

# Ολική αρθροπλαστική του ισχίου



## 1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΡΙΒΟΛΟΓΙΑΣ

Τριβολογία είναι η επιστήμη που έχει σαν γνωστικά αντικείμενα την ολίσθηση, την τριβή και τη λίπανση, καθώς και τη φθορά των υλικών, και κατά συνέπεια κατέχει πρωτεύοντα ρόλο στον σχεδιασμό και την επιλογή των υλικών, τα οποία συνθέτουν τις αρθρούμενες επιφάνειες κάθε αρθροπλαστικής.

Τριβή είναι η αντίσταση στην κίνηση δύο επιφανειών που εφάπτονται. Η δύναμη της αντίστασης εξαρτάται από το βάρος.

Συντελεστής τριβής  $\mu$  είναι το πηλίκο της δύναμης της αντίστασης προς το βάρος:

$$\mu = F / W$$

F = (force) δύναμη

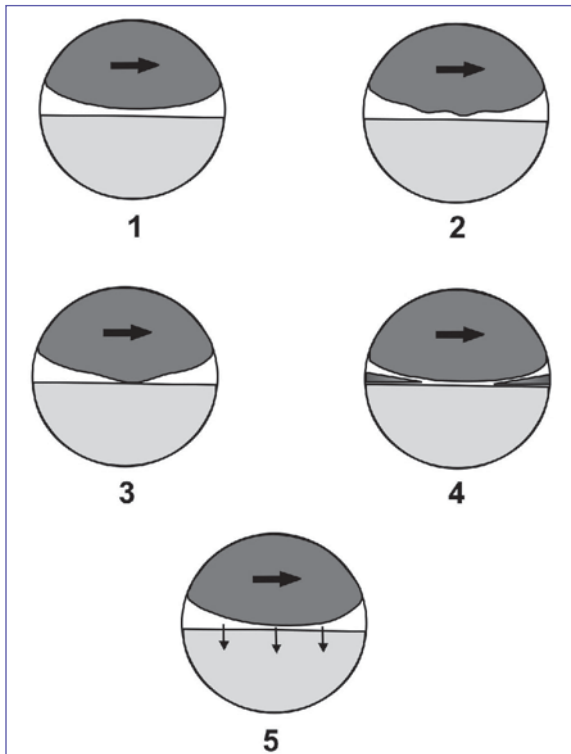
W = (weight) βάρος

Ενδεικτικά, ο συντελεστής τριβής μιας φυσιολογικής άρθρωσης του ισχίου του ανθρωπίνου σώματος είναι 0,01. Συγκριτικά, ο συντελεστής τριβής μιας αρθροπλαστικής ισχίου με μεταλλική μηριαία κεφαλή και κοτύλη από συμβατικό πολυαιθυλένιο είναι 0,02, ενώ ο συντελεστής τριβής των ελαστικών του αυτοκινήτου με την άσφαλτο είναι μεγαλύτερος της μονάδας ( $>1$ ).

Κάθε επιφάνεια, η οποία κινείται, χρειάζεται να λιπαίνεται. Επιπρόσθετα, υπάρχουν πολλών ειδών μηχανισμοί λίπανσης για δύο κινούμενες επιφάνειες, που χαρακτηρίζονται από τον συντελεστή λίπανσης  $\lambda$ . Αυτός εξαρτάται από τη σχέση του παρεμβαλλομένου πάχους υγρού προς την τραχύτητα των επιφανειών, και προφανώς, όσο μεγαλύτερος είναι τόσο καλύτερα λιπαίνεται μια άρθρωση.

Οι πιο συνηθισμένες μορφές λίπανσης είναι (Σχήμα 1):

- Η Οριακή, (boundary)
- Η Υδροδυναμική,
- Η Ελαστο-υδροδυναμική
- Η Μικτή, και
- Η Μεμβράνης Υγρού (Fluid film), όπου ο συντελεστής λίπανσης  $\lambda$  μπορεί να είναι μεγαλύτερος του 3.



**ΣΧΗΜΑ 1**

*Μηχανισμοί λίπανσης. (1) Υδροδυναμική, (2) Ελαστο-υδροδυναμική, (3) Μικτή, (4) Οριακή, (boundary), (5) Μεμβράνης υγρού. (Σχεδιασμός με βάση το πρωτότυπο από την πηγή: Simon SR. ed. Orthopaedic Basic Science, 2nd ed., Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994).*

Ιδανική θεωρείται ότι είναι η λίπανση δύο αρθρουμένων επιφανειών, όταν κατά την κίνησή τους συνεχώς παρεμβάλλεται μεταξύ τους μια μεμβράνη υγρού, διότι τότε τα αρθρούμενα στοιχεία δεν έρχονται καθόλου σε επαφή.

Η λίπανση επιπλέον εξαρτάται από την ταχύτητα κίνησης των αρθρουμένων επιφανειών (velocity), τον βαθμό υδροφιλίας των υλικών και το μέγεθος του κενού (clearance), το οποίο υπάρχει μεταξύ των αρθρουμένων επιφανειών (Simon 1994).

Φθορά είναι η απώλεια ποσότητας υλικού, με τη μορφή σωματιδίων (ρινισμάτων). Αυτή προκύπτει ως αποτέλεσμα της σχετικής κίνησης (ολίσθησης) μεταξύ δύο επιφανειών που βρίσκονται υπό φόρτιση.

Οι πιο συνηθισμένοι τρόποι φθοράς των αρθρουμένων επιφανειών των αρthroπλαστικών του ισχίου είναι (Σχήμα 2):

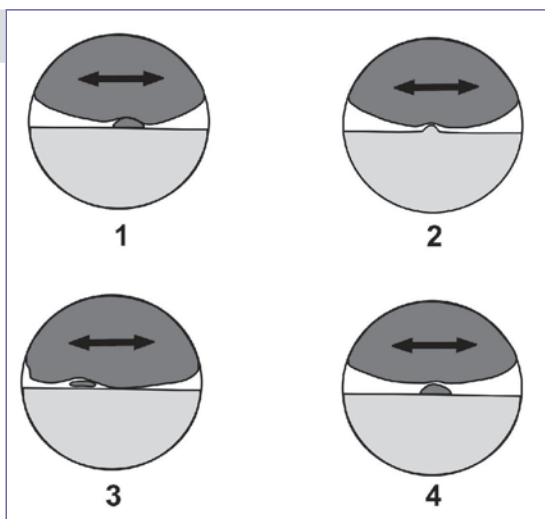
- η προσκόλληση (adhesion),
- η εκτριβή (abrasion),
- η καταπόνηση (fatigue),
- η φθορά τρίτου σώματος (third body wear) (Yamamoto et al, 2003, Kadoya et al, 1998, Howell et al, 2004).

