



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

**ΤΟΜΕΑΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΛΟΓΙΚΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ**

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΜΙΚΡΟΤΑΣΕΩΝ ΠΟΥ ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΝΤΑΙ ΣΕ
ΤΕΧΝΗΤΑ ΜΗΡΙΑΙΑ ΟΣΤΑ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΩΝΤΑΣ
ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥΣ ΑΥΧΕΝΕΣ ΑΡΘΡΩΤΗΣ ΜΗΡΙΑΙΑΣ
ΠΡΟΘΕΣΗΣ ΣΕ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ
ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ**

ΑΓΓΕΛΟΣ Ν. ΠΟΛΙΤΗΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2012

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

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

Ημερομηνία αίτησης του κ. Πολίτη Άγγελου: 1-10-2007

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 619^α/30-10-2007

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

Ξενάκης Θεόδωρος, Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Μέλη

Ρήγας Κωνσταντίνος, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής

Μέγας Παναγιώτης, Καθηγητής Ορθοπαιδικής, Παν/μίου Πατρών

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 30-9-2008

«Ανάλυση των μικρο-τάσεων που αναπτύσσονται σε τεχνητά μηριαία οστά χρησιμοποιώντας διαφορετικούς ανχένες αρθρωτής μηριαίας πρόθεσης σε βιομηχανικό μοντέλο προσομοίωσης.»

ΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ : 737^α/12-6-2012

1. Μέγας Παναγιώτης, Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Πατρών
2. Ξενάκης Θεόδωρος, Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων
3. Τζαφλίδου Μαργαρίτα, Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων
4. Φατούρος Μιχαήλ, Καθηγητής Χειρουργικής και Μεταμοσχεύσεων Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων
5. Κορομπίλιας Αναστάσιος, Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων
6. Λεοντίου Ιωάννης Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων
7. Ρήγας Κωνσταντίνος, Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής, Παν/μίου Ιωαννίνων

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 13-6-2012

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ

Τζαφλίδου Μαργαρίτα

Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής

Η Γραμματέας της Σχολής
Μαρίτσα
ΚΑΠΙΤΟΠΟΥΛΟΥ ΜΑΡΙΑ



στους γονείς μου

στην αδερφή μου

“God and the Doctor we alike adore
But only when in danger, not before;
The danger o'er, both are alike requited,
God is forgotten, and the Doctor slighted.”

Robert Owen

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διατριβή αποτελεί το προϊόν μιας μακρόχρονης προσπάθειας πάνω στην εμβιομηχανική συμπεριφορά ενός συστήματος ολικής αρθροπλαστικής, ακολουθώντας πειραματικές μεθόδους άγνωστες σε μένα πριν την ενασχόλησή μου με το αντικείμενο. Κατόπιν προτροπής του Καθηγητή μου κ. Θ. Ξενάκη διερευνήθηκαν οι διαφορές στην συμπεριφορά ενός συστήματος αρθροπλαστικής αλλάζοντας τους αυχένες αυτού και συνδέθηκαν με την καθ' ημέραν κλινική πράξη.

Οι εγγενείς δυσκολίες του εγχειρήματος αυτού αφορούν στις μηχανικές απαιτήσεις οιοδήποτε εργαστηριακού εμβιομηχανικού πειράματος, στην εναρμόνιση αυτού με τα διεθνή πρότυπα και στη λήψη αξιολογήσιμων και επαναλαμβανόμενων αποτελεσμάτων σε ψηφιακή μορφή, μεταβάλλοντας μόνο την παράμετρο του διαφορετικού αυχένα ή της διαφορετικής κεφαλής. Ως εκ τούτου το επίτευγμα αυτό αποτελεί κατόρθωμα συλλογικής προσπάθειας και σε καμιά περίπτωση ατομικό προϊόν. Αποτελεί συνεπώς ελάχιστη υποχρέωση η αναφορά της προαναφερθείσας ομάδας.

Θα ήθελα λοιπόν να ευχαριστήσω τον Καθηγητή μου κ. Θ. Ξενάκη, τον οποίο θεωρώ τον δάσκαλό μου στην επιστήμη της Ορθοπαιδικής.

Η επίτευξη του ερευνητικού στόχου θα ήταν αδύνατη χωρίς την εργασία και προσφορά του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού και Τεχνολόγου Ηλεκτρονικών Υπολογιστών Γεωργίου Σιόγκα, ο οποίος έλυσε προβλήματα που με τις γνώσεις μου δεν θα μπορούσα να αντιμετωπίσω.

Ιδιαίτερα πρέπει να αναφερθεί η συμβολή των κ. Μέγα και κ. Ρήγα, που ως μέλη της τριμελούς επιτροπής με βοήθησαν στην ολοκλήρωση της προσπάθειας αυτής, καθώς και του συνόλου του επιστημονικού δυναμικού του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ιωαννίνων.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου και την αδερφή μου για την διατήρηση ενός σταθερού και ήρεμου περιβάλλοντος όλα αυτά τα χρόνια.

Τέλος ιδιαίτερη μνεία πρέπει να γίνει στο άμεσο φιλικό μου περιβάλλον για την ηθική και εργασιακή υποστήριξη.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Πρόλογος	xiii
Πίνακας περιεχομένων	xv
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
Οι αρθρωτές προθέσεις με δυνατότητα χρήσης αυχένων μεταβλητής Γεωμετρίας	3
<i>Πλεονεκτήματα</i>	3
<i>Μειονεκτήματα</i>	6
<i>Παραδείγματα αρθρωτών προθέσεων μεταβλητής γεωμετρίας</i>	22
<i>Κλινικές μελέτες</i>	32
<i>Εμβιομηχανικές μελέτες-μελέτες με πεπερασμένα στοιχεία</i>	34
Η ιδιαιτερότητα της αντιμετώπισης των περιπτώσεων Συγγενούς Νόσου του ισχίου.....	37
Η σημασία της αποκατάστασης των εμβιομηχανικών παραμέτρων στην Ολική Αρθροπλαστική του Ισχίου.....	41
<i>Αποκατάσταση της μηριαίας απόκλισης από το κέντρο περιστροφής του ισχίου (offset)</i>	45
<i>Αποκατάσταση του μήκους του σκέλους</i>	62
<i>Αποκατάσταση της πρόσθιας κλίσεως του αυχένος του μηριαίου (anteversion)</i>	71
ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
Εισαγωγή	85
Σκοπός της μελέτης	87
Υλικό και μεθοδολογία.....	89
Αποτελέσματα	101

Συζήτηση117

Συμπεράσματα.....125

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ

Περίληψη στην ελληνική.....129

Περίληψη στην αγγλική131

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....135

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΟΙ ΑΡΘΡΩΤΕΣ ΠΡΟΘΕΣΕΙΣ ΜΕ ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΑ ΧΡΗΣΗΣ ΑΥΧΕΝΩΝ ΜΕΤΑΒΛΗΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

1. Πλεονεκτήματα

Υπάρχει μια σημαντική αύξηση στη χρήση των αρθρωτών προθέσεων μεταβλητής γεωμετρίας στην Ολική Αρθροπλαστική του Ισχίου (ΟΑΙ) από την αρχή της δεκαετίας του 1990. Οι προθέσεις με μηχανισμό διπλής σφήνας (double-taper), ήτοι άρθρωση κεφαλής-αυχένος και στυλεού-αυχένος, προσφέρουν ιδιαίτερα πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τις προθέσεις μηχανισμού μονής σφήνας (single-taper) ή με τις μονοκόμματες υλοποιήσεις (1). Η δυνατότητα να επιλέξει κανείς τον μηριαίο στυλεό και να προσαρμόσει τον αυχένα ανεξάρτητα επιτρέπει την αντιμετώπιση περιπτώσεων, όπου η κλασική γεωμετρία δεν μπορεί να αποκαταστήσει τη βέλτιστη σταθερότητα και ισορροπία των μαλακών μορίων. Τα κλινικά πλεονεκτήματα περιλαμβάνουν την ρύθμιση του μήκους του σκέλους και του offset μέσω της άρθρωσης κεφαλής-αυχένος, της μηριαίας anteversion μέσω της άρθρωσης στυλεού-αυχένος, ευκολότερη αναθεώρηση όταν δεν υπάρχει ανάγκη να αναθεωρηθεί ένας καλά στερεωμένος στυλεός και βέλτιστη αποκατάσταση της τάσης των μαλακών μορίων και της εμβιομηχανικής της περιοχής (1). Οι προθέσεις αυτές προσφέρουν αυξημένη ευελιξία στον χειρουργό και την δυνατότητα ρύθμισης του μήκους του σκέλους, της πρόσθιας κλίσης του αυχένος (anteversion) και της απόκλισης του μηριαίου από το κέντρο περιστροφής του ισχίου (offset) για την λεπτομερή ρύθμιση των επιθυμητών παραμέτρων εμβιομηχανικής του ισχίου (2,3). Οι προθέσεις αυτές ελαττώνουν την ανάγκη του διαθέσιμου αποθέματος υλικών που πρέπει να υπάρχει στο χειρουργείο (3,4).

Μία πρόθεση με αρθρωτό αυχένα επιτρέπει επίσης καλύτερη θέαση της κοτύλης χωρίς να απαιτείται αφαίρεση του μηριαίου εμφυτεύματος κατά τη διάρκεια της αναθεώρησης (5). Χαρακτηριστική είναι η περίπτωση της θραύσης μιας κεραμικής μηριαίας κεφαλής, που απαιτεί αναθεώρηση ολόκληρου του στυλεού όταν δεν έχει χρησιμοποιηθεί πρόθεση με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων, λόγω καταστροφής των επιφανειών της άρθρωσης κεφαλής-αυχένος.

Στην σημερινή εποχή που είναι η εποχή της χειρουργικής μέσω μικρών τομών, η προσθήκη αυτής της δεύτερης άρθρωσης προσφέρει τη δυνατότητα να

συναρμολογηθούν τα τμήματα της πρόθεσης ευκολότερα μέσω μικρότερων τομών (3,5,6).

Τοποθέτηση των εμφυτευμάτων σε λάθος θέση, διαφορά στο μήκος των σκελών και λανθασμένο μηριαίο offset μπορούν να διορθωθούν μέχρι σημείου με την εναλλαγή των μεταβλητών τμημάτων. Ίσως ο πιο εύκολος και ελκυστικός τρόπος αντιμετώπισης μιας υποτροπιάζουσας αστάθειας σε έδαφος εμφυτευμάτων τα οποία φαίνονται ότι είναι σταθερά είναι η αλλαγή των επιμέρους τμημάτων μίας αρθρωτής πρόθεσης, διαδικασία η οποία ονομάζεται στεγνή αναθεώρηση (7).

Κατά περίπτωση, ένα χειρουργείο αναθεώρησης μπορεί να γίνει σε έδαφος ενός χαλαρού μηριαίου εμφυτεύματος και ενός σταθερού κοτυλιαίου εμφυτεύματος ή και το αντίθετο. Το σταθερό εμφύτευμα μπορεί να μη βρίσκεται σε σωστό προσανατολισμό. Αυτό δημιουργεί πολλές φορές ένα δίλημμα στον χειρουργό ο οποίος πρέπει είτε να αναθεωρήσει ένα σταθερό εμφύτευμα ή να αναθεωρήσει ένα χαλαρό εμφύτευμα και να ρισκάρει έτσι την πιθανότητα εξάρθρατος. Αν το κοτυλιαίο εμφύτευμα βρίσκεται σε λάθος θέση, τότε μία μεμονωμένη αναθεώρηση στη μηριαία πλευρά μπορεί να εφαρμοστεί ασφαλώς αν η συνδυασμένη γεωμετρία των εμφυτευμάτων εμπίπτει μέσα στην ασφαλή ζώνη. Στο σημείο αυτό μπορεί να βοηθήσει η χρήση ενός αυχένος με δυνατότητα μεταβλητής γεωμετρίας. Για παράδειγμα, αν το κοτυλιαίο εμφύτευμα έχει τοποθετηθεί σε 0° anteversion και 45° κλίσης μόνο 21° εσωτερικής στροφής μπορούν να επιτευχθούν αν χρησιμοποιηθεί ένα παραδοσιακό, μονοκόμματο μηριαίο εμφύτευμα. Αν όμως χρησιμοποιηθεί ένας αρθρωτός στυλεός με αυχένα σε 15° πρόσθετη πρόσθια κλίση, μπορεί να επιτευχθεί εσωτερική στροφή 40° πριν την εμφάνιση οστικής προστριβής (8). Ο Matsushita και συν.(9) τόνισε ότι σε περιπτώσεις εκσεσημασμένης πρόσθιας ή οπίσθιας κλίσης του μηριαίου, το επιδιωκόμενο εύρος κίνησης δεν μπορεί να επιτευχθεί απλώς με την αλλαγή της κοτυλιαίας κλίσης, αλλά απαιτείται χρήση ειδικής κλίσης του αυχένος.

Όσον αφορά τα εμφυτεύματα που σταθεροποιούνται με τσιμέντο, καθώς η επιθυμητή γεωμετρία μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση των εναλλασσόμενων αυχένων, ο μηριαίος στυλεός μπορεί να τοποθετηθεί έτσι ώστε να διατηρείται ένας ομοιόμορφος μανδύας τσιμέντου γύρω από την πρόθεση. Εν αντιθέσει, με τη χρήση ενός μονοκόμματος στυλεού ο χειρουργός προσπαθεί να τοποθετήσει το εμφύτευμα έτσι ώστε να συνδυάσει παράλληλα και την σωστή πρόσθια κλίση του αυχένος και

αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ελάττωση του πάχους του μανδύα του τσιμέντου, σε ανομοιόμορφη κατανομή του και να αυξήσει τις πιθανότητες αποτυχίας του συστήματος (10).

Ο Sariali και συν. (11) βρήκαν ότι ο συνδυασμός τρισδιάστατου προεγχειρητικού σχεδιασμού και πρόθεσης με δυνατότητα εναλλαγής αυχένων οδήγησε σε αποκατάσταση του κέντρου περιστροφής του ισχίου με μέση ακρίβεια 0.73 mm στην κεφαλουριαία διεύθυνση και 1.2 mm στην μετωπιαία. Το μήκος του σκέλους αποκαταστάθηκε με μέση ακρίβεια 0.3 mm και η πλάγια απόκλιση του μηριαίου από το κέντρο περιστροφής με μέση ακρίβεια 0.8 mm.

2. Μειονεκτήματα

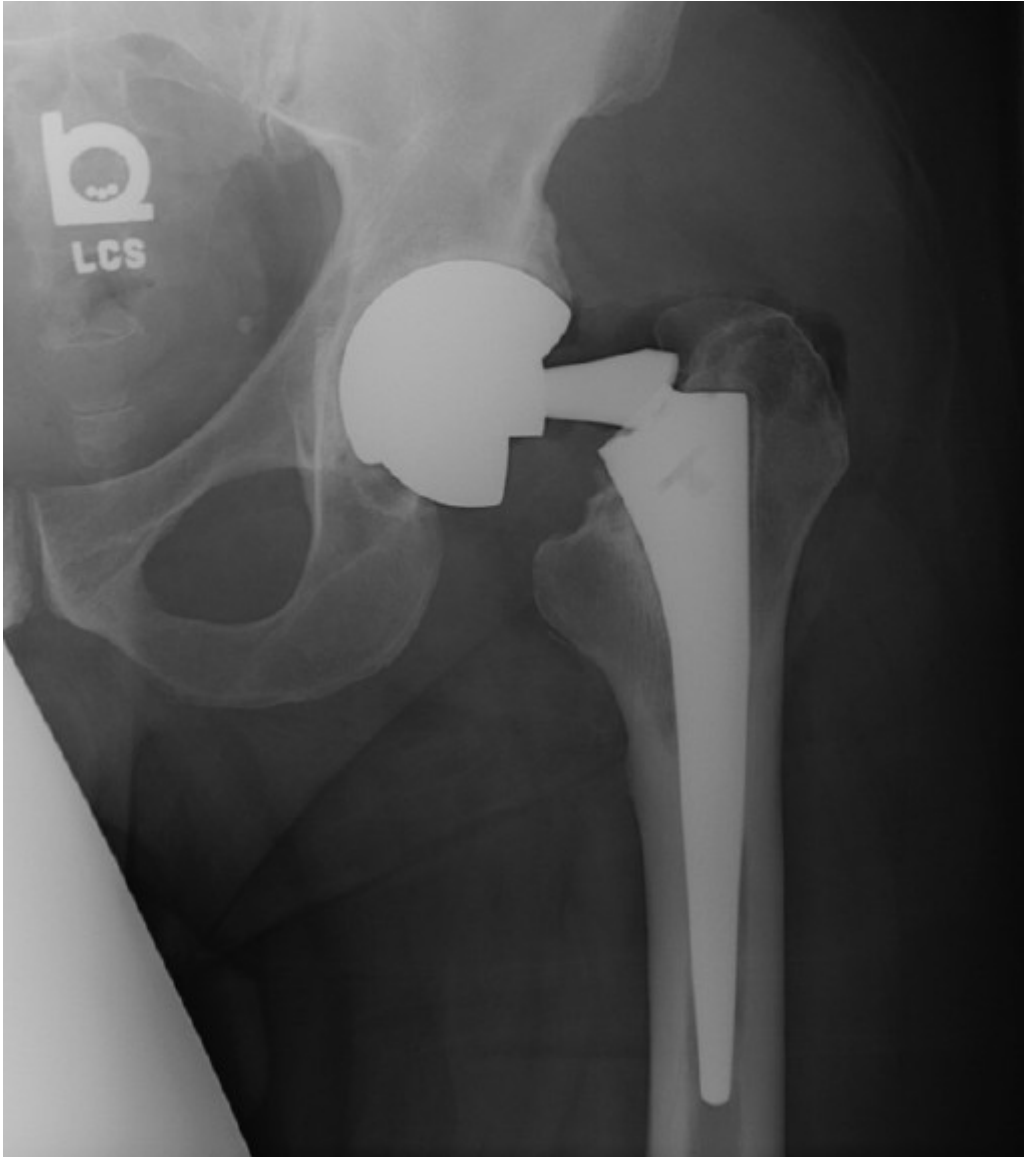
Υπάρχουν όμως και σημεία προβληματισμού, τα οποία περιλαμβάνουν την αστοχία στη συναρμογή των επιφανειών, μικροκινήσεις μεταξύ τους και τη φθορά τους λόγω διάβρωσης. Πολλοί συγγραφείς έχουν τονίσει την πιθανότητα εμφάνισης επιπλοκών σχετιζόμενων με την παραγωγή σωματιδίων φθοράς και μεταλλικών ιόντων (2,3,12-14). Αποσυναρμολόγηση μπορεί να προκύψει με αποσύνδεση των τμημάτων της πρόθεσης, καθίζηση του στυλεού ή κατά τη διάρκεια της ανάταξης μιας πρόθεσης που έχει υποστεί εξάρθρωμα (15-18).

Στην **Εικ. 1** εικονίζεται μια λίστα των μελετών που εκτίμησαν την κλινική και εμβιομηχανική συμπεριφορά των αρθρωτών προθέσεων με δυνατότητα χρήσης των αυχένων μεταβλητής γεωμετρίας (modular).

Study	Study results	Our results
Goldberg et al. [12]	Modular head-neck taper Corrosion on taper n = 231 Corrosion increases with implantation time	Figure 3 depicts implantation time with severity of corrosion
Salvati et al. [21]	n = 48 Corrosion correlates with implantation time	As above
Dunbar [7]	Neck stress dependent on length and offset and relates to propensity of fretting and corrosion	Determination of fretting at the junction in response to higher applied stresses
Kretzer et al. [17]	Simulation study (n = 5) Mechanical loading of neck-stem junction leads to higher stresses	As above and when compared to the lack of fretting at the head-taper junction
Schramm et al. [22]	Simulation study of three devices Observations of fretting and corrosion	As above
Dunbar [7]	Neck fracture 1.4% (n = 5000)	As above, supporting our observations of the propensity for fretting in the joints
Atwood et al. [1]	n = 1 Fracture of a modular hip prosthesis Also cites FDA database from 2006	Again supports fretting at the junction, which also can lead to corrosion
Pallini et al. [19]	Load imposed by patient are equivalent to hammer blows	Premise that fretting is unlikely to occur as a function of inadequate location of the neck in theater
Jacobs et al. [13]	n = 20 Increased concentrations of circulating metal degradation products derived from orthopaedic implants may have deleterious biologic effects over the long term that warrant investigation	Linking the observed corrosion, fretting, and particulates in our study to a clinical consequence
Jacobs et al. [14]	n = 10 Debris that has a deleterious biologic effect comes from modular junctions	8 of 57 had metallosis including 2 ALVALs
Patnirapong et al. [20]	Laboratory study Effect of soluble Co and Cr ions on osteoclast differentiation and activation	Relates to our study with respect to the significance of the corrosion findings
Cameron [4]	Cites use of alternative methods to lock the taper	Even with secondary locking mechanisms (n = 27), fretting was observed (n = 15)
Fraitzl et al. [8]	S-ROM [®] devices (n = 22): cold welding 27% (n = 5)	Ti devices (n = 27): cold welding 22% (n = 4) S-ROM [®] devices (n = 15): cold welding 13% (n = 2)

Εικ. 1: Συγκεντρωτική απεικόνιση της συμπεριφοράς των modular προθέσεων [Αναπαράγωγή από *Kop et al. Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2011 Nov 3*]

Ο Skendzel και συν. (14) δημοσίευσε την αποτυχία δύο μακρών ραιβών αυχένων σε στυλεό τύπου Profemur Z (Wright Medical Technology), ο πρώτος 3 έτη και 8 μήνες και ο δεύτερος 2 έτη και 5 μήνες μετά την εμφύτευσή τους (**Εικ. 2**). Στην αναθεώρηση και των δύο περιπτώσεων και καθώς η υποδοχή των στυλεών δεν μπορούσε να επαναχρησιμοποιηθεί απαιτήθηκε η χρήση εκτεταμένης οστεοτομίας του τροχαντήρος και αναθεώρηση των στυλεών οι οποίοι ήταν καλά στερεωμένοι. Για την προστασία της οστεοτομίας έγινε χρήση κυκλοτερών συρμάτων (cerclage wiring).

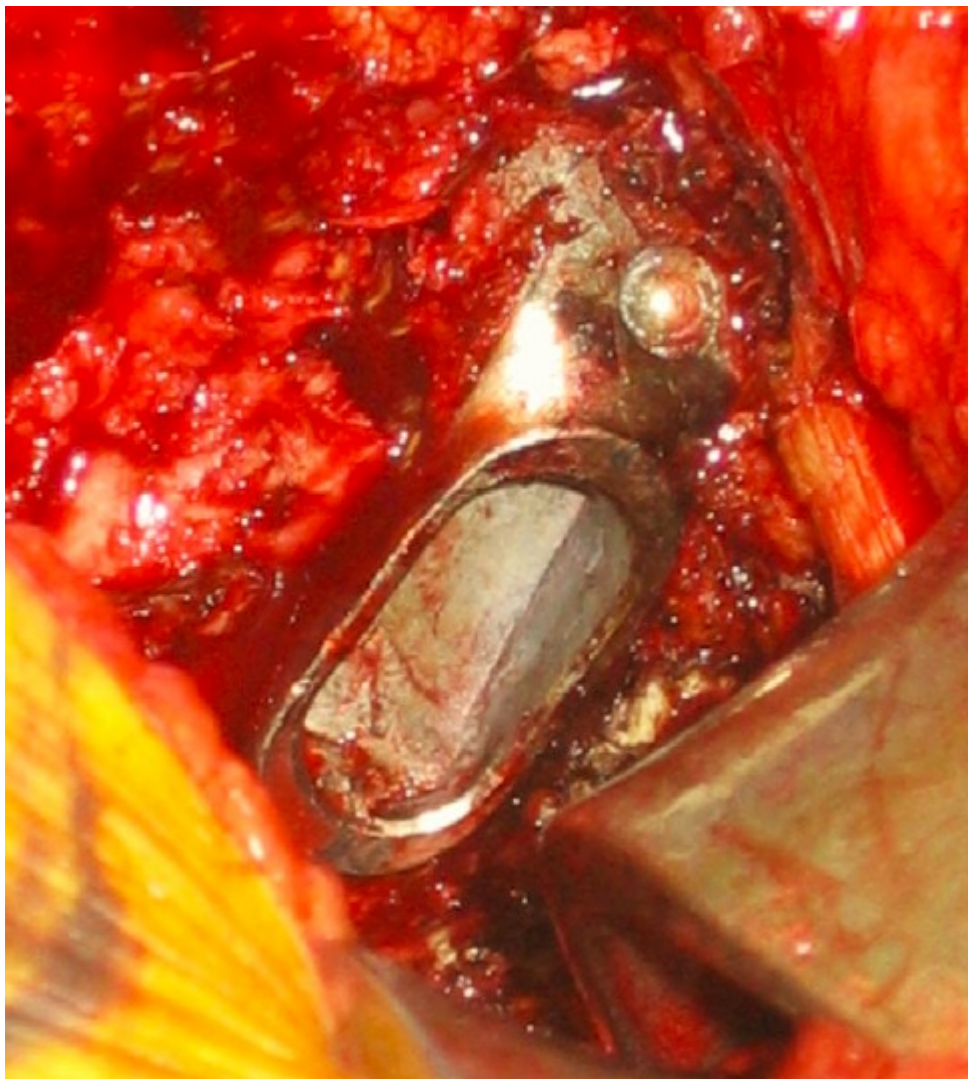


Εικ. 2: Αποτυχία του αρθρωτού αυχένος. [Αναπαραγωγή από Skendzel et al. *Total hip arthroplasty modular neck failure. J Arthroplasty. 2011 Feb;26(2):338.e1-4.*]

Ομοίως και οι Ellman και Levine (15) δημοσίευσαν την αποτυχία πρόθεσης Profemur Z με μακρύ αυχένα AR/V1. Οι συγγραφείς τονίζουν επίσης ότι η αφαίρεση του υπολείμματος του αυχένος από την υποδοχή του στον στυλεό είναι δύσκολη, αν όχι αδύνατη, και ο χειρουργός πρέπει πάντοτε να είναι έτοιμος για αναθεώρηση ολόκληρου του στυλεού. Τεχνικές όπως η οστεοτομία του τροχαντήρος, η χρήση δομικών αλλομοσχευμάτων ή κυκλοτερών συρμάτων για ενίσχυση της μεταφυσιακής στήριξης μπορεί να είναι απαραίτητες. Οι Dangles και Altstetter (16) δημοσίευσαν τη θραύση ενός αρθρωτού αυχένος σε έναν παχύσαρκο ασθενή 3.5 έτη μετά την ΟΑΙ,

ενώ στην βιβλιογραφία πολλοί ακόμη συγγραφείς έχουν δημοσιεύσει αποτυχία της περιοχής της άρθρωσης στους αυχένες αυτούς (17,21-24) (**Εικ. 3**). Στην **Εικ. 4** απεικονίζεται η επιφάνεια ενός αυχένα μετά από θραύση εκ κοπώσεως. Έχει επίσης δημοσιευτεί αποσυναρμολόγηση της άρθρωσης αυχένα-στυλεού (18).

Ο χειρουργός θα πρέπει να είναι πάντοτε υποψιασμένος για την πιθανότητα αποτυχίας των αυχένων αυτών και οι αναφορές αυτές καθιστούν αναπόφευκτη την ανάγκη για περαιτέρω έρευνα και σχεδιαστική βελτίωση ώστε να βελτιωθούν τα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα. Με την αυξημένη επίπτωση της παχυσαρκίας στις Η.Π.Α. αλλά και σε ολόκληρο τον κόσμο, ο χειρουργός πρέπει επίσης να εξετάζει τον Δείκτη Μάζας Σώματος αλλά και το επίπεδο δραστηριότητας των ασθενών στους οποίους θα τοποθετηθούν οι αυχένες αυτοί.



Εικ. 3. [Αναπαράγωγή από Wright et al. *Fracture of a modular femoral neck after total hip arthroplasty: a case report. J Bone Joint Surg Am.* 2010 Jun;92(6):1518–21]



Εικ. 4: Εικόνα αυχένος μετά από θραύση εκ κοπώσεως [Αναπαραγωγή από Grupp et al. *Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material. BMC Musculoskelet Disord. 2010;11:3*]

Έχει δημοσιευτεί ότι η χρήση του μακρού ραιβού (long varus) αυχένος αυξάνει τον μοχλοβραχίονα κατά 32.7% σε σύγκριση με τον κοντό ραιβό (short varus) αυχένα (14). Ενώ και μία μη-αρθρωτή πρόθεση υπόκειται στα ίδια συνολικά φορτία, με τη χρήση αρθρωτής πρόθεσης όλο το φορτίο επικεντρώνεται στη διεπιφάνεια της άρθρωσης. Έχει επίσης υποστηριχθεί ότι η χρήση αυχένα σε οπίσθια κλίση (retroversion) αυξάνει περαιτέρω τον μοχλοβραχίονα και εστιάζει τα φορτία στην πρόσθια-έξω γωνία του αυχένος (19).

Μία λύση που έχει προταθεί είναι η χρησιμοποίηση δυνατότερων υλικών όπως είναι το Co-Cr-Mo (20). Ο Ngabe και συν. (21) σε μια εμβιομηχανική μελέτη διαπίστωσαν ότι η μέγιστη ικανότητα αντοχής φορτίου αυχένα από CoCrMo ήταν περίπου 18 kN και 38% υψηλότερη από την αντοχή αυχένα από Ti6Al4V (13 kN). Επιπρόσθετα, η αντοχή του αυχένος από CoCrMo σε δοκιμές μακράς διάρκειας ήταν κατά 72% υψηλότερη σε σύγκριση με τον αυχένα από Ti6Al4V. Η εκτίμηση επιβίωσης ήταν 27000 έτη έναντι 26 ετών. Έτσι, οι συγγραφείς καταλήγουν στο ότι οι

αυχένες από CoCrMo μπορεί να θεωρηθούν μια πιο ασφαλής εναλλακτική επιλογή σε σύγκριση με τους αντίστοιχους από Ti6Al4V, χωρίς να μεταβληθεί σημαντικά η συμπεριφορά αποσύνδεσης των αυχένων. Μάλιστα, μετά την τρίτη αποτυχία ενός υποδοχέα αυχένος της πρόθεσης Metha Short Hip Stem Prosthesis (Aescularp AG, Tullingen, Germany), οι υποδοχείς από τιτάνιο αντικαταστάθηκαν από CoCrMo (22).

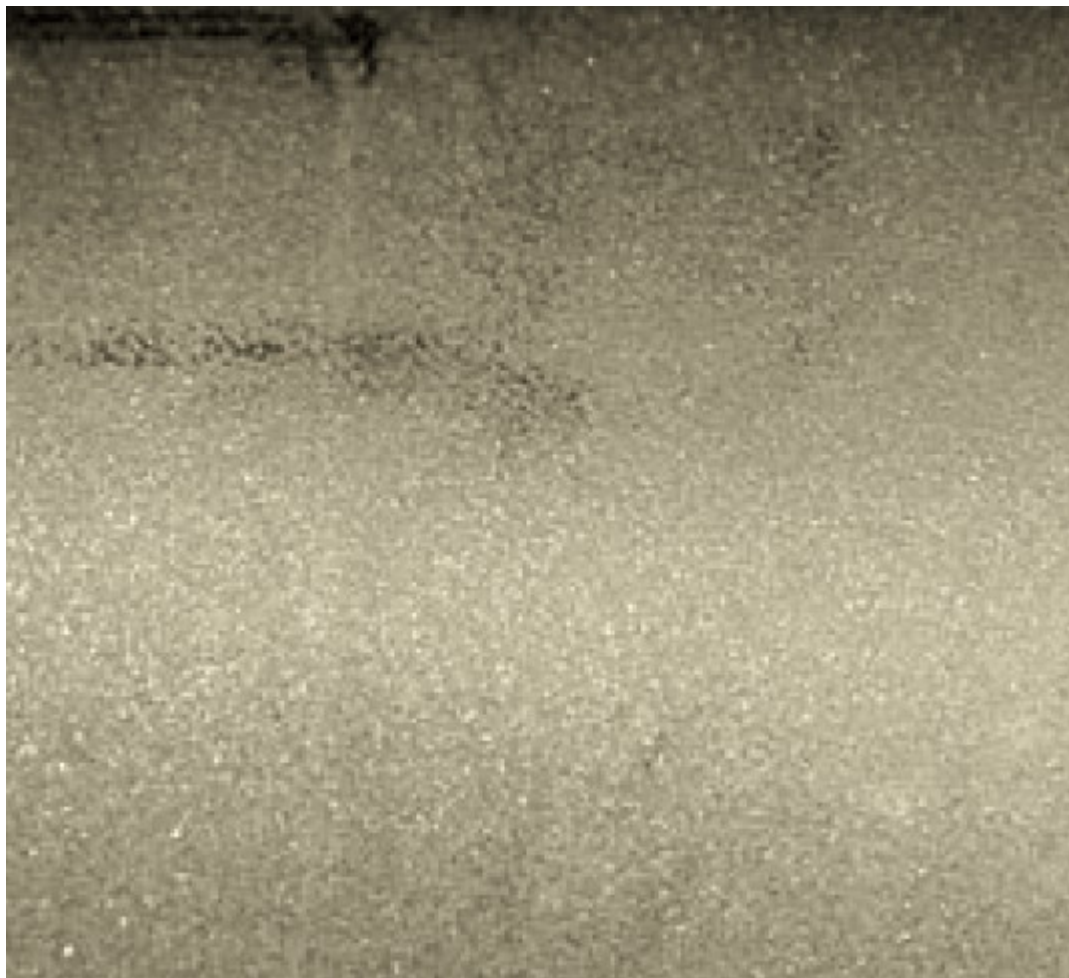
Ένας άλλος σημαντικός τομέας που πρέπει να διερευνηθεί είναι οι μηχανισμοί αποτυχίας των αρθρώσεων των προθέσεων αυτών, με τους πιο συχνούς μηχανισμούς να είναι η διάβρωση μέσω μικροκίνησης (fretting corrosion) και η διάβρωση μέσω μηχανισμού κενού (crevice corrosion) (30-35). Η σύνδεση στυλεού-αυχένος εμφανίζει κατασκευαστικά ανοχές και μικρή γωνιώδη δυσαναλογία μεταξύ των επιφανειών που συνεισφέρουν στην σχετική μικροκίνηση μεταξύ των επιφανειών που ορίζεται και ως fretting στη διεθνή βιβλιογραφία (23). Η διάβρωση μέσω μηχανισμού κενού (crevice) προκύπτει από την διαφορά στον αερισμό και στη συγκέντρωση των οξέων που αναπτύσσονται στους περιορισμένους όγκους μέσα στο κενό (24). Μία πολυκεντρική μελέτη ανάκτησης 231 αρθρωτών προθέσεων αποκάλυψε ότι σημεία διάβρωσης υπάρχουν στη σύνδεση κεφαλής- αυχένος σε ποσοστό μεγαλύτερο από 28% (23). Οι Kor και Swarts (25) έχουν δημοσιεύσει μια σειρά 16 προθέσεων διπλής σφήνας που ανέκτησαν (retrieval study) και διαπίστωσαν παρουσία διάβρωσης από μικροκίνηση αλλά και διάβρωσης με το μηχανισμό κενού (fretting and crevice corrosion) στην σύνδεση αυχένος-στυλεού. Ο Kor και συν. (26) βρήκε ότι το 62% των εμφυτευμάτων από CoCrMo εμφάνισε διάβρωση της άρθρωσης, ενώ το 90% μικροκίνηση. Τα αντίστοιχα ποσοστά στους αυχένες από Ti ήταν 30% και 50%. Επίσης, το φαινόμενο της ψυχρής σύντηξης εμφανίστηκε μόνο στους αυχένες από Ti, ως δυσκολία να αποσυναρμολογηθούν. Ακόμη παρατηρήθηκε μεγαλύτερος βαθμός φθοράς στα συστήματα από CoCrMo σε σύγκριση με το Ti. Έχει υποστηριχθεί ότι οι υλοποιήσεις από Ti έχουν μεγαλύτερη αντίσταση στη διάβρωση από ότι αυτές από Co-Cr-Mo (37,38). Ο Goldberg και συν. σε μελέτη σύγκρισης μηχανισμών σφήνας κατασκευασμένων από ίδιο ή διαφορετικό υλικό δημοσίευσε ότι τα ποσοστά της διάβρωσης από μικροκίνηση (fretting corrosion) ήταν ίδια και ότι το φαινόμενο συνεχίζεται ακόμη και μετά τη διακοπή της φόρτισης (28). Ο Grupp και συν. (22) αναφέρουν αυξημένη διάβρωση από μικροκίνηση αλλά και διάβρωση με μηχανισμό κενού (fretting and crevice corrosion) σε υποδοχείς αυχένων κατασκευασμένους από Ti σε σύγκριση με CoCrMo. Οι Ellman και Levine υποστηρίζουν ότι οι δύο

προαναφερθείσες διεργασίες προκαλούν ανησυχία για αρθρώσεις κατασκευασμένες και από τα δύο υλικά (15). Επίσης υποστηρίζεται ότι η εμφάνιση του φαινομένου της ψυχρής σύντηξης που παρουσιάζουν οι επιφάνειες από Ti μπορεί να είναι ευεργετική καθώς σταθεροποιεί της επιφάνειες ελαττώνοντας έτσι τα φαινόμενα crevice και fretting. Παρόλ' αυτά μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα αν χρειαστεί να αναθεωρηθεί ο αυχένας (26). Ένα μεγάλο κομμάτι της έρευνας φαίνεται σήμερα να στρέφεται στην βελτιστοποίηση του φινιρίσματος των επιφανειών επαφής για την βελτίωση της συμπεριφοράς των εμφυτευμάτων.

Στα συστήματα από CoCrMo παρατηρήθηκαν περιοχές ανώμαλες, με παρουσία μαύρων σωματιδίων φθοράς, και λάκων (**Εικ. 5**), ενώ τα φαινόμενα αυτά ήταν περιορισμένα στα συστήματα από Ti (**Εικ. 6**).



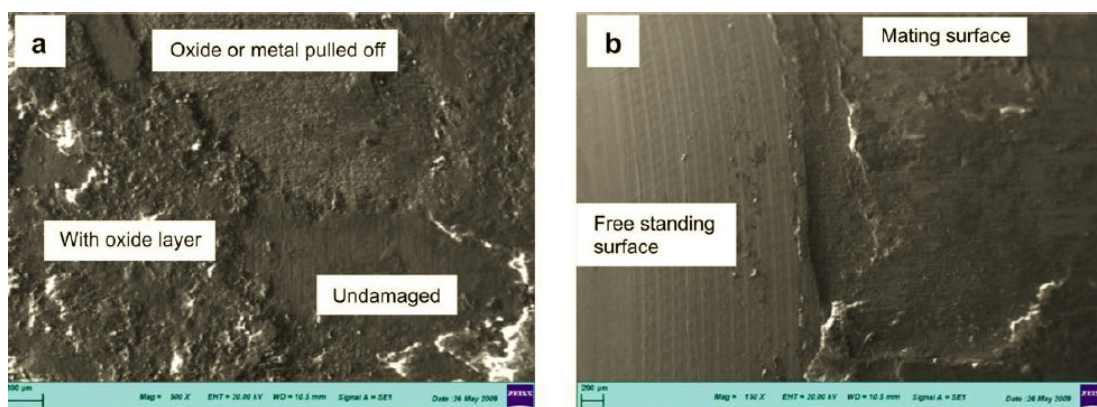
Εικ. 5: Μικροσκοπική εικόνα (μεγέθυνση X 10) αρθρούμενης επιφάνειας στυλεού-αυχένος συστήματος από Co-Cr-Mo. [Αναπαραγωγή από Kor et al. *Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2011 Nov 3*]



Εικ. 6: Μικροσκοπική εικόνα (μεγέθυνση X 10) αρθρούμενης επιφάνειας στυλεού-αυχένος συστήματος από Ti. [Αναπαραγωγή από *Kop et al. Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2011 Nov 3*]

Σκεπτικισμός υπάρχει και για την πιθανότητα διάβρωσης και αύξησης των τριβών μεταξύ των επιφανειών των αρθρώσεων, που μπορούν να κάνουν την αποσύνδεση των τμημάτων της πρόθεσης προβληματική, φαινόμενο που ορίζεται βιβλιογραφικά ως *galling* (29). Στην παραπάνω μελέτη ανάκτησης της πρόθεσης Profemur (Wright Medical Technology, Arlington, TN) φάνηκε ότι η δύναμη αποσύνδεσης ήταν μεγαλύτερη στους αυχένες με διάβρωση. Το επίπεδο της διάβρωσης και το μέγεθος της δύναμης αποσύνδεσης δεν είναι ανάλογα της διάρκειας εμφύτευσης αλλά καθορίζεται από το σωματικό βάρος του ασθενούς και το επίπεδο δραστηριότητάς του, όπως και από την τεχνική εμφύτευσης (41,42). Στην **Εικ. 7** απεικονίζεται η διάβρωση, η φθορά και οι ενδείξεις σύντηξης στην άρθρωση

στυλεού-αυχένος. Οι πρώτες ενδείξεις των παραπάνω σημείων παρατηρήθηκαν μετά από 100000 κύκλους φόρτισης. Καταδείχθηκε επίσης η τάση των αυχένων από Ti να υφίστανται σύντηξη μετά από επανειλημμένη μικροκίνηση σε περιβάλλον με ένδεια οξυγόνου (32). Μετά από 100000 κύκλους φόρτισης, που αντιστοιχούν σε περίπου 36 ημέρες κανονικής χρήσης της αρθροπλαστικής σε δραστήριους ασθενείς, αυξάνεται η δύναμη αποσυναρμολόγησης του αυχένος στα 5704 kN (29). Από το επίπεδο αυτό και έπειτα τα εμφυτεύματα σταθεροποιούνται, επέρχεται “τήξη” και δεν είναι δυνατή οποιαδήποτε μετέπειτα μικροκίνηση. Το σύστημα Profemur, έδειξε μέγιστη αντίσταση στην συμπίεση της τάξεως των 12.7 kN, που αντιστοιχεί σε περίπου 3 φορές το μέγιστο βάρος κατά την βάδιση ενός υποκειμένου 100 kg, ενώ το σύστημα αντέχει στην καταπόνηση περίπου 11000000 κύκλων φόρτισης μέχρι να αποτύχει, αν φορτιστεί με το βάρος που αντιστοιχεί στη βάδιση ενός υποκειμένου 100 kg (29).



Εικ. 7: Εικόνα από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο από την επιφάνεια άρθρωσης στυλεού-αυχένος [Αναπαραγωγή από Nganbe et al. Retrieval analysis and in vitro assessment of strength, durability, and distraction of a modular total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2010 Dec 1;95A(3):819–27.]

Ο Lavernia υποστήριξε ότι η παρουσία υγρού μεταξύ των επιφανειών των εμφυτευμάτων αυξάνει τον κίνδυνο διάβρωσης (31). Η εισαγωγή επίσης φλοιωδών οστικών τμημάτων μεταξύ των αρθρούμενων επιφανειών προκαλεί μηχανική διαταραχή που οδηγεί σε ουδετεροποίηση των επιφανειών και καταστροφή του προστατευτικού film που έχει σχηματιστεί πάνω στις διεπιφάνειες (22). Ο Group και συν. υποστηρίζει τον εξής μηχανισμό αποτυχίας των εμφυτευμάτων: η προαναφερθείσα διαταραχή προκαλεί διάβρωση από τις μικροκινήσεις στην

επιφάνεια επαφής (fretting corrosion). Στην περιοχή της διάβρωσης εμφανίζονται μικρορωγμές οι οποίες και οδηγούν στην δυναμική αποτυχία λόγω κόπωσης του εμφυτεύματος (22). Έχει δημοσιευτεί ότι η διάβρωση αυτή ξεκινάει και το μηχανισμό διάβρωσης από κενό (crevice corrosion). Και οι δύο αυτοί μηχανισμοί καταστρέφουν μονίμως το στρώμα παθητικοποίησης. Τόσο το Ti όσο και το CoCrMo σχηματίζουν στην επιφάνειά τους ένα προστατευτικό οξειδωτικό στρώμα που βοηθάει στην προστασία από τη διάβρωση και ονομάζεται αυτό-ουδετεροποιητικό στρώμα. Με την εφαρμογή αυξημένων φορτίων αυτό το στρώμα διακόπτεται, οδηγώντας σε έναν φαύλο κύκλο με απόπειρες του μετάλλου να επανα-ουδετεροποιήσει την επιφάνεια του μετάλλου. Στον φαύλο αυτό κύκλο, τα ιόντα του μετάλλου προσελκύουν χλωρικά ιόντα για να σχηματίσουν χλωρίδια του μετάλλου. Η παρουσία των ιόντων Cl⁻ που καταστρέφουν την παθητικοποίηση, ξεκινάει τη διεργασία διάβρωσης με σχηματισμό λάκων. Τέτοια οξέα είναι ισχυρότερα από το καθαρό Ti και μπορούν να καταστρέψουν την μεταλλική επιφάνεια. Τα χλωρίδια αυτά θα αντιδράσουν με το νερό για να σχηματίσουν υδροξείδιο του μετάλλου και υδροχλωρικό οξύ, χαμηλώνοντας τα pH. Αυτό οδηγεί στην κατανάλωση του αποθέματος οξυγόνου μέσα στην άρθρωση και με τη σειρά του οδηγεί σε περαιτέρω παραγωγή ιόντων. Η μεταλλική επιφάνεια γίνεται ανοδική σε σύγκριση με την εξωτερική επιφάνεια. Έτσι δημιουργούνται όξινες και αναερόβιες συνθήκες που καθιστούν τις επιφάνειες περισσότερο επιρρεπείς σε περαιτέρω φθορά τριβής και διάβρωση, αυξάνοντας έτσι τον κίνδυνο αποτυχίας στο μέλλον (29,44,45). Τα φαινόμενα αυτά έχει αποδειχθεί ότι συμβαίνουν ακόμη και με συνδυασμό Ti και CoCrMo στην άρθρωση (35). Η ανίχνευση μέσα στο κενό μεταξύ των επιφανειών φωσφορικού ασβεστίου αποτελεί ένδειξη ότι στην περιοχή υπάρχουν σωματίδια οστού, τα οποία αποτελούν και το ερέθισμα για την έναρξη του φαινομένου.

Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, το Ti πλεονεκτεί στην αντίσταση στη διάβρωση, ενώ το CoCrMo στην δύναμη θραύσης μετά από κόπωση. Στην **Εικ. 8** βλέπουμε τη σύγκριση των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών των δύο υλικών.

