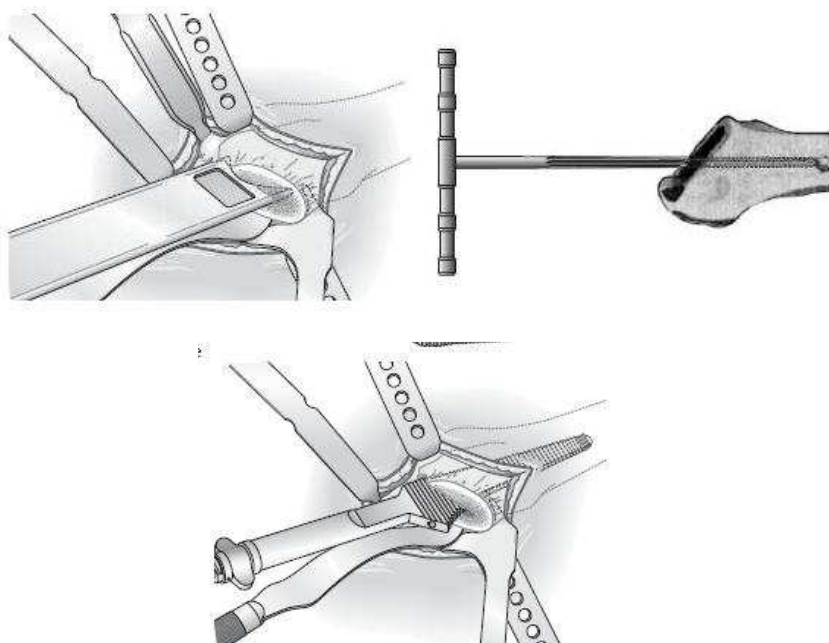


Εικόνα 20

Προετοιμασία - τοποθέτηση του μηριαίου εμφυτεύματος

Στην προσπέλαση αυτή το κάτω άκρο πρέπει να βρίσκεται στην κατακόρυφη θέση σε σχέση με το έδαφος. Για την αποφυγή κάκωσης των ινών του μέσου γλουτιαίου με τη ράσπα, τοποθετείται ένα άγκιστρο Hohmann.

Καθορίζεται η πρόσθια κλίση του εμφυτεύματος στις 15-20°. Τοποθετείται το Box chisel στην κορυφή του τροχαντήρα και 0,5cm επί τα εκτός και οπισθίως της μέσης γραμμής του μηριαίου. Αφαιρείται τετράγωνο οστικό τεμάχιο και γίνεται η διάνοιξη του αυλού με ράσπα τύπου «Τ». Η ακριβής αφαίρεση του τεμαχίου είναι απαραίτητη για το σωστό προσανατολισμό του εμφυτεύματος.



Εικόνα 21

Διάμετρος κεφαλής	Μήκος αυχένα (mm)	Offset (mm)	Μήκος κάτω άκρου (mm)
28S	-3,5	-2,6	-2,3
28M	0	0	0
28L	+3,5	+2,6	+2,3
28XL	+7	+5,2	+4,6
28XXL	+10,5	+7,8	+6,9

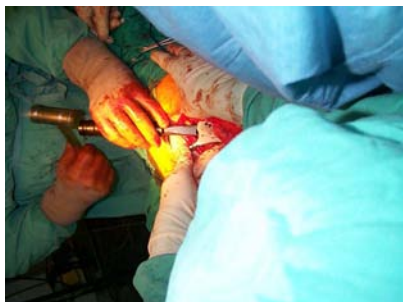
Πίνακας 2

Μέγεθος κυπελλίου	Διάμετρος (mm)	Πλάτος στυλεού	Offset (mm)	Μήκος
1	43	1	34	137
2	46	2	36	141
3	49	3	37	145
4	52	4	38	150
5	56	5	39	154
6	59	6	40	159
7	63	7	42	163
8	68	8	43	168
9	72	9	45	173
		10	46	178

Πίνακας 3

Στη συνέχεια με τη βοήθεια ειδικών ρασπών παρασκευάζεται ο αυλός του μηριαίου μέχρι το επιθυμητό μέγεθος. (εικόνα 21)

Μετά την τοποθέτηση του εμφυτεύματος ελέγχεται η τάση της άρθρωσης και τοποθετείται ο ανάλογος αυχένας, που για την κεφαλή των 28mm διαβαθμίζεται ανά 3,5mm, επιλέγοντας έτσι το κατάλληλο offset της αρθροπλαστικής. Μετά την τελική ανάταξη ελέγχεται η σταθερότητα της άρθρωσης σε κάμψη, απαγωγή και έξω στροφή καθώς και με τηλεσκοπικές κινήσεις. (εικόνα 22)



Εικόνα 22

Σύγκλειση τραύματος

Η προσεκτική σύγκλειση του τραύματος είναι αναγκαία για την επιτυχή έκβαση της προσπέλασης. Συγκλείεται ο θύλακος με ράμμα 1 Vicryl, ειδικά το κατακόρυφο τμήμα της τομής «Τ». Ο κρημνός των τενόντων των γλουτιαίων και του έξω πλατύ συρράβεται με ράμματα 5 Ethibond, ενώ η διατομή του έξω πλατύ και του γλουτιαίου με ράμματα 1 Vicryl. Τοποθετείται παροχέτευση στον χώρο του υποδορίου. Η πλατεία περιτονία, το υποδόριο και το δέρμα συγκλείνονται με το συνήθη τρόπο. Μετά την ένδυση του τραύματος ο ασθενής εισάγεται στη μονάδα μετεγχειρητικής φροντίδας και ακολουθεί ακτινολογικός έλεγχος.

ασκήσεις τετρακεφάλου καθώς και παθητική κινητοποίηση των αρθρώσεων των κάτω άκρων. Υπό την επιτήρηση και βοήθεια φυσικοθεραπευτή και με τη χρήση πλαισίου τετραπλής στήριξης, βάδιση επιτράπη από την δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα (μετά την αφαίρεση της παροχέτευσης) ή μόλις αυτό ήταν δυνατό για τον κάθε ασθενή. Όπου η σωματική κατάσταση ήταν ικανή να επιτρέψει την μερική φόρτιση, αυτή εφαρμόσθηκε για τις τρεις επόμενες εβδομάδες, ενώ ακολούθως επιτράπη η βάδιση με πατερίτσες για άλλες τέσσερις εβδομάδες.

3.2.7 Πρόληψη έκτοπης οστεοποίησης

Σε κανέναν από τους ασθενείς δεν χορηγήθηκε φαρμακευτική αγωγή για την πρόληψη εμφάνισης έκτοπης οστεοποίησης.

3.3 Κλινική εκτίμηση (Harris Hip Score)

Για την κλινική αξιολόγηση χρησιμοποιείται το Harris Hip Score (HHS) καθώς έχει αποδειχθεί ότι είναι ένα εύχρηστο σύστημα υψηλής αξιοπιστίας [98,225]. Αυτό μπορεί να κυμαίνεται από 0 έως 100, βαθμούς και περιλαμβάνει επιμέρους βαθμολογίες για τον πόνο, τη βάδιση και τις δραστηριότητες (λειτουργικότητα), την παραμόρφωση και το εύρος κίνησης.

Ο πόνος και η λειτουργικότητα αποτελούν τα κυριότερα χαρακτηριστικά και αξιολογούνται περισσότερο (44 και 47 βαθμούς αντίστοιχα).

Η παραμόρφωση και το εύρος κίνησης, αξιολογούνται ως μικρότερης σημασίας (4 και 5 βαθμούς αντίστοιχα).

Η λειτουργία υποδιαιρείται στη βάδιση και στις καθημερινές δραστηριότητες και βαθμολογούνται με 33 και 14 βαθμούς αντίστοιχα.

Φτωχά χαρακτηρίζονται τα αποτελέσματα με HHS κάτω από 70, μέτρια από 70 – 80 , καλά από 80 – 90 και άριστα από 90 – 100.

Οι ασθενείς ερωτήθηκαν επίσης για την εντόπιση του πόνου, όταν αυτός υπήρχε (μηρός, βουβωνική χώρα, γλουτός) .

Για τις ανάγκες της μελέτης αυτής η τελική εκτίμηση πραγματοποιήθηκε την περίοδο Αυγούστου – Σεπτεμβρίου 2008, όταν και συγκεντρώθηκαν και αναλύθηκαν οι αποτυχίες και οι επιπλοκές που εμφανίστηκαν στην παρούσα σειρά. Η τελική εκτίμηση έγινε από έναν ανεξάρτητο ερευνητή ειδικευμένο στην ορθοπαιδική και από έναν ανεξάρτητο ειδικευόμενο σε κοινή σύσκεψη.

Αξιολόγηση του πόνου

<i>Επίπεδο</i>	<i>Ένταση</i>	<i>Βαθμοί</i>
1	καθόλου	44
2	ήπιος περιστασιακός	40
3	ελαφρύς, δεν περιορίζει τις δραστηριότητες	30
4	μέτριος, ανεκτός	20
5	σημαντικός, σοβαρός περιορισμός των δραστηριοτήτων	10
6	πόνος ανάπαυσης, ανικανότητα, αναπηρία	0

Αξιολόγηση της λειτουργικότητας

Βάδιση	33
<i>Χωλότητα κατά τη βάδιση</i>	<i>βαθμοί</i>
καθόλου	11
Ήπια	8

Μέτρια	5
σημαντική	0

Υποστήριξη κατά τη βάρδια

Καθόλου	11
Βακτηρία (μπαστούνι) για μεγάλους περιπάτους	7
Βακτηρία (μπαστούνι) συνεχώς	5
Μία πατερίτσα	3
Δύο βακτηρίες	2
Δύο πατερίτσες ή αδυναμία βάρδιας	0

Διανυόμενη απόσταση

απεριόριστη	11
500 – 1000 μέτρα	8
100 – 500 μέτρα	5
Μέσα στο σπίτι	2
Κρεβάτι - καρέκλα	0

Δραστηριότητες 17

Κάθισμα	βαθμοί
Άνετα σε συνηθισμένη καρέκλα για μία ώρα	5
Σε ψηλή καρέκλα για 30 λεπτά	3
Αδυναμία σε οποιαδήποτε καρέκλα > 30 λεπτά	0
Μέσα μαζικής μεταφοράς	
ναι	1
όχι	0

Σκάλες

Φυσιολογικά	4
Πιάνεται από τα κάγκελα	2
Με οποιοδήποτε τρόπο	1
αδυναμία	0

Χρήση υποδημάτων

Με ευκολία	4
Με δυσκολία	2
καθόλου	0

Αξιολόγηση της παραμόρφωσης

Παραμόρφωση I

βαθμοί

Σύγκαμψη $> 30^\circ$	0
Σύγκαμψη $< 30^\circ$	1

Παραμόρφωση II

Μόνιμη απαγωγή $> 10^\circ$	0
Μόνιμη απαγωγή $< 10^\circ$	1

Παραμόρφωση III

Μόνιμη έσω στροφή $> 10^\circ$	0
Μόνιμη έσω στροφή $< 10^\circ$	1

Παραμόρφωση IV

Ανισοσκελία > 3.2 cm	0
Ανισοσκελία < 3.2 cm	1

Αξιολόγηση του εύρους κίνησης

Αθροίζεται το συνολικό εύρος κίνησης της κάμψης, προσαγωγής, απαγωγής, έσω και έξω στροφής του εξεταζόμενου ισχίου (ΣΕΚ)

Συνολικό εύρος κίνησης (ΣΕΚ)	βαθμοί
0-29°	0
30° – 59°	1
60° – 99°	2
100°- 159°	3
160° – 209°	4
210° – 300°	5

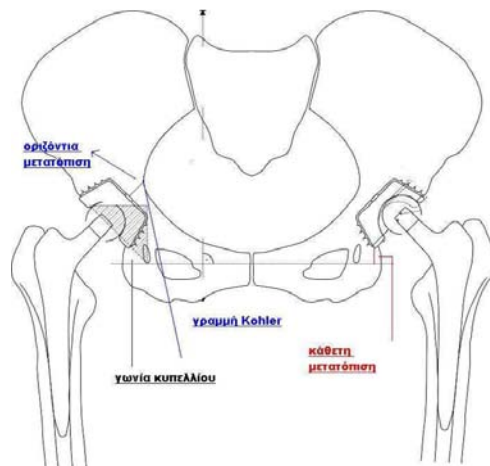
3.4 Ακτινολογική αξιολόγηση

Η ακτινολογική αξιολόγηση περιλαμβάνει προσθιοπίσθια ακτινογραφία της λεκάνης και πλάγια ακτινογραφία του ισχίου, άμεσα μετεγχειρητικά, στους τρεις, έξι και δώδεκα μήνες μετεγχειρητικά και μετά μία φορά ετησίως. Κατά την επανεξέταση, αξιολογείται κάθε ακτινολογική μεταβολή σε σχέση με τις αρχικές ακτινογραφίες. Η τελική εκτίμηση των ακτινολογικών ευρημάτων έγινε από έναν ανεξάρτητο ερευνητή ειδικευμένο στην ορθοπαιδική και από έναν ανεξάρτητο ειδικευόμενο σε κοινή σύσκεψη.

3.4.1 Ακτινολογική αξιολόγηση της κοτυλιαίας προθέσεως

Η θέση της κοτυλιαίας προθέσεως ελέγχεται από τη γωνία της κοτύλης, τη μεταβολή της απόστασης του κατώτερου σημείου της κοτυλιαίας πρόθεσης από τη γραμμή που ενώνει τα tear drop (κάθετη μετατόπιση), και τη μεταβολή της οριζόντιας απόστασης του κέντρου του εξωτερικού

περιβλήματος της κοτυλιαίας πρόθεσης από τη γραμμή του Kohler. [35, 120] (εικόνα 24).



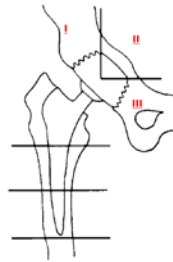
Εικόνα 24

Η γωνία της κοτυλιαίας προθέσεως χαρακτηρίζεται ως ουδέτερη ($40^\circ - 50^\circ$), οριζόντια ($< 40^\circ$) και κάθετη ($> 50^\circ$).

Επίσης ελέγχεται ο αριθμός των σπειραμάτων της κοχλιωτής κοτυλιαίας προθέσεως που δεν καλύπτονται από τη φυσιολογική κοτύλη.

Ένα κυπέλλιο θεωρείται ότι έχει μετακινηθεί αν υπάρχει μεταβολή στη γωνία του πάνω από 5° , ή εάν έχει επέλθει μετατόπιση πάνω από 3mm κάθετα ή οριζόντια.

Η παρουσία ακτινοδιαγνωστικών, ακτινοσκιερών περιοχών ή περιοχών οστεόλυσης στη διεπιφάνεια επαφής οστού – κοτυλιαίας προθέσεως εκτιμάται σε τρεις ζώνες, όπως αυτές περιγράφηκαν από τους DeLee & Charnley [65] . (εικόνα 25)



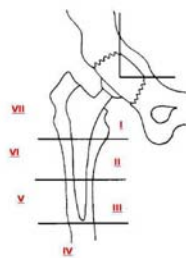
Εικόνα 25

3.4.2 Ακτινολογική αξιολόγηση της μηριαίας προθέσεως

Η θέση του μηριαίου στυλεού χαρακτηρίζεται ως ουδέτερη, βλαισή ($\geq 3\text{mm}$ απόκλιση προς τα έξω) ή ραιβή ($\geq 3\text{mm}$ απόκλιση προς τα έσω).

Η πλήρωση του αυλού του μηριαίου, η οποία μετράται ως ο λόγος του εύρους του στυλεού προς το εύρος του ενδομυελικού αυλού του μηριαίου, εκτιμάται σε δύο επίπεδα: στο επίπεδο A στη μεσότητα του στυλεού, και στο επίπεδο B 1 cm, κεντρικότερα του περιφερικού άκρου του στυλεού [36].

Η παρουσία ακτινοδιαυγαστικών, ακτινοσκοιερών ή περιοχών οστεόλυσης στη διεπιφάνεια επαφής οστού – μηριαίας προθέσεως εκτιμάται σε επτά ζώνες, (εικόνα 26) όπως αυτές περιγράφηκαν από τον Gruen [93].



Εικόνα 26

Οστεόλυση του μηριαίου

Η σοβαρότητα της οστεόλυσης χαρακτηρίστηκε ως εκτεταμένη, ενδιάμεση ή ήπια σύμφωνα με τα κριτήρια του Goetz [89].

Εκτεταμένη χαρακτηρίζεται αν οι βλάβες κατέχουν τουλάχιστον 6 ζώνες κατά Gruen, ή αν κατέχουν έκταση μεγαλύτερη από 10 cm^2 .

Ενδιάμεση χαρακτηρίζεται αν οι βλάβες κατέχουν τρεις, τέσσερις ή πέντε ζώνες, ή αν κατέχουν έκταση 2.5 cm^2 .

Ήπια χαρακτηρίζεται αν οι βλάβες κατέχουν μια, ή δύο ζώνες, ή αν κατέχουν έκταση μικρότερη από 2.5 cm^2 .

Οστεοπενία του μηριαίου

Η οστεοπενία του μηριαίου λόγω εγγύς αποφόρτισης (stress shielding) βαθμολογήθηκε σύμφωνα με τα κριτήρια του Engh. [81,82]

1^{ου} βαθμού- ήπια στρογγυλοποίηση του κεντρικότερου έσω τμήματος του αυχένα (πιθανά οφείλεται στην απαγγείωση κατά την οστεοτομία του αυχένα)

2^{ου} βαθμού – στρογγυλοποίηση του έσω τμήματος του αυχένα μαζί με απώλεια της οστικής πυκνότητας του έσω φλοιού στο επίπεδο 1, όπως φαίνεται στην προσθιοπίσθια προβολή.

3^{ου} βαθμού – μεγαλύτερη απορρόφηση του φλοιού, που αφορά το έσω και πρόσθιο τμήμα στο επίπεδο 1 και τον έσω φλοιό στο επίπεδο 2.

4^{ου} βαθμού – η απορρόφηση εκτείνεται πέρα από τα επίπεδα 1 και 2 και στη διάφυση με τις βλάβες να συμβαίνουν κυρίως στον έσω και οπίσθιο φλοιό.

Ενσωμάτωση του στυλεού

Η οστεοενσωμάτωση του μηριαίου στελέχους χαρακτηρίζεται σύμφωνα με τα κριτήρια του Engh ως οστεοενσωματωμένη (femoral ingrowth), ινώδης σταθερή (fibrous stable) και ασταθής (unstable). [82,83]

Οστεοενσωμάτωση . Δεν υπάρχει υποχώρηση του στυλεού και ελάχιστες ή καθόλου ακτινοσκοπικές βλάβες γύρω από το στυλεό.

Ινώδης σταθερή. Δεν υπάρχει προοδευτική υποχώρηση του στυλεού (μπορεί να υπάρχει μικρή αρχική υποχώρηση). Υπάρχουν ακτινοσκοπικές γραμμές γύρω από το στυλεό, οι οποίες τον περιβάλλουν παράλληλα και διαχωρίζονται από αυτόν με ακτινοδιαπερατό διάστημα εύρους 1 mm. Ο φλοιός του μηριαίου δεν εμφανίζει σημεία τοπικής υπερτροφίας, δηλώνοντας έτσι ομοιόμορφη κατανομή της φόρτισης.

Ασταθής. Υπάρχει προοδευτική υποχώρηση του στυλεού με ακτινοσκοπικές γραμμές γύρω από αυτόν, που διαχωρίζονται με μεγαλύτερο ακτινοδιαπερατό διάστημα. Υπερτροφία του φλοιού εμφανίζεται κυρίως στο κάτω μέρος του στυλεού, υποδεικνύοντας περιοχές αυξημένης και ανομοιογενούς κατανομής της φόρτισης.

Τα στοιχεία αυτά υποδηλώνουν μη ενσωμάτωση του στυλεού, αν και δεν είναι πάντα κριτήριο αναθεώρησής του.

Υποπόδιο (pedestal)

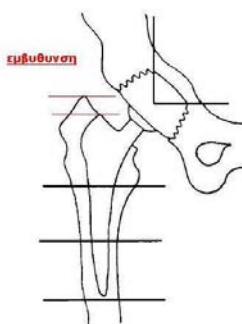
Με τον όρο υποπόδιο ορίζεται η δημιουργία αντιδραστικού οστού στο περιφερικό άκρο του στυλεού και θεωρείται ότι δημιουργείται ως αποτέλεσμα των κάθετων μικροκινήσεων του στυλεού μέχρι την πλήρη ενσωμάτωσή του.

Ο ενδοοστικός αυτός σχηματισμός φαίνεται να γεφυρώνει είτε μερικώς είτε πλήρως τον ενδομυελικό αυλό σε μια προσπάθεια να υποστηρίξει την άκρη του στυλεού. Αν βρίσκεται σε επαφή με το περιφερικό άκρο του στυλεού και δεν υπάρχουν αντιδραστικές γραμμές γύρω από την άκρη του

στυλεού, το υποπόδιο σχετίζεται με σταθερό στείλειό [83]. Αντίθετα αν υπάρχουν αντιδραστικές γραμμές γύρω από την άκρη του στυλεού, φαίνεται να σχετίζεται με χαλαρωμένο στείλειό [82]. Η διάκριση αυτή ανάμεσα στους δύο τύπους υποποδίου, είναι σημαντική καθώς τα δύο αυτά ακτινολογικά σημεία έχουν διαφορετική σημασία στη σταθερότητα του εμφυτεύματος [83].

Υποχώρηση του στυλεού

Ως υποχώρηση του στυλεού καθορίζεται η αύξηση της απόστασης της κορυφής του μείζονα τροχαντήρα από την κορυφή του στυλεού, τουλάχιστον κατά 5mm, σε σχέση με την αρχική μετεγχειρητική ακτινογραφία [217] (εικόνα 27).



Εικόνα 27

Έκτοπη οστεοποίηση

Η παρουσία και ο βαθμός της έκτοπης οστεοποίησης, αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας την ταξινόμηση του Brooker, καθώς αυτή είναι η ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος σήμερα για την εκτίμηση της έκτοπης οστεοποίησης μετά από ολική αρθροπλαστική ισχίου [29]. Είναι εύκολη στην εφαρμογή της και έχει αποδειχθεί ότι δίνει τα καλύτερα αποτελέσματα αξιοπιστίας [255], αν και έχει αμφισβητηθεί από πολλούς [66].

Στην ταξινόμηση αυτή υπάρχουν πέντε ακτινολογικοί βαθμοί έκτοπης οστεοποίησης.

Βαθμός 0. Καμία εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης.

Βαθμός I. Μία ή δύο μεμονωμένες περιοχές έκτοπης οστεοποίησης διαμέτρου < 1 cm η κάθε μία.

Βαθμός II. Εκτεταμένη έκτοπη οστεοποίηση που καλύπτει λιγότερο του μισού της απόστασης μηριαίου – λεκάνης.

Βαθμός III. Εκτεταμένη έκτοπη οστεοποίηση που καλύπτει περισσότερο του μισού της απόστασης μηριαίου – λεκάνης, χωρίς γεφύρωση της απόστασης αυτής.

Βαθμός IV. Έκτοπη οστεοποίηση που προκαλεί πλήρη γεφύρωση της απόστασης μηριαίου – λεκάνης.

3.5 Στατιστική ανάλυση

Η ανάλυση και στατιστική επεξεργασία των δεδομένων έγινε σε προσωπικό υπολογιστή (Pentium IV, 2130 MHz) με τα στατιστικά λογισμικά πακέτα Microsoft Excel XP (Microsoft Corporation, USA) και SPSS 8.0 (SPSS Inc., Chicago, IL). Συγκρίσεις μέσων τιμών πραγματοποιήθηκαν με τη δοκιμασία t-test (διπλής κατεύθυνσης) ή τη δοκιμασία Mann-Whitney (U-test), ανάλογα με την κλίμακα μέτρησης για την κάθε παράμετρο. Για συγκρίσεις συχνοτήτων χρησιμοποιήθηκε η δοκιμασία χ^2 . Ο συντελεστής συσχέτισεως του Spearman χρησιμοποιήθηκε για να εξετασθούν οι σχέσεις μεταξύ διαφόρων παραμέτρων.

Ως επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε η τιμή του $p < 0,05$.

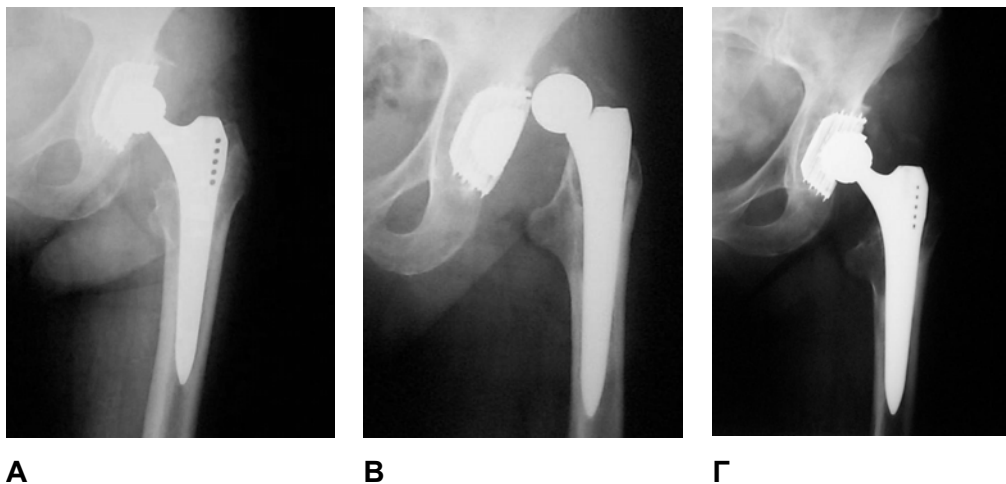
Η επιβίωση των εμφυτευμάτων με διάστημα εμπιστοσύνης 95%, εκτιμήθηκε με τη μέθοδο Kaplan – Meier. Ως αποτυχία ορίστηκε η αναθεώρηση για οποιοδήποτε λόγο. Εκτός από την επιβίωση ολόκληρης της αρθροπλαστικής υπολογίστηκε και η επιβίωση για το κοτυλαίο

εμφύτευμα και το στυλεό χωριστά, τόσο για αναθεώρηση για οποιοδήποτε λόγο όσο και για αναθεώρηση για άσηπτη χαλάρωση. Η μέθοδος Kaplan – Meier χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση της αθροιστικής πιθανότητας να μην εμφανιστεί υποχώρηση του στυλεού, οστεοπενία στο μηριαίο, υπερτροφία του φλοιού του μηριαίου ή οστεόλυση, καθώς και για την εμφάνιση εξαρθρώματος ή αλλαγής του ένθετου πολυαιθυλενίου.