Ο Schmalzreid (1999, 2004) περιέγραψε τέσσερις τύπους μηχανισμού φθοράς των αρthroπλαστικών. Ο πρώτος τύπος (I) αφορά στη φυσιολογική φθορά που υφίσταται ένα μαλακό υλικό, στην περίπτωση που αρθρώνεται με ένα σκληρό (π.χ. πολυαιθυλένιο-μέταλλο) (Εικόνα 1).

Ο δεύτερος τύπος (II) αφορά στη φθορά που οφείλεται στην κίνηση της μίας επιφανείας σε περιοχή της άλλης επιφάνειας, με την οποία ωστόσο δεν είναι προορισμένη να αρθρώνεται (π.χ. όταν το πολυαιθυ-

## ΣΧΗΜΑ 2

Οι πιο συνηθισμένοι μηχανισμοί φθοράς των αρθρουμένων επιφανειών των αρthroπλαστικών του ισχίου. (1) προσκόλληση (adhesion), (2) εκτριβή (abrasion), (3) καταπόνηση (fatigue), (4) φθορά τρίτου σώματος (third body wear). (Σχεδιασμός με βάση το πρωτότυπο από την πηγή: Simon SR. ed. Orthopaedic Basic Science, 2nd ed., Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994).



**ΕΙΚΟΝΑ 1**

*Φθορά του πολυαιθυλενίου τύπου I. Είναι εμφανής η ασύμμετρη θέση της μεταλλικής κεφαλής στο κυπέλλο της κοτύλης.*

λένιο της κοτύλης έχει φθαρεί και η μεταλλική κεφαλή αρθρώνεται με το μεταλλικό κέλυφος της κοτύλης (Εικόνες 2-5).

Ο τρίτος τύπος (III) οφείλεται στην ύπαρξη τρίτων σωμάτων μεταξύ των αρθρουμένων επιφανειών (π.χ. τεμαχίων οστικού τοιμέντου).

Ο τέταρτος (IV) είναι ο μηχανισμός φθοράς που οφείλεται στη μικροκίνηση μη αρθρουμένων επιφανειών, όπως, π.χ. η οπίσθια επιφάνεια του πολυαιθυλενίου της κοτύλης, η οποία βρίσκεται σε επαφή με το εσωτερικό μέρος του μεταλλικού κελύφους της κοτύλης, ή οι μικροκινήσεις μεταξύ της μηριαίας κεφαλής και του αυχένα του μηριαίου στελέχους στις προθέσεις με συναρμολογούμενα μέρη (modularity) (Εικόνα 6).

**ΕΙΚΟΝΕΣ 2,3**

*Φθορά πολυαιθυλενίου Τύπου II.*

**ΕΙΚΟΝΑ 4**

*Καταστροφική φθορά του πολυαιθυλενίου από την έκτοπη κίνηση της μηριαίας κεφαλής.*



Η φθορά διακρίνεται σε γραμμική και σε ποσοτική.

Γραμμική φθορά (linear wear) είναι ο βαθμός διείδυσης της μηριαίας κεφαλής μέσα στο πολυαιθυλένιο της κοτύλης. Διακρίνεται στις απλές ακτινογραφίες από την έκκεντρη θέση της μηριαίας κεφαλής μέσα στο μεταλλικό κυπέλλιο της κοτύλης. Διαφορετικά, αν η κοτύλη δεν είναι μεταλλική, αλλά αποκλειστικά από πολυαιθυλένιο, η έκκεντρη θέση της μηριαίας κεφαλής γίνεται εμφανής από τη σχέση της με τον συρμάτινο δακτύλιο, ο οποίος καλύπτει όλη την περιφέρεια της κοτύλης. Μετριέται κλασικά στις ακτινογραφίες (Livermore et al, 1990) και εκφράζεται σε χιλιοστά (mm)(Εικόνα 7). Μέθοδοι που χρησιμοποιούν την υπολογιστική τομογραφία είναι πιο ακριβείς και χρησιμοποιούνται ευρύτερα, απαιτούν όμως ειδικά προγράμματα (CORR, AUTO-CAD, EBRA), (Howie et al, 2007, Schwarz et al, 2003, Looney et al, 2002, Jaramaz et al, 1998, Ochs et al, 2007).

**ΕΙΚΟΝΑ 5**

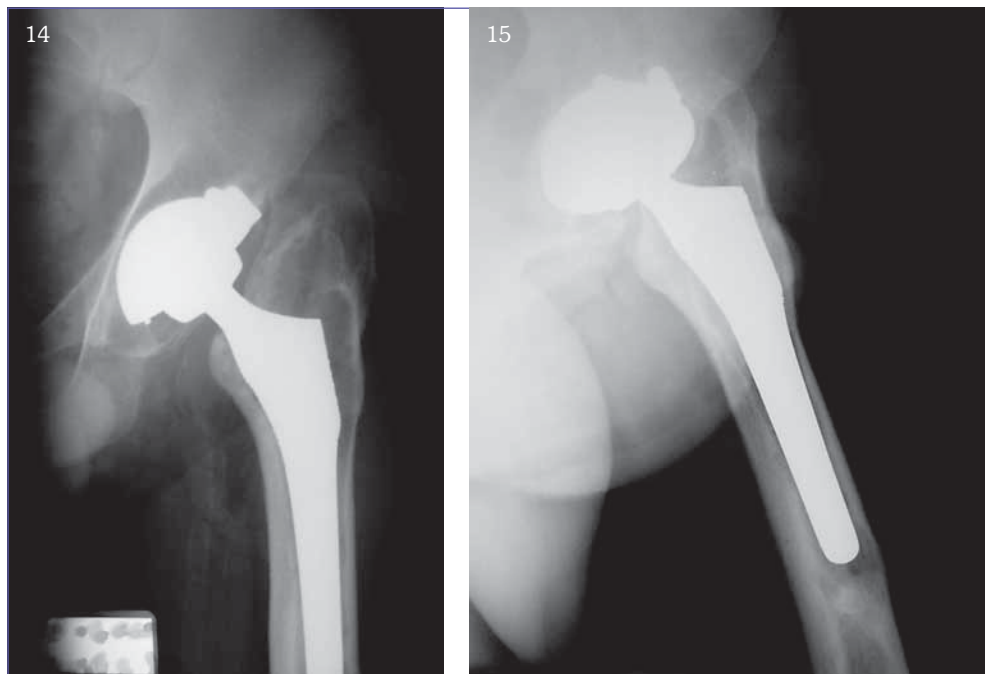
*Παρόμοια εκσεσημασμένη φθορά τόσο του πολυαιθυλενίου, όσο και της κεραμικής επιφάνειας της μηριαίας κεφαλής.*