Table 3 Assessment of the cone adapter made of the different materials - (ooo = excellent oo = good o = moderate)

	TiAl6V4	CoCr29Mo6
mechanical properties		
fatigue strength	ooo	ooo
stiffness/modulus of elasticity	oo	ooo
notch sensitivity	o	ooo
crack propagation	o	oo
abrasion	o	ooo
corrosion characteristics		
passive layer	ooo	ooo
re-passivation	ooo	oo
fretting corrosion	o	ooo
crevice corrosion	ooo	oo
allergic potential	ooo	o

Εικ. 8: Σύγκριση των χαρακτηριστικών του Ti με το CoCrMo [Αναπαραγωγή από Grupp et al. *Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material. BMC Musculoskelet Disord. 2010;11:3*]

Για το λόγο αυτό προτείνεται το σχολαστικό στέγνωμα των επιφανειών πριν την συναρμολόγηση και προσοχή στο χειρισμό των υλικών ώστε να μην τραυματίζονται κατά την εισαγωγή τους. Σε μια πρόσφατη έρευνα η Varini και συν. (36) ενοχοποίησε τα εργαλεία εισαγωγής των στυλεών που ασφαλίζουν πάνω στον στυλεό για την πρόκληση βλάβης στην σύνδεση αυχένα-στυλεού.

Ο Pallini και συν. (37) σε μία εμβιομηχανική μελέτη μελετώντας την πρόθεση AncaFit (Wright Medical Technology, Arlington, TN, USA) κατέληξε στο ότι μεγάλο μέγεθος δύναμης απαιτείται για να αποσυναρμολογηθεί η σύνδεση στυλεού-αυχένος (η σύνδεση έχει υψηλή σταθερότητα) χωρίς να έχουν εφαρμοστεί χτυπήματα με σφυρί απευθείας στον αυχένα, με προϋπόθεση την χειροκίνητη τοποθέτηση των

στοιχείων της αρθροπλαστικής να έχει ακολουθήσει ένας μικρός αριθμός (γύρω στους 100) κύκλων φόρτισης, ειδικά όταν χρησιμοποιείται ένας στυλεός μεγάλου μεγέθους. Έτσι, οι συγγραφείς καταλήγουν στο ότι εφόσον δεν είναι απαραίτητα τα χτυπήματα με το σφυρί, η σύνδεση κεφαλής-αυχένα μπορεί να γίνει έξω από το χειρουργικό πεδίο, πριν την συναρμολόγηση της σύνδεσης αυχένα-στυλεού και αυτό μπορεί να ελαττώσει την πιθανότητα να παγιδευτούν στοιχεία ιστών ή υγρά μεταξύ κεφαλής και αυχένος. Αυτό βέβαια προϋποθέτει να μην ξεκινήσουν συνεδρίες φυσιοθεραπείας στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο και ενώ ο ασθενής είναι κατακεκλιμένος.

Η τριβή μεταξύ των αρθρούμενων επιφανειών λόγω της μικροκίνησης (fretting) μπορεί να οδηγήσει σε απελευθέρωση σωματιδίων και ιόντων στους παρακείμενους ιστούς (12,44,49). Ενώ ο Kretzer και συν. (38) υποστήριξαν ότι δεν υπάρχει αύξηση στη διάβρωση ή στην παραγωγή μεταλλικών ιόντων με την προσθήκη της δεύτερης αυτής άρθρωσης, άλλοι συγγραφείς δημοσίευσαν ότι η αύξηση των αρθρώσεων οδηγεί σε αύξηση των σωματιδίων φθοράς ή διάβρωσης, αυξάνοντας θεωρητικά την πιθανότητα οστεόλυσης και δημιουργώντας ένα μικρο-περιβάλλον πιο ευάλωτο σε θραύση εκ κοπώσεως (14,44,51-53). Σε μία σύγκριση συστήματος με εναλλασσόμενο αυχένα και συστήματος αρθροπλαστικής επιφανείας, τα ιόντα Co και Cr ήταν 10 και 2.6 φορές υψηλότερα στο αρθρωτό σύστημα, πιθανότατα λόγω του μηχανισμού διάβρωσης με μηχανισμό σχηματισμού λάκων (pitting) στις διεπιφάνειες της σφήνας (39). Το Ti είναι ένα υλικό που παρουσιάζει εξαιρετική βιοσυμβατότητα και λειτουργικά χαρακτηριστικά, αλλά υπάρχουν ανησυχίες σχετικά με τις μακροπρόθεσμες συνέπειες από τα σωματίδια μετάλλου και την απελευθέρωση ιόντων (40). Φαίνεται ότι ο αριθμός των μεταλλικών σωματιδίων φθοράς είναι σημαντικά λιγότερος από τον αριθμό των σωματιδίων του πολυαιθυλενίου που παράγονται στη διεπιφάνεια κεφαλής-πολυαιθυλενίου. Τα σωματίδια αυτά μπορούν να μεταναστεύσουν από την πηγή παραγωγής τους στην άρθρωση, στις επιφάνειες των εμφυτευμάτων και μεταξύ οστού και εμφυτεύματος, λειτουργώντας ως τρίτο σώμα που προάγει την οστεόλυση (third body wear) (33). Αυτή η διαδικασία ελαττώνει την σταθερότητα της αρθροπλαστικής και αυξάνει το μέγεθος της μικροκίνησης και λειτουργώντας ως προπομπός αποτυχίας από κόπωση (4,53).

Έχει παρατηρηθεί ενεργοποίηση των μακροφάγων από σωματίδια Ti και αυξημένη απελευθέρωση κυττάρων-διαμεσολαβητών της φλεγμονής τόσο *in vivo* όσο και *in vitro* και απελευθέρωση κυτοκινών που σχετίζονται με την περιπροθετική απώλεια οστού (56-58). Επίσης έχει αναφερθεί *in vitro* χρωμοσωμική καταστροφή από υψηλές συγκεντρώσεις σωματιδίων Ti (59,60). Αυτές βέβαια οι αντιδράσεις εξαρτώνται στενά από τη συγκέντρωση των ιόντων. Ο Rogers και συν. ερεύνησε την επίδραση διαφορετικών συγκεντρώσεων στην απελευθέρωση κυττάρων-διαμεσολαβητών φλεγμονής και στην κυτταροτοξικότητα (46). Επέδρασε συγκεντρώσεις σωματιδίων μεταξύ 14 και 58 $\mu\text{g/ml}$ σε ανθρώπινα μονοκύτταρα *in vitro* και ανέφερε αύξηση στη συγκέντρωση των κυττάρων-διαμεσολαβητών εξαρτώμενη από την συγκέντρωση. Παρόλ' αυτά στη μελέτη τους δεν διαπιστώθηκε σημαντική κυτταροτοξικότητα. Λαμβάνοντας υπόψιν μας ότι η μέση δραστηριότητα ενός ασθενή είναι 2×10^6 κύκλοι φόρτισης/έτος, η μέση απελευθέρωση Ti στη μελέτη των Kretzer και συν. (38) αντιστοιχεί σε περίπου 6 μg σε όλο τον οργανισμό για όλες τις εξεταζόμενες προθέσεις. Σε μία ανάλογη μελέτη βρέθηκε ότι η απώλεια Ti ήταν μεταξύ 280 και 1640 μg μετά όμως από πολύ περισσότερους κύκλους φόρτισης (5.5×10^6)(47). Οι συγκεντρώσεις αυτές είναι πολύ χαμηλές σε σύγκριση με τις δημοσιευμένες *in vivo* και *in vitro* μελέτες. Σε κλινική βάση, οι αντιδράσεις στο Ti είναι σπάνιες και οι *in vivo* μελέτες επίσης επιβεβαίωσαν την απουσία κυτταροτοξικότητας ή τοξικότητας στα χρωμοσώματα (48). Παρόλ' αυτά στην βιβλιογραφία προτείνεται ο καθορισμός της συγκέντρωσης των ιόντων μετάλλου στον ορό και στα ούρα στους ασθενείς που είναι συμπτωματικοί μετά από ΟΑΙ στην οποία έχει χρησιμοποιηθεί πρόθεση διπλής άρθρωσης (35,62).

Έχει τεκμηριωθεί ότι ο μεγαλύτερος χρόνος εμφύτευσης έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη εκφύλιση των επιφανειών επαφής (32,33,37). Η βαρύτητα των βλαβών βρέθηκε μεγαλύτερη για την άρθρωση αυχένα-στυλεού από την άρθρωση κεφαλής-αυχένος (26). Αυτό είναι αναμενόμενο καθώς ενώ στην άρθρωση κεφαλής-αυχένος οι δυνάμεις μεταφέρονται μέσω μιας σφαιρικής επιφάνειας, ελαττώνοντας έτσι τις δυνάμεις επαφής, υπάρχει έκκεντρη φόρτιση της σύνδεσης στυλεού-αυχένος, που αυξάνει τα φορτία (1,50,63).

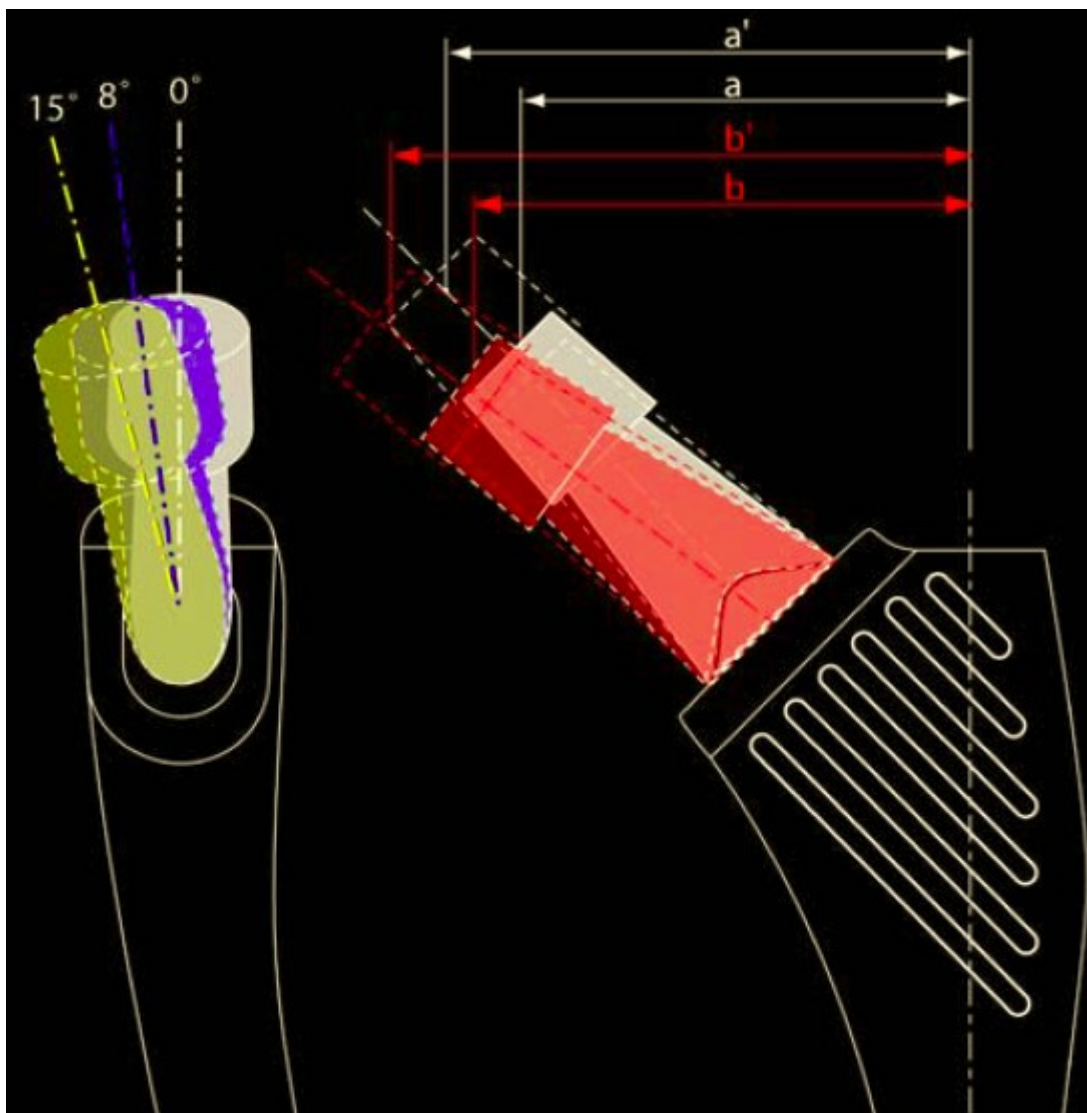
Φαίνεται λοιπόν ότι ο συνδυασμός της διάβρωσης, της χρήσης μεγάλων κεφαλών με μακρούς αυχένες, μεταλλικών-σε-μεταλλικά εμφυτεύματα, παχυσαρκίας

και αυξημένου επιπέδου δραστηριότητας δημιουργούν την “τέλεια καταιγίδα” για την αποτυχία του εμφυτεύματος.

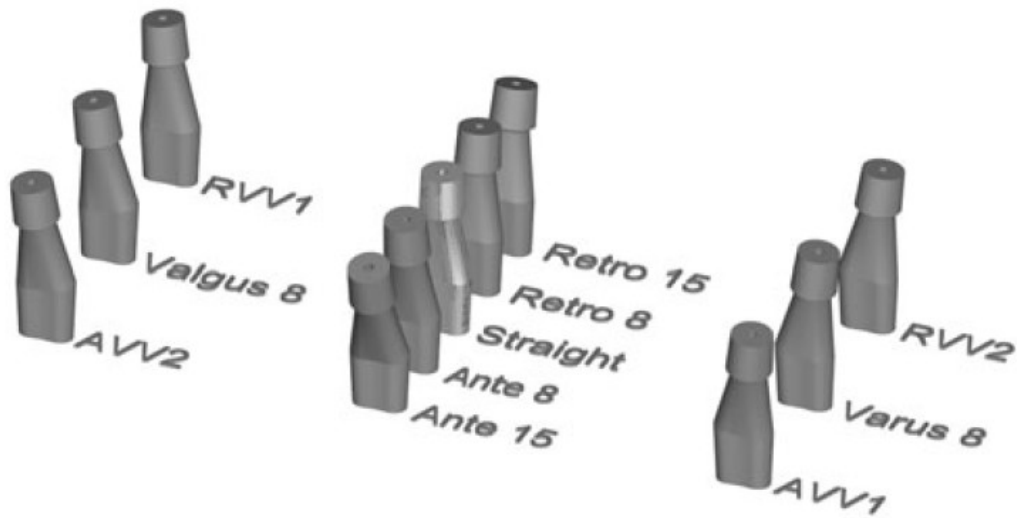
Ένα ακόμη σημαντικό μειονέκτημα των συστημάτων αυτών είναι το υψηλότερο κόστος. Υπολογίζεται 20% μεγαλύτερο κόστος για την πρόθεση διπλής σφήνας Kinectiv™ σε σύγκριση με την αντίστοιχη πρόθεση μονής σφήνας (M/L Taper) (52).

3. Παραδείγματα αρθρωτών προθέσεων μεταβλητής γεωμετρίας

Η πρόθεση Anca Fit (Anca Fit, Wright Medical Technology, Arlington, Tennessee, USA) είναι κατασκευασμένη από κράμα Ti (Ti6Al4V) και μοιράζεται την ίδια σύλληψη με την εξεταζόμενη στην παρούσα διατριβή πρόθεση (**Εικ. 9**). Πρόκειται για ανατομική πρόθεση που είναι αμμοβολημένη και επικαλυμμένη με 80 μm υψηλής κρυσταλλικής σύνθεσης και ψεκασμένου με την τεχνική plasma spray Υδροξυ-Απατίτη (HA) στο εγγύς 1/3. Στο εγγύς τμήμα υπάρχει σύστημα διπλής σφήνας για τους αρθρωτούς αυχένες. Οι αυχένες είναι και αυτοί κατασκευασμένοι από Ti και έχουν κωνικό σχήμα. Οι αυχένες είναι διαθέσιμοι σε 2 διαφορετικά μήκη: κοντοί (28 mm) και μακροί (38.5 mm). Και για τα δύο μήκη υπάρχουν 6 διαφορετικές διαθέσιμες παραλλαγές: ευθύς, ραιβός-βλαισός (varus-valgus) 8°, με πρόσθια-οπίσθια κλίση (anteverted-retroverted) 8° ή 15°, συνδυασμός 6° ραιβού και 4.5° οπίσθιας κλίσης για τη δεξιά και αριστερή πλευρά, και παραλλαγή έσω-έξω απόκλισης. Αυτή η μεγάλη γκάμα διαφορετικών γεωμετριών δίνει εύρος offset 13.5 mm. Αν η πρόθεση συνδυαστεί με αρθρωτές κεφαλές σε 3 μεγέθη, δηλ. κοντό (-3.5 mm), μεσαίο (0 mm) και μακρύ (+3.5 mm), δίνει μία γκάμα διαφοροποίησης μήκους 17.5 mm (**Εικ. 10**).

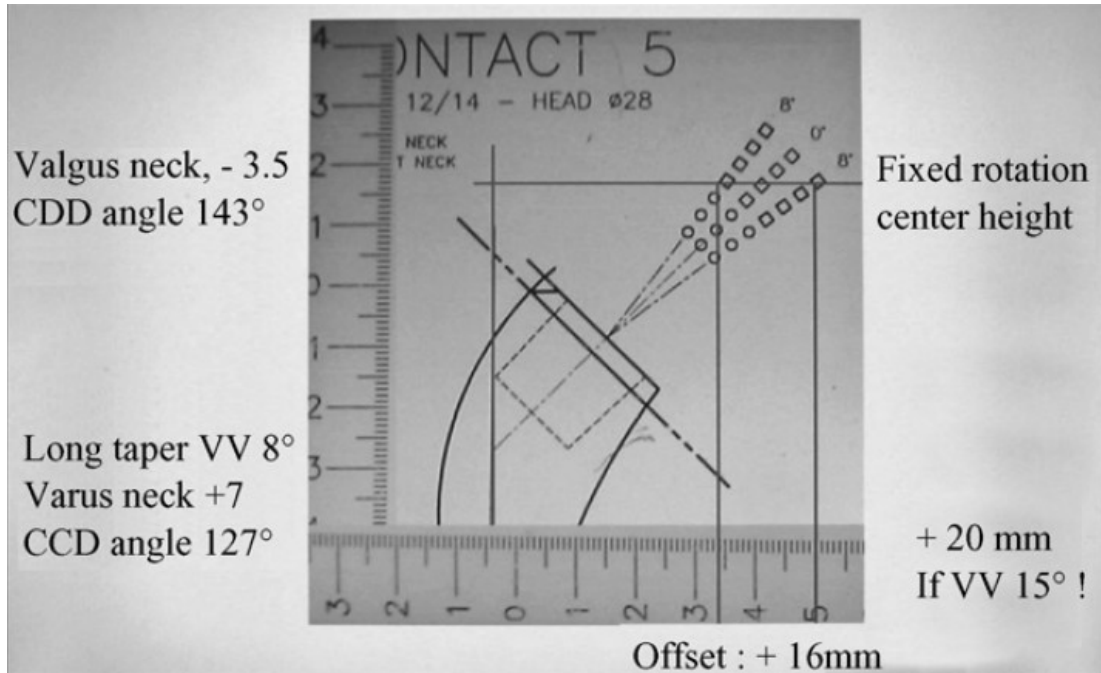


Εικ. 9: Η πρόθεση Anca Fit : 6 εναλλάξιμοι αυχένες είναι διαθέσιμοι σε δύο μήκη. Μπορούν να συνδυαστούν με 3 μεγέθη κεφαλών για ένα σύνολο 36 διαφορετικών πιθανών συνδυασμών. [Αναπαραγωγή από Traina et al. *The influence of the centre of rotation on implant survival using a modular stem hip prosthesis. Int Orthop.* 2009 Dec;33(6):1513–8.]



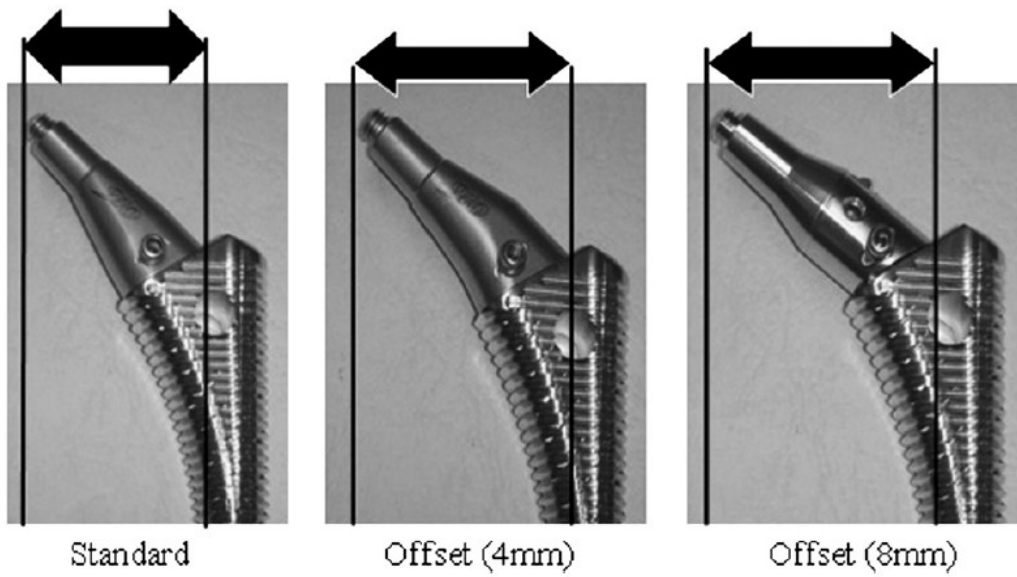
Εικ. 10: Παραλλαγές του αυχένα της πρόθεσης Anca Fit [Αναπαραγωγή από Traina et al. *Modular neck prostheses in DDH patients: 11-year results. Journal of Orthopaedic Science.* 2011 Jan 22;16(1):14–20.]

Στην **Εικ. 11** απεικονίζεται η διαφοροποίηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων του ισχίου με την αλλαγή του αρθρωτού αυχένος.



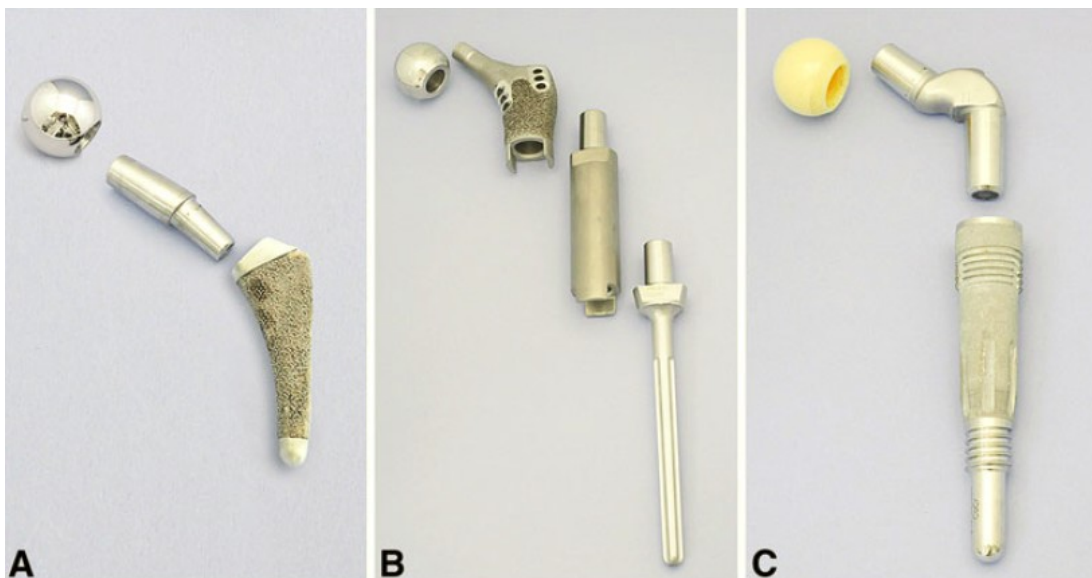
Εικ. 11: Η επίδραση των αρθρωτών αυχένων στο μήκος του σκέλους και στο μηριαίο offset [Αναπαράγωγή από Lecerf G et al. *Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 May;95(3):210–9.]

Στην **Εικ. 12** εικονίζεται η αρθρωτή πρόθεση PerFix (PerFix HA, Japan Medical Material, Osaka, Japan). Προσφέρει τρία διαφορετικά offset: standard (0 mm), 4 mm και 8 mm. Η αυχeno-διαφυσιακή γωνία είναι 135°, 130° και 125° αντίστοιχα.



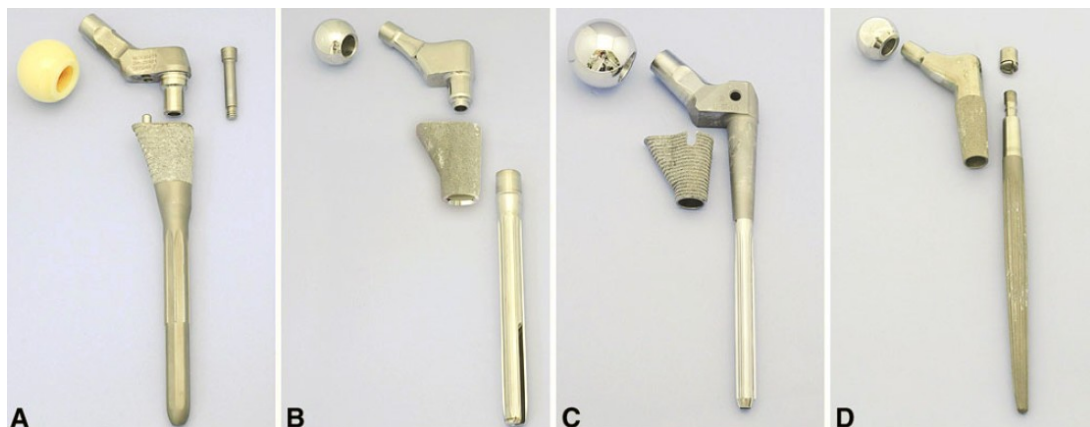
Εικ. 12: Η πρόθεση PerFix. [Αναπαραγωγή από Matsushita et al. *Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty.* *J Arthroplasty.* 2009 Jun;24(4):646–51.]

Στην **Εικ. 13** απεικονίζονται συστήματα αρθρωτών προθέσεων με υλικό κατασκευής το κράμα CoCrMo.



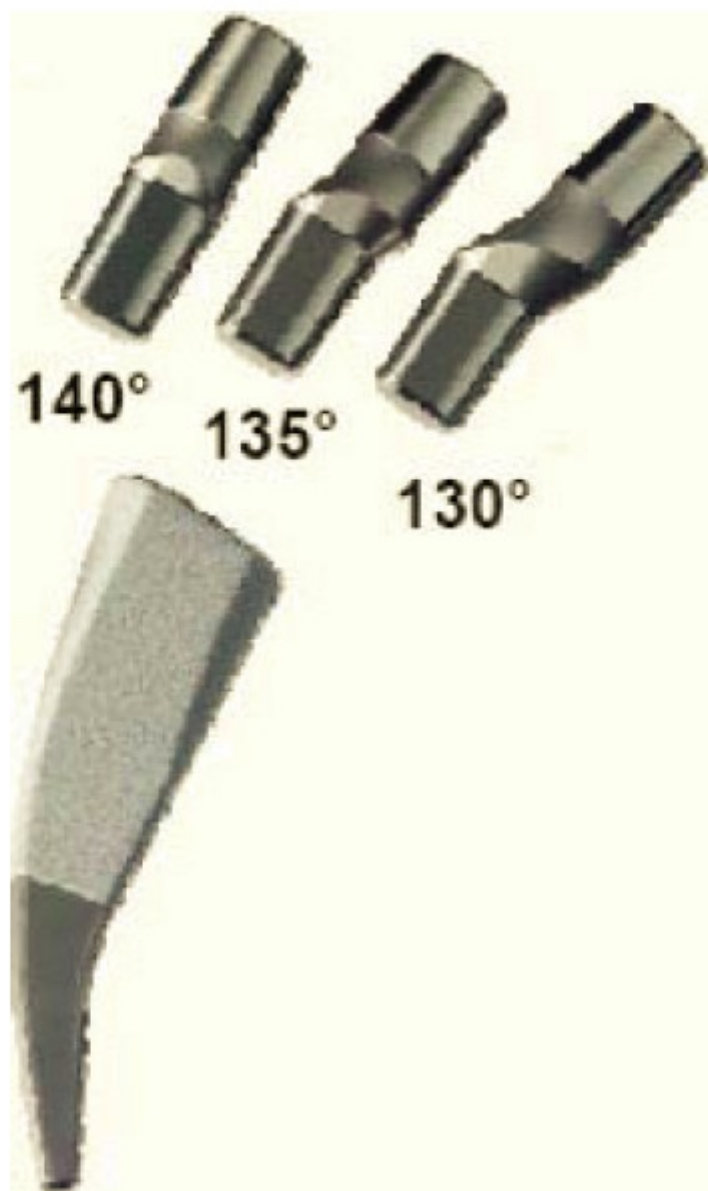
Εικ. 13: Συστήματα αρθρωτών προθέσεων με υλικό κατασκευής το κράμα Co-Cr-Mo. (A) Bionik[®] (B) GMRS[®] (C) Margron[®]. [Αναπαραγωγή από Kor et al. *Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2011 Nov 3*]

Στην **Εικ. 14** εικονίζονται συστήματα αρθρωτών προθέσεων με υλικό κατασκευής το Ti.



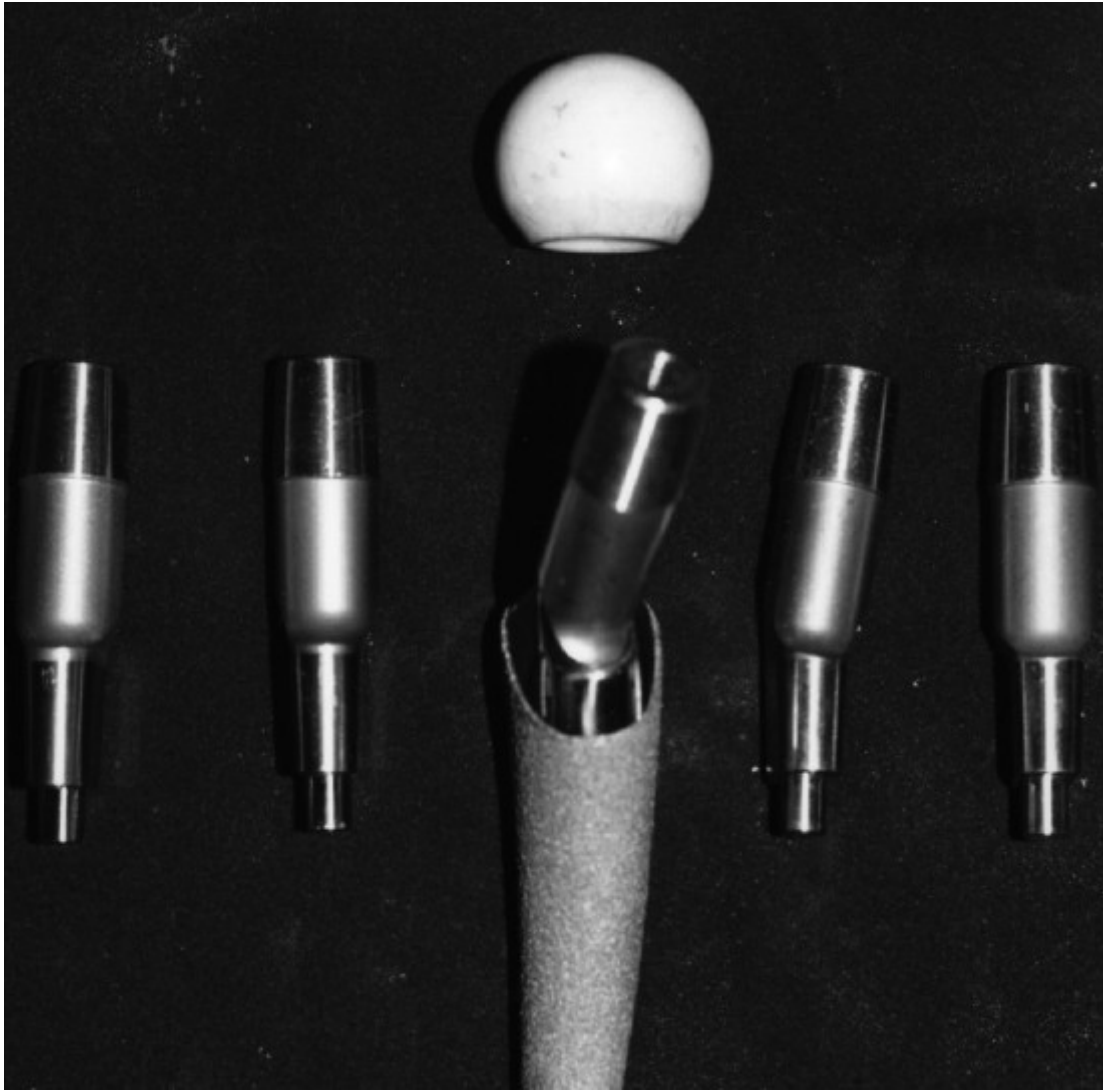
Εικ. 14: Συστήματα αρθρωτών προθέσεων με υλικό κατασκευής το Ti. (A) Apex[®] (B) M-series[®] (C) S-ROM[®] (D) ZMR[®] [Αναπαγωγή από *Kop et al. Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2011 Nov 3]

Στην **Εικ. 15** απεικονίζεται η πρόθεση Metha. Οι αυχένες είναι διαθέσιμοι σε 3 αυχENO-διαφυσιακές γωνίες (130°, 135° και 140°) σε συνδυασμό με ουδέτερη, πρόσθια ή οπίσθια κλίση ($\pm 7.5^\circ$).



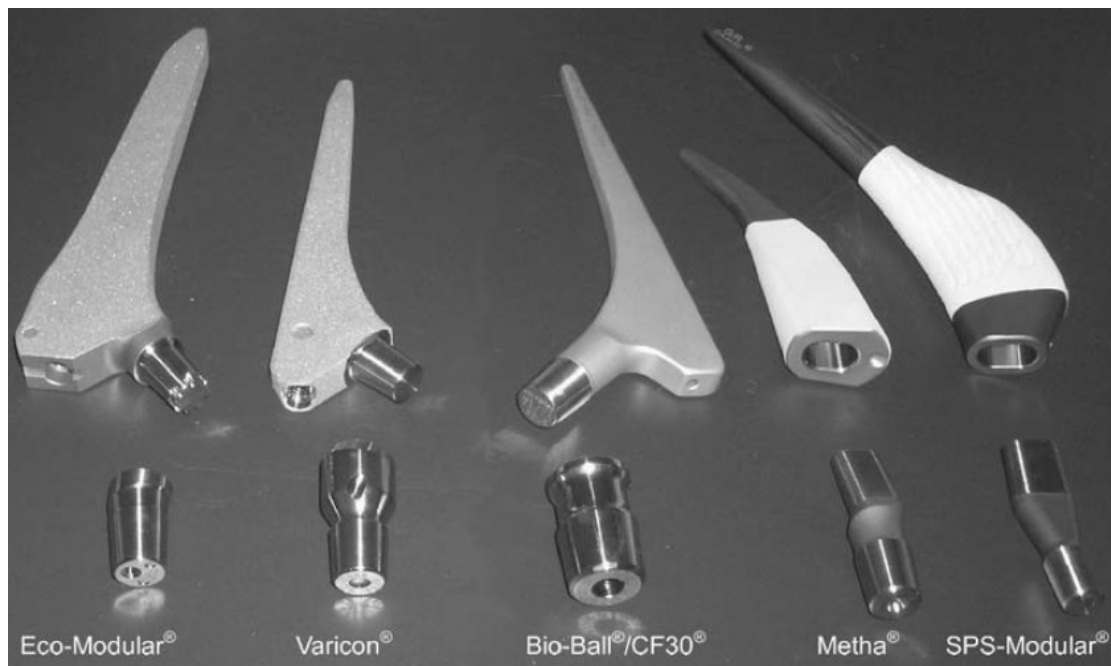
Εικ. 15: Η πρόθεση Metha (Aescular AG, Tuttlingen, Germany) [Αναπαραγωγή από Grupp et al. *Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material. BMC Musculoskelet Disord. 2010;11:3*]

Στην **Εικ. 16** εικονίζεται η πρόθεση Cremascoli.



Εικ. 16: Η πρόθεση Cremascoli (Milan, Italy) [*Αναπαραγωγή από Sakai et al. A modular femoral neck and head system works well in cementless total hip replacement for patients with developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Br. 2010 Jun;92(6):770–6.*]

Στην **Εικ. 17** βλέπουμε άλλα παραδείγματα αρθρωτών προθέσεων.



Εικ. 17: Παραδείγματα αρθρωτών προθέσεων με δυνατότητα χρήσεως μεταβαλλόμενων αυχένων [Αναπαραγωγή από Kretzer et al. *Metal release and corrosion effects of modular neck total hip arthroplasty. International Orthopaedics. 2009 Feb 14;33(6):1531–6*]

4. Κλινικές μελέτες

Τα κλινικά αποτελέσματα μετά από διάστημα παρακολούθησης 2 ετών σε 634 ασθενείς έδειξαν ότι σχεδόν οι μισοί ασθενείς είχαν ανάγκη του αρθρωτού στυλεού για την ακριβή αποκατάσταση του κέντρου περιστροφής του ισχίου, που δεν ήταν δυνατό να επιτευχθεί με τη χρήση μονοκόμματων προθέσεων με το ίδιο σώμα στυλεού. Οι συγγραφείς δεν αναφέρουν θραύση ή αποσύνδεση των τμημάτων του στυλεού (53). Ο Benazzo και συν. (54) παρακολούθησαν 239 OAI με χρήση συστήματος με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων (Modulus System, Lima Corporate San Daniele Del Friuli, Udine, Italia) και ανακοίνωσαν ικανοποιητικά μεσοπρόθεσμα κλινικά και ακτινολογικά αποτελέσματα. Ο Omlor και συν. (55) εξέτασαν τη συμπεριφορά 190 αρθροπλαστικών στις οποίες χρησιμοποιήθηκε το αρθρωτό σύστημα Profemur E (Wright Medical Technology Inc., Arlington, TN). Οι συγγραφείς ανακοίνωσαν 100% επιβίωση στυλεού και 99% επιβίωση αυχένος στα 10 έτη χωρίς ανεπιθύμητα φαινόμενα όπως εμφάνιση ακτινοδιαγαστικών γραμμών, οστεόλυση, έκτοπη οστεοποίηση ή εξάρθρωμα. Ο Blakey και συν. (56) εξέτασε 352 OAI στις οποίες χρησιμοποιήθηκε η πρόθεση ANCA-Fit (Cremascoli, Milan, Italy) με ελάχιστο χρόνο παρακολούθησης τα 5 έτη. Οι συγγραφείς ανακοίνωσαν σημαντική βελτίωση των κλινικών δεικτών, επαρκή σταθερότητα στο 98% των εμφυτευμάτων και 2 μόνο περιπτώσεις άσηπτης χαλάρωσης, χωρίς να αναφέρουν ακτινολογικές ή κλινικές επιπλοκές οφειλόμενες στην ύπαρξη δύο αρθρώσεων στο σύστημα. Ενθαρρυντικά αποτελέσματα για τους στυλεούς αυτού του τύπου έχουν δημοσιευθεί και από άλλους συγγραφείς (69-72).

Με τη χρήση των αρθρωτών αυχένων μεταβλητής γεωμετρίας αναφέρεται χαμηλό ποσοστό εξάρθρωμάτων ($2/120 = 1.6\%$), ελαττώνοντας παράλληλα και τον κίνδυνο προστριβής του αυχένος στην κοτύλη (1). Η παραπάνω διαπίστωση έχει επιβεβαιωθεί και από άλλες κλινικές μελέτες (58).

Στον αντίποδα, το Αρχείο Καταγραφής των Αρθροπλαστικών της Αυστραλίας δημοσίευσε σημαντικά υψηλότερο ποσοστό αναθεωρήσεων των αρθρωτών προθέσεων σε σύγκριση με τις συμβατικές (*Australian Orthopaedic Association. National joint replacement, Annual Report, Australian Orthopaedic Association, Adelaide, Australia, 2010*). Επίσης μία πρόσφατη μελέτη από το Σουηδικό Αρχείο

Καταγραφής των Αρθροπλαστικών έδειξε αυξημένο ποσοστό άσηπτης χαλάρωσης των μικρού μεγέθους στυλεών τύπου Lubinus και Spectron, όταν χρησιμοποιήθηκαν οι μακροί αυχένες (59).

5. Εμβιομηχανικές μελέτες-μελέτες με πεπερασμένα στοιχεία

Τα φορτία στον φλοιό του μηριαίου οστού είναι στενά εξαρτώμενα από τον προσανατολισμό των εμφυτευμάτων στην ΟΑΙ και μπορούν να επηρεάσουν την μηχανική αποτυχία του εμφυτεύματος (60) και την ανακατασκευή (bone remodeling) του οστού (61). Ο σχεδιασμός της πρόθεσης και η γεωμετρία της, οι ιδιότητες του υλικού από το οποίο είναι κατασκευασμένη και το φινίρισμά της επηρεάζουν την μακροπρόθεσμη επιβίωση της ΟΑΙ (62). Τέτοιες αλλαγές μπορούν να οδηγήσουν σε αλλαγές στην φόρτιση του οστού έχοντας ως αποτέλεσμα αλλαγές στην ανακατασκευή του γύρω από την πρόθεση (63). Επιπλέον έχει αποδειχθεί ότι τα φορτία στον μανδύα του τσιμέντου εξαρτώνται από την γεωμετρία του εμφυτεύματος (64) και ότι υψηλά φορτία στον μανδύα του τσιμέντου μπορεί να οδηγήσουν σε αποτυχία του (65).

Ο Simpson και συν. (10) παρατήρησαν σε μία μελέτη με πεπερασμένα στοιχεία ότι τα κυρίαρχα φορτία στην έσω επιφάνεια του μηρού αυξάνονται προς την περιφέρεια του οστού και ότι συνολικά παρατηρούνται χαμηλότερα φορτία στην έσω πλευρά του μηριαίου με τη χρήση αυχένος με πρόσθια κλίση σε σύγκριση με τον αυχένα με οπίσθια κλίση. Κατά τους συγγραφείς, η χρήση διαφορετικών γεωμετριών αυχένων της πρόθεσης Profemur XM δεν οδήγησε σε σημαντικές διαφορές στην φόρτιση του οστού.

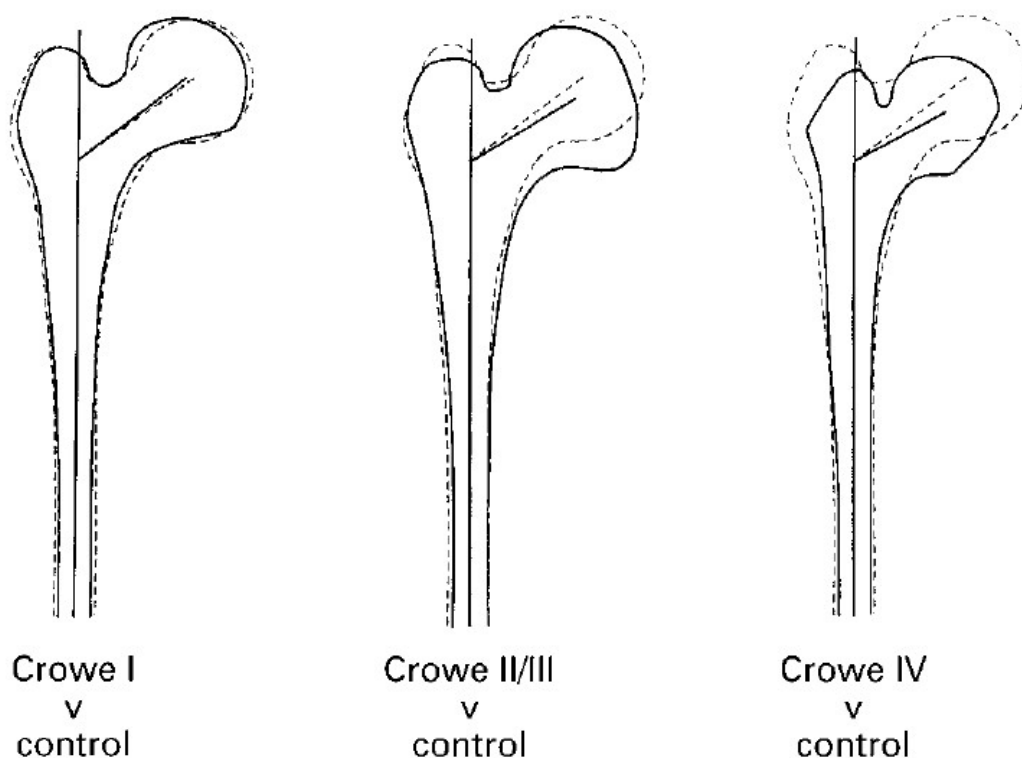
Η διαφύλαξη του οστικού αποθέματος στο εγγύς μηριαίο και η εγγύς καθήλωση του μηριαίου στυλεού αποτελεί βασική επιδίωξη μετά από την ΟΑΙ. Αυτές οι παράμετροι μπορούν εμμέσως να εκτιμηθούν μετρώντας τα φορτία στον φλοιό και τα επίπεδα της μικροκίνησης μεταξύ οστού και εμφυτεύματος. Η αλλαγή στην γεωμετρία της πρόθεσης αναμένεται να επηρεάσει την μεταφορά φορτίων στο εγγύς μηριαίο. Μία μελέτη με πεπερασμένα στοιχεία υποστήριξε ότι δεν υπήρξαν αλλαγές στα φορτία του οστού και του μανδύα τσιμέντου ενός στυλεού σταθεροποιημένου με τσιμέντο αλλάζοντας την πρόσθια κλίση και το offset του αυχένος. Βρέθηκαν παρόμοιες τιμές φορτίων για έναν γυαλισμένο μηριαίο στυλεό με εναλλασσόμενους αυχένες και για έναν γυαλισμένο στυλεό με ουδέτερη γεωμετρία (10). Άλλη μια μελέτη με αισθητήρες τάσης έδειξε σαφή συσχέτισμό μεταξύ της κατεύθυνσης του αυχένος και των φορτίων θλίψεως στο μηριαίο (60). Οι συγγραφείς δημοσίευσαν

αυξημένα φορτία θλίψεως στην οπίσθια επιφάνεια και αυξημένα φορτία ελκυσμού στην πρόσθια επιφάνεια όταν ο αυχέννας ήταν τοποθετημένος σε κατεύθυνση οπίσθιας κλίσης και το αντίστροφο όταν ο αυχέννας ήταν τοποθετημένος σε κατεύθυνση πρόσθιας κλίσης.