4. Αποτελέσματα

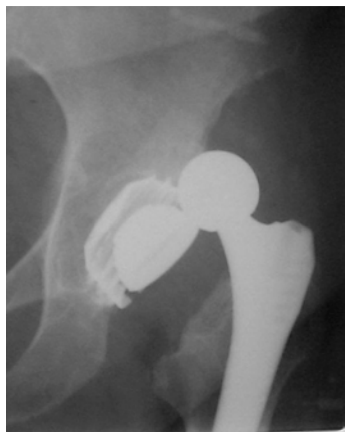
4.1 Επιπλοκές

Μία ασθενής (69 ετών, ♀) εμφάνισε 2 τραυματικά εξαρθρώματα (πτώσεις από ύψος) ένα και τέσσερα χρόνια μετά την επέμβαση. Το πρώτο ανατάχτηκε με κλειστή ανάταξη ενώ το δεύτερο αντιμετωπίστηκε με αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με νέο με πρόσθετη κλίση 10°. (εικόνα 28)



Εικόνα 28

Μία ασθενής (67 ετών, ♀) υπέστη εξάρθρημα 7 μήνες μετεγχειρητικά, το οποίο αντιμετωπίστηκε με αλλαγή του αυχένα από -3,5mm σε ουδέτερο, αυξάνοντας το offset κατά 2,6mm. (εικόνα 29)



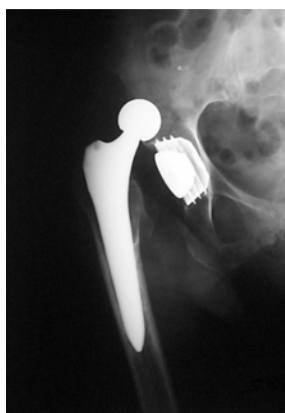
A



B

Εικόνα 29

Μία ασθενής (66 ετών, ♀) υπέστη εξάρθρημα 3 μήνες μετεγχειρητικά, το οποίο αντιμετωπίστηκε με κλειστή ανάταξη. (εικόνα 30)



A



B

Εικόνα 30

Μία ασθενής (56 ετών, ♀) υπέστη δύο εξάρθρηματα τρεις και πέντε μήνες μετεγχειρητικά, κατά τη διάρκεια σεξουαλικής επαφής. Και τα δύο

αντιμετωπιστήκαν με κλειστή ανάταξη ενώ μετά το δεύτερο στην ασθενή τοποθετήθηκε οσφυομηροκνημοποδικός νάρθηκας για τρεις μήνες.

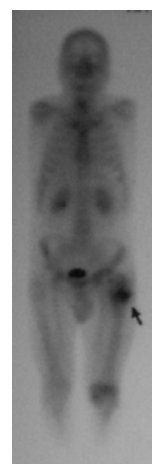
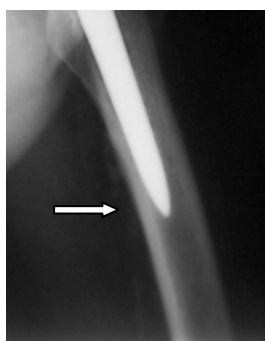
Ένας ασθενής (71 ετών, άρρεν) ο οποίος υπεβλήθη το 1994 σε αρthroπλαστική του δεξιού ισχίου τέσσερα χρόνια αργότερα υπεβλήθη σε αρthroπλαστική στο αριστερό ισχίο. Δέκα μήνες αργότερα υπέστη θύμα τροχαίου ατυχήματος και έκτοτε ένωθε πόνο στο κάτω μέρος του μηρού, πάνω από το γόνατο. Ο ακτινολογικός έλεγχος απέβη αρνητικός, λόγω της εμμονής όμως του πόνου επεβλήθη σε σπινθηρογράφημα το οποίο ανέδειξε αυξημένη συγκέντρωση στο μηριαίο στέλεχος. Αποδόθηκε σε περιπρωθετικό ρωγμώδες κάταγμα το οποίο αντιμετωπίστηκε με αντικατάσταση του μηριαίου στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους. (εικόνα 31)



A



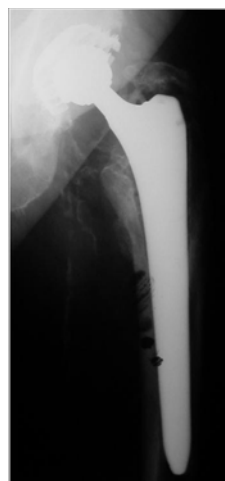
B



Γ



Δ



Ε

Εικόνα 31

Ένας ασθενής (άρρεν) εμφάνισε πάρεση περνιαίου νεύρου μετά την επέμβαση, που απέδραμε 6 μήνες μετεγχειρητικά. Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί πάρεση περνιαίου νεύρου στα 10 χρόνια ήταν 98,65% (διάστημα εμπιστοσύνης 95%, από 97,41% έως 99,99%).

Τρεις ασθενείς παρουσίασαν θρομβοφλεβίδα στο χειρουργημένο σκέλος, στις πρώτες 15 ημέρες από το χειρουργείο, η οποία απέδραμε με αντιπηκτική αγωγή και δεν είχε καμία δυσμενή επίδραση στο αποτέλεσμα της επέμβασης.

Πέντε ασθενείς παρουσίασαν λοίμωξη του ουροποιητικού, αν και ο καθετήρας κύστεως αφαιρέθηκε σε όλους τους ασθενείς τη 2^η μετεγχειρητική ημέρα. Σε όλες τις περιπτώσεις χορηγήθηκε αντιβίωση βάση αντιβιογράμματος και η εξέλιξή τους ήταν ομαλή.

Κλινικά αποτελέσματα

Οι 81 ασθενείς (96 ισχία) αποτέλεσαν τη βάση δεδομένων για τη συγκεκριμένη μελέτη. Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν $109,40 \pm 30,56$ μήνες (εύρος από 64-171 μήνες) ή $9,11 \pm 2,54$ έτη (εύρος από 5,33 έως 14,25 έτη). Το HHS βελτιώθηκε από $62,56 \pm 8,87$ (εύρος από 43 έως

79) που ήταν προεγχειρητικά στο $93,48 \pm 7,7$ (εύρος από 62 έως 100) μετεγχειρητικά. Δύο ασθενής (2,46%) εμφάνισαν φτωχό αποτέλεσμα, πέντε ασθενείς (6,17 %) είχαν μέτριο αποτέλεσμα, δέκα ασθενείς (12,34%) καλά και 64 ασθενείς (79%) άριστα αποτελέσματα. (πίνακας 4)

HHS	Χαρακτηρισμός αποτελέσματος	Αριθμός ασθενών
< 70	Φτωχό	2 (2,46%)
71-80	Μέτριο	5 (6,17%)
81-90	Καλό	10 (12,34%)
91-100	Άριστο	64 (79%)

Πίνακας 4

Σαράντα πέντε ασθενείς (46 ισχία) δεν αναφέρουν καθόλου πόνο, τριάντα δύο ασθενείς (44 ισχία) αναφέρουν ήπιο περιστασιακό πόνο (level 2) τρεις ασθενείς (5 ισχία) αναφέρουν ελαφρύ πόνο που δεν περιορίζει τις δραστηριότητες (level 3) και δύο ασθενείς (1 ισχίο) μέτριο πόνο (level 4). Από τους 36 ασθενείς (50 ισχία) που αναφέρουν κάποιου είδους πόνο, οι 22 ασθενείς (30 ισχία) εμφανίζουν μηριαίο πόνο, οι 13 ασθενείς (17 ισχία) εμφανίζουν πόνο στο γοφό και ένας ασθενής (1 ισχίο) εμφανίζει πόνο και στο μηρό και στο ισχίο). (πίνακας 5)

επίπεδο	Αρ ασθενών (ισχίων)
1	45 (46)
2	32 (44)
3	3 (5)
4	1(1)
5	0
6	0

Επίπεδο του πόνου στον τελικό επανέλεγχο

Πίνακας 5

Από τους 23 (30 ισχία) ασθενείς που εμφανίζουν μηριαίο πόνο αυτός ταξινομείται ως επιπέδου 2 για τους 22 ασθενείς (28 ισχία) και ως επιπέδου 4 για τον ένα ασθενή (2 ισχία). Από τους 13 ασθενείς (17 ισχία) που εμφανίζουν πόνο στο γοφό αυτός ταξινομείται ως επιπέδου 2 για τους 10 ασθενείς (10 ισχία) ως επιπέδου 3 για δύο ασθενείς (4 ισχία) και ως επιπέδου 4 για 1 ασθενή (1 ισχία). Ο ένας ασθενής (1 ισχίο) που εμφανίζει πόνο και στο μηρό και στο γοφό αυτός χαρακτηρίζεται ως επιπέδου 3. (πίνακας 6)

Εντόπιση πόνου	Επίπεδο 2	Επίπεδο 3	Επίπεδο 4
Μηριαίο	22 (28 ισχία)	0	1 (2 ισχία)
Γοφός	10 (10 ισχία)	2 (4 ισχία)	1 (1 ισχίο)
Μηριαίο και γοφός	0	1 (ισχίο)	0

Πίνακας 6

Πληροφορίες σχετικά με τους παράγοντες κινδύνου που σχετίζονται με την εμφάνιση μηριαίου πόνου αναφέρονται στον πίνακα 7.

	Μηριαίος πόνος N =23	Όχι μηριαίος πόνος N=58
Φύλο (α: γ)	4 : 19	22:36
Ηλικία		
<= 65 ετών	7	16
>65 ετών	16	52
Επίπεδο Α	87± 3,5	87± 3,7
Επίπεδο Β	84± 3,9	84 ± 3,65
Οστεόλυση		
Ναι	5	7
Όχι	18	51
0 – 4	14	27
4-10	9	31
Τοποθέτηση στυλεού		
Ουδέτερα	14	33
Ραιβά	7	21
Βλαισά	2	4
Υποχώρηση στυλεού		

Ναι	2	8
όχι	21	50
Οστεοπενία		
Όχι	15	33
1	4	19
2	4	5
3	0	1
4	0	0
Πίνακας 7		

Η ανάλυση διακύμανσης δεν ανέδειξε στατιστικά σημαντική συσχέτιση της εμφάνισης μηριαίου πόνου με παραγόντες όπως το φύλο (Pearson χ^2 , $p = 0,48$), την ηλικία (<65 ετών (Pearson χ^2 , $p = 0,73$)), την πλήρωση του αυλού στο επίπεδο Α (Pearson χ^2 , $p = 0,72$) και στο επίπεδο Β (Pearson χ^2 , $p = 0,56$), το μέγεθος του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,98$), την υποχώρηση του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,52$), την τοποθέτηση του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,61$) και την εμφάνιση οστεοπενίας στο μηριαίο (Pearson χ^2 , $p = 0,73$)

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ

Διανυόμενη απόσταση

Από τους 81 ασθενείς, οι 62 (76,5%) δεν ένιωθαν χωλότητα κατά τη βάδιση, ενώ 19 ασθενείς (23,5%) υπήρχε ήπια χωλότητα. Εξήντα πέντε ασθενείς (80,2%) μπορούσαν να βαδίσουν απεριόριστη απόσταση, 15 ασθενείς (18,5%) μπορούσαν διανύσουν από 500-1000 μέτρα και ένας ασθενής μπορούσε να διανύσει από 100-500 μέτρα.

Υποστήριξη κατά τη βάδιση

Εβδομήντα δύο ασθενείς (88,9%) δεν χρησιμοποιούν υποστήριξη κατά τη βάδιση, ενώ 9 ασθενείς (11,1%) χρησιμοποιούν μπάστούνι για μεγαλύτερες αποστάσεις.

Χρήση μέσων μαζικής μεταφοράς

Εβδομήντα έξι ασθενείς (93,8%) μπορούν να χρησιμοποιούν τα μέσα μαζικής μεταφοράς, ενώ 5 ασθενείς (6.2%) δεν μπορούν.

Χρήση σκάλας

Εξήντα επτά ασθενείς (82,7%) μπορούν να χρησιμοποιούν τη σκάλα φυσιολογικά, 13 (16%) χρησιμοποιώντας τα κάγκελα και ένας (1,2%) με οποιοδήποτε τρόπο.

Χωλότητα

Εξήντα δύο ασθενείς (76.5%) δεν εμφανίζει χωλότητα κατά τη βάδιση ενώ δεκαεννέα (23.5%) εμφανίζει ήπια χωλότητα

Κάθισμα

66 ασθενείς μπορούν να καθίσουν άνετα σε συνηθισμένη καρέκλα για μια ώρα ενώ 15 μπορούσαν να καθίσουν σε ψηλή καρέκλα για 30 λεπτά

Ένδυση υποδημάτων

61 ασθενείς μπορούσαν να φορέσουν κάλτσες και υποδήματα με ευκολία ενώ 19 το έκαναν με δυσκολία και ένας ασθενής καθόλου.

Από τους 81 ασθενείς (96 ισχία), μια ασθενής υπεβλήθη σε αναθεώρηση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος λόγω άσηπτης χαλάρωσης ακριβώς πέντε χρόνια μετά την πρώτη επέμβαση (εικόνα 32, 33) και μία ασθενής υπεβλήθη σε αναθεώρηση του μηριαίου στυλεού 90 μήνες μετά την επέμβαση λόγω άσηπτης χαλάρωσης (εικόνα 34,35)



Εικόνα 32Α



Εικόνα 32Β



Εικόνα 33



A



B

Εικόνα 34



A



B



Γ

Εικόνα 35

Η στατιστική ανάλυση έδειξε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση του τελικού HHS με την ηλικία ($p=0,97$), το φύλο ($p=0,6$) το BMI ($p=0,82$), αλλά και το προεγχειρητικό HHS ($p=0,37$). Αντίθετα στους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε ολική αρθροπλαστική άμφω το τελικό HHS ήταν κατά μέσο όρο $86,93 \pm 5,74$, στατιστικά σημαντικά μικρότερο ($p=0,01$) σε σχέση με τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αρθροπλαστική στο ένα μόνο ισχίο.

Ακτινολογικά αποτελέσματα

Κοτυλιαία πρόθεση

Μετεγχειρητικά, σε 57 ισχία η κοτυλιαία πρόθεση ήταν τοποθετημένη σε ουδέτερη θέση (57,57%), σε 24 ισχία σε οριζόντια θέση (24.25%) και σε 18 ισχία (18.18%) σε κάθετη θέση. Η μέση κοτυλιαία γωνία ήταν $43,82^\circ \pm 6,34$ (εύρος από 31° έως 56°). Όλες οι σπείρες του κελύφους καλύπτονται

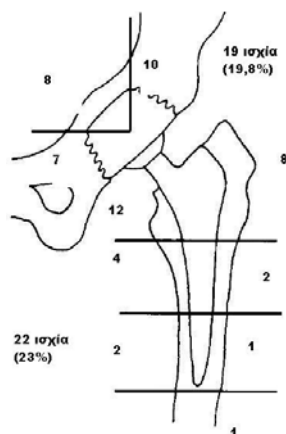
σε 56 ισχία (56.56%), 1 σπείρα μένει ακάλυπτη από την οστική κοτύλη σε 30 ισχία (30.3%) και 2 σπείρες μένουν ακάλυπτες σε 13 ισχία (13,13%). Σε 52 ισχία (52.52%) είχε τοποθετηθεί ένθετο πολυαιθυλένιο χωρίς πρόσθετη κλίση και σε 47 ισχία (47.48%) ένθετο με πρόσθετη κλίση 10°. Στον πίνακα 8 φαίνεται η κατανομή του μεγέθους της κοτύλης αναλογικά με τον αριθμό των ισχίων που χειρουργήθηκαν.

Μέγεθος κυπελλίου	Διάμετρος κυπελλίου	Αρ ισχίων N = 99
1	43	0
2	46	20 (20.20%)
3	49	32 (32,32%)
4	52	36 (36,36%)
5	56	9 (9,09%)
6	59	2 (2,02%)
> 6	0	0

Πίνακας 8

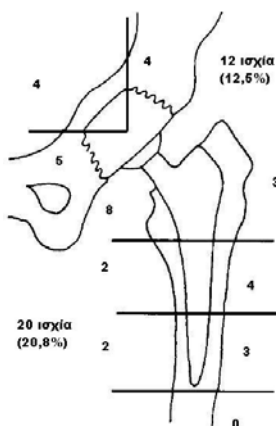
Η μέση μεταβολή της γωνίας της κοτύλης στον τελευταίο επανέλεγχο ήταν συνολικά ήταν $0,34^{\circ} \pm 0,96$ (από 0 έως 6°) ενώ στα 14 κυπέλλια που εμφάνισαν αλλαγή στην κλίση η μέση μεταβολή της γωνίας ήταν $2,36^{\circ} \pm 1,27$ (από 1 έως 6°). Η μέση μεταβολή της οριζόντιας μετατόπισης της κοτύλης στο σύνολο των ισχίων ήταν $0,14 \pm 0,49$ mm ενώ στα 8 κυπέλλια που υπήρξε μεταβολή της οριζόντιας απόστασης επί τα εντός, η μέση μετατόπιση ήταν $1,625 \pm 0,74$ mm. (από 1 έως 3mm). Τέλος η μέση μεταβολή της κάθετης μετατόπισης της κοτύλης στο σύνολο των ισχίων ήταν $0,16 \pm 0,51$ mm ενώ στα 10 κυπέλλια που υπήρξε μεταβολή της κάθετης απόστασης κεφαλικά, η μέση μετατόπιση ήταν $1,5 \pm 0,7$ mm. (από 1 έως 3mm). Η κατανομή των ακτινοδιαγραφικών και των ακτινοσκοπιών γραμμών καθώς και της οστεόλυσης γύρω από το κοτυλιαίο εμφύτευμα φαίνεται στην εικόνα 36

Ακτινοδιαγραφαστικές γραμμές <2mm



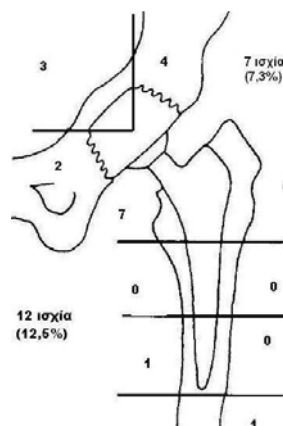
Η κατανομή των ακτινοδιαγραφαστικών γραμμών γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

Ακτινοσκοπιές γραμμές



Η κατανομή των ακτινοσκοπιών γραμμών γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

Οστεόλυση



Η κατανομή της οστεόλυσης γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

Εικόνα 36

Σε επτά ισχία εμφανίστηκε οστεόλυση γύρω από την κοτυλιαία πρόθεση. Σε όλες τις περιπτώσεις η οστεόλυση χαρακτηρίστηκε ήπια, εστιακή χωρίς κλινική σημασία για τον ασθενή. Από το σύνολο των οστεολύσεων σε 9 ζώνες (7 ισχία) οι 6 ζώνες (6 ισχία) εμφανίστηκαν σε μία ζώνη για κάθε ισχίο ενώ σε ένα ισχίο εμφανίστηκαν και στις 3 ζώνες κατά Delee το οποίο και αναθεωρήθηκε. Ο μέσος χρόνος εμφάνισης ακτινολογικής οστεόλυσης ήταν 45 ± 10.25 μήνες. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει οστεόλυση στα 13 χρόνια ήταν 80,04% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 72,56% έως 87,48%).

Τρία ισχία εμφάνισαν σημεία άσηπτης χαλάρωσης. Το ένα αναθεωρήθηκε 5 χρόνια μετά την επέμβαση λόγω του πόνου, και τα άλλα δύο δεν αναθεωρήθηκαν καθώς είχαν καλά κλινικά αποτελέσματα. Η αθροιστική

πιθανότητα να μην εμφανιστεί άσηπτη χαλάρωση στα 13 χρόνια ήταν 95,52% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 92,92% έως 98,1%). Η ανάλυση της διακύμανσης (ANOVA) ανέδειξε πως υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της χαλάρωσης της κοτύλης με την αλλαγή της κλίσης του κυπελλίου ($p < 0,01$), την οριζόντια μετατόπιση ($p < 0,01$), την κάθετη μετατόπιση ($p < 0,01$), ενώ δεν σχετίζεται με την εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης ($p = 0,2$), την κλίση της κοτύλης ($p = 0,33$), το μέγεθος του κυπελλίου ($p = 0,93$), την ηλικία του ασθενούς ($p = 0,4$), το BMI ($p = 0,09$), την πάσχουσα πλευρά ($p = 0,9$) και την εμφάνιση πόνου στο ισχίο ($p = 0,45$).

Συνολικά τρία ισχία αναθεωρήθηκαν για το κοτυλιαίο στέλεχος. Ένα λόγω άσηπτης χαλάρωσης και δυο λόγω εξάρθρημάτων. Το ένα αναθεωρήθηκε και έγινε αντικατάσταση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος με άλλο από πολυαιθυλένιο με τη χρήση οστικού τσιμέντου. Στα άλλα δύο έγινε αντικατάσταση του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο με πρόσθετη κλίση 10° . Η χρήση του ένθετου πολυαιθυλενίου στη μελέτη μας δε φαίνεται να έχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την εμφάνιση εξάρθρηματος (Fisher's exact test = 0,64, $p > 0,05$).

Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί εξάρθρημα του ισχίου στα 13 χρόνια ήταν 94,07% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 90,94% έως 97,2%).

Το ποσοστό επιβίωσης της κοτύλης (στα 13 χρόνια) για οποιοδήποτε λόγο ήταν 94,43% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 94,99% έως 99,11%), ενώ το ποσοστό επιβίωσης της κοτύλης για άσηπτη χαλάρωση ήταν 98,44 (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 96,89% έως 99,99%).

Μηριαία πρόθεση

Στον πίνακα 9 φαίνεται η κατανομή του μεγέθους του μηριαίου στυλεού αναλογικά με τον αριθμό των ισχίων που χειρουργήθηκαν.

Μέγεθος στυλεού	Αρ ισχίων (99)
1	2 (2,02%)
2	8 (8,08%)
3	11 (11,11%)
4	30 (30,3%)
5	25 (25,25%)
6	16 (16,16%)
7	6 (6,06%)
> 7	1 (1,01%)

Πίνακας 9

Μετεγχειρητικά, σε 60 ισχία η μηριαία πρόθεση ήταν τοποθετημένη σε ουδέτερη θέση (60,6%), σε 33 ισχία σε ραιβή θέση (33,33%) και σε 6 ισχία (6,07%) σε βλαισθή θέση. Η πλήρωση του μηριαίου αυλού ήταν μεγαλύτερη στη μεσότητα του στυλεού (επίπεδο Α) ($97,48\% \pm 3,19$) από το περιφερικό τρίτο του στυλεού (επίπεδο Β) ($83,67\% \pm 3,48$). (πίνακας 10)

	Ουδέτερη N = 60	Ραιβή N = 33	Βλαισή N = 6	Σύνολο N = 99	Τιμή p
Μέση (Διάμετρος)	4,51 ± 1,11	4,43 ± 1,83	4,5 ± 1,87	4,48 ± 1,42	p<0,05
Median (διάμετρος)	4 (2-7)	5 (1-8)	4,5 (2-7)	4 (1-8)	
Πλήρωση αυλού (%)					
Επίπεδο A	88 ± 3	85,93±2,87	91,5 ± 2,42	97,48 ± 3,19	
Επίπεδο B	84,15 ± 3,28	82,09 ± 2,9	87,5 ± 4,32	83,67 ± 3,48	p<0,05

Παράγοντες που σχετίζονται με τη μετεγχειρητική θέση του στυλεού

Πίνακας 10

Όλοι οι στυλεοί εμφανίζουν στοιχεία οστεοενσωμάτωσης. Από τα 96 ισχία ένας στυλεός αναθεωρήθηκε λόγω περιπροθετικού κατάγματος με αντικατάστασή του, με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους και ένας στυλεός λόγω άσηπτης χαλάρωσης. 10 ισχία εμφανίζουν υποχώρηση του στυλεού πάνω από 5mm, 4 ισχία εμφανίζουν υποχώρηση 5 mm, 65 ισχία υποχώρηση κάτω από 5mm και 17 ισχία δεν εμφανίζουν υποχώρηση. Η υποχώρηση στο σύνολο των στυλεών είναι κατά μέσο όρο 2,69mm ± 1,85 (εύρος από 0 έως 7mm), ενώ ο μέσος χρόνος εμφάνισης της υποχώρησης ήταν 14,54± 18,17 μήνες. Στα 10 ισχία με υποχώρηση πάνω από 5mm η μέση υποχώρηση ήταν 6,1 ± 0,3 (από 6 έως 8 mm) ενώ ο μέσος χρόνος εμφάνισης της υποχώρησης στους στυλεούς αυτούς είναι 28 ± 23,24 μήνες(από 14 έως 90 μήνες).

