



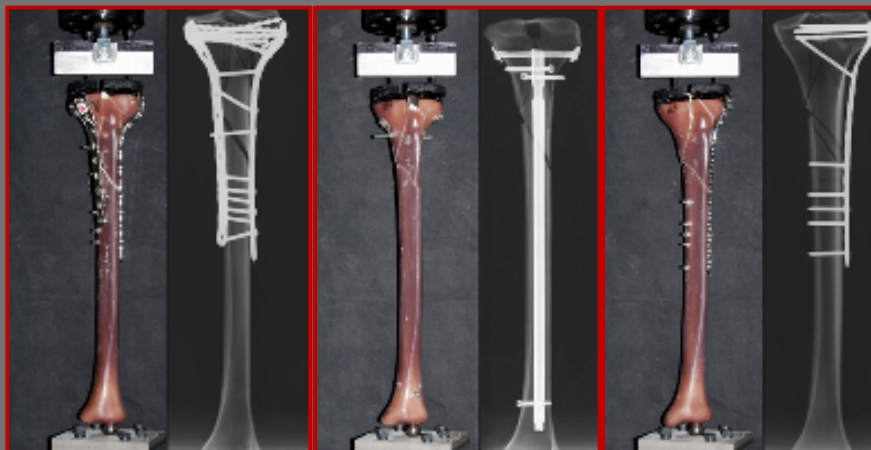
ΕΘΝΙΚΟ & ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
Α' ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ
Διευθυντής: Καθηγητής Π. Παπαγγελόπουλος

ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΕΝΔΟΜΥΕΛΙΚΗΣ ΗΛΩΣΗΣ & ΕΣΩΤΕΡΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΜΕ ΚΛΕΙΔΟΥΜΕΝΗ ΠΛΑΚΑ ΓΙΑ ΤΑ ΕΝΔΑΡΘΡΙΚΑ ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ ΤΗΣ ΕΓΓΥΣ ΚΝΗΜΙΑΙΑΣ ΜΕΤΑΦΥΣΗΣ

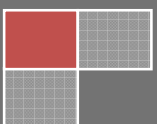
ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Νικολάου Γ. Λασανιάνου

Ορθοπαιδικού Χειρουργού Τραυματολόγου



ΑΘΗΝΑ 2013



ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Νικόλαος Γ. Λασασιάνος

Ορθοπαιδικός Χειρουργός Τραυματολόγος

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΜΠΑΜΠΗΣ - Επιβλέπων

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ ΖΟΥΜΠΟΣ

ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΜΑΣΤΡΟΚΑΛΟΣ

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

- 1. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ ΜΑΧΑΙΡΑΣ**
- 2. ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΙΣΜΗΝΗ ΔΟΝΤΑ**
- 3. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΠΑΠΑΓΓΕΛΟΠΟΥΛΟΣ**
- 4. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ ΖΟΥΜΠΟΣ**
- 5. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΜΠΑΜΠΗΣ**
- 6. ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΜΑΣΤΡΟΚΑΛΟΣ**
- 7. ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΕΥΣΤΑΘΙΟΣ ΧΡΟΝΟΠΟΥΛΟΣ**

Η έγκριση διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Αθηνών δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνωμών του συγγραφέα» (Ν. 5343/32 άρθρο 202 παράγραφος 2).



Ο ΟΡΚΟΣ ΤΟΥ ΙΠΠΟΚΡΑΤΟΥΣ

ΜΟΥΝ ΑΠΟΛΑΣΙΑ ΙΨΤΡΟΝ ΚΑΙ ΔΙΣΚΛΗΤΙΟΝ ΚΑΙ ΥΓΕΙΑΝ ΚΑΙ
 ΠΑΝΑΚΕΙΑΝ ΚΑΙ ΘΕΟΥΣ ΠΑΝΤΑΣ ΤΕ ΚΑΙ ΠΑΣΑΣ ΙΣΤΟΡΑΣ
 ΠΟΙΟΥΜΕΝΟΣ ΕΠΙΤΕΛΕΑ ΠΟΙΗΣΕΙΝ ΚΑΤΑ ΔΥΝΑΜΙΝ ΚΑΙ ΚΡΙΣΙΝ
 ΕΜΗΝ ΟΡΚΟΝ ΤΟΝΔΕ ΚΑΙ ΣΥΜΡΑΦΗΝ ΤΗΣΔΕ ΚΗΡΥΞΕΣΘΑΙ ΜΕΝ
 ΤΟΝ ΔΙΔΑΣΙΑΝΤΑ ΜΕ ΤΗΝ ΤΕΧΝΗΝ ΤΑΥΤΗΝ ΙΣΑ ΜΕΜΕΤΗΣΙΑ
 ΕΜΟΙΣ ΚΑΙ ΒΙΟΥ ΚΟΙΝΩΣΕΣΘΑΙ ΚΑΙ ΧΡΕΣΙΝ ΧΡΗΣΟΜΤΙ
 ΜΕΤΑΔΟΣΙΝ ΠΟΗΣΕΣΘΑΙ ΚΑΙ ΜΕΝΟΣ ΤΟ ΕΞ ΕΑΥΤΟΥ ΑΔ-
 ΕΛΦΕΙΣ ΙΣΟΝ ΕΠΙΚΡΙΜΕΙΝ ΑΡΡΕΣΙ ΚΑΙ ΔΙΔΑΣΙΕΙΝ ΤΗΝ
 ΤΕΧΝΗΝ ΤΑΥΤΗΝ ΗΝ ΧΡΗΣΩΣΙ ΜΑΘΘΑΜΕΙΝ ΑΜΕΥ ΜΙΣΘΟΥ
 ΚΑΙ ΣΥΜΡΑΦΗΣ ΠΑΡΑΡΤΕΛΗΣ ΤΕ ΚΑΙ ΑΚΡΟΠΟΙΟΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΛΟΙΠΗΣ
 ΔΙΔΑΣΗΣ ΜΑΘΗΣΙΟΣ ΜΕΤΑΔΟΣΙΝ ΠΟΗΣΕΣΘΑΙ ΥΙΟΙΣ ΤΕ ΕΜΟΙΣ ΚΑΙ
 ΤΟΙΣ ΤΟΥ ΕΜΕ ΔΙΔΑΣΙΑΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΑΘΗΤΑΙΣΙ ΣΥΜΜΕΤΡΑΜΜΕΝΟΙΣΙ
 ΤΕ ΚΑΙ ΟΙΚΗΣΜΕΝΟΙΣ ΝΟΜΩ ΙΠΠΙΚΩ ΑΛΛΩ ΔΕ ΟΥΔΕΝΙ ΔΙΑΤΗ-
 ΜΑΣΙ ΤΕ ΧΡΗΣΟΜΑΙ ΕΠΙΦΕΛΕΙΗ ΚΑΜΝΟΝΤΩΝ ΚΑΤΑ ΔΥΝΑΜΙΝ ΚΑΙ
 ΚΡΙΣΙΝ ΕΜΗΝ ΕΠΙ ΔΙΑΝΣΕΙ ΔΕ ΚΑΙ ΑΔΙΚΗΝ ΕΙΡΣΕΙΗ ΟΥ ΔΕΙΞΩ ΔΕ
 ΟΥΔΕ ΦΑΡΜΑΚΟΝ ΟΥΔΕΝΙ ΔΙΤΘΕΙΣ ΘΑΜΑΣΙΟΜΟ ΟΥΔΕ ΥΦΗΡΗΣΟΜΑΙ
 ΣΥΜΒΟΥΛΗΝ ΤΩΝΔΕ ΟΜΩΣ ΔΕ ΟΥΔΕ ΜΥΝΑΙΚΙ ΠΕΣΣΟΝ ΦΘΟΡΙΩ
 ΔΩΣΩ ΑΓΝΩΣ ΔΕ ΚΑΙ ΟΣΙΩΣ ΔΙΑΤΗΡΗΣΩ ΒΙΟΝ ΤΟΝ ΕΜΟΝ ΚΑΙ
 ΤΕΧΝΗΝ ΤΗΝ ΕΜΗΝ ΟΥ ΤΕΜΕΩ ΔΕ ΟΥΔΕ ΜΗΝ ΛΗΘΙΩΝΤΑΣ
 ΕΚΧΩΡΗΣΩ ΔΕ ΕΡΓΑΤΗΣΙΝ ΑΔΡΑΣΙΝ ΠΡΗΣΙΟΣ ΤΗΣΔΕ ΕΞ ΟΙΚΙΑΣ ΔΕ
 ΟΚΟΣΑΣ ΑΗ ΕΣΙΩ ΕΞΕΛΕΥΣΟΜΑΙ ΕΠΙΦΕΛΕΙΗ ΚΑΜΝΟΝΤΩΝ
 ΕΚΤΟΣ ΕΩΝ ΠΑΣΗΣ ΑΔΙΚΗΣ ΕΚΟΥΣΗΣ ΚΑΙ ΦΘΟΡΙΗΣ ΤΗΣ ΤΕ ΑΛΛΗΣ
 ΚΑΙ ΑΦΡΟΔΙΣΙΩΝ ΕΡΩΝ ΕΠΙ ΤΕ ΜΥΝΑΙΚΕΙΩΝ ΣΩΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΑΝ-
 ΔΡΕΙΩΝ ΕΛΕΥΘΕΡΩΝ ΤΕ ΚΑΙ ΔΟΥΛΩΝ Α ΔΑΜ ΕΗ ΘΕΡΑΠΕΙΗ Η
 ΙΑΣ Η ΑΚΟΥΣΩ Η ΚΑΙ ΑΜΕΥ ΘΕΡΑΠΕΙΗΣ ΚΑΤΑ ΒΙΟΝ ΑΝΘΡΩΠΩ Δ
 ΜΗ ΧΡΗΣΩΤΕ ΕΚΛΑΜΕΙΣΘΑΙ ΕΣΩ ΣΗΡΗΣΟΜΑΔ ΑΡΡΗΤΑ ΗΝΕΥΜΕΝΟΣ
 ΕΙΜΑΙ ΤΑ ΤΟΙΑΥΤΑ ΟΡΚΟΝ ΕΝ ΟΥΝ ΜΟΙ ΤΟΝΔΕ ΕΠΙΤΕΛΕΑ ΠΟΙΕΟΝΤΙ
 ΚΑΙ ΜΗ ΣΥΓΧΕΟΜΤΙ ΕΙΗ ΕΠΑΥΡΑΣΘΑΙ ΚΑΙ ΒΙΟΥ ΚΑΙ ΤΕΧΝΗΣ
 ΔΟΣΙΖΟΜΕΝΩ ΠΑΡΑ ΠΑΣΙΝ ΑΝΘΡΩΠΩΣ ΕΞ ΤΩΝ ΑΜΕΙ ΧΡΟΝΟΝ
 ΠΑΡΑΒΑΙΟΝΤΙ ΔΕ ΚΑΙ ΕΠΙΟΡΚΟΥΜΤΙ ΤΑΛΑΝΤΙΑ ΤΟΥΤΕΩΝ

Sk

Έγκριση αίτησης – Ορισμός Τριμελούς Επιτροπής: 03/08/2009

Ημερομηνία δήλωσης θέματος διδακτορικής διατριβής: 14/10/2009

Ημερομηνία κατάθεσης 1^{ης} έκθεσης προόδου: 01/11/2010

Ημερομηνία κατάθεσης 2^{ης} έκθεσης προόδου: 07/11/2011

Ημερομηνία κατάθεσης 3^{ης} έκθεσης προόδου: 19/11/2012

Ημ/νία κατάθεσης πρότασης ορισμού επταμελούς επιτροπής: 08/04/13

Ημερομηνία ορισμού επταμελούς επιτροπής: 24/04/2013

Ημερομηνία παρουσίασης διδακτορικής διατριβής: 22/05/2013

Σημείωμα Συγγραφέα

Σε αυτή την σελίδα, την πιο ουσιαστική ίσως αυτής της διατριβής, θα ήθελα να γράψω δύο λόγια απευθυνόμενος στους ανθρώπους που υπήρξαν δίπλα μου τόσο κατά τη διάρκεια αυτής της διαδρομής, όσο και νωρίτερα στην έως τώρα καριέρα μου.

Κατ' αρχάς θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υπεύθυνο καθηγητή αυτής της εργασίας τον κ. Γεώργιο Μπάμπη ο οποίος με εμπιστεύτηκε και μου έδωσε την ευκαιρία να σχεδιάσω, να εκτελέσω και να παρουσιάσω τα αποτελέσματα αυτής της πρωτότυπης έρευνας. Η επιστημονική επάρκεια του σε συνδυασμό με την ανθρώπινη προσέγγιση του σε όλα τα θέματα και την απλότητα του χαρακτήρα του αποτέλεσαν για εμένα πολύτιμο παραστάτη και οδηγό σε αυτή την προσπάθεια.

Τον δάσκαλο και φίλο μου Χρήστο Γαρνάβο ο οποίος αποτέλεσε και αποτελεί για εμένα σπάνιο παράδειγμα ανθρώπου και επιστήμονα. Η εμπιομηχανική αυτή μελέτη βασίζεται σε μια πρωτότυπη χειρουργική τεχνική, εμπνευσμένη από τον ιδιαίτερα έμπειρο σε θέματα Ενδομυελικής Ήλωσης κ. Χρήστο Γαρνάβο. Θα ήθελα να τον ευχαριστήσω μέσα από αυτές τις γραμμές, όχι μόνο για την συμπαράσταση και την ανιδιοτελή βοήθειά του σε αυτή τη μελέτη, αλλά και γιατί η παρουσία του στη μέχρι τώρα πορεία μου στην Ορθοπαιδική, έχει υπάρξει φάρος έμπνευσης, δημιουργίας και σωστού παραδειγματισμού.

Θα ήταν σημαντική παράλειψή μου αν δεν αφιέρωνα κάποιες γραμμές και σε ορισμένα πολύ αγαπημένα πρόσωπά μου, χωρίς τη βοήθεια και την κατανόηση των οποίων η συγκεκριμένη διδακτορική διατριβή δε θα είχε ολοκληρωθεί. Θα ήθελα λοιπόν να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους γονείς μου, Γιώργο και Κατερίνα, όχι μόνο για την ηθική αλλά και την πολύ ουσιαστική οικονομική βοήθεια που μου παρείχαν για τη διεξαγωγή του δαπανηρού, λόγω υλικών και δοκιμών, πειράματος. Τέλος θα ήθελα να ζητήσω συγγνώμη από την σύζυγό μου Φαίη για τις χαμένες βόλτες τα Σαββατοκύριακα και να την ευχαριστήσω για την κατανόηση που έδειξε κατά τις, μάλλον πολλές, ώρες απομόνωσης μου στο γραφείο της σοφίτας.

Νίκος Λασανιάνος

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη διατριβής στα Ελληνικά	12
Περίληψη διατριβής στα Αγγλικά	15
• <u>Γενικός μέρος</u>	17
I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	18
II. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	24
1. <u>Χειρουργική Ανατομία της Κνήμης</u>	25
2. <u>Επιδημιολογία και Ταξινόμηση των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ</u>	30
3. <u>Θεραπεία των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ</u>	33
3.1 Συντηρητική αντιμετώπιση	33
3.2 Χειρουργική αντιμετώπιση	34
3.3 Κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου V κατά Schatzker	37
3.4 Κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου VI κατά Schatzker	38
3.5 Ανύψωση και στήριξη της εμβυθισμένης αρθρικής επιφάνειας	38
3.6 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker με τη χρήση πλακών Buttress (DBP)	41
3.7 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker τη χρήσει κλειδούμενης πλάκας (SLLP)	45
3.8 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker με τη χρήση ενδομυελικού ήλου και διακονδύλιων κοχλιών (IMNB)	50

• <u>Ειδικό μέρος</u>	58
III. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	59
IV. ΥΛΙΚΑ & ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ	62
1. <u>Μοντέλα συνθετικών κνημών</u>	63
2. <u>Μέθοδοι οστεοσύνθεσης</u>	67
2.1 1 ^η Μέθοδος – Dual Buttress Plates technique (DBP)	67
2.2 2 ^η Μέθοδος – Κλειδούμενη πλάκα (SLLP)	69
2.3 3 ^η Μέθοδος – Διακονδύλιοι κοχλίες & Ενδομυελική ήλωση (IMNB)	71
3. <u>Εξαρτήματα και Πρωτόκολλο φόρτισης</u>	75
3.1 - Προπαρασκευή των εξαρτημάτων φόρτισης	75
3.1.1 Επαφή μοντέλων και φορέα φόρτισης μέσω ιδιοκατασκευασμένου εφαρμογέα	75
3.1.2 Διαμοιρασμός φορτίων διαμέσου ιδιοκατασκευασμένου φορέα φόρτισης	76
3.1.3 Τοποθέτηση και ευθυγράμμιση των μοντέλων στο εμβιομηχανικό μηχάνημα	78
3.1.4 Εμβιομηχανικό μηχάνημα και τρόπος καταγραφής	79
3.2 - Πρωτόκολλο φόρτισης	80
4. <u>Εξαγωγή δεδομένων – Στατιστική ανάλυση</u>	81
V. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	82
1. <u>Εμβύθιση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)</u>	83
2. <u>Διάσταση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)</u>	85
3. <u>Ακαμψία (Stiffness) χειρουργικών τεχνικών</u>	86
4. <u>Όριο θραύσης μοντέλων ανά χειρουργική τεχνική</u>	87

VI. ΣΥΖΗΤΗΣΗ	89
1. <u>Υλικά και Μέθοδος</u>	90
1.1 – Καταγματικό πρότυπο	90
1.2 – Εμβιομηχανικές παράμετροι μέτρησης	91
1.3 – Είδος προπλάσματος	92
1.4 – Υλικά & Τεχνικές Οστεοσύνθεσης	93
2. <u>Πρωτόκολλο φόρτισης</u>	94
2.1 – Φορέας Φόρτισης	94
2.2 – Επίπεδα φόρτισης	97
3. <u>Παράμετροι μέτρησης</u>	99
3.1 Εμβύθιση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας	99
3.2 Διάσταση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας	100
3.3 Ακαμψία (Stiffness) των χειρουργικών τεχνικών	102
3.4 Όριο θραύσης μοντέλων ανά χειρουργική τεχνική	104
4. <u>Συγκρίσεις με παλαιότερες μελέτες</u>	107
5. <u>Περιορισμοί της μελέτης</u>	108
VII. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	110
Βιβλιογραφία	114
VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	125
1. <u>Καταγραφή μετρήσεων Εμβύθισης – Διάστασης – Ορίου Θραύσης</u>	126
2. <u>Καταγραφή μετρήσεων Παθητικής Ακαμψίας</u>	136
3. <u>Καταγραφή κλίσης του Κνημιαίου Πλατώ</u>	145
IX. ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ ΣΕ ΣΥΝΕΔΡΙΑ / ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ	154

ΠΕΡΙΛΗΨΗ



ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα ενδοarthρικά κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης συνιστούν απαιτητικούς χειρουργικά τραυματισμούς. Η αντιμετώπιση τους βασίζεται σε διάφορους τρόπους εξωτερικής ή εσωτερικής οστεοσύνθεσης ή συνδυασμό αυτών. Η συμμετοχή της άρθρωσης σ' αυτού του είδους τα κατάγματα καθιστά τη χρήση της ενδομυελικής ήλωσης σχεδόν απαγορευτική καθώς ως γνωστόν η εν λόγω τεχνική έχει κύρια ένδειξη εφαρμογής στα διαφυσιακά κατάγματα των μακρών οστών.

ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

- Σκοπός της παρούσας μελέτης είναι να εξετάσει τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά μιας νέας τεχνικής οστεοσύνθεσης για τα ενδοarthρικά κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης τα οποία επεκτείνονται προς τη μετάφυση και τη διάφυση (και τα οποία αντιστοιχούν σε κατάγματα τύπου V ή VI κατά Schatzker). Η νέα, ελάχιστης επεμβατικότητας, τεχνική κάνει χρήση διακονδύλιων συμπιεστικών κοχλιών και ενδομυελικής ήλωσης (Intramedullary Nailing & Bolts - IMNB). Η μελέτη φιλοδοξεί επίσης να συγκρίνει τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της νέας τεχνικής με αυτά της τεχνικής οστεοσύνθεσης με κλειδούμενη πλάκα (Single Lateral Locking Plate - SLLP) καθώς και με την παραδοσιακή τεχνική αντιμετώπισης των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ με διπλές πλάκες αντιστήριξης (Dual Buttress Plating - DBP). Η υπόθεση της μελέτης έγκειται στο ότι η νέα τεχνική συνδυάζει χαρακτηριστικά των 2 άλλων καθιερωμένων τεχνικών, με τρόπο που την καθιστά ιδιαιτέρως κατάλληλη για τη

χειρουργική θεραπεία πολύπλοκων καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ με μεταφυσιακό/διαφυσιακό διαχωρισμό.

ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΑΙ ΥΛΙΚΑ

Χρησιμοποιήθηκαν 18 συνθετικά προπλάσματα ενήλικων κνημών 4ης γενιάς (4th gen. Tibia Composite Models - 'Sawbones Europe AB', Malmoe-Sweden). Τρία από αυτά χρησιμοποιήθηκαν για πειραματικές μετρήσεις και τα υπόλοιπα 15 για το κυρίως πείραμα. Όλα τα προπλάσματα κατασκευάσθηκαν με τις ίδιες προδιαγραφές (Tibial Plastic Cortical Shell). Πρόκειται για αριστερές κνήμες μεγάλου μεγέθους οι οποίες παραγγέλθηκαν ομοίως οστεοτμημένες από την εταιρεία κατασκευής, ώστε να αναπαριστούν μη εμβυθισμένα κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ σταδίου VI βάσει της ταξινόμησης κατά Schatzker. Τρία διαφορετικά μοντέλα οστεοσύνθεσης, που αντιπροσωπεύουν τρεις διαφορετικές τεχνικές οστεοσύνθεσης, δημιουργήθηκαν. α) Μοντέλο ενδομυελικής ήλωσης και διακονδύλιων συσφιγκτικών κοχλιών, β) Μοντέλο οστεοσύνθεσης με κλειδούμενη πλάκα. γ) Μοντέλο οστεοσύνθεσης με διπλές πλάκες τύπου Buttress. Όλα τα μοντέλα και των τριών τεχνικών υπεβλήθησαν σε κυκλικές φορτίσεις 5 κύκλων σε διαδοχικά επίπεδα φόρτισης 500 Newton (N), 1000N & 1500N καθώς οι πιλοτικές μελέτες υπέδειξαν πως εντός αυτών των ορίων φόρτισης δεν επισυμβαίνει θραύση των υλικών ή αστοχία των οστεοσυνθέσεων. Κατόπιν της ολοκλήρωσης των οριοθετημένων κύκλων φόρτισης, κάθε μοντέλο υπεβλήθη σε ένα τελικό κύκλο φόρτισης, άνευ τελικού ορίου, με σκοπό την ανεύρεση των ορίων θραύσης ή αστοχίας της κάθε οστεοσύνθεσης.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Οι παράμετροι που κατεγράφησαν και αναλυθήκαν είναι οι εξής:

α) Εμβύθιση της ενδοαρθρικής καταγματικής επιφάνειας σε κατακόρυφη διεύθυνση

β) Διάσταση των ενδοαρθρικών κατεαγόντων σε οριζόντια διεύθυνση

γ) Η Ακαμψία (Stiffness) της κάθε εξεταζόμενης τεχνικής

δ) Το όριο θραύσης της κάθε εξεταζόμενης τεχνικής

Τα δεδομένα υπεβλήθησαν σε στατιστική ανάλυση με τη χρήση του προγράμματος SigmaStat (ver3.11, Systat Software Inc. San Rose California, USA). Η στατιστική ανάλυση για τις παραμέτρους Εμβύθισης και Διάστασης της αρθρικής επιφάνειας έγινε με 2-way ANOVA ενώ η ανάλυση των αποτελεσμάτων Ακαμψίας (Stiffness) των τεχνικών με 1-way ANOVA. Οι συγκρίσεις μεταξύ των γκρουπ έγιναν με τη διαδικασία πολλαπλής σύγκρισης Tukey σε επίπεδο σημαντικότητας 95%.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Η βασική υπόθεση της μελέτης επιβεβαιώθηκε εμβιομηχανικά καθώς διαπιστώθηκε πως η νέα προτεινόμενη τεχνική συνδυάζει τα καλύτερα δυνατά χαρακτηριστικά των 2 άλλων τεχνικών συνιστώντας πιθανώς τον ιδανικό τρόπο οστεοσύνθεσης για τα πολύπλοκα ενδοαρθρικά κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης.

Abstract in English

INTRODUCTION

Intra-articular proximal tibia fractures constitute demanding trauma situations. Surgical management may be derived by external or internal fixation or a combination of both techniques. The participation of the tibial plateau in such fracture patterns prohibits the use of intramedullary nailing since it's universally accepted that this technique is contraindicated for long bone intra-articular fractures.

AIM OF THE STUDY

The aim of the present study is to investigate and evaluate the biomechanical characteristics of a novel surgical technique. This technique is designed for intra-articular proximal tibia fractures extending to the metaphysis or diaphysis (mimicking Schatzker type V or VI fractures) and It concerns the combined use of condylar compression bolts and Intramedullary nailing (IMNB). This study also aims to compare the biomechanical characteristics of this technique with those of modern plating (Single Lateral Locking Plate – SLLP) or conventional plating (Dual Buttress Plating - DBP). The study's hypothesis is that the novel technique combines ideally the characteristics of the 2 other established techniques, which renders it the most suitable type of management for the surgical treatment of complex tibial plateau fractures with metaphyseal / diaphyseal dissociation.

MATERIAL & METHODS

Eighteen 4th generation composite tibia models were used. Three of them were included in the pilot studies whereas the left 15 were used in the main experiment. All models were of the

same prescription and were ordered identically prefactured in order to represent non impacted Schatzker type VI left Tibial Plateau Fractures. Five implants were created for each technique (IMNB, SLLP, DBP). All implants were subjected to axial loading of five cycles in levels of 500, 1000 and 1500 Newton. Finally each implant was subjected to axial load from 0N to the load of failure.

RESULTS

Four parameters were recorded and analysed:

- α) Subsidence (vertical displacement) of the intra-articular fracture
- β) Diastasis (horizontal displacement) of the intra-articular fracture
- γ) Passive Stiffness
- δ) The Load of Failure

Statistical Analysis was employed by implementing 2-way ANOVA testing for Subsidence and Diastasis parameters and 1-way ANOVA for Passive Stiffness. Comparisons among groups were done with Tukey multiple comparison procedure at 95% level of significance ($\alpha=0.05$)

CONCLUSION

The study's hypothesis was confirmed since it was proved that the novel technique combines the supreme biomechanical characteristics of the two plating techniques, providing an adequate, safe and minimal invasive way of surgical management for complex tibial plateau fractures and incorporating the advantages of intramedullary nailing into intra-articular fracture patterns.




Γενικό μέρος
Διδακτορικής Διατριβής
Νικολάου Γ. Λασανιάνου

I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ





Τα ενδοαρθρικά κατάγματα της Κνήμης που επεκτείνονται στη μεταφυσιακή και διαφυσιακή περιοχή συνιστούν χειρουργική πρόκληση για τον Ορθοπαιδικό Χειρουργό. Είναι ευρέως αποδεκτό πως η αντιμετώπιση τους θα πρέπει να είναι χειρουργική ώστε να εξασφαλίζεται η γρήγορη επαναφορά του γόνατος και του σκέλους στη καλύτερη δυνατή λειτουργική κατάσταση και να ελαχιστοποιούνται οι πιθανότητες κακής ευθυγράμμισης, αγκύλωσης, οστεοαρθρίτιδας ή πλημμελούς πώρωσης που μπορεί να επισυμβούν με την συντηρητική αντιμετώπιση [1-4].

Οι χειρουργικές τεχνικές θεραπείας περιλαμβάνουν την εσωτερική οστεοσύνθεση με πλάκες (κλειδούμενες ή μη) (Εικ.1), τη χρήση υβριδικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικ.2) ή συνδυασμούς εξωτερικής και εσωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικ.3) [2, 5-9].

		
<p><i>Εικόνα 1</i></p> <p>Οστεοσύνθεση με πλάκα-βίδες</p>	<p><i>Εικόνα 2</i></p> <p>Οστεοσύνθεση με υβριδικό σύστημα εξωτερικής οστεοσύνθεσης</p>	<p><i>Εικόνα 3</i></p> <p>Οστεοσύνθεση με συνδυασμό εξωτερικής και εσωτερικής οστεοσύνθεσης</p>

Ωστόσο οι επιπλοκές που σχετίζονται με αυτές τις τεχνικές (μεγάλες αποκολλήσεις ιστών, αιμορραγία, φλεγμονές, pin tract infections, ακρωτηριασμοί) επιτείνονται με την αύξηση της ηλικίας των ασθενών θέτοντας εν κινδύνω όχι μόνο το λειτουργικό αποτέλεσμα της οστεοσύνθεσης αλλά και την αποτελεσματικότητα προσεχών επεμβάσεων αποκατάστασης, όπως η ολική αρθροπλαστική του γόνατος [4, 7, 10]. Ένας άλλος δημοφιλής τύπος οστεοσύνθεσης, η ενδομυελική ήλωση (IMN), συνιστά θεραπεία εκλογής για τα διαφυσικά κατάγματα της κνήμης (Εικ.4) [11-17] ενώ ο ρόλος της στην αντιμετώπιση καταγμάτων της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης παραμένει αμφίβολος κυρίως λόγω του μεγάλου αριθμού επιπλοκών που σχετίζονται με την αποτυχημένη ανάταξη και ευθυγράμμιση των καταγμάτων αυτών (Εικ.5) [18, 19].

	
<p><i>Εικόνα 4: Εφαρμογή IMN σε κάταγμα διάφυσης της Κνήμης</i></p>	<p><i>Εικόνα 5: Αποτυχημένη ανάταξη & ευθυγράμμιση κατά την εφαρμογή IMN σε κάταγμα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης</i></p>

Παρ' όλα αυτά τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί ένα αυξανόμενο ενδιαφέρον σχετικά με τη χρήση ήλων σε κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης καθώς ένας αριθμός τεχνικών (χρήση blocking screws, διαφοροποίηση του σημείου εισόδου του ήλου ανάλογα με τη μορφολογία του κατάγματος, διαφορετικές τοποθετήσεις του ασθενούς, parapatellar ή retropatellar είσοδος του ήλου), οι οποίες διευκολύνουν τη χρήση της ήλωσης εξετάζονται όλο και πιο συχνά στη διεθνή βιβλιογραφία [17, 20-28]. Κατά συνέπεια φαίνεται να υπάρχει μια τάση επέκτασης των συγκριτικών πλεονεκτημάτων της ενδομυελικής ήλωσης (μικρή απώλεια αίματος, χαμηλότερα ποσοστά φλεγμονών, καλύτερα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά [29-31]) στα κατάγματα της εγγύς κνήμης. Με την παρούσα μελέτη επιδιώκουμε να επεκτείνουμε τη χρήση της ενδομυελικής ήλωσης, και συνεπακόλουθα των πλεονεκτημάτων της, ένα βήμα παραπέρα και συγκεκριμένα στην αντιμετώπιση όχι μόνο των εξωαρθρικών αλλά και των ενδαρθρικών καταγμάτων της εγγύς Κνημιαίας Μετάφυσης. Πιο συγκεκριμένα ασχολούμαστε με κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ με επέκταση προς τη μετάφυση και τη διάφυση (κατάγματα τύπου VI κατά Schatzker [4]) ή ακόμα και διπολικά κατάγματα Κνήμης με ενδαρθρική συμμετοχή.

Ο πρωτότυπος τρόπος οστεοσύνθεσης που παρουσιάζεται συνίσταται στη χρήση διακονδύλιων συσφιγκτικών κοχλιών, οι οποίοι σταθεροποιούν το ενδαρθρικό κομμάτι του κατάγματος και εν συνεχεία στην εφαρμογή τυπικής γλυφανιζόμενης ενδομυελικής ήλωσης με ήλους τελευταίας γενιάς. Ο προαναφερόμενος τρόπος οστεοσύνθεσης έχει εφαρμοστεί σε σειρά ασθενών στο παρελθόν [32] και έχει επιδείξει πολύ καλά κλινικά αποτελέσματα (Εικ.6) επιτυγχάνοντας πρώιμη κινητοποίηση και φόρτιση του χειρουργηθέντος σκέλους σε σχέση με τους συμβατικούς τρόπους οστεοσύνθεσης (Εσωτερική ή Εξωτερική Οστεοσύνθεση).