Η απορρόφηση του οστού γύρω από ένα εμφύτευμα χωρίς τσιμέντο υποστηρίζεται στην βιβλιογραφία (66). Οι κλινικές συνέπειες αυτού του φαινομένου δεν μπορούν να ποσοτικοποιηθούν και μέχρι στιγμής η ακριβής τιμή του φορτίου που απαιτείται για να αλλάξει ή να διατηρηθεί η ανακατασκευή του οστού δεν είναι γνωστή. Σε μία εμβιομηχανική μελέτη φάνηκε ότι η αλλαγή του offset ή και της γεωμετρίας του αυχένος είχε μικρή επίδραση στην κατανομή των φορτίων στο εγγύς μηριαίο, με πιο σημαντική τη διαφορά των 14.2% στην πρόσθια επιφάνεια (67). Οι συγγραφείς υποστηρίζουν ότι το αυξημένο φορτίο που προκαλείται από τη χρήση των αυχένων αυξημένου offset και τροποποιημένων γεωμετριών θα μπορούσε να οδηγήσει σε αποφυγή του φαινομένου διαφυγής φορτίων (stress shielding) σε σύγκριση με την ουδέτερη κεφαλή, αλλά αμφιταλαντεύονται για το κατά πόσο οι διαφορές στη μελέτη τους θα μπορούσαν να έχουν κλινική σημασία.

Η ΙΔΙΑΙΤΕΡΟΤΗΤΑ ΤΗΣ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗΣ ΤΩΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΩΝ ΣΥΓΓΕΝΟΥΣ ΝΟΣΟΥ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ (CONGENITAL HIP DISEASE)

Οι ασθενείς με Συγγενή Νόσο του Ισχίου έχουν ένα ευρύτατο φάσμα ανωμαλιών, που κυμαίνονται από ελαφρώς δυσπλαστικά ισχία μέχρι βαρέα δυσπλαστικά ή και εξαρθρωμένα ισχία. Η πάθηση έχει χωριστεί σε 4 υποκατηγορίες από τον Crowe και η ταξινόμηση αυτή βασίζεται στην σχέση της μηριαίας κεφαλής με τη γραμμή που ενώνει τα σημεία “δίκην σταγόνας δακρύων” (teardrop) (68) (Εικ. 18).



Εικ. 18: Σύγκριση του μέσου σχήματος κάθε κατηγορίας δυσπλαστικών ισχίων (συνεχής γραμμή) με το φυσιολογικό μηριαίο (διακεκομμένη γραμμή). [Αναπαράγωγή από Sugano et al. *The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume. 1998;80(4):711.*]

Όσο μεγαλύτερη είναι η δυσμορφία τόσο πιο απαιτητική τεχνικά γίνεται η ΟΑΙ (84,85). Ο Minoda και συν. (71) ανέφερε ότι υπάρχει μεγαλύτερος κίνδυνος να τοποθετηθεί η κοτύλη εκτός των προτεινόμενων ασφαλών ορίων σε ασθενείς με τύπο

δυσπλασίας IV κατά Crowe. Παρόλ' αυτά δεν βρέθηκε σημαντική συσχέτιση μεταξύ του κινδύνου εξάρθρηματος και του προσανατολισμού της πρόθεσης (71). Υποθέτουμε ότι τα ποσοστά εξάρθρηματος σε ασθενείς με Συγγενή Νόσο του Ισχίου είναι υψηλότερα λόγω του περιορισμένου οστικού αποθέματος και δυσμορφίας της κοτύλης (72). Παρόλ' αυτά προηγούμενες μελέτες είχαν διαφορούμενα αποτελέσματα σχετικά με τα ποσοστά εξάρθρηματος (85,88-90). Ο Di Schino και συν. (76) θεώρησε την πάθηση ως παράγοντα κινδύνου για πρόσθιο εξάρθρημα μετά από ΟΑΙ, λόγω της εκσεσημασμένης κοτυλιαίας και μηριαίας anteversion. Ο Wang και συν. (77) τόνισε ότι ένα δυσπλαστικό ισχίο προδιαθέτει σε τοποθέτηση σε λάθος θέση της κοτύλης και του μηριαίου στυλεού σε εκσεσημασμένη anteversion, και έτσι σε υψηλότερα ποσοστά πρόσθιου εξάρθρηματος στη σειρά του. Οι συγγραφείς τονίζουν ότι ο χειρουργός πρέπει να είναι ιδιαίτερα προσεκτικός και να εξασφαλίζει ότι η συνδυασμένη anteversion εμπίπτει στην ασφαλή ζώνη. Σε μία μελέτη με μετεγχειρητική παρακολούθηση 7 ετών, το συνολικό ποσοστό αναθεώρησης των Συγγενή Νόσο ήταν 22%. Το ποσοστό αποτυχίας των μηριαίων εμφυτευμάτων ήταν 16% (69).

Σε περιπτώσεις υψηλού εξάρθρηματος το μηριαίο οστόν εμφανίζει ευθύ και στενό μηριαίο αυλό, μικρό μέγεθος μηριαίας κεφαλής, κοντό και με μεγάλη πρόσθια κλίση μηριαίο αυχένα (93-96). Τα παραπάνω εξηγούν εν μέρει το υψηλότερο ποσοστό μηριαίων καταγμάτων κατά τη διάρκεια ΟΑΙ σε ασθενείς με δυσπλαστικά ισχία (80). Η αποκατάσταση του σωστού μοχλοβραχίονα και της σωστής κινηματικής απαιτεί προσαρμογή στις τροποποιημένες τιμές του offset (83,98). Σαν συνέπεια της αυξημένης anteversion του εγγύς μηριαίου, η δυσπλαστική κοτύλη συχνά εμφανίζει ελλειμματικό οστικό απόθεμα και τροποποιημένες προσθιοπίσθιες διαστάσεις, ενώ είναι αβαθής και πιο κάθετα τοποθετημένη, παράγοντες που με τη σειρά τους προδιαθέτουν σε εξάρθρημα και σε χαλάρωση των εμφυτευμάτων στα δυσπλαστικά ισχία (98,99). Έχει σήμερα αποδειχθεί ότι το ενδομυελικό κανάλι των δυσπλαστικών ισχίων είναι στενότερο συγκρινόμενο με τα οστεοαρθρικά ισχία (83). Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξε και ο Sugano και συν. μετά από μελέτη 35 γυναικών ιαπωνικής καταγωγής (79), ενώ ο Robertson και συν. ήταν ο πρώτος που προσέφερε ένα τρισδιάστατο μοντέλο βασισμένο σε δεδομένα από 24 ασθενείς ιαπωνικής καταγωγής (84). Τις ανατομικές αυτές διαφορές επιβεβαίωσε και ο Noble μετά από

μελέτη 154 ισχίων (85), ενώ υπάρχουν στην βιβλιογραφία μελέτες όπου η ανατομία των ισχίων αυτών αναλύεται σε δύο (68) ή τρεις διαστάσεις (94,102).

Διάφοροι συγγραφείς έχουν υπογραμμίσει την δυσκολία αποκατάστασης του offset σε ασθενείς με δυσπλαστικά ισχία (98,99) και το γεγονός αυτό μπορεί να αποτελέσει αιτία άσηπτης χαλάρωσης. Το μηριαίο offset βρέθηκε να ελαττώνεται προοδευτικά από την δυσπλασία στους υψηλότερους βαθμούς εξάρθρωσης και υπήρξε σημαντική διαφορά μεταξύ των δυσπλαστικών και των οστεοαρθρικών ισχίων (83). Χρειάζεται όμως προσοχή καθώς συχνά η έσω στροφή του μηριαίου μπορεί να παραπλανήσει στην μέτρηση του σωστού offset.

Επιπρόσθετα, ο Robertson και συν. παρατήρησε αύξηση της anteversion καθώς ο βαθμός της νόσου γινόταν μεγαλύτερος (84). Παρά το γεγονός ότι υπήρχαν μεγάλες αποκλίσεις, τα δυσπλαστικά μηριαία τύπου I είχαν anteversion 12° μεγαλύτερη από τα φυσιολογικά μηριαία, με τη διαφορά να ξεπερνάει ακόμη και τις 60° σε κάποιες περιπτώσεις. Στα μηριαία τύπου II/III και IV η διαφορά της anteversion ήταν $10-14^\circ$ (79). Οι συγγραφείς βρήκαν ότι η αυξημένη στροφή αναπτυσσόταν στη διάφυση μεταξύ του ελάσσονος τροχαντήρος και του ισθμού. Το εύρημα αυτό επιβεβαιώνει τη θεωρία ότι η εκσεσημασμένη anteversion οφείλεται στην ανώμαλη εσωτερική στροφή του άκρου στην μήτρα.

Διεγχειρητικά υπάρχουν διάφορες μέθοδοι διόρθωσης της εκσεσημασμένης anteversion και μία από αυτές είναι η χρήση αυχένων μεταβλητής γεωμετρίας (95,103-105). Ο συνδυασμός μεγάλης anteversion και στενού ενδομυελικού αυλού εξηγεί γιατί πολλοί χειρουργοί αρέσκονται στη χρήση μικρών μεγεθών στυλεών που καθλώνονται με τσιμέντο (94,106-109) ή και εξατομικευμένων προθέσεων που καθλώνονται με (110,111) ή χωρίς τσιμέντο (112,113).

Ο χειρουργός πρέπει να προσαρμοστεί στις ιδιαιτερότητες αυτών των ισχίων με τη χρήση ειδικών, είτε μονοκόμματων είτε αρθρωτών προθέσεων με δυνατότητα εναλλαγής τμημάτων τους (94). Ο Marega (95) τόνισε ότι όταν οι συμβατικοί μηριαίοι στυλεοί δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι διαθέσιμες λύσεις είναι οι στυλεοί περιφερικής στήριξης με στενό μεταφυσιακό τμήμα και οι αρθρωτοί στυλεοί με εναλλασσόμενους αυχένες. Στην περίπτωση μάλιστα που έχει γίνει προηγουμένως οστεοτομία βλαισότητας ή ραιβότητας και απαιτείται νέα οστεοτομία για διόρθωση πιθανής υπολειπόμενης παραμόρφωσης, οι συγγραφείς αναφέρουν ότι οι προθέσεις

με αυχένες μεταβλητής γεωμετρίας είναι προτιμότερες καθώς λειτουργούν με τη φιλοσοφία της κεντρικής στήριξης και έτσι φορτίζουν επιπλέον την οστεοτομία και προάγουν την πόρωσή της.

Ο Traina και συν. (96) δημοσίευσε ποσοστά επιβίωσης 97.5% στα 11 έτη με τη χρήση αρθρωτής πρόθεσης, ενώ η χρήση διαφορετικού βέβαια τύπου αρθρωτής πρόθεσης σε ασθενείς με Συγγενή Νόσο οδήγησε σε επίσης καλά αποτελέσματα σε διάστημα παρακολούθησης 10 ετών (97). Έχει επίσης φανεί ότι οι προθέσεις με μεταβλητούς αυχένες είναι αποτελεσματικές στην αποκατάσταση της μηριαίας πρόσθιας κλίσης στους ασθενείς με την πάθηση αυτή (89). Σε μία μελέτη με δείγμα 2131 προθέσεις με εναλλασσόμενους αυχένες, που εμφυτεύθηκαν μεταξύ 1995 και 2004, η συνολική επιβίωση στα 11 έτη ήταν 96.8% (98). Ο Sakai και συν. (99) ανακοίνωσαν ικανοποιητικά αποτελέσματα σε μια σειρά 74 ισχίων με Συγγενή Νόσο μετά από παρακολούθηση 14.5 ετών και υποστήριξαν ότι το σύστημα μπορεί να υποκαταστήσει τη χρήση υπερυψωμένου ενθέτου πολυαιθυλενίου, το οποίο ενέχει και το μειονέκτημα της πρόκλησης μεγαλύτερης οστεόλυσης. Ο Suzuki και συν. (100) σε μία ανασκόπηση 30 αρθροπλαστικών που πραγματοποιήθηκαν σε μηριαία οστά με έντονη παραμόρφωση λόγω πρότερης οστεοτομίας με μέση παρακολούθηση 7 ετών πρότεινε τη χρήση αρθρωτών μηριαίων προθέσεων. Οι συγγραφείς τονίζουν ότι η χρήση μονοκόμματων στυλεών μπορεί να προκαλέσει υπερβολική πρόσθια κλίση του στυλεού. Μετά από οστεοτομία βλαισότητας η τάση των απαγωγών μυών είναι υψηλή καθώς ο μείζων τροχαντήρας μετατοπίζεται οπίσθια και έξω. Αυτή η υψηλότερη τάση των μυών μπορεί να ελαττώσει την πιθανότητα του εξαρθήματος στους ασθενείς αυτούς σε σύγκριση με τους ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε οστεοτομία ραιβότητας (101).

Κάθε περίπτωση Συγγενούς Νόσου είναι συνεπώς ξεχωριστή και η αντιμετώπισή της πρέπει να εξατομικεύεται. Είναι απαραίτητος βεβαίως ο ακριβής προεγχειρητικός σχεδιασμός με τη βοήθεια Αξονικής Τομογραφίας για να γίνει η ακριβής μέτρηση των εμβιομηχανικών παραμέτρων.

Η ΣΗΜΑΣΙΑ ΤΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ ΤΩΝ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΤΗΝ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ

Η αποκατάσταση των εμβιομηχανικών παραμέτρων του ισχίου είναι ένας από τους σημαντικότερους στόχους της ΟΑΙ (102). Η αποτυχία αποκατάστασης του μήκους του σκέλους, της πλάγιας απόκλισης του μηριαίου από το κέντρο περιστροφής (offset) και της πρόσθιας κλίσης του αυχένος του μηριαίου (anteversion), μπορεί να θέσει σε κίνδυνο την λειτουργία της αρθροπλαστικής και να επηρεάσει το μακροπρόθεσμο αποτέλεσμα (103,104).

Έχει δημοσιευτεί ότι στις κύριες αιτίες χαλάρωσης ανήκουν τα προϊόντα φθοράς που παράγονται από τις επιφάνειες επαφής μεταξύ του ενθέτου πολυαιθυλενίου και της μηριαίας κεφαλής, καθώς και προϊόντα φθοράς που προέρχονται από την άκρη της κοτύλης λόγω πρόσκρουσης του αυχένος σε αυτή (105,106). Επιπλέον, η πρόσκρουση μεταξύ της κοτύλης και του αυχένος μπορεί να οδηγήσει σε θραύση ή φθορά του πολυαιθυλενίου (107). Το φαινόμενο πρόσκρουσης των προθέσεων μπορεί να γίνει ιδιαίτερα σοβαρό και πρέπει να αποφεύγεται πάση θυσία στην ΟΑΙ με επαφή σκληρής επιφάνειας σε σκληρή επιφάνεια, επειδή μπορεί να οδηγήσει σε επιμετάλλωση, σε θραύση της επιφάνειας ή σε μηχανική χαλάρωση της πρόθεσης (108).

Η πρόσκρουση του αυχένα, εξαρτώμενη και αυτή από τη γεωμετρία των εμφυτευμάτων, αποτελεί μία από τις κυριότερες αιτίες πρόκλησης εξάρθρωματος μετά από ΟΑΙ (109,110). Αν μπορέσει να επιτευχθεί μεγάλο εύρος κίνησης χωρίς πρόσκρουση του αυχένος, τότε ελαττώνεται ο κίνδυνος εξάρθρωματος, όπως και η φθορά των επιφανειών που συμβάλλει στην χαλάρωση των εμφυτευμάτων (111). Το εύρος κίνησης με τη σειρά του εξαρτάται από την κοτυλιαία πλάγια κλίση (inclination), την κοτυλιαία πρόσθια κλίση (cup anteversion) και την πρόσθια κλίση του στυλεού (stem anteversion) (108).

Υποκείμενα με υγιή άρθρωση ισχίου χρειάζονται περισσότερες από 120° κάμψης για τις καθημερινές τους δραστηριότητες (112) και περισσότερο από 20° έκτασης για άνετη βάδιση (113). Ο Suzuki και συν. (114) δημοσίευσε ότι μετά την ΟΑΙ η έσω στροφή σε θέση κάμψης στις 90° ήταν 60.4°. Ο Krenzel και συν. (115) τόνισε ότι το υψηλό εύρος κίνησης του ισχίου προεγχειρητικά σε συνδυασμό με οπίσθια προσπέλαση και μέγεθος μηριαίας κεφαλής μικρότερο από 32 mm είχαν τα

υψηλότερα ποσοστά εξάρθρωματος. Αν λοιπόν η προσπέλασή μας είναι η οπίσθια, η μεγάλη τιμή εσωτερικής στροφής με το ισχίο σε κάμψη 90° είναι επιθυμητή για την αποφυγή οπισθίου εξάρθρωματος. Ο Incavo και συν. (116) μέτρησε το εύρος κίνησης οκτώ άθικτων πτωματικών ισχίων. Κατά τη διάρκεια δραστηριοτήτων που προκαλούν οπίσθια πρόσκρουση της άρθρωσης και πρόσθιο εξάρθρωμα, τα πτωματικά ισχία βρέθηκαν σε 20°±4° έκταση και 24°±5° έξω στροφής. Ο Miki και συν. (117) δημοσίευσε ότι το ισχίο μπορούσε να φτάσει παθητικά τις 113° κάμψης, 34° έκτασης, 46° απαγωγής, 75° έσω στροφής σε ασθενείς με ΟΑΙ.

Πρέπει να τονιστεί ότι ο συνδυασμός όλων των εμβιομηχανικών παραμέτρων και όχι η επίτευξη μίας μεμονωμένης τιμής μιας συγκεκριμένης παραμέτρου οδηγεί στην εκπλήρωση των συνθηκών εύρους κίνησης που θα επιτρέψουν την επιτέλεση των καθημερινών δραστηριοτήτων του ασθενούς (**Εικ. 19 και 20**).

Table 2
Combinations of Prosthetic Orientations That Permit Tying a Shoelace and Stooping

Acetabular Abduction	Femoral Anteversion	Acetabular Anteversion
35°	0°	No position
35°	10°	≥10°
35°	20°	All positions
35°	30°	≥10°
45°	All positions	All positions
55°	All positions	All positions

Εικ. 19: Συνδυασμός προσανατολισμού των εμφυτευμάτων που επιτρέπει το δέσιμο των κορδονιών του παπουτσιού ή την θέση της τουαλέτας. [Αναπαραγωγή από D’Lima et al. *The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. J Bone Joint Surg Am. 2000 Mar;82(3):315–21.*]

Table 3
Implant Orientations and Summary of Results

Case	Cup Abduction	Cup Anteversion	Stem Anteversion	Sitting	Stooping
1	45°	20°	15°	Satisfactory	Satisfactory
2	45°	0°	15°	Marginal	Unsatisfactory
3	45°	-10°	15°	Unsatisfactory	Unsatisfactory
4	45°	-10°	45°	Marginal	Marginal
5	25°	20°	15°	Satisfactory	Unsatisfactory
6	25°	0°	15°	Unsatisfactory	Unsatisfactory
7	25°	0°	0°	Unsatisfactory	Unsatisfactory

Εικ. 20: Συνδυασμός προσανατολισμού των εμφυτευμάτων που επιτρέπει το κάθισμα ή την επίκυψη [Αναπαραγωγή από Barrack et al. *Virtual reality computer animation of the effect of component position and design on stability after total hip arthroplasty. Orthop. Clin. North Am. 2001 Oct;32(4):569–577*]

Ελάττωση του offset ή/και του μήκους του σκέλους ελαττώνει την τάση των μαλακών μορίων και το εύρος κίνησης της αρθροπλαστικής (119-121). Ο Kessler και συν. (120) έδειξε 4.5° ελάττωση της κάμψης με μια ελάττωση 4 mm στο κοτυλιαίο offset και μια ελάττωση της κάμψης κατά 2.7° με μια ελάττωση στο μήκος του αυχένος κατά 4 mm.

Πρέπει να τονιστεί ιδιαίτερος στο σημείο αυτό ότι η γεωμετρία του εγγύς μηριαίου διαφέρει μεταξύ των δύο φύλων (121). Η μέση αυχeno-διαφυσιακή γωνία είναι υψηλότερη στους άνδρες, ενώ οι γυναίκες έχουν πιο ραιβή γωνία. Οι απόλυτες τιμές του οριζοντίου offset, του κάθετου offset και της απόστασης από τον ελάσσονα τροχαντήρα στο κέντρο της μηριαίας κεφαλής είναι μεγαλύτερες στους άνδρες. Ο λόγος του οριζοντίου offset προς τη διάμετρο της μηριαίας κεφαλής είναι υψηλότερος στα οστά των γυναικών. Τα τελευταία χρόνια, ένα μεγάλο κομμάτι του σχεδιασμού των προθέσεων έχει στραφεί στην εξέλιξη εμφυτευμάτων προσαρμοσμένων στις εμβιομηχανικές παραμέτρους και των δύο φύλων. Προτείνεται λοιπόν να υπάρχουν διαθέσιμοι μηριαίοι στυλεοί αυξημένου offset καθώς και αρθρωτές προθέσεις με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων σε κάθε περίπτωση που δεν είναι δυνατή η αποκατάσταση των βασικών εμβιομηχανικών παραμέτρων με τις κλασικές προθέσεις.

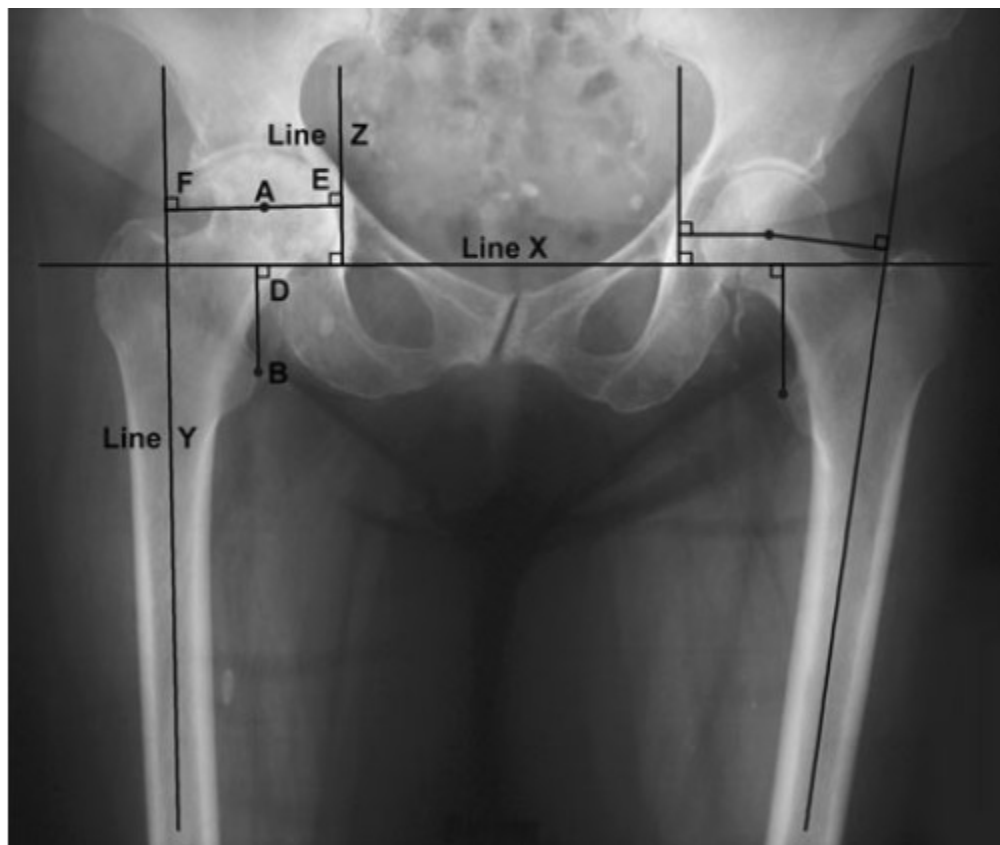
Ο υπολογισμός των ανωτέρω παραμέτρων γίνεται σήμερα ακόμη σε δισδιάστατες ή τρισδιάστατες εικόνες χειροκίνητα (122), ή με ημι-αυτόματο τρόπο (124-127). Ο Schmutz και συν. (124) ανέπτυξε μία μέθοδο απόκτησης ενός εικονικού παραγώγου τρισδιάστατου μοντέλου του μηριαίου από εικόνες αξονικής τομογραφίας. Ο Mahaisavariya και συν. (125) παρουσίασε μία μέθοδο ανάλυσης της τρισδιάστατης εσωτερικής και εξωτερικής γεωμετρίας του εγγύς μηριαίου από τρισδιάστατα μοντέλα που προέκυψαν από την επεξεργασία των αξονικών τομογραφιών. Οι Worz και Rohr (126) παρουσίασαν ένα μοντέλο βασισμένο σε τρισδιάστατα παραμετρικά μοντέλα πάνω σε εικόνες αξονικής τομογραφίας, για τον ακριβή εντοπισμό τρισδιάστατων ανατομικών οδηγών σημείων. Σήμερα, λόγω της δυνατότητας δημιουργίας εξειδικευμένων για κάθε ασθενή επιφανειακών μοντέλων και μορφομετρικών μετρήσεων, τα συστήματα καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή αποτελούν χρήσιμα και πολλά υποσχόμενα εργαλεία, καθώς βοηθούν στην βέλτιστη τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, στον ακριβή υπολογισμό του κατάλληλου μεγέθους των εμφυτευμάτων και στην αποφυγή φαινομένων πρόσκρουσης (130,131). Ακόμη η ανάλυση των μορφολογικών και λειτουργικών παραμέτρων αποδείχθηκε σημαντική για την σχεδίαση εξατομικευμένων προθέσεων (132,133).

Μία ανασκόπηση της βιβλιογραφίας αποκαλύπτει ότι οι εξής παράγοντες έχουν ενοχοποιηθεί για την πρόκληση εξάρθρατος: κοτυλιαία anteversion μικρότερη από 20° , κοτυλιαία κλίση μεγαλύτερη από 50° , συνδυασμένη μετεγχειρητική anteversion μικρότερη από 40° ή μεγαλύτερη από 60° , ανεπαρκής αποκατάσταση του offset (συνολική μετεγχειρητική απόκλιση offset μεγαλύτερη από 10% σε σύγκριση με την προεγχειρητική) και χαμηλότερο κέντρο περιστροφής του ισχίου περισσότερο από 2 mm σε σύγκριση με το προεγχειρητικό (130).

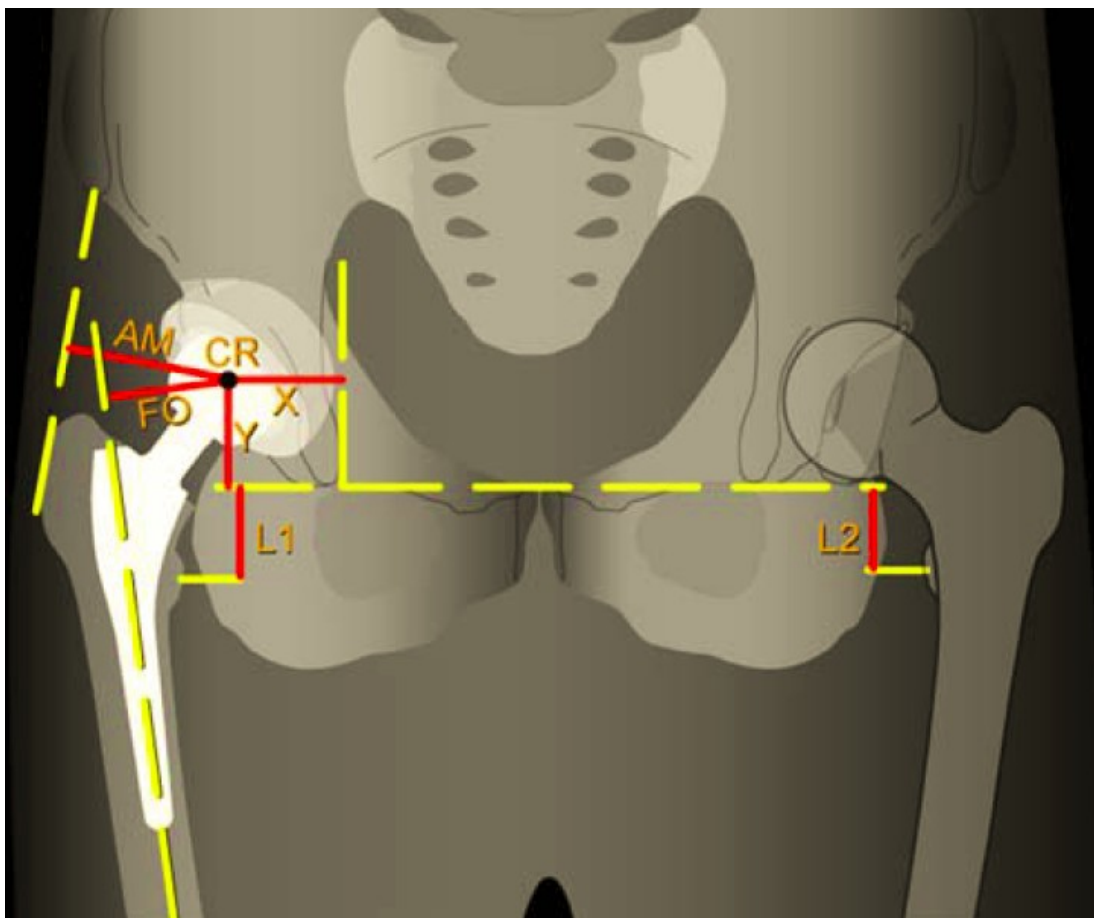
1. Αποκατάσταση της μηριαίας απόκλισης από το κέντρο περιστροφής του ισχίου (offset)

Αποτελεί βασική επίτευξη της ΟΑΙ η διαμόρφωση μιας σωστής εμβιομηχανικά άρθρωσης. Το αρθρικό ισχίο εμφανίζει απώλεια του φυσιολογικού αρθρικού χόνδρου, γεγονός που προκαλεί την ολίσθηση και μετανάστευση της μηριαίας κεφαλής μακριά από το φυσιολογικό κέντρο περιστροφής του. Βασικός τεχνικός στόχος είναι η ταύτιση του κέντρου περιστροφής της μηριαίας κεφαλής με το κέντρο περιστροφής της κοτύλης. Όταν η αποκατάσταση δεν γίνει επιτυχώς, επέρχεται ελάττωση της ισχύος δράσεως των απαγωγών μυών (135,136), αύξηση της φθοράς του πολυαιθυλενίου (104,137) και χαλάρωση των εμφυτευμάτων (138-141). Η αποκατάσταση της ισχύος των απαγωγών ελαττώνει την χωλότητα και τη βάδιση τύπου Trendelenburg μετεγχειρητικά (135,142) και τον κίνδυνο ανισοσκελίας (143,144). Επιπλέον, η αποκατάσταση του offset φαίνεται ότι ελαττώνει τον κίνδυνο εξάρθρατος μετεγχειρητικά (142,145). Έτσι, ελαττώνεται η ανάγκη αναθεώρησης του ισχίου.

Ως offset του μηριαίου ορίζεται η κάθετη απόσταση του κέντρου περιστροφής της μηριαίας κεφαλής από τον άξονα του μηριαίου και αποτελεί αντανάκλαση της παρεκτόπισης του μηριαίου από την πύελο. Έτσι το offset χρησιμοποιείται για να περιγράψει την ισορροπία μεταξύ του σωματικού βάρους και της αντίστασης από τους απαγωγούς μύες (136). Παρόλ' αυτά, στην ΟΑΙ το κέντρο περιστροφής της κοτύλης αλλάζει με τον γλυφανισμό και την εμφύτευση του κοτυλαίου προθέματος. Έτσι, το μηριαίο offset δεν αρκεί πλέον για να περιγράψει την παρεκτόπιση του μηριαίου από την πύελο – η παρεκτόπιση αυτή επηρεάζεται τόσο από το μηριαίο offset, όσο και από το κοτυλαίο offset (139). Η σωστή λοιπόν έννοια του offset ενσωματώνει τόσο την κοτυλαία όσο και την μηριαία παράμετρο, καλείται συνολικά “offset ισχίου” και ορίζεται ως η κάθετη απόσταση από το teardrop της πυέλου ως τον επιμήκη άξονα του μηριαίου οστού που διέρχεται από το κέντρο περιστροφής της μηριαίας κεφαλής (140) (**Εικ. 21,22**).



Εικ. 21: Απεικόνιση της μεθόδου μέτρησης του μήκους του μηριαίου και του offset του ισχίου. Το σημείο A αντιπροσωπεύει το κέντρο της μηριαίας κεφαλής, το σημείο B την κορυφή του ελάσσονος τροχαντήρος και η γραμμή Y τον ανατομικό άξονα του μηριαίου. Το offset του ισχίου μετράται ως εξής: η γραμμή X αντιπροσωπεύει την γραμμή που ενώνει τα σημεία teardrop της πυέλου ενώ η γραμμή Z την κάθετο στην γραμμή X που διέρχεται από το κάθε teardrop. Το offset του ισχίου ορίζεται ως η κάθετος μεταξύ της γραμμής Y και της γραμμής Z μέσω του κέντρου περιστροφής της μηριαίας κεφαλής (σημείο A), δηλ. $AE + AF$. Το μήκος του μηριαίου μετράται από την κορυφή του ελάσσονος τροχαντήρα (σημείο B), κάθετα στην γραμμή που διέρχεται από τα σημεία teardrop της πυέλου (γραμμή X), δηλ. είναι η απόσταση BD. [Αναπαράγωγή από Dastane et al. *Hip Offset in Total Hip Arthroplasty: Quantitative Measurement with Navigation. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2010 Sep 16;469(2):429–36.*]



Εικ. 22: CR= κέντρο περιστροφής, Y= ύψος κέντρου περιστροφής, η κάθετη απόσταση από το κέντρο περιστροφής στη γραμμή που συνδέει τα σημεία teardrop, X= η έσω απόκλιση (medialization) του κέντρου περιστροφής, η κάθετη απόσταση του κέντρου περιστροφής από μία γραμμή που είναι κάθετη στη γραμμή που συνδέει τα σημεία teardrop και περνάει από την έσω πλευρά του teardrop, FO= Femoral Offset: η κάθετη απόσταση ανάμεσα στο κέντρο περιστροφής και στον άξονα που διέρχεται από το κέντρο του μηριαίου αυλού, AM= Μοχλοβραχίονας των απαγωγών: η κάθετη απόσταση μεταξύ του CR και της ευθείας που συνδέει την πρόσθια-άνω λαγόνια άκανθα και εφάπτεται στον μείζονα τροχαντήρα, L= Leg length: η κάθετη απόσταση από το μέσο του ελάσσονος τροχαντήρος στη γραμμή που συνδέει τα σημεία tear-drop. [Αναπαραγωγή από Traina et al. *The influence of the centre of rotation on implant survival using a modular stem hip prosthesis. Int Orthop. 2009 Dec;33(6):1513–8.*]

Ο Pauwels έδειξε ότι κατά τη διάρκεια της μονοποδικής στήριξης το βάρος του σώματος αντισταθμίζεται από τη δράση των απαγωγών μυών (138). Το σημείο εφαρμογής της συνισταμένης δύναμης εντοπίζεται στο κέντρο της άρθρωσης του ισχίου. Έσω μετατόπιση του κέντρου περιστροφής επηρεάζει θετικά τη λειτουργία του ισχίου όσον αφορά τη λειτουργία των απαγωγών μυών. Ο D'Aubigné (141) έχει αναλύσει περαιτέρω την ανωτέρω θεώρηση, προσθέτοντας και την διεύθυνση των απαγωγών μυών. Έτσι όρισε την λαγονο-τροχαντήρια γωνία: αυτή ορίζεται από την γραμμή που ξεκινάει από το κέντρο περιστροφής και καταλήγει στο μέσο σημείο έκφυσης του μέσου γλουτιαίου και από τη γραμμή που ξεκινάει από το κέντρο περιστροφής και καταλήγει στην κορυφή του μείζονος τροχαντήρος. Η δύναμη των απαγωγών μεταβάλλεται ανάλογα με τις μεταβολές της γραμμής αυτής. Κάθε μεταβολή στο κέντρο περιστροφής ή στο offset επηρεάζει την λαγονο-τροχαντήρια γωνία και έτσι την δύναμη που απαιτείται από τους απαγωγούς για να ισορροπήσει η πύελος (Εικ. 23).

μεγέθυνσης των ακτινογραφιών. Η χρήση λοιπόν των απλών ακτινογραφιών ενέχει τους εξής περιοριστικούς παράγοντες:

α. τη θέση του ασθενούς, τη θέση της ακτινολογικής λυχνίας και την απόσταση ανάμεσα στην λυχνία και την ακτινολογική κασέτα, που συνιστά τη μεταβλητή μεγέθυνσης και

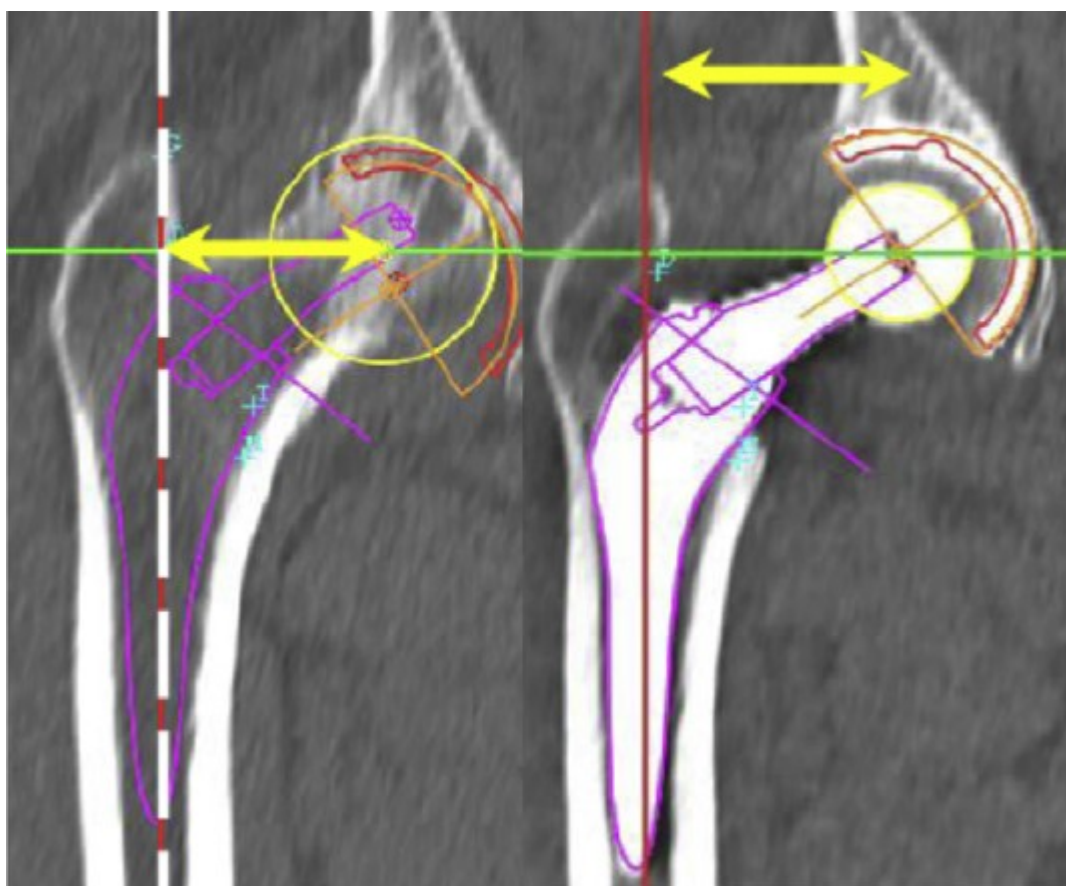
β. ένας αυχένας με οστεοαρθρίτιδα συχνά είναι παραμορφωμένος σε έξω στροφή.

Οι ανατομικές μελέτες φαίνεται να υπερεκτιμούν την έξω απόκλιση σε σύγκριση με τις ακτινολογικές μελέτες, και αυτό οφείλεται στον καλύτερο έλεγχο της στροφής του μηριαίου. Για παράδειγμα, η έξω στροφή του σκέλους υποεκτιμά την πραγματική τιμή της έξω απόκλισης. Για το λόγο αυτό οι προεγχειρητικές ακτινογραφίες πρέπει να λαμβάνονται με το σκέλος σε έσω στροφή και την επιγονατίδα σε κάθετη θέση. Έτσι η χρήση των απλών ακτινογραφιών στον προεγχειρητικό σχεδιασμό είναι αμφιλεγόμενη βιβλιογραφικά, με συγγραφείς όπως ο Egglι να είναι υπέρ (143) και άλλους όπως ο De Thomasson κατά της μεθόδου (144). Σε περιπτώσεις δυσπλαστικών ισχίων, ο καθορισμός του offset είναι δύσκολος εξαιτίας των στροφικών ανωμαλιών (85,152). Ακόμη όμως και σε περιπτώσεις απλών οστεοαρθριτικών ισχίων, η εξωτερική στροφή στην οποία καθιλώνεται η άρθρωση καθιστά δυσχερή την ακριβή μέτρηση του offset (151,153). Ο Rubin και συν. συνέκριναν τα αποτελέσματα των μετρήσεων μετά από απλές ακτινογραφίες και αξονική τομογραφία με τις ανατομικές μετρήσεις σε 32 πτωματικά μηριαία. Η μελέτη έδειξε ότι η μέση διαφορά των 2.4 ± 1.4 mm μεταξύ των μετρήσεων στις απλές ακτινογραφίες και των ανατομικών μετρήσεων ήταν μεγάλη και καθιστούσε αδύνατη την επιλογή κατάλληλου εμφυτεύματος ή την κατασκευή εξατομικευμένης πρόθεσης. Η μέση διαφορά μετά από χρήση αξονικής τομογραφίας ήταν 0.8 ± 0.7 mm, που θεωρήθηκε περισσότερο ακριβής. Στην ίδια μελέτη το μέσο μηριαίο offset ήταν 47 ± 7.2 mm (33.2-62.8) (146). Ο Pasquier και συν. βρήκαν ότι η απλή ακτινογραφία υποεκτιμά το offset κατά 8 % (147). Εν κατακλείδι, η χρήση απλών ακτινογραφιών ελαττώνει τον κίνδυνο για μεγάλα λάθη αλλά δεν εγγυάται το ακριβές τελικό αποτέλεσμα (144).

Με τη χρήση Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT Scan) μπορούν να μελετηθούν και άλλα επίπεδα αναφοράς, όπως το εγκάρσιο επίπεδο, το οποίο μπορεί να

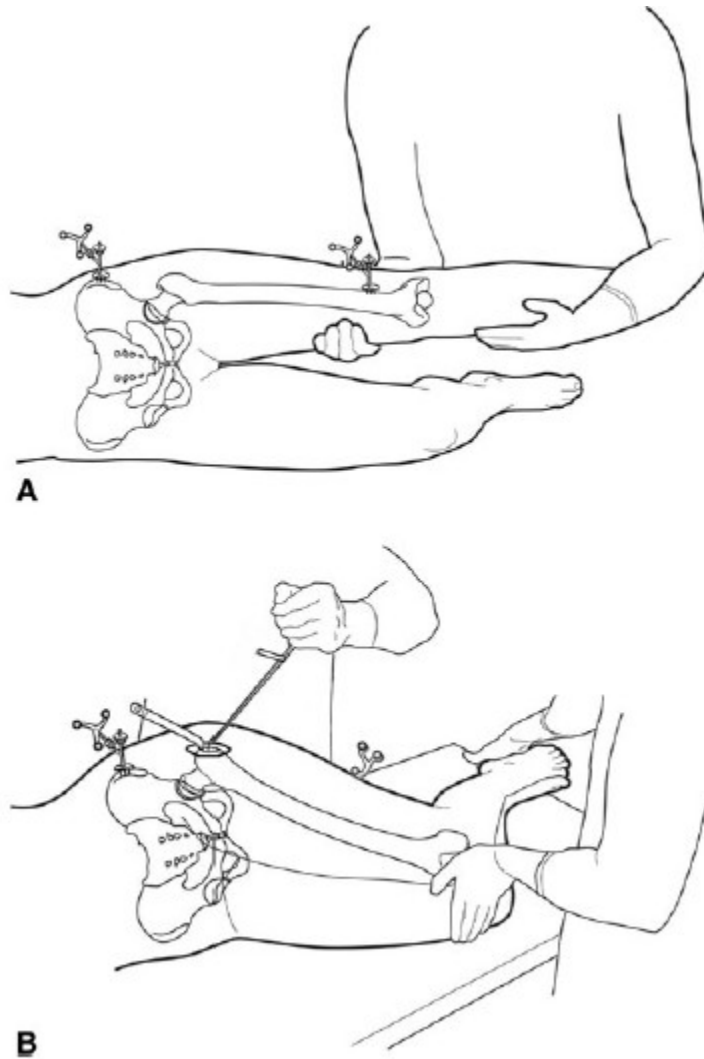
χρησιμοποιηθεί και για τη μέτρηση της πρόσθιας κλίσης του αυχένος (anteversion) αλλά και της στροφής του μηριαίου (helitorsion). Εκτενής αναφορά θα γίνει στη συνέχεια στο κεφάλαιο της μέτρησης της anteversion.

Με τη χρήση υποβοηθούμενης από ηλεκτρονικό υπολογιστή τρισδιάστατης (3D) ανακατασκευής, οι μετρήσεις μπορούν να ληφθούν μεγιστοποιώντας την εικόνα του μηριαίου αυχενικού άξονα (148). Επιπλέον συγκεκριμένες μετρήσεις μπορούν να ληφθούν με τη χρήση ειδικών προγραμμάτων εξομοίωσης εμφυτευμάτων (156,157), όπως είναι το Hip Plan της SymbiosTM (Εικ. 24). Τα προγράμματα αυτά είναι χρήσιμα για τον καθορισμό του κέντρου περιστροφής, του εύρους κίνησης και τον εντοπισμό πιθανής πρόσκρουσης. Ανάλογα προγράμματα έχουν χρησιμοποιηθεί για το σχεδιασμό εξατομικευμένων προθέσεων (custom-made stems) σε περιπτώσεις σημαντικής μηριαίας δυσπλασίας (78,158).