## Τοπικές και συστηματικές επιπτώσεις των σωματιδίων φθοράς του πολυαιθυλενίου

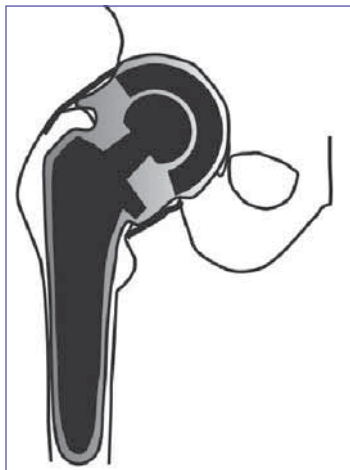
Η εμφάνιση οστεολυτικών εστιών στη διεπιφάνεια (interface) των εμφυτευμάτων με το οστόν από πολλούς αποδόθηκε στη χαλάρωση του δεσμού μεταξύ του οστικού τσιμέντου και του οστού και στις συνεπαγόμενες μικροκινήσεις, για τις οποίες ενοχοποιήθηκε η αντίδραση του οργανισμού στο ακρυλικό τσιμέντο. Έτσι, προτάθηκε και ο όρος "νόσος του τσιμέντου".

Ο Schmalzried (1992) ήταν ο πρώτος που επέστησε την προσοχή ότι τα ακτινολογικά ευρήματα με την κυστική διάβρωση του οστού γύρω από το εμφύτευμα και η κλινική εικόνα της επώδυνης χαλάρωσης των προθέσεων δεν οφείλονταν στο οστικό τσιμέντο, μιας και παρατηρούνταν εξίσου συχνά και σε χωρίς τσιμέντο αρthroπλαστικές, αλλά στην παραγωγή σωματιδίων από τη φθορά του πολυαιθυλενίου και την οστική καταστροφή από την ενεργοποίηση των οστεοκλαστών μέσω του μηχανισμού της φλεγμονής ξένου σώματος (Εικόνες 15, 16). Ο ίδιος



**ΕΙΚΟΝΕΣ 15, 16**

*Προσθιοπίσθια και πλάγια ακτινογραφία ολικής αρthroπλαστικής ισχίου χωρίς τσιμέντο με εκτεταμένη οστεόλυση περίξ του μηριαίου στελέχους.*



ΣΧΗΜΑ 4

Τα προϊόντα φθοράς των υλικών είναι δυνατόν να μετακινηθούν σε οποιοδήποτε σημείο που περιλαμβάνεται στο "δραστικό αρθρικό διάστημα". (Σχεδιασμός με βάση την πηγή: Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am.* 1992° 74:849-863).

ερευνητής ανέπτυξε επιπλέον τη θεωρία της ύπαρξης του "δραστικού αρθρικού διαστήματος" (effective joint space), κατά την οποία τα σωματίδια φθοράς δεν μένουν υποχρεωτικά γύρω από τις αρθρούμενες επιφάνειες της κοτύλης και της μηριαίας κεφαλής, αλλά μπορούν να μεταφερθούν σε οποιοδήποτε σημείο, όπου τα εμφυτεύματα εφάπτονται του οστού, κατά μήκος ευένδοτων περιοχών της διεπιφάνειας (Σχήμα 4). Ως δραστικό αρθρικό διάστημα ορίστηκε από τον Schmalzried όλη η έκταση της επιφάνειας επαφής του εμφυτεύματος του μηριαίου και της κοτύλης είτε απευθείας με το οστόν είτε μέσω του οστικού τσιμέντου. Κατά τη βάδιση, τα σωματίδια φθοράς, που αρχικά ευρίσκονται στο αρθρικό υγρό, μπορεί με τον μηχανισμό της άντλησης να μετακινηθούν σε οποιαδήποτε σημείο του δραστικού αρθρικού διαστήματος και να προκαλέσουν οστεόλυση (Εικόνες 17, 18)(Beaule et al, 2001).

Οστεόλυση δεν προκαλείται από όλα τα σωματίδια φθοράς του πολυαιθυλενίου. Για να είναι βιολογικά ενεργά τα σωματίδια φθοράς πρέπει να έχουν μέγεθος μικρότερο από 1μ (συνήθως



ΕΙΚΟΝΑ 17

Οστεολυτική περιοχή περιφερικά του άκρου του μηριαίου στελέχους, περιοχή που περιέχεται στο "δραστικό αρθρικό διάστημα".



**ΕΙΚΟΝΑ 18**

*Οστεολυτικές εστίες και χαλάρωση του μηριαίου στελέχους ημιαρθροπλαστικής διπλής κίνησης.*

0,7-0,2 μ), χαρακτηριστικό σχήμα και να ευρίσκονται σε αρκετή ποσότητα.

Η παρουσία των βιολογικά ενεργών σωματιδίων φθοράς του πολυαιθυλενίου ενεργοποιεί τα μακροφάγα κύτταρα για να τα φαγοκυτώσουν και έτσι εκλύονται κυτταροκίνες, όπως IL-6, IL-1, TNF-α και τοπικοί φλεγμονώδεις μεσολαβητές (mediators) PGE2 και NO, οι οποίοι με τη σειρά τους ενεργοποιούν τους οστεοκλάστες για την παραγωγή μεταλλοπρωτεϊνών, κολλαγενάσης MMP1 και 13 και στρομελυσίνης MMP3, όλων υπεύθυνων για την πρόκληση της οστεόλυσης. Οι οστεοκλάστες, για να ενεργοποιηθούν, πρέπει να δεχτούν στους υποδοχείς RANK το συνδεδετικό RANKLigand. Η οστεοπροτεγερίνη είναι μια πρωτεΐνη που εμποδίζει τη σύνδεση RANK-RANKL και, κατά συνέπεια, θεωρητικά, η χορήγησή της θα μπορούσε να αδρανοποιήσει αυτόν τον μηχανισμό της οστεόλυσης. Παρ' όλ' αυτά, η χρήση της είναι ακόμα στο πειραματικό στάδιο (Εικόνα 19).

Ωστόσο, τα προϊόντα φθοράς του πολυαιθυλενίου επιπλέον είναι δυνατόν να μεταναστεύσουν και σε ιστούς μακριά από τις προθέσεις, όπως στους εγχώριους λεμφαδένες, τους

**ΕΙΚΟΝΑ 19**

*Εκτεταμένη οστεολυτική εστία στην περιοχή του μείζονα τροχαντήρα (Ζώνες I και II κατά Gruen).*



**ΕΙΚΟΝΕΣ 20, 21**

Μετάλλωση που ανευρίσκεται και στις δύο επιφάνειες του μεταλλικού κυπελλίου της κοτύλης. Αναθεώρηση λόγω άσπης καλάρωσης.

20



21



δια και τα μεταλλικά ιόντα αφορούν σχεδόν όλο το φάσμα των αρθροπλαστικών του ισχίου.