Εικόνα 6: Συνδυασμένη χρήση διακονδύλιου συσφιγκτικού κοχλία και ενδομυελικής ήλωσης σε ασθενή με ενδαρθρικό κάταγμα κνήμης επεκτεινόμενο προς τη διάφυση

Με την παρούσα μελέτη θέλουμε να εξετάσουμε τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του μοντέλου οστεοσύνθεσης κοχλίας – ήλος (Intramedullary nail & Bolt – IMNB) και να τις συγκρίνουμε τόσο με αυτές της οστεοσύνθεσης μικρής επεμβατικότητας με κλειδούμενη πλάκα (Single Lateral Locking Plate - SLLP), όσο και με εκείνες της συμβατικής εσωτερικής οστεοσύνθεσης με διπλές πλάκες αντιστήριξης (Dual Buttress Plates Technique - DBP). Η υπόθεση της μελέτης, είναι ότι το μοντέλο κοχλίας – ήλος (IMNB) θα επιδείξει τέτοιες εμβιομηχανικές ιδιότητες, σε σχέση με τα μοντέλα των πλακών, ώστε να καθίσταται το πλέον κατάλληλο για την οστεοσύνθεση αυτού του είδους των καταγμάτων. Η επιβεβαίωση της υπόθεσης αυτής θα μπορούσε να θέσει τις βάσεις για την καθιέρωση ενός νέου, ελάχιστης επεμβατικότητας, τρόπου οστεοσύνθεσης των εκτεταμένων ενδαρθρικών καταγμάτων της

εγγύς Κνήμης ο οποίος θα εξασφάλιζε βελτιωμένα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά, επιτρέποντας πρώιμη κινητοποίηση και φόρτιση του γόνατος και εξασφαλίζοντας την καλύτερη λειτουργικότητα του σκέλους.

II. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

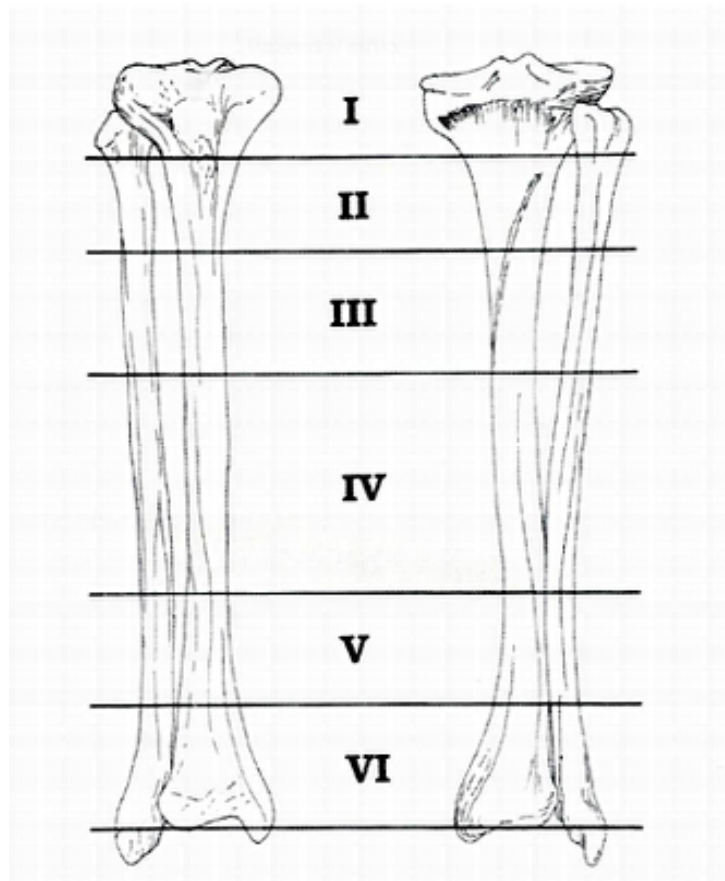


1. Χειρουργική Ανατομία της Κνήμης

Ζώνες Κνήμης

Η Κνήμη όπως και όλα τα μακρά οστά χωρίζεται σε 3 τμήματα όσον αφορά τη χειρουργική ανατομία της: Την εγγύς μετάφυση, τη διάφυση και την άπω μετάφυση. Τα όρια μεταξύ των περιοχών αυτών δεν είναι επακριβώς καθορισμένα βάσει βιβλιογραφίας.

Μεγαλύτερη ωστόσο σημασία από τον τυπικό διαχωρισμό σε 3 τμήματα έχει ο διαχωρισμός της κνήμης σε 6 ανατομικές ζώνες (Εικ.7), βάσει του οποίου καθορίζεται και η δυνατότητα διενέργειας ενδομελικής ήλωσης [33].



Εικόνα 7: Ανατομικές ζώνες της Κνήμης

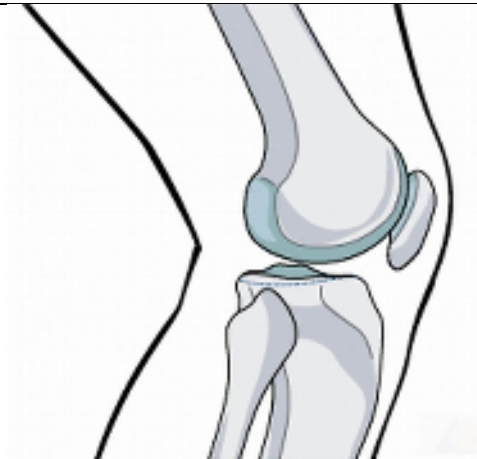
Τα κατάγματα στις ζώνες 3, 4, 5 μπορούν με σχετική ευκολία ν' αντιμετωπιστούν με ενδομυελική ήλωση με τους σύγχρονους ενδομυελικούς ήλους. Οι ζώνες 2 & 6 μπορεί ν' αποβούν προβληματικές καθ' ότι ο κίνδυνος στροφής, βλαισότητας ή ραιβότητας είναι αρκετά αυξημένος. Η ζώνη 1 θεωρείται απαγορευτική για την εφαρμογή ενδομυελικής ήλωσης και τα κατάγματα αυτής της περιοχής αντιμετωπίζονται με διαφορετικούς τρόπους οστεοσύνθεσης. Στην παρούσα μελέτη κύριο ενδιαφέρον παρουσιάζει η εγγύς περιοχή της κνήμης (αλληλοεπικάλυψη ζωνών 1 & 2) καθ' ότι αφορά την κύρια περιοχή των καταγματικών βλαβών που εξετάζονται, οι οποίες μπορεί ωστόσο να επεκτείνονται περιφερικότερα και στις υπόλοιπες ζώνες. Η κύρια περιοχή ενδιαφέροντος (ζώνες 1 & 2) μπορεί να καθορισθεί από ένα τετράγωνο του οποίου οι πλευρές έχουν το ίδιο μήκος με το πλατύτερο τμήμα της κνημιαίας μετάφυσης (Εικ.8).



Εικόνα 8

Κνημιαίο Πλατώ

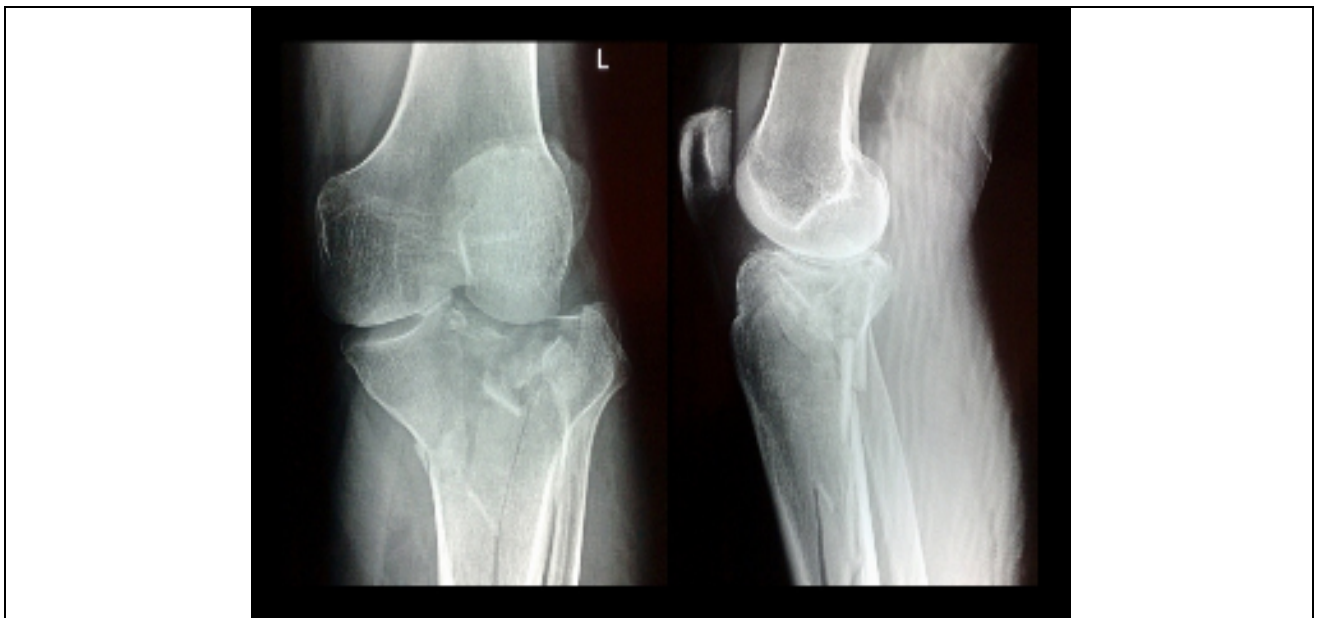
Το έσω Κνημιαίο Πλατώ είναι μεγαλύτερο από το έξω και είναι κοίλο. Το έξω Κνημιαίο Πλατώ παρουσιάζει κυρτότητα και βρίσκεται ελαφρά υψηλότερα από το έσω, γεγονός το οποίο επιτρέπει τον εύκολο προσδιορισμό του στις πλαγιοπλάγιες ακτινολογικές λήψεις (Εικ.9) [34, 35].



Εικόνα 9: Φυσιολογική ανατομία του Κνημιαίου Πλατώ στο Οβελιαίο επίπεδο. Παρατηρήστε πως το έξω διαμέρισμα εμφανίζεται κυρτό ενώ το έσω κοίλο.

Κατά την εισαγωγή βιδών εκ των έξω προς τα έσω πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπ' όψιν η ανισόπεδη τοποθέτηση των 2 κνημιαίων διαμερισμάτων προς αποφυγήν διεΐσδυσης βιδών στην κοίλη επιφάνεια του Έσω Κνημιαίου Πλατώ. Ο Έσω Κνημιαίος Κόνδυλος, συμπεριλαμβανομένης της αρθρικής του επιφάνειας είναι ισχυρότερος από τον Έξω. Αυτό

έχει σαν αποτέλεσμα τα κατάγματα του Έξω Κονδύλου (Schatzker I, II & III) να είναι πολύ συχνότερα και πολύ πιο συντριπτικά απ' αυτά του Έσω (Schatzker IV) [34]. Επιπλέον, για τον ίδιο λόγο, τα κατάγματα του Έσω Κνημιαίου Κονδύλου, παρά το ότι μπορεί να σχετίζονται με συνυπάρχοντες βαρείς τραυματισμούς, όπως πχ εξάρθρημα του γόνατος (Εικ.10), σπάνια εμφανίζουν συνθλιπτικότητα και συμβαίνουν συνήθως “en block” [36]. Τέλος τα κατάγματα που αφορούν και τους 2 Κνημιαίους Κονδύλους (Schatzker V & VI) συνιστούν πολύ υψηλής βίας κακώσεις που συνοδεύονται από κακώσεις μαλακών μορίων, όπως ρήξη του έξω καθεκτικού συνδέσμου ή μικτές νευραγγειακές βλάβες [36, 37].



Εικόνα 10: Κάταγμα Κνημιαίου Πλατώ (Schatzker VI) σε άντρα 50 ετών. Το Έσω Κνημιαίο Πλατώ έχει αποκοπεί “en block” χωρίς ιδιαίτερη βλάβη της αρθρικής επιφάνειας.

Η εγγύς Κνημοπερονιαία άρθρωση είναι τοποθετημένη επί τα οπισθίως και έξω του Έξω Κνημιαίου Κονδύλου. Η κεφαλή της περόνης παίζει σημαντικό σταθεροποιητικό ρόλο καθώς αποτελεί σημείο κατάφυσης του έξω καθεκτικού συνδέσμου και του τένοντα του

Δικεφάλου Μηριαίου και λειτουργεί ως αντιστήριξη του Έξω Κνημιαίου Πλατώ, το οποίο όπως προείπαμε υπόκειται συνήθως σε σύνθλιψη [38, 39]. Η σταθερότητα του Κνημιαίου Πλατώ βασίζεται σε 3 οστικές δομές: Το κεντρικό τμήμα του Πλατώ που συνιστά την υποδοχή των χιαστών συνδέσμων, το έσω κνημιαίο διαμέρισμα και το έξω κνημιαίο διαμέρισμα. Η αποκατάσταση της σταθερότητας και των 3 δομών είναι απαραίτητη για την επίτευξη πλήρους λειτουργικότητας μετεγχειρητικά. Το κεντρικό τμήμα του πλατώ συνίσταται από την κνημιαία άκανθα που αναδεικνύεται ενδιάμεσα των 2 διαμερισμάτων στο μετωπιαίο επίπεδο και αποτελεί το σημείο κατάφυσης του Προσθίου Χιαστού Συνδέσμου. Μεμονωμένα κατάγματα της κνημιαίας άκανθας δε θεωρούνται κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ καθώς το συγκεκριμένο ανατομικό σημείο δε θεωρείται ενδαρθρικό. Το Κνημιαίο Κύρτωμα και το φύμα του Gerdy συνιστούν οστικές προεξοχές στην υποκονδύλια περιοχή οι οποίες υποδέχονται τον Επιγονατιδικό τένοντα και τη Λαγονοκνημιαία ταινία αντίστοιχα. Αποτελούν οδηγία σημεία χρήσιμα στον σχεδιασμό των χειρουργικών τομών στην περιοχή της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης.

Η Άρθρωση του Γόνατος

Το γόνατο είναι μια σύνθετη άρθρωση η οποία υπόκειται σε δυνάμεις που μπορεί να ισοδυναμούν με έως και 5 φορές το Σωματικό Βάρος [40]. Η κινητικότητα της άρθρωσης λειτουργεί εις βάρος της σταθερότητάς της. Η άρθρωση του γόνατος παρουσιάζει φυσιολογικά μια βλαισότητα 6-10 μοιρών (Q angle). Το μεγαλύτερο φορτίο βάρους (~ 70%) μεταβιβάζεται μέσω του Έσω Κνημιαίου Πλατώ το οποίο και παρουσιάζει πιο συμπαγή δομή σπογγώδους οστού απ' ότι το Έξω Πλατώ [40]. Κατά την έκταση του γόνατος και λόγω της ανατομικής κατασκευής των 2 Κονδύλων το έξω κνημιαίο πλατώ είναι ελαφρώς εκτεθειμένο σε










τραυματισμό. Αυτό, σε συνδυασμό με τη λιγότερο συμπαγή δομή του σπογγώδους του σε σχέση με τον έσω κνημιαίο κόνδυλο, εξηγεί και γιατί τα κατάγματα του έξω κνημιαίου πλατώ είναι συχνότερα από αυτά του έσω.

2. Επιδημιολογία και Ταξινόμηση των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ

Τα κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ συνιστούν το 1% όλων των καταγμάτων στο γενικό πληθυσμό και το 9,2% όλων των καταγμάτων της κνήμης [41, 42]. Το 60% αυτών των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ αφορούν μεμονωμένα τον έξω κνημιαίο κόνδυλο ενώ το 15% αφορά μεμονωμένα τον έσω κνημιαίο κόνδυλο. Το υπόλοιπο 25% αφορά κατάγματα και των 2 κνημιαίων κόνδυλων [43]. Οφείλονται κυρίως σε δυνάμεις αξονικής συμπίεσης από τους κνημιαίους κόνδυλους προς την κνήμη με ταυτόχρονη κλίση της κνήμης σε βλαισότητα (συχνότερα) ή ραιβότητα και το γόνατο σε πλήρη έκταση [44, 45]. Το είδος της βλάβης που θα προκύψει και ο τύπος του κατάγματος σχετίζεται με την ηλικία του ασθενούς και την ποιότητα του οστού: Οι νεότεροι ασθενείς κάνουν διαχωριστικά κατάγματα (split fractures) ενώ οι μεγαλύτεροι ασθενείς εμφανίζουν κατάγματα με εμβύθιση του Κνημιαίου Πλατώ (depression fractures) [43]. Επίσης στους νεότερους ασθενείς είναι συχνότερες οι συνυπάρχουσες συνδεσμικές βλάβες [43]. Μερικές ή πλήρεις συνδεσμικές βλάβες συμβαίνουν στο 15% - 45% και μηνισκικές βλάβες στο 5% - 37% των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ [46].

Διάφορα σχήματα ταξινομήσεων έχουν προταθεί για τα κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ [47-49]. Ωστόσο τα σχήματα που έχουν επικρατήσει και χρησιμοποιούνται για ερευνητικούς και κλινικούς λόγους είναι η ταξινόμηση κατά AO/OTA [50] και η ταξινόμηση κατά Schatzker [4].

Η ταξινόμηση ΑΟ/ΟΤΑ (πίνακας 1) περιγράφει τα κατάγματα του κνημιαίου πλάτῳ ως εξής:

41 proximal								
41-A1	41-A2	41-A3	41-B1	41-B2	41-B3	41-C1	41-C2	41-C3
								
41-A Εξωαρθρικά κατάγματα								
41-A1 Αποσπαστικά κατάγματα								
41-A2 Απλά μεταφυσιακά κατάγματα								
41-A3 Συντριπτικά - μεταφυσιακά								
41-B Μερικῳς ενδαρθρικά κατάγματα								
41-B1 Απλά διαχωριστικά κατάγματα								
41-B2 Αμιγῳς εμβύθιση της αρθρικής επιφανείας								
41-B3 Διαχωριστικά κατάγματα με εμβύθιση της αρθρικής επιφάνειας								
41-C Πλήρῳς ενδαρθρικά κατάγματα								
41-C1 Απλά ενδαρθρικά σε συνδυασμό με απλά μεταφυσιακά κατάγματα								
41-C2 Απλά ενδαρθρικά σε συνδυασμό με συντριπτικά μεταφυσιακά κατάγματα								
41-C3 Συντριπτικά ενδαρθρικά κατάγματα με επέκταση προς τη μετάφυση								

Πίνακας 1: Ταξινόμηση καταγμάτων εγγύς τμήματος κνήμης κατά ΑΟ/ΟΤΑ

Αξίζει να σημειωθεί ότι η κατάταξη κατά AO/OTA αναφέρεται γενικότερα σε κατάγματα του εγγύς τμήματος της κνήμης και έτσι το πρώτο γκρουπ καταγμάτων (41-A) δεν αφορά σε κατάγματα του κνημιαίου πλατώ καθ' ότι πρόκειται για εξωαρθρικά κατάγματα. Οι 2 επόμενες κατηγορίες ωστόσο (41-B & 41-C) αναφέρονται σε ενδαρθρικά κατάγματα του κνημιαίου πλατώ.

Η κατάταξη κατά Schatzker (πίνακας 2) [4] αναφέρεται αποκλειστικά σε ενδαρθρικά κατάγματα του κνημιαίου πλατώ και περιγράφει 6 τύπους καταγμάτων:



I – Μεμονωμένο διαχωριστικό κάταγμα του έξω κνημιαίου πλατώ χωρίς αρθρική εμπύθιση

II - Διαχωριστικό κάταγμα του έξω κνημιαίου πλατώ με αρθρική εμπύθιση

III – Μεμονωμένη εμπύθιση της αρθρικής επιφάνειας του έξω κνημιαίου πλατώ

IV – Κάταγμα του έσω κνημιαίου πλατώ

V – Κάταγμα αμφότερων των κνημιαίων κονδύλων με διάφορους βαθμούς αρθρικής εμπύθισης και παρεκτόπιση των κονδύλων

VI - Κάταγμα αμφότερων των κνημιαίων κονδύλων με επέκταση προς τη μετάφυση και τη διάφυση και αποχωρισμό αυτών από τους κονδύλους.

Πίνακας 2: Ταξινόμηση καταγμάτων Κνημιαίου Πλατώ κατά Schatzker

3. Θεραπεία των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ

3.1 Συντηρητική αντιμετώπιση

Πριν την ανάπτυξη και την εξέλιξη των τεχνικών οστεοσύνθεσης τα κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ αντιμετώπιζονταν συντηρητικά με Μήροκνημοποδικούς νάρθηκες [51], γεγονός που είχε σαν αποτέλεσμα αυξημένο αριθμό επιπλοκών που αφορούσαν κυρίως τη λειτουργικότητα του γόνατος (μειωμένο εύρος κίνησης, απώλεια ανάταξης και διαταραχή του άξονα του γόνατος) και οι οποίες συντελούσαν στη αλλαγή προς το χειρότερο των συνθηκών ζωής των ασθενών. Σήμερα οι ενδείξεις συντηρητικής αντιμετώπισης των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ είναι πολύ περιορισμένες και συνίστανται στα κάτωθι :

- Μη παρεκτοπισμένα διαχωριστικά κατάγματα των κονδύλων.
- Ελάχιστα παρεκτοπισμένα ή εμβυθισμένα κατάγματα.
- Υπομηνισκικά κατάγματα των χειλέων των κονδύλων.
- Κατάγματα ηλικιωμένων, χαμηλών απαιτήσεων, ασθενών επί οστεοπορωτικού οστού.

Η συντηρητική θεραπεία προσφέρεται με τη χρήση λειτουργικών νάρθκων τύπου Sarmiento [51] και έχει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα όπως τον αποκλεισμό πιθανότητας φλεγμονής ή σήψης, το μικρότερο χρόνο νοσηλείας και την πρόωμη έναρξη κινητοποίησης της άρθρωσης (χωρίς φόρτιση για τις πρώτες 8-12 εβδομάδες). Διατηρείται ωστόσο και μια σειρά δυνητικών επιπλοκών, χαρακτηριστικών τη συντηρητικής αντιμετώπισης. Αυτές μπορεί να είναι:

- Απώλεια της ανάταξης και αναγκαιότητα διορθωτικού χειρουργείου σε δεύτερο χρόνο.
- Επιπλοκές σχετικές με τον παρατεταμένο χρόνο ακινητοποίησης (λοιμώξεις, κατακλίσεις κ.α.).
- Αγκύλωση της άρθρωσης του γόνατος.
- Αστάθεια και δευτερογενής οστεοαρθρίτιδα μακροπρόθεσμα.

3.2 Χειρουργική αντιμετώπιση

Με την εξέλιξη των χειρουργικών τεχνικών και την καθιέρωση των αρχών οστεοσύνθεσης που συνηγορούν υπέρ της χειρουργικής αντιμετώπισης των ενδαρθρικών καταγμάτων προς όφελος της λειτουργικής αποκατάστασης των γειτονικών αρθρώσεων [52] οι ενδείξεις αντιμετώπισης των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ εστράφησαν κυρίως προ τη χειρουργική αντιμετώπιση. Ο τρόπος αντιμετώπισης παραλλάσσεται βέβαια ανάλογα με τη βαρύτητα και τον τύπο του κατάγματος. Προτεινόμενοι τρόποι χειρουργικής αντιμετώπισης ανάλογα με τη βαρύτητα του κατάγματος αναγράφονται στον πίνακα 3.

Ταξινόμηση κατά Schatzker	Μέθοδος χειρουργικής αντιμετώπισης
I	Διαδερμική τοποθέτηση lag screws (πχ ASNIS) υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο
II	Ανοιχτή ανάταξη και ανύψωση του εμβυθισμένου τμήματος του πλατώ και τοποθέτηση μοσχευμάτων. Εσωτερική οστεοσύνθεση με περιαθρική πλάκα (buttress ή locking)
III	Ανύψωση του εμβυθισμένου τμήματος με ανοιχτή ανάταξη ή μέσω παραθύρου στο φλοιό και έλεγχο της ανάταξης αρθροσκοπικά. Τοποθέτηση μοσχευμάτων στο οστικό κενό της μετάφυσης. Οστεοσύνθεση με Lag screws ή Πλάκα-βίδες

IV	Εσωτερική οστεοσύνθεση με διαδερμική τοποθέτηση Lag screws υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο ή ανοιχτή ανάταξη και εσωτερική οστεοσύνθεση με Πλάκα-βίδες
V & VI	<ul style="list-style-type: none"> • Ανοιχτή ανάταξη με διπλές τομές (συνδυασμένη anterolateral & posteromedial), αποκατάσταση της αρθρικής επιφάνειας με ανύψωση του πλατώ και τοποθέτηση μοσχευμάτων και εσωτερική οστεοσύνθεση με dual plating τεχνική (Ανατομικές buttress Πλάκες επί τα έξω και επί τα έσω). • Ανοιχτή ανάταξη με τομή στη μέση γραμμή (midline incision) και έσω παρεπιγονατιδική προσπέλαση ή Z-τομή του επιγονατιδικού τένοντα, αποκατάσταση της αρθρικής επιφάνειας με ανύψωση του πλατώ και τοποθέτηση μοσχευμάτων και εσωτερική οστεοσύνθεση με dual plating τεχνική. • Ανοιχτή ανάταξη και αποκατάσταση της αρθρικής επιφάνειας από την έξω πλευρά με ανύψωση του πλατώ και τοποθέτηση μοσχευμάτων και εσωτερική οστεοσύνθεση με κλειδούμενη πλάκα τοποθετημένη επί τα έξω (lateral locking plate) • Ανοιχτή ανάταξη και αποκατάσταση της αρθρικής επιφάνειας από την έξω πλευρά με ανύψωση του πλατώ και τοποθέτηση μοσχευμάτων και σταθεροποίηση του κατάγματος με εξωτερική οστεοσύνθεση τη χρήσει υβριδικού συστήματος.

Πίνακας 3: Ενδεικτικοί τρόποι αντιμετώπισης των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ ανάλογα με το βαθμό συντριπτικότητας τους με βάση την ταξινόμηση κατά Schatzker

Σε κάθε περίπτωση η χειρουργική αποκατάσταση θα πρέπει να επιχειρείται υπό την προϋπόθεση ότι το επιτρέπει η κατάσταση των μαλακών μορίων πέριξ του κατάγματος όπου θα γίνουν οι τομές. Συχνά τα συντριπτικά κατάγματα του κνημιαίου πλατώ μπορούν να συνοδεύονται από υπεξάρθρημα του γόνατος. Σ' αυτές τις περιπτώσεις η τοποθέτηση μιας διαρθρικής εξωτερικής οστεοσύνθεσης αρχικά προσφέρει αφ' ενός ανάταξη και επαρκή σταθεροποίηση του γόνατος και αφ' ετέρου δίνει χρόνο στα μαλακά μέρη να αποκατασταθούν πριν την τελική επέμβαση. Επιπλέον ο χειρουργός θα πρέπει να έχει υψηλό βαθμό υποψίας (ιδίως στα συντριπτικά κατάγματα τύπου V & VI) για πιθανές νευραγγειακές βλάβες ή επαπειλούμενο σύνδρομο διαμερίσματος [53].

Όσον αφορά την ποιότητα της ανάταξης της αρθρικής επιφάνειας θα πρέπει να σημειωθεί πως δεν υπάρχει συναίνεση στη διεθνή βιβλιογραφία σχετικά με το επιτρεπόμενο αποδεκτό όριο εμβύθισης της αρθρικής επιφάνειας. Πολλοί συγγραφείς θεωρούν πως εμβυθίσεις της αρθρικής επιφάνειας μεγαλύτερες των 3 mm δε θα πρέπει να γίνονται αποδεκτές πρό της σταθεροποίησης του κατάγματος [53, 54]. Δεν υπάρχει ωστόσο μακροχρόνιο follow-up που να συσχετίζει το βαθμό της εμβύθισης με τη δευτερογενή ανάπτυξη οστεοαρθρίτιδας [53]. Παρ' όλα αυτά μεγάλου βαθμού μη αντιμετωπισθείσα εμβύθιση μπορεί να προκαλέσει μετεγχειρητική διαταραχή του άξονα του γόνατος. Νεώτερες μελέτες καταδεικνύουν πως μετεγχειρητική βλαιοποίηση ή ραιβοποίηση μεγαλύτερη των 10° με το γόνατο σε πλήρη έκταση ευθύνεται για δευτερογενείς αλλοιώσεις της άρθρωσης του γόνατος και οδηγεί σε πρώιμη αστοχία ή μη επάρκεια της οστεοσύνθεσης [53].

Η αντιμετώπιση των καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ μπορεί να συνοδευθεί από μία σειρά επιπλοκών κυριότερες εκ των οποίων είναι οι παρακάτω:

- Ψευδάθρωση: Θεωρείται σπάνια επιπλοκή με εξαίρεση τα κατάγματα τύπου VI κατά Schatzker όπου μπορεί συχνά να παρατηρηθεί στο όριο μετάφυσης – διάφυσης [55].
- Αγκύλωση του γόνατος: Συχνή επιπλοκή που αν δεν αντιμετωπισθεί με επιθετική φυσικοθεραπεία μπορεί να απαιτήσει συμφυσιόλυση και χειρισμούς υπό αναισθησία [7, 55, 56].
- Φλεγμονή: Παρατηρείται σε ποσοστό 6-12%. Οι διαταραχές των χειρουργικών τραυμάτων (επιμολύνσεις-διασπάσεις) συνιστούν το μεγαλύτερο πρόβλημα στα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ. Χρειάζεται μεγάλη προσοχή όσον αφορά το timing του χειρουργείου και την κατάσταση των μαλακών μορίων καθώς και αποφυγή μεγάλων αποκολλήσεων των μαλακών μορίων διεγχειρητικά [7, 55, 56].

- Απώλεια της ανάταξης: Συχνή επιπλοκή σε κατάγματα υψηλής συντριπτικότητας (V & VI). Η συνδυασμένη χρήση πλακών Buttress (dual plating technique) συνίσταται ειδικά σε οστεοπορωτικά οστά [55, 56].
- Δευτερογενής οστεοαρθρίτιδα: Πρωτίστως ενοχοποιείται η βλάβη του αρθρικού χόνδρου κατά την στιγμή του τραυματισμού. Δευτερογενώς μπορεί να ευθύνεται η ανεπαρκής ανάταξη της αρθρικής επιφάνειας διεγχειρητικά. Είναι σημαντική η διατήρηση των μηνίσκων ή η αποκατάσταση των βλαβών τους καθώς και η αποφυγή πρώιμης φόρτισης του χειρουργηθέντος άκρου [55-57].

Δεδομένου ότι η εξεταζόμενη στο παρόν πείραμα, νέα τεχνική οστεοσύνθεσης, δύναται να χρησιμοποιηθεί σε κατάγματα του κνημιαίου πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker [4], ακολουθεί μια εκτενέστερη περιγραφή τους και μια ανασκόπηση των συχνότερα αναφερόμενων στη βιβλιογραφία χειρουργικών μεθόδων για αυτού του είδους τα κατάγματα.