Σε 38 ισχία (39.59%) εμφανίστηκε πλήρες υποπόδιο (pedestal), σε 22 (22.9%) στην έξω πλευρά του στυλεού και σε 5 (5.22%) στην μέσα πλευρά.

Από το σύνολο των ασθενών οι 23 ασθενείς (30 ισχία) εμφανίζουν μηριαίο πόνο, που γενικά ταξινομείται ως επιπέδου 2.

Η ανάλυση της διακύμανσης (ANOVA) έδειξε ότι η υποχώρηση του στυλεού δεν εξαρτάται στατιστικά σημαντικά από το μέγεθος του στυλεού ($p=0,98$), την τοποθέτηση σε ραβδότητα ή βλαισότητα ($p=0,12$), την εμφάνιση του μηριαίου πόνου ($p=0,5$) και την πλήρωση του μηριαίου τόσο στο επίπεδο Α ($p=0,58$) όσο και στο επίπεδο Β ($p=0,68$), ενώ έχει σημαντικά στατιστική συσχέτιση με το δείκτη σωματικής μάζας (BMI) ($p=0,015$), Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει υποχώρηση του στυλεού στα 13 χρόνια ήταν 73,43% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 73,43% έως 81,84%).

Η κατανομή των ακτινοδιαγραφαστικών και των ακτινοσκοιρών γραμμών καθώς και της οστεόλυσης γύρω από το μηριαίο εμφύτευμα φαίνεται στην εικόνα 36.

Πάχυνση του φλοιού παρατηρείται σε 21 ισχία, ενώ ο μέσος χρόνος εμφάνισης της πάχυνσης από το χειρουργείο, είναι 40,1 μήνες \pm 6,56. (από 28 έως 56 μήνες)

Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει πάχυνση του φλοιού στα 13 χρόνια είναι 83,34% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 69,8% έως 96,83%),

Οστεοπενία του μηριαίου 1^{ου} βαθμού εμφανίστηκε σε 23 (23.96%) ισχία, 2^{ου} βαθμού σε 9 ισχία (9.38%) και 3^{ου} βαθμού σε ένα ισχίο (1.04%) . Ο μέσος χρόνος εμφάνισης οστεοπενίας ήταν $36,56 \pm 8,7$ μήνες για τα ισχία με 1^{ου} βαθμού οστεοπενία (από 23 έως 57 μήνες), και $35,3 \pm 6,12$ μήνες (από 26 έως 43 μήνες) για τα ισχία με 2^{ου} βαθμού οστεοπενία. Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί οστεοπενία 2^{ου} βαθμού στα 13 χρόνια ήταν 53,24% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 35,19% έως 75,59%), ενώ η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί οστεοπενία 3^{ου}

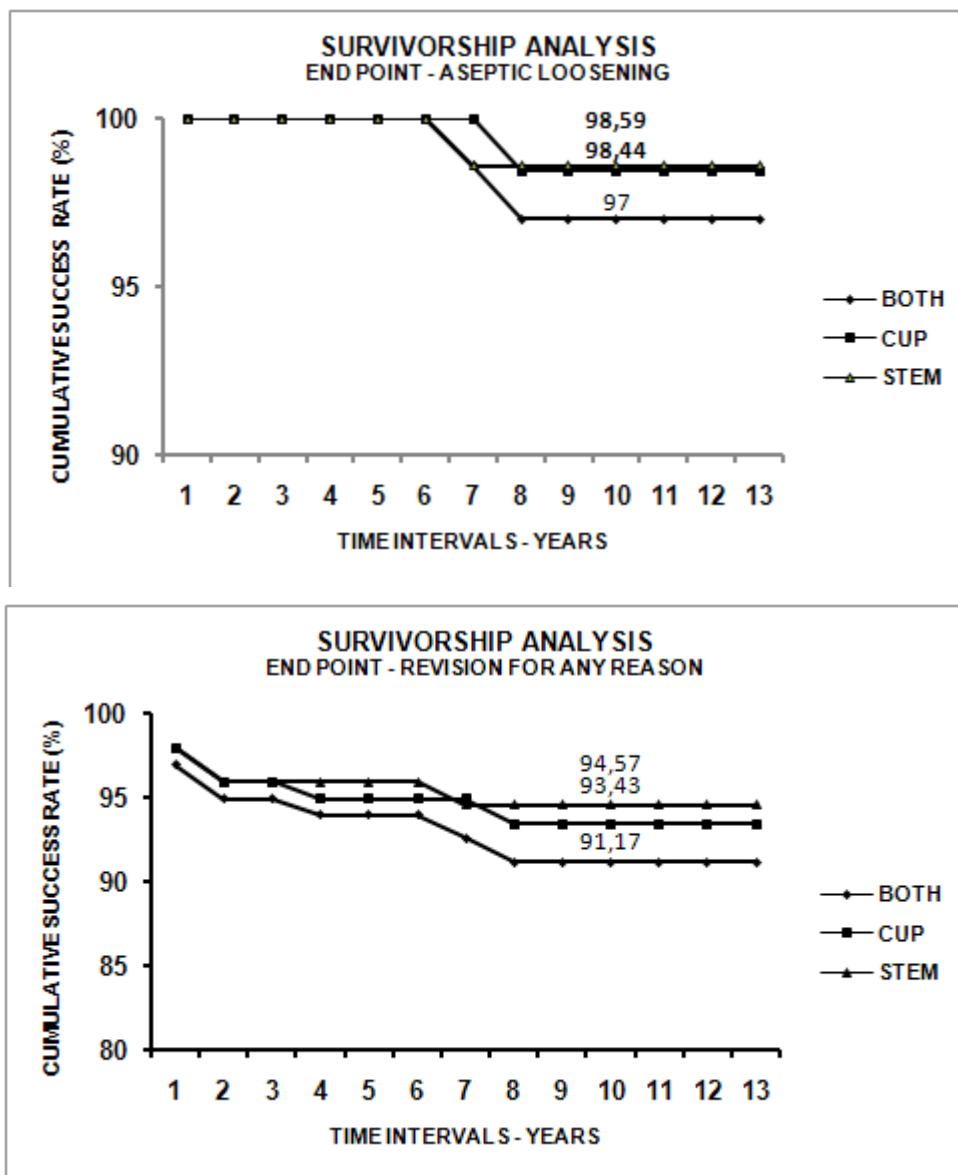
βαθμού στα 13 χρόνια ήταν 95% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 90,13% έως 99,87%),

Ο μέσος χρόνος εμφάνισης ακτινολογικής οστεόλυσης (15 ζώνες - 12 ισχία) ήταν 40,08 μήνες \pm 5,9(από 32 έως 52 μήνες) . Από το σύνολο των οστεολύσεων οι 13 ζώνες (12 ισχία) ήταν κατανεμημένες στις ζώνες 1 και 7, ενώ σε μια ασθενή αφορούσε και τις ζώνες 4 και 5, στην οποία ο στυλεός αναθεωρήθηκε. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει οστεόλυση στο μηριαίο στα 13 χρόνια ήταν 67,25% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, \pm 23,82%).

Η ανάλυση της διακύμανσης (ANOVA) ανέδειξε πως υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της χαλάρωσης του μηριαίου με την παρουσία οστεόλυσης ($p=0,008$), την εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης (Pearson χ^2 , $p = 0,011$) και την εμφάνιση πάχυνσης του μηριαίου (Pearson χ^2 , $p = 0,05$) ενώ δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την ηλικία (Fisher's Exact Test, $p=0,125$), το BMI (Pearson χ^2 , $p = 0,27$), την ύπαρξη μηριαίου πόνου (Fisher's Exact Test, $p=0,23$), την εμφάνιση οστεοπενίας (Pearson χ^2 , $p = 0,36$), την τοποθέτηση του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,71$), την εμφάνιση pedestal (Pearson χ^2 , $p = 0,54$), την υποχώρηση του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,88$), το μέγεθος του στυλεού (Pearson χ^2 , $p = 0,93$), και το ποσοστό πλήρωσης στο επίπεδο A (Pearson χ^2 , $p = 0,99$) και στο επίπεδο B (Pearson χ^2 , $p = 0,99$).

Η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης του στυλεού για οποιοδήποτε λόγω ήταν 94,57% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 92,19% έως 96,95%), ενώ η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης του στυλεού για άσηπτη χαλάρωση ήταν 98,59% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 97,19% έως 99,99%).

Η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης και των δύο εμφυτευμάτων για άσηπτη χαλάρωση ήταν 97,05%, (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 94,99% έως 99,11%), ενώ η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης και των δύο εμφυτευμάτων για οποιοδήποτε λόγω ήταν 91.17% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 88,15% έως 94,19%).



Σε 26 ισχία (27%) ανευρέθηκε έκτοπη οστεοποίηση 1ου βαθμού, σε 8 ισχία (8,33%) 2ου βαθμού και 4 ισχία (4,16%) 3ου βαθμού. Σε 58 ισχία (60,4%) δεν εμφανίστηκε έκτοπη οστεοποίηση ενώ 4ου βαθμού έκτοπη οστεοποίηση δεν παρατηρήθηκε.

Η ανάλυση της διακύμανσης (ANOVA) ανέδειξε πως υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της εμφάνισης έκτοπη οστεοποίηση με το τελικό HHS ($p<0,01$), το σωματικό βάρος ($p<0,01$), την ένταση ($p<0,05$) και την εντόπιση του πόνου ($p<0,05$), ενώ δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την ηλικία, το φύλο και το BMI ($p>0,05$).

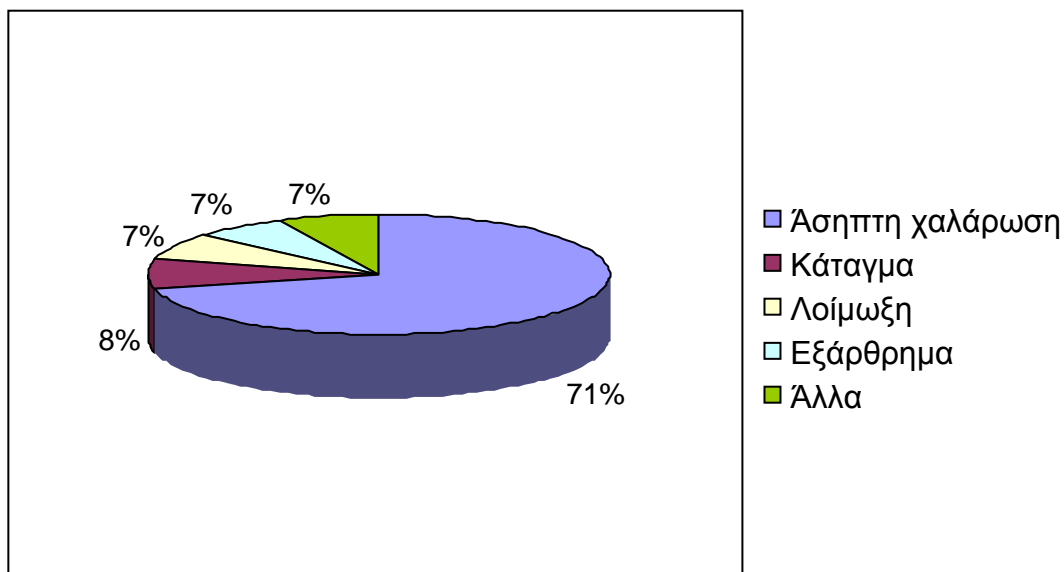
5. Συζήτηση

Η χειρουργική της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου έχει εξελιχθεί σε βιομηχανία εκατομμυρίων ευρώ σε όλο τον κόσμο. Πολλά χρήματα ξοδεύονται ετήσια στην έρευνα και στην ανάπτυξη νέων βελτιωμένων υλικών για την κατασκευή των προθέσεων. Δυστυχώς οι μέθοδοι ελέγχου που έχουν εφευρεθεί για την εκτίμηση των υλικών αυτών μειονεκτούν αρκετά.

Αν κάποιος πιστέψει τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τους διάφορους εξομοιωτές, η προβλεπόμενη επιβίωση των αρθροπλαστικών του ισχίου είναι τα 30 έτη περίπου. Δυστυχώς, η πραγματική επιβίωση που συναντάται στην καθημερινή πράξη είναι της τάξης των 12 έως 15 ετών [116]. Από αυτό το γεγονός αντιλαμβάνεται κανείς ότι τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τα εργαστήρια, δεν είναι ο κύριος παράγοντας για την αναμενόμενη επιβίωση των προθέσεων. Για να γίνει καλύτερα κατανοητό γιατί είναι αναγκαία η αναθεώρηση της αρθροπλαστικής του ισχίου χρειάζεται να δούμε τους λόγους για τους οποίους κάποιος ασθενής μπορεί να χρειάζεται αναθεώρηση. Στην εικόνα 37 φαίνεται μια περίληψη των αποτελεσμάτων του Σουηδικού αλλά και του Αυστραλιανού Αρχείου Ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου [141, 145].

Τα τελευταία δεδομένα όμως έχουν αλλάξει. Σύμφωνα με το Σουηδικό Εθνικό Αρχείο Ολικών αρθροπλαστικών, και για την περίοδο από 1979 – 2008 η συνολική κατανομή ορίζεται ως εξής: από το σύνολο των αναθεωρήσεων το 57,8% έγινε για άσηπτη χαλάρωση, το 11,8% για εξάρθρωμα, το 10,8% για λοίμωξη, το 7,6% για κάταγμα και το 12% για άλλους λόγους [232]. Στο Αυστραλιανό Εθνικό Αρχείο Ολικών αρθροπλαστικών, και για την περίοδο από 1999 – 2008 η συνολική κατανομή ορίζεται ως εξής: από το σύνολο των αναθεωρήσεων το 56,4% έγινε για άσηπτη χαλάρωση, το 14,5% για εξάρθρωμα, το 11,1% για λοίμωξη, το 8,8% για κάταγμα και το 9,2% για άλλους λόγους [171].

Ο κύριος στόχος της βιομηχανίας της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου είναι η εξέλιξη της τεχνολογίας ώστε να μειωθεί η συχνότητα της αναθεώρησης.



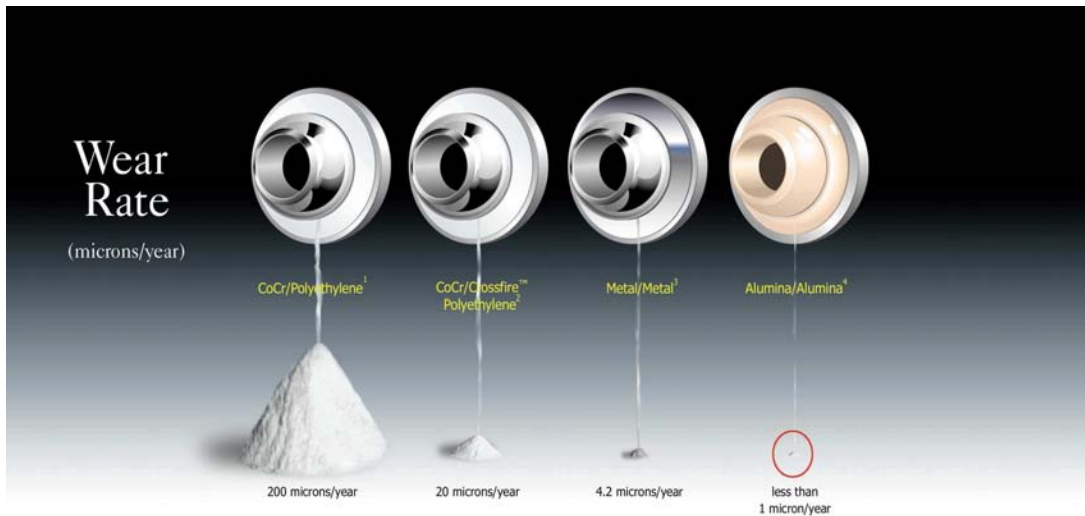
Εικόνα 37

Η φθορά των προστριβομένων επιφανειών στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου καθώς και η ελάττωση της περιπροθετικής οστικής μάζας ως αποτέλεσμα οστεολυτικής απάντησης στα προϊόντα φθοράς των προστριβομένων επιφανειών, προβληματίζει σήμερα τη χειρουργική της αρθροπλαστικής, διότι μπορεί να οδηγήσει στην άσηπτη χαλάρωσή της.

Οι προστριβόμενες επιφάνειες που κυρίως έχουν χρησιμοποιηθεί αφορούν στην πλειοψηφία τους το συνδυασμό μέταλλο με πολυαιθυλένιο. Για την ελαχιστοποίηση της φθοράς, έχουν χρησιμοποιηθεί εναλλακτικές επιφάνειες τριβής όπως ο συνδυασμός μετάλλου με πολυαιθυλένιο νέας γενιάς, μετάλλου με μέταλλο, κεραμικό με πολυαιθυλένιο και κεραμικού με κεραμικό.

Στη βιβλιογραφία σήμερα μπορεί να βρει κανείς δεκάδες δημοσιεύσεις που ανασκοπούν τις μελέτες και προβληματίζονται για τη ιδανική επιφάνεια τριβής.

Το κύριο συμπέρασμα που προκύπτει απεικονίζεται επιτυχώς στην εικόνα 38 όπου φαίνεται ο ρυθμός φθοράς των εναλλακτικών επιφανειών τριβής. Χαρακτηριστική είναι η εικόνα 39 όπου φαίνεται η διαφορά του ρυθμού φθοράς μετάλλου με μέταλλο σε σχέση με τη φθορά μετάλλου με πολυαιθυλένιο, όπου ο πρώτος απεικονίζεται με τη Ταζμανία σε σχέση με το δεύτερο που απεικονίζεται με την Αυστραλία.



Εικόνα 38



Εικόνα 39

Η συζήτηση όμως δεν έχει ολοκληρωθεί καθώς κάθε επιλογή έχει τα δικά της σχετικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και δεν υπάρχουν ικανά κλινικά δεδομένα για την αποσαφήνισή τους.

Το πολυαιθυλένιο με διασταυρούμενους δεσμούς παρουσιάζει μικρότερο ρυθμό φθοράς τόσο in vivo όσο και in vitro, αλλά δεν είναι ακόμα σίγουρο αν θα εμφανίσει και μειωμένη οστεόλυση [75]. Επιπλέον, μπορεί να εμφανιστούν και άλλοι τύποι φθοράς λόγω των μειωμένων μηχανικών ιδιοτήτων του πολυαιθυλενίου με διασταυρούμενους δεσμούς (μικρότερα, αρθρωτά ένθετα) [149].

Τα κεραμικά εμφανίζουν πολύ μικρότερο ρυθμό φθοράς, χαμηλή τριβή, υψηλή αντοχή στη φθορά και καλή βιοσυμβατότητα και μπορούν να αποτελέσουν μια πολύ ελκυστική επιλογή μακροχρόνια [149]. Από την άλλη πλευρά είναι ψαθυρά εύκολα μπορεί να υπάρξει θραύση των εμφυτευμάτων. Τα τοιχώματα των κοτυλιαίων εμφυτευμάτων είναι παχύτερα κάτι που μπορεί να περιορίζει το μέγεθος της κεφαλής, ενώ η μικρότερη αναλογία κεφαλής αυχένα μπορεί να οδηγεί σε πρόσκρουση [145]. Η εξελίξεις στην τεχνολογία των κεραμικών οδηγεί στην κατασκευή νέων υλικών ή συνδυασμών, όπως αλουμίνια ενισχυμένα με ζirkόνιο, ή στη χρήση νέων συνδυασμών όπως κεραμικό με μέταλλο. Τα αποτελέσματά τους αναμένονται με μεγάλη αγωνία, αλλά η αποδοχή τους όμως θα εξαρτηθεί από την επίλυση αναγκών, όπως οι μεγάλες κεφαλές και η κατασκευή λεπτότερων κυπελλίων.

Οι αρθροπλαστικές μέταλλο με μέταλλο έχουν μικρό ρυθμό φθοράς, αλλά ο κίνδυνος τοξικότητας, υπερευαισθησίας και δυνητικής καρκινογένεσης δεν μπορεί παρά να λαμβάνεται υπ' όψιν.

Αν και πολλές αρθροπλαστικές 1^{ης} γενιάς μέταλλο με μέταλλο φαίνεται να λειτουργήσαν καλά ακόμα και 20 χρόνια μετά την τοποθέτησή τους [10] επιδεικνύοντας χαμηλό ρυθμό φθοράς, λόγοι όπως η επιτυχία της Charnley, ο κακός σχεδιασμός των προθέσεων, το θέμα της υψηλής ροπής στρέψεως, η πιθανή καρκινογένεση, η αντίδραση υπερευαισθησίας

στο μέταλλο και το υψηλό ποσοστό φλεγμονής οδήγησαν στην εγκατάλειψη αυτών των προθέσεων. [5]

Τα καλά αποτελέσματα μερικών από τις προθέσεις αυτές αναθέρμαναν το ενδιαφέρον για τη χρήση των αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο [235]. Έτσι από το 1988 ο συνδυασμός μέταλλο με μέταλλο με κεφαλή διαμέτρου 28mm χρησιμοποιήθηκε σε περισσότερο από ένα εκατομμύριο αρθροπλαστικές σε όλο τον κόσμο. Οι περισσότερες βιβλιογραφικές αναφορές αφορούν τη διεπιφάνεια της *metasul* αναδεικνύοντας ποσοστά επιβίωσης από 90-99% με μέση παρακολούθηση από 3-6 χρόνια [62,74]. Αργότερα η βελτίωση των τεχνικών σχεδιασμού και κατασκευής των εμφυτευμάτων επέτρεψε τη δημιουργία και τη χρήση μεταλλικών κεφαλών 32 mm σε μια προσπάθεια μείωσης της φθοράς και της συχνότητας των εξαρτημάτων [53]

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου τύπου Zweymuller ενώ δεν έτυχε αποδοχής στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, στην Ευρώπη χρησιμοποιείται από το 1990 [87]. Στην Ορθοπαιδική κλινική του Νοσοκομείου του Βόλου, χρησιμοποιείται από το 1993. Από στοιχεία που προκύπτουν από την εταιρεία εισαγωγής της στην Ελλάδα, από το 2000 έως το 2003, 1062 αρθροπλαστικές του τύπου αυτού είχαν πραγματοποιηθεί στη χώρα μας.

Η αρθροπλαστική αποτελείται από κωνικό κοχλιωτό κέλυφος από τιτάνιο , με ένθετο πολυαιθυλένιο και τετράπλευρο σφηνοειδή ευθύ στυλεό με πορώδη επιφάνεια σε όλο του το μήκος. Οι αρθρούμενες επιφάνειες επαφής είναι από κοβάλτιο χρώμιο.

Στην παρούσα μελέτη, αρθροπλαστική αυτή σχετίζεται με άριστα αποτελέσματα. Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν $112,29 \pm 29,7$ μήνες (εύρος από 64-171 μήνες) ή $9,5 \pm 2,48$ έτη (εύρος από 6 έως 15 έτη). Το χρονικό διάστημα των δέκα περίπου ετών κρίνεται ικανό για να μπορέσει να βγάλει κανείς χρήσιμα συμπεράσματα.

Το HHS βελτιώθηκε στατιστικά σημαντικά από $62,56 \pm 8,87$ (εύρος από 43 έως 79) που ήταν προεγχειρητικά στο $93,48 \pm 7,7$ (εύρος από 62 έως

100) μετεγχειρητικά ($p < 0,01$). Η στατιστικά σημαντική βελτίωση του HHS παρατηρείται στη μεγάλη πλειοψηφία της βιβλιογραφίας που αφορά την ολική αρθροπλαστική του ισχίου. Όσο αφορά τη συγκεκριμένη αρθροπλαστική με μεταλλικές επιφάνειες τριβής ο Jessen [118] αναφέρει HHS πάνω από 90 στα 7 χρόνια παρακολούθησης, ο Koronovessis [127] HHS 96 στα 5 χρόνια και HHS 88 στα 7 χρόνια [128].

Ο πόνος δεν είναι σπάνιος στην παρούσα μελέτη, καθώς 36 ασθενείς (50 ισχία) αναφέρουν κάποιο είδος πόνου, αλλά μόνο δύο ασθενείς εμφανίζουν πόνο επιπέδου 4, ο ένας στο μηριαίο και ο άλλος στο γοφό. Ο πρώτος ασθενής αυτός υπεβλήθη σε αναθεώρηση του στυλεού, 90 μήνες μετά την πρώτη επέμβαση και ο δεύτερος σε αναθεώρηση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος 60 μήνες μετά την επέμβαση. Επίσης 22 ασθενείς (28 ισχία) εμφάνισαν μηριαίο πόνο επιπέδου 2. Παρ' όλου του ότι οι αιτίες του μηριαίου πόνου δεν είναι ξεκάθαρες, τέτοιου είδους πόνος αναφέρεται σε οστεοενσωματωμένους στυλεούς και σε άλλες εργασίες [12,87].