Τα προϊόντα φθοράς των μεταλλικών επιφανειών είναι πολύ μικρότερου μεγέθους (1,1 ως 5 νανόμετρα) από τα αντίστοιχα του πολυαιθυλενίου. Έχει υπολογιστεί ότι κατά μέσο όρο η παραγωγή μεταλλικών σωματιδίων φθοράς ετησίως κυμαίνεται από  $6,7 \times 10^{12}$  έως  $2,5 \times 10^{14}$  και η επιφάνεια που καταλαμβάνουν είναι σημαντική. Αν και οι μεταλλικές, αρθρούμενες επιφάνειες φθείρονται έντονα κατά τα πρώτα 1-2 χρόνια λειτουργίας τους και αργότερα σταθεροποιούνται σε μικρότερους ρυθμούς φθοράς. Τα μεγέθη αυτά είναι 13 ως 500 φορές μεγαλύτερα από τον αριθμό των παραγόμενων σωματιδίων, τα οποία προκύπτουν από μια τυπική αρθροπλαστική από μέταλλο-πολυαιθυλενίου (Silva et al, 2005). Έτσι και τα σωματίδια από την φθορά των μεταλλικών αρ-

θρουμένων επιφανειών είναι ικανά να προκαλέσουν τοπική μετάλλωση, φλεγμονώδη αντίδραση και οστεόλυση.

Παρά τη μεγάλη επιφάνεια των σωματιδίων φθοράς του μετάλλου, η περιπροθετική φλεγμονώδης αντίδραση είναι μικρότερης δραστηριότητας σε σύγκριση με τα προϊόντα φθοράς του πολυαιθυλενίου που είναι μεγαλύτερα, αλλά καταλαμβάνουν μικρότερη επιφάνεια. Αντιθέτως, η συχνότητα ανεύρεσης μεταλλικών σωματιδίων σε περιοχές μακριά από την πρόθεση (ήπαρ, σπλήνας, λεμφαδένες) είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή των σωματιδίων φθοράς του πολυαιθυλενίου (Lohmann et al, 2007).

Η διάχυση και η ανεύρεση μεταλλικών ιόντων στον ορό, στο αίμα και τα ούρα υποδηλώνει ότι είναι δυνατόν να προκληθούν συστηματικές αντιδράσεις του οργανισμού που μπορεί να πάρουν τη μορφή υπερευαισθησίας (αλλεργικής αντίδρασης), τοξικότητας και καρκινογένεσης.

## Υπερευαισθησία (Αλλεργία)

Υπερευαισθησία σε μέταλλα παρατηρείται στον γενικό πληθυσμό σε ποσοστό περίπου 10%, ενώ, σε ασθενείς με καλά στερεωμένες προθέσεις, το ποσοστό κυμαίνεται σε 25% και υπερδιπλασιάζεται στις περιπτώσεις χαλαρών προθέσεων ή γενικά προθέσεων που δυσλειτουργούν (Milavec-Puretic, 2004). Η πρώτη αναφορά αλλεργικής αντίδρασης σε ορθοπαιδικό εμφύτευμα, περιγράφηκε σαν εκζεματώδες ερύθημα πάνω από μία πλάκα από ανοξείδωτο χάλυβα που είχε τοποθετηθεί για σταθεροποίηση κατάγματος (Foussereau and Laugier, 1966).

Από τα μεταλλικά στοιχεία των κραμάτων που χρησιμοποιούνται στην ορθοπαιδική, το πιο γνωστό αλλεργιογόνο είναι το Ni, ακολουθούμενο από Co και Cr. Κατά την οξείδωση των μετάλλων, τα μεταλλικά ιόντα που εκλύονται, προσλαμβάνονται από πρωτεΐνες και ενεργοποιούν το ανοσοποιητικό σύστημα, προκαλώντας αλλεργική αντίδραση τύπου IV, που χαρακτηρίζεται από ενεργοποίηση των T λεμφοκυττάρων, έκλυση κυτταροκινών και ενεργοποίηση των μακροφάγων κυττάρων. Ο χαρακτηριστικός τύπος της αλλεργικής αντίδρασης στα μεταλλικά στοιχεία μιας ενδοπρόθεσης χαρακτηρίζεται παθολογοανατομικά από την εικόνα άσηπτης λεμφοκυτταρικής αγγειΐτιδας (aseptic lymphocytic vasculitis-associated lesion, ALVAL) (Willert et al, 2005).

Γίνεται, λοιπόν, αντιληπτό ότι τίθεται ένα κεφαλαίωδες ερώτημα, κατά πόσον η αντίδραση υπερευαισθησίας στα μέταλλα προκαλεί τη χαλάρωση των εμφυτευμάτων ή συμβαίνει το αντίθετο. Η απάντηση είναι πολύ δύσκολο να δοθεί για πολλούς λόγους. Οι κλασικές μέθοδοι διάγνωσης της ευαισθησίας σε μέταλλα με τα κλασικά δερματικά τεστ είναι μάλλον αναξιόπιστες (Samahy & Kerdani, 1997), ενώ ο εργαστηριακός έλεγχος της καθυστερημένης ευαισθησίας τύπου IV είναι χρονοβόρος, δύσχρηστος και με περιορισμένης αξίας κλινικά αποτελέσματα (Thewes et al, 2001, Granchi et al, 2006).

## Τοξικότητα

Τόσο το Cr όσο και το Co και το Ni είναι τοξικά. Σε μελέτες με αρθροπλαστικές με αρθρούμενες επιφάνειες από μέταλλο-μέταλλο έχειδειχτεί ότι τα επίπεδα ιόντων Co και Cr είναι αυξημένα και ότι τα επίπεδα αυτά προκαλούν δοσοεξαρτώμενη ελάτπωση του αριθμού των CD8 λεμφοκυττάρων (Hart et al, 2006).

Ομοίως, έχει παρατηρηθεί επηρεασμένος μεταβολισμός των MG-83 οστεοβλαστών σε άμεση συνάρτηση με τη συγκέντρωση και τη σύνθεση των μεταλλικών ιόντων. Επιπλέον έχουν επανειλημμένα αναφερθεί χρονοεξαρτώμενες χρωματοσωμιακές ανωμαλίες του τύπου προσθήκης ή απώλειας ενός χρωμοσώματος (aneuploidy) ή της εναλλαγής θέσεως από έναν βραχίονα σε άλλον (translocation) σε ασθενείς με αυτού του τύπου αρθροπλαστικές. Ενδιαφέρον είναι το γεγονός ότι και σε ασθενείς που υποβλήθηκαν σε αναθεώρηση αρθροπλαστικών ισχίου με αρθρούμενες επιφάνειες μέταλλο-πολυαιθυλένιο, παρατηρήθηκαν διπλάσιες χρωματοσωμιακές ανωμαλίες στα κύτταρα του μυελού των οστών που γειννιάζαν με τις προθέσεις, σε σχέση με τους μάρτυρες και ότι ο τύπος της χρωματοσωμιακής ανωμαλίας εξαρτώνταν από τη σύνθεση του μεταλλικού κράματος (Ladon et al, 2004).