3.3 Κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου V κατά Schatzker

Τα κατάγματα τύπου V είναι αμφικονδύλια κατάγματα, δηλαδή σφηνοειδή κατάγματα του έσω και του έξω κνημιαίου κονδύλου. Προκαλούνται από ομότιμη αξονική φόρτιση και των δύο κονδύλων. Συνήθως δεν υπάρχει συνοδός εμβύθιση της αρθρικής επιφάνειας, αν και μπορεί να συμβεί. Η πρόγνωση εξαρτάται από το αν το κάταγμα αφορά τις αρθρικές επιφάνειες ή αν ξεκινά εκτός της άρθρωσης, από το μεσοκονδύλιο έπαρμα. Λόγω της πρόσφυσης μαλακών μορίων στα διαχωριστικά σφηνοειδή κατεαγότα τμήματα, η εφαρμογή έλξης συχνά επιτυγχάνει ικανοποιητική ανάταξη, οπότε, μόλις το κάταγμα αρχίζει να

πωρώνεται, μπορεί εύκολα να αντιμετωπιστεί με λειτουργικό κηδεμόνα. Αν και ο λειτουργικός κηδεμόνας διατηρεί την ευθυγράμμιση της άρθρωσης, δεν μπορεί να αποτρέψει την ήπια βράχυνση. Ως εκ τούτου, μετά την τοποθέτηση του λειτουργικού κηδεμόνα, πολλά από τα κατάγματα αυτά τείνουν να υφίστανται τηλεσκοπική βράχυνση, με κάποιο βαθμό διάστασης των κνημιαίων κονδύλων. Αυτό οδηγεί σε σχετική επιμήκυνση των πλαγίων συνδεσμικών συμπλεγμάτων, με αποτέλεσμα ήπια αστάθεια σε ραιβότητα ή βλαισότητα. Σε μη ιδιαίτεως ενεργητικά άτομα η μικρή αυτή αστάθεια σε ραιβότητα/βλαισότητα δεν έχει επιπτώσεις. Σε νεότερα, ενεργητικά όμως άτομα αυτή η αστάθεια ραιβότητας/βλαισότητας μπορεί να αποτελεί σημαντική αναπηρία. Επομένως, σε νεότερα άτομα με παρεκτόπιση του κατάγματος προτιμάται η ανοικτή ανάταξη και εσωτερική οστεοσύνθεση. Το ίδιο ισχύει προφανώς και για μεγαλύτερα άτομα, στα οποία η έλξη απέτυχε να προσφέρει ικανοποιητική ανάταξη. Εάν οι αρθρικές επιφάνειες συμμετέχουν στο κάταγμα, απαιτείται εξ' αρχής ανοικτή ανάταξη και σταθερή εσωτερική οστεοσύνθεση [58].

3.4 Κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου VI κατά Schatzker

Τα κατάγματα τύπου VI είναι τα πιο περίπλοκα κατάγματα των κνημιαίων κονδύλων. Βασικό χαρακτηριστικό τους είναι η επέκταση των ενδαρθρικών καταγμάτων προς τη μετάφυση και τη διάφυση. Το καταγματικό πρότυπο των τύπου VI κακώσεων κατά Schatzker έχει ως πολύ συχνό αποτέλεσμα το μεταφυσιακό/διαφυσιακό διαχωρισμό. Μία υποτυπώδης ανάταξη των σφηνοειδών διαχωριστικών τμημάτων του κατάγματος μπορεί να επέλθει με χειρισμούς, ωστόσο τα ενσφηνωμένα στοιχεία της αρθρικής επιφάνειας δεν ανατάσσονται και η άρθρωση χάνει την επαλληλία της και παραμένει ασταθής. Συνεπώς το κάταγμα δεν

επιδέχεται μη χειρουργικής θεραπείας. Η μορφολογία του ενδοαρθρικού στοιχείου ποικίλλει και μπορεί να περιλαμβάνει τον ένα ή και τους δύο κνημιαίους κονδύλους και τις αρθρικές τους επιφάνειες. Καθώς ο έσω κνημιαίος κόνδυλος είναι ισχυρότερος, συνήθως παραμένει ως ένα μεγάλο μονήρες οστικό τεμάχιο. Το κατάγμα είναι σχεδόν πάντα αποτέλεσμα κάκωσης υψηλής ενέργειας και συνοδεύεται συχνά από παρεκτόπιση και εμβύθιση των ενδοαρθρικών οστικών τεμαχίων. Μια τέτοια αποδιοργάνωση της άρθρωσης μπορεί να αποκατασταθεί μόνο με άμεση χειρουργική επέμβαση [58].

3.5 Ανύψωση και στήριξη της εμβυθισμένης αρθρικής επιφάνειας

Ανεξάρτητα από τον τύπο οστεοσύνθεσης που επιλέγεται πρέπει πριν από την οποιαδήποτε προσπάθεια σταθεροποίησης να επιτευχθεί η ανύψωση των εμβυθισμένων τεμαχίων. Η ανύψωση των εμβυθισμένων τμημάτων του αρθρικού χόνδρου είναι καλύτερο να γίνεται “en block” από κάτω. Τα οστικά τεμάχια εμβυθίζονται στο υποκείμενο σπογγώδες οστόν της μετάφυσης ως συσσωμάτωμα. Έτσι εάν ανυψωθούν μαζί με το υποκείμενο συμπιεσμένο σπογγώδες οστόν δεν καταρρέουν, αλλά συμπεριφέρονται σαν να είναι ενωμένα. Η ανύψωση αρχίζει με την εισαγωγή αποκολλητήρα περισστέου βαθιά μέσα στο συμπιεσμένο σπογγώδες οστόν της μετάφυσης. Με εφαρμογή πίεσης προς τα άνω ολόκληρο το τμήμα σταδιακά απελευθερώνεται και τα οστικά τεμάχια ωθούνται με προοδευτικές ελαφρές πλήξεις στη θέση τους μέχρι να επιτευχθεί ελαφρά υπερδιόρθωση. Ο έλεγχος της ανάταξης της αρθρικής επιφάνειας μπορεί να γίνει είτε αρθροσκοπικά, είτε με άμεση επισκόπηση. Σε σύνθετα κατάγματα ωστόσο, η αξία της αρθροσκόπησης αμφισβητείται λόγω της περίπλοκης μορφολογίας του κατάγματος. Επιπλέον λόγω της

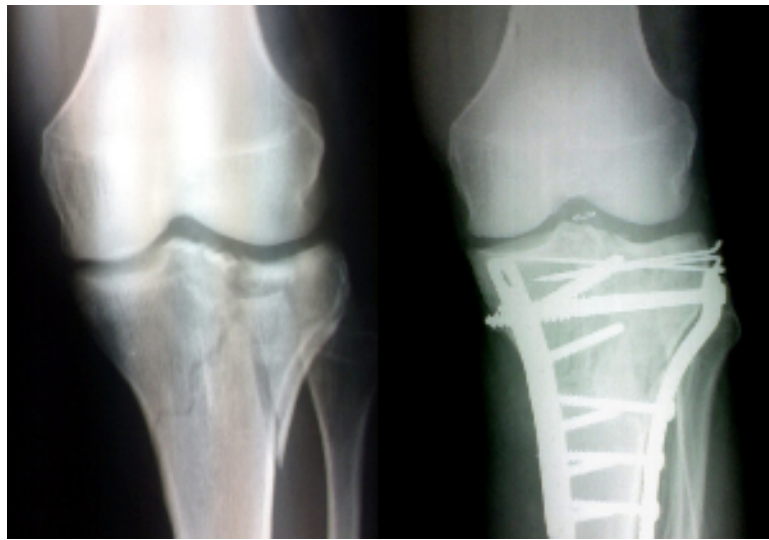
συνέχειας των σύνθετων καταγμάτων με τη διάφυση, υπάρχει κίνδυνος πρόκλησης συνδρόμου διαμερίσματος από τα υγρά που χρησιμοποιούνται για τη διάταση και έκπλυση της άρθρωσης [59]. Κατά συνέπεια είναι προτιμότερο να γίνεται ανάρρωση του έξω μηνίσκου προς άμεση επισκόπηση της αρθρικής επιφανείας.

Μετά την επίτευξη της ανύψωσης των εμβυθισμένων τεμαχίων εγείρεται το πρόβλημα της διατήρησής τους στη θέση τους. Αυτό επιτυγχάνεται με 2 χειρισμούς: Ο πρώτος χειρισμός αφορά την εισαγωγή ενός μεγάλου οστικού μοσχεύματος κάτω από τα κατεαγότα, στο κενό που δημιουργείται εντός της μετάφυσης. Το είδος των μοσχευμάτων που μπορεί να χρησιμοποιηθεί ποικίλει από λαγόνια αυτομοσχεύματα έως freeze dried αλλομοσχεύματα ή τσιμέντο θειικού ασβεστίου κ.λ.π. [60-62]. Ο δεύτερος χειρισμός αφορά την κυκλοτερή συμπίεση των οστικών τμημάτων μέσω του ανέπαφου τμήματος των κονδύλων και επιτυγχάνεται με διακαταγματικούς κοχλίες (lag screws), είτε ελεύθερους, είτε δια πλακών, οι οποίοι ασκούν συμπίεση στα ενδαρθρικά κατεαγότα της κνήμης. Ορισμένοι συγγραφείς συνιστούν την εισαγωγή κοχλιών ή βελονών Kirschner κοντά στο υποχόνδριο οστό των αναταχθέντων τεμαχίων, ώστε να εμποδισθεί η κατάρρευσή τους. Ωστόσο η τοποθέτηση κοχλιών κοντά στο υποχόνδριο οστόν το καθιστά υπερβολικά δύσκαμπτο, με κίνδυνο πρόκλησης χονδρόλυσης [63]. Τα εμφυτεύματα της οστεοσύνθεσης πρέπει να απέχουν τουλάχιστον 5 mm από το υποχόνδριο οστόν [58].

Όταν πλέον η αρθρική επιφάνεια έχει αποκατασταθεί ο χειρουργός μπορεί να συνεχίσει περνώντας από το κομμάτι της ανοιχτής ανάταξης σ' αυτό της εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Ακολούθως περιγράφονται 3 τεχνικές εσωτερικής οστεοσύνθεσης συντριπτικών καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ οι οποίες είναι και αυτές που εξετάζονται στην σχετική εμβιομηχανική μελέτη του παρόντος πονήματος.

3.6 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker με τη χρήση πλακών Buttress (Dual Plating Technique- DBP)

Η χειρουργική θεραπεία με τη χρήση διπλών πλακών (Dual Buttress Plating Technique) είναι η παλαιότερη και συμβατικότερη μέθοδος ανοιχτής ανάταξης και εσωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικ.11) [64].



Εικόνα 11: Κάταγμα Κνημιαίου Πλατώ (Schatzker V) σε άντρα 60 ετών αντιμετωπισθέν με τεχνική dual plating

Οι πλάκες που χρησιμοποιούνται για την προστασία του φλοιού της μετάφυσης από την κατάρρευση ή την παρεκτόπιση υπό αξονική φόρτιση λειτουργούν υποστηρικτικά και ονομάζονται πλάκες αντιστήριξης (Buttress plates). Οποιαδήποτε πλάκα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως πλάκα αντιστήριξης, εφόσον προκυρτωθεί προσεκτικά, ώστε να εφαρμόζει στο σχήμα της μετάφυσης. Καθώς η μετάφυση έχει συγκεκριμένο σχήμα στα οστά διαφόρων

περιοχών του σώματος, οι κατασκευαστές υλικών οστεοσύνθεσης, διαθέτουν σειρά από σχετικές προκυρτωμένες πλάκες ώστε να εξοικονομούν χρόνο για το χειρουργό από τη διαμόρφωση της πλάκας στο κατάλληλο σχήμα. Ως εκ τούτου, για το εγγύς τμήμα της κνήμης, υπάρχουν οι κλασσικές πλάκες σχήματος T, που εφαρμόζουν καλύτερα στον έσω κόνδυλο. Για τον έξω κόνδυλο υπάρχουν προδιαμορφωμένες πλάκες αντιστήριξης σχήματος T, πλάκες αντιστήριξης σχήματος L, που διατίθενται σε δεξιά και αριστερή έκδοση ή οι πλάκες αντιστήριξης των κνημιαίων κονδύλων. Τα τελευταία χρόνια οι κατασκευαστές υλικών οστεοσύνθεσης, αναγνωρίζοντας τις δυσκολίες κατά την προσπάθεια ατραυματικής σύγκλισης του τραύματος πάνω από ογκώδη εμφυτεύματα, δημιούργησαν μια σειρά περιarthρικών πλακών χαμηλού προφίλ, ακριβώς για χρήση στην περιοχή αυτή. Το μέγεθος των κοχλιών επίσης μεταβλήθηκε, από τους φλοιώδεις κοχλίες μεγάλων οστικών τμημάτων των 3,2 mm και τους κοχλίες σπογγώδους οστού των 6,5 mm σε φλοιώδεις και σπογγώδεις κοχλίες μικρών οστικών τμημάτων των 3,5 mm, που παρέχουν όλη τη στήριξη που χρειάζεται [58].

Όπως προαναφέρθηκε η πλάκα αντιστήριξης πρέπει να είναι προσεκτικά προκυρτωμένη, έτσι ώστε να εφαρμόζει με ακρίβεια στον υποστηριζόμενο φλοιό. Ακόμη όμως και οι προδιαμορφωμένες πλάκες χρειάζονται κάποια προσαρμογή για να εφαρμόσουν με ακρίβεια. Αν μια πλάκα αντιστήριξης τοποθετηθεί υπό τάση μπορεί να προκαλέσει ή ίδια την παρεκτόπιση από την οποία υποτίθεται ότι προστατεύει. Επομένως, όταν καθλώνεται μία πλάκα αντιστήριξης στο οστόν, οι πρώτοι κοχλίες τοποθετούνται δια του περιφερικού τμήματος της πλάκας και οι υπόλοιποι εισάγονται στη σειρά, ο ένας μετά τον άλλο, πλησιάζοντας προς την άρθρωση. Εάν καθλωθούν πρώτα τα δύο άκρα της πλάκας, και υπάρχει κενό μεταξύ της πλάκας και του οστού, τότε, με την τοποθέτηση και των υπόλοιπων κοχλιών η

πλάκα φέρεται υπό τάση, με αποτέλεσμα αντί για αντιστήριξη να επέλθει παρεκτόπιση και παραμόρφωση του οστού.

Στην έσω πλευρά, η πλάκα τοποθετείται στην πρόσθια έσω επιφάνεια του εγγύς τμήματος της μετάφυσης, εν τω βάθει του χηνείου ποδός και των προσθίων ινών του έσω πλαγίου συνδέσμου. Στην έξω πλευρά, εξαιτίας του εγγύς άκρου της περόνης, η πλάκα θα πρέπει να τοποθετηθεί ελαφρώς λοξά, με το περιφερικό της άκρο κατά τη διεύθυνση της πρόσθιας κνημιαίας ακρολοφίας και το εγγύς της άκρο να φέρεται οπίσθια έξω, όσο είναι απαραίτητο. Η πλάκα σχήματος L επιτρέπει περισσότερη αντιστήριξη από την έξω πλευρά, χωρίς να εμποδίζεται από το εγγύς τμήμα της περόνης. Οι εγγύς διακαταγματικοί κοχλίες τοποθετούνται συνήθως μέσω των εγγύς οπών της πλάκας ή άνωθεν ή δίπλα από την πλάκα. Η θέση τους καθορίζεται από τη μορφολογία του κατάγματος και όχι από τη θέση της πλάκας. Σε κατάγματα τύπου V και VI, ο χειρουργός θα πρέπει πάντα να ξεκινά με τον λιγότερο συντριπτικό κόνδυλο, ώστε η μία πλευρά να έχει ήδη αναταχθεί και υποστηριχθεί προσωρινά, ενώ γίνεται η ανακατασκευή της άλλης. Για την προσωρινή οστεοσύνθεση, οι εγγύς κοχλίες σπογγώδους θα πρέπει να έχουν οπίσθια κατεύθυνση, ώστε να καθλωθούν στον οπίσθιο φλοιό, που σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να είναι και το μοναδικό άθικτο τμήμα του φλοιού. Όπως και στα κατάγματα του περιφερικού άκρου της κνήμης, πρέπει πρώτα να αποκαθίσταται το φυσιολογικό μήκος της, και αυτό επιτυγχάνεται καλύτερα και ευκολότερα από την πλευρά με τη μικρότερη συντριβή.

Όταν επιλέγεται η Dual Buttress Plating τεχνική ο πιο σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει το timing του χειρουργείου είναι η κατάσταση των μαλακών μορίων περίξ του γόνατος. Ορισμένες φορές η τελική αποκατάσταση του κατάγματος μπορεί να καθυστερήσει έως και 3 εβδομάδες, διάστημα κατά το οποίο το γόνατο παραμένει ακινητοποιημένο σε γυψονάρθηκα ή με τη χρήση προσωρινής διαρθρικής εξωτερικής οστεοσύνθεσης. Κατά την

επέμβαση θα πρέπει συνήθως να εκτελεσθούν δύο ξεχωριστές προσπελάσεις (πρόσθια-έξω/anterolateral και οπίσθια-έσω/posteromedial). Η οπίσθια-έσω προσπέλαση [65] εκτελείται σε ένα επίπεδο μεταξύ της έσω κεφαλής του γαστροκνημίου και του τένοντα του ημιμυενώδους μυός. Η προσπέλαση αυτή δεν έρχεται σε επαφή με νευραγγειακά στοιχεία και αποκαλύπτει πολύ καλά το οπίσθιο τμήμα του κνημιαίου πλατώ. Η πρόσθια-έξω προσπέλαση εκτείνεται διά της λαγονοκνημιαίας ταινίας και με την ανύψωση του έξω μηνίσκου αποκαλύπτει την αρθρική επιφάνεια του έξω κνημιαίου κονδύλου [56]. Οι δερματικές τομές θα πρέπει να σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να μη βρίσκονται πάνω από τα εμφυτεύματα. Οι κρημνοί που παρασκευάζονται θα πρέπει να είναι ολικού πάχους, περιλαμβάνοντας το υποδόριο λίπος μέχρι την πλατεία περιτονία και τους καθεκτικούς συνδέσμους. Κατ' αυτό τον τρόπο εξασφαλίζεται η επιβίωση των κρημνών και η πρόληψη της νέκρωσης των χειλέων του τραύματος [58]. Αυτό είναι πολύ σημαντικό καθώς θεωρείται ότι οι επιπλοκές των μαλακών μορίων (φλεγμονές, διασπάσεις τραυμάτων κ.α.) είναι το βασικό μειονέκτημα αυτής της τεχνικής. Το μειονέκτημα αυτό μπορεί να γίνει ακόμα πιο εμφανές όταν επιχειρείται Dual Plating οστεοσύνθεση του κατάγματος με μία μόνο τομή στη μέση γραμμή [56, 66]. Σ' αυτές τις περιπτώσεις περιορίζονται οι δερματικές τομές, αυξάνονται όμως οι αποκολλήσεις των ιστών

Σε γενικές γραμμές η οστεοσύνθεση των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ τύπου V & VI με τη dual plating τεχνική και τη χρήση πλακών Buttress θεωρείται μια απαιτητική και χρονοβόρα χειρουργική πράξη που μπορεί ωστόσο να παράγει πολύ καλά αποτελέσματα όσον αφορά την αποκατάσταση του άξονα του γόνατος μέσω της επιτυχούς ανάταξης, σταθεροποίησης και πώρωσης του κατάγματος [56]. Παρ' όλα αυτά θα πρέπει πάντα να έχουμε υπ' όψιν τα υψηλά ποσοστά εν τω βάθει φλεγμονών που αναφέρονται στη διεθνή βιβλιογραφία [66-68].

3.7 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker με τη χρήση μονής κλειδούμενης πλάκας (Single Lateral Locking Plate - SLLP)

Τα τελευταία χρόνια η αναγκαιότητα μείωσης των επιπλοκών κακοποίησης των μαλακών ιστών κατά την οστεοσύνθεση ενδαρθρικών καταγμάτων με σύνθετο μεταφυσιακό στοιχείο, οδήγησε στην ανάπτυξη τεχνικών οστεοσύνθεσης ελάχιστης επεμβατικότητας με τη χρήση κλειδούμενης πλάκας (Minimally Invasive Plate Osteosynthesis - MIPO) [69, 70]. Οι συμβατικές πλάκες δεν είναι κατάλληλες για τις τεχνικές αυτές. Η σταθερότητα της οστεοσύνθεσης με τις συμβατικές πλάκες εξαρτάται από την συμπίεση μεταξύ της πλάκας και του υποκειμένου οστού, γεγονός που σημαίνει ότι η προκύρτωση της πλάκας πρέπει να είναι πολύ ακριβής, διαφορετικά μπορεί να προκληθεί παραμόρφωση. Αυτό αποδεικνύεται εξαιρετικά δύσκολο χωρίς αποκάλυψη του κατάγματος και επισκόπηση του οστού. Επιπλέον, η διαδερμική τοποθέτηση κοχλιών οστεοσύνθεσης χωρίς τους κατάλληλους οδηγούς απεδείχθη συχνά δύσκολη και χρονοβόρα [69, 70]. Τα προβλήματα αυτά λύθηκαν με την ανάπτυξη της πλάκας LCP (Locked Compression Plate - Ασφαλιζόμενη Πλάκα Συμπίεσης, Synthes, USA) και εν συνεχεία με τις πλάκες LISS (Limited Internal Stabilization System – Ασφαλιζόμενη Δυναμική Πλάκα, Synthes USA) [70-72]. Οι πλάκες αυτές δεν απαιτούν προκύρτωση ούτε επαφή με το οστό για να επιτύχουν οστεοσύνθεση του κατάγματος. Οι κοχλίες που τις συνδέουν με το οστόν ασφαλίζουν πάνω στην πλάκα, παρέχοντας οστεοσύνθεση σταθερής γωνίας [70-72]. Η εισαγωγή των κοχλιών έχει απλοποιηθεί με το σχεδιασμό εξωτερικών οδηγών που επιτρέπουν την διαδερμική τοποθέτησή τους. Η κλειδούμενη πλάκα AxSos για το εγγύς τμήμα της κνήμης (Stryker) η οποία χρησιμοποιείται

στο εμβιομηχανικό πείραμα που περιγράφεται στο ειδικό μέρος της μελέτης, αποτελεί παράδειγμα συστήματος ασφαλιζόμενης (κλειδούμενης) δυναμικής οστεοσύνθεσης.

Οι κλειδούμενες πλάκες γωνιώδους σταθερότητας χρησιμοποιούνται για την οστεοσύνθεση των σύνθετων μεταφυσιακών και διαφυσιακών στοιχείων των καταγμάτων Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker (Εικ.12) [73, 74].



Εικόνα 12: Κάταγμα Κνημιαίου Πλατώ (Schatzker VI) σε άντρα 55 ετών αντιμετωπισθέν με κλειδούμενη πλάκα (Lateral Locking Plate)

Οι κλειδούμενες πλάκες εισάγονται από την έξω πλευρά του Πλατώ με πρόσθια-έξω προσπέλαση και εισέρχονται υποδορίως και υπομυϊκώς μέσω μίας μικρής τομής. Τα κατάγματα στη συνέχεια ανατάσσονται όσον αφορά το μήκος, την στροφική και αξονική τους ευθυγράμμιση και εισάγονται οι κοχλίες με τη βοήθεια ειδικών οδηγών που προσαρμόζονται

πάνω στις πλάκες. Καθώς οι κοχλίες ασφαλιζονται στην πλάκα, εξασφαλίζουν οστεοσύνθεση σταθερής γωνίας. Οι ασφαλιζόμενες δυναμικές πλάκες (LISS, AxSos) είναι ουσιαστικά πλάκες γεφύρωσης και λειτουργούν ως νάρθηκες, παρέχοντας σχετική σταθεροποίηση. Αφού οι κοχλίες είναι καθηλωμένοι στην πλάκα και στο οστόν, η ελαστικότητα του συστήματος προέρχεται μόνο από την πλάκα. Κατά συνέπεια, η οστεοσύνθεση του τύπου αυτού απαιτεί πλάκες με πολύ μεγαλύτερο μήκος από τις συμβατικές πλάκες δυναμικής συμπίεσης περιορισμένης επαφής (LC- DCP - limited contact-dynamic compression plates), ώστε να επιτευχθεί ο επιθυμητός βαθμός ελαστικότητας και διακαταγματικής κίνησης για να προαχθεί η ένωση του οστού [70, 75]. Τα πλεονεκτήματα ενός τέτοιου συστήματος είναι προφανή: Δεν απαιτείται αποκάλυψη της ζώνης του κατάγματος. Οι πλάκες εισάγονται με ελάχιστο τραυματισμό των μαλακών μορίων, διατηρώντας τη μέγιστη αιμάτωση των κατεαγόντων τμημάτων, που παραμένουν άθικτα μέσα στο μυϊκό τους περίβλημα. Οι πλάκες τοποθετούνται υπομυϊκώς, αλλά δεν βασίζονται στην επαφή τους με το υποκείμενο οστόν για την καθήλωσή τους. Ως εκ τούτου, η περισοτική αγγείωση του οστού δεν διαταράσσεται. Η σταθερότητα είναι εξαιρετική και η πιθανότητα αποτυχίας της οστεοσύνθεσης είναι πολύ μικρότερη. Η κίνηση δεν προκαλεί υποχώρηση του κοχλίου και αποτυχία της οστεοσύνθεσης υπό φόρτιση των επιφυσιακών στοιχείων του κατάγματος. Η ένωση του κατάγματος είναι ταχεία και επέρχεται με το σχηματισμό πώρου [70, 75]. Οι δυσκολίες που απαντώνται σχετίζονται περισσότερο με τις δυσκολίες επίτευξης και διατήρησης της ανάταξης μέχρι να καθηλωθεί η πλάκα στο οστόν. Δεν μπορεί κανείς να βασιστεί στην πλάκα για τη διευκόλυνση της ανάταξης καθώς οι πλάκες διατηρούν τη θέση που έχουν τα τεμάχια κατά την καθήλωσή τους. Επιπλέον επειδή οι κλειδούμενες πλάκες δε μπορούν να ασκήσουν διακαταγματική συμπίεση, η συμπληρωματική χρήση διακαταγματικών βιδών (lag screws) μπορεί να απαιτηθεί [76].

Μία σειρά προσφάτων κλινικών εργασιών έχουν μελετήσει τη χρήση των Single Lateral Locking Plates σε διακονδύλια κατάγματα του Κνημιαίου Πλατώ [39, 69, 77]. Οι Cole et al [78] αναφέρουν μια σειρά 54 ασθενών με κατάγματα κνημιαίου πλατώ V & VI υψηλής συντριπτικότητας, 31% των οποίων ήταν ανοιχτά. Παρατήρησαν ανεπαρκή ανάταξη σε 2 ασθενείς με ανισοϋψία των ενδοαρθρικών κατεαγόντων 2-3 mm, πρόσθια γωνίωση 5° - 10° σε 4 ασθενείς και ραιβοποίηση του άξονα του γόνατος σε 1 ασθενή. Πώρωση επετεύχθη στο 96% των ασθενών ενώ τα επίπεδα φλεγμονής δε ξεπέρασαν το 3,7%. Οι Stannard et al [79] σε μία σειρά 33 ασθενών με 34 σύνθετα κατάγματα κνημιαίου πλατώ αναφέρουν ποσοστά πώρωσης 100% σε ένα μέσο χρονικό διάστημα 15,6 εβδομάδων. Ανεπαρκής ευθυγράμμιση του κατάγματος παρατηρήθηκε σε 2 ασθενείς ενώ σε ένα μέσο διάστημα 21 μηνών από το χειρουργείο το εύρος κίνησης του γόνατος ήταν 0° - 127° και το μέσο Lysholm score ήταν 90/100. Λιγότερο υποσχόμενα ήταν τα αποτελέσματα των Gosling et al [39] οι οποίοι σε μια σειρά 68 ασθενών με 69 κατάγματα ανέφεραν μετεγχειρητική απώλεια της ευθυγράμμισης στο 23% των περιπτώσεων με συχνότερες τις ραιβοποιήσεις > 5°. Επιπρόσθετα δευτερογενής απώλεια της ανάταξης παρατηρήθηκε σε 9 περιπτώσεις (14%) με πιο συχνή διαταραχή την εμπύθιση του κατάγματος του έσω κνημιαίου κονδύλου. Μία άλλη μελέτη από τους Ricci et al [80] ανέφερε πώρωση των 37 από τα 38 κατάγματα χωρίς επιπλοκές ή διαταραχές ευθυγράμμισης ενώ οι Lee et al [71] επίσης ανέφεραν ενθαρρυντικά αποτελέσματα χωρίς απώλεια ανάταξης και ανάπτυξη ψευδάρθρωσης και φλεγμονής σε μόνο 2 εκ των 35 καταγμάτων.

Εκτός από τις κλινικές μελέτες οι κλειδούμενες δυναμικές πλάκες (Single Lateral Locking Plates) έχουν μελετηθεί και σε εμβιομηχανικές μελέτες συγκρινόμενες με τις buttress πλάκες και τη dual plating technique [81-85]. Τα αποτελέσματα των μελετών είναι αντιφατικά. Σε ένα εμβιομηχανικό μοντέλο διακονδύλιων καταγμάτων σε πτωματικές κνήμες οι Higgins et al [83] έδειξαν την ανωτερότητα της dual plating τεχνικής σε σχέση με την κλειδούμενη δυναμική πλάκα καθώς η πρώτη επέτρεψε μικρότερη παρεκτόπιση του κατάγματος του έσω κνημιαίου κονδύλου απ' ότι η δεύτερη. Αντιθέτως οι Gosling et al [84] σε ένα παρόμοιο μοντέλο ανέδειξαν παρόμοια και μη στατιστικώς σημαντικά διαφορετικά αποτελέσματα μεταξύ των 2 τεχνικών.

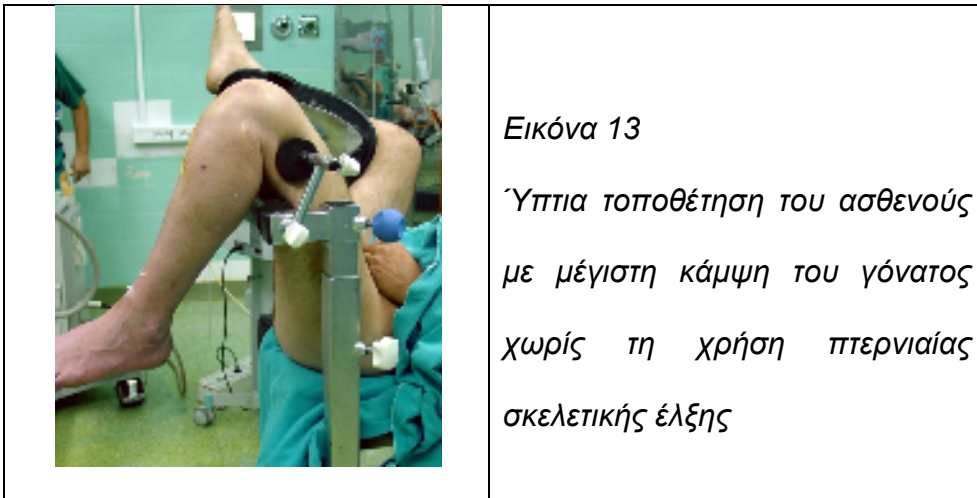
Οι επί τα έξω τοποθετούμενες κλειδούμενες πλάκες (Single Lateral Locking Plates) παρέχουν αυξημένη σταθερότητα σε συνθήκες μεταφυσιακής ή διαφυσιακής συντριβής και μπορούν να αποτελέσουν ασφαλή εναλλακτική λύση έναντι της τεχνικής dual plating με πλάκες buttress ή των υβριδικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης [70, 86], ειδικά επί εδάφους οστεοπορωτικού οστού. Η χρήση τους επιτρέπει τη βιολογική οστεοσύνθεση με μικρές τομές (Minimal Invasive Plate Osteosynthesis - MIPO) μειώνοντας κατά πολύ τις πιθανότητες φλεγμονής ή διάσπασης του τραύματος που ενέχουν οι συνδυασμένες ή οι εκτεταμένες τομές [7, 10, 87]. Παρ' όλα τα πλεονεκτήματά τους ωστόσο έχουν ενοχοποιηθεί για επιπλοκές απώλειας της ανάταξης και έγκειται στην κρίση του χειρουργού η χρήση τους με βάση τον τύπο του κατάγματος, την κατάσταση των μαλακών μορίων και την ποιότητα του οστού [83].

3.8 Χειρουργική αντιμετώπιση καταγμάτων του Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker με τη χρήση ενδομυελικού ήλου και διακονδύλιων κοχλιών (Intramedullary Nailing & Condylar Bolts - IMNB)

Η συγκεκριμένη τεχνική αποτελεί μια νέα πρόταση στην αντιμετώπιση των καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ τύπου V & VI. Η καινοτομία της γίνεται εύκολα αντιληπτή απ' το γεγονός και μόνο πως εισάγει την έννοια της ενδομυελικής ήλωσης σε ενδαρθρικά κατάγματα μακρών οστών, κάτι που εθεωρείτο απαγορευτικό έως πρόσφατα. Η τεχνική αυτή δημοσιεύτηκε πρώτη φορά το Μάρτιο του 2011 σ' ένα case series study που εξέτασε αριθμό οστεοπορωτικών ασθενών με μη εμβυθισμένα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ [32]. Η φιλοσοφία της έγκειται στη μετατροπή του ενδαρθρικού κατάγματος σε εξωαρθρικό με τη χρήση ενός διακονδύλιου συσφιγκτικού κοχλία που σταθεροποιείται τόσο επί του έξω όσο και επί του έσω φλοιού. Μετά την επιτυχή τοποθέτηση του συσφιγκτικού κοχλία ακολουθεί ενδομυελική ήλωση με την οποία αντιμετωπίζεται το τμήμα του κατάγματος κάτωθεν της αρθρικής επιφανείας. Δεδομένου ότι η συγκεκριμένη τεχνική είναι σχετικά άγνωστη ακολουθεί μια πιο λεπτομερής περιγραφή της:

Τοποθέτηση ασθενούς

Ο ασθενής τοποθετείται σε ύπτια θέση πάνω σε ακτινοδιαπερατή κλίνη με το κατεαγώς γόνατο στη μεγαλύτερη δυνατή κάμψη χωρίς τη χρήση σκελετικής έλξης (Εικ. 13).