Ένα από τα κύρια προβλήματα των στυλεών που τοποθετούνται χωρίς τσιμέντο, είναι ο μηριαίος πόνος. Οι Callaghan και Heekin [102] αναφέρουν ποσοστό εμφάνισης μηριαίου πόνου 19% σε ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου χωρίς τσιμέντο ενώ οι Maloney και Harris [147] 24%. Ο Haddad [94] αναφέρει ποσοστό εμφάνισης μηριαίου πόνου 36% σε στυλεούς με πορώδη επιφάνεια. Ο αυξημένος αριθμός ασθενών στην μελέτη μας (27,4%) που εμφανίζουν μηριαίο πόνο, (23 ασθενείς (30 αρθροπλαστικές) στο σύνολο των 84 ασθενών (99 αρθροπλαστικές) αποδεικνύει τις παρατηρήσεις αυτές. Όμως μόνο σε ένα ασθενή ο μηριαίος πόνος ήταν επιπέδου 4 που οδήγησε τον άρρωστο σε αναθεώρηση. Στους υπόλοιπους 22 ασθενείς (27%) με μηριαίο πόνο (επίπεδο 2) η χορήγηση αναλγητικών ή μη στεροειδών αντιφλεγμονωδών έδειξε να επιλύει το πρόβλημα. Η ανάλυση διακύμανσης δεν ανέδειξε στατιστικά σημαντική συσχέτιση της εμφάνισης μηριαίου πόνου με παραγόντες όπως το φύλο, την ηλικία, την πλήρωση του αυλού τόσο στο επίπεδο A όσο και στο επίπεδο B, το μέγεθος του στυλεού, την

υποχώρηση του στυλεού, την τοποθέτηση του στυλεού, και την εμφάνιση οστεοπενίας στο μηριαίο, ενώ περιορισμό αποτελεί η αδυναμία συσχέτισης της ύπαρξης μηριαίου πόνου με το χρόνο εμφάνισης.

Το εξάρθρωμα της αρθροπλαστικής αποτελεί τη δεύτερη συχνότερη αιτία αναθεώρησης στα περισσότερα αρχεία ολικών αρθροπλαστικών, καθώς αφορά το 13,7% στο Βρετανικό Αρχείο, 12% στο Δανέζικο, 9% στο Φιλανδικό και 6,7% στο Νορβηγικό Αρχείο. [97]

Πολλοί παράγοντες μπορεί να προκαλέσουν εξάρθρωμα της αρθροπλαστικής του ισχίου. Οι κυριότεροι από αυτούς είναι η ανεπαρκής τάση των μυών της περιοχής (κυρίως των απαγωγών) και η τοποθέτηση του κυπελλίου (αυξημένη γωνία κλίσης – κάθετη τοποθέτηση, οπίσθια κλίση). Άλλοι αιτιολογικοί παράγοντες μπορεί να είναι τυχόν προηγούμενη επέμβαση, πρόσκρουση του εγγύς μηριαίου σε οστεόφυτα της κοτύλης, πρόσκρουση του αυχένα στο χείλος του κυπελλίου, λανθασμένη τοποθέτηση του στυλεού.

Στη δική μας μελέτη παρατηρήθηκαν 4 εξαρθρήματα σε σύνολο 96 αρθροπλαστικών του ισχίου (4,1%). Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί εξάρθρωμα του ισχίου στα 10 χρόνια ήταν 94,07% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 90,94% έως 97,2%).

Στους τρεις ασθενείς συνέβησαν από 3 έως 7 μήνες μετά την επέμβαση, ενώ στο τέταρτο 12 και 48 μήνες μετά την επέμβαση. Στον τέταρτο ασθενή προκλήθηκαν λόγω σοβαρής κάκωσης (πτώσης από δύο μέτρα). Το ένθετο πολυαιθυλένιο με την πρόσθετη κλίση των 10° άρχισε να χρησιμοποιείται στην κλινική από το 1996 όταν και ήταν διαθέσιμο από την κατασκευαστική εταιρεία. Στο σύνολο των 96 αρθροπλαστικών χρησιμοποιήθηκε στους 45 ασθενείς. Η τοποθέτησή του εξαρτώταν από την κρίση του χειρουργού. Από τους τέσσερις ασθενείς στους δύο είχε τοποθετηθεί το ένθετο με την πρόσθια κλίση και σ' αυτούς έγινε κλειστή επιτυχής ανάταξη ενώ στους άλλους δύο έγινε αντικατάσταση του συμβατικού ενθέτου με άλλο με πρόσθετη κλίση 10°. Από τη στατιστική ανάλυση προκύπτει ότι η τοποθέτηση του ενθέτου με πρόσθετη κλίση δε

μείωνε στατιστικά σημαντικά την πιθανότητα εξάρθρατος. (Fisher's Exact Test = 0,64, $p > 0,05$)

Η αποκατάσταση των απαγωγών που παρέχεται με τη συγκεκριμένη προσπέλαση αλλά και η πλήρης αναγνώριση της κοτύλης κατά τη διάρκεια της επέμβασης, προσφέρει αρκετή βοήθεια στον σωστό προσανατολισμό της κοτυλιαίας πρόθεσης. Η σύγκλειση του πρόσθιου θυλάκου και η ακεραιότητα του οπισθίου βοηθά σημαντικά στην σταθερότητα της αρθροπλαστικής. Το ποσοστό του εξάρθρατος που προκύπτει από τη μελέτη μας είναι από τα χαμηλά που συναντά κανείς στη βιβλιογραφία. Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί εξάρθραμα του ισχίου στα 10 χρόνια ήταν 94,07% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 90,94% έως 97,2%) και η πιθανότητα να μη γίνει αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου στο ίδιο χρονικό διάστημα είναι 96,2% (95% διάστημα εμπιστοσύνης, από 96,6% έως 99%).

Η εμφάνιση εντωβάθει λοίμωξης μετά από ολική αρθροπλαστική του ισχίου κυμαίνεται στη βιβλιογραφία από 0,5-2% [34,55]. Στην παρούσα μελέτη κανείς ασθενής δεν εμφάνισε λοίμωξη της αρθροπλαστικής και δεν χρειάστηκε να γίνει καμμία αναθεώρηση γι' αυτή την αιτία. Στους ασθενείς αυτούς ελήφθησαν μέτρα προστασίας με αυστηρές συνθήκες αντισηψίας διεγχειρητικά, ενώ η χορήγηση κεφαλοσπορίνης 2^{ης} γενιάς για 5 ημέρες μετεγχειρητικά ακολούθούσε το πρωτόκολλο της χημειοπροφύλαξης της εποχής εκείνης που ακολουθούσε η κλινική

Τα μεταλλικά σωματίδια που δημιουργούνται ως αποτέλεσμα φθοράς της ολικής αρθροπλαστικής μέταλλο με μέταλλο είναι μικρότερα αλλά πολύ περισσότερα σε σχέση με τα σωματίδια πολυαιθυλενίου. Το ελάχιστο μέγεθος που απαιτείται για να προκληθεί οστεόλυση είναι 0,3 μ m [115].

Τα μεταλλικά σωματίδια, μπορεί να μην ενεργοποιούν τα μακροφάγα τόσο όσο τα ρινίσματα πολυαιθυλενίου, αλλά έχουν την τάση να διασπείρονται σε όλο τον οργανισμό, πριν αποβληθούν με την ούρηση [115]. Για το λόγο αυτό, η χρήση της αρθροπλαστικής του ισχίου μέταλλο με μέταλλο έχει δυνητικούς κινδύνους εμφάνισης επιπλοκών που σχετίζονται με τα

μεταλλικά αυτά ρινίσματα. Το πρόβλημα μπορεί να γίνει μεγαλύτερο όταν αφορά νέους, πολύ δραστήριους ασθενείς, που θεωρητικά θα μπορούσαν να εκτεθούν για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα και σε μεγαλύτερο μέγεθος, στα προϊόντα φθοράς αυτά. Τα ιόντα αυτά θα μπορούσαν να αποτελέσουν δείκτη για την παρακολούθηση της αρθροπλαστικής μέταλλο με μέταλλο, αλλά η βιβλιογραφία δεν διευκρινίζει τόσο τις μονάδες μέτρησης όσο και τις «ασφαλείς» ζώνες [114].

Σε επιδημιολογικές μελέτες σε Σκανδιναβικούς πληθυσμούς, από τον Visuri [238,239], εμφανίζεται αύξηση σε καρκίνους του αιμοποιητικού κυρίως σε νέους ασθενείς που υποβάλλονται σε αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο.

Επίσης σε ασθενείς με χαλαρωμένη αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο έχουν παρατηρηθεί αντιδράσεις υπερευαισθησίας αν και οι παρατηρήσεις αυτές χρήζουν μεγαλύτερης διερεύνησης όσο αφορά την κλινική τους σημασίας. [56,248]

Η χρόνια νεφρική ανεπάρκεια και το ατομικό αναμνηστικό αλλεργιών αποτελεί αντένδειξη για αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο [25, 248]. Σε γυναίκες αναπαραγωγικής ηλικίας, η μεταφορά των ιόντων από τον πλακούντα παραμένει συζητήσιμη [25].

Στη δική μας μελέτη δεν παρουσιάστηκαν αντιδράσεις υπερευαισθησίας ή εμφάνιση καρκίνου στο διάστημα που παρακολουθήθηκαν οι ασθενείς.

Για τους νεώτερους δραστήριους ασθενείς η διεπιφάνεια μέταλλο με μέταλλο αποτελεί μια ρεαλιστική επιλογή. Προς το παρόν αποτελεί και τη μόνη επιλογή για την αρθροπλαστική επιφανείας, όπου και χρησιμοποιούνται κεφαλές μεγαλύτερης διαμέτρου. Ο Clarke [49] όμως αναφέρει σε μελέτη του στατιστικά μεγαλύτερη αύξηση των συγκεντρώσεων των μεταλλικών ιόντων σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αρθροπλαστική επιφανείας σε σχέση με τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε κλασσική αρθροπλαστική μέταλλο με μέταλλο. Αντίθετα ο Skipor [219] στη μελέτη του δεν ανέδειξε στατιστικά σημαντική διαφορά. Παρόλη τη σύγχυση στη βιβλιογραφία, χρήσιμο θα ήταν να παρατηρήσει κανείς πως

η μεταλλουργία των δύο εμφυτευμάτων είναι διαφορετική. Στις αρθροπλαστικές επιφανείας η κεφαλή είναι κατασκευασμένη από χυτεύσιμο κράμα κοβαλτίου, ενώ στις κλασσικές αρθροπλαστικές από ελατό κράμα κοβαλτίου, με βελτιωμένες τριβολογικές ιδιότητες.

Σύμφωνα με το Αυστραλιανό Εθνικό Αρχείο Καταγραφής ολικών αρθροπλαστικών του 2009 [171], η διεπιφάνεια μέταλλο με μέταλλο εμφανίζει το μεγαλύτερο ποσοστό αναθεωρήσεων, αν δεν συνυπολογιστεί το μέγεθος της κεφαλής της προθέσεως. Για κεφαλές έως 28mm ο κίνδυνος αναθεώρησης δεν είναι στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερος από ότι εμφανίζεται στις άλλες διεπιφάνειες. Όταν η κεφαλή έχει διάμετρο μεγαλύτερη από 28mm, ο συνδυασμός μέταλλο με μέταλλο, έχει το μεγαλύτερο κίνδυνο αναθεώρησης (4% στην πενταετία), ενώ ο συνδυασμός μέταλλο με πολυαιθυλένιο το μικρότερο 91,7% στην πενταετία). Για τις διεπιφάνειες κεραμικό με κεραμικό και κεραμικό με πολυαιθυλένιο είναι 2,7%% και 2,1% αντίστοιχα στα 5 χρόνια. Στις αρθροπλαστικές επιφανείας υπάρχει μια αντίστροφη συσχέτιση του μεγέθους της κεφαλής με τον κίνδυνο αναθεώρησης. Στα επτά χρόνια στο ίδιο αρχείο αναφέρεται τετραπλάσιος κίνδυνος αναθεώρησης σε κεφαλές έως 44mm (9,2%), σε σχέση με τις κεφαλές διαμέτρου πάνω από 55mm (2.3%).

Η χρήση της κοχλιωτής κοτύλης έχει συνδυαστεί με φτωχά αποτελέσματα από πολλούς συγγραφείς. [8, 82, 85, 164, 220, 235, 160]. Τα φτωχά πρώιμα αποτελέσματα παρατηρήθηκαν σε ισχία στα οποία είχε τοποθετηθεί κοχλιωτή κοτύλη από πολυαιθυλένιο (Endler) χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου. Στις περιπτώσεις αυτές, η άσηπτη χαλάρωση και η περιπρωθητική οστεόλυση οφείλονταν στην ιστική αντίδραση στα προϊόντα φθοράς του πολυαιθυλενίου [260]. Η χρήση της κοχλιωτής κοτύλης από τιτάνιο του Zweymuller συνοδεύτηκε από ενθαρρυντικά αποτελέσματα [60, 129].

Οι ακτινοδιαγραφαστικές γραμμές μπορεί να μην εκτιμηθούν σωστά. Σύμφωνα με τους Huiskes [110] και Bugbee [34] οι ακτινοδιαγραφαστικές

γραμμές είναι σημεία αποφόρτισης του οστού (stress-shielding) και είναι πιθανό με την πάροδο του χρόνου να οδηγήσουν σε άσηπτη χαλάρωση. Πολλές μακροχρόνιες μελέτες όμως έχουν αποτύχει να αποδείξουν ότι οι ακτινολογικές αυτές μεταβολές οδηγούν στη χαλάρωση του μηριαίου στυλεού ή στην μείωση των κλινικών αποτελεσμάτων [88,92,167]. Οι ακτινοδιαυγαστικές γραμμές εμφανίζονται κυρίως στο εγγύς μηριαίο και δεν εξελίσσονται [88, 265]. Από τον Lester [135] υποστηρίζεται η άποψη πως οι ακτινοδιαυγαστικές γραμμές μπορεί να οφείλονται και στην προετοιμασία και την τοποθέτηση του εμφυτεύματος, καθώς ακόμα και μικρές αποκλίσεις μπορεί να διαταράξουν την αρχιτεκτονική του εγγύς μηριαίου [20]. Χαλάρωση υποδηλώνουν ακτινοδιαυγαστικές γραμμές πάνω από 3 mm σύμφωνα με τη βιβλιογραφία [246]. Στη δική μας μελέτη ακτινοδιαυγαστικές γραμμές εμφανίστηκαν κυρίως στις ζώνες 1 και 7. Η παρατήρηση αυτή έρχεται σε συμφωνία και με άλλες μελέτες [88,259]. Το μικρό ποσοστό αναθεώρησης λόγω άσηπτης χαλάρωσης στην παρούσα μελέτη επιβεβαιώνει τα αναμενόμενα αποτελέσματα των εργαστηριακών δοκιμασιών. Το ποσοστό αναθεώρησης λόγω άσηπτης χαλάρωσης ήταν 1,04% για την κοτύλη και 1,04% για το μηριαίο στυλέο, ενώ συνολικά το ποσοστό αναθεώρησης ήταν 2,08% με μέσο χρόνο παρακολούθησης τα $9,35 \pm 2,48$ έτη (εύρος από 5,33 έως 14,25 έτη). Οι Κορροβέσης και συν. παρουσίασαν κλινικά αποτελέσματα της συγκεκριμένης πρόθεσης σε μεγαλύτερο αριθμό νέων ασθενών με μέσο χρόνο παρακολούθησης τα 6.5 χρόνια [127]. Αναφέρεται ποσοστό επιβίωσης 97% για την κοτυλιαία πρόθεση και 92% στα 9 χρόνια για τη μηριαία πρόθεση θεωρώντας τελικό σημείο την αναθεώρηση για οποιοδήποτε λόγο ενώ αντιστοίχως 98% και 93% θεωρώντας τελικό σημείο την αναθεώρηση για άσηπτη χαλάρωση. Ειδοποιός διαφορά αποτελεί κατά τη γνώμη μας πως ενώ στη συγκεκριμένη μελέτη εμφανίζονται ασθενείς που έχουν χειρουργηθεί για διαφόρους λόγους (πρωτοπαθής και δευτεροπαθής οστεοαρθρίτιδα, συγγενή νόσο του ισχίου κλπ) στη δική μας μελέτη αναγκαία προϋπόθεση για την εισαγωγή στη

μελέτη ήταν η διάγνωση της ιδιοπαθούς οστεοαρθρίτιδας. Η μελέτη μας έχει από όσο γνωρίζουμε, ίσως τη μεγαλύτερη περίοδο παρακολούθησης. Σε σχέση με την προηγούμενη μελέτη το ποσοστό επιβίωσης και των δύο εμφυτευμάτων για άσηπτη χαλάρωση είναι ελαφρώς μεγαλύτερο. Η επίπτωση εμφάνισης ακτινολογικών σημείων άσηπτης χαλάρωσης και οστεόλυσης ήταν μικρότερη στη μελέτη μας.

Η εμφάνιση άσηπτης χαλάρωσης στο κοτυλιαίο εμφύτευμα στη μελέτη μας σχετίζεται με την αλλαγή της κλίσης του κυπελλίου ($p<0,01$), την οριζόντια μετατόπιση ($p<0,01$), την κάθετη μετατόπιση ($p<0,01$), ενώ δεν σχετίζεται με την εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης ($p=0,2$), την κλίση της κοτύλης ($p=0,33$), το μέγεθος του κυπελλίου ($p=0,93$), την ηλικία του ασθενούς ($p=0,4$), το BMI ($p=0,09$), την πάσχουσα πλευρά ($p=0,9$) και την εμφάνιση πόνου στο ισχίο ($p=0,45$). Στη μελέτη του Garcia η εμφάνιση άσηπτης χαλάρωσης στο κοτυλιαίο εμφύτευμα σχετίζεται με την κάθετη τοποθέτηση της κοτύλης, με ρυθμό φθοράς πάνω από 1mm και τη χρήση κεφαλής 32mm [88].

Στη σειρά μας παρατηρήθηκε υψηλό ποσοστό έκτοπης οστεοποίησης (38 ισχία ή ποσοστό 39,58%). Σε 26 ισχία (27%) ανευρέθηκε έκτοπη οστεοποίηση 1ου βαθμού, σε 8 ισχία (8,33%) 2ου βαθμού και 4 ισχία (4,16%) 3ου βαθμού. Σε 58 ισχία (60,4%) δεν εμφανίστηκε έκτοπη οστεοποίηση ενώ 4ου βαθμού (τύπου οστικής γέφυρας) έκτοπη οστεοποίηση δεν παρατηρήθηκε. Το ποσοστό εμφάνισης έκτοπης οστεοποίησης στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου ποικίλλει σε άλλοτε άλλο βαθμό. Οι Collis και Johnson [50] αναφέρουν εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης σε ποσοστό 3% ενώ οι Riegler και Harris [189] σε ποσοστό 50%. Οι Schmidt και Peterson [206] αναφέρουν ποσοστό εμφάνισης 70% σε μια σειρά 100 ασθενών χωρίς θεραπεία πρόληψης έκτοπης οστεοποίησης, ενώ παράλληλα αναφέρουν ποσοστό εμφάνισης 12% σε 102 ασθενείς που ελάμβαναν προληπτικά ινδομεθακίνη. Στα περιστατικά μας δεν χορηγήθηκε προληπτικά αγωγή και το ποσοστό εμφανίζεται πολύ υψηλό. Η έκτοπη οστεοποίηση ήταν τύπου I κατά κύριο λόγο, ενώ έκτοπη

οστεοποίηση τύπου IV δεν παρατηρήθηκε. Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της εμφάνισης έκτοπη οστεοποίηση με το τελικό HHS, το βάρος, την ένταση και την εντόπιση του πόνου.

Ένα άλλο εύρημα που παρατηρήθηκε και στη μελέτη μας είναι η δημιουργία αντιδραστικού οστού στο περιφερικό άκρο του στυλεού. Το οστόν αυτό ονομάζεται υποπόδιο (pedestal) και θεωρείται ότι δημιουργείται ως αποτέλεσμα των κάθετων μικροκινήσεων του στυλεού μέχρι την πλήρη ενσωμάτωσή του. Ο Engh [82] αναφέρει και αυτός το εύρημα αυτό στις δικές του μελέτες. Στη δική μας μελέτη εμφανίστηκε σε 65 περιπτώσεις. Σε 38 ισχία εμφανίστηκε πλήρες υποπόδιο, σε 22 στην έξω πλευρά του στυλεού και σε 5 στην μέσα πλευρά, και δεν φαίνεται να έχει σχέση με το λειτουργικό αποτέλεσμα ($p>0,05$) την εμφάνιση μηριαίου πόνου ($p>0,05$), το τελικό HHS ($p>0,05$), και την τοποθέτηση του στυλεού ($p>0,05$).

Η υποχώρηση του στυλεού ήταν συχνό εύρημα στη μελέτη μας καθώς σε 79 ισχία υπήρχε υποχώρηση τουλάχιστον 1mm, με μέση υποχώρηση $2,67 \pm 1,85\text{mm}$ (από 0 έως 7mm). Όμως μόνο στα 10 ισχία υπήρχε υποχώρηση πάνω από 5mm ενώ η μέση υποχώρηση ήταν $6,1 \pm 0,3$ (από 6 έως 8 mm) και ο μέσος χρόνος εμφάνισης της υποχώρησης στους στυλεούς αυτούς είναι $19,45 \pm 8,5$ μήνες. Από τα 10 αυτά ισχία στα εννέα η υποχώρηση δεν ήταν προοδευτική και το ισχίο ήταν σταθερό σε όλες τις περιπτώσεις. Μόνο σε ένα ισχίο με υποχώρηση 7mm, ο μηριαίος στυλεός αναθεωρήθηκε λόγω προοδευτικής υποχώρησης και έντονου πόνου. Στη μελέτη μας η υποχώρηση φαίνεται να σχετίζεται στατιστικά σημαντικά με το δείκτη μάζας σώματος, ενώ η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί υποχώρηση του στυλεού μεγαλύτερη των 5 χιλιοστών στα 13 χρόνια ήταν 73,43%.

Οι περισσότεροι κατασκευαστές συστήνουν την αποφυγή πλήρους φόρτισης από 6 έως 12 εβδομάδες μετεγχειρητικά μέχρι να επιτευχθεί η ενσωμάτωση του στυλεού (bone ingrowth). Αυτός είναι και ο λόγος που οι περισσότεροι αποφεύγουν τη χρήση προθέσεων που σταθεροποιούνται

χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου σε ηλικιωμένους οστεοπορωτικούς ασθενείς. Είναι γεγονός όμως πως υπάρχουν μελέτες που υποστηρίζουν πως αν επιτευχθεί σταθερή πάκτωση διεγχειρητικά (stable press-fit) και επιβεβαιωθεί στις αρχικές ακτινογραφίες ίσως να μπορεί να επιτραπεί πλήρης φόρτιση και άμεσα μετεγχειρητικά [256]. Το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε στη μελέτη αυτή όπου επιτράπηκε η μερική φόρτιση για τρεις εβδομάδες, και ακολούθως επιτράπη η βάδιση με πατερίτσες για άλλες τέσσερις εβδομάδες, φαίνεται να επιβεβαιώνει την παρατήρηση αυτή, καθώς μόνο ένας στυλεός αναθεωρήθηκε λόγω άσηπτης χαλάρωσης.

Τα περισσότερα ισχία εμφάνισαν 1^{ου} βαθμού οστεοπενία λόγω αποφόρτισης στο μηριαίο ενώ κανένα δεν εμφάνισε οστεοπενία 4^{ου} βαθμού. Τα αποτελέσματα έρχονται σε συμφωνία με αυτά του Garcia [88]. Ο Korovessis και οι συν, [128] συμπέραναν με τη χρήση της απορροφησιμετρίας ακτινών Χ διπλής δέσμης (DEXA) πως ο στυλεός του Zweymuller δεν προκαλεί stress shielding.

Όλες οι μελέτες που αφορούν το στυλεό του Zweymuller εμφανίζουν πλήρη οστεοενσωμάτωση του στυλεού [61, 64, 88, 12, 246]. Σύμφωνα με τον Bohm [20] η οστεοενσωμάτωση ολοκληρώνεται ανάμεσα στον πρώτο και πέμπτο χρόνο.

Ο Litner [140] επιβεβαίωσε την οστεοενσωμάτωση σε εγκάρσιες διατομές εξαιρεμένων στυλεών με καλά κλινικά αποτελέσματα, ακόμα και σε ηλικιωμένους ασθενείς [20, 135]. Υποστηρίζεται πως η τετράπλευρη διατομή του στυλεού και η διαδικασία τοποθέτησης του συγκεκριμένου στυλεού είναι τέτοια που διατηρεί την ενδοοστική κυκλοφορία [136].

Στη δική μας μελέτη όλοι οι στυλεοί εκτός από τον έναν που αναθεωρήθηκε φαινόταν οστεοενσωματωμένοι.

Η πάχυνση του φλοιού του μηριαίου ήταν συχνή στη δική μας μελέτη (21,8% των ισχίων). Παρά τα συμπεράσματα των κατασκευαστών πως η στρογγυλεμένη άκρη του στυλεού μπορεί μειώνει την τοπική συγκέντρωση φορτίων, η παρατήρηση στη μελέτη μας δείχνει πως μάλλον

υπάρχει αυξημένη τοπική συγκέντρωση φορτίων, στη μεταβατική ζώνη ανάμεσα στην άκαμπτη περιοχή γύρω από το στυλεό και την ελαστική περιοχή περιφερικά του εμφυτεύματος. Το αποτέλεσμα μας φαίνεται να έρχεται σε συμφωνία και με άλλες μελέτες [88, 129]. Όμως η πάχυνση αυτή φαίνεται να σχετίζεται με τη χαλάρωση του στυλεού.