Εικ. 24: Παράδειγμα προ- και μετεγχειρητικής χρήσης προγράμματος εξομοίωσης. (Αναπαραγωγή από Pasquier G et al. Total hip arthroplasty offset measurement: is C T scan the most accurate option? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Jun;96(4):367–75.)

Τα συστήματα καθοδήγησης με ηλεκτρονικό υπολογιστή παρέχουν ακριβή ποσοτική μέτρηση της μετατόπισης του μηριαίου οστού σε σχέση με την πύελο (152). Τα συστήματα αυτά προσφέρουν ανατομική αποκατάσταση του μήκους του σκέλους και του offset και έχει υποστηριχθεί ότι η χρήση τους σε συνδυασμό με προθέσεις αρθρωτού αυχένα αποτελεί τον καλύτερο συνδυασμό για την αποκατάσταση στο χώρο της ανατομίας του μηριαίου (153). Υπάρχουν δύο τρόποι διεγχειρητικής μέτρησης του offset του ισχίου: και στις δύο προσαρμόζεται στην όφρυ της πύελου ένας διακομιστής (tracker). Η μέτρηση πριν και μετά την ανακατασκευή του ισχίου προϋποθέτει την τοποθέτηση του σκέλους στην ίδια ακριβώς θέση. Η πρώτη μέθοδος χρησιμοποιεί μία σταθερή διάταξη που καθιλώνεται στην άνω-έξω επιφάνεια του μηριαίου με τρεις καρφίδες (**Εικ. 25Α**). Το λογισμικό ανιχνεύει την θέση του σκέλους πριν και μετά την ανακατασκευή. Η ακρίβεια της μεθόδου τεκμηριώθηκε από τον Renkawitz και συν. (152) σε 17 πτωματικά ισχία χρησιμοποιώντας CT τομογραφία και συστήματα καθοδήγησης χωρίς εικόνα. Η δεύτερη μέθοδος χρησιμοποιεί έναν κοχλία 3.5 mm στον μείζονα τροχαντήρα (**Εικ. 25Β**). Με τη χρήση των συστημάτων καθοδήγησης η μέθοδος μέτρησης χρησιμοποιώντας τον μείζονα τροχαντήρα είναι πιο ακριβής καθώς μετράει τη μεταβολή πιο κοντά στο κέντρο περιστροφής (154). Επιπλέον η τοποθέτηση των καρφίδων στο περιφερικό μηριαίο μπορεί να προκαλέσει ενοχλήματα μέχρι και 6 εβδομάδες μετεγχειρητικά.



Εικ. 25: Μέθοδοι μέτρησης του offset με τη χρήση συστημάτων καθοδήγησης με ηλεκτρονικό υπολογιστή. (Αναπαραγωγή από *Dastane et al. Hip Offset in Total Hip Arthroplasty: Quantitative Measurement with Navigation. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2010 Sep 16;469(2):429–36.*)

Ιδιαίτερη μνεία πρέπει στο σημείο αυτό να γίνει στο ότι έχουν αναπτυχθεί εξειδικευμένα λογισμικά προγράμματα, όπως για παράδειγμα το EBRA, το οποίο επιτρέπει τη μέτρηση της κοτυλιαίας κλίσης αλλά και anteversion με ακρίβεια 2° (155), βοηθά στον καθορισμό του κέντρου περιστροφής του ισχίου και μετρά την κάθετη και οριζόντια απόκλιση της κοτύλης από το κέντρο περιστροφής (κοτυλιαίο offset), την πλάγια απόκλιση του μηριαίου από το κέντρο περιστροφής (μηριαίο offset), το offset του ισχίου και το μήκος του σκέλους (140).

Όπως έχει δημοσιεύσει ο Ranawat, το offset μπορεί να εκτιμηθεί κατά τη διάρκεια του χειρουργείου πριν την απεξάρθρωση και οστεοτομία του μηριαίου αυχένος (154) και να επιβεβαιωθεί μετά την εμφύτευση της πρόθεσης κατά την διάρκεια της εκτίμησης της σταθερότητας του ισχίου, όπως προτείνει ο Jasty και συν. (156).

Η αυχENO-διαφυσιακή γωνία συμβάλλει στον μαθηματικό καθορισμό του “ανατομικού” offset (138), ενώ η πρόσθια κλίση του αυχένα (anteversion) καθορίζει το “φυσιολογικό” offset: αύξηση στην anteversion του αυχένα προκαλεί οπίσθια μετατόπιση του μείζονος τροχαντήρος και ελαττώνει το “λειτουργικό” offset, το μογλοβραχίονα του ισχίου και τη δύναμη του μέσου γλουτιαίου (153).

Ο Kurtz και συν. κατέδειξε ότι η μεταβολή του κοτυλιαίου κέντρου περιστροφής έχει μεγαλύτερη επίδραση στην οστική πρόσκρουση από το μηριαίο offset (157). Η μελέτη αυτή μοντελοποίησης σε ηλεκτρονικό υπολογιστή αποδεικνύει ότι όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά του κέντρου περιστροφής της κοτύλης (κεφαλικά, έσω ή και τα δύο), τόσο έπρεπε να αυξηθεί το offset για να αποφευχθεί η οστική πρόσκρουση. Η επίδραση του κέντρου περιστροφής μελετήθηκε σε μία σύγκριση αρθροπλαστικών επιφανείας και συμβατικών αρθροπλαστικών. Στη μελέτη αυτή η κοτύλη τοποθετήθηκε προς τα έσω κατά 6 mm και στους δύο τύπους αρθροπλαστικών. Στην περίπτωση των αρθροπλαστικών επιφανείας δεν μπορούσε να γίνει αντιστάθμιση της έσω μετατόπισης με αύξηση του offset και έτσι επήλθε ελάττωση του offset σε 20 από τις 22 αρθροπλαστικές. Στις συμβατικές αρθροπλαστικές επήλθε αύξηση του offset κατά 5.2 mm σε 17 από τα 19 ισχία, εξαιτίας της δυνατότητας ρύθμισης του μηριαίου εμφυτεύματος (158). Φαίνεται ότι ακόμη και 2 mm ακτινολογικής μεταβολής του κέντρου περιστροφής του ισχίου αποτελούν σημαντικότατο παράγοντα που οδηγεί σε χαλάρωση του κοτυλιαίου προθέματος (159). Σε ασθενείς με Συγγενή Νόσο του Ισχίου, η κεφαλική μετατόπιση του κέντρου περιστροφής του ισχίου μπορεί να προκαλέσει χωλότητα και χαλάρωση των εμφυτευμάτων (139,167,168). Μεταβολές του offset και του κέντρου περιστροφής του ισχίου έχουν σχετιστεί βιβλιογραφικά με αποτυχία της ΟΑΙ (139,140,166-168).

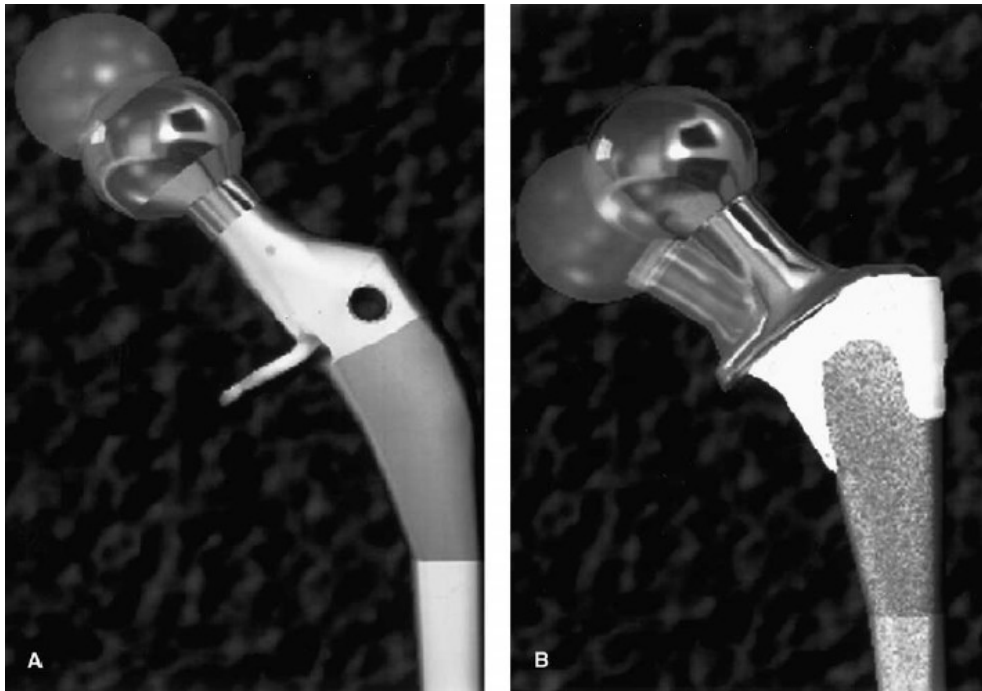
Εκτενής αναφορά στο offset του ισχίου έχει γίνει τόσο σε κλινικές (162) (142,165), όσο και σε μελέτες μοντελοποίησης σε υπολογιστή (157). Μία μελέτη

θέτει τα 6 mm ως το όριο για την εμφάνιση αυξημένης φθοράς (133). Ο Little και συν. κατέληξαν στο ότι ο ρυθμός γραμμικής φθοράς ήταν χαμηλότερος ($p=0.094$) στους ασθενείς στους οποίους το offset είχε αποκατασταθεί μετεγχειρητικά στα όρια των 5 mm σε σύγκριση με την υγιή πλευρά (0.12 vs 0.16 mm/έτος) και μάλιστα και ο ρυθμός ογκομετρικής φθοράς ήταν χαμηλότερος (46.8 vs 61.9 mm³/έτος) (133). Αυτό το συμπέρασμα είναι συμβατό και με δύο ακόμη μελέτες (104,170). Ο McGrogy και συν. θεωρεί τη διατήρηση του offset θεμελιώδους σημασίας για τη διατήρηση της δύναμης των απαγωγών και τη σταθερότητα των εμφυτευμάτων (135), ενώ ο Asayama και συν. τονίζει ότι η αποκατάστασή του είναι θεμελιώδους σημασίας για τη διατήρηση του εύρους κίνησης και ότι σχετίζεται άμεσα με τη δύναμη των απαγωγών (131). Σε μία μελέτη φάνηκε ότι αύξηση του offset κατά 4 και 8 mm είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση της κάμψης κατά 21.1° και 26.7° αντίστοιχα και αύξηση της έσω στροφής κατά 13.7° και 21.2° (9).

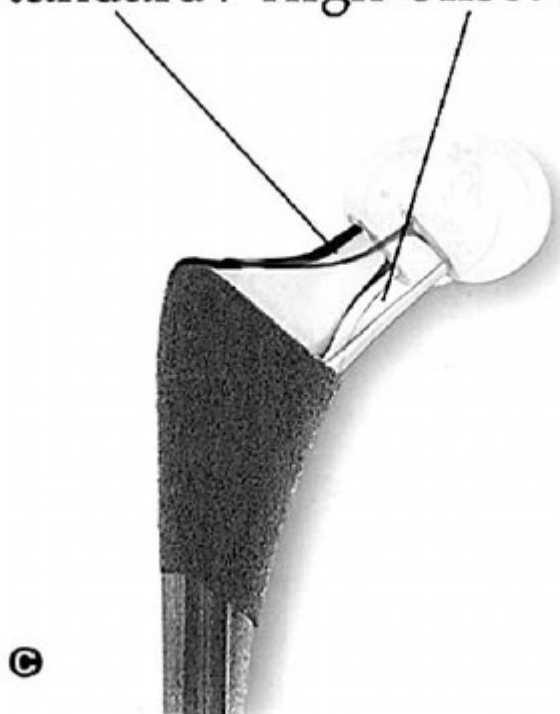
Είναι μεγάλης σημασίας η εξισορρόπηση του offset με το μήκος του μηριαίου κατά την ΟΑΙ. Ο χειρουργός έχει 3 επιλογές για να αποκαταστήσει το offset:

- i. να αυξήσει το μήκος του αυχένος
- ii. να ελαττώσει την αυχeno-διαφυσιακή γωνία
- iii. να μετατοπίσει προς τα έσω και να αυξήσει το μήκος του αυχένα.

Κάθε μία από τις επιλογές επηρεάζει το μήκος και την τάση των μαλακών μορίων. Όπως έχει τονίσει ο Charles και συν. αυξάνοντας το μήκος του αυχένα αυξάνεται το μήκος του σκέλους αλλά και το offset του μηριαίου, ενώ ελαττώνοντας την αυχeno-διαφυσιακή γωνία αυξάνεται το offset περισσότερο από ότι αυξάνεται το μήκος του σκέλους (138) και δεν αποκαθίσταται η ανατομική αυχeno-διαφυσιακή γωνία. Αν όμως μετατοπίσουμε τον αυχένα προς τα έσω και αυξήσουμε και το μήκος του (χρησιμοποιώντας έναν high-offset στυλεό) αποκαθιστούμε το offset αλλά δεν επηρεάζουμε το μήκος του σκέλους. Ο Bourne και συν. (136) πιστεύει ότι αυτή είναι και η προτιμώμενη μέθοδος (**Εικ. 26**)



Standard / High Offset Stems



Εικ. 26: Οι τρεις μέθοδοι αύξησης του μηριαίου offset. [Αναπαραγωγή από Bourne and Rorabeck. *Soft tissue balancing: the hip. J Arthroplasty.* 2002 Jun;17(4 Suppl 1):17–22.]

Το μήκος του σκέλους μπορεί τις περισσότερες φορές να διορθωθεί και με τη χρήση διαφορετικών κεφαλών μεταβλητής γεωμετρίας (μεταβλητού ύψους), αυτό όμως επίσης επηρεάζει το offset. Μία πλειάδα συγγραφέων θεωρεί ότι η αύξηση του offset αποτελεί την καλύτερη μέθοδο να αποκατασταθεί η τάση των μαλακών μορίων (135,143,145,171). Οι Maloney και Keeney πιστεύουν ότι η διατήρηση του μήκους του χειρουργημένου σκέλους είναι πολύ σημαντική (164). Το μήκος και των δύο σκελών πρέπει να εκτιμάται προ- και διεγχειρητικά (143,145,161,163,173). Οι Konyves και Banister εκτιμούν ότι υπερ-επιμήκυνση συμβαίνει στο 20% των οστεοαρθρικών ισχίων που απαιτούν χειρουργείο και βρήκαν ότι το 60% αυτών είχαν επιμηκυνθεί μετά το χειρουργείο (165). Έτσι κατά την αποκατάσταση του offset σε ένα σκέλος που δεν είναι κοντύτερο κατά την προεγχειρητική εκτίμηση μπορεί να είναι απαραίτητη η χρήση ραιβών (varus) αυχένων. Η δυνατότητα χρήσης μιας πληθώρας μηκών και γωνιών που παρέχουν οι αρθρωτές (modular) προθέσεις είναι ανεκτίμητη σε αυτές τις περιπτώσεις.

Το υψηλό κέντρο περιστροφής στην ΟΑΙ θεωρείται ένας από τους πιο σημαντικούς παράγοντες κινδύνου για άσηπτη χαλάρωση των εμφυτευμάτων, προκαλώντας ανεπαρκή εξισορρόπηση των μαλακών μορίων και υψηλές δυνάμεις αντίδρασης στις αρθρικές επιφάνειες (174,175). Η υψηλότερη τοποθέτηση της κοτύλης ελαττώνει το μοχλοβραχίονα των απαγωγών μυών και αυξάνει την απόλυτη τιμή της δύναμης που απαιτείται για να εξισορροπήσει η πύελος κατά τη διάρκεια της βάδισης. Αυτό προκαλεί υψηλότερες δυνάμεις αντίδρασης στις αρθρικές επιφάνειες, υψηλότερο ρυθμό φθοράς του πολυαιθυλενίου και υψηλότερα φορτία στην διεπιφάνεια οστού-κοτύλης. Επιπρόσθετα ενοχοποιείται για μετεγχειρητική διαφορά μήκους, χωλότητα και πόνο. Έτσι, η χρήση του έχει συνδεθεί βιβλιογραφικά με πτωχά κλινικά αποτελέσματα (139,166,176). Σε όλες αυτές τις μελέτες το υψηλό κέντρο περιστροφής έχει θεωρηθεί παράγοντας κινδύνου για άσηπτη χαλάρωση και αποτυχία των εμφυτευμάτων.

Η θέση του κέντρου περιστροφής θεωρείται εξαιρετικά κρίσιμη για τις κοτύλες πολυαιθυλενίου που σταθεροποιούνται με τσιμέντο, και η επιβίωση των τελευταίων φάνηκε να επηρεάζεται από την έσω μετατόπιση της κοτύλης πάνω από 2 mm (159). Η τελευταία φαίνεται να σχετίζεται στενά με τη χαλάρωση, μετανάστευση, καθίζηση των εμφυτευμάτων και την απορρόφηση οστού από το calcar. Σε μια πειραματική μελέτη, όπου μελετήθηκαν οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στην αρθρική επιφάνεια

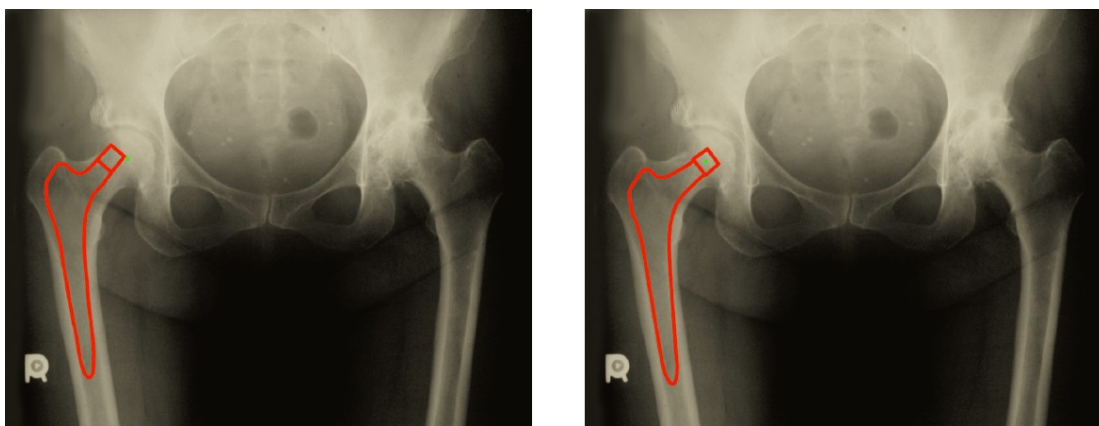
(167), αποδείχθηκε ότι η υψηλή-έξω θέση του κέντρου περιστροφής αυξάνει τις δυνάμεις που αναπτύσσονται στην άρθρωση, ενώ μόνο η υψηλή θέση δεν μεταβάλλει τις δυνάμεις αυτές σημαντικά. Αυτά τα δεδομένα έχουν επιβεβαιωθεί και από μία κλινική μελέτη (169). Η επίδραση του κέντρου περιστροφής του ισχίου, του μήκους του αυχένος της πρόθεσης και της αυχeno-διαφυσιακής γωνίας στην δράση των μυών ερευνήθηκε σε ένα μοντέλο ηλεκτρονικού υπολογιστή (170). Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι παρά το γεγονός ότι η κεφαλική μετατόπιση του κέντρου περιστροφής αλλάζει το μοχλοβραχίονα των απαγωγών μυών, η αλλαγή αυτή μπορεί να αντισταθμιστεί αυξάνοντας το μήκος του αυχένος και αλλάζοντας την αυχeno-διαφυσιακή γωνία.

Η κεφαλική μετατόπιση του κέντρου περιστροφής του ισχίου ελαττώνει την κάθετη απόσταση του από το άνωσμα του μέσου γλουτιαίου με συνεπακόλουθη ελάττωση της δύναμης των απαγωγών (135,179). Για τον λόγο αυτό το offset πρέπει να αυξηθεί. Παρόλ' αυτά, αύξησή του πάνω από 5 mm αυξάνει την φθορά του πολυαιθυλενίου (133). Ο Dastane και συν. (172) έδειξαν ότι μόνο αν περιοριστεί η κεφαλική μετατόπιση του κέντρου περιστροφής μέχρι 3 mm και η έσω μετατόπιση μέχρι 5 mm μπορεί η αύξηση του offset να περιοριστεί στα 5 mm. Αυτό το συμπέρασμα επιβεβαιώνει την κλινική διαπίστωση ότι η ΟΑΙ αποτυγχάνει όταν το ακτινολογικό κέντρο περιστροφής μετατοπίζεται κεφαλικά πάνω από 2 mm (139,140,166,168). Τεχνικά το κέντρο περιστροφής καθορίζεται από το βάθος γλυφανισμού. Οι συγγραφείς προτείνουν ότι χωρίς τη χρήση των συστημάτων καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή, δεν πρέπει να γίνεται γλυφανισμός πέρα από το φλοιώδες οστόν της κοτυλιαίας εντομής προς τα έσω και πρέπει να διατηρείται η άκρη της κοτύλης στο επίπεδο του εγκάρσιου συνδέσμου κάτω και έσω. Στο άνω και πρόσθιο όριο της οστικής κοτύλης το όριο του μεταλλικού εμφυτεύματος πρέπει να φτάνει μέχρι το οστικό όριο. Μπορεί να παραμείνουν μέχρι 3 mm ακάλυπτου μετάλλου στο άνω-οπίσθιο χείλος της κοτύλης, καθώς η μέση ανατομική κλίση της κοτύλης είναι 55° και η κλίση του κοτυλιαίου προθέματος δεν πρέπει να ξεπερνάει τις 45° (140).

Πρέπει να λαμβάνουμε υπ' όψιν ότι το offset του ισχίου δεν είναι πάντοτε συμμετρικό: το ένα ισχίο μπορεί να έχει μεγαλύτερο offset σε σύγκριση με το ετερόπλευρο. Η μέση διαφορά μεταξύ δύο φυσιολογικών ισχίων σε μία μελέτη ήταν 2.54 ± 2.31 mm (159). Η τιμή του offset κυμαίνεται από 20 έως 63 mm

(153,171,181). Σε μια σειρά 200 μηριαίων ο Massin και συν. δημοσίευσε μέσο offset 41.0 ± 6.2 mm (20.5-59 mm) (174), ενώ επίσης σε μια σειρά 200 μηριαίων ο Noble και συν. αναφέρει μέση τιμή 43.0 ± 6.8 mm (23.6-61 mm) (173). Σε περιπτώσεις καταστροφής της μηριαίας κεφαλής, το offset του ετερόπλευρου ισχίου μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Η μέθοδος αυτή όμως σύμφωνα με τον Krishnan και συν. δεν είναι ακριβής (139). Το μεγάλο μηριαίο offset δεν συνδέεται απαραίτητα με μεγάλα μηριαία ή ενδομυελικούς αυλούς (146,154). Παρόλ' αυτά συνήθως αυξάνει με την αύξηση των διαστάσεων του μηριαίου δείχνοντας ικανοποιητικό συσχετισμό (146).

Στα ισχία με μεγάλο offset, παρά το γεγονός ότι μπορούμε να ρυθμίσουμε μέχρι ενός σημείου το βάθος εισαγωγής του στυλεού, ρυθμίζοντας την ακριβή θέση του κέντρου περιστροφής, είναι πιο δύσκολο να ρυθμίσουμε την έξω απόκλιση. Περίπου 30% των ασθενών έχουν μεγαλύτερη τιμή από αυτή που μπορεί να αποκατασταθεί με τη χρήση των συγκεκριμένων στυλεών. Όταν το κέντρο περιστροφής του ισχίου μετακινείται κεφαλικά κατά 5 mm ή περισσότερο, για να επιτευχθεί offset που δεν προκαλεί πρόσκρουση επιβάλλεται η χρήση μηριαίων στυλεών αυξημένου offset (high-offset stems) ή αρθρωτών προθέσεων (104,143,169) (Εικ. 27).



Εικ. 27: Α. Ένα οστεοαρθρικό ισχίο με ραιβή αυχENO-διαφυσιακή γωνία 124° . Ένας κανονικός στυλεός με αυχENO-διαφυσιακή γωνία 131° δεν μπορεί να αναπαράγει το σωστό offset. Β. Με τη χρήση ενός στυλεού υψηλού offset με αυχENO-διαφυσιακή γωνία 121° , επιτυγχάνεται αποκατάσταση του σωστού offset. [Αναπαραγωγή από Malik et al. *Impingement with Total Hip Replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery.* 2007 Aug 1;89(8):1832-42]

Ο Bourne και συν. δημοσίευσε ότι όταν χρησιμοποιήθηκε πρόθεση με ένα μόνο offset και αυχENO-διαφυσιακή γωνία 135° , το offset αποκαταστήθηκε σε ποσοστό 40 % των ασθενών, ενώ με πρόθεση μονού offset 131° στο 68% των ασθενών. Όταν ο χειρουργός όμως χρησιμοποίησε έναν αυχένα 131° με δυνατότητα διπλού offset και δυνατότητα χρήσης ένθετου πολυαιθυλενίου με έξω απόκλιση, το offset αποκαταστάθηκε σε ποσοστό 90% (136). Σε μία μελέτη η ανάγκη για μηριαίους στυλεούς αυξημένου offset ήταν επιτακτική σε 42 από 109 (19%) ισχία, όπου το κέντρο περιστροφής του ισχίου είχε μετατοπιστεί κεφαλικά κατά 5 ± 6 mm και έσω κατά 3.7 ± 6 mm (133).

Από τη μία πλευρά το αυξημένο offset βοηθά στην αποκατάσταση της σωστής τάσης των μαλακών μορίων, αυξάνει την σταθερότητα και ελαττώνει την φόρτιση των αρθρικών επιφανειών (104,136). Από την άλλη όμως, offset μεγαλύτερο από το φυσιολογικό αυξάνει τον στροφικό μοχλοβραχίονα γύρω από τον άξονα της πρόθεσης και έτσι αναπτύσσονται υπέρμετρα φορτία μέσα στον ενδομυελικό αυλό γύρω από την πρόθεση ή στον μανδύα του τσιμέντου (182,183). Επιπλέον, αυξάνοντας το offset μετατοπίζεται προς τα έξω ο μείζων τροχαντήρας και αυτό μπορεί να οδηγήσει σε φλεγμονή του θυλάκου από την προστριβή του στην λαγονοκνημιαία ταινία. Εν κατακλείδι λοιπόν, είναι επιθυμητή η ακριβής και εξατομικευμένη αποκατάσταση της εμβιομηχανικής του κάθε ισχίου.

Ενώ το αυξημένο offset έχει συνδεθεί με αυξημένο stress στην διεπιφάνεια καθήλωσης (177), και πρόιμη χαλάρωση παρατηρήθηκε με τη χρήση ευθέων, κυλινδρικών στυλεών (104), σε άλλες μελέτες υποστηρίζεται ότι ενώ αυξάνεται ο μοχλοβραχίονας, η τιμή της ροπής αυξάνει μόνο οριακά λόγω της ελάττωσης της συνισταμένης δύναμης στην άρθρωση. Κατά συνέπεια η καθαρή αλλαγή στην μικροτάση (strain) που αναπτύσσεται στον έσω φλοιό είναι πολύ μικρή και μη αξιολογήσιμη (175).

Μία σημαντική παράμετρος που δεν πρέπει να ξεχνάμε είναι η αυχENO-διαφυσιακή γωνία. Αν μεταβάλλουμε την αυχENO-διαφυσιακή γωνία του μηριαίου στυλεού πρέπει να μεταβάλλουμε και παράγοντες της χειρουργικής μας τεχνικής που αφορούν στην τοποθέτηση των εμφυτευμάτων. Έχει αποδειχθεί σε μελέτη με πεπερασμένα στοιχεία (178) ότι η αυχENO-διαφυσιακή γωνία της προθέσεως έχει σημαντικότερη επίδραση στο εύρος κίνησης της OAI. Έτσι η αυχENO-διαφυσιακή

γωνία, η πλάγια κλίση (inclination) της κοτύλης, η πρόσθια κλίση (anteversion) της κοτύλης, η πρόσθια κλίση (anteversion) του μηριαίου αυχένος αλλά και η στροφή (helitorsion) του μηριαίου αυλού καθορίζουν τη σωστή τοποθέτηση των εμφυτευμάτων. Κάθε μοίρα αλλαγής της αυχeno-διαφυσιακής γωνίας απαιτεί μία προσαρμογή της κοτυλιαίας anteversion κατά 2° και της κοτυλιαίας κλίσης κατά 0.45° για να διατηρηθεί το εύρος κίνησης. Δεν έχει τόσο μεγάλη σημασία ποια από τις ανωτέρω παραμέτρους θα αποκατασταθεί πρώτη και αυτό εξαρτάται από την ιδιαίτερη ανατομία σε κάθε περίπτωση. Από τη στιγμή όμως που θα επιλεγεί η πρώτη παράμετρος, η αποκατάσταση των υπολοίπων θα πρέπει να γίνει σύμφωνα με αυτή. Ο χειρουργός πρέπει να εξατομικεύσει το προσδοκώμενο εύρος κίνησης ανάλογα με τις ανάγκες του κάθε ασθενούς. Ένας ασθενής μεγαλύτερης ηλικίας για παράδειγμα, δεν απαιτεί τόσο μεγάλη έκταση όσο ένας νεαρότερος. Έτσι η κοτύλη μπορεί να τοποθετηθεί με μεγαλύτερη πρόσθια κλίση για να αυξηθεί η κάμψη. Σε έναν νεότερο ασθενή θέλουμε να επιτύχουμε ικανή κάμψη αλλά και έκταση, και αυτό επιτυγχάνεται με την τοποθέτηση ενός stem με αυχeno-διαφυσιακή γωνία $127^\circ \pm 2^\circ$. Με την ανωτέρω γωνία, η προτεινόμενη τοποθέτηση για μέγιστο εύρος κίνησης είναι: anteversion κοτύλης $17-22^\circ$, anteversion στυλεού 15° και inclination κοτύλης $45-48^\circ$ (178). Η ανωτέρω θεώρηση θέτει υπό μερική αμφισβήτηση την αρχή της συνισταμένης anteversion στην ΟΑΙ που δεν λαμβάνει υπόψιν της αυχeno-διαφυσιακής γωνία (179). Αυτό επίσης σημαίνει ότι η αλλαγή από έναν κανονικό (standard) στυλεό σε έναν στυλεό με έξω απόκλιση (lateralized) διεγχειρητικά απαιτεί την επανατοποθέτηση της κοτύλης στη νέα θέση της σύμφωνα με τις παραπάνω αρχές. Ο Widmer και συν. (180) προτείνουν λοιπόν την τοποθέτηση πρώτα του μηριαίου στυλεού και κατόπιν της κοτύλης.

Σήμερα καθώς αυξάνεται η κατανόησή μας για την συγκεκριμένη εμβιομηχανική παράμετρο, αυξάνεται και η προσφορά πιο εξειδικευμένων εμφυτευμάτων όπως μηριαίων στυλεών με αυξημένο offset, μηριαίων στυλεών με διαφορετικές αυχeno-μηριαίες γωνίες και αρθρωτών αυχένων μεταβαλλόμενης γεωμετρίας, με διαφορετικά μήκη και γωνίες.

2. Αποκατάσταση του μήκους του σκέλους

Αποτελεί τυπικό χαρακτηριστικό μίας άρθρωσης που πάσχει από εκφυλιστική αρθρίτιδα η απώλεια του αρθρικού χόνδρου και η κεφαλική μετανάστευση της μηριαίας κεφαλής, που οδηγεί σε διαφορά στο μήκος των σκελών. Η διόρθωση αυτής της διαταραχής αποτελεί μία διεγχειρητική πρόκληση (189,190). Οι προϋπάρχουσες διαφορές μήκους πρέπει να λαμβάνονται υπόψιν κατά τη διάρκεια του προεγχειρητικού σχεδιασμού και να διορθώνονται. Η μετεγχειρητική διαφορά στο μήκος του σκέλους είναι μία κοινή επιπλοκή (191,192) και αναγνωρισμένη πηγή δυσαρέσκειας του ασθενούς μετά την ΟΑΙ (154). Ο Edeen και συν. (183) αναφέρει μέση διαφορά 14.9 mm μεταξύ των χειρουργημένων και των υγιών ισχίων και το 32% των ασθενών ήταν δυσαρεστημένοι από το γεγονός. Παράλληλα, αποτελεί και την πιο συχνή αιτία ένδικων διεκδικήσεων μετά από ΟΑΙ (185). Η διαφορά μήκους έχει σχετιστεί με επιπλοκές όπως η πάρεση ισχιακού, μηριαίου και περνιαίου νεύρου (194,195), με χαμηλή οσφυαλγία (196,197), με παράδοξο βάδισμα (190) και εξάρθρωμα (191). Επίσης η διαφορά μήκους μπορεί να προκαλέσει μη φυσιολογική κατανομή των δυνάμεων στην άρθρωση του ισχίου και να συμβάλλει στην χαλάρωση των εμφυτευμάτων (192). Τέτοιες επιπλοκές μπορεί να οδηγήσουν ακόμη και σε αναθεώρηση της αρthroπλαστικής σε κάποιες περιπτώσεις (172,200,201).

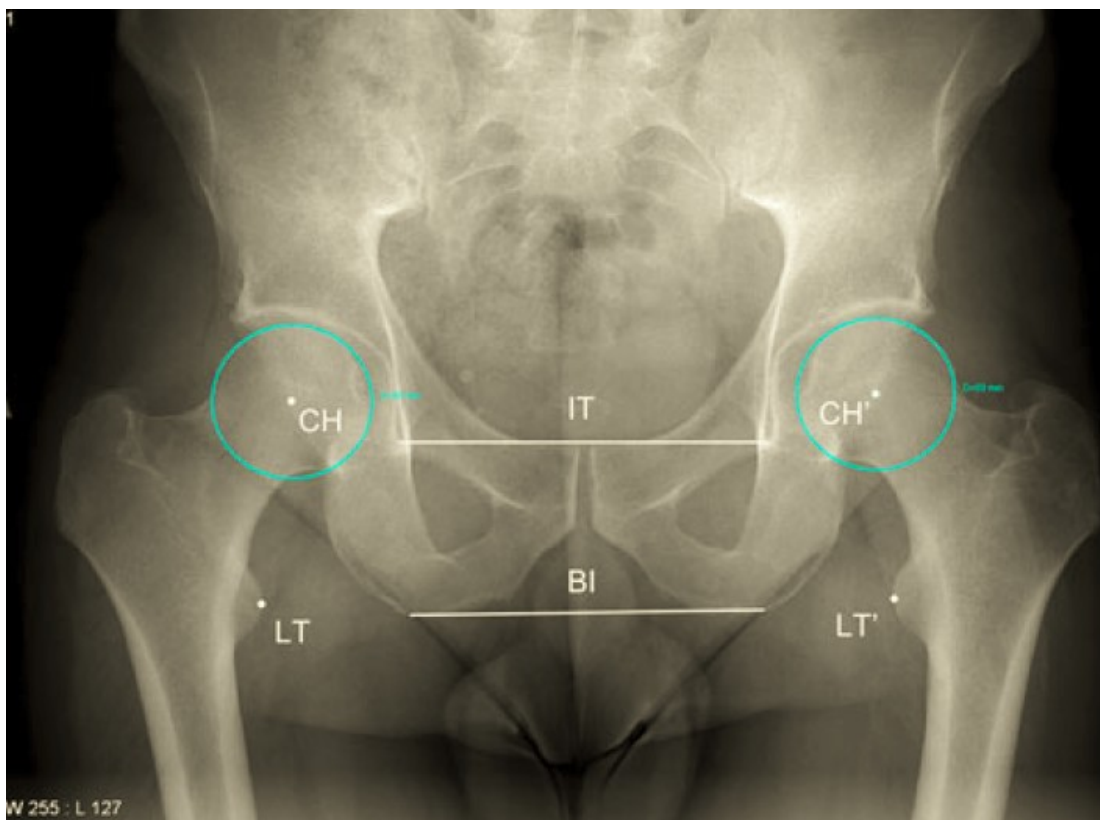
Είναι επιβεβαιωμένο ότι οι απλές ακτινογραφίες πυέλου είναι χρήσιμες στην εκτίμηση της διαφοράς μήκους, αλλά υπόκεινται παράλληλα σε αποκλίσεις εξαιτίας των αλλαγών στη θέση των άκρων και της πυέλου. Παρά το γεγονός ότι οι ακτινογραφίες ολόκληρου του σκέλους μπορούν να δώσουν μια πιο ξεκάθαρη εικόνα της διαφοράς μήκους, δεν χρησιμοποιούνται συχνά στην καθ' ημέραν πράξη. Μία τυπική προσθιοπίσθια ακτινογραφία της πυέλου αποτελεί σήμερα τον πιο συχνό τρόπο εκτίμησης της παραμέτρου. Διάφορες μέθοδοι έχουν χρησιμοποιηθεί στην εκτίμηση της διαφοράς μήκους (**Εικ. 28**).

Study	Landmark			
	Pelvis		Femur	
	IT	BI	LT	CH
Austin et al. [2] (2003)		x	x	
Bono [5] (2004)	x		x	
Clark et al. [8] (2006)		x	x	
Eggle et al. [12] (1998)	x		x	
Gonzalez Della Valle et al. [15] (2005)	x		x	
Hoikka et al. [20] (1991)		x	x	
Khanduja et al. [23] (2006)	x		x	
Konyves and Bannister [24] (2005)	x		x	
Krishnan et al. [25] (2006)		x		x
Maloney and Keeney [29] (2004)		x	x	
Matsuda et al. [30] (2006)	x		x	
Mihalko et al. [32] (2001)	x		x	
Murphy and Ecker [33] (2007)	x		x	
Parvizi et al. [35] (2003)		x	x	
Ranawat and Rodriguez [38] (1997)	x		x	
Rand and Ilstrup [39] (1983)		x	x	
Sathappan et al. [42] (2008)	x		x	
Suh et al. [47] (2004)		x	x	
Unnanuntana et al. [49] (2009)	x		x	
Wedemeyer et al. [51] (2008)	x			x
White and Dougall [53] (2002)	x		x	
Williamson and Reckling [54] (1978)		x	x	
Woo and Morrey [56] (1982)		x	x	
Woolson et al. [58] (1999)	x		x	

IT = interteardrop line; BI = bischial line; LT = tip of the lesser trochanter; CH = center of the femoral head.

Εικ. 28: Οι διάφορες μέθοδοι μέτρησης της διαφοράς μήκους των σκελών με τη χρήση απλών ακτινογραφιών. [Αναπαγωγή από Meermans G et al. *Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2011 Jun;469(6):1677–82]

Σαν σημεία πυελικής αναφοράς χρησιμοποιούνται τα δύο ισχιακά κυρτώματα και τα σημεία “δίκην σταγόνας δακρύου” (teardrops). Στην πλευρά του μηριαίου χρησιμοποιούνται ο ελάσσων τροχαντήρας και το κέντρο της μηριαίας κεφαλής (**Εικ. 29**).



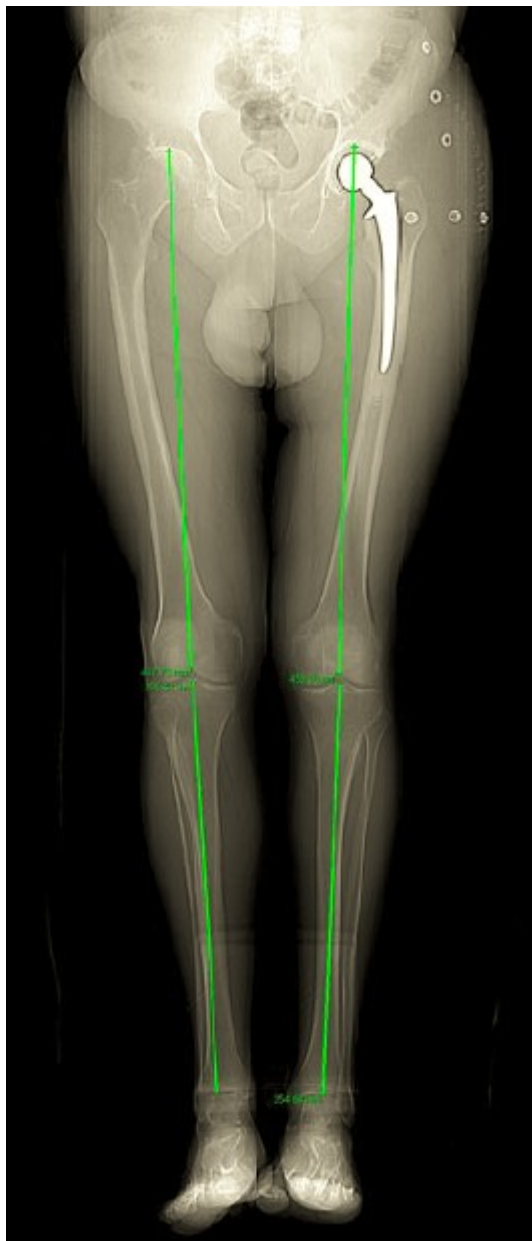
Εικ. 29: Οδηγά σημεία που χρησιμοποιούνται στην μέτρηση της διαφοράς μήκους. CH = κέντρο μηριαίας κεφαλής, LT = κορυφή ελάσσονος τροχαντήρος, BI = δια-ισχιακή γραμμή, IT = γραμμή που συνδέει τα σημεία teardrop. [Αναπαράγωγή από Meermans G et al. *Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res.* 2011 Jun;469(6):1677–82]

Η διαφορά μήκους εκφράζεται ως η διαφορά στην απόσταση μεταξύ των μηριαίων και των πυελικών οδηγών σημείων στις δύο πλευρές (194). Η πραγματική διαφορά μήκους των σκελών αποτιμάται ως η διαφορά στην απόσταση μεταξύ του κέντρου της μηριαίας κεφαλής και του κέντρου του αστραγάλου (195). Ο Meermans και συν. (194) τονίζει ότι η διαφορά μήκους μετράται με μεγαλύτερη ακρίβεια χρησιμοποιώντας τη γραμμή που συνδέει τα σημεία teardrop σε σύγκριση με τα ισχιακά κυρτώματα, επειδή αποτελεί πιο σταθερό οδηγό σημείο που δεν επηρεάζεται από τη θέση της πυέλου (196). Στην πλευρά του μηριαίου αντιθέτως, δεν υπήρχε διαφορά όταν χρησιμοποιήθηκε είτε ο ελάσσων τροχαντήρας είτε το κέντρο της μηριαίας κεφαλής.

Σε ασθενείς με Συγγενή Νόσο του ισχίου, τα σημεία teardrop μπορεί να είναι δύσκολο να καθοριστούν. Ομοίως, σε ασθενείς με εκσεσημασμένη παραμόρφωση της μηριαίας κεφαλής μπορεί να υπάρχουν δυσκολίες στην καθορισμό του κέντρου της, ενώ το σχήμα και η εγγύς και άπω συμβολή του ελάσσονος τροχαντήρος με το φλοιό του μηριαίου μπορεί να διαφοροποιηθούν εξαιτίας της στροφής του μηριαίου (197).

Απαιτείται μεγάλη προσοχή καθώς πιθανή μόνιμη παραμόρφωση σε προσαγωγή, απαγωγή ή και κάμψη πρέπει να εκτιμάται και να ποσοτικοποιείται. Για παράδειγμα μία σύγκαμψη μπορεί να οδηγήσει σε υπερ-εκτίμηση της βράχυνσης. Συνήθεις αιτίες αποτελούν η σκολίωση, η μόνιμη πυελική κλίση και η παραμόρφωση του ετερόπλευρου άκρου (198). Η πυελική λοξότητα έχει ως αποτέλεσμα την φαινομενική διαφορά μήκους. Η χρόνια οσφυϊκή παθολογία μπορεί να παράγει πυελική λοξότητα. Ο χειρουργός πρέπει να ενημερώσει προεγχειρητικά τους ασθενείς ότι η χειρουργική ομάδα δεν μπορεί να διορθώσει το πρόβλημα, καθώς κάθε τέτοια απόπειρα θα είχε ως αποτέλεσμα την επιμήκυνση ή την βράχυνση του πραγματικού μήκους του σκέλους, που και τα δύο συνδέονται με προβλήματα. Η βράχυνση του πραγματικού μήκους μπορεί να οδηγήσει σε αστάθεια. Η επιμήκυνση μπορεί να προκαλέσει τραυματισμό στις νευρικές δομές (199).

Από την άλλη πλευρά υπάρχει η μέθοδος της αξονικής τομογραφίας (CT Scanogram ή Topogram), που χρησιμοποιεί μία προσθιοπίσθια λήψη πάνω από την πύελο και ολόκληρα τα κάτω άκρα (200). Η ακρίβεια και η αξιοπιστία της μεθόδου έχει βρεθεί πολύ υψηλή (201). Στα μειονεκτήματα της μεθόδου συγκαταλέγονται η μη διαθεσιμότητά της σε όλα τα κέντρα, η αναγκαιότητα προηγούμενου προγραμματισμού και το υψηλότερο κόστος. Η διαφορά μήκους ορίζεται ως η διαφορά σε mm μεταξύ του αθροίσματος του μηριαίου και του κνημιαίου μήκους στο χειρουργημένο και στο υγιές άκρο (**Εικ. 30**).