Εικόνα 13

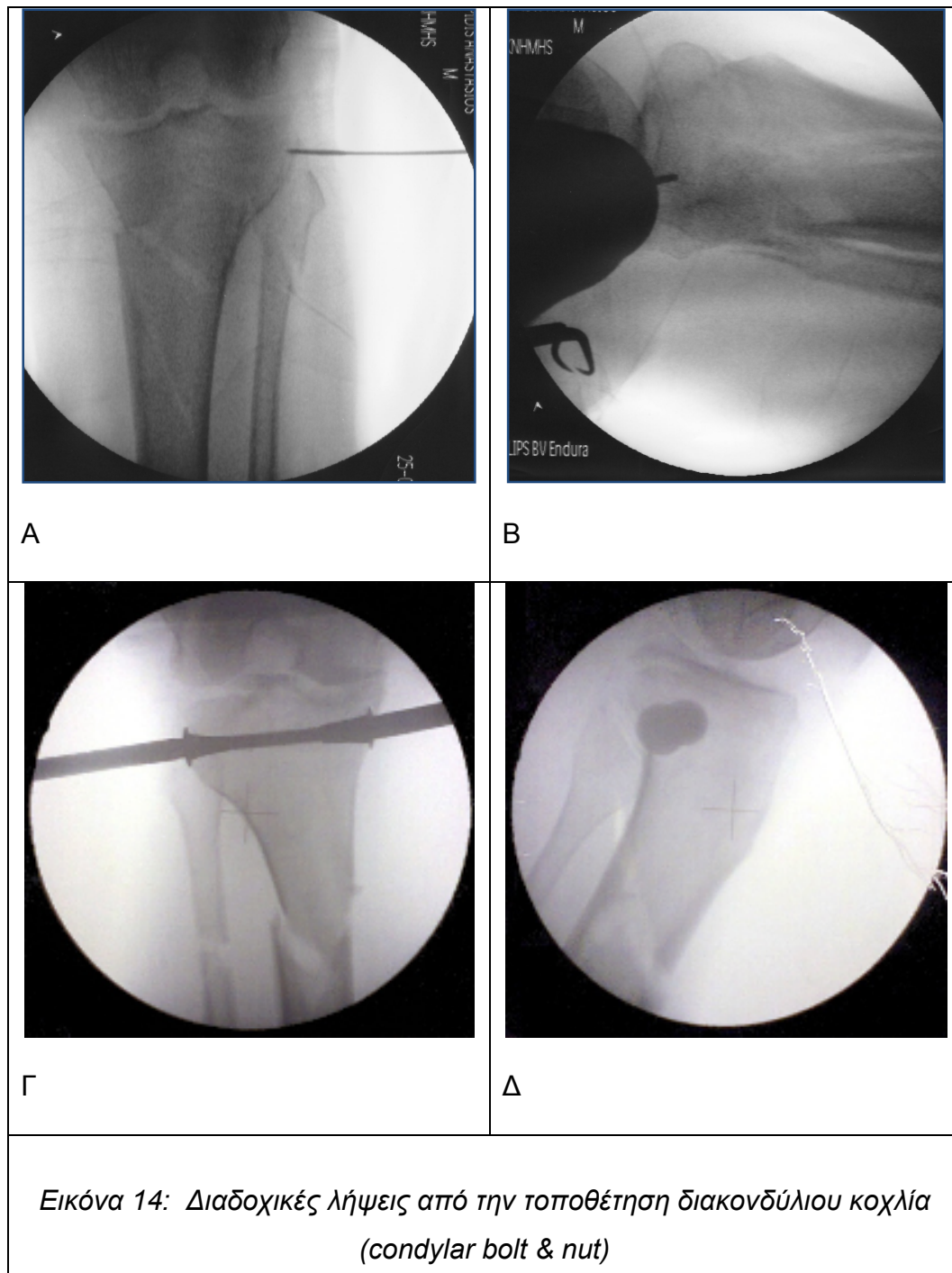
Ύππια τοποθέτηση του ασθενούς με μέγιστη κάμψη του γόνατος χωρίς τη χρήση πτερνιαίας σκελετικής έλξης

Υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο και τη διαδερμική χρήση οστεολαβίδας ανατάξεως (συνήθως χρησιμοποιούνται μεγάλες οστεολαβίδες λεκάνης) επιχειρείται ανάταξη της παρεκτόπισης των κνημιαίων κονδύλων. Η ανάταξη υποβοηθείται από την κάμψη και ελαφρά έλξη του γόνατος που αν χρειαστεί ασκείται από το βοηθό. Είναι σημαντικό ωστόσο το γόνατο να είναι ελεύθερο και να μη δεσμεύεται από τη χρήση πτερνιαίας σκελετικής έλξης η οποία θα εμπόδιζε την επίτευξη της αναγκαίας μέγιστης κάμψης στη φάση εισόδου του ενδομυελικού ήλου.

Οστεοσύνθεση του ενδαρθρικού τμήματος του κατάγματος

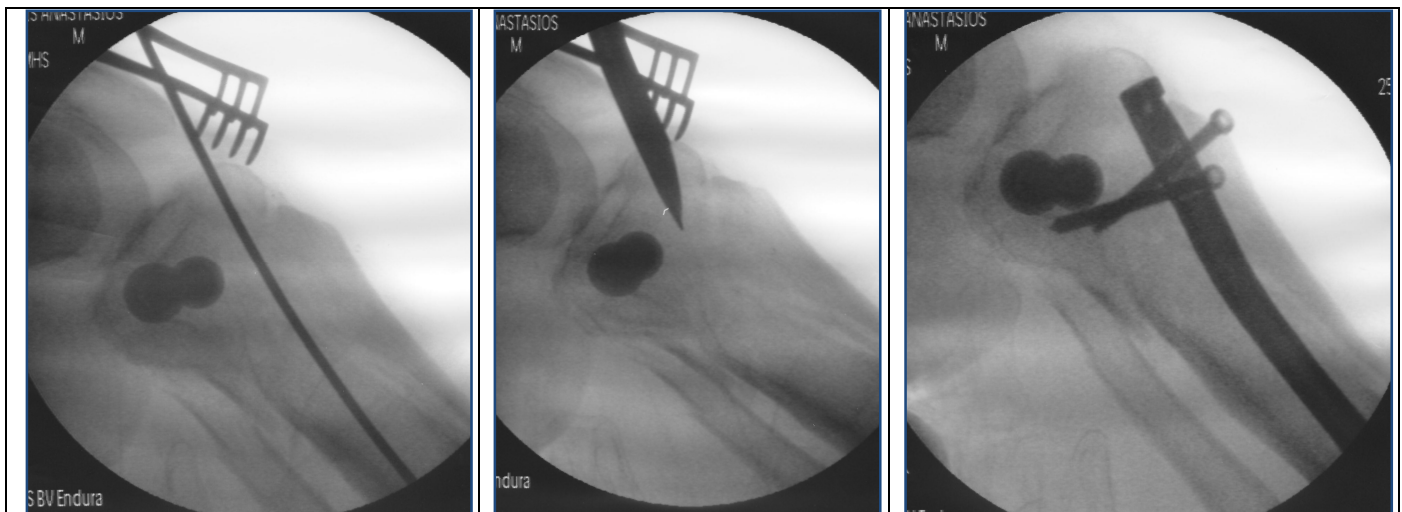
Η ανάταξη των κνημιαίων κονδύλων σταθεροποιείται προσωρινά με την οστεολαβίδα ανατάξεως και ελέγχεται ακτινοσκοπικά σε μετωπιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Εν συνεχεία το κνημιαίο πλατώ οστεοσυντίθεται με τη χρήση ενός διακονδύλιου κοχλία (condylar bolt) ο οποίος τοποθετείται πάνω από μία οδηγό βελόνα και εισέρχεται από τον ένα φλοιό ενώ ακινητοποιείται και συσφίγγεται στον απέναντι με τη χρήση μίας αντίστοιχης βιδούμενης κεφαλής (condylar nut). Ο κοχλίας πρέπει να τοποθετηθεί σε απόσταση 0,5–1,5 cm από την

αρθρική επιφάνεια, όσον αφορά το μετωπιαίο επίπεδο, και στο οπίσθιο ημιμόριο της κνημιαίας μετάφυσης, όσον αφορά το οβελιαίο επίπεδο (Εικ. 14).



Οστεοσύνθεση εξωαρθρικού τμήματος του κατάγματος

Μόλις ολοκληρωθεί η οστεοσύνθεση του ενδαρθρικού κατάγματος ακολουθεί η σταθεροποίηση του μεταφυσιακού / διαφυσιακού τμήματος του κατάγματος με ενδομυελική ήλωση (Εικ.15).



Εικ.15: Μετά την οστεοσύνθεση του ενδαρθρικού τμήματος ακολουθεί ενδομυελική ήλωση

Ο τρόπος που θα γίνει η ήλωση θα πρέπει να σέβεται ορισμένες αρχές σχετικά με το σημείο εισόδου. Αυτό είναι απαραίτητο δεδομένου ότι το κάταγμα έχει μετατραπεί πλέον σε εξωαρθρικό, πρόκειται ωστόσο για κάταγμα του εγγύς τριτημορίου της κνήμης, περιοχής δηλαδή προβληματικής για τη διενέργεια ενδομυελικής ήλωσης με ικανοποιητικά αποτελέσματα [18, 19]. Πιο συγκεκριμένα στο οβελιαίο επίπεδο το σημείο εισόδου τοποθετείται στο άνω πρόσθιο χείλος του κνημιαίου πλατώ (Εικ. 16).

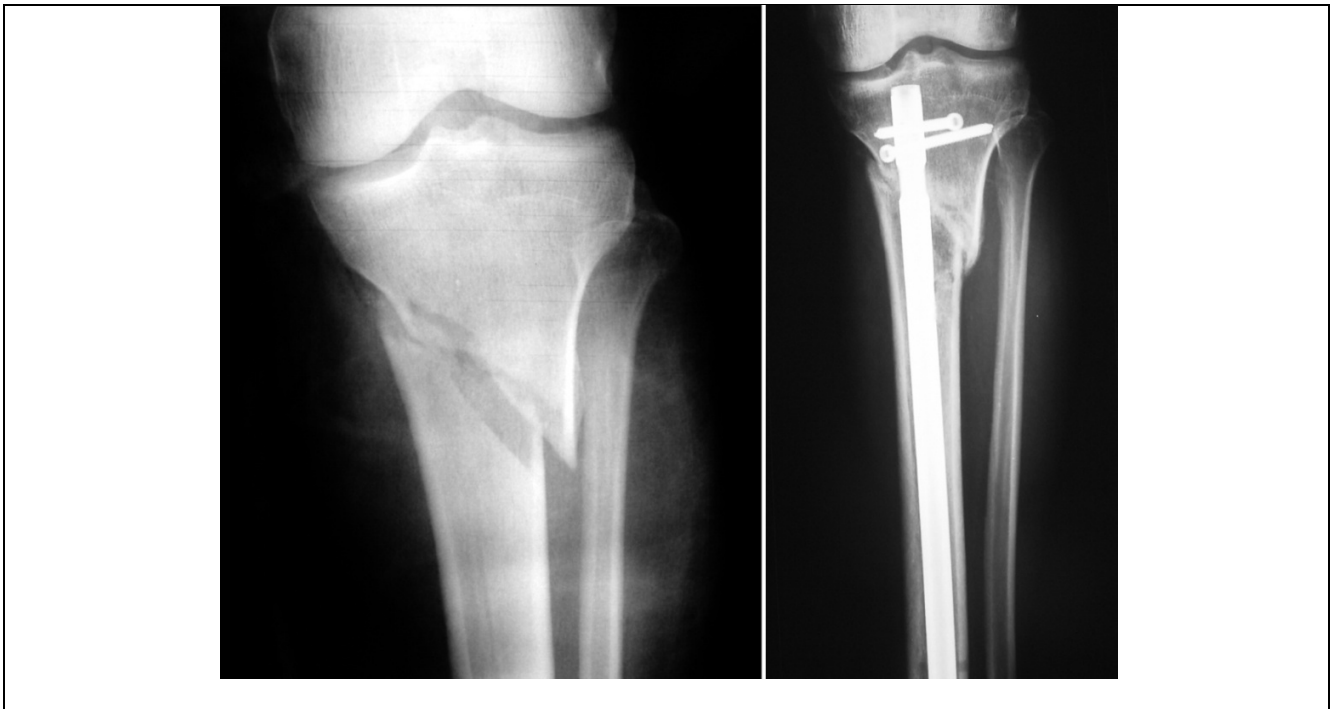


Εικόνα 16. Πύλη εισόδου του ήλου στο οβελιαίο επίπεδο ακριβώς στο χείλος του κνημιαίου πλατώ

Στο μετωπιαίο επίπεδο το σημείο εισόδου δημιουργείται επί τα έξω ή τα έσω του επιγονατιδικού τένοντα ανάλογα με τη διαμόρφωση του κατάγματος. Εξετάζοντας το κάταγμα ακτινοσκοπικά στο μετωπιαίο επίπεδο, τοποθετούμε το σημείο εισόδου από την πλευρά που το μεταφυσιακό τμήμα του κατάγματος διασπά το φλοιό εγγύτερα προς την άρθρωση. Αν το κάταγμα προσεγγίζει την άρθρωση από την πλευρά του έξω φλοιού, το σημείο εισόδου του ήλου γίνεται επί τα εκτός του επιγονατιδικού τένοντα (Εικ.17) και αντιστοίχως για την έσω πλευρά (Εικ.18). Σε περιπτώσεις που υπάρχει οριζόντια καταγματική γραμμή στη μετάφυση το σημείο εισόδου στο μετωπιαίο επίπεδο γίνεται στο κέντρο του πλατώ με επιμήκη τομή στον επιγονατιδικό τένοντα.



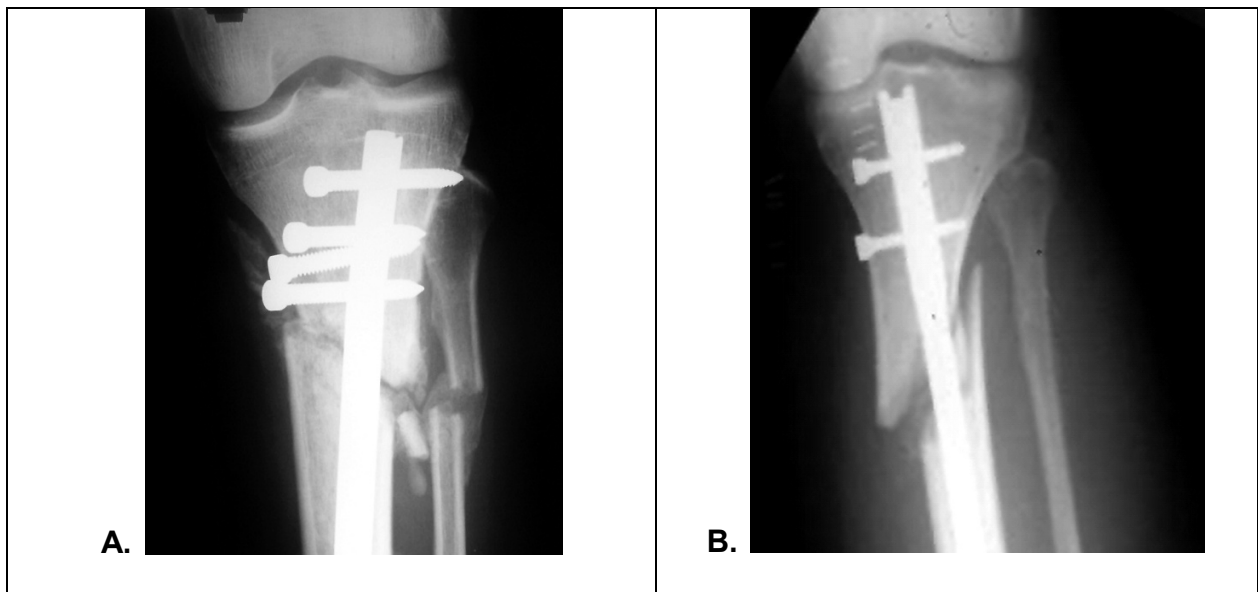
Εικόνα 17. Λήψεις κατάγματος της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης όπου ο φλοιός που στο μετωπιαίο επίπεδο διασπάται εγγύτερα προς την άρθρωση, είναι ο έξω. Σε αυτό το κάταγμα η εισαγωγή του ήλου επί τα εκτός του επιγονατιδικού τένοντα προσφέρει επαρκή ανάταξη και ευθυγράμμιση του κατάγματος στο μετωπιαίο επίπεδο χωρίς την ανάγκη χρήσης επιπλέον μέτρων ανάταξης (πχ Poller screws). Αντιθέτως στο οβελιαίο επίπεδο, όπου δεν υπάρχει αντίστοιχη δυνατότητα μετατόπισης του σημείου εισόδου, η χρήση μιας βίδας Poller ήταν αναγκαία για την επίτευξη ανάταξης και ευθυγράμμισης.



Εικόνα 18. Λήψεις κατάγματος της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης όπου ο φλοιός που στο μετωπιαίο επίπεδο διασπάται εγγύτερα προς την άρθρωση, είναι ο έσω. Σε αυτό το κάταγμα η εισαγωγή του ήλου επί τα εντός του επιγονατιδικού τένοντα προσφέρει επαρκή ανάταξη και ευθυγράμμιση του κατάγματος στο μετωπιαίο επίπεδο χωρίς την ανάγκη χρήσης επιπλέον μέτρων ανάταξης (λχ Poller screws).

Η ως ανωτέρω περιγραφόμενη τροποποίηση της πύλης εισόδου, η οποία έχει περιγραφεί βιβλιογραφικά [88], συνήθως παρέχει πολύ καλή ανάταξη του μεταφυσιακού τμήματος του κατάγματος χωρίς την ανάγκη επιπρόσθετων μέτρων ανάταξης και σταθεροποίησης (λχ roller ή blocking screws). Η σημασία της περιγραφείσας τροποποίησης φαίνεται και από περιπτώσεις όπου η επιλογή λάθος σημείου εισόδου οδήγησε σε απώλεια της ανάταξης και της ευθυγράμμισης του κατάγματος της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης (Εικ.19). Η τελική τοποθέτηση του ήλου εντός της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης θα πρέπει να επιτρέπει το κεντρικό κλείδωμα του ήλου με τουλάχιστον 2 λοξά τοποθετημένες στατικές βίδες ακριβώς

κάτω από το διακονδύλιο κοχλία. Οι αποκλίνουσες βίδες του κεντρικού κλειδώματος του ήλου παρέχουν επιπλέον στήριξη, μεγάλου εμβαδού, στο κνημιαίο πλατώ ενισχύοντας αυτή που παρέχεται από τον κοχλία. Αξίζει να σημειωθεί πως οι ενδομυελικοί ήλοι κνήμης τελευταίας γενιάς (T2-Stryker, Expert nail-Synthes) καλύπτουν τις απαιτούμενες προϋποθέσεις καθώς τόσο η κατεύθυνση των εγγύς βιδών είναι αποκλίνουσα και όχι παράλληλη όπως σε παλαιότερους ήλους ενώ επιπλέον το κλείδωμα επιτυγχάνεται πολύ κοντά στην αρθρική επιφάνεια χάρη στον σχεδιασμό οπών εγγύτερα προς τη βάση του ήλου. Η οστεοσύνθεση ολοκληρώνεται με το περιφερικό κλείδωμα του ήλου το οποίο γίνεται με τη free hand τεχνική και τη χρήση 2 βιδών σε γωνία 90° μεταξύ τους.



Εικόνα 19: Περιπτώσεις όπου το λάθος σημείο εισόδου προκάλεσε απώλεια ανάταξης και ευθυγράμμισης του κατάγματος της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης.

A: Η πύλη εισόδου έγινε επί τα εκτός του επιγονατιδικού τένοντα ενώ το κάταγμα προσεγγίζει την αρθρική επιφάνεια από την πλευρά του έσω φλοιού.

B: Η πύλη εισόδου έγινε επί τα εντός του επιγονατιδικού τένοντα ενώ το κάταγμα προσεγγίζει την αρθρική επιφάνεια από την πλευρά του έξω φλοιού.

Ειδικό μέρος
Διδακτορικής Διατριβής
Νικολάου Γ. Λασανιάνου

III. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ



Σκοπός της παρούσας διατριβής είναι:

- 1) Η εμβιομηχανική μελέτη μιας πρωτοεμφανιζόμενης, ελάχιστης επεμβατικότητας, τεχνικής οστεοσύνθεσης ενδαρθρικών καταγμάτων της εγγύς Κνημιαίας Μετάφυσης με επέκταση προς τη μετάφυση ή και τη διάφυση (κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου V & VI κατά Schatzker [4]) η οποία κάνει χρήση συσφιγκτικών διακονδύλιων κοχλιών και ενδομυελικής ήλωσης.
- 2) Η εμβιομηχανική σύγκρισή της πρωτοεμφανιζόμενης τεχνικής με 2 πιο παραδοσιακές και επί χρόνια χρησιμοποιούμενες μεθόδους οστεοσύνθεσης αυτών των καταγμάτων (Dual Buttress Plating & Single Lateral Locking Plating)

Η εμβιομηχανική αυτή μελέτη συνιστά προέκταση κλινικής μελέτης που έχει ήδη διενεργηθεί και δημοσιευτεί [89] και η οποία παρουσιάζει τα ενθαρρυντικά κλινικά αποτελέσματα της πρωτοεμφανιζόμενης τεχνικής. Η προϋπάρχουσα κλινική μελέτη έγινε σε οστεοπορωτικούς ασθενείς, σχετικά μεγάλης ηλικίας, με μη εμβυθισμένα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ (V & VI κατά Schatzker [4]). Σε αυτούς τους ηλικιωμένους ασθενείς, οι οποίοι διατηρούν χαμηλές συνήθως αιμοδυναμικές εφεδρείες, η εφαρμογή ενδομυελικής ήλωσης σε συνδυασμό με διακονδύλιους συσφιγκτικούς κοχλίες (Εικ.6) επέτρεψε την οστεοσύνθεση του περίπλοκου κατάγματος με πολύ μικρές τομές, αποφεύγοντας επιπλοκές αιμορραγίας ή εκτεταμένων αποκολλήσεων των μαλακών ιστών. Παράλληλα, επέτρεψε την εκμετάλλευση των εμβιομηχανικών πλεονεκτημάτων της ενδομυελικής ήλωσης [90] σε ένα πεδίο (ενδαρθρικά κατάγματα εγγύς κνήμης) όπου μέχρι πρότινος γινόταν αποκλειστικά χρήση συστημάτων πλακών και βιδών ή υβριδίων εξωτερικής οστεοσύνθεσης. Η χρήση ενδομυελικής ήλωσης σ' αυτούς τους ασθενείς επέτρεψε πρώιμη κινητοποίηση και αποφυγή επιπλοκών λόγω κλινοστατισμού ή μακροχρόνιας αποφόρτισης του σκέλους [89]. Η διενέργεια του εμβιομηχανικού πειράματος που περιγράφεται στο παρόν πρωτόκολλο έχει ως

σκοπό να επιβεβαιώσει τα εμβιομηχανικά πλεονεκτήματα της πρωτοεμφανιζόμενη τεχνικής (Intramedullary Nailing & Bolts – IMNB) σε σχέση με την παραδοσιακή τεχνική ανατομικής οστεοσύνθεσης Dual Buttress Plating - DBP (χρήση διπλών τομών για τοποθέτηση πλακών ουδετεροποίησης στον έσω και έξω κόνδυλο) καθώς και με την πιο πρόσφατη τεχνική βιολογικής οστεοσύνθεσης των Κλειδούμενων πλακών (Single Lateral Locking Plates - SLLP).

Τα καλά αποτελέσματα της τεχνικής αυτής, όπως περιγράφηκαν στην αντίστοιχη κλινική μελέτη [89], πιστεύουμε πως οφείλονται σε ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της νέας τεχνικής η οποία καταφέρνει να συνδυάσει οστεοσύνθεση απόλυτης σταθερότητας για το ενδοαρθρικό τμήμα του κατάγματος (χρήση συσφιγκτικού διακονδύλιου κοχλία) ενώ ταυτόχρονα υιοθετεί χαρακτηριστικά βιολογικής οστεοσύνθεσης (χρήση ενδομυελικής ήλωσης), επιθυμητά για την πώρωση του μεταφυσιακού / διαφυσιακού τμήματος του κατάγματος. Το γεγονός αυτό επιβεβαιώθηκε στις πειραματικές εμβιομηχανικές μετρήσεις που διεξήχθησαν προ της διενέργειας του καθ' εαυτού πειράματος. Το τελικό αποτέλεσμα της εμβιομηχανικής μελέτης φιλοδοξεί να επιβεβαιώσει την προαναφερόμενη υπόθεση και να δείξει πως η νέα τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί με ασφάλεια όχι μόνο σε οστεοπορωτικούς ασθενείς (όπως στην κλινική μελέτη) αλλά και στο γενικό πληθυσμό. Κατ' αυτό τον τρόπο θα έχουμε πετύχει να επεκτείνουμε τις ενδείξεις της ενδομυελικής ήλωσης στα ενδοαρθρικά κατάγματα της εγγύς κνήμης με επέκταση προς τη διάφυση, εκμεταλλευόμενοι τα πλεονεκτήματα της ήλωσης, χωρίς να ανησυχούμε για απώλεια της ανάταξης στο ενδοαρθρικό σκέλος του κατάγματος. Επιπλέον η προσδοκώμενη εμβιομηχανική επιβεβαίωση της ασφάλειας της τεχνικής θα ανοίξει πιθανότατα το δρόμο για τη μελέτη της εφαρμογής της νέας τεχνικής και σε εμβυθισμένα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ, επεκτείνοντας ακόμα περισσότερο τις ενδείξεις της.

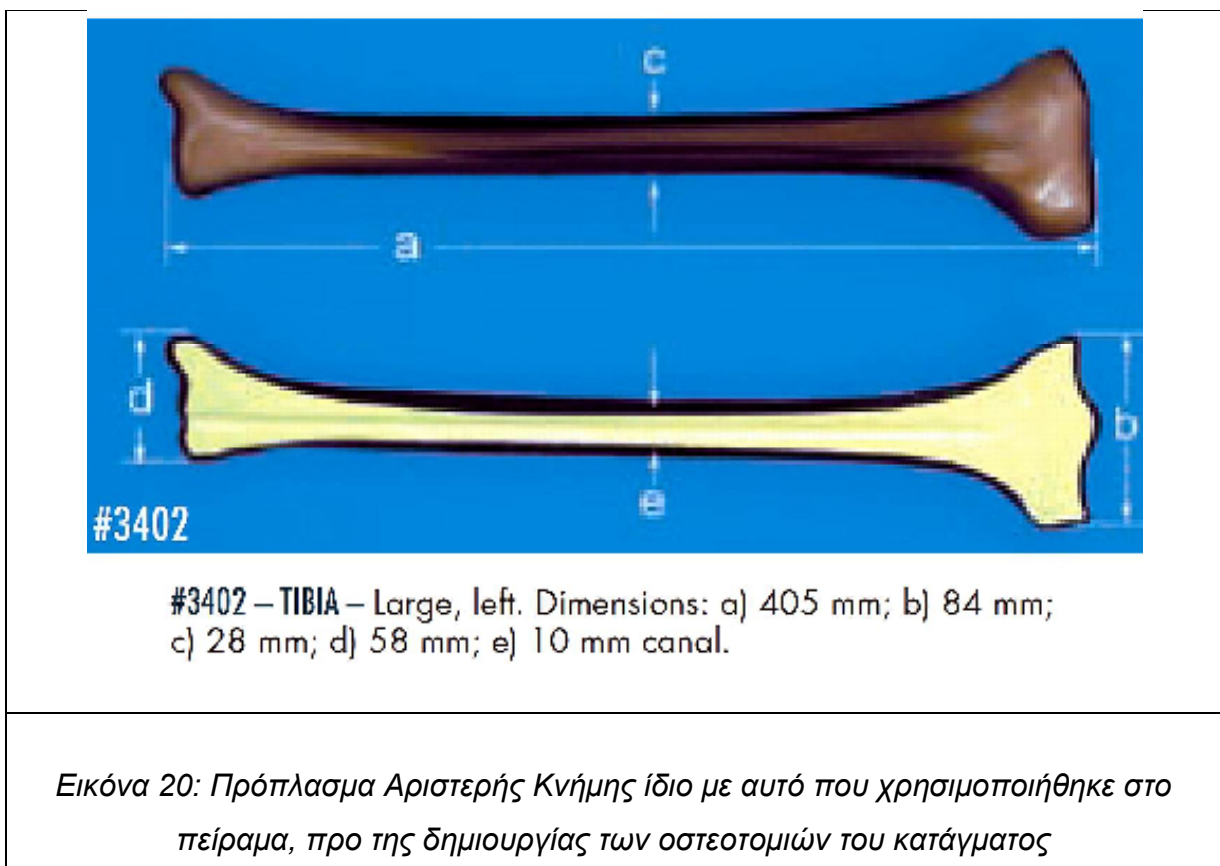
IV. ΥΛΙΚΑ & ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ



1. Προπλάσματα συνθετικών κνημών

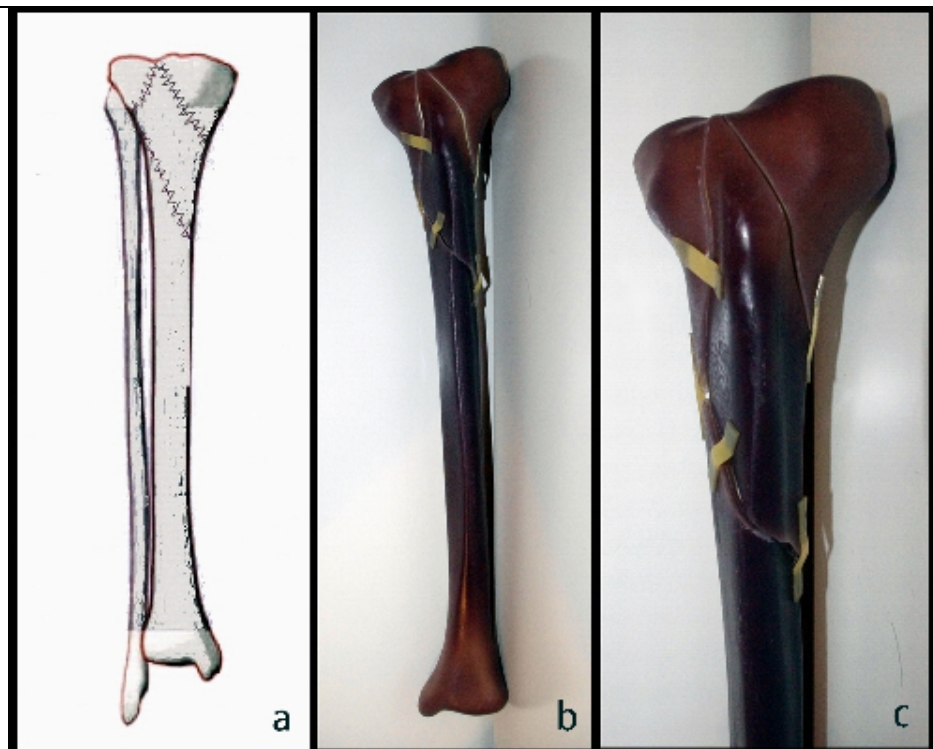
Για τη διενέργεια του πειράματος χρησιμοποιήθηκαν συνθετικά προπλάσματα ενήλικων κνημών 4ης γενιάς (Art. No # 3402 Sawbones, Malmo-Sweden) (Εικ.20). Όλα τα προπλάσματα ήταν κατασκευασμένα με τις ίδιες προδιαγραφές (Tibial Plastic Cortical Shell): Πρόκειται για αριστερές κνήμες μεγάλου μεγέθους με τα κάτωθι βασικά χαρακτηριστικά:

- Μήκος 405 mm
- Διάμετρος ενδομυελικού καναλιού 10 mm
- Απόσταση μεταξύ έξω και έσω κνημιαίου κονδύλου 84 mm



Πρέπει να σημειωθεί πως ο συγκεκριμένος τύπος προπλάσμάτων κνήμης εμπεριέχει προκατασκευασμένο ενδομυελικό κανάλι, γεγονός ιδιαίτερος εξυπηρετικό για τη διενέργεια, στην σωστή κατεύθυνση, του γλυφανισμού που απαιτείται προ της εισόδου του ήλου.