Η εμφάνιση άσηπτης χαλάρωσης στο μηριαίο εμφύτευμα στη μελέτη μας σχετίζεται με την παρουσία οστεόλυσης ($p=0,008$), την εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης ($p = 0,01$) και την εμφάνιση πάχυνσης του μηριαίου ($p = 0,05$) ενώ δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την ηλικία ($p>0,05$), το BMI ($p>0,05$), την ύπαρξη μηριαίου πόνου ($p>0,05$), την εμφάνιση οστεοπενίας ($p>0,05$), την τοποθέτηση του στυλεού ($p>0,05$), την εμφάνιση pedestal ($p>0,05$), την υποχώρηση του στυλεού ($p>0,05$), το μέγεθος του στυλεού ($p>0,05$), και το ποσοστό πλήρωσης τόσο στο επίπεδο A ($p>0,05$) όσο και στο επίπεδο B ($p>0,05$).

Στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου το ισχιακό νεύρο είναι αυτό που τραυματίζεται συχνότερα. Σε μια μελέτη του Schmalzried με 3000 ασθενείς [200], το 90% των περιπτώσεων με κάκωση νεύρων μετά από ολική αρθροπλαστική αφορούσε το ισχιακό νεύρο. Το ποσοστό συμμετοχής του ισχιακού νεύρου έχει αναφερθεί από 0,6% έως 3,7% [200] στις πρωτογενείς ολικές αρθροπλαστικές, ενώ αυξάνεται έως και στο 8% σε αναθεωρήσεις και σε συγγενές εξάρθρημα του ισχίου.

Το περονιαίο νεύρο έχει αποδειχτεί πως είναι πιο ευαίσθητο στις κακώσεις αυτές. Στη μελέτη του Schmalzried το 94% των περιπτώσεων με βλάβη στο ισχιακό αφορά το περονιαίο νεύρο. Αντίθετα ο κνημιαίος κλάδος του ισχιακού σπάνια τραυματίζεται. (2%) [200]. Πιθανές αιτίες της συχνότερης εμφάνισης βλάβης στο περονιαίο νεύρο, αποτελούν η επιφανειακή θέση του νεύρου γύρω από την κεφαλή της περόνης, η μορφολογία των ινιδίων που στο περονιαίο είναι πιο πυκνά τοποθετημένα και με λιγότερο διάμεσο συνδετικό ιστό σε σχέση με το κνημιαίο νεύρο καθώς και η επί τα εκτός τοποθεσία του νεύρου, που το κάνει πιο ευάλωτο στις κακώσεις ελκυσμού

[59]. Στη δική μας μελέτη μόνο ένας ασθενής εμφάνισε πάρεση περονιαίου νεύρου, κάτι που συμφωνεί με τη βιβλιογραφία.

Οι επιπλοκές που παρατηρήθηκαν όπως η αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο πρόσθετης κλίσης 10° μετά από 2 τραυματικά εξαρθήματα, και η αντικατάσταση του μηριαίου στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους λόγω τροχαίου ατυχήματος, σαφώς και δεν αποδίδονται στον τύπο της αρθροπλαστικής. Η χρήση του ένθετου πολυαιθυλενίου με πρόσθετη κλίση 10° προσφέρει τη δυνατότητα να αντισταθμιστεί η ανοικτή τοποθέτηση της κοτύλης που απαιτείται στις κοχλιωτές κοτύλες. Η αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο με πρόσθετη κλίση 10° ήταν η συχνότερη επέμβαση αναθεώρησης του κοτυλιαίου εμφυτεύματος.

Στην αναθεώρηση της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου το ποσοστό θνησιμότητας εμφανίζεται να είναι 2.6% τους πρώτους 3 μήνες [143], ενώ ο κίνδυνος επιπλοκών που αφορούν την επιφάνεια επαφής μέταλλο με μέταλλο είναι σαφώς μικρότερος.

Απαραίτητη προϋπόθεση για τη μακροχρόνια σταθερότητα των εμφυτευμάτων όταν εμφυτεύεται χωρίς τσιμέντο είναι η αρχική σταθερότητα και η οστεοενσωμάτωση των υλικών κάτι που επιτυγχάνεται με την κοχλιωτή κοτύλη και με το στυλεό του Zweymuller ενώ η αποφυγή χρήσης οστικού τσιμέντου στην καθήλωση της πρόθεσης μειώνει τον κίνδυνο επιπλοκών διεγχειρητικά και κάνει ευκολότερη πιθανή αναθεώρηση

Αν προσπαθούσε κανείς να βρει γιατί η αρθροπλαστική του Zweymuller συνοδεύεται από άριστα αποτελέσματα θα διέκρινε πως η πολύ καλή αρχική σταθερότητα λόγω του σπειράματος της κοτυλιαίας πρόθεσης επιτρέπει την άμεση πλήρη φόρτιση του σκέλους ενώ ο σχεδιασμός της κοτυλιαίας πρόθεσης (διπλός κώνος) επιτρέπει επαρκή οστική κάλυψη της κοτύλης και επιτρέπει βιολογική συγκράτηση λόγω της μικροπορώδους επιφάνειάς της. Επίσης ο σχεδιασμός του μηριαίου στυλεού προσφέρει πολύ καλή στροφική και αρχική σταθερότητα και επιτρέπει την

ομοιόμορφη κατανομή των φορτίων στο μηριαίο οστό και ο ειδικός σχεδιασμός του αυχένα του στυλεού μειώνει την πιθανότητα πρόσκρουσης στο χείλος της βιδωτής κοτύλης, μειώνοντας έτσι τις επιπλοκές.

Στους περιορισμούς της συγκεκριμένης μελέτης αξίζει να αναφερθεί κανείς στον περιορισμένο αριθμό ασθενών, στην έλλειψη ομάδας ελέγχου για σύγκριση καθώς και στην αξιολόγηση των ακτινολογικών ευρημάτων που έγινε από έναν ειδικό και έναν ειδικευόμενο σε κοινή σύσκεψη, καθώς δεν υπάρχει στην κλινική μας η δυνατότητα μέτρησης με ραδιοστερεομετρία (RSA). Είναι γνωστό πως οι απλές ακτινογραφίες υποεκτιμούν την εμφάνιση οστεόλυσης και δυσχεραίνουν την αξιολόγηση ακτινοδιαυγαστικών ζωνών μεγέθους 1-2mm.

Η μελέτη μας αν και τιτλοφορείται ως «Μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου με μεταλλικές επιφάνειες τριβής» λόγω της μεγάλης παρακολούθησης των ασθενών που έφτασε σε μερικούς ασθενείς ως τα 15 έτη με μέσο όρο τα 9.5 έτη θα μπορούσε να αφορά τα μεσομακροπρόθεσμα αποτελέσματα αυτού του τύπου της αρθροπλαστικής

Εν κατακλείδι νομίζουμε πως η συγκεκριμένη πρόθεση με τις μεταλλικές επιφάνειες τριβής προσφέρει ικανοποιητικά μεσομακροπρόθεσμα αποτελέσματα, επίπεδα επιβίωσης και ποσοστά επιπλοκών στα ίδια επίπεδα με ανάλογες σειρές διαφόρων τύπων ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου.

Τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα καθώς και η διερεύνηση συστηματικών επιπλοκών λόγω των μεταλλικών σωματιδίων απαιτούν μακροχρόνια πολυκεντρική συνεργασία και τεράστιο αριθμό ασθενών.

6. Συμπεράσματα

- Η μελέτη μας εμφανίζει το μεγαλύτερο χρόνο παρακολούθησης, από όσο είμαστε σε θέση να γνωρίζουμε, από όλες τις μελέτες της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου τύπου Zweymuller, με κοχλιωτό κοτυλιαίο εμφύτευμα τύπου Sikomet® και σπειρώ που τοποθετείται χωρίς τη χρήση οστικού τσιμέντου τύπου Zweymuller, με μεταλλικές επιφάνειες τριβής.
- Ο μέσος όρος παρακολούθησης που φτάνει τα 9.5 έτη θα μπορούσε να αφορά τα μεσομακροπρόθεσμα αποτελέσματα αυτού του τύπου της αρθροπλαστικής.
- Η χρήση της κοχλιωτής κοτύλης είναι ασφαλής για ασθενείς με πρωτοπαθή οστεοαρθρίτιδα.
- Συνολικά πέντε αρθροπλαστικές υπεβλήθησαν σε αναθεώρηση:
- δύο αρθροπλαστικές απέτυχαν και αναθεωρήθηκαν λόγω άσηπτης χαλάρωσης (implant related)
- δύο αρθροπλαστικές αναθεωρήθηκαν με αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου λόγω εξάρθρωματος (patient and technique related)
- μία αρθροπλαστική αναθεωρήθηκε λόγω περιπρωθετικού ρωγμώδους κατάγματος (patient related)
- Η επιβίωση των κυπελλίων (98,44% για άσηπτη χαλάρωση και 93,43% για οποιοδήποτε λόγο), είναι συγκρίσιμη μ' αυτή που αναφέρεται στη διεθνή βιβλιογραφία
- Η επιβίωση των σπειρών (98,59% για άσηπτη χαλάρωση και 94,57% για οποιοδήποτε λόγο), είναι συγκρίσιμη μ' αυτή που αναφέρεται στη διεθνή βιβλιογραφία
- Το ποσοστό αναθεώρησης για άσηπτη χαλάρωση των μηνιαίων εμφυτευμάτων είναι μικρότερο σε σχέση με αντίστοιχες μελέτες στη βιβλιογραφία

- Ένα από τα πιο σημαντικά ευρήματα της μελέτης μας είναι η χαμηλή συχνότητα εμφάνισης ακτινολογικών σημείων χαλάρωσης και περιφερική οστεόλυσης.
- Η συχνότερη επέμβαση αναθεώρησης είναι η αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο με επιπρόσθετη κλίση 10°.
- Η χρήση του ένθετου πολυαιθυλενίου με πρόσθετη κλίση 10° δεν φαίνεται να έχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την εμφάνιση εξαρθρήματος, παρά τις συστάσεις των κατασκευαστών.
- Το ποσοστό εμφάνισης εξαρθρήματος είναι συγκρίσιμο με αυτό της διεθνούς βιβλιογραφίας.
- Σύμφωνα με τα κριτήρια του Engh όλοι οι μηριαίοι στυλεοί χαρακτηρίστηκαν σταθεροί.
- Παρά τα συμπεράσματα των κατασκευαστών πως η στρογγυλεμένη άκρη του στυλεού μπορεί μειώνει την τοπική συγκέντρωση φορτίων, η παρατήρηση στη μελέτη μας δείχνει πως μάλλον υπάρχει αυξημένη τοπική συγκέντρωση φορτίων, στη μεταβατική ζώνη ανάμεσα στην άκαμπτη περιοχή γύρω από το στυλεό.
- Στη δική μας μελέτη δεν παρουσιάστηκαν αντιδράσεις υπερευαισθησίας ή εμφάνισης καρκίνου στο διάστημα που παρακολουθήθηκαν οι ασθενείς
- Οι επιπλοκές που παρατηρήθηκαν όπως η αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο πρόσθετης κλίσης 10ο μετά από 2 τραυματικά εξαρθρήματα, και η αντικατάσταση του μηριαίου στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους λόγω τροχαίου ατυχήματος, σαφώς και δεν αποδίδονται στον τύπο της αρθροπλαστικής και την ελαστική περιοχή περιφερικά του εμφυτεύματος.
- Η συγκεκριμένη πρόθεση με τις μεταλλικές επιφάνειες τριβής προσφέρει ικανοποιητικά μεσομακροπρόθεσμα αποτελέσματα, επίπεδα επιβίωσης και ποσοστά επιπλοκών στα ίδια επίπεδα με

ανάλογες σειρές διαφόρων τύπων ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου.

- Τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα καθώς και η διερεύνηση συστηματικών επιπλοκών λόγω των μεταλλικών σωματιδίων απαιτούν μακροχρόνια πολυκεντρική συνεργασία και τεράστιο αριθμό ασθενών.

Περίληψη

Τα δημοσιευμένα κλινικά και ακτινολογικά αποτελέσματα των νεωτέρου τύπου ολικών αρθροπλαστικών μέταλλο με μέταλλο αφορούν βραχυπρόθεσμη παρακολούθηση. Η παρούσα μελέτη έχει σα στόχο την κλινική και ακτινολογική αξιολόγηση της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο σε μεσοπρόθεσμο χρονικό όριο (6-15 έτη).

Υλικό και μέθοδος

Ενενήντα εννέα αρθροπλαστικές του ισχίου τύπου Zweymuller μέταλλο με μέταλλο διενεργήθηκαν σε 84 ασθενείς στην Ορθοπαιδική Κλινική του Νοσοκομείου του Βόλου, από το 1993 έως το 2002. Από αυτούς συμπεριελήφθησαν στην μελέτη, 96 αρθροπλαστικές (81 ασθενείς) καθώς 3 ασθενείς απεβίωσαν. Ο μέσος όρος ηλικίας των ασθενών κατά την επέμβαση ήταν 62,85 έτη και ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν 9,11 έτη. Οι ασθενείς εκτιμηθήκαν κλινικά με το Harris Hip Score και ακτινολογικά άμεσα μετεγχειρητικά, στους έξι και 12 μήνες και μετά μία φορά τον χρόνο για τουλάχιστον πέντε χρόνια. Ελέγχθηκαν ακτινολογικά τόσο το κοτυλιαίο όσο και το μηριαίο στέλεχος της αρθροπλαστικής και εκτιμήθηκαν παράγοντες όπως πιθανή μετατόπιση των στελεχών, εμφάνιση οστεόλυσης, ακτινοδιαυγαστικών ή ακτινοσκοιερών περιοχών, οστεοπενίας ή πάχυνσης του φλοιού του μηριαίου. Ελέγχθηκε και κατεγράφη η εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης. Έγινε στατιστική ανάλυση για την επίδραση διαφόρων παραγόντων στην επιβίωση των εμφυτευμάτων, καθώς και την επίδραση διαφόρων παραγόντων στην εμφάνιση άσηπτης χαλάρωσης των εμφυτευμάτων. Τέλος κατεγράφησαν και συζητήθηκαν τυχόν επιπλοκές.

Αποτελέσματα

Οι 81 ασθενείς (96 ισχία) αποτελέσαν τη βάση δεδομένων για τη συγκεκριμένη μελέτη. Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν $9,5 \pm 2,54$ έτη (εύρος 6-15 έτη). Το τελικό Harris Hip Score βελτιώθηκε στατιστικά

σημαντικά από $62,56 \pm 8,87$ (εύρος από 43 έως 79) που ήταν προεγχειρητικά στο $93,48 \pm 7,7$ (εύρος από 62 έως 100) μετεγχειρητικά ($p < 0,01$). Το συνολικό αποτέλεσμα χαρακτηρίζεται άριστο, καθώς 79% των ασθενών εμφανίζει HHS > 90 . Μόνο δύο ασθενείς εμφανίζουν πόνο επιπέδου 4, ο ένας στο μηριαίο και ο άλλος στο γοφό. Η στατιστική ανάλυση (ANOVA) δεν ανέδειξε συσχέτιση της εμφάνισης μηριαίου πόνου με παράγοντες όπως η ηλικία, το φύλο, η πλήρωση του αυλού τόσο στο επίπεδο A όσο και στο επίπεδο B, το μέγεθος του στυλεού, την τοποθέτηση του στυλεού, την υποχώρηση του στυλεού καθώς και την εμφάνιση οστεοπενίας στο μηριαίο. Το 80,2% των ασθενών μπορούσαν να βαδίσουν απεριόριστη απόσταση στην τελική επανεκτίμηση, το 88,9% των ασθενών δεν χρησιμοποιούν υποστήριξη κατά τη βάδιση, το 93,8% μπορούν να χρησιμοποιούν τα μέσα μαζικής μεταφοράς, και το 82,7% μπορούν να χρησιμοποιούν τη σκάλα φυσιολογικά. Στους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε ολική αρθροπλαστική άμφω το τελικό HHS ήταν κατά μέσο όρο $86,93 \pm 5,74$, στατιστικά σημαντικά μικρότερο ($p = 0,01$) σε σχέση με τους ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αρθροπλαστική στο ένα μόνο ισχίο. Από τα 96 ισχία μόνο στο ένα αναθεωρήθηκε ο μηριαίος στυλεός και στο ένα το κυπέλλιο, λόγω του πόνου. Ένας ασθενής υποβλήθηκε σε αντικατάσταση του στυλεού λόγω περιπροθετικού κατάγματος με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους. Τέσσερις ασθενείς υπέστησαν εξάρθρωμα της ολικής αρθροπλαστικής και στους δύο αλλάχθηκε το ένθετο πολυαιθυλένιο με άλλο με πρόσθετη κλίση 10° . Τα άλλα δύο εξάρθρωματα αντιμετωπίστηκαν επιτυχώς με κλειστή ανάταξη. Όλοι οι στυλεοί εκτός από ένα εμφάνισαν οστεοενσωμάτωση. Στην ακτινολογική εκτίμηση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος, το 57,3% των εμφυτευμάτων ήταν τοποθετημένα σε ουδέτερη θέση, η μέση κοτυλιαία γωνία ήταν $43,82^\circ \pm 6,34$, και στο 57,3% όλες οι σπείρες του κελύφους καλύπτονται από την οστική κοτύλη. Τα 14 κυπέλλια που εμφάνισαν αλλαγή στην κλίση στον τελικό επανέλεγχο η μέση μεταβολή της γωνίας ήταν $2,36^\circ \pm 1,27$. Τα 8 κυπέλλια στα οποία υπήρξε μεταβολή της οριζόντιας απόστασης επί τα

εντός, η μέση μετατόπιση ήταν $1,625 \pm 0,74$ mm. Στα 10 κυπέλλια που υπήρξε μεταβολή της κάθετης απόστασης κεφαλικά, η μέση μετατόπιση ήταν $1,5 \pm 0,7$ mm. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει οστεόλυση γύρω από την κοτυλιαία πρόθεση στα 13 χρόνια ήταν 80,04%. Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί άσηπτη χαλάρωση στα 13 χρόνια ήταν 95,52%. Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της χαλάρωσης της κοτύλης με την αλλαγή της κλίσης του κυπελλίου ($p < 0,01$), την οριζόντια μετατόπιση ($p < 0,01$), την κάθετη μετατόπιση ($p < 0,01$). Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί εξάρθρωμα του ισχίου στα 13 χρόνια ήταν 94,07%. Η χρήση του ένθετου πολυαιθυλενίου με την πρόσθετη κλίση των 10° στη μελέτη μας δε φαίνεται να έχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση με την εμφάνιση εξαρθήματος ($p > 0,05$). Το ποσοστό επιβίωσης στα 13 χρόνια της κοτύλης για οποιοδήποτε λόγο ήταν 94,31% ενώ το ποσοστό επιβίωσης της κοτύλης για άσηπτη χαλάρωση ήταν 98,04. Στην ακτινολογική εκτίμηση του μηριαίου εμφυτεύματος, το 60,41% των στυλεών ήταν τοποθετημένοι σε ουδέτερη θέση. Η πλήρωση του μηριαίου αυλού ήταν μεγαλύτερη στη μεσότητα του στυλεού (επίπεδο A) ($97,48\% \pm 3,19$) από το περιφερικό τρίτο του στυλεού (επίπεδο B) ($83,67\% \pm 3,48$). Σύμφωνα με τα κριτήρια του Engh όλοι οι μηριαίοι στυλεοί χαρακτηρίστηκαν σταθεροί. Από τα 96 ισχία ένας στείλεός αναθεωρήθηκε λόγω περιπροθετικού κατάγματος με αντικατάστασή του, με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους και ένας στείλεός λόγω άσηπτης χαλάρωσης. Στα 10 ισχία με υποχώρηση πάνω από 5mm η μέση υποχώρηση ήταν $6,1 \pm 0,3$ (από 6 έως 8 mm) ενώ ο μέσος χρόνος εμφάνισης της υποχώρησης στους στυλεούς αυτούς είναι $28 \pm 23,24$ μήνες. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει υποχώρηση του στυλεού στα 13 χρόνια ήταν 73,43%. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει πάχυνση του φλοιού στα 13 χρόνια είναι 83,34%. Η αθροιστική πιθανότητα να μην εμφανιστεί οστεοπενία 3^{ου} βαθμού στα 10 χρόνια ήταν 95%. Η αθροιστική πιθανότητα να μην υπάρχει οστεόλυση στο μηριαίο στα 13 χρόνια ήταν 67,25%. Η ανάλυση της διακύμανσης (ANOVA)

ανέδειξε πως υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της χαλάρωσης του μηριαίου με την παρουσία οστεόλυσης ($p=0,08$), την εμφάνιση έκτοπης οστεοποίησης ($p = 0,01$) και την εμφάνιση πάχυνσης του μηριαίου ($p = 0,05$). Η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης του στυλεού για οποιοδήποτε λόγω ήταν 94,57% ενώ η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης του στυλεού για άσηπτη χαλάρωση ήταν 98,59%. Η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης και των δύο εμφυτευμάτων για άσηπτη χαλάρωση ήταν 97,05%, ενώ η αθροιστική πιθανότητα επιβίωσης και των δύο εμφυτευμάτων για οποιοδήποτε λόγω ήταν 91,17%. Στο 60,4% των ισχίων δεν εμφανίστηκε έκτοπη οστεοποίηση ενώ 4ου βαθμού έκτοπη οστεοποίηση δεν παρατηρήθηκε. Υπάρχει στατιστικά σημαντική συσχέτιση της εμφάνισης έκτοπη οστεοποίηση με το τελικό HHS ($p<0,01$), το σωματικό βάρος ($p<0,01$), την ένταση ($p<0,05$) και την εντόπιση του πόνου ($p<0,05$).

Ένας ασθενής (άρρεν) εμφάνισε πάρεση περονιαίου νεύρου μετά την επέμβαση, τρεις ασθενείς παρουσίασαν θρομβοφλεβίτιδα στο χειρουργημένο σκέλος, στις πρώτες 15 ημέρες από το χειρουργείο, η οποία απέδραμε με αντιπηκτική αγωγή και δεν είχε καμία δυσμενή επίδραση στο αποτέλεσμα της επέμβασης. ενώ πέντε ασθενείς παρουσίασαν λοίμωξη του ουροποιητικού, στους οποίους χορηγήθηκε αντιβίωση βάση αντιβιογράμματος και η εξέλιξή τους ήταν ομαλή.

Συζήτηση – συμπεράσματα

Η χειρουργική της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου έχει εξελιχθεί σε βιομηχανία εκατομμυρίων ευρώ σε όλο τον κόσμο. Ο κύριος στόχος της βιομηχανίας της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου είναι η εξέλιξη της τεχνολογίας ώστε να μειωθεί η συχνότητα της αναθεώρησης. Οι προστριβόμενες επιφάνειες που κυρίως έχουν χρησιμοποιηθεί αφορούν στην πλειοψηφία τους το συνδυασμό μέταλλο με πολυαιθυλένιο. Για την ελαχιστοποίηση της φθοράς, έχουν χρησιμοποιηθεί εναλλακτικές επιφάνειες τριβής όπως ο συνδυασμός μετάλλου με πολυαιθυλένιο νέας

γενιάς, μετάλλου με μέταλλο, κεραμικό με πολυαιθυλένιο και κεραμικού με κεραμικό. Η συζήτηση όμως δεν έχει ολοκληρωθεί καθώς κάθε επιλογή έχει τα δικά της σχετικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα και δεν υπάρχουν ικανά κλινικά δεδομένα για την αποσαφήνισή τους. ο συνδυασμός μέταλλο με μέταλλο χρησιμοποιήθηκε σε ένα εκατομμύριο αρthroπλαστικές σε όλο τον κόσμο. Η παρούσα μελέτη φαίνεται να είναι μια από τις μελέτες με το μεγαλύτερο χρόνο παρακολούθησης. Η ολική αρthroπλαστική του ισχίου τύπου Zweymuller ενώ δεν έτυχε αποδοχής στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, στην Ευρώπη χρησιμοποιείται από το 1990. Στην Ορθοπαιδική κλινική του Νοσοκομείου του Βόλου, χρησιμοποιείται από το 1993. Η αρthroπλαστική αποτελείται από κωνικό κοχλιωτό κέλυφος από τιτάνιο, με ένθετο πολυαιθυλένιο και τετράπλευρο σφηνοειδή ευθύ στυλεό με πορώδη επιφάνεια σε όλο του το μήκος. Οι αρθρούμενες επιφάνειες επαφής είναι από κοβάλτιο χρώμιο. Στην παρούσα μελέτη, αρthroπλαστική αυτή σχετίζεται με άριστα αποτελέσματα. Ο μέσος χρόνος παρακολούθησης ήταν 9,5 έτη διάστημα κρίνεται ικανό για να μπορέσει να βγάλει κανείς χρήσιμα συμπεράσματα. Το HHS βελτιώθηκε στατιστικά σημαντικά στο 93.48 όπως παρατηρείται στη μεγάλη πλειοψηφία της βιβλιογραφίας που αφορά την ολική αρthroπλαστική του ισχίου. Ο αυξημένος αριθμός ασθενών στην μελέτη μας που εμφανίζουν μηριαίο πόνο, αποδεικνύει πως ένα από τα κύρια προβλήματα των στυλεών που τοποθετούνται χωρίς τσιμέντο, είναι ο μηριαίος πόνος. Όμως μόνο σε ένα ασθενή ο μηριαίος πόνος ήταν τέτοιος που οδήγησε τον άρρωστο σε αναθεώρηση. Στη δική μας μελέτη παρατηρήθηκαν 4 εξαρθρήματα σε σύνολο 96 αρthroπλαστικών του ισχίου, ποσοστό ανάλογο με αυτό της βιβλιογραφίας. Η τοποθέτηση του ενθέτου με πρόσθετη κλίση δε μείωνε στατιστικά σημαντικά την πιθανότητα εξαρθρήματος. Δεν παρουσιάστηκαν αντιδράσεις υπερευαισθησίας ή καρκινογένεσης στο διάστημα που παρακολουθήθηκαν οι ασθενείς. Το μικρό ποσοστό αναθεώρησης λόγω άσηπτης χαλάρωσης στην παρούσα μελέτη επιβεβαιώνει τα αναμενόμενα

αποτελέσματα των εργαστηριακών δοκιμασιών. Στη σειρά μας παρατηρήθηκε υψηλό ποσοστό έκτοπης οστεοποίησης καθώς στα περιστατικά μας δεν χορηγήθηκε προληπτικά αγωγή με ινδομεθακίνη. Η εμφάνιση υποποδίου δεν φαίνεται να έχει σχέση με το λειτουργικό αποτέλεσμα, την εμφάνιση μηριαίου πόνου, το τελικό HHS, και την τοποθέτηση του στυλεού. Σε ένα ισχίο με υποχώρηση 7mm, ο μηριαίος στυλεός αναθεωρήθηκε λόγω προοδευτικής υποχώρησης και έντονου πόνου. Κανένα ισχίο δεν εμφάνισε οστεοπενία 4^{ου} βαθμού. Τα αποτελέσματα έρχονται σε συμφωνία με αυτά της βιβλιογραφίας και όλοι οι στυλεοί φαίνονταν οστεοενσωματωμένοι. Παρά τα συμπεράσματα των κατασκευαστών πως η στρογγυλεμένη άκρη του στυλεού μπορεί μειώνει την τοπική συγκέντρωση φορτίων, η παρατήρηση στη μελέτη μας δείχνει πως μάλλον υπάρχει αυξημένη τοπική συγκέντρωση φορτίων, στη μεταβατική ζώνη ανάμεσα στην άκαμπτη περιοχή γύρω από το στυλεό και την ελαστική περιοχή περιφερικά του εμφυτεύματος. Στη δική μας μελέτη μόνο ένας ασθενής εμφάνισε πάρεση περονιαίου νεύρου, κάτι που συμφωνεί με τη βιβλιογραφία. Οι επιπλοκές που παρατηρήθηκαν όπως η αλλαγή του ένθετου πολυαιθυλενίου με άλλο πρόσθετης κλίσης 10ο μετά από 2 τραυματικά εξάρθρηματα, και η αντικατάσταση του μηριαίου στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους λόγω τροχαίου ατυχήματος, σαφώς και δεν αποδίδονται στον τύπο της αρθροπλαστικής. Στην αναθεώρηση της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου το ποσοστό θνησιμότητας εμφανίζεται να είναι 2.6% τους πρώτους 3 μήνες, ενώ ο κίνδυνος επιπλοκών που αφορούν την επιφάνεια επαφής μέταλλο με μέταλλο είναι σαφώς μικρότερος.