## Καρκινογένεση

Τόσο το κοβάλτιο όσο και το χρώμιο σε μορφή σωματιδίων φθοράς είναι αναγνωρισμένα καρκινογόνα σε πειραματικά μοντέλα σε ζώα. Στον ανθρώπινο πληθυσμό με αρθροπλαστική του ισχίου γενικά και ειδικά με αρθρούμενες επιφάνειες από μέταλλο-μέταλλο, είναι εμφανής η έλλειψη αξιόπιστων επιδημιολογικών μελετών. Η πρώτη καταγεγραμμένη περίπτωση κακοήθειας που οφείλονταν κατευθείαν σε ολική αρθροπλαστική του ισχίου, αφορούσε στην ανάπτυξη κακοήθους ινώδους ιστιοκυτώματος 3,5 χρόνια μετά την εμφύτευση αρθροπλαστικής ισχίου με αρθρούμενες επιφάνειες μέταλλο-μέταλλο (Witt, 1969). Έκτοτε έχουν αναφερθεί στην αγγλόφωνη βιβλιογραφία πολλές άλλες αναφορές καρκινογένεσης και ιδίως σαρκωμάτων (Bago-Granell et al, 1984, O'Shea et al, 2006).

Οι Visuri και συν. (1996) δημοσίευσαν τη μόνη εμπειρισταωμένη επιδημιολογική μελέτη, στην οποία υπολόγισαν τον σχετικό κίνδυνο ανάπτυξης καρκίνου γενικά μεταξύ ατόμων με ολική αρθροπλαστική μέταλλο-μέταλλο, αρθροπλαστική μέταλλο-πολυαιθυλένιο και μάρτυρες. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι ο σχετικός κίνδυνος για την ανάπτυξη καρκίνου γενικά δεν διαφέρει μεταξύ των τριών ομάδων. Όταν πρόκειται, όμως, για καρκίνους του αιμοποιητικού συστήματος, ο σχετικός κίνδυνος ήταν μεγαλύτερος στους ασθενείς με αρθροπλαστική μέταλλο-μέταλλο.

λο-μέταλλο σε σύγκριση με τους ασθενείς με αρθροπλαστική μέταλλο-πολυαιθυλένιο και τους μάρτυρες. Πρέπει να αναφερθεί ότι τα στοιχεία γενικώς δεν μπορεί να είναι αποδεικτικά, διότι δεν λαμβάνονται υπ' όψιν πολλοί παράγοντες.

Ο λανθάνων χρόνος για την εμφάνιση οποιασδήποτε κακοήθειας είναι καθοριστικός (π.χ. άσβεστος, καπνός), και ο χρόνος παρακολούθησης των νέων αρθροπλαστικών μέταλλο-μέταλλο είναι μικρός. Επιπλέον μελέτες σε ασθενείς με αρθροπλαστικές και στα δύο ισχία δεν έδειξαν αυξημένο κίνδυνο εμφάνισης κακοήθειας, κάτι που θα αναμενόταν εφόσον οι δυνητικά καρκινογενείς ουσίες κυκλοφορούν σε διπλάσιες ποσότητες. Ο κίνδυνος, τέλος, εμφάνισης κακοήθειας θα έπρεπε να ήταν αυξημένος σε ασθενείς με αυξημένη νοσηρότητα, όπως η ρευματοειδής αρθρίτιδα, κάτι που δεν αποδεικνύεται σε καμία μελέτη.

Συμπερασματικά, πολλά ερωτήματα δημιουργούνται με την αυξημένη χρήση ενδοπροθέσεων με αρθρούμενες επιφάνειες μέταλλο με μέταλλο. Τα εμβιομηχανικά και κλινικά πλεονεκτήματά τους είναι αρκετά, ώστε να υπερνικήσουν τους προβληματισμούς σχετικά με την τοξικότητα των εκλυόμενων μεταλλικών ιόντων στα χρωματοσώματα, στα λεμφοκύτταρα ή στους οστεοβλάστες, ιδίως σε άτομα με πλημμελή νεφρική λειτουργία; Οι αρθροπλαστικές αυτές είναι ασφαλείς για γυναίκες που είναι ακόμη σε ηλικία τεκνοποίησης, ή μήπως τα μεταλλικά ιόντα περνούν στον πλακούντα σε αυξημένες συγκεντρώσεις; Οι αντιδράσεις υπερευαισθησίας στα μέταλλα θα οδηγήσουν σε πρόωρη χαλάρωση ή μήπως τα μεταλλικά ιόντα που κυκλοφορούν είναι πιθανόν να αυξήσουν τη συχνότητα εμφάνισης καρκίνων;

Από τα στοιχεία που υπάρχουν μέχρι σήμερα σαφής, απάντηση δεν είναι να δυνατόν να δοθεί, ιδίως αν ληφθεί υπ' όψιν το γεγονός ότι σε έκθεση σε μέταλλα υποβάλλεται όλος ο πληθυσμός μέσω της τροφής, του νερού ή και της επαγγελματικής του απασχόλησης. Ωστόσο, είναι προφανής η ανάγκη αξιόπιστων επιδημιολογικών ερευνών, κυρίως με το σκεπτικό ότι ο σημερινός ασθενής που επιζητά την αντικατάσταση του ισχίου του είναι πλήρως ενημερωμένος από το διαδίκτυο και επιζητά δικαιολογημένα τον τύπο αρθροπλαστικής με το καλύτερο λειτουργικό αποτέλεσμα με τη μακρότερη επιβίωση.

## Κεραμικό-κεραμικό

Η χρήση κοτυλίου ένθετου από κεραμικό ( $Al_2O_3$ ), αρθρούμενο με μηριαία κεφαλή από κεραμικό, είναι αποδεδειγμένα ο συνδυασμός υλικών με αμελητέα φθορά, διότι το κεραμικό είναι ένα εξαιρετικά υδρόφιλο, απόλυτα αδρανές υλικό με πολύ καλό συντελεστή λίπανσης, και συγχρόνως μεγάλου βαθμού σκληρότητα και στιλπνότητα.

Η πρώτη ολική αρθροπλαστική του ισχίου με αρθρούμενες επιφάνειες από κεραμικό τοποθετήθηκε στην Γαλλία από τον Boutin, το 1970

και έκτοτε η χρήση του κεραμικού, δηλαδή του οξειδίου του αλουμινίου ή του ζirkονίου, διαδόθηκε αρκετά, κυρίως, στις χώρες της Κεντρικής Ευρώπης.