Τα προπλάσματα παραγγέλθηκαν πανομοιότυπως οστεομημένα από την εταιρεία κατασκευής. Οι οστεοτομίες αναπαράχθηκαν ομοιόμορφα βάσει ειδικής φόρμας (template), η οποία χορηγήθηκε στην εταιρεία κατασκευής από τον ερευνητή, με ειδικό πριόνι διαμέτρου 1,5 mm ώστε όλα τα μοντέλα να είναι ίδια (Εικ.21) και να αναπαριστούν μη εμβυθισμένα κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ σταδίου VI βάσει της ταξινόμησης κατά Schatzker [4]. Ειδικότερα οι οστεοτομίες παρήγαγαν ενδαρθρικά διακονδύλια κατάγματα με επέκταση της καταγματικής συντριβής προς τη διάφυση της κνήμης. Το ενδαρθρικό κάταγμα βρισκόταν ακριβώς επί τα εκτός της κνημιαίας άκανθας. Από το σημείο αυτό και με περιφερική κατεύθυνση δημιουργήθηκαν 2 οστεοτομίες προς τα έξω και έσω ώστε οι 2 κνημιαίοι κόνδυλοι να διαχωρισθούν από το περιφερικότερο τμήμα της κνήμης. Κατόπιν η γραμμή του κατάγματος επεκτάθηκε περιφερικότερα προς τη διάφυση της κνήμης κατευθυνόμενη από τον έσω-οπίσθιο και καταλήγοντας στον έξω-πρόσθιο φλοιό σε απόσταση 12 cm από την άρθρωση.



Εικόνα 21

- a) Σχηματική απεικόνιση των καταγματικών γραμμών που αναπαρίχθησαν στα κνημιαία προπλάσματα.
- b. & c) Οστεοτμημένα προπλάσματα κνημών Sawbones που χρησιμοποιήθηκαν στις πειραματικές μετρήσεις. Η αντοχή των συγκεκριμένων μοντέλων στις εμβιομηχανικές καταπονήσεις καθώς και η αναπαραγωγή των καταγματικών γραμμών κρίθηκαν απολύτως κατάλληλες κατά τις πειραματικές μελέτες.

Για τη διενέργεια του πειράματος δημιουργήθηκαν 3 γκρουπ (ένα για κάθε μέθοδο οστεοσύνθεσης) με πληθυσμούς 5 μοντέλων ανά γκρουπ (Εικ.22). Συνολικά χρησιμοποιήθηκαν 18 συνθετικά μοντέλα κνήμης Sawbones 4^{ης} γενεάς (15 μοντέλα για τη διενέργεια του πειράματος ενώ 3 μοντέλα χρησιμοποιήθηκαν στις πειραματικές μελέτες).



Εικόνα 22

Απεικόνιση των μοντέλων των συνθετικών κνημών κατόπιν της οστεοσύνθεσης:





a) DBP, b) SLLP, c) IMNB

2. Μέθοδοι οστεοσύνθεσης

Χρησιμοποιήθηκαν 3 διαφορετικοί τρόποι οστεοσύνθεσης, τα υλικά των οποίων αναλύονται λεπτομερώς:

2.1 1η Μέθοδος – Dual Buttress Plates technique (DBP)

Για το 1^ο γκρουπ οστεοσύνθεσης το οποίο αναπαριστά την παραδοσιακή μέθοδο χειρουργικής αντιμετώπισης περίπλοκων καταγμάτων του κνημιαίου πλατώ με τη χρήση, συνήθως, διπλών χειρουργικών τομών και δύο (μη κλειδούμενων) πλακών ουδετεροποίησης, χρησιμοποιήθηκαν οι πλάκες Epiunion (Stryker, Selzach-Switzerland) για το έξω και τον έσω κνημιαίο κόνδυλο. Λεπτομερέστερα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στο DBP γκρουπ (συμπεριλαμβανομένων των υλικών για τις πειραματικές μετρήσεις) απεικονίζονται και απαριθμούνται στον πίνακα 4.

<ul style="list-style-type: none"> 6 x Epiunion Proximal Lateral Tibia Plates <p>(Στο σχήμα απεικονίζεται πλάκα 9 οπών, στο πείραμα ωστόσο χρησιμοποιήθηκε πλάκα 14 οπών στον έξω κνημιαίο κόνδυλο για κάλυψη του εύρους του κατάγματος)</p>	<p>Proximal Lateral Tibia</p> 
<ul style="list-style-type: none"> 6 x Epiunion Proximal Medial Tibia Plates <p>(Στο σχήμα απεικονίζεται πλάκα 9 οπών, στο πείραμα ωστόσο χρησιμοποιήθηκε πλάκα 11 οπών στον έσω κνημιαίο κόνδυλο για κάλυψη του εύρους του κατάγματος)</p>	<p>Proximal Tibia</p> 
<ul style="list-style-type: none"> 36 x 4.5mm μη κλειδούμενες (cancellous) βίδες πλήρους σπειράματος για τη μεταφυσιακή περιοχή 	
<ul style="list-style-type: none"> 54 X 4.5mm μη κλειδούμενες (cortical) βίδες πλήρους σπειράματος για τη διαφυσιακή περιοχή 	

Πίνακας 4: Απεικόνιση και καταγραφή υλικών οστεοσύνθεσης για το DBP γκρουπ




Οι πλάκες που τοποθετήθηκαν στον έξω κνημιαίο κόνδυλο ήταν 14 οπών. Τρεις cancellous βίδες 4.5mm χρησιμοποιήθηκαν στη μεταφυσιακή περιοχή και 5 cortical βίδες 4.5mm χρησιμοποιήθηκαν στη διαφυσιακή περιοχή. Οι πλάκες που τοποθετήθηκαν στον έσω κνημιαίο κόνδυλο ήταν 11 οπών. Τρεις cancellous βίδες 4.5mm χρησιμοποιήθηκαν στη μεταφυσιακή περιοχή και 4 cortical βίδες 4.5mm χρησιμοποιήθηκαν στη διαφυσιακή περιοχή. Όλες οι βίδες τοποθετήθηκαν στις ίδιες τρύπες των αντίστοιχων πλακών. Οι οστεοσυνθέσεις έγιναν από τον ίδιο χειρουργό ο οποίος προκαθόρισε την πορεία των βιδών εξασφαλίζοντας την επαναληπτικότητα των οστεοσυνθέσεων και την αποτροπή αστοχίας της οστεοσύνθεσης λόγω εμπλοκής των διασταυρούμενων βιδών των 2 πλακών. Η προαναφερόμενη περιγραφή της τοποθέτησης των πλακών ουδετεροποίησης απεικονίζεται ακτινολογικά στην Εικόνα 23a (σελ.67).

2.2 2^η Μέθοδος – Κλειδούμενη πλάκα (SLLP)

Για το γκρουπ οστεοσύνθεσης με κλειδούμενες πλάκες χρησιμοποιήθηκε η κλειδούμενη πλάκα κνήμης AxSOS (Stryker, Selzach-Switzerland). Λεπτομερέστερα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στο SLLP γκρουπ (συμπεριλαμβανομένων των υλικών για τις πειραματικές μετρήσεις) απεικονίζονται και απαριθμούνται στον πίνακα 5.

Βάσει του πλάνου οστεοσύνθεσης για την SLLP τεχνική όλες οι κλειδούμενες πλάκες τοποθετήθηκαν στην προβλεπόμενη ανατομική τους θέση στον έξω κνημιαίο κόνδυλο, το δυνατόν κοντύτερα στην αρθρική επιφάνεια και σε καμία περίπτωση σε απόσταση μεγαλύτερη των 5mm από το κνημιαίο πλατώ. Η τοποθέτηση της πλάκας έγινε αφότου

προηγουμένως η αρθρική επιφάνεια είχε αναταχθεί συμπιεστικά με τη χρήση κατάλληλης λαβίδας ενώ η προσωρινή ανάταξη διατηρήθηκε με 2 βελόνες Kirschner.

<ul style="list-style-type: none"> ▪ 6 X Long AxSOS Proximal Lateral Tibia Plate (225mm length) <p>(Στο σχήμα απεικονίζεται πλάκα 12 οπών, στο πείραμα ωστόσο χρησιμοποιήθηκε κλειδούμενη πλάκα 20 οπών κατάλληλη για την έκταση του κατάγματος)</p>	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ 30 X Locking Self Taping Screws (Κλειδούμενες αυτοκόπτουσες βίδες) διαμέτρου 4.0mm και μήκους 65 mm για τη μεταφυσιακή περιοχή ▪ 30 Locking Self Taping Screws (Κλειδούμενες αυτοκόπτουσες βίδες) διαμέτρου 4.0mm και μήκους 36 mm για τη διαφυσιακή περιοχή 	
<ul style="list-style-type: none"> ▪ 30 X 4.0mm Locking Inserts. Υποδοχές κλειδούμενων βιδών προς χρήση με τις κλειδούμενες βίδες της διάφυσης 	

Πίνακας 5: Απεικόνιση και καταγραφή υλικών οστεοσύνθεσης για το SLLP γκρουπ

Με κάθε κλειδούμενη πλάκα έγινε χρήση 4 κλειδούμενων βιδών μήκους 65mm στις 4 προβλεπόμενες θέσεις της μετάφυσης ενώ τοποθετήθηκε και μία κλειδούμενη βίδα 65mm στην 8^η οπή της πλάκας (η βίδα στην συγκεκριμένη οπή διατρέχει λοξά τη μετάφυση). Οι κλειδούμενες βίδες των 36mm χρησιμοποιήθηκαν στη διάφυση της κνήμης, κάτωθεν και του περιφερικότερου κατάγματος, εισαγόμενες στις οπές 14, 16, 17, 18, 20. Η τοποθέτηση των βιδών στη διάφυση έγινε κατά τέτοιο τρόπο ώστε εκτός από την κλειδούμενη πλάκα να συλλαμβάνουν και τους 2 φλοιούς της κνήμης για μέγιστη συγκρατητική δύναμη. Όλες οι οστεοσυνθέσεις των κλειδούμενων πλακών έγιναν από ένα χειρουργό. Η επαναληπτικότητα των οστεοσυνθέσεων διευκολύνθηκε από το γεγονός πώς η κατεύθυνση των βιδών στις τρύπες είναι προκαθορισμένη από το σύστημα οστεοσύνθεσης. Η προαναφερόμενη περιγραφή της τοποθέτησης των κλειδούμενων πλακών απεικονίζεται ακτινολογικά στην Εικόνα 23b.

2.3 - 3^η Μέθοδος – Διακονδύλιοι κοχλίες & Ενδομυελική ήλωση (IMNB)


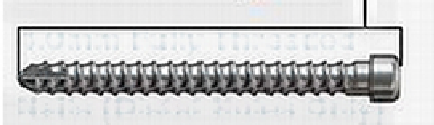
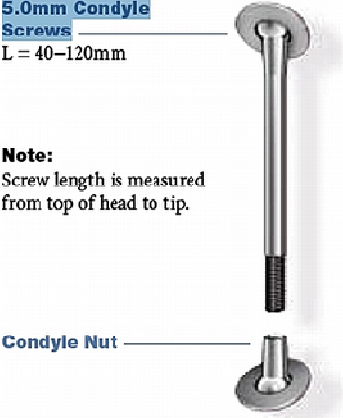
Η κλινική εφαρμογή της νέας μεθόδου που εξετάστηκε έχει περιγραφεί αναλυτικά στο γενικό μέρος της διατριβής. Ο ήλος κνήμης 3^{ης} γενεάς που χρησιμοποιήθηκε είναι ο ενδομυελικός ήλος κνήμης T2 (Stryker, Kiel-Germany). Ο συγκεκριμένος ήλος προτιμήθηκε καθ' ότι ο σχεδιασμός του τον καθιστά απόλυτα κατάλληλο για τον συγκεκριμένο τύπο καταγμάτων για 3 βασικούς λόγους:

A. Η εγγύς γωνίωση του ήλου βρίσκεται κοντά στη βάση του και είναι πολύ μικρότερη απ' ό τι στους ήλους κνήμης παλαιότερων γενεών. Κατ' αυτόν τον τρόπο αποφεύγεται η πρόσθια παρεκτόπιση των εγγύς κατεαγόντων οστικών τμημάτων κατά την εισαγωγή του ήλου στον αυλό, γεγονός συχνό σε κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης που αντιμετωπίζονταν με ήλους 2^{ης} γενεάς ή παλαιότερους [17].

B. Η τοποθέτηση των βιδών του εγγύς κλειδώματος γίνεται πολύ κοντά στην αρθρική επιφάνεια και στην ουσία αποτελεί έναν επιπλέον παράγοντα υποστήριξης του ενδαρθρικού κατάγματος

Γ. Οι βίδες του εγγύς κλειδώματος δεν τοποθετούνται παράλληλα στο μετωπιαίο επίπεδο, όπως συνέβαινε με τους ήλους παλαιότερων γενεών αλλά είναι διασταυρούμενες. Κατ' αυτόν τον τρόπο αποφεύγεται η επιπλοκή της ολίσθησης του ήλου επί των βιδών, δεδομένου του συντριπτικού καταγματικού περιβάλλοντος. Επιπλέον η διασταυρούμενη τοποθέτηση των βιδών καλύπτει ένα εμβαδό που λειτουργεί και ως υπόστρωμα στήριξης της καταγματικής και πιθανώς εμβυθισμένης άρθρωσης.

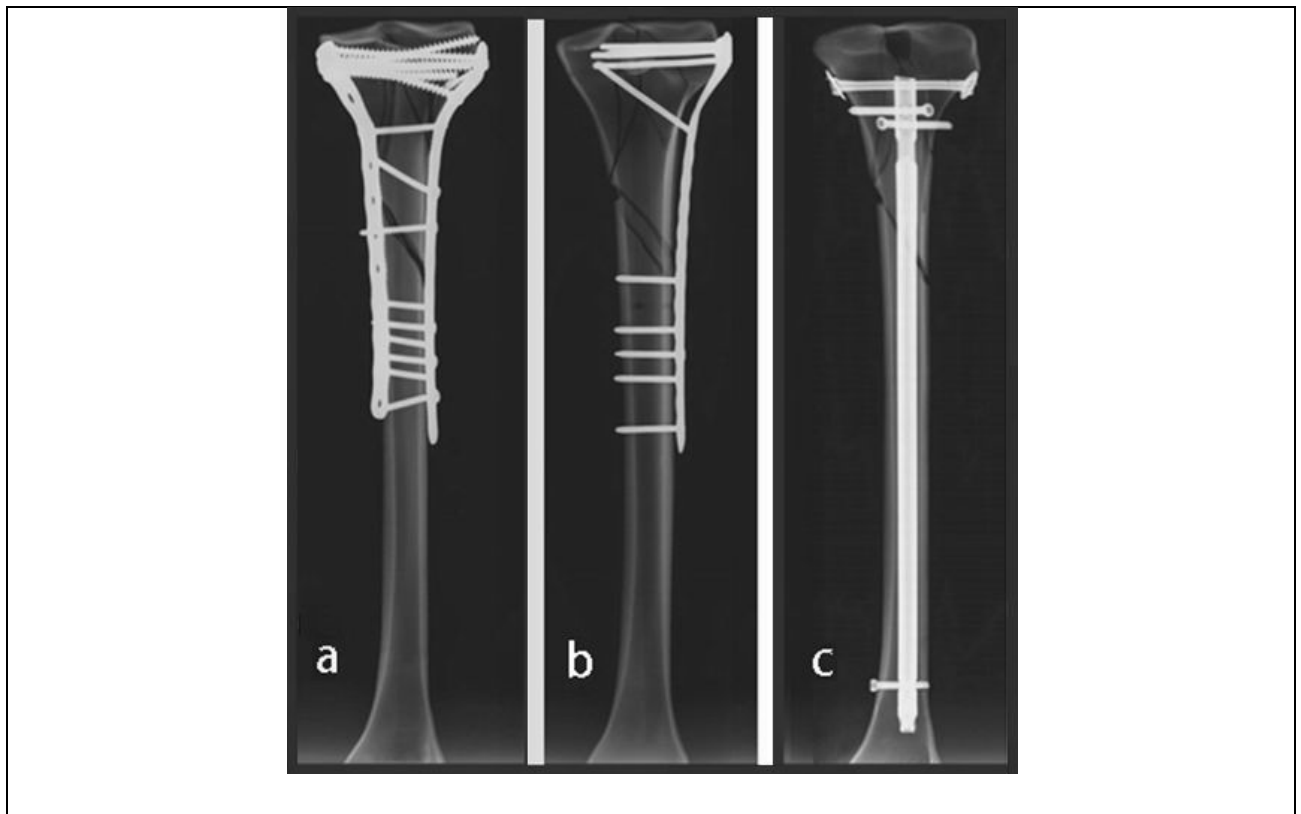
Λεπτομερέστερα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στο IMNB γκρουπ (συμπεριλαμβανομένων των υλικών για τις πειραματικές μετρήσεις) απεικονίζονται και απαριθμούνται στον Πίνακα 6

<ul style="list-style-type: none"> 6 X T2 Tibia Nail (340mm μήκος / 11mm διάμετρος) 	
<ul style="list-style-type: none"> 12 X 5.0mm Fully Threaded Locking Screws (μήκους 70mm) για το εγγύς κλείδωμα 12 X 5.0mm Fully Threaded Locking Screw (μήκους 30mm) για το περιφερικό κλείδωμα 	<p>5.0mm Fully Threaded Locking Screws L = 25–120mm</p> 
<ul style="list-style-type: none"> 6 X 5.0mm Condyle Screw – Διακονδύλιος συσφιγκτικός κοχλίας μήκους 75mm 6 X Condyle nut – Κεφαλή κοχλίας <p>(Δεν περιλαμβάνεται στο σετ του T2 Tibia Nail αλλά στο σετ του T2 Supracondylar Nail)</p>	<p>5.0mm Condyle Screws L = 40–120mm</p> <p>Note: Screw length is measured from top of head to tip.</p>  <p>Condyle Nut</p>

Πίνακας 6: Απεικόνιση και καταγραφή υλικών οστεοσύνθεσης για το IMNB γκρουπ

Η οστεοσύνθεση των προπλάσμάτων έγινε από ένα χειρουργό με πανομοιότυπο τρόπο. Κατόπιν σύσφιγξης και συμπίεσης του ενδαρθρικού κατάγματος με ειδική λαβίδα γινόταν η συμπιεστική τοποθέτηση του διακονδύλιου κοχλίας. Η διάνοιξη των οπών για την

πλαγιοπλάγια τοποθέτηση του κοχλία ορίστηκε σε απόσταση μικρότερη των 10mm από την αρθρική επιφάνεια. Η τοποθέτηση του κοχλία στο μετωπιαίο επίπεδο γινόταν πάντα στο οπίσθιο ημιμόριο της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης, παράλληλα προς το κνημιαίο πλατώ. Μετά την τοποθέτηση του κοχλία, η οποία μετέτρεπε το ενδαρθρικό κάταγμα σε εξωαρθρικό, ακολουθούσε η εισαγωγή του ήλου κατόπιν γλυφανισμού με γλύφανο διαμέτρου έως 12mm εντός του αυλού της συνθετικής κνήμης. Κατόπιν ο ήλος κλειδωνόταν στατικά με 2 βίδες στο εγγύς και 2 βίδες στο περιφερικό του τμήμα. Η προαναφερόμενη περιγραφή της τοποθέτησης κοχλία και ήλου απεικονίζεται ακτινολογικά στην Εικόνα 23c.



Εικόνα 23

Ακτινολογική απεικόνιση των 3 τρόπων οστεοσύνθεσης: a. Dual Buttress Plates (DBP), b. Single Lateral Locking Plates (SLLP), c. Intramedullary Nailng & Bolts (IMNB)

3. Εξαρτήματα και Πρωτόκολλο φόρτισης

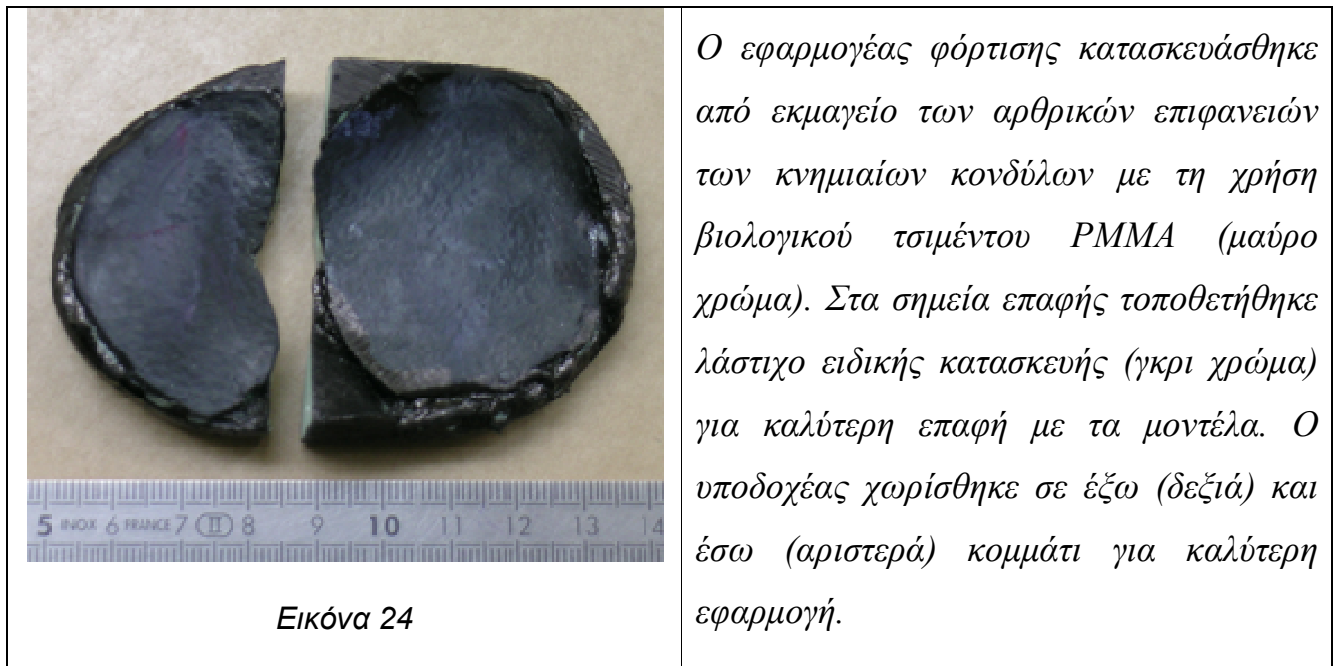
3.1 Προπαρασκευή των εξαρτημάτων φόρτισης (φορέας φόρτισης)

Όλα τα μοντέλα (μοντέλο = πρόπλασμα + υλικό οστεοσύνθεσης) υπεβλήθησαν σε κυκλική φόρτιση με συμπίεση που αφορούσε και τους 2 κνημιαίους κονδύλους. Για το λόγο αυτό κατασκευάστηκε και χρησιμοποιήθηκε επιτυχώς στις πειραματικές μετρήσεις, ειδικός φορέας φόρτισης ο οποίος απετέλεσε τη διασύνδεση του εμβιομηχανικού μηχανήματος συμπίεσης και των μοντέλων.

3.1.1 Επαφή μοντέλων και φορέα φόρτισης μέσω ειδικού εφαρμογέα

Για την σωστή και ομοιόμορφη επαφή των μοντέλων με το φορέα φόρτισης χρησιμοποιήθηκε ένας ιδιοκατασκευασμένος (custom made) εφαρμογέας φόρτισης από βιολογικό τσιμέντο (Poly-methyl-methacrylate). Ο εφαρμογέας κατασκευάστηκε ως εκμαγείο του κνημιαίου πλατώ ώστε να εφαρμόζει απόλυτα πάνω στην αρθρική επιφάνεια της κνήμης. Για την εξασφάλιση ακόμα καλύτερης επαφής ο εφαρμογέας διαχωρίστηκε σε 2 τμήματα, ένα για τον έσω και ένα για τον έξω κνημιαίο κόνδυλο και επενδύθηκε με ισχυρό ελαστικό φιλμ πάχους 1mm (Εικ.24). Με το διαχωρισμό του εφαρμογέα σε 2 τμήματα ξεπεράστηκαν οι όποιες δυσκολίες ανομοιογενούς εφαρμογής του στο κνημιαίου πλατώ λόγω των διαφορετικών τρόπων οστεοσύνθεσης που θα δημιουργούσαν μικροδιαφορές στην απόσταση έσω και έξω κονδύλου. Επιπλέον με την επένδυσή του με ελαστικό αποκλείστηκε η

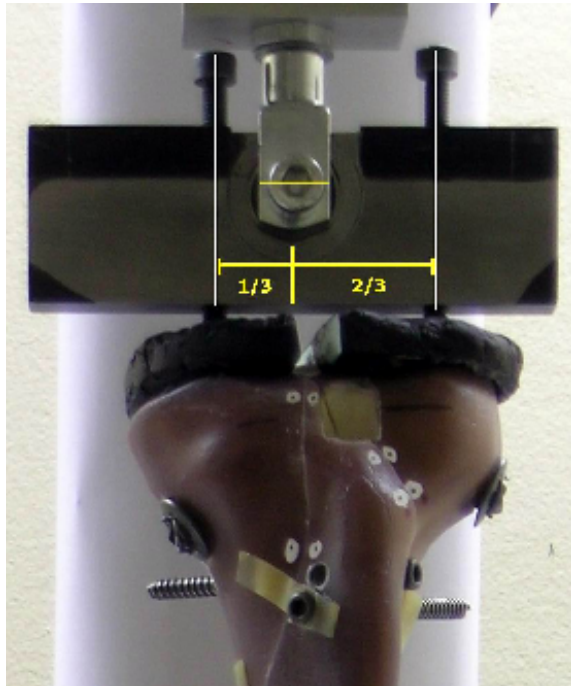
πιθανότητα έστω και στιγμιαίας απώλεια επαφής μεταξύ του εφαρμογέα πίεσης και του πλατώ κατά τη διάρκεια των κυκλικών φορτίσεων, εξασφαλίζοντας την επίτευξη επαναληπτικότητας.



3.1.2 Διαμοιρασμός φορτίων διαμέσου του ιδιοκατασκευασμένου φορέα φόρτισης

Βάσει του πρωτοκόλλου όλα τα μοντέλα θα έπρεπε να υποβληθούν σε ταυτόχρονη φόρτιση και των δύο κνημιαίων κονδύλων κατά τρόπο ώστε να διαμοιράζονται τα φορτία μεταξύ των 2 κονδύλων σε ποσοστά 66% για τον έσω και 33% για τον έξω κνημιαίο κόνδυλο, όπως έχει διαπιστωθεί πως συμβαίνει σε πραγματικές συνθήκες βάρδισης [40, 91, 92]. Για την επίτευξη αυτού του σκοπού κατασκευάστηκε ένας ειδικός φορέας φόρτισης με 2 ακίδες επαφής, μία για τον έσω και μία για τον έξω κνημιαίο κόνδυλο (Εικ.25). Με την ενσωμάτωση ειδικού μηχανισμού ρουλεμάν στο σημείο σύνδεσης του φορέα φόρτισης με το εμβιομηχανικό

μηχάνημα επετεύχθη η ελεύθερη περιστροφή του φορέα στο μετωπιαίο επίπεδο. Παράλληλα η απόσταση μεταξύ του σημείου σύνδεσης (ρουλεμάν) και των 2 ακίδων επαφής καθορίσθηκε έτσι ώστε η ακίδα του έξω κνημιαίου κονδύλου να απέχει διπλάσια απόσταση από το ρουλεμάν σε σχέση με την ακίδα του έσω κνημιαίου κονδύλου. Η προϋπόθεση αυτή, λόγω της ισχύος του νόμου των ροπών, εξασφάλισε τον διαμοιρασμό των φορτίων μεταξύ έσω και έξω κνημιαίου κονδύλου στα επιθυμητά ποσοστά (66% & 33% αντίστοιχα).

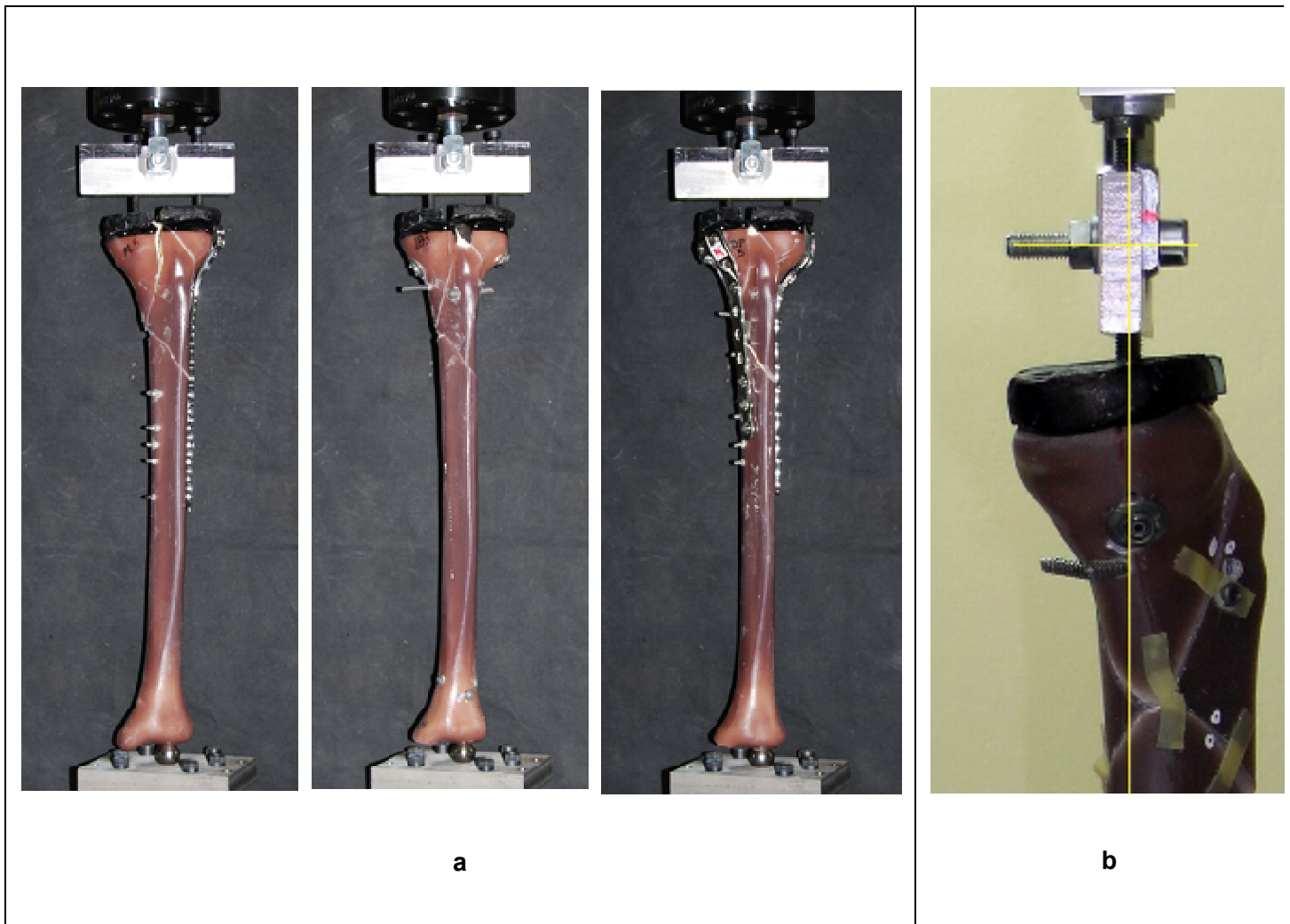


Εικόνα 25

Ο εφαρμογέας φόρτισης κατασκευάστηκε κατά τέτοιον τρόπο ώστε να διαμοιράζει τα φορτία μεταξύ έσω και έξω πλατώ σε αναλογία 66% / 33% όπως συμβαίνει στην κλινική πραγματικότητα. Για να επιτευχθεί αυτό η ακίδα πίεσης του έξω κνημιαίου κονδύλου τοποθετήθηκε σε απόσταση διπλάσια αυτής του έσω κνημιαίου κονδύλου σε σχέση με το ελεύθερα περιστρεφόμενο σημείο σύνδεσης του φορέα φόρτισης με το εμβιομηχανικό μηχάνημα

3.1.3 Τοποθέτηση και ευθυγράμμιση των μοντέλων πάνω στο εμβιομηχανικό μηχάνημα

Όσον αφορά την τοποθέτηση των μοντέλων και την σύνδεση τους με το εμβιομηχανικό μηχάνημα, για το κεντρικό τμήμα των μοντέλων ισχύουν όσα περιγράφηκαν στο προηγούμενο υποκεφάλαιο. Σχετικά με το περιφερικό τμήμα των μοντέλων και πιο συγκεκριμένα την σταθεροποίηση της βάσης τους, αυτή επετεύχθη με τη χρήση μιας σφαιρικής μεταλλικής μπίλιας επαπτόμενης αφ' ενός μεν σε ειδική υποδοχή στη βάση του μηχανήματος, αφ' ετέρου δε εντός του υπάρχοντος μυελικού αυλού του μοντέλου (*Εικ.26a*). Όπως διαπιστώθηκε πειραματικά ο τρόπος αυτός επέδειξε επιθυμητή σταθερότητα χωρίς την ανάπτυξη περιοριστικής στατικότητας των μοντέλων. Ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στην τοποθέτηση των μοντέλων ώστε ο φορέας φόρτισης να είναι πλήρως ευθυγραμμισμένος, τόσο στο οριζόντιο, όσο και στο κατακόρυφο επίπεδο. Τα μοντέλα ευθυγραμμίστηκαν έτσι ώστε ο μηχανικός άξονας των κνημών να διέρχεται από το κέντρο της βάσης τους, τόσο σε μετωπιαίο, όσο και σε οβελιαίο επίπεδο, ενώ το κνημιαίο πλατώ να αναπαριστά ταυτόχρονα τη φυσιολογική οπίσθια κλίση των 3 μοιρών (*Εικ.26b*). Οι μετρήσεις τοποθέτησης και ευθυγράμμισης έγιναν από ένα άτομο για όλα τα μοντέλα και επαναλαμβάνονταν κάθε φορά προ της έναρξης ενός νέου κύκλου φόρτισης.