Εν κατακλείδι νομίζουμε πως η συγκεκριμένη πρόθεση με τις μεταλλικές επιφάνειες τριβής προσφέρει ιδιαίτερα ικανοποιητικά αποτελέσματα, ιδίως σε νεότερους δραστήριους ασθενείς ενώ τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα καθώς και η διερεύνηση πιθανών επιπλοκών λόγω των μεταλλικών σωματιδίων απαιτούν μακροχρόνια πολυκεντρική συνεργασία και τεράστιο αριθμό ασθενών.

Abstract

The majority of published in the literature clinical and radiological results of the new generation metal on metal hip arthroplasty concerned short-term follow-up. The aim of the present study was to analyze the mid-term clinical results and bone remodeling associated with the Zweymuller metal on metal hip arthroplasty after a minimum duration of 5 years (range 5 to 14 years).

Patients and methods

Ninety nine consecutive primary total hip arthroplasties with the Zweymuller metal on metal system were implanted at our institution (Orthopaedic Department, Volos General Hospital, in 84 patients, between 1994 and 2002. Ninety six arthroplasties (81 patients) were included in this study, since three patients had died. The mean age of the patients at the time of procedure was 62.85 years and the mean duration of clinical and radiological follow-up was 9.5 years. The patients were evaluated clinically (Harris Hip Score) and radiologically immediately after the operation, at 3, 6, 12 months and annually thereafter for at least five years with the use of the same protocol. The arthroplasty was assessed in both implants and factors such as implant migration, osteolysis, radiolucent and radiodense lines appearance, cortical thickening or femoral osteopenia. The appearance of heterotopic ossification was noted. Statistical analysis was used to estimate the influence of various factors in implant survival (Kaplan Meier method) and appearance of aseptic loosening. Finally, any complication was noted and discussed.

Results

The remaining 81 patients (96 arthroplasties) formed the basis of this study. The mean age of the patients at the time of procedure was 62.85 years and the mean duration of clinical and radiological follow-up was 9.5 years (range 5.33 to 14.25 years). The final HHS was improved statistically significant from $62,56 \pm 8,87$ (range 43 to 79) preoperatively

to $93,48 \pm 7,7$ (range 62 to 100) at the final follow-up ($p < 0,01$). The overall result was considered as excellent since 79% of the patients had a HHS > 90 . Only two patients had level-4 pain, the first in thigh and the latter in the groin. The ANOVA analysis failed to confirm any correlation between thigh pain and factors such as age, sex, canal filling at the middle third of the stem (level A), at the distal third of the stem (level B), the stem size and positioning, subsidence of the stem, and femoral osteopenia appearance. 80.2% of the patients could walk unlimited distance at the final follow-up, 88.9% did not use any support in walking, 93.8% could use public transport and 82.7% could use stairs normally. Patients that were suffered hip implantation in both hips the mean HHS was $86,93 \pm 5,74$, statistically significant lower ($p = 0,01$) than patients with unilateral hip arthroplasty. Just two hips were revised. The first hip on its acetabular component and the latter in its femoral component, both due to aseptic loosening and pain. In a patient femoral revision was performed due to a periprosthetic fracture. Dislocation of the prosthesis was accounted in four patients. In two of them an exchange of acetabular liner was performed, with an other with additional inclination of 10° . The other two dislocations was reduced closely with success. All femoral stems showed osseointegration.

57.3% of acetabular cup were implanted in neutral position. The mean acetabular angle was $43.82^\circ \pm 6.34$ and in 57.3% of acetabular cups all threads were contained by the acetabulum. 14 acetabular cups showed mean inclination angle change $2,36^\circ \pm 1,27$. In eight acetabular cups the mean horizontal distance migration was $1,625 \pm 0,74$ mm. In ten acetabular cups the mean height of the center of the hip migration distance was $1,5 \pm 0,7$ mm. Cumulative probability of not having cup osteolysis at 13 years was 80.04%. Cumulative probability of not having cup loosening at 13 years was 95.52%. There was confirmed statistically significant correlation between cup loosening and inclination angle change ($p < 0,01$), horizontal distance migration ($p < 0,01$) and vertical distance

migration ($p < 0,01$). Cumulative probability of not having implant dislocation at 13 years was 94.07%. Using inlay with additional inclination of 10° , does not appear to have a statistically significant correlation with dislocation appearance ($p > 0,05$). Survival of acetabular cup at 13 years for any reason as end point was 93.43%, while the percentage of survival of acetabular cup at 13 years for cup loosening as end point was 98.44%. 60.41% of femoral stems were in neutral position. Canal filling at level A ($97.48\% \pm 3,19$) was higher than in level B ($83.67\% \pm 3,48$). According to the criteria of Engh et al. all femoral implants were graded as stable bone-ingrowth. One stem was revised due to periprosthetic fracture with a another of higher size and one stem due to stem loosening. In 10 hips that showed femoral subsidence greater than 5mm, the mean subsidence was $6,1 \pm 0,3$ (range 6 to 8 mm), while the mean interval between operation and stem subsidence was $28 \pm 23,24$ months. Cumulative probability of not having femoral subsidence greater than 5mm in 13 years was 73.43%. Cumulative probability of not having cortical thickening at 13 years 83.34%. Cumulative probability of not having grade 3 osteopenia at 13 years was 95%. Cumulative probability of not having femoral osteolysis at 13 years was 67.25%. The ANOVA method confirmed statistically significant correlation between femoral loosening and osteolysis appearance ($p = 0,08$), heterotopic bone formation ($p = 0,01$) and femoral thickening ($p = 0,05$). Cumulative survival of femoral stem at 13 years for any reason as end point was 94.57% while cumulative survival of the femoral stem at 13 years for loosening as end point was 98.59%. Cumulative survival of both implants at 13 years for loosening as end point was 97.05% while cumulative survival of both implants at 13 years for any reason as end point was 91.17%. In 60.4% of the arthroplasties heterotopic bone formation did not occur, while grade 4 heterotopic ossification did not seem to appear. Heterotopic bone formation is grate correlated with the final HHS ($p < 0,01$), body weight ($p < 0,01$), intensification ($p < 0,05$) and pain localization ($p < 0,05$). In a patient (male)

peroneal palsy occur postoperatively. In three patients thrombophlebitis occurred in the operated side, in the first two weeks after operation. It was treated with anticoagulants (intravenous heparin and oral coumarine) with no adverse effect in their final clinical status. Five patients had an urinary tract infection that was treated with the identified antibiotics successfully.

Discussion - Conclusions

Hip replacement surgery is a multi – million euro industry in the world. Several million euro's are annually spent on the research and the development of new and improved materials to be used in the manufacturing of these prosthesis. The main aim of Hip replacement surgery is development of technology in order to minimize revision rate. The most widely used hip arthroplasty system concern the combination of metal on polyethylene as contacting couple. In order to minimize side effects as wear, alternative bearings have been used, such as metal on new generation polyethylene, metal on metal combination, .ceramic on polyethylene and ceramic on ceramic. Each option has its own relative advantages and disadvantages. Debate on best option is continuing in the literature. Metal on metal bearing have been used in over a million total hip arthroplasties world widely. The present aim seems to be one of which have the longest follow-up period.

The Zweymuller hip arthroplasty system with the metal on metal bearing doesn't gain popularity in the United States of America. On the other hand, in Europe it's use begins in the very late 80's

In our department (Orthopaedic Clinic, Volos General Hospital) it is used since 1993. The Hip System contains a Cementless conical self-tapping, metal backed screw-cup made from pure titanium, which contains a polyethylene inlay with a metal contacting area, and a tapered rectangular Cementless grit-blasted stem, forged from niobium containing titanium alloy. The bearing surfaces are made of cobalt chrome. In the present study, this arthroplasty system showed excellent results. The mean duration of clinical and radiological follow-up was 9.5 years, a critical

period to obtain useful conclusions. Harris Hip Score has improved to 93.48, as mentioned in the majority publications in the literature. The increased number of patients that suffered of femoral pain confirms the state that the main problem of Cementless stems is femoral pain. But in just one patient the level of pain was such to obligate a revision. In our study, four dislocations have encountered out of 96 hips, a similar result to that mentioned in the literature. The use of inlay with additional inclination angle does not reduce dislocation probability. Neither hypersensitivity reactions nor carcinogenesis had occurred in this follow-up period. The low revision rate due to aseptic loosening confirms results gained in the laboratory. In this study, an increased rate of heterotopic bone formation was observed, since no additional medication (indomethacin) was given. Pedestal appearance doesn't seem to correlate with the function result, femoral pain appearance, final HHS and stem positioning. In a hip that progressive stem subsidence of 7mm has occurred, the femoral stem was revised, due to pain. Grade-4 osteopenia didn't occur. The results confirm the literature, and all stem appear osseointegrated. Besides manufacturers' suggestions, that the rounded tip of the stem reduces local load concentration, we concluded in the opposite, that there is an increased local load concentration, in the transitional zone between stiff area around stem and the elastic area distally to the implant. Peroneal nerve paresis occurred in a patient, which confirms literature. Complications that occurred, such as inlay exchange after two traumatic dislocations and stem revision due periprosthetic fracture, it is clear that they can not claim the type of arthroplasty. In revision total hip arthroplasty the mortality rate in the first three months postoperatively, seems to be 2.6%, but complication risk in metal on metal coupling is quite decreased. Finally, we believe that this prosthesis with the metal on metal combination as bearing offers successful results, especially in young, active patients. The long-term results and investigation of possible complications due to metal

particle release demand longtime multicentre cooperation and an enormous number of patients.

Ευρετήριο εικόνων γενικού μέρους

- Εικόνα 1 Ο αυχένας του μηριαίου σχηματίζει με τον άξονα του μηριαίου αμβλεία γωνία, την αυχενομηριαία γωνία, η οποία είναι περίπου 130° . Παρέκκλιση της γωνίας αυτής κάτω από 125° δημιουργεί το ραιβό ισχίο ενώ παρέκκλιση αυτής πάνω από 135° δημιουργεί το βλαισό ισχίο
- Εικόνα 2 Ο αυχένας του μηριαίου βρίσκεται σε πρόσθια στροφή 15° σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο. Η γωνία αυτή ονομάζεται γωνία πρόσθιας κλίσης (anteversion)
- Εικόνα 3 Οι κινήσεις του ισχίου στα τρία επίπεδα
- Εικόνα 4 Κατά τη δίποδη στήριξη, η γραμμή του κέντρου βάρους του σώματος περνά ακριβώς πίσω από την ηβική σύμφυση
- Εικόνα 5 Οι δυνάμεις που ασκούνται στο ισχίο κατά τη μονόποδη στήριξη
- Εικόνα 6 Η μείωση του ρυθμού διατμήσεως του αρθρικού υγρού στο φυσιολογικό ισχίο, στο οστεοαρθρικό ισχίο και στο πάσχων από ρευματοειδή αρθρίτιδα ισχίο
- Εικόνα 7 Ως μηριαίο offset ορίζεται η κάθετη αποκατάσταση ανάμεσα στο κέντρο της μηριαίας κεφαλής και του ανατομικού άξονα του μηριαίου
- Εικόνα 8 Στην αρθροπλαστική του Charnley με διάμετρο κεφαλής 28mm το επιτρεπόμενο εύρος κίνησης είναι μόνο 90° , ενώ στις αρθροπλαστικές που χρησιμοποιείται κεφαλή 32mm το εύρος κίνησης φτάνει τις 106°
- Εικόνα 9 Το φαινόμενο stress shielding στην αρθροπλαστική του ισχίου
- Εικόνα 10 Πρόσφυση - σχηματισμός και λύση συγκολλητών δεσμών

(adhesive wear)

- Εικόνα 11 Απόξεση (abrasive wear)
- Εικόνα 12 Φθορά τρίτου σώματος (third body wear)
- Εικόνα 13 Φθορά εκ κοπώσεως (δυναμική αντοχή των υλικών) – fatigue wear
- Εικόνα 14 Φθορά τύπου I
- Εικόνα 15 Φθορά τύπου II
- Εικόνα 16 Φθορά τύπου III
- Εικόνα 17 Φθορά τύπου IV
- Εικόνα 18 Περιοριστική λίπανση
- Εικόνα 19 Υγρή λίπανση
- Εικόνα 20 Μεικτός τύπος λίπανσης
- Εικόνα 21 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Wiles
- Εικόνα 22 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου McKee
- Εικόνα 23 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου McKee-Farrar
- Εικόνα 24 Ακτινογραφία αρθροπλαστικής ισχίου τύπου McKee-Farrar 3 έτη μετεγχειρητικά
- Εικόνα 25 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Sivash
- Εικόνα 26 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Ring
- Εικόνα 27 Ολική αρθροπλαστική ισχίου μέταλλο με μέταλλο τύπου Muller και Huggler

- Εικόνα 28 Η ιδιότητα της αυτοιάσεως με τη χρήση που παρατηρείται στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου μέταλλο με μέταλλο
- Εικόνα 29 Α. Ελατά κράματα
Β. Χυτεύσιμα κράματα
- Εικόνα 30 Α. Μεγάλο διάκενο δημιουργεί μικρή επιφάνεια επαφής που αυξάνει τις φορτίσεις και οδηγεί σε μεγαλύτερη φθορά
Β. Μικρό διάκενο δημιουργεί μεγάλη επιφάνεια επαφής που αυξάνει την τριβή και οδηγεί σε χαλάρωση του κυπελλίου
- Εικόνα 31 Η διαβροχή των υλικών εκφράζεται από τη γωνία του χείλους μιας σταγόνας υγρού πάνω στην επιφάνεια του υλικού. Όσο μικρότερη η γωνία διαβροχής (μεγαλύτερη επέκταση της σταγόνας) τόσο καλύτερη η λίπανση του υλικού
- Εικόνα 32 Επιφανειακή τραχύτητα των υλικών
- Εικόνα 33 Κοχλιωτές κοτύλες 1^{ης} γενιάς – 1
- Εικόνα 34 Κοχλιωτές κοτύλες 1^{ης} γενιάς – 2
- Εικόνα 35 Κοχλιωτές κοτύλες 2^{ης} γενιάς
- Εικόνα 36 Τα οστικά τρίματα που δημιουργούνται καθώς η κοτύλη βιδώνεται περιέχουν κύτταρα, ασβέστιο, και πρωτεΐνες τα οποία ενεργοποιούν το σχηματισμό νέου οστίτη ιστού (cutting-grinding effect)

Ευρετήριο πινάκων γενικού μέρους

- Πίνακας 1 Οι μέσες τιμές για τη μέγιστη κίνηση του ισχίου σε τρία επίπεδα κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων
- Πίνακας 2 Ταξινόμηση πρωτοπαθούς οστεοαρθρίτιδας σύμφωνα με διαφόρους συγγραφείς
- Πίνακας 3 Αξιοσημείωτες εξελίξεις στα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται στην Ορθοπαιδική πράξη
- Πίνακας 4 Τύποι ανοξειδωτου χάλυβα που χρησιμοποιούνται στην Ορθοπαιδική πράξη

Ευρετήριο εικόνων ειδικού μέρους

Εικόνα 1	Το κέλυφος έχει σχήμα διπλού κώνου που προσομοιάζει με την οστική κοτύλη
Εικόνα 2	Το σχήμα των σπειρωμάτων είναι οξύ με πλατιά βάση ώστε να επιτρέπουν καλύτερη συγκράτηση
Εικόνα 3	Το κέλυφος έχει τραχεία επιφάνεια
Εικόνα 4	Ο πυθμένας του κελύφους με ανοικτά και κλειστά τα ανοίγματα
Εικόνα 5	Το κλειστό χείλος αποτρέπει την επαφή πολυαιθυλενίου οστού
Εικόνα 6	Αγκίστρωση του πολυαιθυλενίου με τη βοήθεια 4 κώνων
Εικόνα 7	Ένθετο πολυαιθυλένιο με μεταλλική επιφάνεια τριβής με ουδέτερη και πρόσθετη κλίση 10°.
Εικόνα 8	Η κεφαλή που χρησιμοποιείται είναι κατασκευασμένη από σφυρήλατο κράμα μετάλλου CoCrMo (ASTM F799), χαμηλής περιεκτικότητας σε άνθρακα (0,35%)
Εικόνα 9	Ο μηριαίος στυλεός SL- Plus
Εικόνα 10	Σχεδιασμός που προσφέρει πολύ καλή στροφική και αρχική σταθερότητα
Εικόνα 11	Δεν καλύπτει πλήρως τον ενδομυελικό αυλό διατηρώντας την ενδοαυλική αιμάτωση
Εικόνα 12	Το επιτρεπόμενο εύρος κίνησης ελαχιστοποιεί την πιθανότητα πρόσκρουσης
Εικόνα 13	Η στρογγυλεμένη άκρη φαίνεται να μειώνει την τοπική συγκέντρωση φορτίων
Εικόνα 14	Μικροσκοπική εικόνα άριστης οστεοενσωμάτωσης του

στυλεού

A οστεοενσωμάτωση σε ευρεία περιοχή, μεγέθυνση x 8, μέση επιφανειακή τραχύτητα $Ra = 4 - 6 \mu m$

B. . άμεση οστεοενσωμάτωση του τιτανίου, μεγέθυνση x 50

Εικόνα 15 Η τομή είναι καμπύλη συνολικού μήκους 12-15cm με κέντρο την κορυφή του μείζονος τροχαντήρα. Αρχίζει 7-8cm πάνω και πίσω από το μείζονα τροχαντήρα, και αφού περάσει από την κορυφή του, συνεχίζει πάνω στην πλάγια επιφάνεια της διάφυσης του μηριαίου.

Μετά τη διατομή του δέρματος και του υποδορίου κατά μήκος της τομής διατέμνεται η πλατεία περιτονία

Εικόνα 16 Ο θύλακος του τροχαντήρα αφαιρείται για να αναγνωριστούν το πρόσθιο και οπίσθιο χείλος του μέσου γλουτιαίου και ο έξω πλατύς μηριαίος

Οι δύο διατομές ενώνονται με διατομή με διαθερμία, πάνω από το μείζονα τροχαντήρα στη συνένωση του πρόσθιου τρίτου με τα οπίσθια δύο τρίτα, σχηματίζοντας το γράμμα «ω»

Εικόνα 17 A. Τρία άγκιστρα Hohmann τοποθετούνται έτσι ώστε να εκτεθεί πλήρως η κοτύλη

B. Το κέλυφος του κυπελλίου πρέπει να τοποθετηθεί στις 40° έως 50° σε σχέση με το εγκάρσιο επίπεδο και $10-20^\circ$ σε σχέση με το οβελιαίο επίπεδο.

Εικόνα 18 Ο γλυφανισμός της κοτύλης γίνεται ώστε να σχηματιστεί προσεκτικά μια επικεντρωμένη κλιμακωτή επιφάνεια με καλώς καθορισμένα όρια στην κοτύλη. Στη συνέχεια γίνεται γλυφανισμός με γλύφανο τύπου «basket» ώστε να σχηματιστεί επιφάνεια με μορφή διπλού κώνου. Μετά τον

καθαρισμό της κοτύλης τοποθετείται το κέλυφος με τη βοήθεια εισολκέα, και στη συνέχεια κοχλιώνεται ισχυρά στο έδαφος της κοτύλης

Εικόνα 19 Διεγχειρητικές φωτογραφίες της εικόνας 18

Εικόνα 20 Διεγχειρητικές φωτογραφίες όπου μέσω των οπών της βάσης του κελύφους ελέγχεται η παραλληλότητα με τον πυθμένα και με τη βοήθεια ειδικού εργαλείου κλείνονται οι οπές.

Στη συνέχεια τοποθετείται το ένθετο του πολυαιθυλενίου με τη μεταλλική επιφάνεια επαφής.

Εικόνα 21 Τοποθετείται το Box chisel στην κορυφή του τροχαντήρα και 0,5cm επί τα εκτός και οπισθίως της μέσης γραμμής του μηριαίου. Αφαιρείται τετράγωνο οστικό τεμάχιο και γίνεται η διάνοιξη του αυλού με ράσπα τύπου «Τ».

Στη συνέχεια με τη βοήθεια ειδικών ρασπών παρασκευάζεται ο αυλός του μηριαίου μέχρι το επιθυμητό μέγεθος

Εικόνα 22 Μετά την τοποθέτηση του εμφυτεύματος ελέγχεται η τάση της άρθρωσης και τοποθετείται ο ανάλογος αυχένας.

Τελική ανάταξη

Εικόνα 23 Δίσκος των εργαλείων που χρησιμοποιείται στην αρθροπλαστική

Εικόνα 24 Ακτινολογική αξιολόγηση της κοτυλιαίας προθέσεως

Εικόνα 25 Οι ζώνες του ισχίου σύμφωνα με τους DeLee & Charnley

Εικόνα 26 Οι ζώνες του μηριαίου σύμφωνα με τον Gruen

Εικόνα 27 Ως υποχώρηση του στυλεού καθορίζεται η αύξηση της απόστασης της κορυφής του μείζονα τροχαντήρα από την

κορυφή του στυλεού, τουλάχιστον κατά 5mm, σε σχέση με την αρχική μετεγχειρητική ακτινογραφία

- Εικόνα 28 Α. Μετεγχειρητική ακτινογραφία
 Β. Εξάρθρωμα αρθροπλαστικής
 Γ. Ανοικτή ανάταξη και αλλαγή ένθετου πολυαιθυλενίου με πρόσθετη κλίση 10°.
- Εικόνα 29 Α. Εξάρθρωμα αρθροπλαστικής
 Β. Ανοικτή ανάταξη και αλλαγή του αυχένα από -3,5mm σε ουδέτερο, αυξάνοντας το offset κατά 2,6mm
- Εικόνα 30 Α. Εξάρθρωμα αρθροπλαστικής
 Β. Κλειστή ανάταξη
- Εικόνα 31 Α. Ακτινογραφία ασθενούς με άλγος στην περιοχή του μηριαίου μετά από τροχαίο ατύχημα
 Β. Η ακτινογραφία δεν αναδεικνύει σαφή εικόνα κατάγματος
 Γ. Σπινθηρογράφημα με τοπική συγκέντρωση στο μηριαίο στέλεχος
 Δ. Αντικατάσταση του μηριαίου στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους.
 Ε. Ακτινογραφία 5 χρόνια μετεγχειρητικά
- Εικόνα 32 Α. Ακτινογραφία face % profile με χαλάρωση της κοτύλης 50 μήνες μετεγχειρητικά
 Β. Ακτινογραφία face % profile με αντικατάσταση της κοτύλης
- Εικόνα 33 Φωτογραφία της αφαιρεμένης κεφαλής και κοτύλης
- Εικόνα 34 Α. Ακτινογραφία face % profile με χαλάρωση του στυλεού 90 μήνες μετεγχειρητικά

B. Ακτινογραφία face % profile με αντικατάσταση του στυλεού με άλλο μεγαλύτερου μεγέθους

Εικόνα 35

A. Διεγχειρητική φωτογραφία

B. Φωτογραφία του αφαιρεμένου στυλεού

Γ. Φωτογραφία του αφαιρεμένου στυλεού

Εικόνα 36

A. Η κατανομή των ακτινοδιαυγαστικών γραμμών γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

B. Η κατανομή των ακτινοσκοιερών γραμμών γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

Γ. Η κατανομή της οστεόλυσης γύρω από το κοτυλιαίο και το μηριαίο εμφύτευμα στην τελική ακτινογραφία

Εικόνα 37

Περίληψη των αποτελεσμάτων του Σουηδικού (Malchau 2002) αλλά και του Αυστραλιανού (Graves 2002) Αρχείου Ολικών αρθροπλαστικών του ισχίου.