Εικ. 30: Μέτρηση της διαφοράς μήκους των κάτω άκρων με CT-scanogram. [Αναπαραγωγή από Kjellberg M et al. *Measurement of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. The reliability of a plain radiographic method compared to CT-scanogram. Skeletal Radiology. 2011 Apr 14;41(2):187–91*]

Μερικοί χειρουργοί συστήνουν τη χρήση συστημάτων καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή (210,211). Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούν εξελιγμένους ηλεκτρονικούς αλγορίθμους και συστήματα εντοπισμού για να επιτρέψουν στον χειρουργό να καθορίσει την τρισδιάστατη τοποθέτηση των εργαλείων και των εμφυτευμάτων κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Σε αντίθεση με την κοτυλαία

πλευρά, λίγες μόνο μελέτες αφορούν στην τοποθέτηση του μηριαίου στυλεού με τη χρήση συστημάτων καθοδήγησης (212,213) και δύο μελέτες εξετάζουν την επίδραση των συστημάτων καθοδήγησης στην διαφορά μήκους (214,215). Ο Renkawitz και συν. σε μία μελέτη με συνθετικά οστά δημοσίευσε ότι η καθοδήγηση από υπολογιστή βοηθά στην αποκατάσταση τόσο του μήκους του σκέλους όσο και του offset (208). Μία πτωματική μελέτη από τον ίδιο συγγραφέα έδειξε ότι η διεγχειρητική εκτίμηση του μήκους του σκέλους και του offset χρησιμοποιώντας υπολογιστικό αλγόριθμο χωρίς εικόνες είναι αξιόπιστη και ακριβής (209), ενώ ο Manzotti και συν. δημοσίευσε ότι η ηλεκτρονική καθοδήγηση βοηθά στην αποκατάσταση του μήκους (207). Από την άλλη πλευρά ο Mainard και συν. υποστηρίζει ότι δεν υπάρχει σαφές προβάδισμα με τη χρήση τεχνικών καθοδήγησης (206).

Δεν υπάρχει συμφωνία στην βιβλιογραφία για το τι συνιστά σημαντική διαφορά μήκους μετά την ΟΑΙ (192). Στο 60-95% του πληθυσμού υπάρχουν διαφορές μήκους μέχρι 10 mm. Ο O'Brien και συν. δημοσίευσε ότι κανείς από τους εξεταζόμενους δεν αντιλήφθηκε διαφορά 5 mm, ενώ όλοι κατάλαβαν διαφορά 20 και 25 mm. Το 96.7% αντιλήφθηκε διαφορά της τάξεως των 10 mm και αρκετοί συγγραφείς συνιστούν ότι η διαφορά μήκους δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 10 mm (211), καθώς διαφορά μέχρι 10 mm δεν επηρεάζει τις λειτουργικές παραμέτρους της βάρδισης (212) και παρέχει ένα ικανοποιητικό αποτέλεσμα για τους περισσότερους ασθενείς (189,221). Οι Della Valle και Di Cesare υποστηρίζουν ότι διαφορά μεγαλύτερη από 1 cm είναι υπεύθυνη για χωλότητα και πυελική λοξότητα, όπως και για άσηπτη χαλάρωση και αποτυχία της αρθροπλαστικής (214). Οι Maloney και Keeney επίσης αναφέρουν ότι διαφορά μεγαλύτερη από 1 cm δεν είναι καλά ανεκτή (164), ενώ οι Konyves και Bannister ότι η διαφορά μήκους γίνεται αντιληπτή όταν η επιμήκυνση υπερβαίνει τα 6 mm και η βράχυνση τα 10 mm (165). Ο Wylde και συν. βρήκε ότι το ένα τρίτο από 1149 ασθενείς συνδέουν την διαφορά μήκους με πτωχά λειτουργικά αποτελέσματα της ΟΑΙ (215).

Οι αναφορές στην βιβλιογραφία όσον αφορά τα λειτουργικά επακόλουθα της διαφοράς μήκους είναι σπάνιες. Ο Lai και συν. κατέδειξε τη χρησιμότητα της διόρθωσης της ετερόπλευρης διαφοράς μήκους σε ισχία με συγγενή νόσο στην αποδοτικότητα της βάρδισης και στην συμμετρία στο μετωπιαίο επίπεδο (216). Ο Bhave και συν. (217) σε μία μελέτη των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους,

δημοσίευσε ότι η επιμήκυνση ενός κοντού άκρου επανέφερε τη συμμετρία στο βάδισμα και βοήθησε στην υποχώρηση του οσφυϊκού άλγους, ενώ ο Gurney και συν. (190) ότι η τεχνητή επιμήκυνση πάνω από 2 cm του ενός άκρου με την τοποθέτηση προθεμάτων μέσα στα υποδήματα είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση της κατανάλωσης οξυγόνου κατά την βάδιση. Σε ηλικιωμένους ασθενείς με καρδιακά, πνευμονολογικά ή και νευρολογικά προβλήματα, το ίδιο μπορεί να συμβεί και για μήκη μικρότερα από 2 cm. Ομοίως ο Benedetti και συν. αναφέρει ότι επιμήκυνση μέχρι 2 cm δεν επιφέρει αξιοσημείωτες αλλαγές στην κινηματική και στις δυνάμεις που ασκούνται στην άρθρωση του ισχίου και δεν μεταβάλλει τη συμμετρία της κίνησης και τις παραμέτρους χρόνου-απόστασης (218). Οι συγγραφείς καταλήγουν στο ότι η διόρθωση διαφορών μέχρι 2 cm με ένθετα υποδημάτων δεν δικαιολογείται από εμβιομηχανική άποψη. Ας έχουμε υπόψιν μας ότι τα ανυψωτικά πέλματος δεν είναι πάντοτε καλά ανεκτά. Τέλος, οι Vink και Huson δημοσίευσαν σημαντική αύξηση στην ηλεκτρομυογραφική δραστηριότητα των παρασπονδυλικών μυών μόνο όταν η διαφορά μήκους ξεπερνούσε τα 3 cm (219). Μόνο μία μελέτη στην ορθοπαιδική βιβλιογραφία υποστηρίζει ότι η διαφορά μήκους δεν έχει καμία επίδραση στην λειτουργική έκβαση της αρθροπλαστικής (220). Οι περισσότεροι χειρουργοί αντιλαμβάνονται ότι είναι ένα σημαντικό πρόβλημα που πρέπει να αποφεύγεται (207,229-231).

Στο σημείο αυτό πρέπει να διαφοροδιαγνωστεί η πραγματική διαφορά μήκους από την λειτουργική ανισοσκελία, μία παροδική κατάσταση αίσθησης ανισότητας των σκελών η οποία υποχωρεί γρήγορα με την φυσιοθεραπεία (184). Πρέπει επίσης να τονιστεί ότι η αντίληψη της διαφοράς μήκους είναι μεγαλύτερη από την πραγματική διαφορά και αυτό οφείλεται στην λοξότητα της πύελου, στην αλλαγή της ιδιοδεκτικότητας του ισχίου ή στην εκδήλωση γενικότερης δυσαρέσκειας από τον ασθενή. Για τον λόγο αυτό είναι απαραίτητο οι ασθενείς να ενημερώνονται πριν το χειρουργείο για την πιθανότητα αντίληψης διαφοράς μήκους (215).

Είναι λοιπόν απαραίτητη για την αποκατάσταση του μήκους αλλά και βιβλιογραφικά τεκμηριωμένη η χρήση τεχνικών προεγχειρητικού templating, διεγχειρητικών τεχνικών ψηλάφησης οστικών οδηγών σημείων και εφαρμογής σωστής τάσης στα μαλακά μόρια, χρήσης τεχνικών διεγχειρητικής μέτρησης,

διεγχειρητικού ακτινολογικού ελέγχου και συστημάτων καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή (232,233).

Υπάρχουν μελέτες που δείχνουν εξαιρετική αποκατάσταση του μήκους του σκέλους με προεγχειρητικό templating και διεγχειρητικές ακτινογραφίες (222). Το προεγχειρητικό templating είναι θεμελιώδους σημασίας. Τα πλεονεκτήματα περιλαμβάνουν τον ακριβή προσδιορισμό του μεγέθους των προθέσεων, την επακόλουθη μεγιστοποίηση της επιβίωσης των εμφυτευμάτων και την ελαχιστοποίηση των διεγχειρητικών επιπλοκών (224). Επιπρόσθετα, το templating βοηθά στην επίτευξη του επιθυμητού offset και μήκους, που μπορεί να οδηγήσει σε καλύτερη λειτουργία των απαγωγών, λιγότερη χωλότητα και ανάγκη χρήσης βοηθημάτων βάδισης (136).

Η προεγχειρητική μέτρηση της διαφοράς μήκους όμως δεν θα οδηγήσει από μόνη της στην ακριβή αποκατάσταση του μήκους του σκέλους μετά την ΟΑΙ. Ο χειρουργός πρέπει να χρησιμοποιήσει την πληροφορία αυτή για να καθορίσει το επίπεδο της οστεοτομίας. Έχουν περιγραφεί διάφορες μέθοδοι υπολογισμού της αλλαγής του μήκους του σκέλους κατά τη διάρκεια του χειρουργείου. Σε αυτές περιλαμβάνεται η σύγκριση των διαστάσεων του οστεοτομηθέντος οστού με τις διαστάσεις που θα αντικατασταθούν από τη χρησιμοποιούμενη πρόθεση (221,235), η σύγκριση της απόστασης ανάμεσα στο κέντρο της δοκιμαστικής κεφαλής και στον ελάσσονα τροχαντήρα (236,237), η χρήση μηχανικών σφιγκτήρων και μετρητών (190,201,229) και η χρήση καρφίδων αναφοράς στην πύελο (230,238).

Οι συσκευές διεγχειρητικής μέτρησης τυπικά μετράνε την απόσταση ανάμεσα σε μία καρφίδα που εισάγεται στο λαγόνιο οστόν και σε ένα σημείο στον μείζονα τροχαντήρα, όπως περιγράφηκε από τον Harris (190,194,201,229,239,240). Οι Woolson και Harris χρησιμοποίησαν έναν μετρητή τοποθετημένο σε μία βελόνη Steinman (230). Οι McGee και Scott κάμπτουν την βελόνη Steinman μέχρι να ακουμπήσει τον μείζονα τροχαντήρα (231). Ο Jasty και συν. χρησιμοποιεί στη μέθοδό του έναν μετρητή ο οποίος προσαρμόζεται στην βελόνη Steinman και δημοσίευσε ποσοστό 87% των 85 ασθενών του να βρίσκονται μέσα στο όριο των 5 mm από το ετερόπλευρο ισχίο (232). Ο Bose περιέγραψε τη χρήση ενός μετρητή και ενός μοχλού που προσαρμόζονται στην βελόνη Steinman (221). Ο Mihalko και συν. χρησιμοποίησε έναν κοχλία στο λαγόνιο και ένα κατσαβίδι για να μετρήσει την

απόσταση από τον μείζονα τροχαντήρα (186). Ο Shiramizu και συν. δημοσίευσε τη χρήση ενός μετρητή σχήματος L προσαρτημένου στη βελόνη Steinman (193). Ο Ranawat και συν. τοποθέτησε μία προσωρινή βελόνη στην υπο-κοτυλιαία εντομή και δημοσίευσε ότι το 84% των ασθενών στη σειρά του ήταν μέσα στο όριο των 3 mm από το προβλεπόμενο μήκος (182).

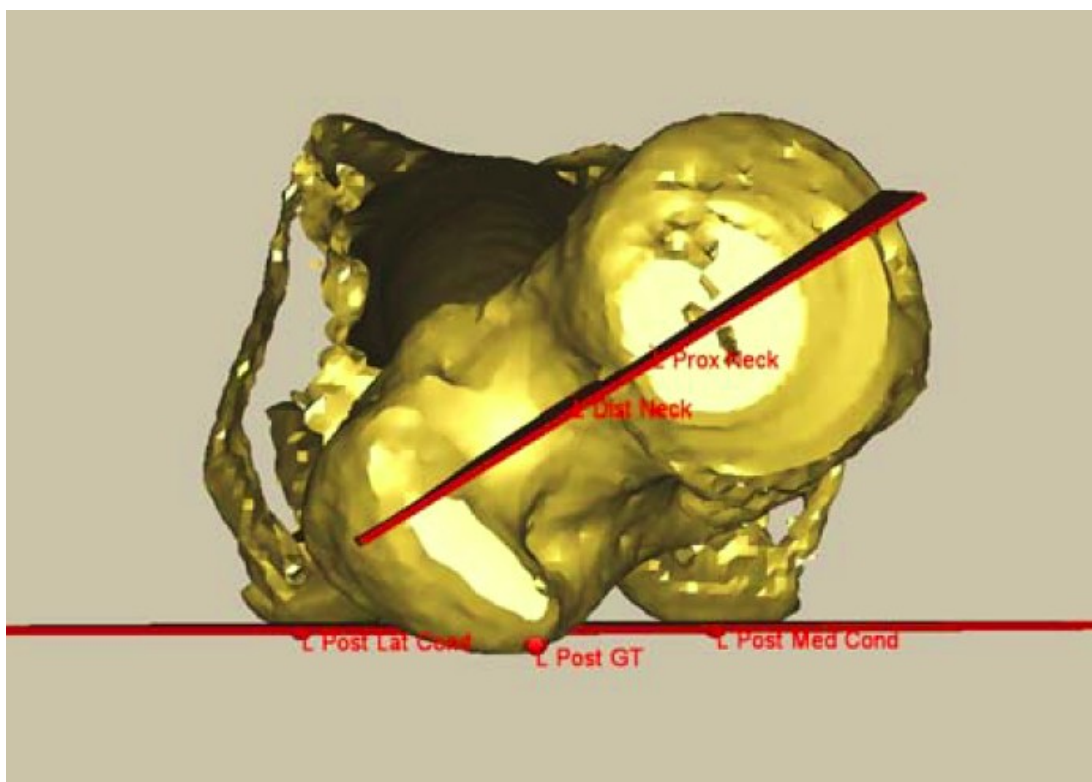
Μία πιθανή πηγή λάθους σε όλες τις παραπάνω μεθόδους είναι η αποτυχία επανατοποθέτησης του σκέλους στην ίδια θέση που είχε ληφθεί η αρχική μέτρηση. Ο Sarin και συν. έδειξε ότι μία αλλαγή κατά 5° στην απαγωγή έχει σαν αποτέλεσμα αλλαγή στο μήκος του σκέλους κατά 8 mm (233). Για να ελαχιστοποιηθεί το σφάλμα αυτό ο Ranawat και συν. τόνισε τη σημασία της λήψης των μετρήσεων όσο το δυνατόν πιο κοντά στο κέντρο περιστροφής (182).

Ο Stephen Murphy ανέπτυξε μάλιστα μια τεχνική κατά την οποία εμφυτεύεται ο δοκιμαστικός ή/και ο κανονικός μηριαίος στυλεός *in situ*, χωρίς να κοπεί ο μηριαίος αυχένος και να εξαρθρωθεί η άρθρωση του ισχίου. Η μέθοδος χρησιμοποιεί την Kocher-Langenbeck προσπέλαση και προσομοιάζει την εμφύτευση ενός ορθόδρομου ενδομυελικού ήλου. Στη μέθοδο χρησιμοποιείται αρθρωτή πρόθεση με εναλλασσόμενους αυχένες (234). Έτσι ο χειρουργός μπορεί να πειραματιστεί με αυχένες και κεφαλές διαφορετικών μεγεθών μέχρι να αποκαταστήσει το επιθυμητό μήκος και offset. Ανάλογη τεχνική χρησιμοποιείται και στις επεμβάσεις αναθεώρησης, όπου ένας αρθρωτός στυλεός εμφυτεύεται σε ένα τελικό σημείο και εν συνεχεία ένα μεταβλητό σώμα και μια κεφαλή επιλέγονται για την αποκατάσταση των εμβιομηχανικών παραμέτρων (235). Η τεχνική αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε συνδυασμό με τα συστήματα καθοδήγησης με ηλεκτρονικό υπολογιστή χωρίς καρφίδες.

Στην αποκατάσταση του μήκους του σκέλους πρέπει να έχουμε υπόψιν μας ότι μια υψηλή οστεοτομία αυχένος μπορεί να συνδυαστεί με κοντό μήκος αυχένος και ο συνδυασμός αυτός να έχει ως αποτέλεσμα το ίδιο μήκος με τον συνδυασμό χαμηλής οστεοτομίας αυχένος και μακρού μήκους αυχένος. Παρόλ' αυτά ο πρώτος συνδυασμός παρέχει λιγότερο μηριαίο offset και μπορεί να είναι κατάλληλος για περιπτώσεις ισχίων τύπου coxa valga. Ο δεύτερος συνδυασμός, που προσφέρει μεγαλύτερο offset είναι καταλληλότερος για ισχία τύπου coxa vara (236).

3. Αποκατάσταση της πρόσθιας κλίσης του αυχένος του μηριαίου (anteversion)

Για την μέτρηση της φυσικής πρόσθιας απόκλισης του μηριαίου χρησιμοποιούμε ως οδηγιά σημεία το ανώτερο και κατώτερο σημείο του άξονα του μηριαίου αυχένα, την οπίσθια κορυφή του μείζονος τροχαντήρος και την οπίσθια-έσω και οπίσθια-έξω κορυφή των μηριαίων κονδύλων. Από τα οδηγιά αυτά σημεία δημιουργείται ένα μετωπιαίο μηριαίο επίπεδο που εξομοιώνει την τοποθέτηση του μηριαίου σε ένα επίπεδο που ορίζεται από την οπίσθια-έσω, την οπίσθια-έξω κορυφή των οπίσθιων μηριαίων κονδύλων και την οπίσθια κορυφή του μείζονος τροχαντήρος. Το πλάνο της πρόσθιας κλίσης του αυχένος ορίζεται από τα σημεία του μηριαίου αυχένος και έτσι η γωνία μεταξύ των δύο αυτών πλάνων ορίζεται ως η φυσική πρόσθια κλίση (247,248) (Εικ. 31).



Εικ. 31: Ορισμός της φυσικής πρόσθιας κλίσης του μηριαίου αυχένος. [Αναπαράγωγή από Bargar WL et al. *Femoral Anteversion in THA and its Lack of Correlation with Native Acetabular Anteversion. Clinical Orthopaedics and Related Research.* 2009 Aug 28;468(2):527–32]

Η μέτρηση της anteversion του μηριαίου μπορεί να γίνει με διάφορους τρόπους όπως με αξονική τομογραφία (249,250), ανατομική παρασκευή (241), τεχνικές υποβοηθούμενες από ηλεκτρονικό υπολογιστή (242) και διεγχειρητική ακτινοσκόπηση (243). Η διεγχειρητική εκτίμηση είναι περιορισμένης ακριβείας (240), ενώ κάποιοι υποστηρίζουν ότι η μοναδική μέθοδος που μπορεί να επιτύχει ακριβή μέτρηση είναι τα συστήματα καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή (244).

Ο συνιστώμενος στόχος του μηριαίου εμφυτεύματος στην ΟΑΙ είναι η αποκατάσταση της “φυσικής” πρόσθιας κλίσης του αυχένα (στα πλαίσια της φυσικής ανατομίας του μηριαίου) (245). Έχει υποστηριχθεί ότι η εμβιομηχανική γεωμετρία της άρθρωσης επιδρά στην λειτουργία (246), στην πρωτογενή σταθερότητα (247) και στο οστικό remodeling μετά την ΟΑΙ (63). Η σωστή αποκατάσταση της γεωμετρίας της άρθρωσης μπορεί επίσης να αποτρέψει το μετεγχειρητικό εξάρθημα (101). Η πρόσθια κλίση του αυχένα (anteversion), ως βασικό συστατικό της γεωμετρίας επηρεάζει το πρότυπο φόρτισης του μηριαίου και συνεπώς την οστική παραμόρφωση (258,259). Είναι μία παράμετρος που βρίσκεται υπό τον έλεγχο του χειρουργού κατά την διάρκεια της ΟΑΙ. Επηρεάζει θεμελιωδώς τη λειτουργία του ισχίου, τη φόρτιση της μηριαίας ενδοπρόθεσης και τελικά την έκβαση της αρθροπλαστικής (260,261). Έχει υποστηριχθεί ότι η anteversion παίζει σημαντικότερο ρόλο στην μεταφορά των φορτίων από την πρόθεση στο οστόν (252). Ο Kleemann και συν. (176) δημοσίευσε ότι αύξηση της anteversion από 4° στις 24° είχε ως αποτέλεσμα υψηλότερες δυνάμεις στους μύες και στις επιφάνειες της άρθρωσης αυξάνοντας τα οστικά φορτία κατά 16 %, ενώ τα φορτία στο οστικό τσιμέντο αυξήθηκαν κατά 52% κατά τη διάρκεια της βάδισης και 35% κατά την ανάβαση σε σκάλα, αυξάνοντας έτσι τον κίνδυνο άσηπτης χαλάρωσης και αποτυχίας της αρθροπλαστικής. Οι συγγραφείς τόνισαν επίσης ότι η επίδραση της anteversion στα φορτία που αναπτύσσονται ήταν μεγαλύτερη από την πλάγια απόκλιση από το κέντρο περιστροφής (offset) και ότι ο χειρουργός πρέπει να είναι ιδιαίτερα προσεκτικός και να αποφεύγει τις μεγάλες τιμές. Ο Heller και συν. (250) δημοσίευσε ότι αυξάνοντας την anteversion στην γωνία των 30° αυξάνονται οι δυνάμεις επαφής στις αρθρικές επιφάνειες και ο μοχλοβραχίονας στο μετωπιαίο επίπεδο. Έτσι, οι συγγραφείς προτείνουν ότι μεγάλες αλλαγές σε σύγκριση με τις προεγχειρητικές τιμές θα πρέπει να αποφεύγεται. Από την άλλη πλευρά έχει επίσης υποστηριχθεί ότι όσο μεγαλύτερη είναι η anteversion, τόσο μικρότερη είναι η ροπή

που τείνει να περιστρέψει εσωτερικά το εμφύτευμα. Έτσι η αυξημένη anteversion βρέθηκε ότι αυξάνει την σταθερότητα της πρόθεσης Charnley Elite (19).

Η φυσική anteversion μπορεί να ποικίλει και σε μία μελέτη του Reikeras και Hoiseth (253) η προεγχειρητική anteversion σχετίστηκε με την έκταση της εκφυλιστικής νόσου, υπονοώντας ότι μπορεί να αποτελεί και μέρος της αιτιολογίας της (261,262). Διάφοροι συγγραφείς έχουν ανακοινώσει τιμές της φυσικής anteversion στο ανεγχείρητο μηριαίο. Ο Maruyama και συν. (241) δημοσίευσε μέση τιμή 11.6° (11.1° στους άντρες και 12.2° στις γυναίκες) σε μία πτωματική μελέτη. Μία μελέτη με μετρήσεις από αξονικό τομογράφο αναφέρει μέση anteversion σε ισχία Ινδών 8° (εύρος, 6.5°- 10°) (254). Ο Reikeras και συν. (253) χρησιμοποιώντας μετρήσεις από αξονικό τομογράφο μέτρησε την anteversion στις 13° ± 7° στα φυσιολογικά ισχία και στις 20° ± 9° σε ασθενείς με οστεοαρθρίτιδα. Ο Braten και συν. (255) χρησιμοποίησε μέτρηση με υπερήχους και βρήκε μέση τιμή σε άνδρες 14° και σε γυναίκες 18°. Ο Sugano και συν. (256) αναφέρουν ότι η φυσική μηριαία anteversion είναι 19.8 ± 9.3°, ενώ οι Tonnis και Heinecke (257) ότι η φυσική μηριαία και κοτυλιαία anteversion είναι μεταξύ 15° και 20°. Φαίνεται ότι η φυσική anteversion παίρνει μεγάλο εύρος τιμών (**Εικ. 32**). Στις μελέτες αυτές οι δημοσιευμένες τιμές εξαρτώνται από τη μέθοδο που χρησιμοποιήθηκε αλλά και από το αν αφορούν φυσιολογικά ή παθολογικά ισχία. Σε περιπτώσεις οστεοαρθρίτιδας λόγω δυσπλασίας του ισχίου έχουν δημοσιευτεί ακόμη μεγαλύτερες τιμές διόρθωσης (-71° ως 35°) με τη χρήση εξατομικευμένων προθέσεων (custom-made stems) (258) ενώ η μέση προεγχειρητική μηριαία πρόσθια απόκλιση ήταν 38.6° (2°-86°) (259).

Author	Patients	Range	Mean (SD)	Method	Gender
Maruyama et al. (2001)	100 pelvises, normal joints	-15° to 34°	10° (9)	craniometer, osteometric board	no significant difference in antetorsion
Anda et al. (1991)	33 dysplastic hips, CE < 20°	2° to 45°	20° (12)	2D CT scans	
Husmann et al. (1997)	310 hips with osteoarthritis	0° to 45°	25° (9)	2D CT scans	
Sugano et al. (1998)	30 patients without deformity	3° to 50°	20° (9)	3D reconstructed CT scans	M: 17° ± 7 W: 23° ± 11 but not significant
Sariali et al. (2009)	223 patients with osteoarthritis	0° to 50°	22° (9)	3D reconstructed CT scans	

Εικ. 32: Τιμές πρόσθιας κλίσης του μηριαίου αυχένα [Αναπαραγωγή από Sendtner E et al. Stem torsion in total hip replacement. *Acta Orthopaedica*. 2010 Oct;81(5):579–82]

Ο Dorr και συν. (239) μέτρησε την μέση μετεγχειρητική anteversion με τρισδιάστατη αξονική τομογραφία χρησιμοποιώντας έναν press-fit στυλεό και παρατήρησε μέση τιμή $10.2^{\circ} \pm 7.5^{\circ}$ με εύρος από -8.6° retroversion σε 27.1° anteversion. Παρομοίως, οι Wines και McNicol (240) χρησιμοποιώντας μετρήσεις αξονικής τομογραφίας σημείωσαν μέση anteversion 16.8° με εύρος από -15° retroversion σε 45° anteversion, ενώ ο Pierchon και συν. χρησιμοποιώντας και αυτοί μετεγχειρητικές μετρήσεις από αξονικό τομογράφο δημοσίευσαν τιμές από -30° έως $+45^{\circ}$. Ο Sendtner και συν. (260) χρησιμοποιώντας διεγχειρητική καθοδήγηση από υπολογιστή παρατήρησε μέση anteversion 18° , με εύρος από -13° οπίσθια κλίση (retroversion) σε 38° anteversion, όταν η καθήλωση του στυλεού ήταν χωρίς τσιμέντο.

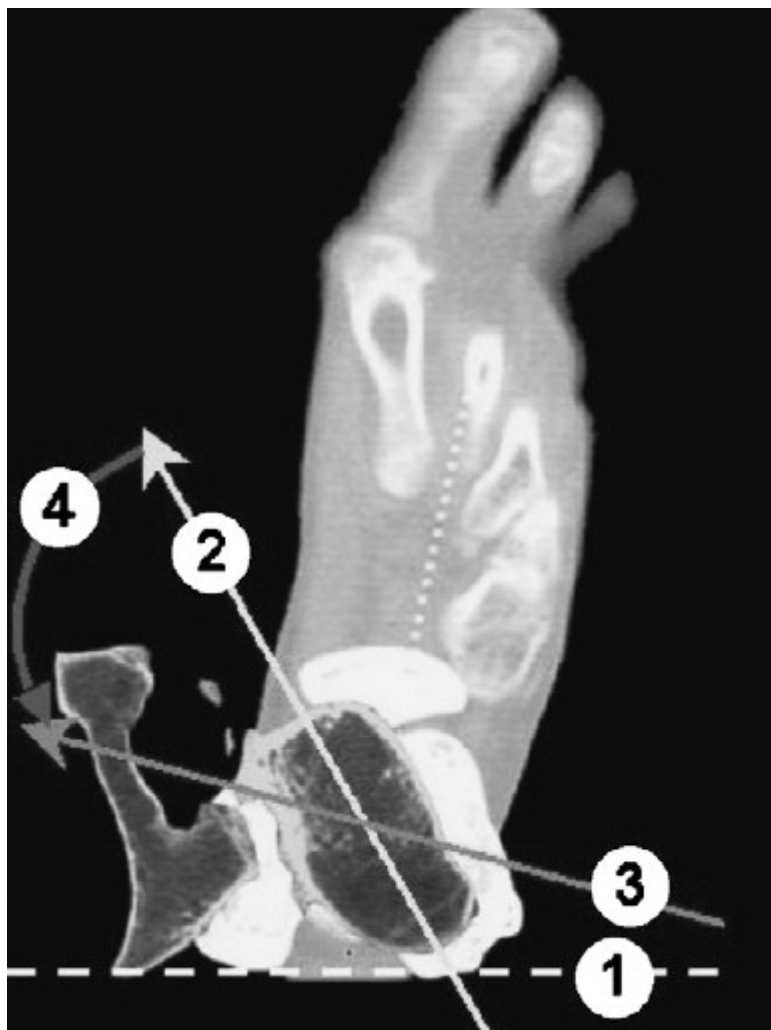
Η βέλτιστη τιμή μηριαίας anteversion δεν έχει σαφώς καθοριστεί και στην βιβλιογραφία αναφέρονται τιμές από 10° έως 20° (239) και από 10° έως 30° (109). Είναι γεγονός, όπως έχει δημοσιευτεί και από τον Dorr και συν. (244) ότι η θέση του στυλεού που τοποθετείται με την τεχνική press fit προκαθορίζεται από το σχήμα του καναλιού του μηριαίου με την εντύπωση ότι έτσι έχει αποκατασταθεί η “φυσιολογική” anteversion του μηριαίου. Σύμφωνα όμως με τον Emerson (243) η μετεγχειρητική θέση του μηριαίου στυλεού είναι σταθερά με μεγαλύτερη πρόσθια κλίση από την προεγχειρητική, 8.1° κατά μ.ο., έτσι δεν μπορεί να υποστηριχθεί ότι η χρήση ενός press fit στυλεού αποκαθιστά την “φυσιολογική” anteversion του μηριαίου. Αυτό οφείλεται πιθανώς στο ότι το κανάλι του μηριαίου έχει μεγαλύτερη πρόσθια κλίση στο επίπεδο του κατώτερου αυχένος και στην διατροχαντήριο περιοχή από ότι στην ανώτερη περιοχή του αυχένος και κατά συνέπεια στην κεφαλή. Έγιναν προσπάθειες να προβλεφθεί η πρόσθια κλίση του στυλεού με τρισδιάστατο προεγχειρητικό σχεδιασμό (11). Ακόμη και με τη χρήση ανατομικών στυλεών χωρίς τσιμέντο, οι συγγραφείς βρήκαν ότι η πρόσθια κλίση του στυλεού ήταν σημαντικά διαφορετική από την τιμή της ανατομικής πρόσθιας κλίσης του μηριαίου. Ο Jerosh και συν. δημοσίευσαν ότι η διαφορά αυτή είναι κατά μέσο όρο 11° (261), ενώ ο Bargar και συν. βρήκαν ότι η μέση anteversion της πρόθεσης ήταν μεγαλύτερη από την φυσική μηριαία anteversion κατά 8.7° (238). Οι συγγραφείς λοιπόν προτείνουν ότι όταν ο χειρουργός χρησιμοποιεί στυλεό που εφαρμόζει στην μετάφυση του μηριαίου, δεν πρέπει να χρησιμοποιεί την φυσική μηριαία anteversion για να προβλέψει την anteversion του μηριαίου εμφυτεύματος.

Ιδιαίτερη μνεία πρέπει να γίνει και στο γεγονός ότι η anteversion του στυλεού σε σχέση με το μηριαίο οστόν επηρεάζεται από την πρόσθια κύρτωση της μηριαίας διάφυσης, που μπορεί να φτάσει μέχρι και τις 10° (241). Όσο μεγαλύτερη είναι αυτή, τόσο ελαττώνεται η σχετική anteversion του στυλεού σε σχέση με το μηριαίο οστόν. Αυτός ο παράγοντας επηρεάζει περισσότερο τους ευθείς στυλεούς χωρίς τσιμέντο από τους ανατομικούς στυλεούς κεντρικής καθήλωσης χωρίς τσιμέντο, που ως ένα βαθμό ενσωματώνουν την anteversion της μετάφυσης (262).

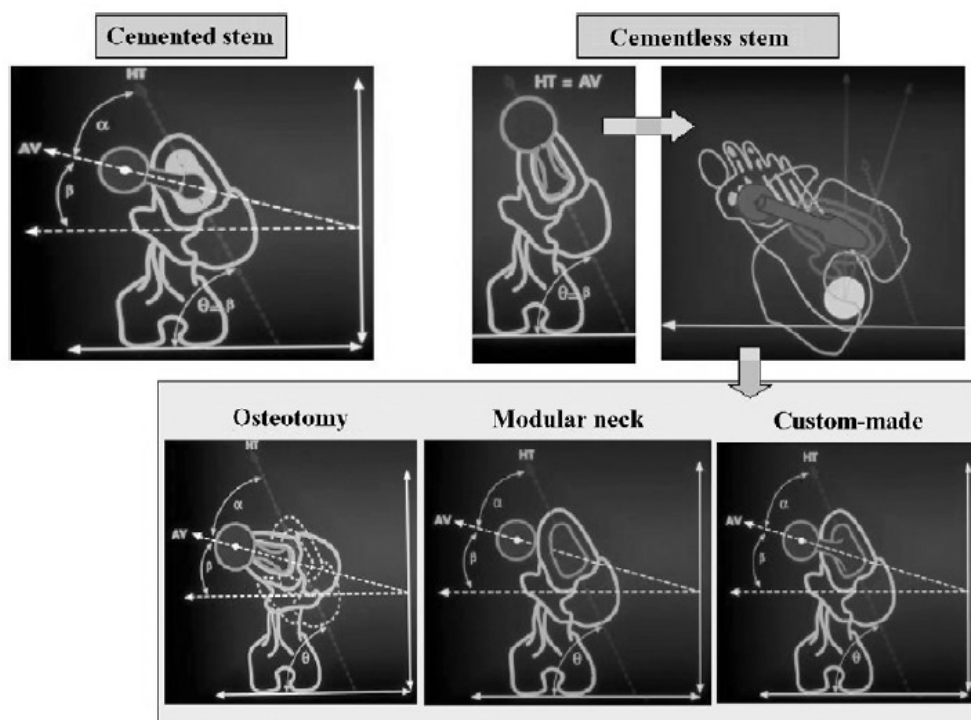
Με τη χρήση Υπολογιστικής Τομογραφίας (CT Scan) μπορούν να μελετηθούν άλλα επίπεδα αναφοράς, όπως το εγκάρσιο επίπεδο, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τη μέτρηση της πρόσθιας κλίσης του αυχένος (anteversion) (144,156,273). Επιπρόσθετα, εφόσον η στροφή του μηριαίου (helitorsion) μπορεί να αλλοιώσει την ακρίβεια των μετρήσεων, η CT είναι η μόνη μέθοδος που μπορεί να καθορίσει τον ακριβή άξονα εισαγωγής του stem (που αντιστοιχεί στην helitorsion του μηριαίου) και τον ακριβή άξονα της anteversion (άξονας του αυχένος του μηριαίου). Στο σημείο αυτό πρέπει να τονιστεί ότι η anteversion επηρεάζεται επίσης από την στροφή της διάφυσης του μηριαίου (helitorsion) μέχρι και το επίπεδο των 20 mm πάνω από το επίπεδο του ελάσσονος τροχαντήρος, που σχετίζεται στατιστικά με την πρόσθια κλίση του αυχένος, αλλά η helitorsion δεν σχετίζεται απαραίτητα με την anteversion σε κάθε μηριαίο (βρέθηκε διαφορά anteversion-helitorsion πάνω από 10° για το 25% των μηριαίων που μελετήθηκαν) (263).

Μόλις έχουμε υπολογίσει την επιθυμητή anteversion είναι κατόπιν εύκολο να υπολογίσουμε την γωνία α , που ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ της helitorsion του στυλεού και της anteversion (**Εικ. 33**). Έτσι μπορεί να γίνει ακριβής υπολογισμός όλων των εμβιομηχανικών παραμέτρων λαμβάνοντας υπόψιν τις απαιτήσεις του χειρουργού. Η helitorsion του μηριαίου μπορεί να έχει μεγάλες αποκλίσεις σε δευτερογενή οστεοαρθρικά ισχία και μικρότερη απόκλιση σε πρωτογενή, εμφανίζει παρ' αυτά εξατομικευμένες αποκλίσεις (78,158). Σε προεγχειρητική ανάλυση που περιελάμβανε 1280 εξατομικευμένες αρθροπλαστικές (684 πρωτοπαθείς οστεοαρθρίτιδες, 162 οστεονεκρώσεις, 129 δυσπλασίες ισχίου, 66 συγγενή εξάρθρηματα και 116 ισχία με άλλη παθολογία), η helitorsion κυμαίνεται από -29° έως $+118^\circ$ (153).

Ένας στυλεός τοποθετημένος με τσιμέντο ο οποίος είναι ελαφρώς μικρότερου μεγέθους από τον μηριαίο αυλό μπορεί να περιστραφεί μέσα στον μανδύα του τσιμέντου έτσι ώστε να αποκτήσει την επιθυμητή γωνία anteversion. Αν βέβαια ο στυλεός τοποθετηθεί χωρίς τσιμέντο, τότε θα ακολουθήσει τη λογική της εγγύς καθήλωσης με όσο το δυνατόν καλύτερη εφαρμογή στη μετάφυση και θα τοποθετηθεί βάσει και της helitorsion (η οποία μπορεί να είναι και ιδιαιτέρως αυξημένη ή ελαττωμένη). Έτσι όμως μπορεί να προκύψει πρόσθια αστάθεια ή υπερβολική εσωτερική στροφή του σκέλους. Στις περιπτώσεις αυτές είναι χρήσιμη μία οστεοτομία διόρθωσης της στροφής, μία πρόθεση με αρθρωτό αυχένα ή μία εξατομικευμένη πρόθεση. Μία ακόμη λύση είναι η χρήση ευθέων στυλεών περιφερικής λογικής στήριξης, καθώς μπορούν να εισαχθούν πρακτικά σε οποιαδήποτε στροφή (**Εικ. 34**).



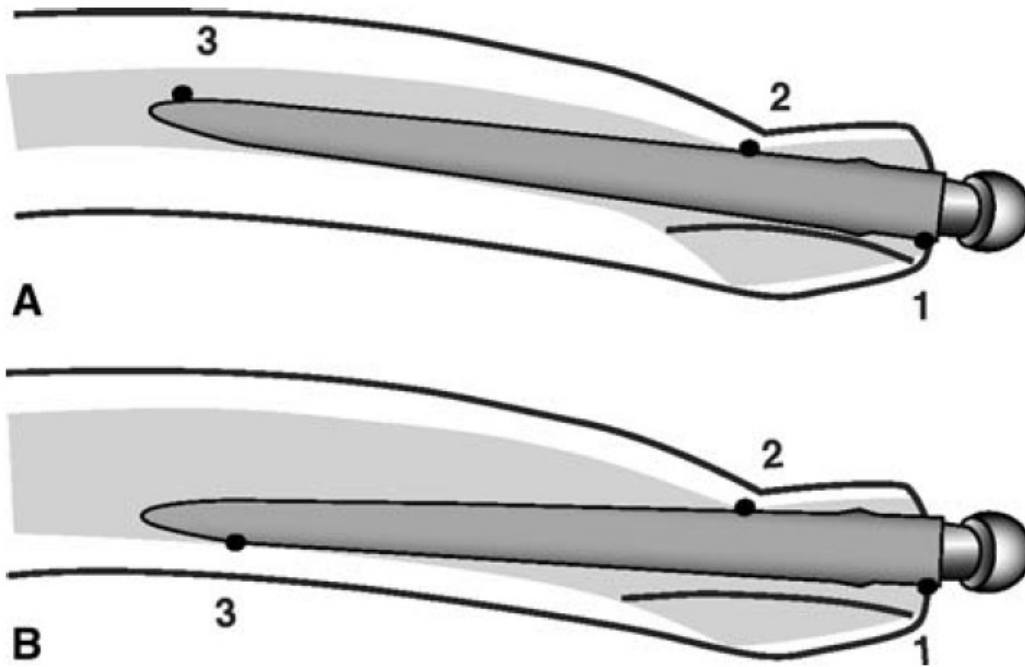
Εικ. 33: Μέτρηση των ανατομικών παραμέτρων του μηριαίου με την βοήθεια αξονικής τομογραφίας: 1. Οπίσθιος διακονδύλιος άξονας 2. Helitorsion μηριαίου 3. Anteversion πρόθεσης 4. Γωνία α [Αναπαράγωγή από *Lecerf G et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res. 2009 May;95(3):210–9]*



Εικ. 34: Τοποθέτηση του στυλεού ανάλογα με τον τύπο της πρόθεσης και τον τρόπο σταθεροποίησης. [Αναπαραγωγή από Lecerf G et al. *Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. Orthop Traumatol Surg Res. 2009 May;95(3):210–9]*

Στο παρελθόν που η σταθεροποίηση των στυλεών γινόταν κυρίως με τσιμέντο, ο χειρουργός είχε δυνατότητα ρύθμισης της anteversion από 10° έως 20° σύμφωνα με τον Dorr και συν. (244). Με τη χρήση των νεότερων στυλεών που η σταθεροποίησή τους βασίζεται στην πλήρη πλήρωση της μετάφυσης και κατόπιν στην ανάπτυξη οστεο-ενσωμάτωσης, υπάρχει μικρότερη δυνατότητα ρύθμισης, η οποία μάλιστα εξαρτάται από το σχέδιο του στυλεού και τα εργαλεία που χρησιμοποιούνται. Ένας στυλεός που θα τοποθετηθεί μετά από γλυφανισμό θα εφαρμόσει διαφορετικά από έναν στυλεό που θα τοποθετηθεί μετά από προετοιμασία με ράσπες και ένας στυλεός σε σχήμα λεπίδας διαφορετικά από έναν στρογγυλού σχήματος (243). Αν χρησιμοποιηθεί στυλεός με τσιμέντο, ο χειρουργός μπορεί να τον τοποθετήσει στην επιθυμητή anteversion, αλλά όπως παρατήρησε ο Dorr και συν. (239) για τους στυλεούς που τοποθετούνται με την αρχή της ενσφήνωσης, υπάρχει ελαττωμένη ρυθμισιμότητα. Οι στυλεοί, οποιασδήποτε γεωμετρίας και αν είναι, περιορίζονται από την οστική anteversion, τον προσθιοπίσθιο ισθμό στο επίπεδο του ελάσσονος

τροχαντήρος και την οπίσθια προεξοχή του οστού στα μηριαία τύπου A και B κατά Dorr (109,251,275) (Εικ. 35). Οι στυλεοί που καθιλώνονται με μηχανισμό σφήνας έχουν μέχρι και 5° στροφικής ελευθερίας, ενώ αυτοί που η καθήλωσή τους βασίζεται στην πλήρωση της μετάφυσης δεν έχουν καμία στροφική ευελιξία (244).



Εικ. 35: (A) Καθορισμός της anteversion του στυλεού στα μηριαία τύπου A και B κατά Dorr. Τα ανατομικά σημεία που παίζουν ρόλο είναι τα σημεία που καθορίζουν την anteversion του αυχένος, ο προσθιοπίσθιος ισθμός (πρόσθιος φλοιός και το αληθές μηριαίο calcar) στο επίπεδο του ελάσσοнос τροχαντήρος και το οπίσθιο περύγιο του οστού. (B) Ο οστεοπορωτικός τύπος C έχει μεγάλο εύρος ενδομυελικού καναλιού και έτσι ο ισθμός και η διάφυση έχουν μικρότερη επίδραση στην anteversion του στυλεού. [Αναπαγωγή από Dorr LD et al. *Combined Anteversion Technique for Total Hip Arthroplasty. Clinical Orthopaedics and Related Research. 2008 Nov 1;467(1):119–27*]

Η πλάγια απόκλιση του μηριαίου από το κέντρο περιστροφής (offset) και η πρόσθια κλίση του αυχένος (offset), σε συνδυασμό με την κοτυλιαία απαγωγή και πρόσθια κλίση αποτελούν μεταβλητές που σχετίζονται με το εύρος κίνησης χωρίς πρόσκρουση μετά την ΟΑΙ. Η πρόσκρουση μετά από ΟΑΙ μπορεί να έχει μια πλειάδα

αρνητικών επιπτώσεων, που περιλαμβάνουν ελαττωμένη κίνηση και λειτουργία, αυξημένες δυνάμεις στο χείλος του πολυαιθυλενίου, που έχουν ως αποτέλεσμα αποσυναρμολόγηση του ένθετου πολυαιθυλενίου ή επιταχυνόμενη χαλάρωση του εμφυτεύματος, απελευθέρωση μεταλλικών σωματιδίων φθοράς από τον αυχένα, επιτάχυνση της φθοράς του πολυαιθυλενίου, αυξάνοντας τον κίνδυνο οστεόλυσης, υπεξάρθρωμα ή και εξάρθρωμα της αρθροπλαστικής (264). Μελέτη προσομοίωσης στον ηλεκτρονικό υπολογιστή από τον Patel και συν. (265) έδειξε ότι για κάθε συνδυασμό απαγωγής της κοτύλης και πρόσθιας κλίσης του μηριαίου, υπάρχει ένα βέλτιστο εύρος κοτυλιαίας πρόσθιας κλίσης που ελαχιστοποιεί την πιθανότητα πρόσκρουσης. Στην χειρουργική πράξη όμως, καθώς και τα δύο εμφυτεύματα υπόκεινται σε περιορισμούς στην τοποθέτησή τους, η κοτύλη από την οστική κάλυψη και η πρόσθια κλίση του μηριαίου από το σχήμα του οστικού καναλιού, η σημασία της συνδυασμένης πρόσθιας κλίσης των εμφυτευμάτων αποκτά μεγαλύτερη σημασία και χρησιμότητα. Η λογική είναι ότι διατηρώντας σταθερή την συνολική anteversion, που αποτελεί το άθροισμα των δύο τιμών, στα επιθυμητά επίπεδα μπορούν να ρυθμιστούν οι επιμέρους τιμές ώστε να επιτευχθεί ο καλύτερος συνδυασμός (109). Η ακρίβεια στην τοποθέτηση του στυλεού αλλά και της κοτύλης βεβαιώνει την σωστή σχέση μεταξύ κεφαλής και κοτύλης χωρίς φαινόμενα πρόσκρουσης σε ολόκληρο το εύρος κίνησης (244). Η συνδυασμένη αυτή τιμή εξηγεί γιατί το ισχίο παραμένει σταθερό σε όλο το εύρος κίνησης (35°) της κοτύλης κατά την αλλαγή της στάσης του σώματος από την ύπτια στην καθιστή θέση (278,279).