Εικόνα 26

a. Τοποθέτηση των μοντέλων στο μηχάνημα φόρτισης σε μετωπιαία λήψη.

b. Ευθυγράμμιση των αξόνων του φορέα φόρτισης σε οβελιαία λήψη

3.1.4 Εμβιομηχανικό μηχάνημα και τρόπος καταγραφής

Για τη διενέργεια των φορτίσεων έγινε χρήση ειδικού Materials Testing Machine (858 Bionix-MTS, Minesota-USA) πάνω στο οποίο τοποθετήθηκε ο φορέας φόρτισης. Για την

καταγραφή (βιντεοσκόπηση) του πειράματος χρησιμοποιήθηκε υψηλής ανάλυσης βιντεοκάμερα (DCR TRV 80E, by SONY, Japan) σε συνδυασμό με αντίστοιχου επιπέδου λογισμικού καταγραφής (Biokin-2D, by DSD, Athens - Greece). Ο μηχανισμός κυκλικής κίνησης του εμβιομηχανικού μηχανήματος οριοθετήθηκε στα 20mm/min ενώ η καταγραφή φορτίου / παρεκτόπισης σε συχνότητα 100Hz. Η καταγραφή με την ειδική βιντεοκάμερα έγινε στο μετωπιαίο επίπεδο (Εικ.26a) ενώ για τη διερεύνηση και μετέπειτα ανάλυση των παρεκτοπίσεων των κατεαγόντων ειδικές σημειακές επισημάνσεις με ανεξίτηλο μαρκαδόρο τοποθετήθηκαν κατά τρόπο επαναλήψιμο σε εφαιπτόμενα σημεία των κατεαγόντων τμημάτων (ενδαρθρικών και εξωαρθρικών).

3.2 Πρωτόκολλο φόρτισης

Οι πιλοτικές μελέτες υπέδειξαν τα όρια φόρτισης στα οποία θα πρέπει να κινηθεί το πείραμα ώστε να εξασφαλίζεται τόσο η αξιοπιστία των μετρήσεων, όσο και η ασφάλεια των μοντέλων από πρόωμη θραύση. Επιπλέον, βάσει των πιλοτικών μετρήσεων, καταλήξαμε στην επιλογή των παραμέτρων προς υπολογισμό, με γνώμονα τη δυνατότητα παραγωγής στατιστικά σημαντικών διαφορών μεταξύ των διαφόρων τεχνικών. Λαμβάνοντας υπ' όψιν τα προαναφερόμενα καθώς και τις περιγραφόμενες πρακτικές από την υπάρχουσα διεθνή βιβλιογραφία, το πρωτόκολλο φόρτισης ορίστηκε ως εξής:

Όλα τα μοντέλα και των τριών τεχνικών θα υποβάλλονταν σε κυκλικές φορτίσεις 5 κύκλων σε διαδοχικά επίπεδα φόρτισης 500 Newton (N), 1000N & 1500N καθώς οι πιλοτικές μελέτες υπέδειξαν πως εντός αυτών των ορίων φόρτισης δεν επισυμβαίνει θραύση των υλικών ή

αστοχία των οστεοσυνθέσεων. Κατά συνέπεια εντός αυτών των επιπέδων φόρτισης και τα 15 (3x5) μοντέλα αναμενόταν να αποδώσουν χρήσιμα στοιχεία προς αξιοποίηση (όσον αφορά τις εξεταζόμενες παραμέτρους που αναφέρονται στην επόμενη παράγραφο) χωρίς τον κίνδυνο διακοπής του πειράματος. Κατόπιν της ολοκλήρωσης των 15 συνολικά κύκλων φόρτισης, κάθε μοντέλο θα υποβαλλόταν σε ένα τελικό κύκλο φόρτισης, άνευ τελικού ορίου, με σκοπό την ανεύρεση των ορίων θραύσης ή αστοχίας της κάθε οστεοσύνθεσης.

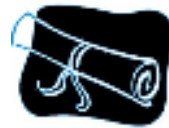
4. Εξαγωγή δεδομένων – Στατιστική ανάλυση

Οι παράμετροι που κατεγράφησαν και αναλύθηκαν είναι οι εξής:

- α) Εμβύθιση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας σε κατακόρυφο κατεύθυνση (mm)
- β) Διάσταση των ενδαρθρικών κατεαγώτων σε οριζόντια κατεύθυνση (mm)
- γ) Ακαμψία (Stiffness) κάθε εξεταζόμενης τεχνικής (Newton/mm)
- δ) Το όριο θραύσης κάθε εξεταζόμενης τεχνικής (Newton)

Τα δεδομένα υπεβλήθησαν σε στατιστική ανάλυση με τη χρήση του προγράμματος Sigma Stat (ver.3.11, Systat Software Inc. San Rose California, USA). Η στατιστική ανάλυση για τις παραμέτρους Εμβύθισης και Διάστασης της αρθρικής επιφάνειας έγινε με 2-way ANOVA ενώ η ανάλυση των αποτελεσμάτων Ακαμψίας (Stiffness) των τεχνικών με 1-way ANOVA. Οι συγκρίσεις μεταξύ των γκρουπ έγιναν με τη διαδικασία πολλαπλής σύγκρισης Tukey σε επίπεδο σημαντικότητας 95%.

V. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ



Τα αποτελέσματα των μέσων όρων των μετρήσεων ανά παράμετρο εξέτασης και ανά τεχνική παρατίθενται σε αυτό το κεφάλαιο. Οι πίνακες των αναλυτικών αποτελεσμάτων για κάθε μοντέλο ξεχωριστά παρατίθενται συνημμένοι στο παράρτημα της διατριβής.

1. Εμβύθιση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)

Ως εμβύθιση ορίστηκε η μέγιστη καταγραφείσα, σε χιλιοστά του μέτρου (mm), απόσταση κατά τη διάρκεια του κάθε κύκλου φόρτισης, μεταξύ των 2 ενδαρθρικών κατεαγόντων στην κατακόρυφη διεύθυνση (Εικ.27α). Σε όλες τις περιπτώσεις που κατεγράφη εμβύθιση του κνημιαίου πλατώ αυτή αφορούσε τον έσω κνημιαίο κόνδυλο (σε σχέση πάντα με τον έξω). Ο μέσος όρος της εμβύθισης του έσω κνημιαίου κόνδυλου καθώς και οι αποκλίσεις, ανά τεχνική, και για τα 3 επίπεδα φόρτισης (500N, 1000N, 1500N), καταγράφονται στον πίνακα 7.

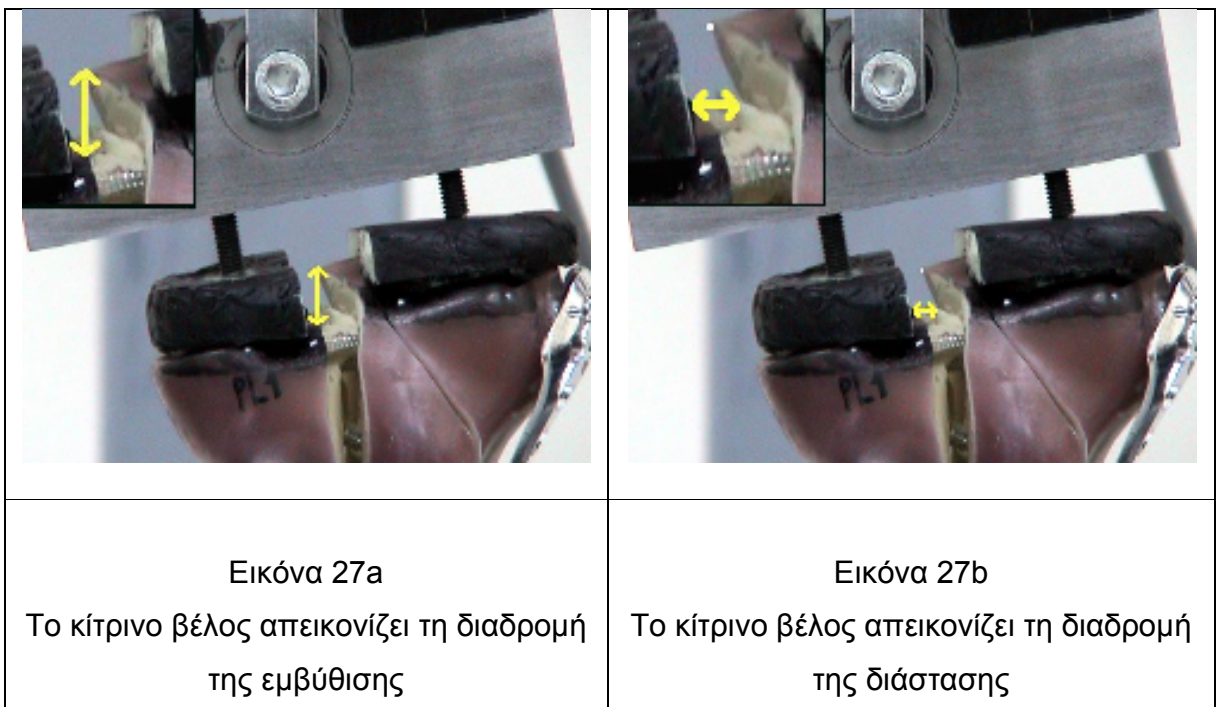
Εμβύθιση			
	SLLP	IMNB	DBP
Χαμηλό φορτίο (500 N)	0.7^{1a} ±0.2	0.1^{1a} ±0.1	0.1^{1a} ±0.1
Μέσο φορτίο (1000 N)	2.1^{2a} ±1.3	0.2^{1b} ±0.2	0.1^{1b} ±0.1
Υψηλό φορτίο (1500 N)	2.1^{2a} ±0.7	0.3^{1b} ±0.2	0.1^{1b} ±0.2

Πίνακας 7: Καταγραφή της εμβύθισης της αρθρικής επιφάνειας (εμβύθιση του έσω πλατώ σε σχέση με το έξω). Αναγράφονται οι μέσες τιμές (mm) ανά τεχνική για κάθε φορτίο φόρτισης καθώς και οι στατιστικές αποκλίσεις.

^{1,2} Οι διαφορετικοί αριθμητικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφόρων επιπέδων φόρτισης για κάθε τεχνική ξεχωριστά. Μέσες τιμές με τον ίδιο αριθμητικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών για το ίδιο φορτίο φόρτισης. Μέσες τιμές με τον ίδιο γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

Βάσει των αποτελεσμάτων και της στατιστικής τους ανάλυσης η εμβύθιση βρέθηκε εξαρτώμενη του φορτίου φόρτισης μόνο για την SLLP τεχνική της κλειδούμενης πλάκας καθώς σε μέσα και υψηλά φορτία (ανώτερα των 1000N) η εμβύθιση για τα SLLPs ήταν σημαντικά αυξημένη ($p=0.164$) σε σχέση με τα χαμηλά φορτία (έως 500N). Η εμβύθιση βρέθηκε επίσης εξαρτώμενη της τεχνικής που χρησιμοποιήθηκε ($p<0.001$), όντας στατιστικά παρόμοια στα χαμηλά φορτία (500N) και για τις τρεις τεχνικές, ενώ στα μέσα και υψηλά φορτία (άνω των 1000N) ήταν σημαντικά υψηλότερη για την SLLP τεχνική σε σχέση με τις δύο άλλες που παρουσίασαν μικρή και παρόμοια μεταξύ τους εμβύθιση, αποδεικνυόμενες ως πιο σταθερές.



2. Διάσταση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)

Ως διάσταση ορίστηκε η μέγιστη καταγραφείσα, σε χιλιοστά του μέτρου (mm), απόσταση κατά τη διάρκεια του κάθε κύκλου φόρτισης, μεταξύ των 2 ενδαρθρικών κατεαγόντων στην οριζόντια διεύθυνση (Εικ.27b). Ο μέσος όρος της διάστασης μεταξύ των ενδαρθρικών κατεαγόντων του κνημιαίου πλατώ καθώς και οι αποκλίσεις, ανά τεχνική, και για τα 3 επίπεδα φόρτισης (500N, 1000N, 1500N), καταγράφονται στον πίνακα 8.

Διάσταση	SLLP	IMNB	DBP
Χαμηλό φορτίο (500 N)	0.6^{1a} ±0.5	0.2^{1a} ±0.3	0^{1a}±0.1
Μέσο φορτίο (1000 N)	1.0^{1a} ±0.7	0.4^{1ab} ±0.3	0.1^{1b} ±0.1
Υψηλό φορτίο (1500 N)	1.0^{1a} ±0.1	0.8^{1a} ±0.7	0.1^{1b} ±0.1

Πίνακας 8: Καταγραφή της διάστασης του ενδαρθρικού τμήματος του κατάγματος. Αναγράφονται οι μέσες τιμές (mm) ανά τεχνική για κάθε φορτίο φόρτισης καθώς και οι στατιστικές αποκλίσεις.

^{1,2} Οι διαφορετικοί αριθμητικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφόρων επιπέδων φόρτισης. Μέσες τιμές με τον ίδιο αριθμητικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p>0.05$)

^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών. Μέσες τιμές με τον ίδιο γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p>0.05$)

Η Διάσταση του ενδαρθρικού κατάγματος βρέθηκε ανεξάρτητη του φορτίου φόρτισης ($p=0.164$) και για τις 3 τεχνικές. Βρέθηκε ωστόσο εξαρτώμενη από τη χρησιμοποιούμενη τεχνική ($p<0.001$) για τα μέσα (1000N) και υψηλά (1500N) φορτία ως εξής: Σε φορτία φόρτισης 1000N οι μέσες τιμές διάστασης ήταν στατιστικά παρόμοιες ανά ζεύγη μεταξύ της

SLLP και της IMNB τεχνικής καθώς και μεταξύ της IMNB και της DBP τεχνικής. Οι διαφορές μεταξύ SLLP και DBP τεχνικής ήταν στατιστικά σημαντικές υπέρ της DBP τεχνικής. Στα υψηλά φορτία οι τιμές μεταξύ SLLP και IMNB τεχνικής εξακολουθούσαν να είναι παρόμοιες, ωστόσο και οι 2 τεχνικές, σ' αυτή την περίπτωση, και όχι μόνο η SLLP, παρήγαγαν διάσταση σημαντικά αυξημένη σε σχέση με την DBP τεχνική που αποδείχθηκε η πιο σταθερή, όσον αφορά τη διάσταση στα υψηλά φορτία.

3. Ακαμψία (Stiffness) χειρουργικών τεχνικών

Η ακαμψία (N/mm) των μοντέλων ορίζεται ως η εφαρμοζόμενη δύναμη που απαιτείται για την πρόκληση παρεκτόπισης ή παραμόρφωσης μίας μονάδας προς το μέγεθος της μεταβολής.

Οι μέσοι όροι ακαμψίας των τριών τεχνικών οστεοσύνθεσης καθώς και οι αποκλίσεις τους παρατίθενται στον πίνακα 9

Ακαμψία Stiffness (N/mm)		
SLLP	IMNB	DBP
400.8 ^a	427.5 ^a	1295.6 ^b
±64.3	±194.6	±241.9

Πίνακας 9: Καταγραφή μέσω των τιμών και των στατιστικών αποκλίσεων ακαμψίας ανά τεχνική

^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών. Μέσες τιμές με τον ίδιο γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

Η παράμετρος της ακαμψίας βρέθηκε πως είναι εξαρτώμενη της χρησιμοποιούμενης τεχνικής. Οι SLLP και IMNB τεχνικές επέδειξαν στατιστικά παρόμοια ακαμψία ενώ η DBP τεχνική επέδειξε σημαντικά υψηλότερα επίπεδα ακαμψίας σε σχέση με τις 2 άλλες τεχνικές.

4. Όριο θραύσης μοντέλων ανά χειρουργική τεχνική

Όπως προαναφέρθηκε μετά την ολοκλήρωση των 15 κύκλων για κάθε μοντέλο ακολούθησε ένας τελικός κύκλος φόρτισης, άνευ τελικού ορίου, με σκοπό την ανεύρεση των ορίων θραύσης ή αστοχίας της κάθε οστεοσύνθεσης. Ως όριο θραύσης ορίστηκε το όριο φόρτισης (Newton) κατά το οποίο θα συνέβαινε οιαδήποτε θραύση του συνθετικού μοντέλου ή των υλικών οστεοσύνθεσης, είτε οποιαδήποτε πλαστική παραμόρφωση (εξολκή βιδών, στρέβλωση μοντέλου κλπ) που θα οδηγούσε σε απώλεια επαφής του μοντέλου με το μηχάνημα κα κατά συνέπεια διακοπή του πειράματος. Τα όρια θραύσης ανά τεχνική για κάθε μοντέλο καθώς και οι μέσοι όροι τους παρατίθενται στον πίνακα 10.

Μοντέλο	Όριο θραύσης (N)		
	SLLP	IMNB	DBP
1	1513	1551	4803
2	1736	2471	4990
3	1911	2782	4074
4	1907	2655	4621
5	990	1525	4406
Μέση τιμή	1611 ± 441	2197 ± 639	4579 ± 356

Πίνακας 10: Καταγραφή των ορίων θραύσης των μοντέλων ανά τεχνική

Η SLLP τεχνική παρουσίασε το χαμηλότερο όριο θραύσης. Τα IMNB μοντέλα απεδείχθησαν πιο ανθεκτικά, όχι ωστόσο όσο τα DBP μοντέλα που παρουσίασαν υπερδιπλάσιο όριο θραύσης. Ο τρόπος θραύσης ήταν διαφορετικός για κάθε τεχνική, πιστά όμως αναπαραγώγιμος σε κάθε μοντέλο της ίδιας τεχνικής. Πιο συγκεκριμένα όλα τα SLLP μοντέλα κατέληξαν σε αστοχία λόγω κατάρρευσης (πλαστική παραμόρφωση) του έσω κνημιαίου κονδύλου υπό φόρτιση. Στην IMNB τεχνική η υπερβολική ελαστική παραμόρφωση του μοντέλου κατά τη φόρτιση προκάλούσε απώλεια επαφής με το μηχάνημα χωρίς ωστόσο πλαστική παραμόρφωση εμβύθισης ή διάστασης στην αρθρική επιφάνεια. Τέλος στην DBP τεχνική η αστοχία δεν αφορούσε την καταγματική περιοχή δεδομένου πως σε όλα τα μοντέλα η θραύση υπό φόρτιση συνέβη στην περιοχή της άπω κνημιαίας μετάφυσης, στο σημείο στήριξης της βάσης του μοντέλου στο μηχάνημα.

VI. ΣΥΖΗΤΗΣΗ



Η παρούσα διδακτορική διατριβή εκπονήθηκε με σκοπό την συγκριτική διερεύνηση των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών μιας νέας τεχνικής οστεοσύνθεσης (IMNB) [89] για τα πολύπλοκα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ με επέκταση προς τη μετάφυση/διάφυση (τύπου V ή VI κατά Schatzker [4]), η οποία κάνει χρήση συμπιεστικών διακονδύλιων κοχλιών και ενδομυελικής ήλωσης. Η ερευνητική υπόθεση γύρω από την οποία οργανώθηκε το εμβιομηχανικό πείραμα και η οποία υποστήριζε πως η νέα τεχνική συνδυάζει τόσο χαρακτηριστικά οστεοσύνθεσης απόλυτης σταθερότητας (απαραίτητα για το ενδαρθρικό τμήμα του κατάγματος), όσο και χαρακτηριστικά βιολογικής οστεοσύνθεσης (ιδανικά για την πώρωση του μεταφυσιακού/διαφυσιακού τμήματος του κατάγματος), επιβεβαιώθηκε από τα δεδομένα που εξήχθησαν.

1. Υλικά και Μέθοδος

1.1 Καταγματικό πρότυπο

Το καταγματικό πρότυπο βάσει του οποίου κατασκευάστηκαν τα συνθετικά μοντέλα κνημών ήταν απολύτως πρωτότυπο υπό την έννοια ότι δεν είχε στο παρελθόν χρησιμοποιηθεί σε παρόμοιες εμβιομηχανικές μελέτες για κατάγματα του κνημιαίου πλατώ. Βάσει της βιβλιογραφίας [84, 93] πρόκειται για μόλις το τρίτο πρότυπο που αναπαριστά κατάγματα κνημιαίου πλατώ με συνυπάρχοντα καταγματικό διαχωρισμό μετάφυσης – διάφυσης και το πρώτο που αναπαράγει ρεαλιστικά κατάγματα κνημιαίου πλατώ τύπου VI κατά Schatzker [4], τα οποία συνιστούν και τους πιο πολύπλοκους τραυματισμούς. Όπως

προαναφέρθηκε η νέα τεχνική που εξετάζεται μπορεί να εφαρμοσθεί τόσο σε κατάγματα τύπου V, όσο και σε κατάγματα τύπου VI κατά Schatzker. Παρ' ότι κατάγματα τύπου V θα ήταν πιο εύκολο να κατασκευαστούν και αναπαραχθούν, εμείς προτιμήσαμε να μελετήσουμε κατάγματα τύπου VI, για 3 βασικούς λόγους:

1. Τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά της ενδομυελικής ήλωσης, χρήση της οποίας γίνεται στη νέα τεχνική (IMNB), μπορούν να γίνουν πλήρως αντιληπτά και μετρήσιμα στα κατάγματα εκείνα στα οποία συμμετέχει και η διάφυση του οστού (εν προκειμένου κατάγματα τύπου Schatzker VI)
2. Τα κατάγματα τύπου VI είναι πιο συχνά απ' ό,τι τα κατάγματα τύπου V κατά Schatzker [85]
3. Με τη μελέτη ρεαλιστικά αναπαραχθέντων καταγμάτων τύπου Schatzker VI η παρούσα μελέτη θα κάλυπτε το υπάρχον κενό στην υπάρχουσα βιβλιογραφία, δεδομένου πως όλα τα προηγούμενα εξετασθέντα κατάγματα συνιστούσαν είτε απλούστερα μοντέλα χαμηλότερων τύπων, είτε τυποποιημένα καταγματικά πρότυπα [8, 81, 82, 84, 85, 91, 93-97].

1.2 Εμβιομηχανικές παράμετροι μέτρησης

Η μελέτη του καταγματικού μοντέλου της παρούσας διδακτορικής διατριβής δεν εστιάζεται μόνο στην πιθανότητα εμβύθισης του έσω κνημιαίου κονδύλου (articular step-off) όπως συνέβη με την πλειονότητα παρελθουσών εμβιομηχανικών μελετών [8, 81, 82, 84, 85, 91, 93-97]. Λόγω της πολυπλοκότητας του υπό εξέταση αναπαραχθέντος κατάγματος, η εμβύθιση του έσω κνημιαίου κονδύλου (που συνιστά τον κυριότερο τρόπο αστοχίας σε παρόμοιες

κλινικές ή εμβιομηχανικές μελέτες) θα μπορούσε να οφείλεται όχι μόνο σε παρεκτόπιση των ενδαρθρικών οστεοτομιών/καταγμάτων αλλά και σε παρεκτοπίσεις στο οστεοποιημένο επίπεδο μετάφυσης-διάφυσης. Έτσι, για την πληρέστερη μελέτη του πολύπλοκου καταγματικού προτύπου και δεδομένης της έλλειψης προϋπάρχουσας βιβλιογραφικής γνώσης, στη μελέτη ενσωματώθηκαν τέσσερις παράμετροι εξέτασης. Εκτός από την, συνήθως εξεταζόμενη, κατακόρυφη εμβύθιση [8, 81, 82, 84, 85, 91, 93-97], προστέθηκαν η οριζόντια διάσταση των ενδαρθρικών κατεαγόντων, η παθητική ακαμψία (Stiffness) καθώς και το όριο θραύσης κάθε τεχνικής.

1.3 Είδος προπλάσματος

Μία σημαντική απόφαση που έπρεπε να ληφθεί κατά τον σχεδιασμό της μελέτης ήταν αυτή που αφορούσε το είδος των προπλάσμάτων που επρόκειτο να χρησιμοποιηθούν. Τα συνθετικά μοντέλα προτιμήθηκαν σε σχέση με πτωματικά μοντέλα για λόγους ομοιογένειας και αξιοπιστίας [85]. Ο αριθμός των μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν ανά γκρουπ ήταν αντίστοιχος των πληθυσμών που χρησιμοποιήθηκαν και χρησιμοποιούνται σε αντίστοιχα εμβιομηχανικά πειράματα που κάνουν χρήση συνθετικών μοντέλων [81, 85, 91, 94, 95]. Συγκεκριμένα για τη διενέργεια του πειράματος χρησιμοποιήθηκαν συνθετικά προπλάσματα ενήλικων κνημών 4ης γενιάς (Art. No # 3402 Sawbones, Malmo-Sweden) τα οποία είναι το πιο πρόσφατο σε παραγωγή μοντέλο που προσομοιάζει προς τα χαρακτηριστικά των οστών του ενήλικου υγιούς πληθυσμού. Στη μέχρι τώρα βιβλιογραφία οι αναφορές σε προπλάσματα συνθετικών κνημών αφορούσαν μοντέλα 3^{ης} γενιάς [81, 91, 94, 95]. Ωστόσο, παρά την σχετική έλλειψη βιβλιογραφίας, προτιμήσαμε τη χρήση των πιο σύγχρονων δυνατών

προπλάσμάτων δεδομένου πως σε πρόσφατες μελέτες τα μοντέλα 4^{ης} γενεάς επέδειξαν υψηλές επιδόσεις αντοχής σε τεστ κοπώσεως σε σχέση με τα μοντέλα 3^{ης} γενεάς, προσομοιάζοντας καλύτερα προς το φυσιολογικό οστό του ενήλικου πληθυσμού [98, 99].

1.4 Υλικά & Τεχνικές Οστεοσύνθεσης

Τα υλικά οστεοσύνθεσης παραγγέλθηκαν αποκλειστικά για τους σκοπούς του πειράματος. Επρόκειτο σε κάθε περίπτωση για νέα υλικά που δεν έχουν χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν και κατά συνέπεια δεν έφεραν προϋπάρχουσα κόπωση. Όπως γίνεται αντιληπτό από τον τίτλο της διατριβής, κατά τον αρχικό σχεδιασμό του πειράματος είχε αποφασιστεί να συμπεριληφθούν μόνο δύο τεχνικές (SLLP & IMNB) οι οποίες εστιάζουν στη μικρής επεμβατικότητας βιολογική οστεοσύνθεση. Κατά τη διενέργεια των πειραματικών μετρήσεων ωστόσο, κρίθηκε σκόπιμο, για λόγους σύγκρισης, να προστεθεί, εν είδη μάρτυρα, και η κλασσική τεχνική των διπλών πλακών υποστήριξης (DBP) η οποία αποτελεί τη γνωστότερη και πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική εσωτερικής οστεοσύνθεσης για πολύπλοκα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ. Ο λόγος για αυτή την απόφαση ήταν ο εξής: Οι κλειδούμενες πλάκες, ως τεχνική ελαστικής βιολογικής οστεοσύνθεσης, αποτελούν τύπο οστεοσύνθεσης πιο εξειδικευμένο για την πώρωση του διαφυσϊακού τμήματος του υπό εξέταση καταγματικού μοντέλου. Αντίστροφα οι διπλές Buttress πλάκες, οι οποίες παρέχουν συνθήκες απόλυτης σταθερότητας, αποτελούν τύπο οστεοσύνθεσης πιο εξειδικευμένο για την επιτυχή και ανεπίπλεκτη πώρωση του ενδορθρϊκού τμήματος του υπό εξέταση καταγματικού μοντέλου. Τέλος η νέα εξεταζόμενη τεχνική (IMNB) κάνει χρήση υλικών που δύνανται να συνδυάσουν στοιχεία τόσο απόλυτης σταθερότητας (χρήση διακονδύλιου συμπιεστικού κοχλϊα) για το

ενδοαρθρικό τμήμα του κατάγματος, όσο και στοιχεία βιολογικής οστεοσύνθεσης (χρήση ενδομυελικού ήλου) για το διαφυσιακό τμήμα του κατάγματος. Καθίσταται εύκολα αντιληπτό λοιπόν πως για λόγους αξιόπιστης σύγκρισης των εμβιομηχανικών μετρήσεων της νέας τεχνικής (IMNB), τόσο η SLLP όσο και η DBP τεχνικές θα έπρεπε να συμπεριληφθούν στο πείραμα.