Εικόνα 38

Ο ρυθμός φθοράς των εναλλακτικών επιφανειών τριβής.

Εικόνα 39

Η διαφορά του ρυθμού φθοράς μετάλλου με μέταλλο σε σχέση με τη φθορά μετάλλου με πολυαιθυλένιο, όπου ο πρώτος απεικονίζεται με τη Ταζμανία σε σχέση με το δεύτερο που απεικονίζεται με την Αυστραλία.

Ευρετήριο πινάκων ειδικού μέρους

Πίνακας 1	Δημογραφικά ασθενών
Πίνακας 2	Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά της πρόθεσης
Πίνακας 3	Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά της πρόθεσης
Πίνακας 4	Χαρακτηρισμός αποτελέσματος με βάση το HHS στο σύνολο των ασθενών
Πίνακας 5	Επίπεδο του πόνου στον τελικό επανέλεγχο
Πίνακας 6	Συσχέτιση της εντόπισης με την ένταση του πόνου στον τελικό επανέλεγχο
Πίνακας 7	Παράγοντες κινδύνου που σχετίζονται με την εμφάνιση μηριαίου πόνου
Πίνακας 8	Κατανομή του μεγέθους της κοτύλης αναλογικά με τον αριθμό των ισχίων που χειρουργήθηκαν
Πίνακας 9	Κατανομή του μεγέθους του μηριαίου στυλεού αναλογικά με τον αριθμό των ισχίων που χειρουργήθηκαν
Πίνακας 10	Παράγοντες που σχετίζονται με τη μετεγχειρητική θέση του στυλεού

Συντμήσεις

AISI	American Iron Steel Institute
ANOVA	analysis of variance – ανάλυση της διακύμανσης
CoCr	Κράμα κοβαλτίου χρωμίου
HHS	Harris Hip Score
Ra	mean surface roughness – μέση επιφανειακή τραχύτητα
UHMWP	Ultra high molecular weight polyethylene - πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους
O.A.I	Ολική αρθροπλαστική του ισχίου
PMMA	Poly-methyl-metha-acrylate - ακρυλικό πολυμερές πολυμεθυλμεθακρυλάτης

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1 Agins H, Alcock N, Bansal M, Salvati E, Wilson PD Jr, Pellicci PM, Bullough PG. Metallic wear in failed titanium-alloy total hip replacements. A histological and quantitative analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Mar;70(3):347-56.
- 2 Aldinger P, Thomsen M, Lukoschek M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch S. Long-term fate of uncemented, threaded acetabular components with smooth surface treatment: minimum 10-year follow-up of two different designs. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2004 Sep;124(7):469-75
- 3 Allain J, Le Mouel S, Gutallier D, Voisin MC: Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *J Bone Joint Surg* 81B: 835-842. 1999
- 4 Almby B, Hierton T. Total hip replacement: a ten-year follow-up of an early series. *Acta Orthop Scand.* 1982 Jun;53(3):397-406.
- 5 Amstutz H.C, Grigoris P: Metal on Metal Bearings in Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 329S : S11-S34, 1996
- 6 Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N and Clarke IC: Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 276 :7, 1992
- 7 Anissian HL, Stark A, Gustafson A, Good V, Clarke IC: Metal on metal bearing in hip prosthesis generates 100-fold less wear debris than metal on polyethylene. *Acta Orthop Scand* 70 (6) : 578-582, 1999
- 8 Apel DM, Smith DG, Schwartz CM, Paprosky WG. Threaded cup acetabuloplasty. Early clinical experience. *Clin Orthop.* 1989; 241:183-9
- 9 Arens S, Schlegel U, Printzen G, Ziegler WJ, Perren SM, Hansis M. Influence of materials for fixation implants on local infection. An experimental study of steel versus titanium DCP in rabbits.

- J Bone Joint Surg Br.;78 (4):647-651. 1996
- 10 August A, Aldam C, Pynsent P: The McKee-Farrar hip arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br) 68B, 520-5, 1986
 - 11 Bankston A B, Faris P M, Keating E M, Ritter M A. Polyethylene wear in total hip arthroplasty in patient-matched groups. A comparison of stainless steel, cobalt chrome, and titanium bearing surfaces. J Arthroplasty 1993; (8): 315-322
 - 12 Barrack RL, Jasty M, Bragdon C, Haire T, Harris WH. Thigh pain despite bone ingrowth into uncemented femoral stems. J Bone Joint Surg Br. 1992; 74:507-10
 - 13 Bartz RL, Noble PC, Kadakia N, Tullos HS. The effect of femoral component head size on posterior dislocation of the artificial hip joint. J Bone Joint Surg 82-A (9); 1300-1307 (2000)
 - 14 Bentley G, Duthie R. A comparative review of the McKee-Farrar and Charnley total hip prostheses. Clin Orthop Relat Res. 1973 Sep ;(95):127-42.
 - 15 Bergmann G, Graichen F, and Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. .J Biomechanics 26(8); 969-990 (1993)
 - 16 Bizot P, Nizard R, Lerouge S, Prudhommeaux F, Sedel L: Ceramic ceramic total hip arthroplasty. J Orthop Sci 2000; 5: 622-7.
 - 17 Boehler M, Knahr K, Plenck Jr H et al. Long – term results of uncemented alumina acetabular implants. J Bone Joint Surg 76B: 53-59. 1994
 - 18 Bohler M, Kanz F, Schwarz B, Steffan I, Walter A, Knahr K, Plenck Jr H. Adverse Tissue reaction to wear particles from Co-based articulations, increased by contaminations with Al₂O₃ particles from blasted Ti-based total hip implants. J Bone Joint Surg (Br) 2002; 84: 128-36.

- 19 Bohler M, Mochida Y, Bauer T W, Salzer M, Plenk Jr H: Characterisation of wear debris from two different alumina on alumina THA. J Bone Joint Surg 82B: 901-909. 2000
- 20 Bohm G, Lintner F, Auteith A, Lester DK, Zweymuller K: Morphometric examination of straight, tapered titanium stems. A retrieval study. Clinical Orthopaedics and Related Research, 393: 13-, 2001
- 21 Boutin P : Le Frottement alumine-alumine en chirurgie de la hanche. 1205 arthroplasties totales. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 67 :279-287, 1981
- 22 Boutin P. Alumina and its use in surgery of the hip. (Experimental study)]. Presse Med 1971; 79: 639-40.
- 23 Boutin P. Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis. Experimental study and 1st clinical applications]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1972; 58: 229-46.
- 24 Britton AR, Murray DW, Bulstrode CJ, McPherson K, Denham RA. Long-term comparison of Charnley and Stanmore design total hip replacements. J Bone Joint Surg Br 78B: 802-808-, 1996.
- 25 Brodner W, Bitzan P, Lomoschitz F et al. Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study. J Bone Joint Surg Br 86B: 20-, 2004.
- 26 Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R: Elevated serum cobalt with metal on metal articulating surfaces. J Bone Joint Surg Br 79B: 316-, 1997.
- 27 Brodner W, Bitzan P, Meisinger V, Kaider A, Gottsauner-Wolf F, Kotz R: Serum cobalt levels after metal-on-metal total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 2003; 85A:2168.
- 28 Brodner W, Grohs G, Bancher D, Dorotka R, Meisinger V, and Gttsauer-Wolf F, Kotz R: Does the placenta inhibit the passage of

- chromium and cobalt after MOM total hip replacement? J Arthroplasty 19(8) sup 3, 102-106, 2004
- 29 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 55A:1629-1632, 1973.
 - 30 Brown SA, Lemons JE, Mateo NB. New products and standards. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ & Lemons JE (eds). Biomaterials science; an introduction to materials in medicine, Academic Press, San Diego, p 457-464. 1996
 - 31 Brown SR, Davies WA, DeHeer DH, Swanson AB. Long-term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. Clinical Orthopaedics and Related Research, 402: 157-163, 2002
 - 32 Bryant M, Mollan R, Nixon J: Survivorship analysis of the Ring hip arthroplasty. J Arthroplasty 6(suppl) :5-10, 1991
 - 33 Buchholz HW, Elson RA, Engelbrecht E, Lodenkämper H, Röttger J, Siegel A. Management of deep infection of total hip replacement. J Bone Joint Surg Br. 1981;63-B(3):342-53
 - 34 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] 1997;79-A:1007-12
 - 35 Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. Clin Orthop 2000; 379: 94-112
 - 36 Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series. J Bone Joint Surg Am. 70A: 337-346, 1988.
 - 37 Callaghan JJ, Pedersen DR, Johnston RC, Brown TD. Clinical biomechanics of wear in total hip arthroplasty. Iowa Orthop J.

2003;23:1-12

- 38 Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Pedersen DR, Gtz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Results of Charnley 30 years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 86A: 690-695, 2004.
- 39 Canale St. Campbell's Operative Orthopaedics, 9th edition , Philadelphia, Mosby 1998
- 40 Case CP, Langkamer VG, Howell RT, Webb J, Standen G, Palmer M, Kemp A, Learmonth ID. Preliminary observations on possible premalignant changes in bone marrow adjacent to worn total hip arthroplasty implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Aug;(329 Suppl):S269-79.
- 41 Catelas I, Campbell PA, Dorey F, Frausto A, Mills BG, Amstutz HC: Semi-quantative analysis of cytokines in MM THR tissues and their relationship to metal particles. *Biomaterials* 24: 4785-4797, 2003
- 42 Catelas I, Petit A, Zukor DJ, Antoniou J, Hul OL. TNF-alpha secretion and macrophage mortality induced by cobalt and chromium ions in vitro. Qualitive analysis of apoptosis. *Biomaterials* 24: 383-391, 2003
- 43 Chan F, Bobyn G, Medley G, Krygier JJ, Tanzer M: The Otto Aufranc Award: Wear and Lubrication of Metal-on-Metal Hip Implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 369 : 10-24, 1999
- 44 Chan F, Bobyn G, Medley G, Krygier JJ, Yue S, Tanzer M: Engineering Issues and Wear Performance of Metal on metal Hip Implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 333 : 96-107,1996
- 45 Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York (1979)
- 46 Charnley J. The long term results of low frictional Arthroplasty of the hip performed as a primary intervention *J Bone Joint Surg* 1972; 54B:61-76

- 47 Chmell M, Poss R, Thomas W, Sledge C.: Early failure of Hylamer acetabular inserts due to eccentric wear. J Arthroplasty, 11, 351-353, 1996.
- 48 Claes L, Fielder S, Ohnmacht M, Duda GN: Initial stability of fully and partially cemented femoral stems. Clin Biomech 15(10): 750-755, 2000
- 49 Clarke M, Lee P, Arora A, Villar R: Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 2003; 85B:913.
- 50 Collis DK, Johnston RC. Comparative evaluation of the results of cup arthroplasty and total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1972 Jul-Aug; 86:102-14.
- 51 Cooke AF, Dowson D, Wright V. The pressure-viscosity characteristics of synovial fluid. Biorheology. 1978;15(2):129-35
- 52 Cooper RA, McAllister CM, Borden LS, Bauer TW. Polyethylene debris-induced osteolysis and loosening in uncemented total hip arthroplasty. A cause of late failure. J Arthroplasty. 1992 Sep;7(3):285-90.
- 53 Cuckler JM, Moore KD, Lombardi AV Jr, McPherson E, Emerson R. Large versus small femoral heads in metal-on-metal total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2004;19(8 Suppl 3):41
- 54 Daley B, Doherty A, Fairman B, Case C. Wear debris from hip or knee replacements causes chromosomal damage in human cells in tissue culture J Bone Joint Surg Br, May 2004; 86-B: 598 - 606.
- 55 Davey J. R., O'Connor D. O., Burke D. W., Harris W. H. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. J. Arthroplasty, 1993, 8; 1; 23-26.
- 56 Davies A, Wilert H, Campell P, Case P: Metal – on – metal bearing surfaces may lead to higher inflammation. Academy News. 2003. Presenting at the 70th Annual Meeting held February 5-9 in New

Orleans, LA, 2003

- 57 Davies A, Wilert H, Campbell P, Learmonth I, Case P. An unusual lymphocytic perivascular infiltration in tissues around contemporary metal on metal joint replacements. *J Bone Joint Surg Am*, 2005; 87A: 18-27.
- 58 Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG jr., Berilla J, Burstein AH Telemetric force measurements across the hip after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 70-A (1); 45-50 (1988)
- 59 DeHart M, Riley L Jr. Nerve Injuries in Total Hip Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 1999;7:101-111
- 60 Delaunay C, Kapandji A. Survival analysis of cementless grit-blasted titanium total hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*. 83B: 408-, 2001.
- 61 Delaunay C, Kapandji A: Acetabular screw rings and surface treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 Jul;(340):130-41.
- 62 Delauney C, Bannomet F, North J, Jobard D, Cazeau C, Kempf JF. Grit-blasted titanium femoral stem in cementless primary total hip arthroplasty: a 5 to 10 years multicenter study. *Journal of Arthroplasty* 16(1) 47-54, 2001
- 63 Delauney C, Cazeau C, Kapandji A. Cementless primary total hip replacement. Four to eight year results with the Zweymuller-Alloclassic prosthesis. *Int Orthop* 22:1-5, 1998
- 64 Delauney, Kapandji Al. Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups. 382 consecutive primary Zweymuller cups followed for 0.2-12 years. *Acta Orthop Scand*. 1998 Aug;69(4):379-83
- 65 DeLee JG, Charnley J: Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 121:20-32, 1976.
- 66 Della Vale AG, Ruzo PS, Pavone P, Tolo E, Mintz DN, Salvati EA:

- Heterotopic ossification after total hip arthroplasty: a critical analysis of the Brooker classification and proposal of a simplified rating system. *Journal of Arthroplasty*. 17(7): 870-875, 2002
- 67 Deutman R, Mulder TJ, Brian R, Nater JP. Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1977 Oct; 59(7):862-5.
- 68 Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G, Krause B. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *J Arthroplasty*. 1997 Apr;12(3):256-66.
- 69 Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wears in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1999 Dec;(369):59-72.
- 70 Doherty AT, Howell RT, Ellis LA, Bisbinas I, Learmonth ID, Newson R, Case CP. Increased chromosome translocations and aneuploidy in peripheral blood lymphocytes of patients having revision arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2001 Sep;83(7):1075-81.
- 71 Doorn PF, Campell PA, Amstutz HC: Metal versus polyethylene wear particles in total hip replacements. A review *Clinical Orthopaedics and Related Research* 329S : S206-S216, 1996
- 72 Doorn PF, Campell PA, Worrall J, Benya PD, McKellop HA, Amstutz HC: Metal wear particle characterization from MM THR. Transmission electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles. *J Biomed Mater Res* 42: 103-111, 1998
- 73 Doorn PF, Mirra JM, Campell PA, Amstutz HC : Tissue Reaction to Metal on Metal total Hip Prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 329S : S187-S205, 1996
- 74 Dorr L, Wan Z, Longjohn D, Dubois B, Murken R: Total hip arthroplasty with the use of the Metasul metal on metal articulation. Four to seven-

- year results. *J Bone Joint Surg Am.* 82(6): 789-798, 2000.
- 75 Dorr LD, Wan Z, Shahrddar C, et al. Clinical performance of a Durasul highly cross-linked polyethylene acetabular liner for total hip arthroplasty at five years. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1816
 - 76 Dunstan E, Ladon D, Whittingham-Jones P, Carrington R, Briggs TW. Chromosomal aberrations in the peripheral blood of patients with metal-on-metal hip bearings. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Mar;90(3):517-22.
 - 77 Effenberger H, Weber M, Dorn U, Hofer H. Roentgen criteria and radiologic results of the Hofer-Imhof (H-I) threaded acetabulum cup in first time implantation *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1997 Sep-Oct; 135(5): 434-43
 - 78 Elfick A P, Hall R M, Pinder I M, Unsworth A. The influence of femoral head surface roughness on the wear of ultrahigh molecular weight polyethylene sockets in cementless total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 1999; (48): 712-718.
 - 79 Elfick A P, Smith S L, Unsworth A. Variation in the wear rate during the life of a total hip arthroplasty: a simulator and retrieval study. *J Arthroplasty* 2000; (15): 901-908.
 - 80 Engh C, Massin P, Suthers K. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Aug;(257):107-28
 - 81 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.* 69B: 45-55, 1987.
 - 82 Engh CA, Glassman AH, Suthers KE: The case for porous-coated hip implants. The femoral side. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 261: 63-81, 1990
 - 83 Engh CA, Bobyn JD: The influence of stem size and extent of porous

- coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 231:7-28, 1988
- 84 Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. *J Bone and Joint Surg Br*, 72:53-59, 1990
 - 85 Epinette JA, Manley MT, D' Antonio JA, Edinin AA, Capello WN: A 10 - year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups. Clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature. *Journal of arthroplasty*, 18 (2): 140-148, 2003
 - 86 Evans EM, Freeman MA, Miller AJ, Vernon-Roberts B. Metal sensitivity as a cause of bone necrosis and loosening of the prosthesis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 1974 Nov;56-B(4):626-42
 - 87 Fox GM, McBeath AA, Heiner JP: Hip replacement with a threaded acetabular J Bone Joint Surg 84A:128-36. 1994
 - 88 Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M: Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic system. *J Bone Joint Surg Am* 85A: 296-303, 2003.
 - 89 Goetz DD, Smith EJ, Harris WH: The prevalence of femoral osteolysis associated with components inserted with or without cement in total hip replacements. A retrospective matched-pair series. *J Bone Joint Surg Am*. 76A: 1121-1129, 1994.
 - 90 Green J, Nemzek J, Arnosky S et al. The effect of bone compaction on early fixation of porous – coated implants. *Journal of Arthroplasty* ;14(1) 91-97 , 1999
 - 91 Greenwald A S, Garino J P. Alternative bearing surfaces: the good, the bad, and the ugly. *J Bone Joint Surg Am* 2001; (83-A Suppl 2Pt 2): 68-72.
 - 92 Grubl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F: Cementless

- total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup. A minimum ten-year follow-up. J Bone Joint Surg Am 84A: 425-431, 2002.
- 93 Gruen TA, McNiece GM, Amstutz HC: Modes of failure of cemented stem-type femoral components. Clinical Orthopaedics and Related Research, 141:17- 27, 1979.
- 94 Haddad RJ Jr, Cook SD, Thomas KA. Biological fixation of porous-coated implants. J Bone Joint Surg Am. 1987 Dec;69(9):1459-66.
- 95 Hallab NJ, Mikecz K, Vermes C, Skipor A, Jacobs JJ. Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants. J Bone Joint Surg;83A(3):428-436. 2001
- 96 Harper GD, Bull T, Cobb AG, Bentley G. Failure of the Ring polyethylene uncemented acetabular cup. J Bone Joint Surg Br. 1995 Jul; 77(4):557-61.
- 97 Harris WH: The problem is osteolysis. Clinical Orthopaedics and Related Research 311 : 46, 1995
- 98 Harris WH: Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 51A: 737-755, 1969.
- 99 Hartwig A. Current aspects in metal genotoxicity. Biometals. 1995 Jan;8(1):3-11
- 100 Havelin LI, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB. Early aseptic loosening of uncemented femoral components in primary total hip replacement. A review based on the Norwegian Arthroplasty Register. J Bone Joint Surg Br. 1995 Jan; 77(1):11-7.
- 101 Haynes DR, Boyle SJ, Rogers SD, Howie DW, Vernon-Roberts B: Variation in cytokines induced by particles from different prosthetic materials. Clinical Orthopaedics and Related Research 352 : 223-230,

1994

- 102 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. *Bone Joint Surg Am.* 1993 Jan;75(1):77-91.
- 103 Hellman EJ, Capello WN, Feinberg JR. Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10-year average followup. *Clin Orthop Relat Res.* 1999 Jul;(364):164-74.
- 104 Hernigou P, Bahrami T. Zirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylene wear after a minimum ten year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 2003; (85): 504-509.
- 105 Hills BA, Monds MK: Enzymatic identification of the load-bearing boundary lubricant in the joint. *British Journal of Rheumatology.* 37:137-142. 1998
- 106 Hirakawa K, Bauer TW, Hashimoto Y, Stulberg BN, Wilde AH, Secic M. Effect of femoral head diameter on tissue concentration of wear debris. *J Biomed Mater Res.* 1997 Sep 15;36(4):529-35.
- 107 Horne G, Culliford N, Adams K, Devane P. Hybrid total hip replacement: outcome after a mean follow up of 10 years. *ANZ J Surg.* 2007 Aug;77(8):638-41.
- 108 Hösli P. Cement-free hip endoprosthesis: PCA shaft prosthesis, 5-7-year results. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1993 Nov-Dec;131(6):518-23.
- 109 Howie DW, Rogers SD, McGee MA, Haynes DR: Biologic Effects, of Cobalt, Chrome in Cell and Animal Models. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 329S: S217-S232, 1996.
- 110 Huiskes R. Stress shielding and bone resorption in THA: clinical versus computer stimulation studies. *Acta Orthop Belg* 1993;59:118-29.
- 111 Hummer CD, Rothman RH, Hozack WJ: Catastrophic failure of modular

- zirconia ceramic femoral head components after total hip arthroplasty. Journal of Arthroplasty. 10: 848-850, 1995
- 112 Huo MH, Martin R. Total hip arthroplasty using the Zweymuller stem implanted without cement. A prospective study of consecutive patients with minimum 3-year follow-up period. Journal of Arthroplasty ;10() 793, 1995
 - 113 Inman VT. Functional aspect of the abductor muscles of the hip. J Bone Joint Surg Am 29A: 607-, 1947.
 - 114 Jacobs JJ, Hallab NJ, Urban RM, Wimmer MA. Wear particles. J Bone Joint Surg Am 88A: 99-102, 2006.
 - 115 Jacobs JJ, Skipor AK, Campell PA et al. Can metal levels be used to monitor metal on metal hip arthroplasties. J Arthroplasty. 19(supplement 3): 59-65, 2004.
 - 116 Jacobsson SA, Djerf K, Wahlstrom O: 20-year results of Mckee-Farrar versus Charnley prosthesis. Clinical Orthopaedics and Related Research, 329S: S60-S68, 1996.
 - 117 Jasty M, Bragdon C, Burke D et al. In vivo skeletal responses to porous-surfaced implants subjected to small induced motions. J Bone Joint Surg Am 79A: 707-, 1997.
 - 118 Jessen N, Nickel A, Schikora K, Büttner-Janz K. Metal/metal--a new (old) hip bearing system in clinical evaluation. Prospective 7-year follow-up study. Orthopade. 2004 May;33(5):594-602
 - 119 Johnston and Smidt : Hip motion measurements for selected activities of daily living. Clinical Orthopaedics and Related Research, 72,205.-215, 1970
 - 120 Johnston RC, Fitzgerald RH et al: Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. A standard system of terminology for reporting results. J Bone Joint Surg Am. 72 (2): 161-168, 1990.

- 121 Jones DA, Lucas HK, O' Driscoll M, Price CH, Wibberley B. Cobalt toxicity after McKee hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1975 Aug;57(3):289-96.
- 122 Jorgensen TJ, Munno F, Mitchell TG, Hungerford D Urinary cobalt levels in patients with porous Austin-Moore prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 Jun;(176):124-6.
- 123 Karachalios T, Hartofilakidis G, Zacharakis N, Tsekoura M. A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Nov;(296):140-7.
- 124 Kim YH, Kim JS, Cho SH: Primary total hip arthroplasty with a cementless porous-coated anatomic total hip prosthesis: 10- to 12-year results of prospective and consecutive series. *J Arthroplasty.* 1999
- 125 Kim YH, Kim JS, Cho SH: A comparison of polyethylene wear in hips with cobalt-chrome or zirconia heads. A prospective randomized study. *J Bone Joint Surg* 83B: 742-750. 2001
- 126 Koroivessis P, Petsinis G, Repanti M, Repantis T. Metallosis after contemporary metal-on-metal total hip arthroplasty. Five to nine-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Jun;88(6):1183-91.
- 127 Koroivessis P, Petsinis G, Repanti M. Zweymueller with metal-on-metal articulation: clinical, radiological and histological analysis of short-term results. *Arch Orthop Tr Surg* 123 :5.11, 2003
- 128 Koroivessis P, Piperos G, Michael A, Baikousis A, Stamatakis M. Bone mineral density changes around stable uncemented Zweymueller total hip arthroplasty. *Orthopedics Int* 1997;5:389-96
- 129 Köster G, Leib S, Willert H-G. Noncemented hip replacement using a conical screw-in cup and a straight press-fit stem. A six to eight-year clinical and radiological follow-up study. *Hip Int.* 1998;8:208-18.