Ο αρχικός σκεπτικισμός σχετικά με την ευθραυστότητα των κεραμικών και την αιφνίδια καταστροφική αποτυχία των υλικών αυτών in vivo, βασίζονταν σε μια συχνότητα εμφάνισης στις καλύτερες περιπτώσεις, 1/300. Η πρώτη εμφάνιση της ρωγμής παρατηρείτο πάντοτε στο σημείο επαφής της κεραμικής κεφαλής με τον κώνο του μεταλλικού αυχένα του μηριαίου στελέχους. Από το σημείο εκείνο, η ρωγμή επεκτείνονταν προς την κεφαλή, η οποία αιφνιδίως κατακερματίζονταν. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα κεραμικά χαρακτηρίζονται από μεγάλη αντοχή σε φορτία συμπίεσης, όχι όμως σε φορτία ελκυσμού, όπως εκείνα που μπορεί να αναπτυχθούν μέσα στην κοιλότητα της κεραμικής κεφαλής που έρχεται σε επαφή με τον κώνο του μηριαίου αυχένα (Willmann 1998, Garino, 2000, Barrack et al, 2004). Τα προβλήματα αυτά ξεπεράστηκαν με τις βελτιώσεις στην κατασκευή και τον σχεδιασμό των σύγχρονων κεραμικών υλικών, με αποτέλεσμα η συχνότητα θραύσης να είναι 22/10.000 σε χρονικό διάστημα παρακολούθησης πέντε χρόνια (Bierbaum et al, 2002, Sedel, 2000), ή και ακόμα χαμηλότερη, δηλαδή 0,004% και 0,01%.

Ορισμένα προβλήματα, όμως, από τη χρήση αυτών των υλικών παραμένουν.

Η πρόσκρουση του μεταλλικού αυχένα στο κεραμικό ένθετο της κοτύλης είναι ικανή να προκαλέσει θραύση του υλικού και να οδηγήσει σε αναθεώρηση της πρόθεσης (Εικόνα 22) (Nam et al, 2007, Kim, 2005, Yoo et al, 2005). Στις περιπτώσεις αυτές, είναι απαραίτητη η αντικατάσταση, όχι μόνο του κεραμικού ένθετου, αλλά και ο προσεκτικός καθαρισμός όλης της άρθρωσης (υμενεκτομή) από τα θραύσματα του κεραμικού, ούτως ώστε να μην παραμένουν ελεύθερα τεμάχια που πιθανόν να προκαλέσουν φθορά τύπου τρίτου σώματος.

#### ΕΙΚΟΝΑ 22

*Κεραματισμός της περιφέρειας κεραμικού ένθετου της κοτύλης από πρόσκρουση της κεφαλής στο μεταλλικό κυπέλλιο, λόγω αστάθειας.*



**ΕΙΚΟΝΕΣ 28,29**

*Μέτρηση της ανισοσκελίας κλινικά.*



κεφαλής να αποκαθίσταται η διαφορά του μήκους. Αυτή η διαφορά του μήκους που υπολογίστηκε στις ακτινογραφίες πρέπει να αποκατασταθεί κατά την εγχείρηση.

Η απλούστερη μέθοδος είναι να ελεγχθεί η αποκατάσταση της ανισοσκελίας, με την ψηλάφηση του ύψους των γονάτων κατά τη φάση που έχουν τοποθετηθεί τα δοκιμαστικά εμφυτεύματα. Ομοίως, κατά την τοποθέτηση των δοκιμαστικών, είναι εύκολο με την έλξη του σκέλους να ελεγχθεί η ανισοσκελία, η οποία οφείλεται στη χαλαρότητα των προθέσεων. Είναι προφανές, όμως, ότι οι μέθοδοι αυτές είναι ανακριβείς, μιας και η θέση των γονάτων δεν είναι δυνατόν να υπολογιστεί ακριβώς κάτω από τα αποστειρωμένα οθώνια, ενώ η χαλαρότητα είναι πάντα αυξημένη, όταν ο ασθενής ευρίσκεται υπό γενική ή περιοχική αναισθησία.



**ΕΙΚΟΝΑ 30**

Στα παχύσαρκα άτομα, η μέτρηση του μήκους του σκέλους κλινικά υπόκειται σε λάθη λόγω της αδυναμίας ψηλάφησης των οστικών οδηγών σημείων.

**ΕΙΚΟΝΑ 31**

Μέτρηση της ανισοσκελίας στην ακτινογραφία.



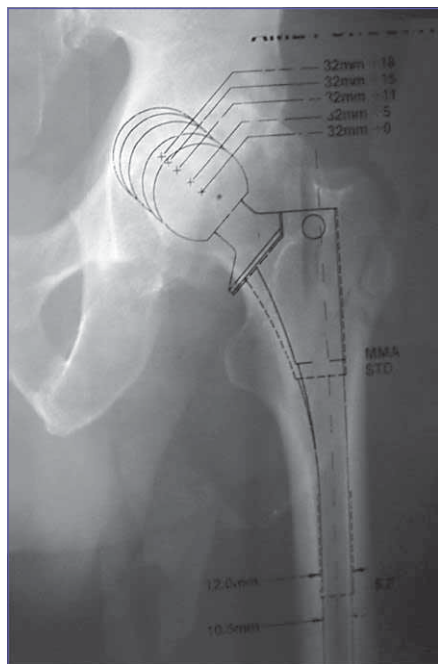
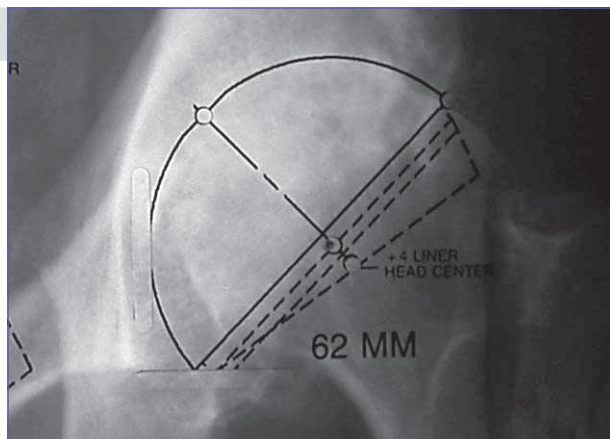
Μία άλλη μέθοδος ελέγχου της αποκατάστασης του σωστού μήκους είναι το drop kick test (Charles et al, 2005). Κατά τη δοκιμασία αυτή, με τα δοκιμαστικά εμφυτεύματα στη θέση τους κάμπεται το γόνατο περίπου στις  $90^\circ$ . Αν παραμείνει στη θέση αυτή, η αποκατάσταση του μήκους είναι σωστή. Αν το γόνατο επανέλθει στην ευθεία, σημαίνει ότι έχουμε επιμηκύνει το σκέλος και ο τεταμένος τετρακέφαλος εκτείνει το γόνατο.