Η προαναφερθείσα “ασφαλής ζώνη” ορίζεται ως η περιοχή που πληροί τα κριτήρια του συνιστώμενου εύρους κίνησης της ΟΑΙ, χωρίς εμφάνιση φαινομένων πρόσκρουσης. Είναι σήμερα γενικά παραδεκτό ότι η μεγαλύτερη γωνία αιώρησης και η σωστή τοποθέτηση της κοτύλης και του στυλεού παράγουν μεγαλύτερο θεωρητικό εύρος κίνησης (105,110,280-283). Υπάρχει όμως μία σύνθετη σχέση ανάμεσα στη θέση του αυχένα και της κοτύλης και στον καθορισμό του εύρους κίνησης (109). Σύμφωνα με τον Yoshimine (269) η σωστή σχέση μεταξύ της anteversion της κοτύλης και του αυχένος για μεγιστοποίηση του εύρους κίνησης σύμφωνα με τα μετριοπαθή κριτήρια του εύρους κίνησης και για αυχενομηριαία γωνία 135° δίνεται από τον εξής τύπο: $[(\beta_{\text{anat}}) + 0.77(b) + (a) = 84.3]$, όπου β_{anat} = κοτυλιαία anteversion, b = anteversion του αυχένος και a = κοτυλιαία κλίση, ενώ για τα αυστηρά κριτήρια του εύρους κίνησης ο τύπος είναι $[(\beta_{\text{anat}}) + 0.80(b) + (a) = 90.8]$.

Οι Hisatome και Doi (108) τονίζουν ότι ο βέλτιστος προσανατολισμός των προθέσεων για την αποφυγή του φαινομένου της πρόσκρουσης στην ΟΑΙ είναι μία κοτυλιαία κλίση 45° σε συνδυασμό με τον εξής τύπο: κοτυλιαία anteversion + $0.7 \times$ anteversion στυλεού = 42° . Η μελέτη προτείνει ως ιδανική θέση την τοποθέτηση της κοτύλης στις 45° κλίση και 25° πρόσθια κλίση και την τοποθέτηση του στυλεού σε 25° πρόσθιας κλίσης, όταν ο χειρουργός έχει άπλετη διεγχειρητική ευχέρεια.

Πρώτος ο McKibbin (270) εισήγαγε την έννοια της συνδυασμένης anteversion σε μία μελέτη με πτώματα βρεφών και καθόρισε το φυσιολογικό εύρος στις 30 ως 40° . Οι άντρες είχαν χαμηλότερη συνδυασμένη anteversion από τις γυναίκες σε μία μελέτη με 200 πτώματα ενηλίκων (29.6° έναντι 33.5° , με μέση τιμή μηριαίας anteversion 11.6°) (241). Ο Dorr και συν. δημοσίευσε ότι η ασφαλής ζώνη της συνδυασμένης anteversion είναι 25° έως 50° , ενώ η συνδυασμένη anteversion είχε τιμή $37.6^\circ \pm 7^\circ$ (244). Οι Widmer και Zurfluh (180) στην μαθηματική τους εξομοίωση δημοσίευσαν τιμή συνδυασμένης anteversion 37.3° για την αποφυγή του φαινομένου της προστριβής και δημοσίευσαν ότι για κοτυλιαία κλίση μεταξύ 40° και 42° και κοτυλιαία anteversion μεταξύ 23° και 28° , η anteversion του στυλεού δίνεται από την εξίσωση: κοτυλιαία anteversion + $0.7 \times$ anteversion στυλεού = 37° . Ο Ranawat έκανε δημοφιλή την έννοια της συνδυασμένης anteversion, πρότεινε η τιμή της τελευταίας να είναι 45° και περιέγραψε μια μανούβρα επιτρέπει στον χειρουργό να ελέγξει αν αυτό ισχύει. Στον χειρισμό αυτό που είναι γνωστός και ως Ranawat test γίνεται ένας οπτικός έλεγχος της συνδυασμένης anteversion όταν ο αυχέννας και η κεφαλή είναι στο ίδιο επίπεδο με το κοτυλιαίο άνοιγμα. Ο βαθμός της έσω στροφής που απαιτείται για την ευθυγράμμιση της κεφαλής στην κοτύλη αντιστοιχεί στην συνδυασμένη anteversion (244). Οι Ranawat και Maynard τονίζουν ότι η συνδυασμένη anteversion πρέπει να είναι $10-15^\circ$ υψηλότερη στις γυναίκες (μεταξύ 25° και 35° στους άνδρες και μέχρι 45° στις γυναίκες). Αυτό συμβαίνει επειδή η μηριαία anteversion είναι χαμηλότερη στους άντρες (8.7° έναντι 10.7°) (244). Και άλλοι συγγραφείς όπως ο Yoshimine και συν. (269) και ο Malik και συν. (271) υποστήριξαν την ανωτέρω θεωρία της “ασφαλούς ζώνης”.

Προσανατολισμός των εμφυτευμάτων έξω από το ασφαλές αυτό εύρος θα οδηγήσει σε έκκεντρη φόρτιση και πρόσκρουση προκαλώντας φθορά στις αρθρούμενες επιφάνειες και επηρεάζοντας την σταθερότητα. Όταν υπάρχει

εκσεσημασμένη anteversion στο μηριαίο, η κοτύλη θα χρειαστεί να τοποθετηθεί σε λιγότερη anteversion και όταν ο στυλεός βρίσκεται σε μικρότερη πρόσθια κλίση, η κοτύλη θα πρέπει να τοποθετηθεί σε μεγαλύτερη. Η τυπική χειρουργική τεχνική που χρησιμοποιείται από πολλούς συγγραφείς είναι η τοποθέτηση του μηριαίου εμφυτεύματος στη θέση της καλύτερης εφαρμογής στο μηριαίο κανάλι και στην συνέχεια η τοποθέτηση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος στον σωστό προσανατολισμό ώστε το άθροισμα της πρόσθιας κλίσης της κοτύλης και του στυλεού να εμπίπτει μέσα στα όρια της “ασφαλούς ζώνης” (248,252). Η προτεινόμενη χειρουργική τεχνική και από τον Dorr και συν. (244) είναι η προετοιμασία του μηρού πρώτα, η εκτίμηση της μηριαίας anteversion και εν συνεχεία η εμφύτευση της κοτύλης με τη βοήθεια συστήματος καθοδήγησης από ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Χαμηλότερη συνδυασμένη anteversion προκύπτει όταν η μηριαία anteversion είναι χαμηλή (σύνηθες στους άνδρες). Αν η ανατομική anteversion του στυλεού είναι χαμηλή είναι προτιμότερο να αντισταθμίσουμε το γεγονός αυτό με μεγαλύτερη anteversion στην κοτύλη (15° έως 20°) για να αποφευχθεί η έσω στροφή των δακτύλων και του ποδιού (intoeing). Αν χρησιμοποιηθεί τσιμέντο για την καθήλωση του στυλεού προτιμάται η εμφύτευση της κοτύλης σε anteversion 20° έως 25° και καθηλώνουμε τον στυλεό με τσιμέντο στις 10 έως 15° anteversion, ίσως λίγο χαμηλότερα αν η ανατομική anteversion είναι χαμηλή. Με τη γενικότερη άποψη αυτή συμφωνούν και οι Hisatome και Doi (108). Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι πρώτα πρέπει να εισάγεται το μηριαίο stem και ανάλογα με αυτό να τοποθετείται η κοτύλη όταν δεν υπάρχει η δυνατότητα χρήσης εναλλασσόμενων αυχένων. Σε περιπτώσεις με μηριαία πρόσθια κλίση περισσότερο από 40° ή λιγότερο από 10° , ο χειρουργός πρέπει να σκεφθεί τη χρήση αρθρωτής πρόθεσης με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων ή τη χρήση τσιμέντου για την καθήλωση του στυλεού. Ομοίως, οι συγγραφείς προτείνουν την τοποθέτηση της κοτύλης σε 45° κλίση και 25° anteversion και τον στυλεό σε 25° anteversion.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι αρθρωτές προθέσεις με δυνατότητα χρήσης εναλλασσόμενων τμημάτων (modular) έχουν γίνει πολύ δημοφιλείς στην Ολική Αρθροπλαστική του Ισχίου (ΟΑΙ) από τις αρχές της δεκαετίας του 1990. Οι προθέσεις που ενσωματώνουν μηχανισμό διπλής σφήνας είναι μία υλοποίηση που προσφέρει ξεκάθαρα πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τις προθέσεις μονής σφήνας ή τις μονοκόμματες προθέσεις (1). Έτσι, προσφέρουν αυξημένη ευελιξία στον χειρουργό και τα κλινικά πλεονεκτήματα περιλαμβάνουν τη ρύθμιση του μήκους του σκέλους και της πλάγιας απόκλισης από το κέντρο περιστροφής (offset) του μηριαίου μέσω των αρθρώσεων κεφαλής-αυχένος και αυχένος-στυλεού, της πρόσθιας κλίσης του αυχένος (anteversion) μέσω της άρθρωσης αυχένος-στυλεού, ευκολότερη αναθεώρηση όταν δεν υπάρχει ανάγκη αλλαγής ενός σταθερού στυλεού και βέλτιστη αποκατάσταση της τάσης των μαλακών μορίων και της εμβιομηχανικής του ισχίου (1). Το ύψος της κεφαλής επηρεάζει το λειτουργικό μήκος του αυχένος και επακολούθως τόσο το μήκος του σκέλους όσο και το μηριαίο offset. Έτσι, η διεγχειρητική σταθερότητα μπορεί να επιτευχθεί μέσω της ρύθμισης του ύψους της κεφαλής, αποκαθιστώντας την τάση των μαλακών μορίων. Επιπλέον η ρύθμιση του ύψους της κεφαλής είναι ένας εύκολος και ελκυστικός τρόπος να επιτευχθεί η επιθυμητή σύγκλιση του προεγχειρητικού σχεδιασμού με τις διεγχειρητικές μετρήσεις. Μία τέτοια πρόθεση επιτρέπει καλύτερη θέαση της κοτύλης χωρίς να χρειαστεί να αφαιρεθεί το μηριαίο εμφύτευμα κατά τη διάρκεια της αναθεώρησης (5). Στην εποχή μας που κυριαρχούν οι μικρές τομές, αυτή η επιπλέον άρθρωση επιτρέπει τη δόμηση των επιμέρους τμημάτων in situ μέσω της μικρότερης προσπέλασης (5). Πολλοί συγγραφείς έχουν λοιπόν δημοσιεύσει καλά μέσο- και μακροπρόθεσμα κλινικά αποτελέσματα (54,55,99).

Στον αντίποδα, υπάρχουν μελέτες που αναφέρουν αποτυχία του εναλλασσόμενου αυχένα (14-16). Αποσυναρμολόγηση μπορεί να προκύψει με αποσύνδεση των τμημάτων της πρόθεσης, καθίζηση του στυλεού ή κατά τη διάρκεια της ανάταξης μιας πρόθεσης που έχει υποστεί εξάρθρωμα (17). Η αύξηση του αριθμού των αρθρώσεων στο οικοδόμημα της ΟΑΙ μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση των σωματιδίων φθοράς που εναποτίθενται στους ιστούς της άρθρωσης (33). Τα μεταλλικά αυτά σωματίδια μπορεί να μεταναστεύσουν στην άρθρωση, στις επιφάνειες και στην διεπιφάνεια οστού-εμφυτεύματος, λειτουργώντας ως τρίτο σώμα

και επιταχύνοντας την οστεόλυση (33). Η προσθήκη αρθρώσεων στο σχεδιασμό της ΟΑΙ μπορεί να οδηγήσει σε διάβρωση στις επιφάνειες της άρθρωσης. Οι Goldberg and Gilbert υποστήριξαν την υπόθεση ότι το μικρό κενό που υπάρχει μεταξύ των επιφανειών (crevice) μπορεί να προκαλέσει διάβρωση (crevice corrosion) και τόνισαν ότι η διεργασία αυτή συνεχίζεται ακόμη και όταν η φόρτιση της τεχνητής άρθρωσης έχει σταματήσει (272).

Η ρύθμιση της πλάγιας απόκλισης από το κέντρο περιστροφής (offset) του μηριαίου, του μήκους του σκέλους και του προσανατολισμού των εμφυτευμάτων είναι ζωτικής σημασίας στην ΟΑΙ. Το μηριαίο offset σχετίζεται με τη λειτουργία των απαγωγών, τη φθορά και φαινόμενα πρόσκρουσης των εμφυτευμάτων (172). Η επιμήκυνση του σκέλους αυξάνοντας το μήκος του αυχένα κατά την προσπάθεια αποκατάστασης του offset μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα (273). Αποτυχία εναρμόνισης με τις συστάσεις για σωστή κλίση του κοτυλιαίου εμφυτεύματος και της πρόσθιας κλίσης της κοτύλης ή του μηριαίου αυχένα μπορεί να οδηγήσει σε έκκεντρη φόρτιση και σε πρόσκρουση των εμφυτευμάτων που μπορεί να προκαλέσει εξάρθρημα, μηχανική χαλάρωση, φθορά ή και θραύση του ένθετου πολυαιθυλενίου, επιμετάλλωση ή παραγωγή μεταλλικών ιόντων από τις επιφάνειες μετάλλου-σε-μέταλλο, και παραγωγή τριγμού γνωστού και ως “squeaking” ή θραύση των κεραμικών επιφανειών (276,288-290). Επιπρόσθετα, οι δύσκολες περιπτώσεις αρθροπλαστικής σε έδαφος Συγγενούς Νόσου του Ισχίου ενέχουν ανατομικές ανωμαλίες του μηριαίου και της κοτύλης, λόγω ίδιας παθολογίας ή και προηγούμενης πυελικής ή/και οστεοτομίας στο μηριαίο. Οι ανατομικές αυτές ανωμαλίες περιλαμβάνουν στενότερο ενδομυελικό αυλό, κοντότερο και με μεγαλύτερη πρόσθια κλίση αυχένα και ελαττωμένο μηριαίο offset. Οι προθέσεις με δυνατότητα χρήσης εναλλασσόμενων τμημάτων αποτελούν στις περιπτώσεις αυτές μια αποτελεσματική, αν όχι τη μοναδική, λύση (96).

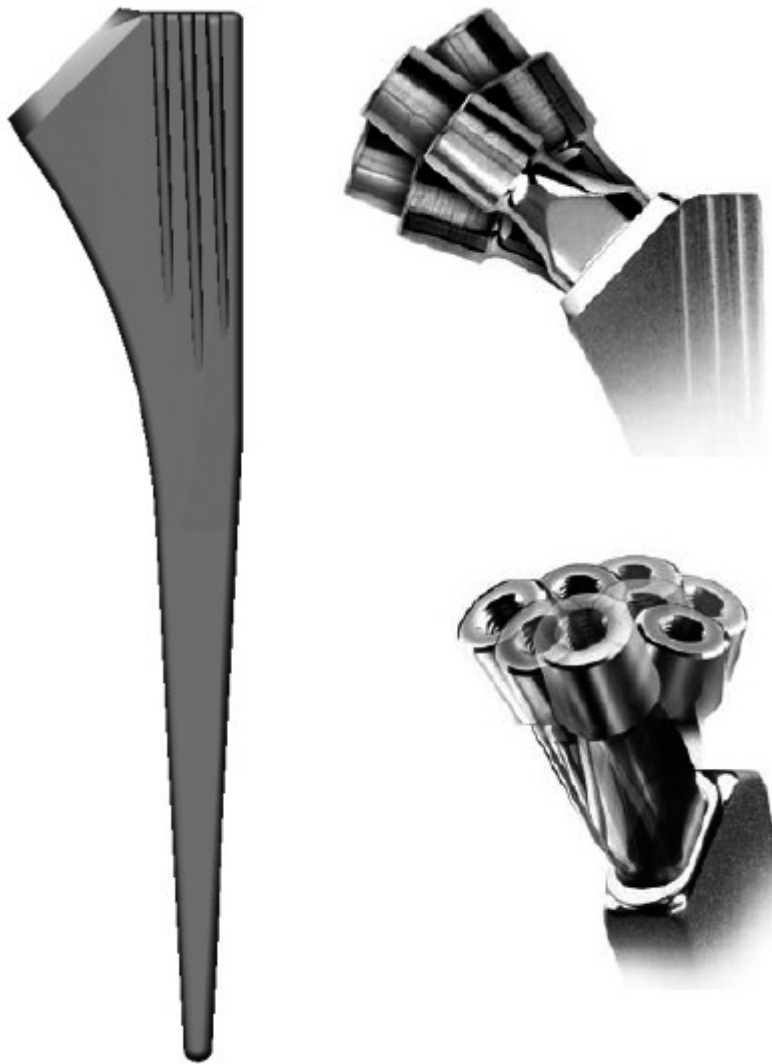
ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

Οι αλλαγές στο μηριαίο offset, στο μήκος ή στην πρόσθια κλίση του αυχένος και στο ύψος της μηριαίας κεφαλής αναμένεται να αλλάξουν την κατανομή των φορτίων στο μηριαίο οστόν. Στόχοι της παρούσης εμβιομηχανικής μελέτης και διατριβής είναι:

- Να αναλύσει και να συγκρίνει τα πρότυπα των μικρο-παραμορφώσεων στο εγγύς μηριαίο μετά από χρήση όλων των διαθέσιμων τύπων αυχένων μιας εμπορικά διαθέσιμης πρόθεσης καθώς και τριών διαφορετικών υψών μιας επίσης εμπορικά διαθέσιμης κεραμικής κεφαλής.
- Να συνδέσει τα αποτελέσματα με την εμφάνιση του φαινομένου διαφυγής φορτίων (stress shielding).
- Να συνδέσει τα αποτελέσματα με την εμφάνιση πόνου στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού (anterior thigh pain).
- Να συνδέσει τα αποτελέσματα με την πιθανή μελλοντική εμφάνιση άσηπτης χαλάρωσης του μηριαίου εμφυτεύματος.
- Να ανιχνεύσει ακραία εμβιομηχανικά πρότυπα συγκεκριμένων συνδυασμών που θα καθιστούσαν απαγορευτική τη χρησιμοποίησή τους στην καθ' ημέραν πράξη.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκε μηριαίο σύστημα καθήλωσης χωρίς τσιμέντο με δυνατότητα προσάρτησης εναλλασσόμενων αυχένων, τύπου PROFEMUR-E[®] (Wright Medical Technology Inc., Arlington, TN) (Εικ. 36).



Εικ. 36: Η πρόθεση PROFEMUR-E[®] (Wright Medical Technology Inc., Arlington, TN)

Το προαναφερθέν σύστημα κατασκευάζεται από Ti6Al4V και έχει ένα επιφανειακό στρώμα πάχους 500 micron από καθαρό τιτάνιο. Οι αυχένες είναι επίσης κατασκευασμένοι από κράμα τιτανίου. Ο χειρουργός μπορεί να επιλέξει μεταξύ έξι

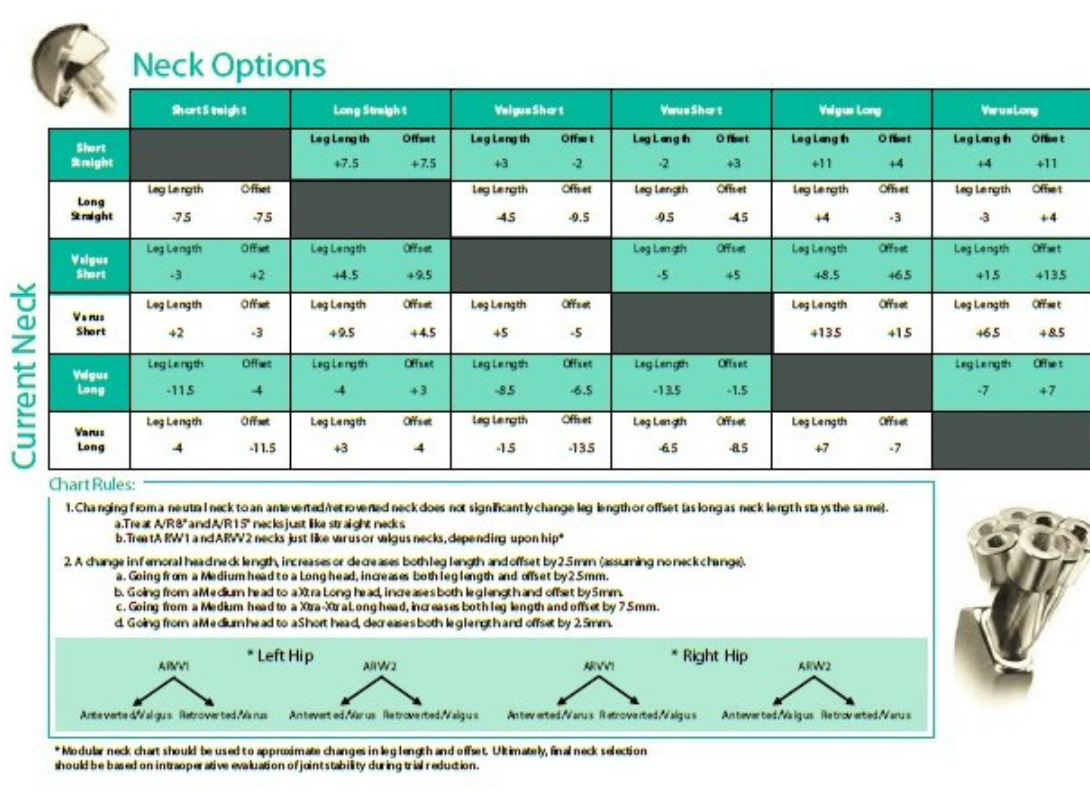
διαφορετικών αυχένων διαθέσιμων σε δύο μήκη και συνολικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν εικοσι-δύο διαφορετικοί συνδυασμοί (Εικ 37).



Εικ. 37: Οι διαθέσιμοι αυχένες της πρόθεσης PROFEMUR-E® (Wright Medical Technology Inc., Arlington, TN)

Οι ευθείς αυχένες δημιουργούν έναν ουδέτερο άξονα αυχένος. Οι ραιβοί (varus) αυχένες ελαττώνουν την αυχeno-διαφυσιακή γωνία στις 127° , ενώ η ουδέτερη θέση είναι 135° . Η μηριαία κεφαλή μετατοπίζεται έτσι προς τα έσω και κάτω, το μήκος του σκέλους ελαττώνεται και αυξάνεται το offset. Οι βλαισοί (valgus) αυχένες αντιθέτως αυξάνουν την αυχeno-διαφυσιακή γωνία στις 143° και προκαλούν μετατόπιση της κεφαλής προς τα έξω και άνω, αυξάνοντας το μήκος του σκέλους και ελαττώνοντας το offset. Οι αυχένες με πρόσθια κλίση (anteverted) μετατοπίζουν την μηριαία κεφαλή πρόσθια κατά 8° ή 15° , ενώ οι αυχένες με οπίσθια κλίση (retroverted) οπισθίως κατά 8° ή 15° . Οι αυχένες με πρόσθια κλίση μπορούν να μετατραπούν σε αυχένες με οπίσθια κλίση αν τοποθετηθούν ανάποδα. Οι AR/VV αυχένες συνδυάζουν anteverted/retroverted (A/R) and varus/valgus (V/V) χαρακτηριστικά. Κάθε AR/VV αυχένας παρέχει 4° A/R και 6° V/V απόκλιση. Αυτό σημαίνει ότι ένας VAR/VAL 1 αυχένας προσφέρει πρόσθια κλίση και βλαισή απόκλιση όταν τοποθετηθεί σε κατεύθυνση πρόσθιας κλίσης και οπίσθια κλίση και ραιβή απόκλιση όταν τοποθετηθεί σε κατεύθυνση οπίσθιας κλίσης. Παρομοίως, κάθε VAR/VAL 2 αυχένας

προσφέρει πρόσθια κλίση και ραβή απόκλιση όταν τοποθετηθεί σε κατεύθυνση πρόσθιας κλίσης και οπίσθια κλίση και βλαισή απόκλιση όταν τοποθετηθεί σε κατεύθυνση οπίσθιας κλίσης (**Εικ. 38**).



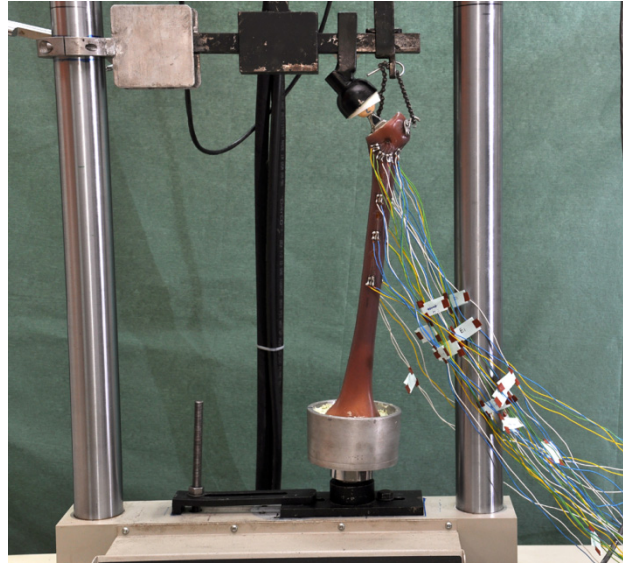
Εικ. 38: Μεταβολή των εμβιομηχανικών παραμέτρων με την εναλλαγή των εναλλασσόμενων αυχένων της πρόθεσης PROFEMUR-E[®] (Wright Medical Technology Inc., Arlington, TN).

Ο Μακρός Ουδέτερος (Long Neutral) και ο Κοντός Ουδέτερος (Short Neutral) αυχένες συνδυάστηκαν με τρεις διαφορετικές κεραμικές κεφαλές σε τρία διαφορετικά ύψη (S, M και L) της εταιρίας BioloX[®] (Ceramtech GmbH, Plochingen, Germany). Οι κεφαλές είναι κατασκευασμένες από AL₂O₃, έχουν διάμετρο 28 mm και κώνο 12/14. Η S παραλλαγή ελαττώνει το μήκος του αυχένος κατά 3.5 mm, ενώ η L το αυξάνει κατά 3.5 mm σε σύγκριση με την παραλλαγή M.

Οι προαναφερθείσες προθέσεις εμφυτεύτηκαν σε συνθετικά οστά. Τα συνθετικά οστά χαρακτηρίζονται από σταθερή γεωμετρία και μηχανικές ιδιότητες (275). Χρησιμοποιήσαμε εξατομικευμένα, εμπορικά διαθέσιμα, αριστερά, μεσαίου μεγέθους, τέταρτης γενιάς, μέσης πυκνότητας συνθετικά μηριαία μοντέλα οστού

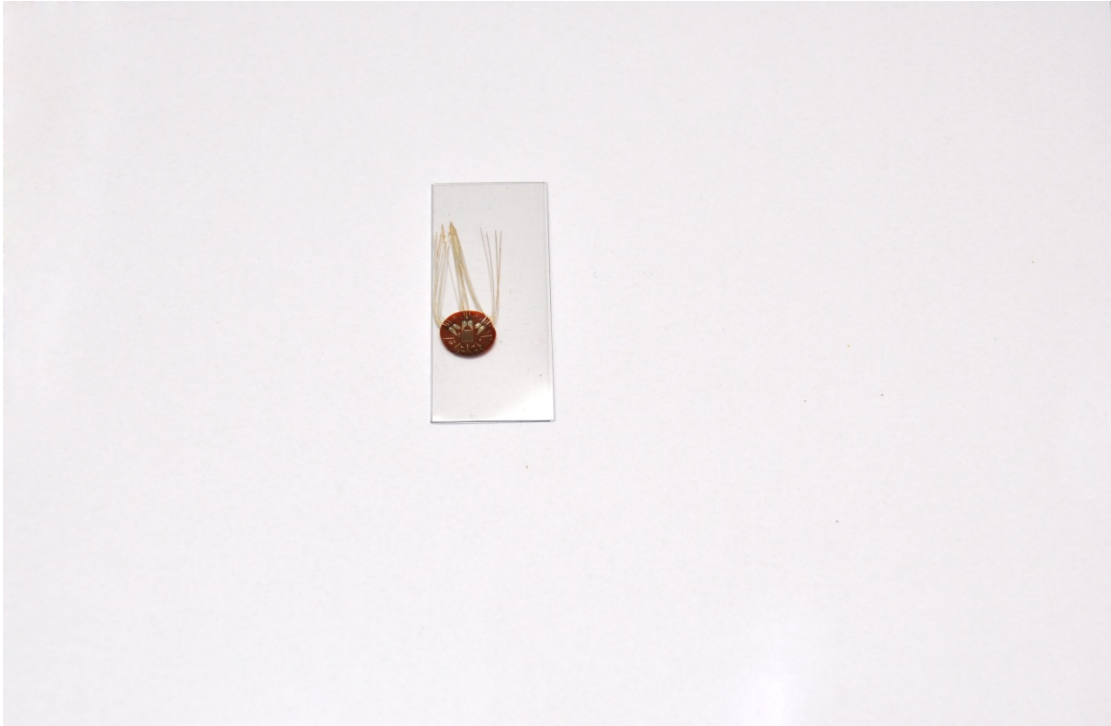
(model # 3403-99, Sawbones, Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA, USA). Το μέγεθος του οστού ήταν 455 mm με αυχENO-διαφυσιακή γωνία 135°. Το οστόν ήταν ήδη οστεοτομημένο και ειδικά κατασκευασμένο για χρήση με την πρόθεση Profemur-E μεγέθους 3. Όλα τα δεδομένα ελήφθησαν από το ίδιο δοκίμιο.

Μία εξατομικευμένη κατασκευή, σχεδιασμένη να αναπαράγει τις συνθήκες φόρτισης κατά τη διάρκεια της μονοποδικής στήριξης της βάδισης, όπως περιγράφηκε από τους McLeish and Charnley (276), προσαρτήθηκε στο load cell μίας ελεγχόμενης από ηλεκτρονικό υπολογιστή υδραυλικής μηχανής (MTS 858 Mini Bionix, MTS Systems Corp, Eden Prairie, MN, USA). Το οστόν τοποθετήθηκε σε βλαισή απόκλιση 12°, που αντιπροσωπεύει την φυσιολογική κλίση κατά τη φάση της μονοποδικής στήριξης, και σε ουδέτερη θέση στο οβελιαίο επίπεδο. Το κέντρο της κοτύλης κατασκευάστηκε 110 mm πλάγια από τον κάθετο άξονα φόρτισης. Οι απαγωγοί του ισχίου εξομοιώθηκαν από μία μικρή αλυσίδα στερεωμένη σε μία εξατομικευμένη βάση που καθλωθήκε στην έξω πλευρά του μείζονος τροχαντήρος με 4 μικρούς κοχλίες. Για να ελαττωθεί το εργαστηριακό σφάλμα, η αλυσίδα ήταν παράλληλη στο επίπεδο που καθορίζεται από τον μηχανικό άξονα για να ελαχιστοποιηθούν οι στροφικές δυνάμεις ροπής που ασκούνται στο μηριαίο οστόν. Η εξομοίωση των απαγωγών εφαρμόζει δύναμη με κατεύθυνση 15° απαγωγής ως προς το οβελιαίο επίπεδο (292,293). Το κοτυλιαίο τμήμα κατασκευάστηκε από κέλυφος ατσαλιού και χρησιμοποιήθηκε πολυαιθυλένιο πολύ-υψηλού-μοριακού-βάρους εξωτερικής διαμέτρου 45 mm που αρθρώθηκε με κεραμική κεφαλή 28 mm. Το περιφερικό άκρο του μηριαίου στερεώθηκε σε δοχείο ειδικής κατασκευής από αλουμίνιο με οστικό τσιμέντο (PALACOS R, Heraeus Medical GmbH Wehrheim, Germany). Μία τροποποιημένη άρθρωση τύπου ball joint παρεμβλήθηκε ανάμεσα στην περιφερική κατασκευή και στη βάση της μηχανής επιτρέποντας κάποιο βαθμό στροφικής ελευθερίας αλλά και την δυνατότητα ελεύθερης κάμψης του μηριαίου κατά την φάση φόρτισης (Εικ. 39).



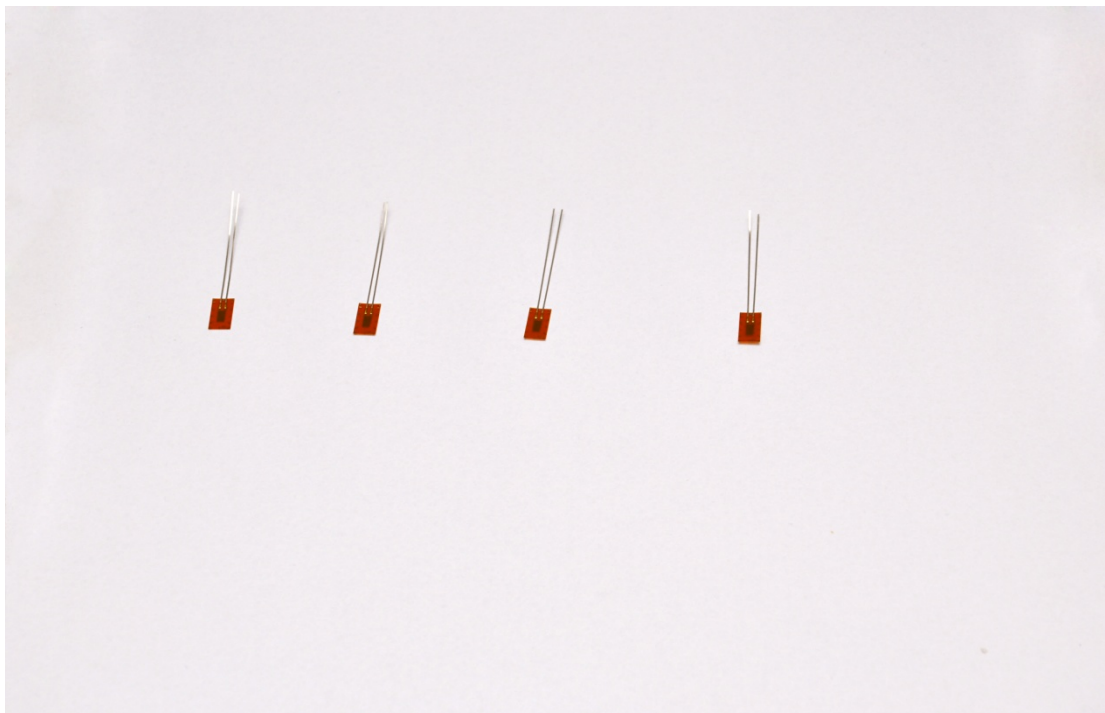
Εικ. 39: Στήσιμο της εμβιομηχανικής μελέτης

Η περιφέρεια του μοντέλου χωρίστηκε σε τρία τμήματα ανά 60° και αισθητήρες μικρο-παραμόρφωσης (strain gages) τοποθετήθηκαν κατά μήκος της εξωτερικής, της πρόσθιας-έσω και της οπίσθιας-έσω επιφάνειας σε απόσταση μεταξύ τους. Τρεις τριαξονικές ροζέτες αντίστασης 350-Ohm (KYOWA, KFG-2-350-D17-11, Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan) στερεώθηκαν στην διατροχαντήριο περιοχή, όπου το πρότυπο κατανομής των φορτίων αναμένεται πιο πολύπλοκο. Μία ροζέτα αποτελείται από τρία strain gages που απέχουν 60° μεταξύ τους με τον κεντρικό αισθητήρα τοποθετημένο πάντοτε παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του μηριαίου. Μετρήθηκε η καθαρή τιμή της μικρο-παραμόρφωσης για καθέναν από τους τρεις αισθητήρες (**Εικ. 40**).



Εικ. 40: Τριαξονικός αισθητήρας τάσεως (ροζέτα) της εταιρίας KYOWA (Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan)

Μονοαξονικοί αισθητήρες αντίστασης 350-Ohm (KYOWA, KFG-2-350-C1-11, Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan) τοποθετήθηκαν κατά μήκος της διάφυσης, όπου το πρότυπο κατανομής των φορτίων αναμένεται να είναι πιο απλό (**Εικ. 41**).



Εικ. 41: Μονοαξονικοί αισθητήρες της εταιρίας KYOWA (Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan)

Οι μονοαξονικοί αισθητήρες κατανεμήθηκαν σε τρία οριζόντια επίπεδα 48, 96, and 144 mm κάτω από το επίπεδο του ελάσσανος τροχαντήρος, έτσι ώστε οι μεσαίοι αισθητήρες να βρίσκονται γύρω από το επίπεδο της κορυφής της πρόθεσης. Οι μονοαξονικοί αισθητήρες τοποθετήθηκαν παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του μοντέλου. Οι έξοδοι των αισθητήρων ηλεκτροκολλήθηκαν σε τερματικά στερεωμένα ακριβώς δίπλα τους και συνδέθηκαν με μία γέφυρα Wheatstone (Kyowa SS-24R Switching and Balancing Box, Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan) (**Εικ. 42**).



Εικ. 42: Η γέφυρα Wheatstone της εταιρίας KYOWA (Kyowa Electronic Instrument, Tokyo, Japan)

Το σήμα μεταφερόταν σε έναν ενισχυτή σήματος (**Εικ. 43**) και εν συνεχεία σε σύστημα λήψης σημάτων (MTS TestStar II[®] data acquisition system) (**Εικ. 44**).



Εικ. 43: Ο ενισχυτής σήματος.



Εικ. 44: Το σύστημα λήψης σήματος (MTS TestStar II[®] data acquisition system)

Το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε για την αποθήκευση και ανάλυση των στοιχείων ήταν το MTS TestStar II[®], ενώ ο προγραμματισμός και η εκτέλεση των κύκλων φόρτισης ήταν δυνατή μέσω του λογισμικού MTS Testware SX[®]. Η ηλεκτρική συνέχεια και η εσωτερική αντίσταση ελέγχθηκαν προσεκτικά για όλες τις συνδέσεις.

Οι κύκλοι φόρτισης προγραμματίστηκαν ώστε να εξομοιώσουν τη μονοποδική φάση στήριξης ενός υποκειμένου φυσιολογικού βάρους. Ασκώντας μία κάθετη δύναμη μεγέθους ίσου με τα 5/6 του βάρους του σώματος και αφαιρώντας το βάρος του κάτω άκρου ασκούμε μία συνισταμένη δύναμη φυσιολογικού υποκειμένου στην άρθρωση του ισχίου στον εξομοιωτή (67,294). Έτσι, ένα αξονικό φορτίο 600 N

ασκήθηκε για να μιμηθεί την μονοποδική στήριξη ενός υποκειμένου 70 kg. Η συνισταμένη δύναμη στην άρθρωση του ισχίου ήταν έτσι 1450 N. Το φυσιολογικό βήδισμα είναι μεταξύ 1 και 3 Hz. Ο κύκλος φόρτισης αποτέλεσε μία ακολουθία 3 βημάτων:

1. Ramp-up στα -300 N (ρυθμός 100 N/sec)

2. Ημιτονοειδής αξονική φόρτιση μεταξύ -100 και -600 N εφαρμοσμένη με μία συχνότητα 1 Hz για 200 κύκλους

3. Ramp-down στα -50 N (ρυθμός 500 N/sec).

Το Material Testing System λειτούργησε υπό τον έλεγχο του παράγοντα “δύναμη”. Για να εξασφαλιστεί η ασφαλής και μόνιμη επαφή μεταξύ του ένθετου πολυαιθυλενίου και της κεφαλής κατά τη διάρκεια των κύκλων φόρτισης, μία ελάχιστη συμπιεστική δύναμη της τάξεως των - 100 N διατηρούταν καθ’ όλη τη διάρκεια του κύκλου φόρτισης. Το όριο ασφαλείας του load cell τέθηκε στα -750 N. Η καταγραφή των αποτελεσμάτων έγινε για 200 πλήρεις κύκλους. Οι κύκλοι φόρτισης επανελήφθησαν 3 φορές για κάθε συνδυασμό, για τη λήψη της μέσης τιμής της μικρο-παραμόρφωσης του κάθε αισθητήρα. Οι συνθήκες του πειράματος διατηρήθηκαν σταθερές για όλους τους κύκλους φόρτισης. Έτσι, πριν κάθε εφαρμογή κύκλου φόρτισης η αλυσίδα των απαγωγών προεντείνεται έως ότου ο βραχίονας εφαρμογής του φορτίου να ισορροπήσει σε οριζόντιο επίπεδο. Το χρονικό διάστημα μεταξύ της λήψης δεδομένων ήταν 0.005 δευτερόλεπτα. Η αλληλουχία της πειραματικής διαδικασίας ήταν ως εξής: εφαρμογή ενός κύκλου φόρτισης, καταγραφή των δεδομένων, αποφόρτιση του μηριαίου για 10 λεπτά για να επιτραπεί στο οστόν να επιστρέψει στην κατάσταση ηρεμίας και στη συνέχεια εφαρμογή του νέου κύκλου φόρτισης.

One-way analysis of variance (ANOVA) των δεδομένων εφαρμόστηκε χρησιμοποιώντας το λογισμικό MatLab (The MathWorks Inc, Natick, MA, USA). Post-hoc analysis έγινε χρησιμοποιώντας το Tukey-Kramer test. Κάθε p-value < 0.05 θεωρήθηκε στατιστικά σημαντική.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Μακρός Ουδέτερος αυχέννας (Long Neutral) vs Μακρός με Πρόσθια Κλίση 8° αυχέννας (Long 8 DG A) vs Μακρός με Οπίσθια Κλίση 8° αυχέννας (Long 8 DG R) (Εικ. 45 - Πίνακας 1)

Η καταγραφή των μικρο-τάσεων από τους μονο-αξονικούς αισθητήρες αποκάλυψε ότι η επιμήκης παραμόρφωση του οστού εμφάνισε συμπιεστικά φορτία στην έσω πλευρά και φορτία ελκυσμού στην έξω. Η ανάλυση των μικρο-τάσεων από την πρόσθια επιφάνεια της διατροχαντηρίου περιοχής έδειξε ότι οι αισθητήρες 1 και 2 (ο αισθητήρας παράλληλα με τον επιμήκη άξονα και ο αισθητήρας με απόκλιση 60° προς την έσω πλευρά) έδειξαν σήμα συμπίεσης, ενώ ο αισθητήρας 3 (ο αισθητήρας με απόκλιση 60° προς την έξω πλευρά) έδειξε σήμα ελκυσμού. Η ανάλυση των μικρο-τάσεων από την οπίσθια επιφάνεια της διατροχαντηρίου περιοχής αποκάλυψε ότι ο αισθητήρας 1 (ο αισθητήρας με απόκλιση 60° προς την έξω πλευρά) έδειξε σήμα ελκυσμού, ενώ οι αισθητήρες 2 και 3 (ο αισθητήρας παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του μηριαίου και ο αισθητήρας με απόκλιση 60° προς την έσω πλευρά) έδειξαν σήμα συμπίεσης.

Ένα σταθερό εύρημα ήταν ότι ο Long 8 DG A αυχέννας “διοχετεύει” τα φορτία προς την πρόσθια επιφάνεια, ενώ ο Long 8 DG R προς την οπίσθια. Αυτό παρατηρήθηκε σε όλους τους πρόσθιους και οπίσθιους μονο-αξονικούς αισθητήρες κατά μήκος της διάφυσης. Ο Long Neutral αυχέννας παρουσίασε ενδιάμεσο σήμα ανάμεσα στον A και R αυχένα. Αυτές οι αρχές δεν ίσχυσαν στην διατροχαντήριο περιοχή, όπου δεν σχετίστηκε η κλίση του αυχένα με τη μετάδοση των φορτίων. Τα φορτία ήταν μικρότερα στην πρόσθια επιφάνεια της διατροχαντηρίου περιοχής σε σύγκριση με την οπίσθια. Η στατιστική ανάλυση έδειξε ότι υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των τριών αυχένων σε όλες τις θέσεις.

Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 8 DG R

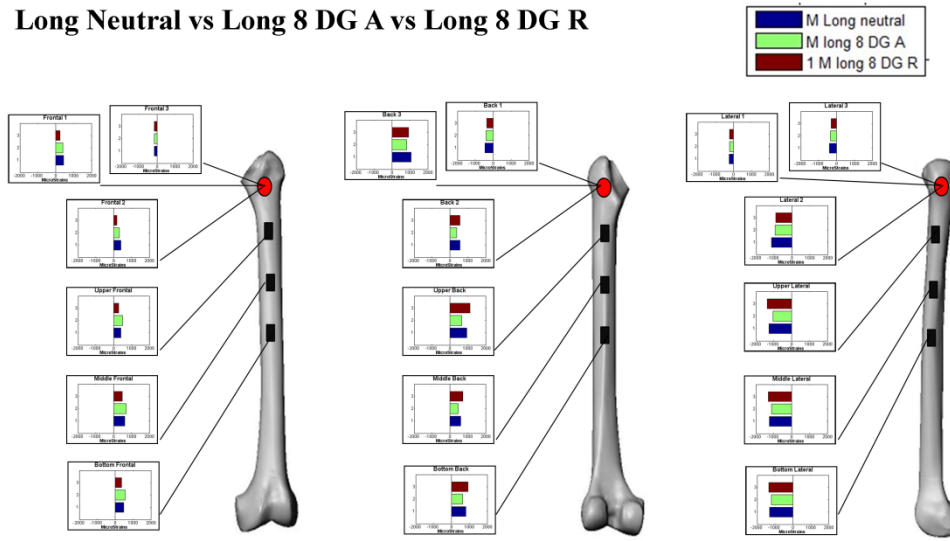


Fig. 45: Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 8 DG R

Πίνακας 1: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 8 DG R (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένας\Αισθητήρας	Πρόσθιος Μέσος	Οπίσθιος Μέσος	Πρόσθιος 2	Οπίσθιος 2
1: Long Neutral	+ 616	+ 608	+ 404	+ 556
2: Long 8 DG A	+ 700	+ 465	+ 329	+ 379
3: Long 8 DG R	+ 486	+ 728	+ 186	+ 572
P	0.000000	0.000000	0.000000	0.000000
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3

Μακρός Ουδέτερος αυχένας (Long Neutral) vs Μακρός με Πρόσθια Κλίση 15° αυχένας (Long 15 DG A) vs Μακρός με Οπίσθια Κλίση 15° αυχένας (Long 15 DG R)

Τα ακριβώς ίδια συμπεράσματα εξήχθησαν και στην προαναφερθείσα σύγκριση. Το πρότυπο της κατανομής των φορτίων ήταν το ίδιο, όπως περιγράφηκε προηγουμένως, και η στατιστική ανάλυση έδειξε ότι υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των τριών αυχένων σε όλες τις θέσεις, εκτός από τη θέση Οπίσθια 1 στην οπίσθια διατροχαντήρια περιοχή.