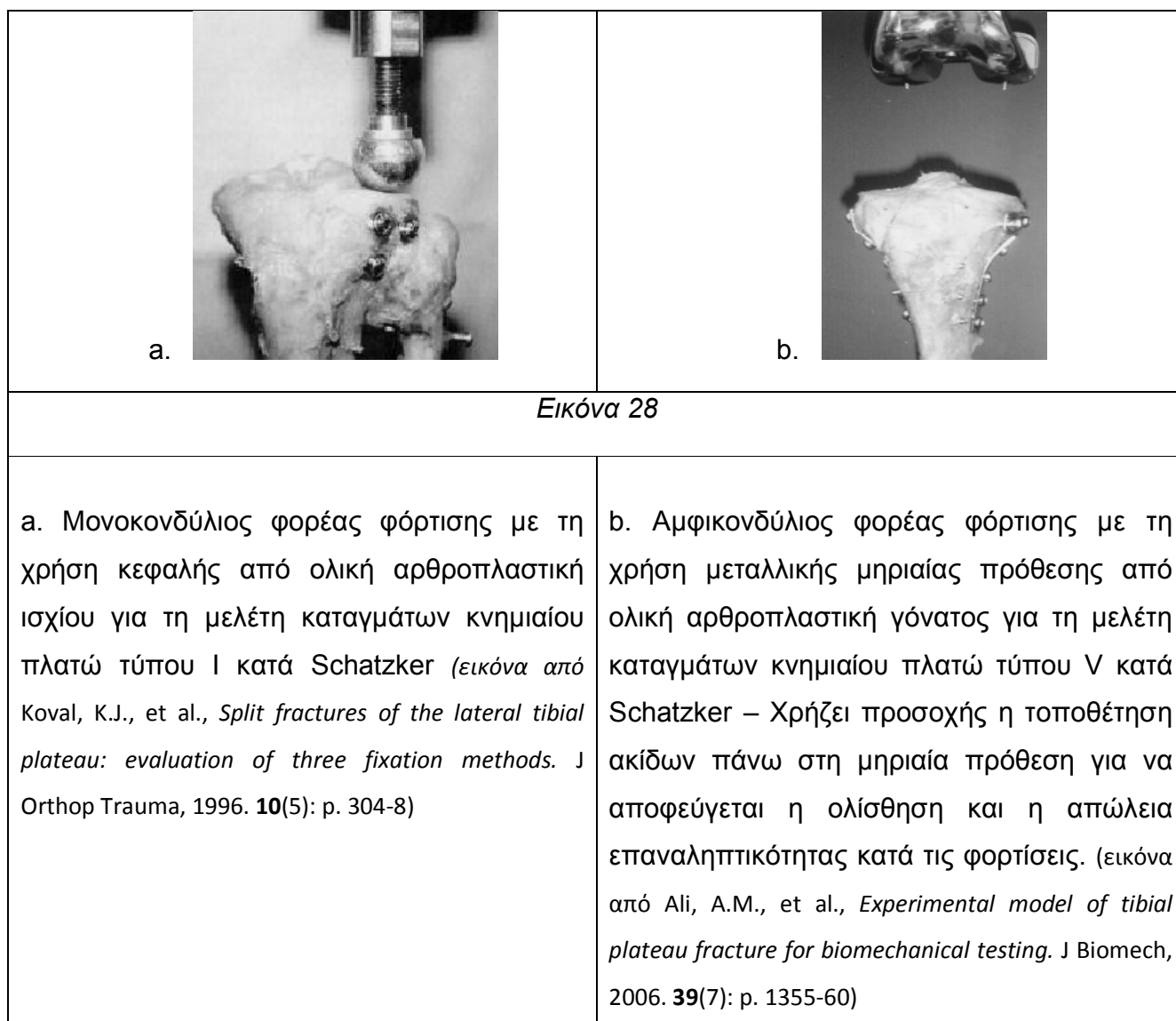
Αξίζει να σημειωθεί πως οι οστεοσυνθέσεις όλων των μοντέλων έγιναν από ένα χειρουργό (τον υποψήφιο διδάκτορα της παρούσας διατριβής), ούτως ώστε να εξασφαλιστεί η μέγιστη δυνατή επαναληπτικότητα και να αποκλειστούν ασύμμετρες παραμετροποιήσεις (Bias). Προ της έναρξης του πειράματος όλα τα μοντέλα υπεβλήθησαν σε ακτινολογικό έλεγχο (δείγμα του οποίου παρατίθεται στην εικόνα 23, σελ.71) για να ελεγχθεί απόλυτα η αρτιότητα της οστεοσύνθεσης κάθε μοντέλου.

2. Πρωτόκολλο φόρτισης

2.1 Φορέας Φόρτισης

Ο σχεδιασμός του πρωτοκόλλου φόρτισης απετέλεσε αντικείμενο ιδιαίτερου προβληματισμού. Στις μέχρι τώρα εμβιομηχανικές μελέτες που εξέταζαν κατάγματα του κνημιαίου πλατώ, δύο βασικοί φορείς φόρτισης είχαν κυρίως χρησιμοποιηθεί: α) φορείς φόρτισης που ασκούσαν πίεση στον ένα μόνο κόνδυλο (έσω ή έξω ανάλογα με τον εξεταζόμενο τύπο κατάγματος) και συνήθως αποτελούνταν από ημισφαιρικές ή σφαιρικές προθέσεις κεφαλών ολικής αρθροπλαστικής ισχίου [8, 82, 84, 93, 97] και β) φορείς φόρτισης

που ασκούσαν πίεση και στους 2 κνημιαίους κονδύλους και συνήθως αποτελούνταν είτε από τη μηριαία μεταλλική πρόθεση κάποια ολικής αρθροπλαστικής γόνατος, είτε από το περιφερικό τμήμα κάποιου συνθετικού μηριαίου προπλάσματος [81, 85, 91, 94-96] (Εικ. 28).



Η μονοκονδύλια φόρτιση απορρίφθηκε ως επιλογή καθώς απέκλειε την ταυτόχρονη φόρτιση και των 2 κνημιαίων κονδύλων και απομάκρυνε το πείραμα από την κλινική

πραγματικότητα, δεδομένου ότι και οι 2 κόνδυλοι συμμετείχαν στο κάταγμα. Για το είδος του κατάγματος που εξετάζαμε θα έπρεπε να χρησιμοποιηθεί ένας φορέας που θα ασκούσε την επιθυμητή φόρτιση και στους 2 κνημιαίους κονδύλους (αμφικονδύλια) διατηρώντας την απαραίτητη επαναληπτικότητα και εξασφαλίζοντας την αξιοπιστία της μέτρησης. Κατά τη διενέργεια των πειραματικών μετρήσεων επιχειρήθηκε η χρήση φορέων φόρτισης παρόμοιων με εκείνους που περιγράφονται στη βιβλιογραφία (μεταλλική μηριαία πρόθεση ολικής αρθροπλαστικής γόνατος ή περιφερικό τμήμα συνθετικού προπλάσματος μηριαίου) [81, 85, 91, 94-96]. Διαπιστώθηκε ωστόσο πως η χρήση των συγκεκριμένων αμφικονδύλιων φορέων ήταν προβληματική για 2 βασικούς λόγους: α) Τα προαναφερόμενα στοιχεία αδυνατούσαν να αναπαράγουν επαναληπτική φόρτιση πάνω στο κνημιαίο πλατώ. Διαπιστώθηκε μέσω κινηματικής ανάλυσης με βιντεοκάμερα υψηλής ανάλυσης πως σε κάθε κύκλο φόρτισης ο χρησιμοποιούμενος φορέας ερχόταν σε επαφή με το κνημιαίο πλατώ σε διαφορετικές θέσεις μικρών αποστάσεων (χιλιοστού ή χιλιοστών) μεταξύ τους, ικανών ωστόσο να επηρεάσουν την αξιοπιστία των μετρήσεων (bias). β) Με τη χρήση ενός από τους προαναφερόμενους φορείς θα ήταν αδύνατο να υπολογίσουμε το εφαρμοζόμενο φορτίο σε κάθε κόνδυλο, γεγονός απαγορευτικό για τη χρήση τους καθώς ο σχεδιασμός του πειράματος προέβλεπε το διαμοιρασμό των φορτίων μεταξύ έσω και έξω κνημιαίου κονδύλου σε αναλογία 66% / 33%, όπως έχει διαπιστωθεί πως συμβαίνει στην κλινική πραγματικότητα [40, 92, 94].

Το πρόβλημα της επαναληπτικότητας των αμφικονδύλιων φορέων φόρτισης είχε άλλωστε επισημανθεί και στο παρελθόν και σε ορισμένες περιπτώσεις ο φορέας τροποποιείτο ώστε να «αγκιστρώνει» και να μη «γλιστράει» πάνω στο κνημιαίο πλατώ [95] (Εικ.28b). Παρ' όλα αυτά παραμένει άγνωστο κατά πόσο τέτοιου είδους τροποποιήσεις επηρέαζαν τη ρεαλιστικότητα των μετρήσεων.

Για τους παραπάνω λόγους κρίθηκε απαραίτητη η κατασκευή ενός αμφικονδύλιου φορέα φόρτισης που θα ξεπερνούσε τις αδυναμίες που περιγράφονται στη βιβλιογραφία και θα επέτρεπε την καταγραφή αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Αυτό επιτεύχθη με την ιδιοκατασκευή του φορέα που περιγράφεται στο κεφάλαιο των «Υλικών». Οι κινηματικές μελέτες του εν λόγω φορέα απέδειξαν τη διατήρηση πλήρους διασύνδεσης μεταξύ μηχανήματος και προπλάσματος και την πλήρη επαφή του φορέα με το κνημιαίο πλατώ σε όλα τα επίπεδα των φορτίσεων και με όλα τα είδη των οστεοσυνθέσεων. Η επιτυχία του συγκεκριμένου φορέα φόρτισης, ωστόσο, δεν περιορίστηκε μόνο στην εξασφάλιση της επαναληπτικότητας των μετρήσεων αλλά επεκτάθηκε και στο επίπεδο του διαμοιρασμού των φορτίων μεταξύ των κονδύλων. Παρ' ότι είναι γνωστό πως ο έσω κνημιαίος κόνδυλος δέχεται σχεδόν τα διπλάσια φορτία απ' ότι ο έξω κνημιαίος κόνδυλος κατά τη φόρτιση του γόνατος [40, 92, 94], σε καμία προηγούμενη εμβιομηχανική μελέτη δεν είχε υπάρξει σχετική πρόβλεψη, πιθανότατα λόγω αδυναμίας κατασκευής του φορέα φόρτισης που θα εξασφάλιζε αυτή την συνθήκη. Η κατασκευή του φορέα που παρουσιάζεται στην παρούσα μελέτη ωστόσο, αίρει αυτό το εμπόδιο με έναν σχετικά απλό τρόπο που εκμεταλλεύεται το νόμο των ροπών. Κατά συνέπεια αυξομειώνοντας την απόσταση από το περιστρεφόμενο κέντρο έως τα σημεία επαφής του φορέα με το πλατώ επιτυγχάνουμε ανάλογη αυξομείωση στο διαμοιρασμό των φορτίων μεταξύ των 2 κνημιαίων κονδύλων.

2.2 Επίπεδα φόρτισης

Τα επίπεδα φόρτισης στα οποία θα έπρεπε να κινηθεί το πείραμα ήταν ένας σημαντικός παράγοντας από τον οποίο εξαρτάτο σε μεγάλο βαθμό η επιτυχία του. Χαμηλά επίπεδα φόρτισης πιθανότατα δε θα αναδείκνυαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των συγκρινόμενων τεχνικών οστεοσύνθεσης ενώ υψηλά φορτία φόρτισης πιθανόν να οδηγούσαν σε πρόωμη θραύση των προπλάσμάτων. Η επιλογή μας να κινηθούμε στα διαδοχικά επίπεδα των 500N – 1000N – 1500N – Όριο θραύσης, βασίσθηκε σε 3 λόγους:

α) Δεδομένου πως το μέσο σωματικό βάρος είναι περίπου 75Kgr και αντιστοιχεί σε 750Newton, η επιλογή των συγκεκριμένων ορίων κάλυπτε ένα φάσμα σχετικό με την κλινική πραγματικότητα.

β) Βάσει των πειραματικών μετρήσεων η αύξηση των φορτίων ανά 500N επέτρεπε την εξαγωγή συμπερασμάτων στατιστικά σημαντικών μεταξύ των τεχνικών στις περισσότερες περιπτώσεις, γεγονός που εξυπηρετούσε απόλυτα τους σκοπούς του πειράματος.

γ) Βάσει των πειραματικών μετρήσεων γνωρίζαμε πως τα 1500N ήταν ένα ασφαλές όριο κάτω από το οποίο κανένα από τα πειραματικά προπλάσματα δεν οδηγήθηκε σε θραύση. Κατά συνέπεια κρίθηκε απολύτως ασφαλές οι 5 κύκλοι φόρτισης ανά επίπεδο να έχουν οροφή τα 1500N. Επιπρόσθετα η ύπαρξη ενός τελικού κύκλου φόρτισης από τα 0N έως το όριο θραύσης θα επέτρεπε την άντληση συμπληρωματικών πληροφοριών για ακόμη ανώτερα φορτία. Το σκεπτικό αυτό επιβεβαιώθηκε για όλα τα προπλάσματα εκτός από μία περίπτωση (πρόπλασμα SLLP5, δεξ παράρτημα σελ 123) όπου λόγω μάλλον ελαττωματικής οστεοσύνθεσης το όριο θραύσης βρέθηκε πολύ πιο χαμηλά από το αναμενόμενο (σε σχέση

με τα υπόλοιπα παρόμοια προπλάσματα). Για το συγκεκριμένο πρόπλασμα δε κατέστη δυνατόν να ληφθούν μετρήσεις για το επίπεδο φόρτισης των 1500N. Η μοναδικότητα της περίπτωσης (μία από τις 15) που λειτούργησε μάλλον ως η εξαίρεση στον κανόνα, θεωρητικά επιβεβαιώνει το ορθόν του σχεδιασμού σχετικά με τα κατάλληλα επίπεδα φόρτισης που θα έπρεπε να χρησιμοποιηθούν. Προς αυτό το συμπέρασμα συνηγορεί και το γεγονός ότι οι δύο προηγούμενες εμβιομηχανικές μελέτες που εξέτασαν αντίστοιχο αλλά όχι τόσο πολύπλοκο καταγματικό πρότυπο [84, 93], έκαναν χρήση φορτίων που δε ξεπέρασαν τα 1600N και κινήθηκαν σε επίπεδα φόρτισης παρόμοια με του δικού μας πειράματος.

3. Παράμετροι μέτρησης

3.1 Εμβύθιση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)

Οι παράγοντες οι οποίοι καθορίζουν ποιος κόνδυλος θα εμφανίσει πρώτος εμβύθιση κατά τη φόρτιση, είναι η αντοχή της οστεοσύνθεσης καθώς και το σχετικό μοίρασμα των φορτίων σε κάθε κόνδυλο (έσω/έξω) [85]. Είναι δεδομένο, βάσει σειράς μελετών [40, 92, 94], ότι τόσο κατά την στήριξη, όσο και κατά τη βάρδιση ή το τρέξιμο, το έσω κνημιαίο πλατώ δέχεται περισσότερα φορτία απ' ότι το έξω. Αυτό εξηγεί γιατί, στο κλινικό επίπεδο, οι συντριπτικά περισσότερες αποτυχίες οστεοσύνθεσης αφορούν εμβύθιση του έσω κνημιαίου κόνδυλου [40, 92, 94]. Στη δική μας μελέτη η εμβύθιση του έσω κνημιαίου πλατώ, κατά τη φόρτιση, βρέθηκε εξαρτώμενη τόσο από την χρησιμοποιούμενη τεχνική, όσο και από το ασκούμενο φορτίο. Η ομάδα SLLP (Single Lateral Locking Plate) επέδειξε τη μεγαλύτερη εμβύθιση, ξεπερνώντας τα 2 mm στα μέσα και υψηλά φορτία (>1000N). Η εμβύθιση αυτή ήταν στατιστικά σημαντική σε

σχέση με τις 2 άλλες τεχνικές. Η ομάδα DBP (Dual Buttress Plating) παρουσίασε πρακτικά μηδενική εμβύθιση του έσω πλατώ σε όλα τα φορτία, γεγονός που αποδίδεται, όπως αναφέρθηκε και στην αρχή της παραγράφου, στην υψηλή αντοχή της οστεοσύνθεσης. Είναι αξιοσημείωτο πως η αντικριστή τοποθέτηση 2 πλακών στα DBP μοντέλα προκάλεσε πλήρη συμπίεση μεταξύ όλων των διακαταγματικών επιφανειών (εξωαρθρικών και ενδαρθρικών) ενώ στα SLLP μοντέλα η συμπιεστική οστεοσύνθεση του ενδαρθρικού κατάγματος συνοδευόταν πάντα από μια μικρή διάσταση στο καταγματικό όριο μετάφυσης-διάφυσης. Τα IMNB μοντέλα παρουσίασαν απειροελάχιστη εμβύθιση του έσω πλατώ, στατιστικά παρόμοια με αυτή των DBP μοντέλων. Το αποτέλεσμα αυτό ήταν πολύ σημαντικό για την επιβεβαίωση της υπόθεσης της μελέτης. Βάσει αυτού απεδείχθη πως η εξεταζόμενη IMNB τεχνική μπορεί να παράσχει οστεοσύνθεση απόλυτης ενδαρθρικής σταθερότητας για τα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ, παρόμοια με αυτή που επιτυγχάνει η DBP τεχνική, η οποία παραδοσιακά χρησιμοποιείται στα ενδαρθρικά κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης [56, 64]. Σε κάθε περίπτωση είναι υψηλής κλινικής σημασίας το γεγονός πως, ακόμα και στα υψηλά φορτία (> 1500N), ούτε τα DBP, ούτε τα IMNB μοντέλα παρουσίασαν εμβύθιση μεγαλύτερη των 2 mm. Αυτό το όριο εμβύθισης θεωρείται κομβικό καθώς σχετικές έρευνες έχουν υποδείξει πως οστεοσυνθέσεις που επιτρέπουν ενδαρθρική εμβύθιση άνω των 2mm σχετίζονται με την ανάπτυξη μετατραυματικής αρθρίτιδας [34, 100-102].

3.2 Διάσταση της ενδαρθρικής καταγματικής επιφάνειας (mm)

Σε αντίθεση με πολλές μελέτες του παρελθόντος [8, 81, 82, 84, 85, 91, 93, 94, 96, 97] που εξέτασαν την παρεκτόπιση των ενδαρθρικών κατεαγόντων μόνο σε κατακόρυφο επίπεδο

(εμβύθιση), η δίκη μας μελέτη εστίασε και στις μετρούμενες παρεκτοπίσεις σε οριζόντιο επίπεδο (διάσταση). Η παράμετρος της διάστασης, η οποία αναφέρεται στην πλαγιοπλάγια αύξηση της απόστασης μεταξύ των ενδοαρθρικών κατεαγόντων κατά την άσκηση πίεσης, δεν έχει μελετηθεί κατά το παρελθόν στη βιβλιογραφία. Αυτό μπορεί να οφείλεται στην αδυναμία των, χρησιμοποιούμενων στις προηγούμενες μελέτες, φορέων φόρτισης, να αναπαράγουν κινηματική με αξιοπιστία και επαναληπτικότητα ώστε τα ίχνη των κατακόρυφων σε σχέση με τις οριζόντιες παρεκτοπίσεις να είναι ευχερώς διακριτά. Μοιραία όλες οι μετρήσεις εστιάζονταν στην προφανή κατακόρυφη παρεκτόπιση, αποτέλεσμα της κατακόρυφης διεύθυνσης φόρτισης εκ των χρησιμοποιούμενων φορέων, ενώ η οριζόντια διάσταση είτε παραβλεπόταν ως μη αξιόλογη, είτε δε μπορούσε να καταστεί μετρήσιμη. Είναι γεγονός πως σε αρκετές μελέτες του παρελθόντος, τόσο οι μονοκονδύλιοι, όσο και αμφικονδύλιοι φορείς φόρτισης παρουσίασαν προβληματική συμπεριφορά είτε συνθλίβοντας την αρθρική επιφάνεια [8, 93, 95, 97], είτε αδυνατώντας να διατηρήσουν συνεχή επαφή με τα προπλάσματα [95]. Στην παρούσα μελέτη ο ιδιοκατασκευασμένος φορέας φόρτισης ήταν σε θέση να αναπαράγει όχι μόνο κατακόρυφη φόρτιση αλλά και συνθήκες πλάγιας κλίσης και στροφής, προσεγγίζοντας την κλινική πραγματικότητα. Υπό αυτές τις συνθήκες η οριζόντια παρεκτόπιση μπορούσε αξιόπιστα να προκληθεί και να καταγραφεί.

Όπως προαναφέρθηκε στα αποτελέσματα η διάσταση βρέθηκε εξαρτώμενη από τη τεχνική με έναν μάλλον πολύπλοκο τρόπο. Στα μέσα φορτία (1000N) τα IMNB μοντέλα παρουσίασαν στατιστικά παρόμοια αποτελέσματα με τα DBP ενώ στα υψηλά φορτία (1500N) τα IMNB μοντέλα παρουσίασαν αποτελέσματα συγκρίσιμα με αυτά της SLLP ομάδας και στατιστικά χειρότερα από αυτά των DBP. Πιστεύουμε πως αυτή η ιδιόμορφη εικόνα οφείλεται στην προβληματική συμπεριφορά ενός IMNB μοντέλου (IMNB 1, δεξ παράρτημα σελ.124) το οποίο στα 1500N έδωσε τιμή διάστασης 1,80 mm. Η τιμή αυτή ήταν υπερδιπλάσια από τη 2^η

χειρότερη τιμή του IMNB γκρουπ (0,80 mm) και υπερτριπλάσια από το μέσο όρο των υπόλοιπων 4 IMNB μοντέλων στα 1500N. Η έλλειψη ομοιογένειας των αποτελεσμάτων της διάστασης για το συγκεκριμένο μοντέλο ήταν ενδεικτική μεμονωμένης ελαττωματικής οστεοσύνθεσης. Παρά το γεγονός πως το μεμονωμένο αυτό αποτέλεσμα απομάκρυνε το συμπέρασμα της μελέτης από την επιβεβαίωση της αρχικής υπόθεσης, προτιμήσαμε για λόγους αξιοπιστίας της μελέτης να διατηρήσουμε τη μέτρηση και να την ενσωματώσουμε στο μέσο όρο των αποτελεσμάτων.

3.3 Ακαμψία (Stiffness) των χειρουργικών τεχνικών (N/mm)

Ως ακαμψία (Stiffness) ορίζεται η εφαρμοζόμενη δύναμη που απαιτείται για την πρόκληση παρεκτόπισης ή παραμόρφωσης μίας μονάδας προς το μέγεθος της μεταβολής. Πρακτικά αυτό σημαίνει πως όσο μεγαλύτερη δύναμη απαιτείται για την πρόκληση της μεταβολής ενός υλικού τόσο πιο άκαμπτο θεωρείται το υλικό αυτό. Η ακαμψία διαφέρει από την αντοχή ενός υλικού στο ότι ενώ η αντοχή αντικατοπτρίζει το συνολικό φορτίο που ένα πρόπλασμα λχ, μπορεί να δεχτεί, η ακαμψία αναφέρεται στο ποσό της ενδοκαταγματικής κίνησης κατά τη φόρτιση, το οποίο είναι καθοριστικό για την επιτυχή πώρωση των καταγμάτων [103]. Είναι γνωστό πλέον πως στις περιπτώσεις που απαιτείται οστεοσύνθεση απόλυτης σταθερότητας (όπως πχ στα ενδαρθρικά κατάγματα) η ακαμψία της οστεοσύνθεσης οφείλει να είναι η μεγαλύτερη δυνατή ώστε να αποτρέπει ενδοκαταγματικές μικροκινήσεις. Αντίστροφα σε περιπτώσεις όπου ενδοκαταγματικές μικροκινήσεις μπορεί να επάγουν καλύτερα την πώρωση (όπως πχ στα διαφυσιακά κατάγματα των μακρών οστών) η ακαμψία της εφαρμοζόμενης οστεοσύνθεσης οφείλει να είναι προσαρμοσμένη σε χαμηλότερα επίπεδα

[74]. Σ' αυτή άλλωστε τη λογική εμπίπτει και η ελαστική ή βιολογικού τύπου οστεοσύνθεση δια της ενδομυελικής ήλωσης.

Οι προηγούμενες εμβιομηχανικές μελέτες δεν συμπεριελάμβαναν την ακαμψία ως μετρήσιμο παράγοντα. Πιστεύουμε πως αυτό οφείλεται σε 2 λόγους: α) Στην αναγκαιότητα ύπαρξης κατάλληλου λογισμικού για τον υπολογισμό της ακαμψίας, το οποίο ενδεχομένως να μην ήταν επαρκώς ανεπτυγμένο τα προηγούμενα χρόνια· β) Αντίστοιχες εμβιομηχανικές μελέτες του παρελθόντος [8, 81, 82, 85, 93, 94, 96, 97, 104] εξέτασαν στην ουσία αμιγώς ενδαρθρικά κατάγματα του κνημιαίου πλατώ στα οποία τεχνικές αμιγούς απόλυτης σταθερότητας ήταν αναγκαίες. Αντιθέτως το δικό μας πολυπλοκότερο καταγματικό μοντέλο που συνδυάζει ενδαρθρικό και διαφυσιακό κάταγμα, οφείλει να χρησιμοποιήσει προς σύγκριση τόσο τεχνικές εστιασμένες στην επίτευξη απόλυτης σταθερότητας (DBP), όσο και τεχνικές ελαστικής οστεοσύνθεσης (SLLP). Γίνεται κατανοητό λοιπόν πως στην παρούσα μελέτη ο υπολογισμός της ακαμψίας καθίσταται απαραίτητος καθ' ότι καθορίζει το βαθμό ελαστικότητας της κάθε τεχνικής προϋδεάζοντας για τα ποσοστά επιτυχίας, όσον αφορά την επίτευξη πώρωσης, στο ενδαρθρικό και στο διαφυσιακό κάταγμα ενώ μας δίνει ταυτόχρονα και το μέτρο της ελαστικότητας της εξεταζόμενης τεχνικής (IMNB).

Αξίζει να σημειωθεί πως η κλινική ανάγκη για την κατασκευή και εξέλιξη των κλειδούμενων πλακών (SLLP) ανέκυψε από 2 λόγους: α) την αποτυχία των απλών (μη κλειδούμενων) πλακών και βιδών να ικανοποιήσουν συνθήκες ελάχιστης επεμβατικότητας, προκαλώντας συχνά καταστροφικές συνέπειες στους μαλακούς ιστούς και β) την αποτυχία τους να δημιουργήσουν συνθήκες δευτερογενούς (βιολογικής) και γεφυροποιού (bridging) πώρωσης, συνθήκες απολύτως επιθυμητές για τα κατάγματα των μεταφυσιακών/διαφυσιακών περιοχών

[74]. Κατά συνέπεια νέες προτεινόμενες τεχνικές που απευθύνονται σε πολύπλοκα κατάγματα τα οποία περιλαμβάνουν μεταφυσιο-διαφυσιακό διαχωρισμό θα πρέπει απαραίτητα να ενσωματώνουν στοιχεία βιολογικής ελαστικής οστεοσύνθεσης, παρόμοια με αυτά των κλειδούμενων πλακών. Αυτή η προϋπόθεση ικανοποιήθηκε πλήρως στην παρούσα μελέτη καθώς εκ των αποτελεσμάτων (Πίνακας 9, σελ.83) προκύπτει πως η εξεταζόμενη IMNB τεχνική επέδειξε ακαμψία παρόμοια με την ελαστική SSLP τεχνική, ενώ τα DBP μοντέλα επέδειξαν ακαμψία σημαντικά υψηλότερη.

3.4 Όριο θραύσης μοντέλων ανά χειρουργική τεχνική (N)

Το όριο θραύσης ενός καταγματικού μοντέλου εξαρτάται από 2 βασικούς παράγοντες: Την οστική ποιότητα και τον σχεδιασμό του υλικού οστεοσύνθεσης. Στην παρούσα μελέτη ο πρώτος παράγοντας ομογενοποιήθηκε μέσω της χρήσης πανομοιότυπων προπλασμάτων με τα ίδια χαρακτηριστικά (Tibia Sawbones models 4th generation). Συνεπώς μόνο τα υλικά οστεοσύνθεσης απετέλεσαν το βαρόμετρο της αντοχής του κάθε μοντέλου. Στην παρούσα μελέτη η μέτρηση των ορίων θραύσης παρήγαγε ενδιαφέροντα αποτελέσματα. Τα DBP μοντέλα απεδείχθησαν το ισχυρότερο γκρουπ αποδίδοντας τιμές θραύσης υπερδιπλάσιες απ' ότι η επόμενη ισχυρότερη τεχνική (IMNB). Ενδεικτικό της υψηλής αντοχής των DBP μοντέλων ήταν το γεγονός πως ο τρόπος αστοχίας τους δεν αφορούσε την περιοχή της οστεοσύνθεσης αλλά το περιφερικό σημείο στήριξής τους. Η αντοχή των DBP μοντέλων ήταν τέτοια (4579 +/- 365N) ώστε να αντιστοιχεί περίπου στο εξαπλάσιο του μέσου ανθρώπινο σωματικού βάρους (ΣΒ~75 Kgr). Εμβιομηχανικά το αποτέλεσμα αυτό φαίνεται εντυπωσιακό για το συγκεκριμένο καταγματικό πρότυπο, με κλινικούς όμως όρους ίσως να μην είναι. Το πλεονέκτημα της

μεγάλης αντοχής των DBP μοντέλων αντισταθμίζεται από την ανυπαρξία ελαστικότητας (υψηλές τιμές ακαμψίας) η οποία μπορεί να δράσει ανασταλτικά στην πώρωση του μεταφυσιακού/διαφυσιακού κατάγματος. Επίσης, όσον αφορά το κλινικό επίπεδο, θα πρέπει να συνυπολογιστούν και οι πιθανές διεγχειρητικές ή μετεγχειρητικές επιπλοκές (νευραγγειακές βλάβες, αιμορραγία, σύνδρομο διαμερίσματος, φλεγμονές) που μπορεί ν' αναπτυχθούν από την κακοποίηση των μαλακών ιστών κατά την DBP οστεοσύνθεση (είτε αυτή γίνει με διπλές τομές, είτε με μία μέση τομή) [55, 56, 62, 105, 106].

Τα όρια θραύσης των IMNB (2197 +/-612N) και SLLP (1611 +/- 384N) τεχνικών αντιστοιχούσαν σε 3x και 2x φορές το μέσω σωματικό βάρος (Σ.Β.) αντίστοιχα. Λαμβάνοντας υπ' όψιν πως κατά τη φυσιολογική βάδιση τα ύψιστα φορτία που διέρχονται από το γόνατο υπολογίζονται σε 2.8x φορές Σ.Β. για την αξονική φόρτιση και 4,7x - 9,8x φορές Σ.Β. για δυνάμεις κάμψης και στροφής [107], θα μπορούσε να υποτεθεί πως στήριξη με πλήρη φόρτιση 100% ή άμεση βάδιση με μερική φόρτιση 33% του Σ.Β. θα μπορούσαν με ασφάλεια να εκτελεστούν άμεσα μετεγχειρητικά με χρήση της υπό εξέταση IMNB τεχνικής. Το γεγονός αυτό είναι σημαντικό καθώς επιβεβαιώνεται, βάσει μετρήσεων, πως με τη νέα τεχνική πρακτικά εκμηδενίζεται η ανάγκη προστασίας του χειρουργηθέντος κάτω άκρου χωρίς φόρτιση μετεγχειρητικά. Στην ευόδωση της άμεσης μετεγχειρητικής κινητοποίησης με την IMNB τεχνική συντείνει και η μικρή κακοποίηση των ιστών που μειώνει το μετεγχειρητικό άλγος. Πρέπει επίσης να σημειωθεί πως στα IMNB μοντέλα το όριο θραύσης (διακοπή του πειράματος) δεν αντιστοιχούσε πρακτικά σε θραύση των μοντέλων αλλά σε απώλεια της επαφής τους από το μηχάνημα, λόγω υπερβολικού λυγίσματος (buckling) του μοντέλου, γεγονός που μαρτυρά την ελαστικότητα της τεχνικής. Μια τέτοια εξέλιξη δε θα μπορούσε βέβαια να αναπαραχθεί σε κλινικό επίπεδο, γεγονός ενδεικτικό ότι τα όρια θραύσης

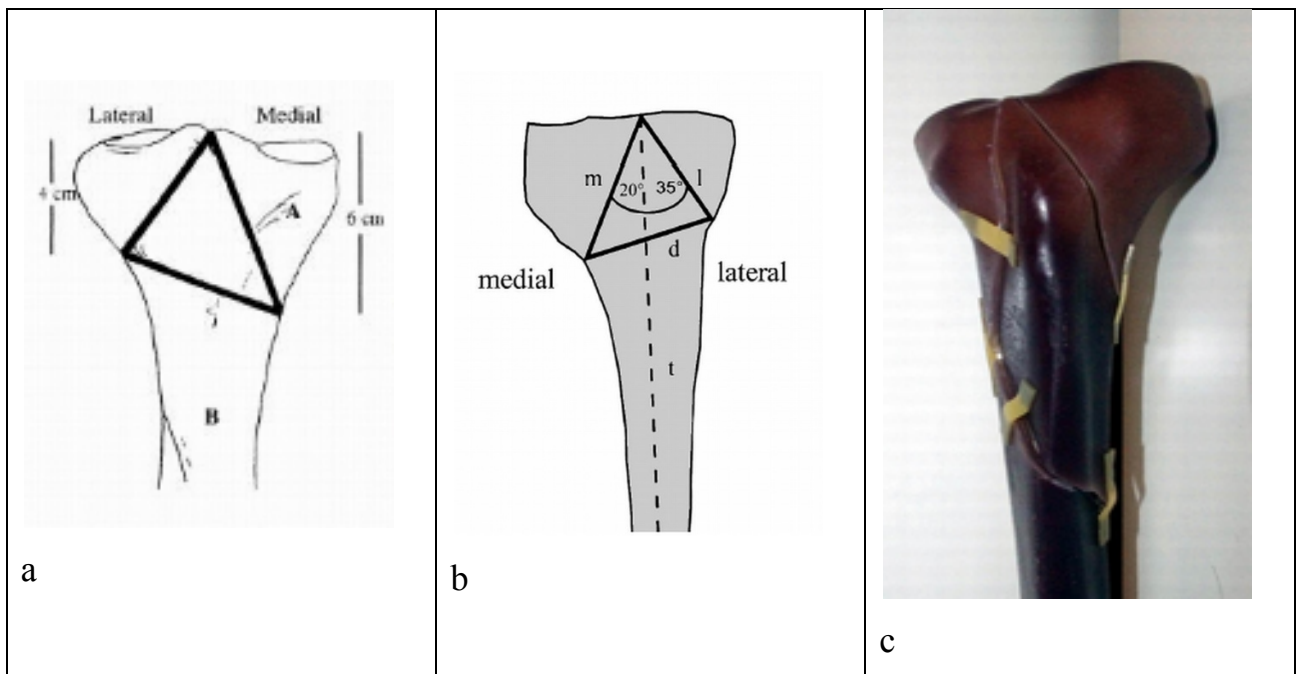
της IMNB τεχνικής ενδεχομένως να βρίσκονται και υψηλότερα από τα συμβατικά πειραματικά καταγεγραμμένα.