Κατά συνέπεια, αρχικά, και πριν από το εξάρθημα της κεφαλής,



**ΕΙΚΟΝΑ 32**

Υπολογισμός της σωστής θέσης της νέας κοτύλης και του κέντρου περιστροφής της νέας άρθρωσης.

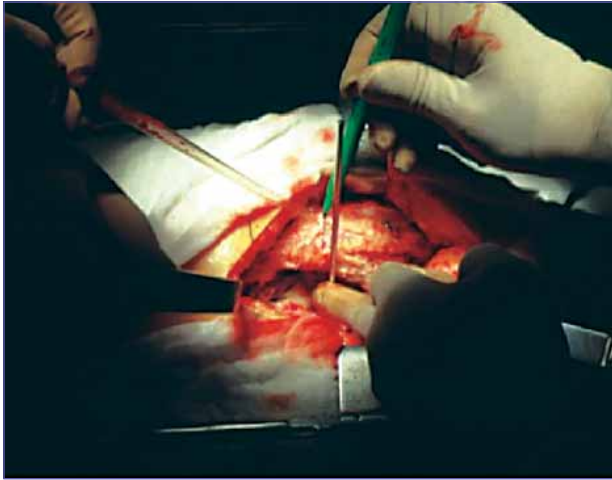
**ΕΙΚΟΝΑ 33**

Υπολογισμός της σωστής τοποθέτησης του μηριαίου στελέχους ώστε να επιτυγχάνεται η ενσφήνωση και επιπλέον, ο τρόπος ισοσκελισμού, χρησιμοποιώντας διαφορετικού ύψους κεφαλές.

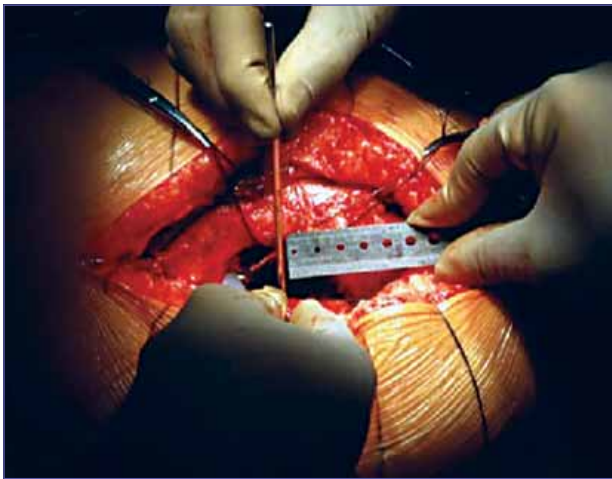
υπολογίζεται το ύψος του κάτω άκρου της κοτυλιαίας εντομής που αντιστοιχεί στον εγκάρσιο σύνδεσμο της κοτύλης (δηλαδή το ύψος της ακτινολογικής δακρυσταγόννας) με μια βελόνα Steinmann και το ύψος αυτό σημειώνεται με τη διαθερμία πάνω στον μείζονα τροχαντήρα (Εικόνα 34). Όταν τοποθετηθούν τα δοκιμαστικά εμφυτεύματα, ελέγχεται πάλι το ύψος της βελόνας της κοτυλιαίας εντομής σε σχέση με το προεχειρτητικό ύψος που σημειώθηκε

στον μείζονα τροχαντήρα και η διαφορά πρέπει να αντιστοιχεί στην υπολογισμένη διαφορά του μήκους μεταξύ των δύο σκελών στις προεχειρτητικές ακτινογραφίες (Εικόνα 35).

Στις μετεχειρτητικές ακτινογραφίες υπάρχουν δύο μετρήσεις για τη διαπίστωση της αποκατάστασης του φυσιολογικού μήκους του άνω άκρου του μηριαίου. Η πρώτη μέτρηση αφορά τη γραμμή του Shenton, δηλαδή την αποκατάσταση της συνέχειας της γραμμής του θυρεοαυχε-

**ΕΙΚΟΝΑ 34**

*Πριν εξαρθρωθεί η κεφαλή, σπμειώνεται στον μείζονα τροχαντήρα το ύψος του περιφερικού άκρου της κοτύλης.*

**ΕΙΚΟΝΑ 35**

*Όταν τοποθετηθούν τα δοκιμαστικά ένθετα, ελέγχεται αν το ύψος του περιφερικού άκρου της νέας κοτύλης ευρίσκεται περιφερικότερα από το σημάδι στον μείζονα τροχαντήρα. Η διαφορά θα πρέπει να εξισώνει τη διαφορά μήκους που υπολογίστηκε προεγχειρητικά.*

νικού τόξου και η δεύτερη, τη σχέση του κέντρου της μηριαίας κεφαλής με το ύψος του άνω άκρου του μείζονος τροχαντήρα. Τα δύο αυτά ανατομικά σημεία πρέπει να βρίσκονται στο ίδιο ύψος.

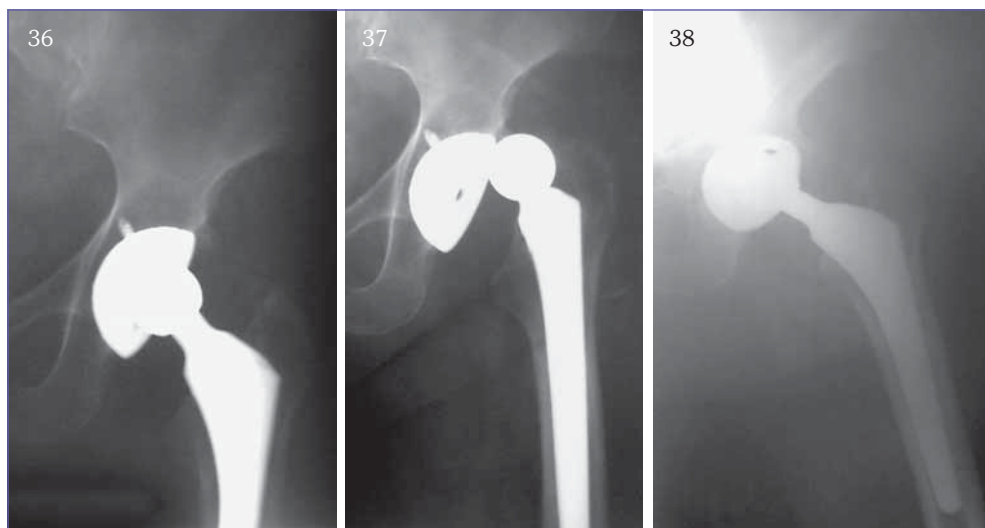
Σε καμιά περίπτωση δεν πρέπει η προσπάθεια αποκατάστασης της ανισοσκελίας να γίνεται σε βάρος της σταθερότητας της αρθροπλαστικής. Γι' αυτό απαιτείται απαραίτητα να έχουν προηγηθεί όλες οι δοκιμασίες σταθερότητας της νέας άρθρωσης και μερικές φορές είναι προτιμότερη μια επιμήκυνση του σκέλους κατά 5 ή έστω 10 mm παρά μία αστάθεια και εξάρθρωμα της νέας άρθρωσης (Εικόνες 36, 37, 38). Ορισμένου τύπου αρθροπλαστικές δίνουν τη δυνατότητα με τις επιλογές εναλλακτικότητας που παρέχουν στο μηριαίο στέλεχος να επιλεγεί αυ-

χένας με μεγαλύτερο offset, γεγονός που επιτρέπει τη σταθερότητα στην άρθρωση χωρίς τη σύγχρονη επιμήκυνση του σκέλους.