Μακρός Ουδέτερος αυχένας (Long Neutral) vs Μακρός με Πρόσθια Κλίση 8° αυχένας (Long 8 DG A) vs Μακρός με Πρόσθια Κλίση 15° αυχένας (Long 15 DG A) (Εικ. 46 - Πίνακας 2)

Θα περίμενε κανείς ότι τα φορτία στην πρόσθια επιφάνεια του μηριαίου θα ήταν μεγαλύτερα με τον Long 15 DG A αυχένα από ότι με τον Long 8 DG A αυχένα από ότι με τον Long Neutral αυχένα. Η υπόθεση αυτή επιβεβαιώθηκε από τα δεδομένα που ελήφθησαν από τη διάφυση του μηριαίου. Αυτό δεν ίσχυσε για μια ακόμη φορά για την διατροχαντήριο περιοχή όπου το πρότυπο κατανομής των φορτίων ήταν ανώμαλο. Τα φορτία στην οπίσθια επιφάνεια είχαν το αντίθετο πρότυπο κατανομής. Υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των τριών αυχένων σε όλες τις θέσεις.

Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 15 DG A

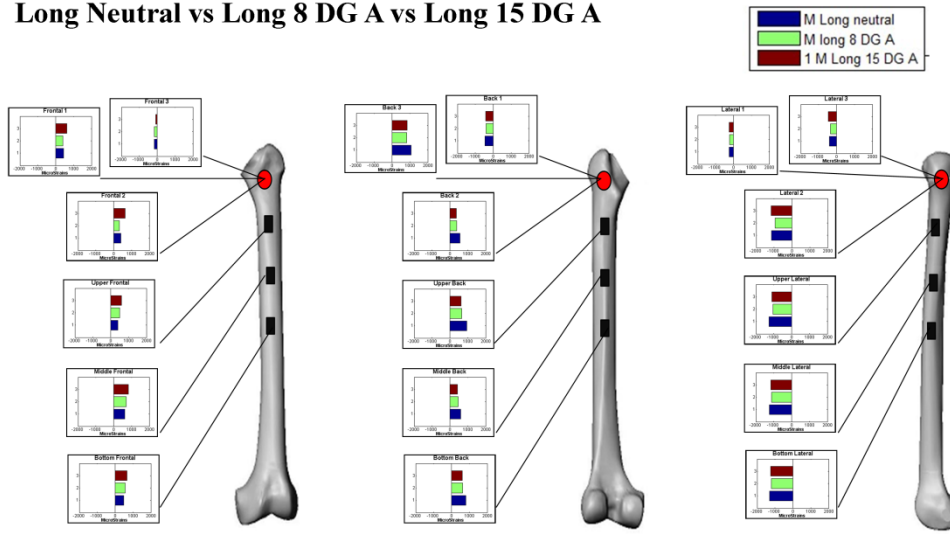


Fig. 46: Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 15 DG A

Πίνακας 2: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση Long Neutral vs Long 8 DG A vs Long 15 DG A (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένας\Αισθητήρας	Πρόσθιος Κάτω	Οπίσθιος Κάτω	Έξω 2	Πρόσθιος 2
1: Long Neutral	+ 483	+ 795	- 1150	+ 404
2: Long 8 DG A	+ 565	+ 625	- 949	+ 329
3: Long 15 DG A	+ 669	+594	- 1170	+ 641
P	0.000001	0.000001	0.000000	0.000000
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3

Μακρός Ουδέτερος αυχένας (Long Neutral) vs Μακρός με Οπίσθια Κλίση 8° αυχένας (Long 8 DG R) vs Μακρός με Οπίσθια Κλίση 15° αυχένας (Long 15 DG R)

Ομοίως με την προηγούμενη σύγκριση, θα περιμέναμε ότι τα φορτία στην οπίσθια επιφάνεια του μοντέλου θα ήταν μεγαλύτερα με τη χρήση του Long 15 DG R από ότι με τον Long 8 DG R από ότι με τον Long Neutral. Αυτό επιβεβαιώθηκε στην διάφυση. Τα φορτία στην πρόσθια επιφάνεια είχαν το αντίθετο πρότυπο. Για μία ακόμη φορά τα φορτία εμφάνισαν ακανόνιστη κατανομή στην διατροχαντήριο περιοχή. Υπήρξαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των τριών αυχένων σε όλες τις θέσεις.

Μακρός Ουδέτερος αυχένας (Long Neutral) vs Μακρός με Ραιβή Κλίση 8° αυχένας (Long 8 DG VAR) vs Μακρός με Βλαιοή Κλίση 8° αυχένας (Long 8 DG VAL) (Εικ. 47- Πίνακας 3)

Σύγκριση των προαναφερθέντων αυχένων αποκαλύπτει ότι οι διαφορές στη διάφυση είναι μικρότερες. Παρατηρήσαμε ότι τα φορτία ήταν μικρότερα στην οπίσθια σε σύγκριση με την πρόσθια επιφάνεια του μοντέλου και αυτό ίσχυσε και στην διατροχαντήριο περιοχή. Ένα ασφαλές συμπέρασμα είναι ότι τα συμπίεστικά φορτία ήταν μεγαλύτερα στην περιοχή του calcus και το μέγεθος αυτών αυξήθηκε με τη χρήση του ραιβού αυχένου (Long 8 DG VAR). Αυτό επιβεβαιώθηκε και στην οπίσθια επιφάνεια της διατροχαντηρίου περιοχής.

Long Neutral vs Long 8 DG VAR vs Long 8 DG VAL

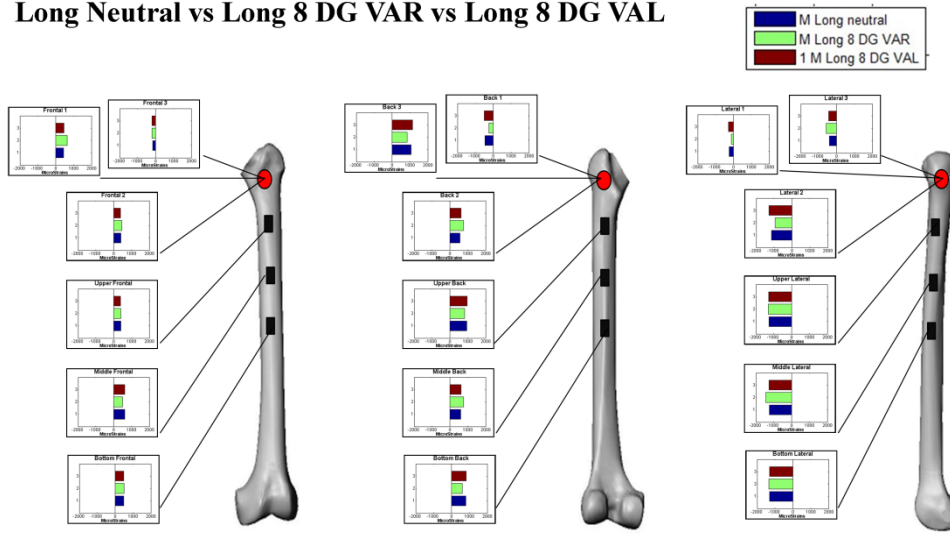


FIG. 47: Long Neutral vs Long 8 DG VAR vs Long 8 DG VAL

Πίνακας 3: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση Long Neutral vs Long 8 DG VAR vs Long 8 DG VAL (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένας\Αισθητήρας	Πρόσθιος 1	Οπίσθιος 2	Οπίσθιος Άνω	Πρόσθιος Άνω
1: Long Neutral	+ 443	+ 557	+ 940	+ 404
2: Long8DGVAR	+ 638	+ 756	+ 828	+ 399
3: Long8DGVAL	+ 453	+ 623	+ 968	+388
P	0.000000	0.000000	0.000003	0.060422
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	-

Μακρός Ουδέτερος αυχένας (Long Neutral) vs Μακρός με Ραιβή Βλαισή Κλίση 1 και Πρόσθια Απόκλιση αυχένας (Long VAR VAL 1 A = Anteverted and Valgus) vs Μακρός με Ραιβή Βλαισή Κλίση 1 και Οπίσθια Απόκλιση αυχένας (Long VAR VAL 1 R = Retroverted and Varus) (Εικ. 48 - Πίνακας 4)

Περιμέναμε ότι οι αυχένες με συνδυασμένα χαρακτηριστικά θα οδηγήσουν σε ένα συνδυασμένο πρότυπο φόρτισης. Αυτό επιβεβαιώθηκε στη μελέτη μας. Η συνιστώσα της πρόσθιας κλίσης οδηγεί σε μεγαλύτερη φόρτιση της πρόσθιας επιφάνειας του μοντέλου, ενώ η συνιστώσα με οπίσθια κλίση της οπισθίας. Παρομοίως, η ραιβή συνιστώσα φαίνεται να οδηγεί σε υψηλότερα φορτία στην περιοχή του calcar. Η χρήση των αυχένων με συνδυασμένα χαρακτηριστικά οδηγεί σε υψηλότερα φορτία στην διατροχαντήριο περιοχή και αυτή η παρατήρηση ίσχυσε σε όλες τις μετρήσεις, όσον αφορά τους αυχένες με συνδυασμένα χαρακτηριστικά:

- Long Neutral vs Long VAR VAL 2 A (A and VAR) vs Long VAR VAL 2 R (R and VAL)
- Long VAR VAL 1 A (A and VAL) vs Long 8 DG A vs Long 8 DG VAL
- Long VAR VAL 1 R (R and VAR) vs Long 8 DG R vs Long 8 DG VAR
- Long VAR VAL 2 A (A and VAR) vs Long 8 DG A vs Long 8 DG VAR
- Long VAR VAL 2 R (R and VAL) vs Long 8 DG R vs Long 8 DG VAL

Long Neutral vs Long VAR VAL 1 A vs Long VAR VAL 1 R

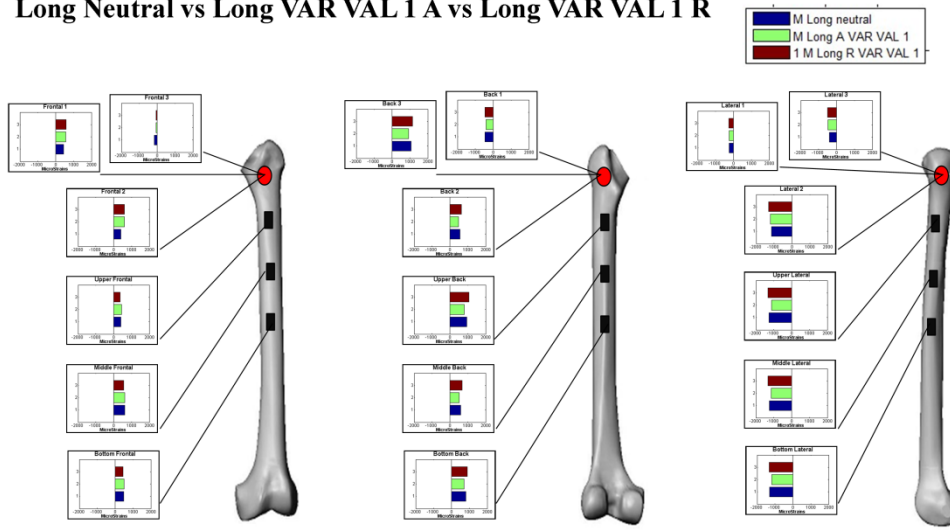


Fig. 48: Long Neutral vs Long VAR VAL 1 A vs Long VAR VAL 1 R

Πίνακας 4: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση Long Neutral vs Long VAR VAL 1 A vs Long VAR VAL 1 R (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένος\Αισθητήρας	Πρόσθιος Μέσος	Οπίσθιος Μέσος	Πρόσθιος 1	Πρόσθιος 2
1: Long Neutral	+ 616	+ 608	+ 442	+ 404
2: LongVARVAL1A	+ 633	+ 527	+ 553	+ 600
3: LongVARVAL1R	+ 565	+ 686	+ 576	+ 609
P	0.000023	0.000000	0.000000	0.000000
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3

Μακροί vs Κοντών αυχένων (Long vs Short) (Εικ. 49)

Μία γενική παρατήρηση ήταν ότι η χρήση των Μακρών αυχένων είχε ως αποτέλεσμα υψηλότερη φόρτιση της διάφυσης, ενώ η χρήση των Κοντών αυχένων υψηλότερη φόρτιση της διατροχαντηρίου περιοχής. Το εύρημα αυτό ισχύει για όλες τις συγκρίσεις μεταξύ Μακρών και Κοντών αυχένων.

Long Neutral vs Short Neutral

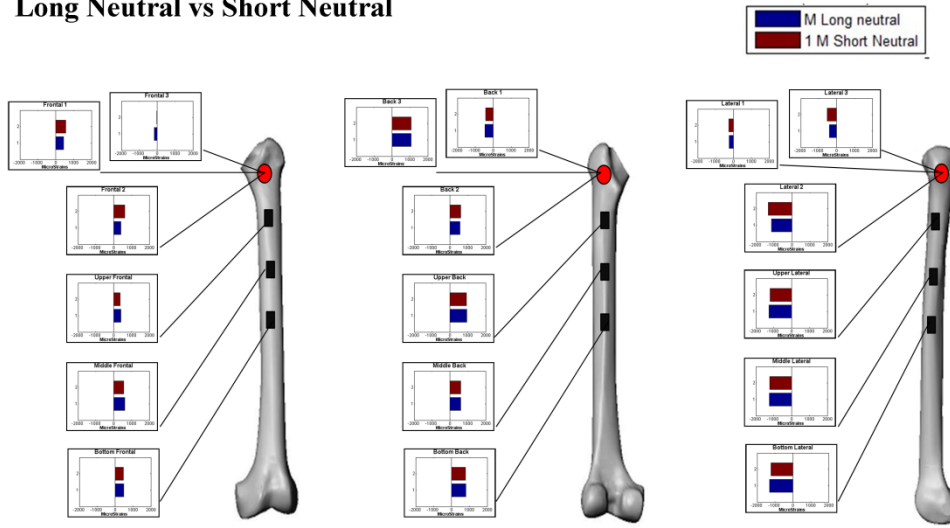


Fig. 49: Long Neutral vs Short Neutral

Ύψος κεφαλής L + Μακρός Ουδέτερος αυγένας (Long Neutral) vs Ύψος κεφαλής M + Μακρός Ουδέτερος αυγένας vs Ύψος κεφαλής S + Μακρός Ουδέτερος αυγένας. (Εικ. 50 – Πίνακας 5)

Η ανάλυση των δεδομένων από τους μονο-αξονικούς αισθητήρες έδειξε η χρήση της κεφαλής ύψους L οδήγησε σε υψηλότερα φορτία σε όλες τις θέσεις της διάφυσης του μηριαίου, ακολουθούμενη από την κεφαλή ύψους S, ενώ τα μικρότερα φορτία μετρήθηκαν με την κεφαλή τύπου M. Στην διατροχαντήριο περιοχή οι συνδυασμοί με ύψος κεφαλής L και S είχαν ως αποτέλεσμα υψηλότερα φορτία σε όλες τις θέσεις.

L Long Neutral vs M Long Neutral vs S Long Neutral

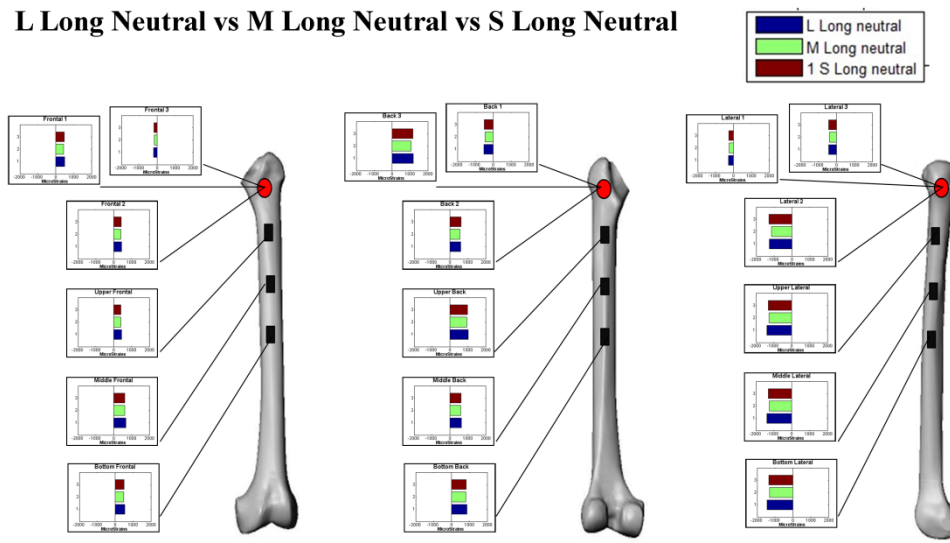


Fig. 50: L Long Neutral vs M Long Neutral vs S Long Neutral.

Πίνακας 5: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση L Long Neutral vs M Long Neutral vs S Long Neutral (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένας\Αισθητήρας	Άνω Έξω	Οπίσθιος Κάτω	Πρόσθιος 2	Οπίσθιος 2
1: L Long Neutral	- 1380	+ 859	+ 440	+ 608
2: M Long Neutral	- 1260	+ 795	+ 404	+ 556
3: S Long Neutral	- 1310	+ 826	+ 431	+ 615
P	0.000037	0.000097	0.000085	0.000062
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 1-3, 2-3	1-2, 2-3	1-2, 2-3

Ύψος κεφαλής L + Κοντός Ουδέτερος αυχένας (Short Neutral) vs Ύψος κεφαλής M + Κοντός Ουδέτερος αυχένας vs Ύψος κεφαλής S + Κοντός Ουδέτερος αυχένας. (Εικ. 51 – Πίνακας 6)

Η ανάλυση των δεδομένων από τόσο τους μονοαξονικούς αισθητήρες όσο και τις ροζέτες κατέδειξε ότι οι συνδυασμοί με ύψος κεφαλής L και M προκάλεσαν ομοίως υψηλότερα φορτία σε σύγκριση με το ύψος S, με την κεφαλή ύψους L να υπερσχύει στις περισσότερες θέσεις.

L Short Neutral vs M Short Neutral vs S Short Neutral

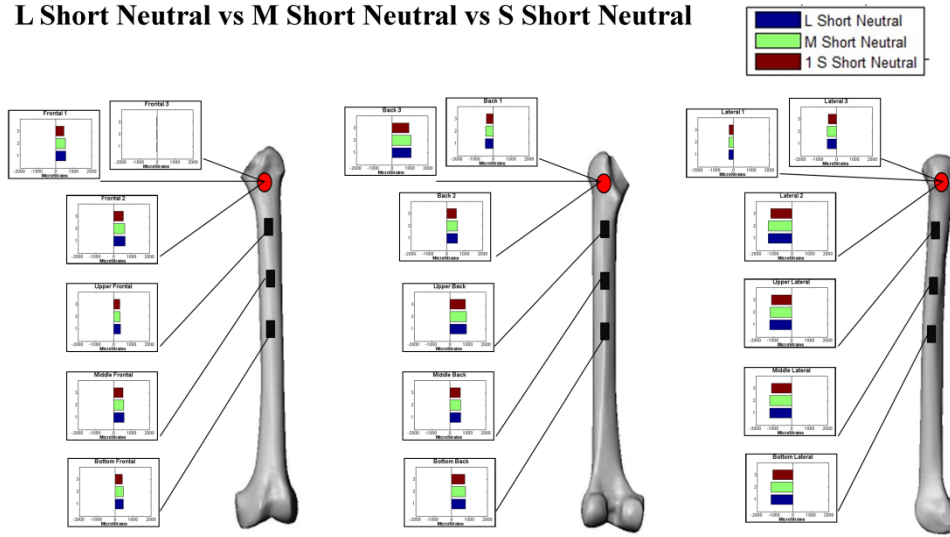


Fig. 51: L Short Neutral vs M Short Neutral vs S Short Neutral

Πίνακας 6: Ενδεικτικές τιμές μικρο-παραμόρφωσης για την σύγκριση L Short Neutral vs M Short Neutral vs S Short Neutral (+ = φορτίο συμπίεσης/ - = φορτίο ελκυσμού). Αναγράφεται η μέγιστη μικροτάση ϵ_{\max} (με).

Αυχένιας\Αισθητήρας	Πρόσθιος Μέσος	Έξω Μέσος	Πρόσθιος 2	Οπίσθιος 3
1: L Short Neutral	+ 580	- 1230	+ 644	+ 1070
2: M Short Neutral	+ 564	- 1220	+ 623	+ 1060
3: S Short Neutral	+ 518	- 1130	+ 547	+ 944
P	0.000057	0.000053	0.000177	0.000002
Ζεύγη με $p < 0.05$	1-2, 1-3, 2-3	1-3, 2-3	1-3, 2-3	1-3, 2-3

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η χρήση προθέσεων με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων έχει αυξηθεί τα τελευταία χρόνια, με πλειάδα σχεδίων διαθέσιμων από πολλούς κατασκευαστές. Ενώ η εξέλιξη στον σχεδιασμό των προθέσεων προχωράει, τα οφέλη και οι κίνδυνοι των νέων αυτών σχεδίων πρέπει συνεχώς να επανεκτιμάται. Ακόμη και αν αναμένεται αλλαγή στο πρότυπο φόρτισης του μηριαίου, δεν είναι γνωστό αν ο διαφορετικός προσανατολισμός του αυχένος έχει ως αποτέλεσμα την δραστική διαφοροποίηση των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων του οστού. Ακόμη περισσότερο, οι αναφορές στη βιβλιογραφία σχετικά με την πιθανή σχέση της χρήσης διαφορετικών γεωμετριών αυχένων και κλινικών θεμάτων, όπως είναι το φαινόμενο διαφυγής φορτίων (stress shielding), η εμφάνιση πόνου στην πρόσθια επιφάνεια του μηριαίου (anterior thigh pain) ή η μακρόχρονη επιβίωση των εμφυτευμάτων παραμένουν σπάνιες.

Η μέτρηση των επιφανειακών φορτίων είναι ένας έμμεσος τρόπος να διερευνηθούν οι υπόνοιες που υπάρχουν στην βιβλιογραφία σχετικά με την ακραία εμβιομηχανική συμπεριφορά συγκεκριμένων τύπων εναλλασσόμενων αυχένων όπως είναι ο Μακρύς Ραιβός αυχένος (Long VAR) ή οι αυχένες με Οπίσθια κλίση (Retroverted) (15,295). Έχει δημοσιευθεί ότι ο Long VAR αυχένος αυξάνει τον μοχλοβραχίονα κατά 32.7%, σε σύγκριση με τον Short VAR αυχένα (14) και ότι οι μηχανικές αποτυχίες οφείλονται στο offset του αυχένος (μήκος αυχένος + μήκος κεφαλής) (98). Μία πρόσφατη μελέτη από το Σουηδικό Αρχείο Αρθροπλαστικών έχει τονίσει το υψηλό ποσοστό αναθεωρήσεων των μικρού μεγέθους στυλεών με αυξημένο μήκος αυχένος (59), ενώ ο Gill και συν. δημοσίευσε ότι το μέγεθος της φόρτισης του αυχένος αυξάνεται περαιτέρω με τη χρήση εναλλασσόμενων αυχένων με οπίσθια κλίση, καθώς ένας αυχένος με οπίσθια κλίση αυξάνει το μέγεθος του μοχλοβραχίονα (19).

Κλινική σηματικότητα: Σύμφωνα με τις μετρήσεις μας οι προαναφερθέντες αυχένες (Long 15 DG R and Long 8 DG VAR) δεν επέδειξαν ακραία συμπεριφορά με τη μέγιστη τιμή μικρο-παραμόρφωσης που καταγράφηκε να είναι $\epsilon_{\max} = -1440$ με, και συνεπώς οι αυχένες αυτοί μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωρίς φόβο στην καθ' ημέρα κλινική πράξη.

Άλλο ένα κλινικό ζήτημα είναι η πιθανή συσχέτιση της χρήσης συγκεκριμένων συνδυασμών και της ανάπτυξης του φαινομένου διαφυγής φορτίων (stress shielding).

Η διαφύλαξη του αποθέματος οστού στο εγγύς μηριαίο είναι θεμελιώδους σημασίας μετά την ΟΑΙ. Μετά την ΟΑΙ η φυσιολογική κατανομή των φορτίων στο μηριαίο αλλάζει. Το εμφύτευμα συνεχίζει να μεταφέρει ένα τμήμα των φορτίων μέχρι το μέσο περίπου της διάφυσης, παρακάμπτοντας έτσι το εγγύς μηριαίο. Αυτό προκαλεί ελάττωση των φορτίων στο εγγύς μηριαίο, ενώ έχει δημοσιευτεί ότι η φόρτιση του εγγύς τμήματος διατηρεί το απόθεμα του οστού στη μετάφυση (296,297). Η μεγαλύτερη απώλεια οστού συμβαίνει στην εγγύς-έσω μοίρα του μηριαίου, ενώ στοιχεία καταδεικνύουν ότι μπορεί να συμβεί και στην εγγύς-έξω (282). Η περιοχή κάτωθεν του *calcar* είναι επίσης ιδιαίτερα ευάλωτη στην ελάττωση των φορτίων (297,299). Κλινικά, οι επιπτώσεις του φαινομένου δεν είναι εντελώς ξεκάθαρες, αν και συχνά αναφέρεται ως αιτία ανησυχίας για οστεόλυση, και ως εκ τούτου άσηπτη χαλάρωση μακροπρόθεσμα. Η διατήρηση του οστού είναι επιθυμητή και ιδιαιτέρως όταν προκύπτει η ανάγκη για αναθεώρηση (284). Η ακριβής τιμή του φορτίου που απαιτείται για να αλλάξει η ανακατασκευή του οστού δεν είναι γνωστό μέχρι σήμερα.

Κλινική σηματικότητα: Παρατηρήσαμε ότι τα φορτία ήταν μεγαλύτερα στην οπίσθια παρά στην πρόσθια επιφάνεια του μοντέλου και αυτό ίσχυσε και για την διατροχαντήριο περιοχή. Αυτό κάνει την περιοχή αυτή ιδιαίτερα ευάλωτη στην υποκλοπή φορτίων. Σύμφωνα με τα στοιχεία μας η έξω ή η οπίσθια διατροχαντήρια περιοχή είναι περιοχές χαμηλότερου κινδύνου, καθώς δεν εμφάνισαν πολύ χαμηλά φορτία σε οποιονδήποτε συνδυασμό αυχένος. Επιπλέον, το αυξημένο φορτίο το οποίο προκαλείται από τους αυχένες με μικτά χαρακτηριστικά ή από τους κοντούς αυχένες μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει σε διατήρηση του οστού *in vivo*. Επίσης παρατηρήσαμε ότι οι συνδυασμοί της κεφαλής ύψους M με τον Μακρό Ουδέτερο αυχένα και της κεφαλής ύψους S με τον Κοντό Ουδέτερο αυχένα μπορεί να είναι περισσότερο επιρρεπείς στην εμφάνιση του φαινομένου διαφυγής φορτίων, ενώ απεναντίας το αυξημένο stress που προκαλείται από τις κεφαλές ύψους L μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει σε διατήρηση του οστού *in vivo*.

Μελέτες που εστίασαν στην συμπεριφορά των μηριαίων οστών υπό συνθήκες φόρτισης, αναφέρουν ότι η φόρτιση οδήγησε σε καμπτικά φορτία στα εγγύς 2/3 του μηριαίου και σε σχεδόν ομοιογενή φορτία στο κατώτερο 1/3. Έχει δημοσιευτεί ότι η μικρο-παραμόρφωση κατά μήκος της διάφυσης ελαττώνεται από το εγγύς προς το άπω τμήμα της επιφάνειας του μηριαίου *in vitro* (285). Στον αντίποδα ο Kim και συν.

βρήκε ότι η μικρο-παραμόρφωση αυξάνεται από το εγγύς προς το άπω τμήμα (281), ενώ ο Jasty και συν. δημοσίευσε ότι είναι ομοιόμορφη κατά μήκος της διάφυσης (286). Στη μελέτη μας τα φορτία ήταν φορτία συμπίεσης στην έσω πλευρά και ελκυσμού στην έξω και αυτό το εύρημα ήταν σταθερό σε όλες τις συγκρίσεις. Αυτό παρατηρήθηκε τόσο στην διατροχαντήριο περιοχή όσο και στη διάφυση του μηριαίου.

Κλινική σηματικότητα: Τα δεδομένα μας καταδεικνύουν ότι τα φορτία δεν αυξάνονται ούτε ελαττώνονται ομοιόμορφα κατά μήκος της διάφυσης, αλλά παρουσιάζουν ένα συγκεκριμένο πρότυπο, το οποίο εμφανίστηκε καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης. Στην πρόσθια επιφάνεια η κατανομή έχει ως εξής: φορτίο στο μέσο οριζόντιο επίπεδο (περίπου στην κορυφή της πρόθεσης) > φορτίο στο κατώτερο οριζόντιο επίπεδο (στη μέση της διάφυσης) > φορτίο στο άνω οριζόντιο επίπεδο (περίπου στη μέση της πρόθεσης). Η οπίσθια επιφάνεια παρουσιάζει το αντίθετο πρότυπο: φορτίο στο άνω οριζόντιο επίπεδο > φορτίο στο κατώτερο οριζόντιο επίπεδο > φορτίο στο μέσο επίπεδο. Αυτή είναι η πρώτη φορά που το προαναφερθέν πρότυπο δημοσιεύεται. Συμπεραίνεται ότι η περιοχή γύρω από την κορυφή της πρόθεσης στον πρόσθιο φλοιό που παρουσιάζει τις υψηλότερες τιμές μικρο-παραμόρφωσης είναι η περιοχή της μεταφοράς φορτίων από την κορυφή της πρόθεσης στον πρόσθιο φλοιό και ενέχει ως εκ τούτου την μεγαλύτερη πιθανότητα να παρουσιάσει πόνο. Αυτό βρίσκεται σε συμφωνία με το γεγονός ότι ο πόνος στον μηρό μετά από ΟΑΙ γίνεται αντιληπτός στην πρόσθια επιφάνεια στους περισσότερους ασθενείς.

Στον αντίποδα, το πρότυπο κατανομής των φορτίων ήταν πιο πολύπλοκο στην διατροχαντήριο περιοχή καθ' όλη τη διάρκεια του πειράματος, και δεν μπόρεσαν να εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα. Αποδίδουμε το γεγονός αυτό στο ότι οι τρεις αισθητήρες τύπου ροζέτας παρέχουν τριαξονική μέτρηση των φορτίων σε μόνο τρία σημεία αυτής της σύνθετης ανατομικά περιοχής και δεν μπορούν έτσι να αντικατοπτρίσουν την πραγματική κατανομή των φορτίων στην περιοχή.

Δύο προηγούμενες μελέτες εξέτασαν την κατανομή των φορτίων μετά τη χρήση προθέσεων με δυνατότητα εναλλαγής αυχένων. Ο Simpson και συν. πραγματοποίησε μελέτη με πεπερασμένα στοιχεία μετά από χρήση αυχένων σε πρόσθια κλίση, οπίσθια κλίση και 2 διαφορετικά offset. Δημοσίευσαν ότι το φορτίο στην έσω επιφάνεια του

οστού αυξήθηκε κατά μήκος του μηριαίου από κεντρικά προς περιφερικά. Μικρότερες τιμές φορτίων παρατηρήθηκαν στην έσω επιφάνεια του οστού όταν χρησιμοποιήθηκε αυχέννας με πρόσθια κλίση, σε σύγκριση με αυχένα σε οπίσθια κλίση και οι συγγραφείς καταλήγουν στο ότι οι διαφορετικές γεωμετρίες των αυχένων δεν προκαλούν σημαντικές αλλαγές στη μηχανική του οστού κατά τη διάρκεια της φόρτισης (10). Ο Umeda και συν. πραγματοποίησε μετρήσεις με χρήση ανάλογων αισθητήρων σε συνθετικά οστά στα οποία εμφυτεύτηκε στυλεός χωρίς τσιμέντο ο οποίος συνδυάστηκε με αυχένες σε πρόσθια και οπίσθια κλίση (60). Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι τα φορτία θλίψης στην εσωτερική πλευρά ήταν πολύ μεγαλύτερα από τα φορτία ελκυσμού, ενώ στην εξωτερική πλευρά τα φορτία ελκυσμού ήταν πολύ μεγαλύτερα από τα φορτία θλίψης ανεξάρτητα από την κλίση του αυχένος. Προς την πλευρά κατεύθυνσης του αυχένος τα φορτία θλίψης ήταν μεγαλύτερα από τα φορτία ελκυσμού και στην αντίθετη πλευρά τα φορτία ελκυσμού ήταν μεγαλύτερα από τα φορτία θλίψης. Αυτό ήταν ιδιαίτερα έντονο γύρω από την κορυφή της πρόθεσης. Μικρή αλλαγή στο μέγεθος των φορτίων επήλθε στην έσω και έξω πλευρά όταν η κλίση του αυχένος άλλαξε από ουδέτερη σε 8° ή 15° , ανεξάρτητα από το αν ο αυχέννας ήταν με πρόσθια ή οπίσθια κλίση. Τα αποτελέσματά μας εν μέρει συμφωνούν με αυτά του Umeda και συν. Οι αυχένες με πρόσθια κλίση στη μελέτη μας φάνηκε ότι διοχετεύουν τα φορτία προς την πρόσθια επιφάνεια, ενώ αυτοί με οπίσθια προς την οπίσθια. Αυτό ίσχυσε για όλους τους μονο-αξονικούς αισθητήρες κατά μήκος της διάφυσης. Οι ουδέτεροι αυχένες παρουσίασαν ενδιάμεσο σήμα μεταξύ αυτών με πρόσθια και οπίσθια κλίση. Αυτή η αρχή δεν ισχύει για την διατροχαντήριο περιοχή και αυτό οφείλεται, σύμφωνα με την άποψη των συγγραφέων, στην περίπλοκη ανατομία της περιοχής. Τα δεδομένα μας επίσης επιβεβαιώνουν την υπόθεση ότι οι αυχένες με πρόσθια ή οπίσθια κλίση 15° διοχετεύουν περισσότερα φορτία προς την κατεύθυνση στροφής του αυχένος, συγκριτικά με τον αυχένα κλίσης 8° .

Σύμφωνα με τα δεδομένα μας, η VAR/VAL συνιστώσα είχε μικρότερη επίδραση στα φορτία στη διάφυση και σταθερό εύρημα υπήρξαν οι μεγαλύτερες τιμές των συμπιεστικών φορτίων στην περιοχή του *calcar* αλλά και η ενίσχυση των φορτίων αυτών με χρήση του 8 DG VAR αυχένα.

Κλινική σηματικότητα: Αυτή η διαπίστωση συμφωνεί με την οικουμενική παραδοχή ότι μετά την ΟΑΙ ένα μεγάλο ποσοστό των φορτίων διέρχεται από την περιοχή του calcar.

Σημαντικός πόνος στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού μετά την εμφύτευση ενός στελέχους χωρίς τσιμέντο συμβαίνει με συχνότητα ως και 22% και αποτελεί σημείο ανησυχίας. Έστιακή δυσαναλογία στην καμπτική ακαμψία γύρω από την κορυφή της πρόθεσης ενέχεται στην παθογένεση του συμπτώματος, αλλά ο πόνος μπορεί να προκληθεί και από μικροκίνηση και αστάθεια του εμφυτεύματος (287). Δεν υπάρχουν δημοσιευμένα στοιχεία σχετικά με τον ουδό πρόκλησης του πόνου. Σύμφωνα με την άποψη των συγγραφέων τα υψηλά φορτία μπορεί να οδηγήσουν σε πόνο μέσω διόδου των φορτίων στον πρόσθιο μηριαίο φλοιό, ενώ ιδιαίτερα χαμηλά φορτία μπορεί να είναι ενδεικτικά πιθανής χαλάρωσης και αστάθειας της πρόθεσης, οδηγώντας ξανά σε πόνο.

Κλινική σηματικότητα: Η ανάλυση των μετρήσεων έδειξε ότι οι συνδυασμοί με πρόσθια κλίση είχαν ως αποτέλεσμα υψηλότερη μικρο-παραμόρφωση στον πρόσθιο φλοιό γύρω από την κορυφή της πρόθεσης και μπορούν να είναι περισσότερο επιρρεπείς στην εμφάνιση του φαινομένου. Αυτό ήταν περισσότερο έντονο με την χρήση των αυχένων με πρόσθια κλίση 15°.

Άλλη μια υπόθεση που επιβεβαιώθηκε ήταν ότι η χρήση των αυχένων με συνδυασμένα χαρακτηριστικά οδήγησε σε συνδυασμένο πρότυπο φορτίων.

Κλινική σηματικότητα: Οι συγγραφείς πιστεύουν ότι οι ανωτέρω αυχένες πρέπει να χρησιμοποιούνται με σύνεση, καθώς οδηγούν σε σημαντικά υψηλότερα φορτία στην διατροχαντήριο περιοχή και μάλιστα με ακανόνιστο πρότυπο. Η μεγαλύτερος βαθμός ελευθερίας που προσφέρουν οι αυχένες αυτοί δεν μπορούν να αντισταθμίσουν την κακή χειρουργική τεχνική. Η χρήση των συγκεκριμένων συνδυασμών πρέπει να αποτελεί προϊόν προσεκτικού προεγχειρητικού σχεδιασμού και να έχει ως μοναδικό στόχο την προσήλωση στις αρχές αποκατάστασης της σωστής εμβιομηχανικής του ισχίου. Ο χειρουργός πρέπει να είναι επίσης ιδιαίτερα προσεκτικός στη χρήση των κοντών αυχένων. Οι κοντοί αυχένες επέδειξαν χαμηλότερο stress στη διάφυση και “εκτόνωσαν” τα φορτία στην διατροχαντήριο περιοχή. Αυτές οι αλλαγές εγείρουν ανησυχία σχετικά με την προσαρμοστική υπερτροφία και την μηχανική αποτυχία εξαιτίας των αυξημένων φορτίων. Ιδιαίτερη μνεία πρέπει να γίνει στο σημείο αυτό

στη σημασία προσαρμογής του μετεγχειρητικού προγράμματος αποκατάστασης στις νέες συνθήκες εμβιομηχανικής που δημιουργούνται μετά τη χρήση τέτοιων συνδυασμών. Ο χειρουργός πρέπει να επιτρέπει ικανό χρονικό διάστημα ώστε να μπορέσει να γίνει η απαραίτητη οστεο-ενσωμάτωση της πρόθεσης στο οστικό υπόβαθρο, η οποία και θα επιτρέψει την πιο ομαλή μεταφορά φορτίων από την πρόθεση στο οστόν. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί μόνο επιμηκύνοντας τον χρόνο ελεύθερης βάδισης μετά την ΟΑΙ.

Η μελέτη αυτή έχει πολλαπλούς περιορισμούς. Καταρχάς το μοντέλο της αρθροπλαστικής που χρησιμοποιήθηκε δεν εξομοίωνε το σύνολο των μαλακών μορίων γύρω από την άρθρωση, λόγω της εγγενούς αδυναμίας μιας τέτοιας εξομοίωσης στο περιβάλλον του εργαστηρίου. Παρόλ' αυτά, έχει αποδειχθεί ότι η εξομοίωση των επιφανειών επαφής του ισχίου και των απαγωγών έχει την μεγαλύτερη επίδραση στα πρότυπα φόρτισης του εγγύς μηριαίου. Το μοντέλο εξομοίωσης μας δεν περιελάμβανε την λαγονοκνημιαία ταινία που ελαττώνει την κάμψη του μηριαίου στο μετωπιαίο επίπεδο (288). Ο Stolk και συν. τόνισε ότι η επιπλέον συμπερίληψη της λαγονοκνημιαίας ταινίας, των προσαγωγών και των μηριαίων είχε μικρή σχετικά επίδραση σε όλες τις φάσεις της βάδισης, με την κύρια ενέργεια τους να είναι μια μικρή ελάττωση των φορτίων στο επίπεδο της κορυφής της πρόθεσης κατά τη διάρκεια της φάσης "κρούσης της πτέρνας" κατά τη βάδιση (288). Άλλος ένας περιορισμός ήταν ότι εκτελέστηκαν μόνο πειράματα αξονικής συμπίεσης. Τέλος, ένας τρίτος περιορισμός ήταν ότι το εμφύτευμα εξετάστηκε σε κατάσταση ανάλογη της άμεσης μετεγχειρητικής, χωρίς κανένα βαθμό οστεο-ενσωμάτωσης που θα επέτρεπε μεγαλύτερη μεταφορά φορτίων από το εμφύτευμα στον μηριαίο φλοιό. Σε πραγματική κατάσταση, αυτό το remodeling του οστού θα επηρέαζε την εμβιομηχανική συμπεριφορά.

Στον αντίποδα, η μελέτη αυτή έχει κάποια δυνατά σημεία. Μία μελέτη έδειξε ότι τα φορτία μπορεί να μεταβάλλονται σε ποσοστό μέχρι και 62% μεταξύ διαφορετικών δοκιμίων (289). Αυτός είναι και ο λόγος που ένα μόνο δοκίμιο χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη όλων των μετρήσεων. Επιπρόσθετα, οι συνθήκες ελεγχόταν σταθερές στην αρχή κάθε κύκλου φόρτισης. Οι τιμές της μικρο-παραμόρφωσης κατά τη διάρκεια των τριών συνεχόμενων κύκλων φόρτισης είχαν υψηλή επαναληψιμότητα, δείχνοντας ότι υπήρχε μικρή ή καθόλου εκφύλιση των

ιδιοτήτων του οστού από τα επαναλαμβανόμενα πειράματα. Οι συγγραφείς δεν γνωρίζουν άλλη εμβιομηχανική μελέτη που εξετάζει όλο το φάσμα των πιθανών συνδυασμών εναλλασσόμενων αυχένων και διαφορετικών υψών κεφαλών.

Η επίδραση της χρήσης διαφορετικών αυχένων σε διαφορετικούς τύπους εμφυτευμάτων, σε μηριαία μοντέλα με στροφικές ανωμαλίες ή σε μοντέλα με διαφορετικά μεγέθη εμφυτευμάτων πρέπει να τεκμηριωθεί με περαιτέρω έρευνα και να συγκριθεί με δεδομένα από πτωματικά μοντέλα. Ακόμη η μελέτη της παραλλαγής ακόμη μεγαλύτερου ύψους που είναι εμπορικά διαθέσιμη από κάποιους κατασκευαστές και δεν μελετήθηκε εδώ μπορεί να αποτελέσει αντικείμενο μελλοντικής έρευνας. Ενδιαφέρουσα θα ήταν επίσης η άμεση σύγκριση των δεδομένων της παρούσης μελέτης με τα δεδομένα που θα προκύψουν από την εκτίμηση της συμπεριφοράς του ίδιου συστήματος κατόπιν ανάλυσης με πεπερασμένα στοιχεία. Σημαντικότερη θα ήταν επίσης και η ομαδοποίηση των αποτελεσμάτων με μεθόδους αναγνώρισης προτύπων, όπως και η εκτίμηση της παραμόρφωσης του μηριαίου των επιμέρους ομάδων αυχένων με τη χρήση νευρωνικών δικτύων. Πιστεύουμε ότι η εκτίμηση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς πρέπει να αποτελεί αναπόσπαστο τμήμα της προκλινικής εκτίμησης κάθε νέας ενδοπρόθεσης.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- Οι αυχένες Long 15 DG R και Long 8 DG VAR δεν επέδειξαν ακραία εμβιομηχανική συμπεριφορά και συνεπώς μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωρίς φόβο στην καθ' ημέρα κλινική πράξη.
- Η πρόσθια επιφάνεια της διατροχαντηρίου περιοχής είναι ιδιαίτερα ευάλωτη στην υποκλοπή φορτίων.
- Το αυξημένο φορτίο το οποίο προκαλείται από τους αυχένες με μικτά χαρακτηριστικά ή από τους κοντούς αυχένες μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει σε διατήρηση του οστού in vivo.
- Οι συνδυασμοί της κεφαλής ύψους M με τον Μακρό Ουδέτερο αυχένα και της κεφαλής ύψους S με τον Κοντό Ουδέτερο αυχένα μπορεί να είναι περισσότερο επιρρεπείς στην εμφάνιση του φαινομένου διαφυγής φορτίων, ενώ το αυξημένο stress που προκαλείται από τις κεφαλές ύψους L μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει σε διατήρηση του οστού in vivo.
- Τα φορτία κατά μήκος της διάφυσης παρουσιάζουν ένα συγκεκριμένο πρότυπο, το οποίο δημοσιεύεται για πρώτη φορά.
- Η περιοχή γύρω από την κορυφή της πρόθεσης στον πρόσθιο φλοιό παρουσιάζει τις υψηλότερες τιμές μικρο-παραμόρφωσης και ενέχει την μεγαλύτερη πιθανότητα να παρουσιάσει πόνο.
- Οι αυχένες με πρόσθια ή οπίσθια κλίση διοχετεύουν τα φορτία προς την κατεύθυνση προσανατολισμού του αυχένος.
- Μετά την ΟΑΙ ένα μεγάλο ποσοστό των φορτίων διέρχεται από την περιοχή της έσω επιφάνειας του αυχένος του μηριαίου (calcar).
- Οι αυχένες με πρόσθια κλίση μπορεί να είναι περισσότερο επιρρεπείς στην εμφάνιση πόνου στην πρόσθια επιφάνεια του μηρού.
- Οι αυχένες με συνδυασμένα χαρακτηριστικά και οι κοντοί αυχένες πρέπει να χρησιμοποιούνται με σύνεση, καθώς οδηγούν σε σημαντικά υψηλότερα φορτία στην διατροχαντήριο περιοχή και μάλιστα με ακανόνιστο πρότυπο.

ΠΕΡΙΛΗΨΕΙΣ

Πολίτης Άγγελος-Διδακτορική Διατριβή

Τίτλος: Ανάλυση των μικροτάσεων που αναπτύσσονται σε τεχνητά μηριαία οστά χρησιμοποιώντας διαφορετικούς αυχένες αρθρωτής μηριαίας πρόθεσης σε βιομηχανικό μοντέλο προσομοίωσης.

Περίληψη

Εισαγωγή Αλλαγές στο offset του μηριαίου, στο ύψος της μηριαίας κεφαλής, στο μήκος του αυχένος, στην πρόσθια ή την οπίσθια κλίση του αυχένα του μηριαίου (anteversion ή retroversion) στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου με δυνατότητα χρήσης εναλλασσόμενων αυχένων και κεφαλών αναμένεται να μεταβάλλουν την κατανομή των φορτίων στο μηριαίο.