- 130 Krushell RJ, Burke DW, and Harris WH. Range of motion in contemporary total hip arthroplasty. The impact of modular head-neck components. *J Arthroplasty* 6 (2); 97-101 (1991)
- 131 Kubo, Kubo T.; Inoue S.; Maeda T.; Arai Y.; Hirakawa K.; WuY. Suehara H.; Ogura T.; Hirasawa Y. Cementless Lord total hip arthroplasty: Cup loosening common after minimum 10-year follow-up of 103 hips *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Volume 72, Number 6, 1 December 2001, pp. 585-590(6)
- 132 Kurtz SM et al. Degradation of Mechanical Properties of UHMWPE Acetabular Liners Following Long-Term Implantation. *Journal of Arthroplasty* 18, no. 7, S1, 2003: 68–78.
- 133 Ladon D, Doherty A, Newson R, Turner J, Bhamra M, Case CP. Changes in metal levels and chromosome aberrations in the peripheral blood of patients after metal-on-metal hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004 Dec;19(8 Suppl 3):78-83.
- 134 Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Tugwell P, Wong C. Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement a randomized trial. *J Bone Joint Surg Am*. 2002 Oct; 84-A(10):1823-8.
- 135 Lester DK, Campbell P. 100-year-old patient with pressfit prosthesis: a post-mortem retrieval study. *Am J Orthop*. 1996;25:30-4
- 136 Lester K: Cross-section Radiographic Analysis of 10 Retrieved Titanium Alloy Press-fit Femoral Endoprostheses. *Journal of Arthroplasty* ;12(8) 930-937, 1997
- 137 Lewis CG, Sunderman F: Metal Carcinogenesis in total joint arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 329S: S264-S268, 1996.
- 138 Lhotka C, Szekeres T, Steffan I, et al. Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-

- metal total hip replacements. *J Orthop Res* 2003;21:189.
- 139 Lindberg H, Carlsson A, Gentz C. Recurrent and non-recurrent dislocation following total hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 1982; 53: 947-52
 - 140 Litner F, Huber M, Bohm G, Attems J, Wais R: The cutting – grinding effect as an important parameter for osseous integration of cementless cups. In: Karl Zweymuller. The Zweymuller total hip prosthesis – 15 years' experience. 3rd Vienna Symposium. Hogrefe and Huber publishers. p 123-127, 1998
 - 141 Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am.* 1990 Apr;72(4):518-28.
 - 142 Lucht U. The Danish Hip Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand* 2000; 71 (5): 433–439
 - 143 Mahomed NN, Barrett JA, Katz JN, et al. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States medicare population. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:27.
 - 144 Mahoney OM, Dimon JH, 3rd. Unsatisfactory results with a ceramic total hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1990; 72: 663-71.
 - 145 Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, and Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register *J. Bone Joint Surg. Am.*, Nov 2002; 84: S2 - S20
 - 146 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.* 1996 Nov;78(6):884-91
 - 147 Maloney WJ, Harris WH. Comparison of a hybrid with an uncemented total hip replacement. A retrospective matched-pair study. *J Bone Joint Surg Am.* 1990 Oct;72(9):1349-52

- 148 Manley MT, Capello WN, D'Antonio JA, Edidin AA, Geesink RG. Fixation of acetabular cups without cement in total hip arthroplasty. A comparison of three different implant surfaces at a minimum duration of follow-up of five years. J Bone Joint Surg Am. 1998 Aug;80(8):1175-85
- 149 Manley T, Sutton K. Bearings of the future for total hip Arthroplasty. J Arthroplasty, 23, 7, supp 1. 47-50, 2008
- 150 Martell JM, Berdia S. Determination of polyethylene wear in total hip replacements with use of digital radiographs. J Bone Joint Surg Am. 1997 Nov;79(11):1635-41.
- 151 Marti A.: Cobalt-based alloys used in bone surgery. Injury 31 (suppl 4): 18-21, 2000.
- 152 Massin P, Geais L, Astoin E, Simondi M and Lavaste F. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems. A frontal plane radiographic study of the proximal femur. J Arthroplasty 15 (1); 93-101 (2000)
- 153 Mazzucco D, McKinley G, Scott RD, Spector M. Rheology of joint fluid in total knee arthroplasty patients. J Orthop Res. 2002 Nov;20(6):1157-63
- 154 McGrory J. B., Morrey B. F., Cahalan T. D. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg., 1995, 77-B, 865-869
- 155 McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Joint Surg Br. 1966 May;48(2):245-59.
- 156 McKee GK: Total hip replacement. Past, present and future. Biomaterials 3: 130-135, 1982.
- 157 McKellop H, Park SH, Chiesa R, Lu B, Normand P, Doorn P and Amstutz HC: Twenty-year wear analysis of retrieved metal-metal

- prostheses; 5th World Biomaterials Congress, Toronto 1996, paper 854
- 158 McKellop H, Shen F-W, Lu B, Campbell P, Salovey R: Development of an extremely wear-resistant ultra-high molecular weight polyethylene for total hip replacement. *J Orthop Res* 1999; 17: 157-167
 - 159 McKellop HA, Campbell P, Park SH, Schmalzried TP, Grigoris P, Amstutz HC and Sarmiento A: The origin of submicron polyethylene wear debris in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 311: 3, 1995.
 - 160 McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech.* 1970 Mar;3(2):191-209.
 - 161 Medley JB, Chan FW, Krygier JJ, Bobyn JD. Comparison of alloys and designs in a hip simulator study of metal on metal implants. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Aug;(329 Suppl):S148-59
 - 162 Merritt K, Brown SA: Distribution of cobalt chromium wear and corrosion products and biologic reactions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 329S: S233-S242, 1996.
 - 163 Mittelmeier H. Ceramic prosthetic devices. *Hip* 1984: 146-160.
 - 164 More RC, Amstutz HC, Kabo JM, Dorey FJ, Moreland JR. Acetabular reconstruction with a threaded prosthesis for failed total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1992; 282:114-22.
 - 165 Moshida Y, Bohler M, Salzer , Bawer TW : Debris from failed ceramic – on - ceramic and ceramic – on – polyethylene hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 389: 113-125, 2001
 - 166 Moskal JT, Jordan L, Brown TE. The porous-coated anatomic total hip prosthesis: 11- to 13-year results. *J Arthroplasty.* 2004 Oct;19(7):837-44
 - 167 Munzinger UK, Boldt JG, Guggi T. The cementless Zweymüller stem in total hip arthroplasty: long-term study with a 13-18 year follow-up. In: Zweymüller K, ed. *20 years of Zweymüller hip endoprosthesis*, Bern:

Verlag Hans Huber, 2002:25-8

- 168 Muratoglu O, Bragdon C, O'Connor D, Jasty M, Harris W, Gul R, McGarry F. Unified wear model for highly crosslinked ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE). *Biomaterials* 1999; 20: 1463-70.
- 169 Muratoglu O, Bragdon C, O'Connor D, Perinchief R, Estok D , Jasty M, Harris W . Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly crosslinked UHMWPE. A new concept. *J Arthroplasty (Suppl 16)* 2001a: 24-30.
- 170 Muratoglu O, Bragdon C, O'Connor D\, Jasty M, Harris W H. A novel method of cross-linking UHMWPE to improve wear, reduce oxidation and retain mechanical properties. *J Arthroplasty* 2001b; 16: 149-60.
- 171 National Joint replacement registry. Australian Orthopaedic Association. Annual report 2009
- 172 Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM and Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Rel Res* 235; 148-165 (1988)
- 173 Nordin M, Frankel V. *Basic Biomechanics of the musculoskeletal system*. 3rd edition 2001
- 174 Norman TL, Thyagarajan G, Saligrama VC, Gruen TA, Blaha JD : Stem surface roughness alters creep induced subsidence and "taper-lock" in a cemented femoral hip prosthesis. *J Biomechanics* 15(10):1325-1333, 2001
- 175 Norton MR, Yarlagadda R, Anderson GH: Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with a Hylamer acetabulum and zirconia ceramic femoral head. *J Bone Joint Surg* 84B: 631-635. 2002
- 176 Nunn D, Freeman MA, Hill PF, Evans SJ. The measurement of migration of the acetabular component of hip prostheses. *J Bone Joint*

- Surg Br. 1989 71-B: 629 - 631.
- 177 Oonishi H. et al: Wear of high dose irradiated PE in total joint replacement. Long term radiological evaluation. Trans Orthop Res Soc, 1999.
- 178 Orthopaedic knowledge updates 1.
- 179 Park JB. Biomaterials science and engineering, Plenum Press, New York 1984
- 180 Parvizi j, Sharkey P, Bisset G, Rothman R, Hozack W. Surgical treatment of limp-length discrepancy following total hip replacement. J. Bone Joint Surg: 85A,2310-2317,2003.
- 181 Patterson FP, Brown CS. The McKee-Farrar total hip replacement. Preliminary results and complications of 368 operations performed in five general hospitals. J Bone Joint Surg Am. 1972 Mar;54(2):257-75.
- 182 Phillips NJ, Stockley I, Wilkinson JM. Direct plain radiographic methods versus EBRA-Digital for measuring implant migration after total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2002 Oct;17(7):917-25.
- 183 Pholer OE: Unalloyed titanium for implants in bone surgery. Injury 31 (suppl 4): 7-13, 2000
- 184 Pieringer H, Auersperg V, Griessler W et al. Long-term results with the cementless Alloclassic brand hip arthroplasty system. Journal of Arthroplasty ;18, 321- , 2003
- 185 Pospischill M, Knahr K. Cementless total hip Arthroplasty using a threaded cup and a rectangular tapered stem. Follow-up for ten to 17 years. JBJS Br 2005,87B, 121-1215
- 186 Pruitt L, Koo J, Rimnac C M, Suresh S, Wright T M. Cyclic compressive loading results in fatigue cracks in ultra high molecular weight polyethylene. J Orthop Res 1995; (13): 143-146

- 187 Qi G, Li J, Mann KA, Mouchon WP, Hamstad MA, Salehi A, Whitten SA
of the : 3D real time methodology monitoring cement failures in THA. J
Biomech 36(4):489-496, 2003
- 188 Race A, Miller MA, Ayers DC, Mann KA: Early The cement damage
around a femoral stem is concentrated at the cement/bone interface. J
Biomechanics 15(10):1325-1333, 2001
- 189 Riegler HF, Harris CM. Heterotopic bone formation after total hip
arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1976 Jun;(117):209-16.
- 190 Ring PA. Five to fourteen year interim results of uncemented total hip
arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1978 , 137:87-95
- 191 Ring PA. Total replacement of the hip joint. A review of a thousand
operations. J Bone Joint Surg Br. 1974 Feb;56(1):44-58.
- 192 Romagnoli S: Press –fit hip arthroplasty. The European alternative. J
Arthroplasty. 17(4 suppl 1) 108-112, 2002
- 193 Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of
femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty.
Clin Orthop Relat Res. 2001 Jul;(388):125-34.
- 194 Sandusky GE, Crawford MP, Roberts ED. Experimental cobalt
cardiomyopathy in the dog: a model for cardiomyopathy in dogs and
man. Toxicol Appl Pharmacol. 1981 Sep 15;60(2):263-78
- 195 Santavirta S, Bohler Harris H, Konttinen Y, Lappalainen R, Muratoglu
O, Rieker C, Salzer M: Alternative materials to improve total hip
replacement tribology. Acta Orthop Scand; 74 (4): 380–388, 2003
- 196 Santavirta S. Compatibility of the totally replaced hip. Reduction of wear
by amorphous diamond coating. Acta Orthop Scand suppl; 74 (310): 1-
19, 2003
- 197 Sarmiento A, Ebramzadeh E, Gogan WJ, McKellop HA. Cup
containment and orientation in cemented total hip arthroplasties. J

- Bone Joint Surg Br. 1990. 72-B: 996 - 1002.
- 198 Savarino L, Granchi D, Ciapetti G, et al. Ion release in patients with metal-on-metal hip bearings in total joint replacement: a comparison with metal-on-polyethylene bearings. *J Biomed Mater Res* 2002; 63:467.
- 199 Schidlo C, Becker C, Jansson V and Refior J. Änderung des CCD-Winkels sowie des femoralen Antetorsionswinkels durch Hüftprothesenimplantation. *Z Orthop* 137; 259-264 (1999)
- 200 Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ: Nerve palsy associated with total hip replacement: Risk factors and prognosis. *J Bone Joint Surg Am* 1991; 73:1074-1080.
- 201 Schmalzried TP, Callaghan JJ: Current Concepts Review. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 81(I): 115-136, 1999.
- 202 Schmalzried TP, Peters PC, Maurer BT, et al: Long duration metal -on-metal total hip arthroplasties with low wear of the articulating surfaces. *J Arthroplasty* 11:322, 1996
- 203 Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, McKellop HA, McClung CD, Martell J, Moreland JR, Amstutz HC. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res.* 2000 Dec;(381):36-46.
- 204 Schmalzried TP, Szuszczewitz ES, Akizuri K, Petersen T, Amstutz H: Factors correlating with long term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 329S: 48-59, 1996
- 205 Schmidt R, The Mueller L, Nowak TE, Pitto RP. Clinical outcome and periprosthetic bone remodeling of an uncemented femoral component with taper design. *Int Orthop* 27(4):204, 2and the

- 206 Schmidt SA, Kjaersgaard-Andersen P, Pedersen NW, Kristensen SS, Pedersen P, Nielsen JB. The use of indomethacin to prevent the formation of heterotopic bone after total hip replacement. A randomized, double-blind clinical trial. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Jul;70(6):834-8.
- 207 Schwartz JT Jr, Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1989 Sep;71(8):1135-42.
- 208 Sedel L, Kerboull L, Christel P, Meunier A, Witvoet J. Alumina-on-alumina hip replacement. Results and survivorship in young patients. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72: 658-63.
- 209 Sedel L, Nizard RS, Kerboull L, Witvoet J. Alumina – alumina hip replacement in patients younger than 50 years old. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 298: 175-183, 1994
- 210 Sedel L, Simeon J, Meunier A, Villette J M, Launay S M: Prostaglandin E2 level in tissue surrounding aseptic failed total hips. *Arch Orthop Trauma Surg* 111: 255-8. 1992
- 211 Semlitsch M, Streicher RM, Weber H. The wear behavior of capsules and heads of CoCrMo casts in long-term implanted all-metal hip prostheses *Orthopade.* 1989 Sep;18(5):377-81
- 212 Shanbhag A S, Jacobs J J, Glant T T, Gilbert J L, Black J, Galante J O. Composition and Morphology of Wear Debris in Failed Uncemented Total Hip- Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery- British Volume* 1994; (76B): 60-67.
- 213 Sherman WO: Vanadium Bone Plates and Screws, *Surg. Gynec. and Obstet.* 14: 628-634, 1912
- 214 Shey J.A. Systems View Of Optimizing Metal on Metal Bearings, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 329S : S115-S127, 1996
- 215 Shikata T, Oonishi H, Hashimoto Y, al e. Wear resistance of irradiated

- UHMW polyethylenes to Al₂O₃ ceramics in total hip prostheses. Transactions of the 3rd Annual Meeting of the Society for Biomaterials 1977: 118.
- 216 Sieber C. B. Rieker, and P. Kötting. Analysis of 118 second-generation metal-on-metal retrieved hip implants, *J. Bone Joint Surg.*, 81B (1999), 46-50
 - 217 Silva M, Heisel C, Schmalzried T. Metal on metal total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 430 :53-61, 2005
 - 218 Sivash KM. The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement. *Reconstr Surg Traumatol.* 1969;11:53-62.
 - 219 Skipor AK, Campbell PA, Gitelis S, Berger RA, Amstutz HC, Jacobs JJ: Three year prospective study of serum and urine metal levels in patients with metal-on-metal total hip and surface arthroplasty. Transactions of the Orthopaedic Research Society 2004;29:124.
 - 220 Snorrason F, Karrholm J, Lowenhielm G, Hietala S, Hansson L. Poor fixation of the Mittelmeier hip prosthesis. A clinical, radiographic, and scintimetric evaluation. *Acta Orthop Scand.* 1989 Feb;60(1):81-5.
 - 221 Snorrason F, Karrholm J. Early loosening of revision hip arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Arthroplasty* 5(3) 217-229, 1990
 - 222 Snorrason F, Karrholm J. Primary migration of fully-threaded acetabular prosthesis. A roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1990;72:647-52
 - 223 Snow ET. Metal carcinogenesis: mechanistic implications. *Pharmacol Ther.* 1992;53(1):31-65.
 - 224 Sochart DH, Hardinge K. Comparison of the Wrightington FC hip with the Charnley low-friction arthroplasty. 10- to 15-year results and survival

- analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 Jul;80(4):577-84.
- 225 Soderman P, Malchau H.: Is the Harris Hip Score System useful to study the outcome of total hip replacement? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 384 :189-197, 2001
 - 226 Sokoloff. *The joints and synovial fluid. Volume 1.* Academic Press, 1978
 - 227 *Source Book On Stainless Steels*, American Society for Metals 1976
 - 228 Sugano N, Nishii T, Nakata K, Masuhara K, Takaoka K. Polyethylene sockets and alumina ceramic heads in cemented total hip arthroplasty. A ten-year study. *J Bone Joint Surg* 77B:548-556, 1995.
 - 229 Sutherland CJ, Wild AN, Borden LS, Mark KZ: A ten-year follow up of 100 consecutive Muller curved stem total hip replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 66A: 970-982, 1982.
 - 230 Swann M. Malignant soft tissue tumor at the site of a total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 66B:629-631, 1984.
 - 231 Swanson SA, Freeman MA, Heath JC. Laboratory tests on total joint replacement prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1973 Nov;55(4):759-73
 - 232 Swedish Hip Arthroplasty register. Annual report 2009
 - 233 Sychterz C J, Young A M, McAuley J P, Engh C A. Comparison of head penetration into Hylamer and Enduron polyethylene liners: a follow-up report. *J Arthroplasty* 2000; (15): 372-374.
 - 234 Sychterz CJ, Engh CA, Jr., Young AM, Hopper RH, Jr., Engh CA. Comparison of in vivo wear between polyethylene liners articulating with ceramic and cobalt-chrome femoral heads. *J Bone Joint Surg* 82B: 948-51. 2000
 - 235 Tallroth K, Slatis P, Ylinen P, Paavolainen P, Paavilainen T. Loosening of threaded acetabular components. Radiographic manifestations. *J Arthroplasty* .1993;8:581-4.

- 236 Thanner J, Kärrholm 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*. 1999 Apr;70(2):155-62.
- 237 Urban JA, Garvin KL, Boese CK, et al. Ceramic – on polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one year results. *J Bone Joint Surg Am*. 83A: 1688-1694, 2001.
- 238 Visuri T, Pukkala E, Paavolainen P, Pulkkinen P, Riska E: Cancer risk after metal on metal and polyethylene on metal hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 329S:280- 289, 1996.
- 239 Visuri T, Pukkala E, Paavolainen P, Pulkkinen P. Decreased cancer risk in patients who have been operated on with total hip and knee Arthroplasty for primary osteoarthritis: a multi-analysis of 6 Nordic cohorts with 73000 patients. *Acta Orthop Scand* 2003; 74:351-360
- 240 Visuri T, Pukkala E: Does Metal on Metal total Hip Prostheses have influence in Cancer? *World Tribology Forum in Arthroplasty*, Hans Huber, Bern, Rieker C, Oberholzer S, Wyss U, eds pp 181-187, 2001
- 241 Visuri T: Long-term results and survivorship of the McKee -Farrar total hip prostheses. *Arch Orthop* 106: 368-374, 1987
- 242 Wagner M, Wagner H.: Medium term results of a modern metal on metal system in total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 379:123- 133, 2000
- 243 Walker PS, Gold BL: The tribology (friction, lubrication and wear) of all-metal artificial hip joints. *Wear* 17:285-299, 1971.
- 244 Walter A. On the material and tribology of alumina-alumina couplings for hip joint prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 282: 31-46, 1992
- 245 Wang A et al.: Surface characterization of metal on metal hip implants

- tested in a hip simulator. *Wear* 225-229, 708-715, 1999
- 246 Wick M, Lester DK. Radiological changes in second and third generation Zweymuller stems. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 86B:1108-14
 - 247 Widmer, KH, and Zurfluh B Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res* 22; 815-821 (2004)
 - 248 Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A et al. Metal on metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints: a clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 87A:18-27
 - 249 Willert HG, Buchhorn GH, Fayyazi A, Lohman CH: Histopathological changes in tissues surrounding metal/metal joints—signs of delayed type hypersensitivity? In: Rieker C, Oberholzer S, Wyss U, ed. *World tribology forum in arthroplasty.*(Bern): Hans Huber; 2001. pp. 147-166
 - 250 Willert HG, Lang I. Metal on metal hip and hypersensitivity. *J Arthroplasty* 2006, 16:96
 - 251 Wilson JN, Scales JT. Loosening of total hip replacements with cement fixation. Clinical findings and laboratory studies. *Clin Orthop Relat Res.* 1970 Sep-Oct; 72:145-60.
 - 252 Wilson PD Jr, Amstutz HC, Czerniecki A, Salvati EA, Mendes DG. Total hip replacement with fixation by acrylic cement. A preliminary study of 100 consecutive McKee-Farrar prosthetic replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 1972 Mar;54(2):207-36
 - 253 Wilson-MacDonald J, and Morscher E. Comparison between straight and curved-stem Müller femoral prostheses. 5- to 10-year results of 545 total hip replacements. *Arch Orthop Trauma Surg* 109; 14-20 (1989)
 - 254 Winter M, Griss P, Scheller G, Moser T. Ten- to 14-year results of a ceramic hip prosthesis. *Clin Orthop* 1992: (282) 73-80.
 - 255 Wright JG, Moran E, Bogoch E: Reliability and validity of the grading of

- heterotopic ossification. *Journal of Arthroplasty*. 9(5): 549-553, 1994
- 256 Woolson ST, Adler NS. The effect of partial weight bearing ambulation after cementless total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 17(7): 820-825, 2002
- 257 Wroblewski B, Sieny P, Fleming P. Low-friction arthroplasty of the hip using alumina ceramic and crosslinked polyethylene. A ten-year follow-up report. *J Bone Joint Surg (Br)* 1999; 81: 54-5.
- 258 Wroblewski BM, Sieny PD, Flemig PA: Wear of enhanced ultra-high molecular weight polyethylene (Hylamer) in combination with a 22.225 mm diameter zirconia femoral head. *J Bone Joint Surg* 85B: 376-379. 2003
- 259 Wroblewski B. D. Sieny, D. Dowson, N. Collins: Prospective clinical and joint simulator studies of a new total hip arthroplasty using alumina ceramic heads and cross-linked PE cups. *J. Bone Joint Surg*: 78B,280-285,1996.
- 260 Yahiro MA Yahiro MA, Gantenberg JB, Nelson R, Lu HT, Mishra NK. Comparison of the results of cemented, porous-ingrowth, and threaded acetabular cup fixation. A meta-analysis of the orthopaedic literature. *J Arthroplasty*. 1995 Jun; 10(3):339-50.
- 261 Zahiri CA, Schmalzried TP, Ebrahimzadeh E, et al: Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *J Arthroplasty* 14:326, 1999
- 262 Zaoussis AL, Patikas AF: Experience with total hip arthroplasty in Greece, the first 20 years. A particular reference to long-term results with the McKee-Farrar technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 246: 39-47, 1989
- 263 Zierold AA. Primary peritonitis. *Ann Surg*. 1924 Mar;79(3):418-23.
- 264 Zweymüller K. 20 years of cementless hip prostheses. In: Zweymüller

- K, ed. 20 years of Zweymüller Hip Endoprosthesis. Bern: Verlag Hans Huber, 2002:11-23
- 265 Zweymüller KA, Schwarzingen UM, Steindl MS. Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. *Acta Orthop.* 2006 Dec;77(6):871-6.
- 266 Zychner LP, Willert HG: Comparison of alumina - polyethylene and metal – polyethylene in clinical trials. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 282: 86-94, 1992
- 267 Αντωνόπουλος Ι. Μεταλλογνωσία. University Studio Press 1988.
- 268 Γεωργιάδης Α. Οστεοαρθρίτιδα. Μια νέα επιδημία στο κατώφλι της 3^{ης} χιλιετίας. 18-19. Μονογραφία. Αθήνα 2000
- 269 Χαρτοφυλακίδης Γ. Οστεοαρθρίτις του ισχίου. Εκδόσεις Κωνσταντάρα 2000

**ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΕΣ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΑΠΟ ΤΗΝ ΠΑΡΟΥΣΑ
ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΕ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

Ilias S Paleochorlidis, Leonidas S Badras, Efstathios F Skretas, Vasilios A.Georgaklis, Theofilos S Karachalios, Konstantinos N. Malizos.

Clinical Outcome Study and Radiological Findings of Zweymuller Metal on Metal Total Hip Arthroplasty. A Follow-up of 6 to 15 Years.

Hip International. [In Press]

ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ

Μπάδρας Λ, Βοσινάκης Ι, Παλαιοχωρλίδης Η, Παυλόπουλος Δ, Κωστάκης Α, Τερσενίδης Ι.

Μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα ολικής αρthroπλαστικής ισχίου με μεταλλικές επιφάνειες τριβής (μέταλλο με μέταλλο)

58ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο , Θεσσαλονίκη, 22-27 /10/2002

Λ. Μπάδρας, Η. Παλαιοχωρλίδης, Ε. Σκρέτας, Α. Κωστάκης, Χ. Γεωργίου, Ι. Βοσινάκης

Μεσοπρόθεσμα αποτελέσματα ολικής αρthroπλαστικής ισχίου με μεταλλικές επιφάνειες τριβής (μέταλλο με μέταλλο)

15ο Παγκύπριο Ορθοπαιδικό Συνέδριο, Λευκωσία, 29-31 /10/2004

Παλαιοχωρλίδης Ηλίας

Η κοχλιωτή κοτύλη τύπου Zweymuller στην ολική αρthroπλαστική του ισχίου

Επιστημονικές μηνιαίες συναντήσεις Ορθοπαιδικών Θεσσαλίας και Κεντρικής Ελλάδας υπό την αιγίδα της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας 2004-2005, Λάρισα, 17/2/2005