Στην περίπτωση που ο ασθενής παραπονιέται για την ανισοσκελία, οι επιλογές της θεραπείας πρέπει να γίνονται πάντα με οδηγό τη σταθερότητα της άρθρωσης. Αν πρόκειται για λειτουργική ανισοσκελία που οφείλεται σε συγκάμψεις, τότε δεν χρειάζεται κάτι περισσότερο από τον καθησυχασμό του ασθενούς, τη διαβεβαίωση ότι θα βελτιωθεί εντός 6-12 μηνών και τη σύσταση φυσιοθεραπείας με διατακτικές ασκήσεις. Στις περιπτώσεις πραγματικής ανισοσκελίας, αν πρόκειται περί βράχυνσης, η απλούστερη λύση είναι η ανύψωση του υποδήματος με κατάλληλο ένθετο, αν πρόκειται για επιμήκυνση, το ένθετο τοποθετείται μέσα στο υπόδημα του αντίθετου σκέλους. Πάντως, όσο είναι δυνατόν, πρέπει να αποφεύγει κανείς τον πειρασμό της χειρουργικής αναθεώρησης και βράχυνσης, λόγω της πιθανής δημιουργίας αστάθειας. Αν η αναθεώρηση είναι επιτακτική, θα πρέπει συγχρόνως με τη βράχυνση να γίνει και οστεοτομία του μείζονος τροχαντήρα, με περιφερική μετατόπισή του για καλύτερη τάση των απαγωγών και σταθερότητα.

## Offset του μηριαίου

Ο όρος offset αναφέρεται στην απόσταση μεταξύ μίας κάθετης γραμμής που διέρχεται από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής και της γραμμής του



**ΕΙΚΟΝΕΣ 36,37,38**

*Περίπτωση αστάθειας ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου. Η αστάθεια διορθώθηκε με τη χρησιμοποίηση μακρύτερου αυχένα. 36. Μετεγχειρητική ακτινογραφία. 37. Εξάρθρωμα. 38. Ανάταξη του εξάρθρηματος και αποκατάσταση του μήκους με μακρύτερο αυχένα.*

επιμήκους άξονα του μηριαίου. Η απόσταση αυτή κυμαίνεται από 41+/-6,2 έως 43+/-6,8 mm και κατά μέσο όρο είναι 43,9 mm (Clark et al, 1987). Είναι προφανές ότι το offset εξαρτάται από την αυχενομηριαία γωνία, δηλαδή την ραιβότητα ή βλαισότητα του αυχένα του μηριαίου και από το μήκος του αυχένα (Εικόνες 39, 40).

Το offset καθορίζει, αφενός την τάση των απαγωγών μυών και, κατά συνέπεια, τον τρόπο του βαδίσματος, αφετέρου έχει άμεση σχέση με τα φορτία που διέρχονται από την άρθρωση του ισχίου. Ο Pauwels (1951), αρχικά, και ο Charnley, αργότερα καθόρισαν ότι κατά τη σιγμιαία μονοποδική βάδιση το βάρος του σώματος διέρχεται από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής. Η δύναμη που χρειάζονται οι απαγωγείς, για να διατηρήσουν τη λεκάνη σε οριζόντια θέση, εξαρτάται από τη σχέση (Σχήμα 6).

$$M AX = W BX$$

$$BX = 2,5 AX$$

άρα:

$$M = 2,5 W$$

Σύμφωνα με τη σχέση αυτή, οι απαγωγείς καταβάλουν δύναμη περίπου 2,5 φορές το βάρος του σώματος.

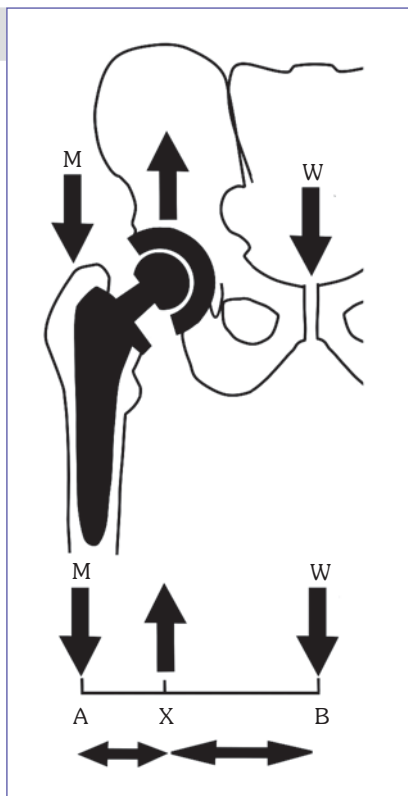


ΕΙΚΟΝΑ 39

## ΣΧΗΜΑ 6

Ισορροπία δυνάμεων στο ισχίο. (Σχεδιασμός με βάση το πρωτότυπο από την πηγή: Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. *Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. J Bone Joint Surg Am. 2004;86-A: 1078-1088*).

Δύο τρόποι υπάρχουν, όταν αντικατασταθεί η πάσχουσα άρθρωση, για να έχουν καλύτερη απόδοση οι απαγωγείς, άρα και καλύτερο τρόπο βάδισης ο ασθενής. Ο ένας είναι να μικραίνει ο μοχλοβραχίονας του βάρους του σώματος, μετακινώντας το κέντρο της μηριαίας κεφαλής προς τα έξω, ή να μεγαλώνει ο μοχλοβραχίονας των απαγωγών, αυξάνοντας το offset. Είναι προφανές ότι ο δεύτερος τρόπος είναι καλύτερος, διότι αυξάνοντας το offset συγχρόνως αυξάνεται και η μυϊκή τάση των απαγωγών (Σχήμα 7). Αντίθετα, η



## ΣΧΗΜΑ 7

Διάταση των απαγωγών, όταν χρησιμοποιηθεί μεγαλύτερο offset. (Σχεδιασμός με βάση το πρωτότυπο από την πηγή: Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. *Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. J Bone Joint Surg Am. 2004;86-A: 1078-1088*).