Μέθοδος Αναλύσαμε την κατανομή των φορτίων για όλους τους πιθανούς τύπους εναλλασσόμενων αυχένων και κεφαλών, εμφυτεύοντας μια εμπορικά διαθέσιμη μηριαία πρόθεση με δυνατότητα εναλλαγής των αυχένων σε ένα ειδικής κατασκευής μοντέλο συνθετικού μηριαίου οστού. Το μοντέλο τοποθετήθηκε σε ελεγχόμενη από ηλεκτρονικό υπολογιστή υδραυλική πρέσα και στην εφαρμογή των κύκλων φόρτισης εξομοιώθηκε η μονοποδική φάση της βάρδισης.

Αποτελέσματα Η κατανομή των φορτίων κατά μήκος της διάφυσης παρουσίασε ένα συγκεκριμένο και επαναλαμβανόμενο πρότυπο, ενώ στην διατροχαντήρια περιοχή το πρότυπο ήταν πιο πολύπλοκο. Τα συμπιεστικά φορτία στην περιοχή του έσω τμήματος του αυχένα (calcar) εντάθηκαν με τη χρήση των Ραιβών αυχένων. Χρησιμοποιώντας τον Μακρό Ουδέτερο αυχένα η ανάλυση των δεδομένων έδειξε ότι το ύψος L των κεφαλών οδήγησε σε υψηλότερα φορτία σε όλες τις θέσεις της διάφυσης, ακολουθούμενο από το ύψος S και ακολούθως από το ύψος M, ενώ στην διατροχαντήριο περιοχή τα ύψη L και S οδήγησαν σε υψηλότερα φορτία σε όλες τις θέσεις. Χρησιμοποιώντας τον Κοντό Ουδέτερο αυχένα, διαπιστώθηκε ότι τόσο στη διάφυση όσο και στην διατροχαντήριο περιοχή οι παραλλαγές L και M προκάλεσαν υψηλότερα φορτία από την παραλλαγή S.

Συμπεράσματα-Κλινική σημαντικότητα Ο χειρουργός πρέπει να είναι προσεκτικός στη χρήση συγκεκριμένων συνδυασμών όπως είναι οι αυχένες με συνδυασμένα χαρακτηριστικά ή οι κοντοί αυχένες. Το αυξημένο φορτίο που προκλήθηκε από τη χρήση αυχένων με συνδυασμένα χαρακτηριστικά ή κοντούς

αυχένες μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει σε αποφυγή του φαινομένου διαφυγής φορτίων. Οι συνδυασμοί με πρόσθια κλίση του αυχένος μπορεί να είναι πιο επιρρεπείς στην εμφάνιση πόνου στο πρόσθιο μηριαίο. Οι συνδυασμοί της κεφαλής ύψους M με τον Μακρό Ουδέτερο αυχένα και της κεφαλής ύψους S με τον Κοντό Ουδέτερο αυχένα μπορεί να είναι πιο επιρρεπείς στην εμφάνιση του φαινομένου διαφυγής φορτίων. Στον αντίποδα, τα αυξημένα φορτία που προκαλούνται από τη χρήση των αυχένων ύψους L μπορεί θεωρητικά να οδηγήσουν σε διατήρηση του οστού *in vivo*.

Politis Angelos, MD – PhD Thesis

Title: Microstrain analysis in composite femurs using different necks of a modular-neck femoral prosthesis. A biomechanical model.

ABSTRACT

Introduction Modular total hip arthroplasty incorporating a double taper design is an innovation offering distinct advantages. Changes in femoral offset, neck length or femoral anteversion are expected to alter the strain distribution at the femur. Furthermore, a modular head-neck taper allows intra-operative fine-tuning of hip biomechanics. Changes in head height, and consequently femoral offset, are also expected to alter the strain distribution at the femur.

Materials and Methods We analyzed the strain patterns of all possible types of necks of a modular neck prosthesis, implanted in a composite femur. In this study a set of cementless modular system with a total of 22 combinations was used. We also used two length variations of the modular neck prosthesis, combined with three different head height variations (S, M and L). A custom-made fixture designed to reproduce loading conditions during the single-leg stance phase of walking was attached to the load cell of a computer-controlled hydraulic testing machine and strain gages were fixed along the lateral, medial-anterior and medial-posterior surface of the model. Load cycles were programmed to simulate single-leg stance of a normal-weight subject.

Results Longitudinal deformation was compressive on the medial side and tensile on the lateral. The load distribution along the shaft presented a certain pattern, while stress pattern at the trochanteric area was more complex. Compressive stress at the calcar region was exacerbated by the use of the varus neck. Increased strain induced by necks with combined characteristics or short necks could theoretically lead to avoidance of stress shielding in vivo. Anteverted neck combinations resulted in higher strain at the anterior cortex around the tip of the prosthesis. Short necks exhibited lower stress at the femoral shaft and higher at the trans-trochanteric area. Using a Long Neutral neck, stress analysis from the uni-axial strain gages indicated that the L-head-height variation led to higher stress at all sites, followed by the S-height and consequently the M-height variation, whereas at the trans-trochanteric area the L- and S-variations resulted in higher stress at all sites.

Using a Short Neutral neck, stress analysis from both the uni-axial and the rosette strain gages indicated that the L- and M-height variations showed equivalent larger stress signal than the S-variation, with the L-head prevailing in most sites. No extreme loading behavior was recorded.

Conclusions The surgeon should be cautious in the use of certain combinations, such as necks with combined characteristics or short necks. Anteverted neck combinations could be more prone to anterior thigh pain. Combinations of the M head with the Long Neutral neck and the S head with the Short Neutral neck may be more prone to the development of stress shielding. On the other hand, the increased strain induced by the use of the L-height variation could theoretically lead to bone retention in vivo.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Dunbar MJ. The proximal modular neck in THA: a bridge too far: affirms. *Orthopedics*. 2010 Sep;33(9):640.
2. Barrack RL, Burke DW, Cook SD et al. Complications related to modularity of total hip components. *J Bone Joint Surg Br*. 1993 Sep;75(5):688–92.
3. Chmell MJ, Rispler D, Poss R. The impact of modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Oct;(319):77–84.
4. Barrack. Modularity of Prosthetic Implants. *J Am Acad Orthop Surg*. 1994 Jan;2(1):16–25.
5. Steppacher SD, Ecker TM, Timmerman I et al. Managing length and stability: the role of the modular neck. *Orthopedics*. 2008 Sep;31(9):900–2.
6. Jones RE. Modular revision stems in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Mar;(420):142–7.
7. Toomey SD, Hopper RH Jr, McAuley JP et al. Modular component exchange for treatment of recurrent dislocation of a total hip replacement in selected patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Oct;83-A(10):1529–33.
8. Barsoum W, Patterson R, Higuera C et al. A computer model of the position of the combined component in the prevention of impingement in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(6):839.
9. Matsushita A, Nakashima Y, Jingushi S et al. Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009 Jun;24(4):646–51.
10. Simpson DJ, Little JP, Gray H et al. Effect of modular neck variation on bone and cement mantle mechanics around a total hip arthroplasty stem. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009 Mar;24(3):274–85.
11. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G et al. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Mar;91(3):333–40.

12. Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ et al. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994 Jan;(298):27–36.
13. Viceconti M, Baleani M, Squarzone S et al. Fretting wear in a modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res*. 1997 May;35(2):207–16.
14. Skendzel JG, Blaha JD, Urquhart AG. Total hip arthroplasty modular neck failure. *J Arthroplasty*. 2011 Feb;26(2):338.e1–4.
15. Ellman MB, Levine BR. Fracture of the Modular Femoral Neck Component in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* [Internet]. 2011 Jul 26 [cited 2011 Dec 21]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21798696>
16. Dangles CJ, Altstetter CJ. Failure of the modular neck in a total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Oct;25(7):1169.e5–7.
17. Sporer SM, DellaValle C, Jacobs J et al. A case of disassociation of a modular femoral neck trunion after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006;21(6):918–21.
18. Kouzelis A, Georgiou CS, Megas P. Dissociation of modular total hip arthroplasty at the neck–stem interface without dislocation. *J Orthop Traumatol* [Internet]. 2011 Dec 8 [cited 2012 Feb 14]; Available from: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s10195-011-0172-9>
19. Gill HS, Alfaro-Adrián J, Alfaro-Adrián C et al. The effect of anteversion on femoral component stability assessed by radiostereometric analysis. *J Arthroplasty*. 2002 Dec;17(8):997–1005.
20. Kurtz SM, Lau E, Ong K et al. Future young patient demand for primary and revision joint replacement: national projections from 2010 to 2030. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Oct;467(10):2606–12.
21. Nganbe M, Khan U, Louati H et al. In vitro assessment of strength, fatigue durability, and disassembly of Ti6Al4V and CoCrMo necks in modular total hip replacements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2011 Apr;97B(1):132–8.
22. Grupp TM, Weik T, Bloemer W et al. Modular titanium alloy neck adapter failures in hip replacement--failure mode analysis and influence of implant material. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010;11:3.

23. Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ et al. A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;401:149.
24. Rodrigues DC, Urban RM, Jacobs JJ et al. In vivo severe corrosion and hydrogen embrittlement of retrieved modular body titanium alloy hip-implants. *J Biomed Mater Res. Part B Appl. Biomater.* 2009 Jan;88(1):206–19.
25. Kop AM, Swarts E. Corrosion of a hip stem with a modular neck taper junction: a retrieval study of 16 cases. *J Arthroplasty.* 2009 Oct;24(7):1019–23.
26. Kop AM, Keogh C, Swarts E. Proximal Component Modularity in THA—At What Cost?: An Implant Retrieval Study. *Clin Orthop Relat Res.* [Internet]. 2011 Nov 3 [cited 2012 Feb 14]; Available from: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s11999-011-2155-9>
27. Khan MA, Williams RL, Williams DF. In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment. *Biomaterials.* 1996 Nov;17(22):2117–26.
28. Goldberg JR, Gilbert JL. In vitro corrosion testing of modular hip tapers. *J Biomed Mater Res. Part B Appl. Biomater.* 2003;64(2):78–93.
29. Nganbe M, Louati H, Khan U et al. Retrieval analysis and in vitro assessment of strength, durability, and distraction of a modular total hip replacement. *J Biomed Mater Res. Part A Appl. Biomater.* 2010 Dec 1;95A(3):819–27.
30. Pennock AT, Schmidt AH, Bourgeault CA. Morse-type tapers: factors that may influence taper strength during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2002 Sep;17(6):773–8.
31. Lavernia CJ, Baerga L, Barrack RL et al. The effects of blood and fat on Morse taper disassembly forces. *Am J Orthop.* 2009 Apr;38(4):187–90.
32. Sittig C, Textor M, Spencer ND et al. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med.* 1999 Jan;10(1):35–46.
33. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL et al. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg Am.* 1994 Sep;76(9):1345–59.

34. Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ et al. Intergranular corrosion-fatigue failure of cobalt-alloy femoral stems. A failure analysis of two implants. *J Bone Joint Surg Am.* 1994 Jan;76(1):110–5.
35. Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ. In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling. *J Biomed Mater Res.* 1993 Dec;27(12):1533–44.
36. Varini E, Cristofolini L, Viceconti M et al. Stem damage during implantation of modular hip prostheses. *Artif Organs.* 2006 Jul;30(7):564–7.
37. Pallini F, Cristofolini L, Traina F et al. Modular hip stems: determination of disassembly force of a neck-stem coupling. *Artif Organs.* 2007 Feb;31(2):166–70.
38. Kretzer JP, Jakubowitz E, Krachler M et al. Metal release and corrosion effects of modular neck total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2009 Feb 14;33(6):1531–6.
39. Garbuz DS, Tanzer M, Greidanus NV et al. The John Charnley Award: Metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 Feb;468(2):318–25.
40. Jacobs JJ, Skipor AK, Patterson LM et al. Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Oct;80(10):1447–58.
41. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM. Corrosion of metal orthopaedic implants. *J Bone Joint Surg Am.* 1998 Feb;80(2):268–82.
42. Warashina H, Sakano S, Kitamura S et al. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials.* 2003 Sep;24(21):3655–61.
43. Schwab LP, Xing Z, Hasty KA et al. Titanium particles and surface-bound LPS activate different pathways in IC-21 macrophages. *J Biomed Mater Res. Part B Appl. Biomater.* 2006 Oct;79(1):66–73.

44. Coen N, Kadhim MA, Wright EG et al. Particulate debris from a titanium metal prosthesis induces genomic instability in primary human fibroblast cells. *Br J Cancer*. 2003 Feb 24;88(4):548–52.
45. Daley B, Doherty AT, Fairman B et al. Wear debris from hip or knee replacements causes chromosomal damage in human cells in tissue culture. *J Bone Joint Surg Br*. 2004 May;86(4):598–606.
46. Rogers SD, Howie DW, Graves SE et al. In vitro human monocyte response to wear particles of titanium alloy containing vanadium or niobium. *J Bone Joint Surg Br*. 1997 Mar;79(2):311–5.
47. Viceconti M, Baleani M, Squarzoni S et al. Fretting wear in a modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res*. 1997 May;35(2):207–16.
48. Piozzi R, Ribeiro DA, Padovan LEM et al. Genotoxicity and cytotoxicity in multiple organs induced by titanium miniplates in Wistar rats. *J Biomed Mater Res A*. 2009 Feb;88(2):342–7.
49. Jacobs JJ, Skipor AK, Patterson LM et al. Metal release in patients who have had a primary total hip arthroplasty. A prospective, controlled, longitudinal study. *J Bone Joint Surg Am*. 1998 Oct;80(10):1447–58.
50. Salvati EA, Lieberman JR, Huk OL et al. Complications of femoral and acetabular modularity. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Oct;(319):85–93.
51. Schramm M, Wirtz DC, Holzwarth U et al. The Morse taper junction in modular revision hip replacement--a biomechanical and retrieval analysis. *Biomed Tech (Berl)*. 2000 Apr;45(4):105–9.
52. Archibeck MJ, Cummins T, Carothers J et al. A comparison of two implant systems in restoration of hip geometry in arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Feb;469(2):443–6.
53. Duwelius PJ, Hartzband MA, Burkhart R et al. Clinical results of a modular neck hip system: hitting the “bull’s-eye” more accurately. *Am J Orthop*. 2010 Oct;39(10 Suppl):2–6.
54. Benazzo F, Rossi SMP, Cecconi D et al. Mid-term results of an uncemented femoral stem with modular neck options. *Hip Int*. 2010 Dec;20(4):427–33.

55. Omlor GW, Ullrich H, Kraemer K et al. A stature-specific concept for uncemented, primary total hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 2010 Feb;81(1):126–33.
56. Blakey CM, Eswaramoorthy VK, Hamilton LC et al. Mid-term results of the modular ANCA-Fit femoral component in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Dec;91(12):1561–5.
57. Aldinger PR, Breusch SJ, Lukoschek M et al. A ten- to 15-year follow-up of the cementless spotorno stem. *J Bone Joint Surg Br*. 2003 Mar;85(2):209–14.
58. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD et al. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Jan;86-A(1):9–14.
59. Thien TM, Kärrholm J. Design-related risk factors for revision of primary cemented stems. *Acta Orthop*. 2010 Aug;81(4):407–12.
60. Umeda N, Saito M, Sugano N et al. Correlation between femoral neck version and strain on the femur after insertion of femoral prosthesis. *J Orthop Science*. 2003;8(3):381–6.
61. Pattin CA, Caler WE, Carter DR. Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J Biomech*. 1996 Jan;29(1):69–79.
62. Weinans H, Huiskes R, van Rietbergen B et al. Adaptive bone remodeling around bonded noncemented total hip arthroplasty: a comparison between animal experiments and computer simulation. *J Orthop Res*. 1993 Jul;11(4):500–13.
63. Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ. Effects of fit and bonding characteristics of femoral stems on adaptive bone remodeling. *J Biomech Eng*. 1994 Nov;116(4):393–400.
64. Ebramzadeh E, Sangiorgio SN, Longjohn DB et al. Initial stability of cemented femoral stems as a function of surface finish, collar, and stem size. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Jan;86-A(1):106–15.
65. Dennis DA, Lynch CB. Optimizing the femoral component cement mantle in total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2005 Aug;28(8 Suppl):s867–871.

66. Glassman AH, Bobyn JD, Tanzer M. New femoral designs: do they influence stress shielding? *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Dec;453:64–74.
67. Wik TS, Enoksen C, Klaksvik J et al. In vitro testing of the deformation pattern and initial stability of a cementless stem coupled to an experimental femoral head, with increased offset and altered femoral neck angles. *Proc Inst Mech Eng H.* 2011 Aug;225(8):797–808.
68. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1979 Jan;61(1):15–23.
69. Hartofilakidis G, Karachalios T. Total hip arthroplasty for congenital hip disease. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Feb;86-A(2):242–50.
70. Masonis JL, Patel JV, Miu A et al. Subtrochanteric shortening and derotational osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip dysplasia: 5-year follow-up. *J Arthroplasty.* 2003 Apr;18(3 Suppl 1):68–73.
71. Minoda Y, Kadowaki T, Kim M. Acetabular component orientation in 834 total hip arthroplasties using a manual technique. *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Apr;445:186–91.
72. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am.* 2001 Oct;32(4):543–552.
73. Krych AJ, Howard JL, Trousdale RT et al. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type-IV developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Sep;91(9):2213–21.
74. Mallory TH, Lombardi AV Jr, Fada RA et al. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. *Clin Orthop Relat Res.* 1999 Jan;(358):166–72.
75. Ito H, Hirayama T, Tanino H et al. Tight fit technique in primary hybrid total hip arthroplasty for patients with hip dysplasia. *J Arthroplasty.* 2007 Jan;22(1):57–64.

76. Di Schino M, Baudart F, Zilber S et al. Anterior dislocation of a total hip replacement. Radiographic and CT-scan assessment. Behavior following conservative management. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 Dec;95(8):573–8.
77. Wang L, Trousdale RT, Ai S et al. Dislocation after total hip arthroplasty among patients with developmental dysplasia of the hip. *J Arthroplasty.* 2012 May;27(5):764–9.
78. Argenson J-N, Ryembault E, Flecher X et al. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Sep;87(9):1192–6.
79. Sugano N, Noble PC, Kamaric E et al. The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(4):711.
80. Perka C, Fischer U, Taylor WR et al. Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Feb;86-A(2):312–9.
81. Iida H, Matsusue Y, Kawanabe K et al. Cemented total hip arthroplasty with acetabular bone graft for developmental dysplasia. Long-term results and survivorship analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 2000 Mar;82(2):176–84.
82. DiFazio F, Shon WY, Salvati EA et al. Long-term results of total hip arthroplasty with a cemented custom-designed swan-neck femoral component for congenital dislocation or severe dysplasia: a follow-up note. *J Bone Joint Surg Am.* 2002 Feb;84-A(2):204–7.
83. Argenson JN, Ryembault E, Flecher X et al. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(9):1192.
84. Robertson DD, Essinger JR, Imura S et al. Femoral deformity in adults with developmental hip dysplasia. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Jun;(327):196–206.
85. Noble PC, Kamaric E, Sugano N et al. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Dec;(417):27–40.

86. Charnley J, Feagin JA. Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1973 Apr;(91):98–113.
87. Spangehl MJ, Berry DJ, Trousdale RT et al. Uncemented acetabular components with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: results at five to twelve years. *J Bone Joint Surg Am.* 2001 Oct;83-A(10):1484–9.
88. Sakai T, Sugano N, Nishii T et al. Optimizing femoral anteversion and offset after total hip arthroplasty, using a modular femoral neck system: an experimental study. *J Orthop Sci.* 2000;5(5):489–94.
89. Sakai T, Sugano N, Ohzono K et al. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci.* 2002;7(1):62–7.
90. Dunn HK, Hess WE. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *J Bone Joint Surg Am.* 1976 Sep;58(6):838–45.
91. Huo MH, Salvati EA, Lieberman JR et al. Custom-designed femoral prostheses in total hip arthroplasty done with cement for severe dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1993 Oct;75(10):1497–504.
92. Flecher X, Argenson JN, Parratte S et al. [Custom cementless stem for osteoarthritis following developmental hip dysplasia]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006 Jun;92(4):332–42.
93. Koulouvaris P, Stafylas K, Sculco T et al. Custom-design implants for severe distorted proximal anatomy of the femur in young adults followed for 4-8 years. *Acta Orthop.* 2008 Apr;79(2):203–10.
94. Xu H, Zhou Y, Liu Q et al. Femoral Morphologic Differences in Subtypes of High Developmental Dislocation of the Hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2010 May 18;468(12):3371–6.
95. Marega L. The management of version abnormalities and angular deformities in developmental dysplasia of the hip. *Orthopedics.* 2005 Sep;28(9 Suppl):s1097–1099.

96. Traina F, Fine M, Tassinari E et al. Modular neck prostheses in DDH patients: 11-year results. *J Orthop Sci.* 2011 Jan 22;16(1):14–20.
97. Biant LC, Bruce WJM, Assini JB et al. Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip. Ten-year results using a cementless modular stem. *J Arthroplasty.* 2009 Jan;24(1):27–32.
98. Traina F, De Clerico M, Biondi F et al. Sex differences in hip morphology: is stem modularity effective for total hip replacement? *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Nov;91 Suppl 6:121–8.
99. Sakai T, Ohzono K, Nishii T et al. A modular femoral neck and head system works well in cementless total hip replacement for patients with developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Jun;92(6):770–6.
100. Suzuki K, Kawachi S, Matsubara M et al. Cementless total hip replacement after previous intertrochanteric valgus osteotomy for advanced osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Sep;89(9):1155–7.
101. Dorr LD, Wan Z. Causes of and treatment protocol for instability of total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355):144–51.
102. Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1970 Oct;72:7–21.
103. Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine.* 1983 Sep;8(6):643–51.
104. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K et al. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Jul;(388):125–34.
105. Robinson RP, Simonian PT, Gradisar IM et al. Joint motion and surface contact area related to component position in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1997 Jan;79(1):140–6.
106. Yamaguchi M, Akisue T, Bauer TW et al. The spatial location of impingement in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2000 Apr;15(3):305–13.

107. González della Valle A, Ruzo PS, Li S et al. Dislodgment of polyethylene liners in first and second-generation Harris-Galante acetabular components. A report of eighteen cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2001 Apr;83-A(4):553–9.
108. Hisatome T, Doi H. Theoretically optimum position of the prosthesis in total hip arthroplasty to fulfill the severe range of motion criteria due to neck impingement. *J Orthop Sci.* 2011 Mar;16(2):229–37.
109. D’Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO et al. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am.* 2000 Mar;82(3):315–21.
110. Nadzadi ME, Pedersen DR, Yack HJ et al. Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *J Biomech.* 2003 Apr;36(4):577–91.
111. D’Lima DD, Chen PC, Colwell CW Jr. Optimizing acetabular component position to minimize impingement and reduce contact stress. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A Suppl 2 Pt 2:87–91.
112. Johnston RC, Smidt GL. Hip motion measurements for selected activities of daily living. *Clin Orthop Relat Res.* 1970 Oct;72:205–15.
113. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ et al. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001 Jan;82(1):26–30.
114. Suzuki K, Matsubara M, Morita S et al. CT image evaluation of the internal rotation limit prior to bony impingement after total hip arthroplasty. *J Orthop Sci.* 2002;7(4):433–8.
115. Krenzel BA, Berend ME, Malinzak RA et al. High preoperative range of motion is a significant risk factor for dislocation in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Sep;25(6 Suppl):31–5.
116. Incavo SJ, Thompson MT, Gold JE et al. Which procedure better restores intact hip range of motion: total hip arthroplasty or resurfacing? A combined cadaveric and computer simulation study. *J Arthroplasty.* 2011 Apr;26(3):391–7.

117. Miki H, Yamanashi W, Nishii T et al. Anatomic hip range of motion after implantation during total hip arthroplasty as measured by a navigation system. *J Arthroplasty*. 2007 Oct;22(7):946–52.
118. Krushell RJ, Burke DW, Harris WH. Range of motion in contemporary total hip arthroplasty. The impact of modular head-neck components. *J Arthroplasty*. 1991 Jun;6(2):97–101.
119. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ et al. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty*. 2005 Jan;20(1):11–9.
120. Kessler O, Patil S, Wirth S et al. Bony impingement affects range of motion after total hip arthroplasty: A subject-specific approach. *J Orthop Res*. 2008 Apr;26(4):443–52.
121. Unnanuntana A, Toogood P, Hart D et al. Evaluation of proximal femoral geometry using digital photographs. *J Orthop Res*. 2010 Nov;28(11):1399–404.
122. Lockwood CA, Lynch JM, Kimbel WH. Quantifying temporal bone morphology of great apes and humans: an approach using geometric morphometrics. *J Anat*. 2002 Dec;201(6):447–64.
123. Kim JS, Park TS, Park SB et al. Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method. *Med Biol Eng Comput*. 2000 Nov;38(6):603–9.
124. Schmutz B, Reynolds KJ, Slavotinek JP. Development and validation of a generic 3D model of the distal femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2006 Oct;9(5):305–12.
125. Mahaisavariya B, Sitthiseripratip K, Tongdee T et al. Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering. *Med Eng Phys*. 2002 Nov;24(9):617–22.
126. Wörz S, Rohr K. Localization of anatomical point landmarks in 3D medical images by fitting 3D parametric intensity models. *Med Image Anal*. 2006 Feb;10(1):41–58.

127. Lee YS, Oh SH, Seon JK et al. 3D femoral neck anteversion measurements based on the posterior femoral plane in ORTHODOC system. *Med Biol Eng Comput.* 2006 Oct;44(10):895–906.
128. Adam F, Hammer DS, Pape D et al. Femoral anatomy, computed tomography and computer-aided design of prosthetic implants. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2002 Jun;122(5):262–8.
129. Matsoukas G, Kim IY. Design optimization of a total hip prosthesis for wear reduction. *J Biomech Eng.* 2009 May;131(5):051003.
130. Kim YH, Choi Y, Kim JS. Influence of patient-, design-, and surgery-related factors on rate of dislocation after primary cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24(8):1258–63.
131. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ et al. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005 Jun;20(4):414–20.
132. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD et al. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865–9.
133. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA et al. Acetabular Polyethylene Wear and Acetabular Inclination and Femoral Offset. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 May 2;467(11):2895–900.
134. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG et al. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Jul;78(7):1004–14.
135. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD et al. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865–9.
136. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty.* 2002 Jun;17(4 Suppl 1):17–22.

137. Suh KT, Kang JH, Roh HL et al. True femoral anteversion during primary total hip arthroplasty: use of postoperative computed tomography-based sections. *J Arthroplasty*. 2006 Jun;21(4):599–605.
138. Charles MN, Bourne RB, Davey JR et al. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *Instr Course Lect*. 2005;54:131–41.
139. Krishnan SP, Carrington RWJ, Mohiyaddin S et al. Common misconceptions of normal hip joint relations on pelvic radiographs. *J Arthroplasty*. 2006 Apr;21(3):409–12.
140. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R et al. Hip Offset in Total Hip Arthroplasty: Quantitative Measurement with Navigation. *Clin Orthop Relat Res*. 2010 Sep 16;469(2):429–36.
141. D'Aubigné RM. [The medius gluteus with 1-legged stance. Geometric variations on the theme of femoral and pelvic osteotomies]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1978 Sep;64(6):445–58.
142. Pierchon F, Migaud H, Duquennoy A et al. [Radiologic evaluation of the rotation center of the hip]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1993;79(4):281–4.
143. Eggli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1998 May;80(3):382–90.
144. De Thomasson E, Mazel C, Guingand O et al. [Value of preoperative planning in total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2002 May;88(3):229–35.
145. Argenson J-NA, Flecher X, Parratte S et al. Anatomy of the dysplastic hip and consequences for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2007 Dec;465:40–5.
146. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM et al. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br*. 1992 Jan;74(1):28–32.

147. Pasquier G, Ducharne G, Ali ES et al. Total hip arthroplasty offset measurement: is C T scan the most accurate option? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Jun;96(4):367–75.
148. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G et al. Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. *J Arthroplasty.* 2009 Sep;24(6):990–7.
149. Noble PC, Sugano N, Johnston JD et al. Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position? *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Dec;(417):242–52.
150. Seel MJ, Hafez MA, Eckman K et al. Three-dimensional planning and virtual radiographs in revision total hip arthroplasty for instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Jan;442:35–8.
151. Flecher X, Argenson JN, Parratte S et al. [Custom cementless stem for osteoarthritis following developmental hip dysplasia]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006 Jun;92(4):332–42.
152. Renkawitz T, Schuster T, Herold T et al. Measuring leg length and offset with an imageless navigation system during total hip arthroplasty: is it really accurate? *Int J Med Robot.* 2009 Jun;5(2):192–7.
153. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 May;95(3):210–9.
154. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA et al. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001 Sep;16(6):715–20.
155. Biedermann R, Tonin A, Krismer M et al. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Jun;87(6):762–9.
156. Jasty M, Webster W, Harris W. Management of limb length inequality during total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Dec;(333):165–71.
157. Kurtz WB, Ecker TM, Reichmann WM et al. Factors affecting bony impingement in hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Jun;25(4):624–634.e1–2.

158. Silva M, Lee KH, Heisel C et al. The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Jan;86-A(1):40–6.
159. Karachalios T, Hartofilakidis G, Zacharakis N et al. 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.
160. Flecher X, Parratte S, Brassart N et al. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J Arthroplasty.* 2008 Dec;23(8):1189–96.
161. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG et al. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1996 Jul;78(7):1004–14.
162. Dolhain P, Tsigaras H, Bourne RB et al. The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement. *Acta Orthop Belg.* 2002 Dec;68(5):490–9.
163. Devane PA, Horne JG. Assessment of polyethylene wear in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1999 Dec;(369):59–72.
164. Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2004 Jun;19(4 Suppl 1):108–10.
165. Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Feb;87(2):155–7.
166. Delp SL, Komattu AV, Wixson RL. Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. *J Orthop Res.* 1994 Nov;12(6):860–70.
167. Doehring TC, Rubash HE, Shelley FJ et al. Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. An experimental and analytical analysis. *J Arthroplasty.* 1996 Sep;11(6):693–703.
168. Callaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM et al. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1985 Sep;67(7):1074–85.

169. Bicanic G, Delimar D, Delimar M et al. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia. *Int Orthop*. 2009 Apr;33(2):397–402.
170. Delp SL, Komattu AV, Wixson RL. Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck-stem angle, and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles. *J Orthop Res*. 1994 Nov;12(6):860–70.
171. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1980 Oct;62(7):1059–65.
172. Dastane M, Dorr LD, Tarwala R et al. Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation. *Clin Orthop Relat Res*. 2011 Feb;469(2):429–36.
173. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ et al. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Oct;(235):148–65.
174. Massin P, Geais L, Astoin E et al. The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur. *J Arthroplasty*. 2000 Jan;15(1):93–101.
175. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW et al. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty*. 1993 Feb;8(1):23–6.
176. Kleemann RU, Heller MO, Stoeckle U et al. THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res*. 2003;21(5):767–74.
177. Ramaniraka NA, Rakotomanana LR, Rubin PJ et al. [Noncemented total hip arthroplasty: influence of extramedullary parameters on initial implant stability and on bone-implant interface stresses]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2000 Oct;86(6):590–7.
178. Widmer K-H, Majewski M. The impact of the CCD-angle on range of motion and cup positioning in total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005 Aug;20(7):723–8.

179. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz P-F. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty*. 2002 Apr;17(3):282–8.
180. Widmer K-H, Zurfluh B. Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion. *J Orthop Res*. 2004 Jul;22(4):815–21.
181. Austin MS, Hozack WJ, Sharkey PF et al. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2003 Apr;18(3 Suppl 1):88–90.
182. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA et al. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2001 Sep;16(6):715–20.
183. Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. *Am J Orthop*. 1995 Apr;24(4):347–51.
184. Ranawat CS, Rodriguez JA. Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1997 Jun;12(4):359–64.
185. Hofmann AA, Skrzynski MC. Leg-length inequality and nerve palsy in total hip arthroplasty: a lawyer awaits! *Orthopedics*. 2000 Sep;23(9):943–4.
186. Mihalko WM, Phillips MJ, Krackow KA. Acute sciatic and femoral neuritis following total hip arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Apr;83-A(4):589–92.
187. Nercessian OA, Piccoluga F, Eftekhar NS. Postoperative sciatic and femoral nerve palsy with reference to leg lengthening and medialization/lateralization of the hip joint following total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994 Jul;(304):165–71.
188. Cummings G, Scholz JP, Barnes K. The effect of imposed leg length difference on pelvic bone symmetry. *Spine*. 1993 Mar 1;18(3):368–73.
189. Giles LG, Taylor JR. Low-back pain associated with leg length inequality. *Spine*. 1981 Oct;6(5):510–21.
190. Gurney B, Mermier C, Robergs R et al. Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults. *J Bone Joint Surg Am*. 2001 Jun;83-A(6):907–15.

191. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Dec;64(9):1295–306.
192. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA et al. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 Dec;85-A(12):2310–7.
193. Shiramizu K, Naito M, Shitama T et al. L-shaped caliper for limb length measurement during total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2004 Sep;86(7):966–9.
194. Meermans G, Malik A, Witt J et al. Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Jun;469(6):1677–82.
195. Machen MS, Stevens PM. Should full-length standing anteroposterior radiographs replace the scanogram for measurement of limb length discrepancy? *J Pediatr Orthop B.* 2005 Jan;14(1):30–7.
196. Goodman SB, Adler SJ, Fyhrie DP et al. The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Nov;(236):199–204.
197. Hananouchi T, Sugano N, Nakamura N et al. Preoperative templating of femoral components on plain X-rays. Rotational evaluation with synthetic X-rays on ORTHODOC. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007 Jul;127(5):381–5.
198. Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP 3rd et al. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006 Jan;14(1):38–45.
199. Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty 1. *The J Arthroplasty.* 2004;19(4):108–10.
200. Kogutt MS. Computed radiographic imaging: use in low-dose leg length radiography. *AJR Am J Roentgenol.* 1987 Jun;148(6):1205–6.
201. Sabharwal S, Kumar A. Methods for assessing leg length discrepancy. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Dec;466(12):2910–22.
202. Murphy SB, Ecker TM. Evaluation of a new leg length measurement algorithm in hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 Oct;463:85–9.

203. Parratte S, Argenson J-NA. Validation and usefulness of a computer-assisted cup-positioning system in total hip arthroplasty. A prospective, randomized, controlled study. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Mar;89(3):494–9.
204. Braun A, Lazovic D, Zigan R. Modular short-stem prosthesis in total hip arthroplasty: implant positioning and the influence of navigation. *Orthopedics*. 2007 Oct;30(10 Suppl):S148–152.
205. Confalonieri N, Manzotti A, Montironi F et al. Leg length discrepancy, dislocation rate, and offset in total hip replacement using a short modular stem: navigation vs conventional freehand. *Orthopedics* [Internet]. 2008 Oct [cited 2012 Apr 25];31(10 Suppl 1). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19298037>
206. Mainard D. Navigated and nonnavigated total hip arthroplasty: results of two consecutive series using a cementless straight hip stem. *Orthopedics* [Internet]. 2008 Oct [cited 2012 Apr 25];31(10 Suppl 1). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19298040>
207. Manzotti A, Cerveri P, De Momi E et al. Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand. *Int Orthop*. 2011 Jan;35(1):19–24.
208. Renkawitz T, Sendtner E, Grifka J et al. Accuracy of imageless stem navigation during simulated total hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 2008 Dec;79(6):785–8.
209. Renkawitz T, Schuster T, Herold T et al. Measuring leg length and offset with an imageless navigation system during total hip arthroplasty: is it really accurate? *Int J Med Robot*. 2009 Jun;5(2):192–7.
210. Abraham WD, Dimon JH 3rd. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1992 Apr;23(2):201–9.
211. O'Brien S, Kernohan G, Fitzpatrick C et al. Perception of imposed leg length inequality in normal subjects. *Hip Int*. 2010 Dec;20(4):505–11.
212. Rösler J, Perka C. The effect of anatomical positional relationships on kinetic parameters after total hip replacement. *Int Orthop*. 2000;24(1):23–7.

213. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty*. 1999 Feb;14(2):159–64.
214. Della Valle CJ, Di Cesare PE. Complications of total hip arthroplasty: neurovascular injury, leg-length discrepancy, and instability. *Bull Hosp Jt Dis*. 2001 2002;60(3-4):134–42.
215. Wylde V, Whitehouse SL, Taylor AH et al. Prevalence and functional impact of patient-perceived leg length discrepancy after hip replacement. *Int Orthop*. 2009 Aug;33(4):905–9.
216. Lai KA, Lin CJ, Jou IM et al. Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip--comparison with untreated patients. *J Orthop Res*. 2001 Nov;19(6):1147–52.
217. Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone Joint Surg Am*. 1999 Apr;81(4):529–34.
218. Benedetti MG, Catani F, Benedetti E et al. To what extent does leg length discrepancy impair motor activity in patients after total hip arthroplasty? *Int Orthop*. 2009 Sep 18;34(8):1115–21.
219. Vink P, Huson A. Lumbar back muscle activity during walking with a leg inequality. *Acta Morphol Neerl Scand*. 1987;25(4):261–71.
220. White TO, Dougall TW. Arthroplasty of the hip. Leg length is not important. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 Apr;84(3):335–8.
221. Bose WJ. Accurate limb-length equalization during total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 2000 May;23(5):433–6.
222. Hofmann AA, Bolognesi M, Lahav A et al. Minimizing leg-length inequality in total hip arthroplasty: use of preoperative templating and an intraoperative x-ray. *Am J Orthop*. 2008 Jan;37(1):18–23.

223. Noble PC, Sugano N, Johnston JD et al. Computer simulation: how can it help the surgeon optimize implant position? *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Dec;(417):242–52.
224. Bono JV. Digital templating in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A Suppl 2:118–22.
225. Woolson ST. Leg length equalization during total hip replacement. *Orthopedics.* 1990 Jan;13(1):17–21.
226. Matsuda K, Nakamura S, Matsushita T. A simple method to minimize limb-length discrepancy after hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2006 Jun;77(3):375–9.
227. Schmalzried TP. Preoperative templating and biomechanics in total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2005 Aug;28(8 Suppl):s849–851.
228. Huddleston HD. An accurate method for measuring leg length and hip offset in hip arthroplasty. *Orthopedics.* 1997 Apr;20(4):331–2.
229. Harris WH. A new approach to total hip replacement without osteotomy of the greater trochanter. *Clin Orthop Relat Res.* 1975 Feb;(106):19–26.
230. Woolson ST, Harris WH. A method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1985 Apr;(194):207–10.
231. McGee HM, Scott JH. A simple method of obtaining equal leg length in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1985 Apr;(194):269–70.
232. Jasty M, Webster W, Harris W. Management of limb length inequality during total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Dec;(333):165–71.
233. Sarin VK, Pratt WR, Bradley GW. Accurate femur repositioning is critical during intraoperative total hip arthroplasty length and offset assessment. *J Arthroplasty.* 2005 Oct;20(7):887–91.
234. Murphy SB, Ecker TM, Tannast M. THA performed using conventional and navigated tissue-preserving techniques. *Clin Orthop Relat Res.* 2006 Dec;453:160–7.
235. Kurtz WB. In Situ Leg Length Measurement Technique in Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012 Jan;27(1):66-73

236. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ et al. Achieving stability and lower-limb length in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 Nov 17;92(16):2737–52.
237. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Mar;75(2):228–32.
238. Bargar WL, Jamali AA, Nejad AH. Femoral Anteversion in THA and its Lack of Correlation with Native Acetabular Anteversion. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Aug 28;468(2):527–32.
239. Dorr LD, Wan Z, Malik A et al. A comparison of surgeon estimation and computed tomographic measurement of femoral component anteversion in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Nov;91(11):2598–604.
240. Wines AP, McNicol D. Computed tomography measurement of the accuracy of component version in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006 Aug;21(5):696–701.
241. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN et al. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2001 Dec;(393):52–65.
242. Suh KT, Kang JH, Roh HL et al. True femoral anteversion during primary total hip arthroplasty: use of postoperative computed tomography-based sections. *J Arthroplasty.* 2006 Jun;21(4):599–605.
243. Emerson RH. Increased Anteversion of Press-fit Femoral Stems Compared With Anatomic Femur. *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Jul 23;470(2):477–81.
244. Dorr LD, Malik A, Dastane M et al. Combined Anteversion Technique for Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Nov 1;467(1):119–27.
245. Patel AB, Wagle RR, Usrey MM et al. Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Dec;25(8):1275–1281.e1.

246. Hodge WA, Andriacchi TP, Galante JO. A relationship between stem orientation and function following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1991 Sep;6(3):229–35.
247. Cheal EJ, Spector M, Hayes WC. Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty. *J Orthop Res*. 1992 May;10(3):405–22.
248. Duda GN, Schneider E, Chao EY. Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech*. 1997 Sep;30(9):933–41.
249. Duda GN, Heller M, Albinger J et al. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech*. 1998 Sep;31(9):841–6.
250. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G et al. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 Oct;16(8):644–9.
251. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand*. 1983 Feb;54(1):18–23.
252. Halpern AA, Tanner J, Rinsky L. Does persistent fetal femoral anteversion contribute to osteoarthritis?: a preliminary report. *Clin Orthop Relat Res*. 1979 Dec;(145):213–6.
253. Reikerås O, Høiseth A. Femoral neck angles in osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop Scand*. 1982 Oct;53(5):781–4.
254. Maheshwari AV, Zlowodzki MP, Siram G et al. Femoral neck anteversion, acetabular anteversion and combined anteversion in the normal Indian adult population: A computed tomographic study. *Indian J Orthop*. 2010 Jul;44(3):277–82.
255. Bråten M, Terjesen T, Rossvoll I. Femoral anteversion in normal adults. Ultrasound measurements in 50 men and 50 women. *Acta Orthop Scand*. 1992 Feb;63(1):29–32.

256. Sugano N, Noble PC, Kamaric E. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *J Comput Assist Tomogr.* 1998 Aug;22(4):610–4.
257. Tönnis D, Heinecke A. Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. *J Bone Joint Surg Am.* 1999 Dec;81(12):1747–70.
258. Flecher X, Argenson JN, Parratte S et al. [Custom cementless stem for osteoarthritis following developmental hip dysplasia]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006 Jun;92(4):332–42.
259. Flecher X, Parratte S, Aubaniac J-M et al. Three-dimensional custom-designed cementless femoral stem for osteoarthritis secondary to congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2007 Dec;89(12):1586–91.
260. Sendtner E, Müller M, Winkler R et al. [Femur first in hip arthroplasty--the concept of combined anteversion]. *Z Orthop Unfall.* 2010 Mar;148(2):185–90.
261. Jerosch J, von Hasselbach C, Filler T et al. [Increasing the quality of preoperative planning and intraoperative application of computer-assisted systems and surgical robots--an experimental study]. *Chirurg.* 1998 Sep;69(9):973–6.
262. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Aug 1;89(8):1832–42.
263. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz PF et al. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* 1997 Jun;12(4):444–50.
264. Barrack RL. Dislocation after total hip arthroplasty: implant design and orientation. *J Am Acad Orthop Surg.* 2003 Apr;11(2):89–99.
265. Patel AB, Wagle RR, Usrey MM et al. Guidelines for implant placement to minimize impingement during activities of daily living after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Dec;25(8):1275–1281.e1.
266. DiGioia AM, Jaramaz B, Blackwell M et al. The Otto Aufranc Award. Image guided navigation system to measure intraoperatively acetabular implant alignment. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355):8–22.

267. Nishii T, Sugano N, Miki H et al. Influence of component positions on dislocation: computed tomographic evaluations in a consecutive series of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004 Feb;19(2):162–6.
268. Bartz RL, Nobel PC, Kadakia NR et al. The effect of femoral component head size on posterior dislocation of the artificial hip joint. *J Bone Joint Surg Am*. 2000 Sep;82(9):1300–7.
269. Yoshimine F. The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements. *J Biomech*. 2006;39(7):1315–23.
270. McKibbin B. Anatomical factors in the stability of the hip joint in the newborn. *J Bone Joint Surg Br*. 1970 Feb;52(1):148–59.
271. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Aug;89(8):1832–42.
272. Goldberg JR, Gilbert JL. In vitro corrosion testing of modular hip tapers. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2003 Feb 15;64(2):78–93.
273. Konyves A, Bannister G. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2005;87(2):155.
274. Miki H, Sugano N. Modular neck for prevention of prosthetic impingement in cases with excessively anteverted femur. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Nov;26(9):944–9.
275. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*. 2001 Jun;34(6):773–81.
276. McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech*. 1970 Mar;3(2):191–209.
277. Chong ACM, Friis EA, Ballard GP et al. Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomed Eng*. 2007 Jul;35(7):1196–205.
278. Cristofolini L. A critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Crit Rev Biomed Eng*. 1997;25(4-5):409–83.

279. Wilson DAJ, Dunbar MJ, Amirault JD et al. Early Failure of a Modular Femoral Neck Total Hip Arthroplasty Component: A Case Report. *J Bone Joint Surg Am.* 2010 Jun 1;92(6):1514–7.
280. Weinans H, Sumner DR, Igloria R et al. Sensitivity of periprosthetic stress-shielding to load and the bone density-modulus relationship in subject-specific finite element models. *J Biomech.* 2000 Jul;33(7):809–17.
281. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Strain distribution in the proximal human femur. An in vitro comparison in the intact femur and after insertion of reference and experimental femoral stems. *J Bone Joint Surg Br.* 2001 Mar;83(2):295–301.
282. Gibbons CE, Davies AJ, Amis AA et al. Periprosthetic bone mineral density changes with femoral components of differing design philosophy. *Int Orthop.* 2001;25(2):89–92.
283. Aamodt A, Lund-Larsen J, Eine J et al. Changes in proximal femoral strain after insertion of uncemented standard and customised femoral stems: An experimental study in human femora. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(6):921.
284. Engh CA Jr, Young AM, Engh CA Sr et al. Clinical consequences of stress shielding after porous-coated total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2003 Dec;(417):157–63.
285. Helwig P, Hindenlang U, Hirschmüller A et al. A femoral model with all relevant muscles and hip capsule ligaments. *Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet].* 2011 Dec 8 [cited 2012 May 13]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22149414>
286. Jasty M, O'Connor DO, Henshaw RM et al. Fit of the uncemented femoral component and the use of cement influence the strain transfer the femoral cortex. *J Orthop Res.* 1994 Sep;12(5):648–56.
287. Campbell AC, Rorabeck CH, Bourne RB et al. Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen. *J Bone Joint Surg Br.* 1992 Jan;74(1):63–6.

288. Stolk J, Verdonschot N, Huiskes R. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *J Biomech.* 2001 Jul;34(7):917–26.
289. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1988 Jan;70(1):45–50.