Από τα προαναφερόμενα καθίσταται εμφανές πως η IMNB τεχνική μπορεί να υποστηρίξει με ασφάλεια την άμεση μετεγχειρητική φόρτιση. Το ίδιο ωστόσο δε θα μπορούσε να υποστηριχθεί και για την έτερη τεχνική χαμηλής επεμβατικότητας (SLLP), όχι μόνο λόγω του χαμηλότερου ορίου θραύσης των SLLP μοντέλων αλλά και λόγω του γεγονότος πως τα SLLP μοντέλα παρουσίασαν εμβύθιση της αρθρικής επιφάνειας πέραν του κριτικού ορίου (για πιθανή εμφάνιση μετατραυματικής αρθρίτιδας) των 2mm ήδη από τα μέσα φορτία των 1000N... Κατά συνέπεια κάθε απόπειρα άμεσης μετεγχειρητικής φόρτισης με την SLLP τεχνική θα ήταν επισφαλής

Τα οφέλη της ασφαλούς άμεσης (μερικής) φόρτισης με την IMNB γίνονται εύκολα αντιληπτά καθώς αποφεύγεται η μυϊκή ατροφία, η απώλεια εύρους κίνησης καθώς και ο επηρεασμός της ιδιοδεκτικότητας της άρθρωσης του γόνατος. Παρομοίως, βάσει μετρήσεων, άμεση φόρτιση θα μπορούσε να γίνει και με τη χρήση της DBP τεχνικής, ωστόσο θα υπήρχε πάντα σημαντική ενόχληση του ασθενούς για ευχερή κινητοποίηση λόγω των εκτεταμένων τομών καθώς και η δυσχέρεια πώρωσης του μεταφυσιακού – διαφυσιακού καταγματικού τμήματος λόγω του υψηλού δείκτη ακαμψίας της τεχνικής.

4. Συγκρίσεις με παλαιότερες μελέτες

Όπως προαναφέρθηκε, μόλις δύο προηγούμενες εμβιομηχανικές μελέτες [84, 93] εξέτασαν κατάγματα του κνημιαίου πλατώ με μεταφυσιακό/διαφυσιακό διαχωρισμό, χωρίς ωστόσο το καταγματικό τους πρότυπο να προσεγγίζει την ρεαλιστική πολυπλοκότητα που αναπαράχθηκε στο μοντέλο της παρούσας μελέτης (Εικόνα 27).



Εικόνα 27

Απεικόνιση των καταγματικών προτύπων του Κνημιαίου Πλατώ με μεταφυσιακό / διαφυσιακό διαχωρισμό (τύπου VI κατά Schatzker) τα οποία έχουν χρησιμοποιηθεί έως τώρα στις σχετικές διενεργηθείσες εμβιομηχανικές μελέτες:

- a) Horwitz, D.S., et al., *A biomechanical analysis of internal fixation of complex tibial plateau fractures*. J Orthop Trauma, 1999. **13**(8): p. 545-9.
- b) Gosling, T., et al., *Less invasive stabilization of complex tibial plateau fractures: a biomechanical evaluation of a unilateral locked screw plate and double plating*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): p. 546-51.
- c) Παρούσα μελέτη

Όλες οι υπόλοιπες εμβιομηχανικές μελέτες του παρελθόντος, σχετικές με κατάγματα του κνημιαίου πλατώ [8, 81, 82, 85, 91, 94-97], εξέτασαν απλούστερα μονοκονδύλια, ή αμφικονδύλια κατάγματα τα οποία αντιστοιχούσαν σε κατάγματα τύπου I, IV ή V κατά Schatzker [4]. Συνάγεται από τα προαναφερθέντα ότι άμεσες συγκρίσεις της παρούσας μελέτης με τις προηγούμενες δε μπορούν να είναι αξιόπιστες λόγω χρήσης ανόμοιων καταγματικών μοντέλων. Ακόμη και για εκείνες τις μελέτες που εξέτασαν κατάγματα με μεταφυσιακό/διαφυσιακό διαχωρισμό [84, 93], η απαραίτητη ομοιογένεια που θα εξασφάλιζε αξιόπιστες συγκρίσεις δε θα μπορούσε να επιτευχθεί για 2 λόγους: α) Οι μελέτες αυτές [84, 93] έκαναν χρήση μονοκονδύλιας φόρτισης, μόνο στο έσω κνημιαίο πλατώ και β) Στις εν λόγω μελέτες χρησιμοποιήθηκαν πτωματικά και όχι συνθετικά παρασκευάσματα, όπως έγινε στην παρούσα μελέτη. Τέλος η νέα τεχνική (IMNB) η οποία παρουσιάζεται στην παρούσα μελέτη δε θα μπορούσε εκ των πραγμάτων ν' αποτελέσει μέρος μιας τέτοιας σύγκρισης, καθώς δεν υφίστατο και δεν συμπεριελήφθη σε παλαιότερες μελέτες.

5. Περιορισμοί της μελέτης

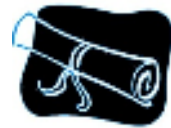
Οι συντελεστές αυτού του εμβιομηχανικού πειράματος πιστεύουν πως η παρούσα μελέτη αντανάκλα επαρκώς και αξιόπιστα τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά των υπό εξέταση τεχνικών οστεοσύνθεσης για τον συγκεκριμένο τύπο κατάγματος (τύπου VI κατά Schatzker). Ωστόσο υπάρχουν κάποιοι αναπόφευκτοι περιορισμοί οι οποίοι και αναφέρονται:

- 1) Τα πολύπλοκα κατάγματα Κνημιαίου Πλατώ τύπου VI κατά Schatzker διαφέρουν μεταξύ τους και μπορούν να αναπαραχθούν σε μεγάλη ποικιλία καταγματικών προτύπων.

Επιλέξαμε το συγκεκριμένο καταγματικό μοντέλο, ως μια ακραία περίπτωση (worst case scenario) λόγω του υψηλού βαθμού αστάθειας που ενσωματώνει. Είναι ωστόσο επιστημονικά πολύπλοκο και κυρίως οικονομικά ανεφάρμοστο μια μελέτη να μπορέσει να εξετάσει πολλά διαφορετικά πρότυπα καταγμάτων (ακόμα και αν αναφέρονται στον ίδιο τύπο πχ Schatzker τύπου VI).

- 2) Το καταγματικό μοντέλο της παρούσας μελέτης αναπαριστά διαχωριστικά κατάγματα, τόσο ενδαρθρικά όσα και μεταφυσιο-διαφυσιακά, αδυνατώντας να αποτυπώσει την έννοια της καταγματικής συντριβής ή της ενδαρθρικής εμβύθισης. Αυτό ωστόσο συνιστά έναν εγγενή περιορισμό ο οποίος συναντάται στο σύνολο των εμβιομηχανικών μελετών. Είναι πρακτικά αδύνατο να αναπαραχθεί ομοιογενώς και με επαναληπτικότητα το στοιχείο της συντριβής/εμβύθισης είτε αναφερόμαστε σε πτωματικά, είτε σε συνθετικά προπλάσματα. Σε κλινικό επίπεδο άλλωστε, η νέα τεχνική (IMNB) έχει χρησιμοποιηθεί σε κατάγματα τύπου VI κατά Schatzker χωρίς ιδιαίτερη αρθρική εμβύθιση [89], κατά συνέπεια το εμβιομηχανικό πρότυπο συμπίπτει με τις έως τώρα κλινικές εφαρμογές. Πρέπει να σημειωθεί ωστόσο πως βρίσκονται σε εξέλιξη κλινικές μελέτες, τα αποτελέσματα των οποίων συγκεντρώνονται, κατά τις οποίες η εξεταζόμενη τεχνική έχει αρχίσει να εφαρμόζεται και σε κατάγματα του κνημιαίου πλατώ με αρθρική εμβύθιση.
- 3) Πέντε μοντέλα για κάθε τεχνική μπορεί να θεωρηθούν ένας μικρός πληθυσμός για την εξαγωγή ασφαλών στατιστικών αποτελεσμάτων. Παρ' όλα αυτά έχει αποδειχθεί [95] πως με τη χρήση συνθετικών μοντέλων πανομοιότυπων χαρακτηριστικών, ο συγκεκριμένος αριθμός ανά τεχνική επαρκεί για την εξαγωγή στατιστικά σημαντικών αποτελεσμάτων. Αντιθέτως, με τη χρήση πτωματικών παρασκευασμάτων, οι αριθμοί που απαιτούνται για να υπερκεράσουν το μειονέκτημα της ανομοιογένειας και να εξασφαλίσουν την εξαγωγή στατιστικά σημαντικών αποτελεσμάτων είναι πολλαπλάσιοι [107].

VII. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ



Τα αποτελέσματα οποιασδήποτε εμβιομηχανικής μελέτης θα ήταν απρόσφορα εάν δε μπορούσαν να συσχετισθούν με την κλινική πραγματικότητα. Ανακεφαλαιώνοντας λοιπόν τα επιμέρους συμπεράσματα σχετικά με την κάθε εξεταζόμενη τεχνική και ιδιαιτέρως με την πρωτοεμφανιζόμενη και προτεινόμενη προς χρήση IMNB τεχνική, έχουμε να επισημάνουμε τα εξής:

- Η παραδοσιακή Dual Buttress Plating τεχνική συνιστά μία πολύ ισχυρή και σταθερή μορφή οστεοσύνθεσης για τα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ καθώς ενσωματώνει τη λογική της απόλυτης σταθερότητας, απαραίτητης για κάθε ενδαρθρικό κάταγμα. Ωστόσο όσον αφορά την οστεοσύνθεση ιδιαιτέρως πολύπλοκων καταγμάτων (τύπου VI κατά Schatzker) με επέκταση προς τη μετάφυση και τη διάφυση, η DBP τεχνική μειονεκτεί λόγω του υψηλού βαθμού ακαμψίας. Το στοιχείο αυτό την καθιστά ανελαστική και δυνητικά προβληματική για την πώρωση των καταγμάτων στο μεταφυσιακό/διαφυσιακό επίπεδο, όπου η ευχέρεια πώρωσης επάγεται από συνθήκες ελαστικής/βιολογικής οστεοσύνθεσης [74]. Επιπλέον η DBP τεχνική θεωρείται προβληματική για τους μαλακούς ιστούς λόγω του ότι είτε απαιτεί διπλές τομές, είτε μια μεγάλη μέση τομή με μεγάλες αποκολλήσεις μαλακών μορίων. Το γεγονός αυτό την καθιστά επισφαλή για τη βιωσιμότητα των ιστών και υπεύθυνη για τις σχετικές επιπλοκές που μπορεί να προκληθούν (φλεγμονή, διάσπαση τραύματος, σύνδρομο διαμερίσματος) [7, 55, 56]. Δε θα πρέπει επίσης να λησμονείται πως οι μη κλειδούμενες πλάκες (όπως είναι οι Buttress πλάκες που χρησιμοποιούνται στην DBP τεχνική) χαρακτηρίζονται και από μια σειρά δυνητικών επιπλοκών όπως: 1) αδυναμία επαρκούς οστεοσύνθεσης οστεοπορωτικού ή παθολογικού οστού, 2) πιθανή οστική νέκρωση (φαινόμενο dead bone sandwich), 3) Εξασθένηση του οστού λόγω υποκλοπής

φορτίων (φαινόμενο Stress Shielding), 4) Σε περίπτωση έλλειψης απόλυτης σταθερότητας αυξάνονται κατακόρυφα οι πιθανότητες ψευδάρθρωσης [74].

- Οι κλειδούμενες πλάκες (Single Lateral Locking Plates) που χρησιμοποιούνται στα κατάγματα του κνημιαίου πλατώ, ως τεχνική ελάχιστης επεμβατικότητας, πλεονεκτούν των πλακών Buttress, όχι μόνο ως προς τον αριθμό και το μήκος των τομών αλλά και το εύρος των διατομών και αποκολλήσεων των μαλακών ιστών [84]. Επίσης η SLLP τεχνική, ως βιολογική τεχνική που επάγει τη δευτερογενή πώρωση [74] πλεονεκτεί ως προς την DBP στην αντιμετώπιση των μεταφυσιακών/διαφυσιακών καταγμάτων. Η ελαστικότητα της οστεοσύνθεσης όμως έχει τα αντίθετα αποτελέσματα όσον αφορά τα ενδαρθρικά κατεαγότα, καθώς αδυνατεί να αναπαράγει συνθήκες απόλυτης σταθερότητας μ' αποτέλεσμα την εμβύθιση της αρθρικής επιφάνειας με σχετικά χαμηλές δυνάμεις [93] και ως επακόλουθο την αύξηση του κινδύνου μετατραυματικής οστεοαρθρίτιδας.
- Η νέα τεχνική που εξετάζεται (IMNB) φαίνεται εκ των αποτελεσμάτων πως συνδυάζει επιτυχώς τα δυνατά επιμέρους χαρακτηριστικά των 2 άλλων τεχνικών, για την αντιμετώπιση καταγμάτων Κνημιαίου Πλατώ τύπου VI κατά Schatzker ενώ ταυτόχρονα διατηρεί χαρακτηριστικά ελάχιστης επεμβατικότητας. Η καινοτόμα χρήση των διακονδύλιων συσφιγκτικών κοχλιών για την αποκατάσταση της αρθρικής επιφάνειας υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο, προσφέρει την επιθυμητή οστεοσύνθεση απόλυτης σταθερότητας των ενδαρθρικών καταγμάτων. Η επακόλουθη εφαρμογή ενδομυελικής ήλωσης για την αποκατάσταση των μεταφυσιακών/διαφυσιακών κατεαγόντων προσφέρει βιολογικού τύπου οστεοσύνθεση, απολύτως κατάλληλη για την επίτευξη της επιθυμητής δευτερογενούς πώρωσης. Επιπρόσθετα, η εφαρμογή της τεχνικής θα μπορούσε άνετα να επεκταθεί όχι

μόνο σε ενδαρθρικά εκτεταμένα κατάγματα της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης (τύπου V ή VI κατά Schatzker) αλλά και σε απλά διαχωριστικά ενδαρθρικά κατάγματα (Τύπου I ή IV) που συνδυάζονται με τμηματικά διαφυσιακά κνημιαία κατάγματα.

Εν κατακλείδι η ερευνητική υπόθεση γύρω από την οποία οργανώθηκε το εμβιομηχανικό πείραμα και η οποία υποστήριζε πως η νέα τεχνική (IMNB) συνδυάζει τόσο χαρακτηριστικά οστεοσύνθεσης απόλυτης σταθερότητας (απαραίτητα για το ενδαρθρικό τμήμα του κατάγματος), όσο και χαρακτηριστικά βιολογικής οστεοσύνθεσης (ιδανικά για την πώρωση του μεταφυσιακού/διαφυσιακού τμήματος του κατάγματος), επιβεβαιώθηκε από τα δεδομένα που εξήχθησαν. Στους κλινικούς ερευνητές του μέλλοντος παραδίδεται μία νέα, καινοτόμα και ελεγμένη πλέον τεχνική ελάχιστης επεμβατικότητας προς χρήση. Τα αποτελέσματα των μελλοντικών ερευνών, εκτός από την επιβεβαιωμένη ασφάλεια της τεχνικής, θα καθορίσουν και το εύρος της εφαρμογής της.

Βιβλιογραφία

1. DeCoster, T.A., J.V. Nepola, and G.Y. el-Khoury, *Cast brace treatment of proximal tibia fractures. A ten-year follow-up study.* Clin Orthop Relat Res, 1988(231): p. 196-204.
2. Blokker, C.P., C.H. Rorabeck, and R.B. Bourne, *Tibial plateau fractures. An analysis of the results of treatment in 60 patients.* Clin Orthop Relat Res, 1984(182): p. 193-9.
3. Waddell, J.P., D.W. Johnston, and A. Neidre, *Fractures of the tibial plateau: a review of ninety-five patients and comparison of treatment methods.* J Trauma, 1981. **21**(5): p. 376-81.
4. Schatzker, J., R. McBroom, and D. Bruce, *The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968--1975.* Clin Orthop Relat Res, 1979(138): p. 94-104.
5. Benirschke, S.K., et al., *Immediate internal fixation of open, complex tibial plateau fractures: treatment by a standard protocol.* J Orthop Trauma, 1992. **6**(1): p. 78-86.
6. Stamer, D.T., et al., *Bicondylar tibial plateau fractures treated with a hybrid ring external fixator: a preliminary study.* J Orthop Trauma, 1994. **8**(6): p. 455-61.
7. Young, M.J. and R.L. Barrack, *Complications of internal fixation of tibial plateau fractures.* Orthop Rev, 1994. **23**(2): p. 149-54.
8. Parker, P.J., et al., *Biomechanical comparison of fixation of type-I fractures of the lateral tibial plateau. Is the antiglide screw effective?* J Bone Joint Surg Br, 1999. **81**(3): p. 478-80.
9. Ali, A.M., et al., *Treatment of displaced bicondylar tibial plateau fractures (OTA-41C2&3) in patients older than 60 years of age.* J Orthop Trauma, 2003. **17**(5): p. 346-52.

10. Stokel, E.A. and K.K. Sadasivan, *Tibial plateau fractures: standardized evaluation of operative results*. Orthopedics, 1991. **14**(3): p. 263-70.
11. Burc, H., et al., [*Treatment of adult tibial diaphysis fractures with reamed and locked intramedullary nailing*]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2009. **43**(1): p. 7-13.
12. Schmidt, A.H., C.G. Finkemeier, and P. Tornetta, 3rd, *Treatment of closed tibial fractures*. Instr Course Lect, 2003. **52**: p. 607-22.
13. Wenda, K. and M. Runkel, [*Systemic complications in intramedullary nailing*]. Orthopade, 1996. **25**(3): p. 292-9.
14. Whittle, A.P., et al., *Treatment of open fractures of the tibial shaft with the use of interlocking nailing without reaming*. J Bone Joint Surg Am, 1992. **74**(8): p. 1162-71.
15. Collins, D.N., C.E. Pearce, and M.P. McAndrew, *Successful use of reaming and intramedullary nailing of the tibia*. J Orthop Trauma, 1990. **4**(3): p. 315-22.
16. Bone, L.B. and K.D. Johnson, *Treatment of tibial fractures by reaming and intramedullary nailing*. J Bone Joint Surg Am, 1986. **68**(6): p. 877-87.
17. Garnavos, C. and N. Lasanianos, *Proximal tibia fractures and intramedullary nailing: The impact of nail trajectory to varus/valgus deformity*. Injury, 2011. **42**(12): p. 1499-505.
18. Nork, S.E., et al., *Intramedullary nailing of proximal quarter tibial fractures*. J Orthop Trauma, 2006. **20**(8): p. 523-8.
19. Lembcke, O., A. Ruter, and A. Beck, *The nail-insertion point in unreamed tibial nailing and its influence on the axial malalignment in proximal tibial fractures*. Arch Orthop Trauma Surg, 2001. **121**(4): p. 197-200.
20. Kubiak, E.N., B.J. Widmer, and D.S. Horwitz, *Extra-articular technique for semiextended tibial nailing*. J Orthop Trauma, 2010. **24**(11): p. 704-8.

21. Eastman, J., et al., *Retropatellar technique for intramedullary nailing of proximal tibia fractures: a cadaveric assessment*. J Orthop Trauma, 2010. **24**(11): p. 672-6.
22. Singh, V.K., et al., *Unreamed intramedullary nailing with oblique proximal and biplanar distal interlocking screws for proximal third tibial fractures*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2009. **17**(1): p. 23-7.
23. Laflamme, G.Y., et al., *Proximal tibial fracture stability with intramedullary nail fixation using oblique interlocking screws*. J Orthop Trauma, 2003. **17**(7): p. 496-502.
24. Ricci, W.M., et al., *Fractures of the proximal third of the tibial shaft treated with intramedullary nails and blocking screws*. J Orthop Trauma, 2001. **15**(4): p. 264-70.
25. Krettek, C., et al., *The mechanical effect of blocking screws ("Poller screws") in stabilizing tibia fractures with short proximal or distal fragments after insertion of small-diameter intramedullary nails*. J Orthop Trauma, 1999. **13**(8): p. 550-3.
26. Matthews, D.E., R. McGuire, and A.E. Freeland, *Anterior unicortical buttress plating in conjunction with an unreamed interlocking intramedullary nail for treatment of very proximal tibial diaphyseal fractures*. Orthopedics, 1997. **20**(7): p. 647-8.
27. Buehler, K.C., et al., *A technique for intramedullary nailing of proximal third tibia fractures*. J Orthop Trauma, 1997. **11**(3): p. 218-23.
28. Tornetta, P., 3rd and E. Collins, *Semiextended position of intramedullary nailing of the proximal tibia*. Clin Orthop Relat Res, 1996(328): p. 185-9.
29. Ricci, W.M., B. Gallagher, and G.J. Haidukewych, *Intramedullary nailing of femoral shaft fractures: current concepts*. J Am Acad Orthop Surg, 2009. **17**(5): p. 296-305.
30. Russell, G.V., Jr. and A.W.t. Pearsall, *Intramedullary nailing of distal tibial fractures: a technique to prevent malalignment*. Orthopedics, 2003. **26**(2): p. 183-5.

31. Cornell, C.N., *Internal fracture fixation in patients with osteoporosis*. J Am Acad Orthop Surg, 2003. **11**(2): p. 109-19.
32. Garnavos, C. and N.G. Lasanianos, *The management of complex fractures of the proximal tibia with minimal intra-articular impaction in fragility patients using intramedullary nailing and compression bolts*. Injury. **42**(10): p. 1066-72.
33. Γ. Θεοδωράτος, Α.Π., *Ενδομυελική Ήλωση Καταγμάτων Κνήμης*, in *Ενδομυελική Ήλωση*, Γ. Αναστόπουλος, Editor. 2011, εκδ. Κωνσταντάρας: Αθήνα. p. 58.
34. Tscherne, H. and P. Lobenhoffer, *Tibial plateau fractures. Management and expected results*. Clin Orthop Relat Res, 1993(292): p. 87-100.
35. Chan, P.S., et al., *Impact of CT scan on treatment plan and fracture classification of tibial plateau fractures*. J Orthop Trauma, 1997. **11**(7): p. 484-9.
36. Bennett, W.F. and B. Browner, *Tibial plateau fractures: a study of associated soft tissue injuries*. J Orthop Trauma, 1994. **8**(3): p. 183-8.
37. Shepherd, L., et al., *The prevalence of soft tissue injuries in nonoperative tibial plateau fractures as determined by magnetic resonance imaging*. J Orthop Trauma, 2002. **16**(9): p. 628-31.
38. Weber, W.N., et al., *Lateral tibial rim (Segond) fractures: MR imaging characteristics*. Radiology, 1991. **180**(3): p. 731-4.
39. Gosling, T., et al., *Single lateral locked screw plating of bicondylar tibial plateau fractures*. Clin Orthop Relat Res, 2005. **439**: p. 207-14.
40. Hsu, R.W., et al., *Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1990(255): p. 215-27.
41. Fernandez, D.L., *Anterior approach to the knee with osteotomy of the tibial tubercle for bicondylar tibial fractures*. J Bone Joint Surg Am, 1988. **70**(2): p. 208-19.

42. Burri, C., et al., *Fractures of the tibial plateau*. Clin Orthop Relat Res, 1979(138): p. 84-93.
43. The OrthoFracs Team, *Tibial plateau fractures, 2010*. as seen on <http://www.orthofracs.com/adult/trauma/knee-tibia/fractures-tibial-plateau.html>, date accessed 30/11/2011.
44. Koval, K.J. and D.L. Helfet, *Tibial Plateau Fractures: Evaluation and Treatment*. J Am Acad Orthop Surg, 1995. **3**(2): p. 86-94.
45. Roberts, J.M., *Fractures of the condyles of the tibia. An anatomical and clinical end-result study of one hundred cases*. J Bone Joint Surg Am, 1968. **50**(8): p. 1505-21.
46. *Wheeless' Textbook of Orthopaedics, Tibial plateau fractures, 2011*. as seen on http://www.wheelessonline.com/ortho/tibial_plateau_fractures, date accessed 30/11/2011.
47. Maripuri, S.N., et al., *The classification systems for tibial plateau fractures: how reliable are they?* Injury, 2008. **39**(10): p. 1216-21.
48. Hohl, M. and J.V. Luck, *Fractures of the tibial condyle; a clinical and experimental study*. J Bone Joint Surg Am, 1956. **38-A**(5): p. 1001-18.
49. Moore, T.M., *Fracture--dislocation of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1981(156): p. 128-40.
50. *Fracture and dislocation compendium. Orthopaedic Trauma Association Committee for Coding and Classification*. J Orthop Trauma, 1996. **10 Suppl 1**: p. v-ix, 1-154.
51. Sarmiento, A., *Functional bracing of tibial and femoral shaft fractures*. Clin Orthop Relat Res, 1972. **82**: p. 2-13.
52. Stover MD, K.J. *Principles of articular fracture treatment*. Available from: https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/c0/04_SB8K8xLLM9MSSzPy8xBz9CP0

os3hng7BARydDRwN39yBTAYmVlWOLUA93I4MQE_2CbEdFAF3RnT4!/?segment=Distal&bone=Humerus&soloState=true&popupStyle=diagnosis&contentUrl=srg/popup/further_reading/PFxM2/23_7-8_Art_fxs.jsp.

53. Tibial plateau fractures [OrthoFracs Web Site] 2010. Available at: <http://www.orthofracs.com/adult/trauma/knee-tibia/fractures-tibial-plateau.html>. Accessed Dec 17.
54. Ali, A.M., M. El-Shafie, and K.M. Willett, *Failure of fixation of tibial plateau fractures*. J Orthop Trauma, 2002. **16**(5): p. 323-9.
55. Papagelopoulos, P.J., et al., *Complications after tibia plateau fracture surgery*. Injury, 2006. **37**(6): p. 475-84.
56. Barei, D.P., et al., *Complications associated with internal fixation of high-energy bicondylar tibial plateau fractures utilizing a two-incision technique*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(10): p. 649-57.
57. Mehin, R., et al., *Endstage arthritis following tibia plateau fractures: average 10-year follow-up*. Can J Surg. **55**(2): p. 87-94.
58. Schatzker, J., *Tibial Plateau Fractures*, in *The Rationale of Operative Fracture Care*, T.M. Schatzker J, Editor. 2006 Springer: Berlin Heidelberg New York.
59. Lubowitz, J.H., W.S. Elson, and D. Guttman, *Part II: arthroscopic treatment of tibial plateau fractures: intercondylar eminence avulsion fractures*. Arthroscopy, 2005. **21**(1): p. 86-92.
60. Yu, B., et al., *Treatment of tibial plateau fractures with high strength injectable calcium sulphate*. Int Orthop, 2009. **33**(4): p. 1127-33.
61. Russell, T.A. and R.K. Leighton, *Comparison of autogenous bone graft and endothermic calcium phosphate cement for defect augmentation in tibial plateau*

- fractures. A multicenter, prospective, randomized study.* J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(10): p. 2057-61.
62. Lasanianos, N., G. Mouzopoulos, and C. Garnavos, *The use of freeze-dried cancellous allograft in the management of impacted tibial plateau fractures.* Injury, 2008. **39**(10): p. 1106-12.
63. Manley, P.A., et al., *Replacement of epiphyseal bone with methylmethacrylate: its effect on articular cartilage.* Arch Orthop Trauma Surg, 1982. **100**(1): p. 3-10.
64. Zhang, Y., et al., *Treatment of complicated tibial plateau fractures with dual plating via a 2-incision technique.* Orthopedics, 2012. **35**(3): p. e359-64.
65. Burks, R.T. and J.J. Schaffer, *A simplified approach to the tibial attachment of the posterior cruciate ligament.* Clin Orthop Relat Res, 1990(254): p. 216-9.
66. Shah, S.N. and M.A. Karunakar, *Early wound complications after operative treatment of high energy tibial plateau fractures through two incisions.* Bull NYU Hosp Jt Dis, 2007. **65**(2): p. 115-9.
67. Marsh, J.L., L. Prokuski, and J.S. Biermann, *Chronic infected tibial nonunions with bone loss. Conventional techniques versus bone transport.* Clin Orthop Relat Res, 1994(301): p. 139-46.
68. Dendrinou, G.K., et al., *Treatment of high-energy tibial plateau fractures by the Ilizarov circular fixator.* J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(5): p. 710-7.
69. Jiang, R., et al., *A comparative study of Less Invasive Stabilization System (LISS) fixation and two-incision double plating for the treatment of bicondylar tibial plateau fractures.* Knee, 2008. **15**(2): p. 139-43.
70. Smith, W.R., et al., *Locking plates: tips and tricks.* J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(10): p. 2298-307.

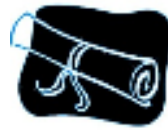
71. Lee, J.A., et al., *Tibial plateau fractures treated with the less invasive stabilisation system*. Int Orthop, 2007. **31**(3): p. 415-8.
72. Boldin, C., et al., *Three-year results of proximal tibia fractures treated with the LISS*. Clin Orthop Relat Res, 2006. **445**: p. 222-9.
73. Stannard, J.P., et al., *The less invasive stabilization system in the treatment of complex fractures of the tibial plateau: short-term results*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): p. 552-8.
74. Egol, K.A., et al., *Treatment of complex tibial plateau fractures using the less invasive stabilization system plate: clinical experience and a laboratory comparison with double plating*. J Trauma, 2004. **57**(2): p. 340-6.
75. Partenheimer, A., et al., *[Management of bicondylar fractures of the tibial plateau with unilateral fixed-angle plate fixation]*. Unfallchirurg, 2007. **110**(8): p. 675-83.
76. Phisitkul, P., et al., *Complications of locking plate fixation in complex proximal tibia injuries*. J Orthop Trauma, 2007. **21**(2): p. 83-91.
77. Cole, P.A., M. Zlowodzki, and P.J. Kregor, *Less Invasive Stabilization System (LISS) for fractures of the proximal tibia: indications, surgical technique and preliminary results of the UMC Clinical Trial*. Injury, 2003. **34 Suppl 1**: p. A16-29.
78. Cole, P.A., M. Zlowodzki, and P.J. Kregor, *Treatment of proximal tibia fractures using the less invasive stabilization system: surgical experience and early clinical results in 77 fractures*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): p. 528-35.
79. Stannard, J.P., et al., *Fracture stabilization of proximal tibial fractures with the proximal tibial LISS: early experience in Birmingham, Alabama (USA)*. Injury, 2003. **34 Suppl 1**: p. A36-42.

80. Ricci, W.M., J.R. Rudzki, and J. Borrelli, Jr., *Treatment of complex proximal tibia fractures with the less invasive skeletal stabilization system*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): p. 521-7.
81. Zeng, Z.M., et al., *Biomechanical analysis of posteromedial tibial plateau split fracture fixation*. Knee, 2009. **18**(1): p. 51-4.
82. Ratcliff, J.R., et al., *Medial buttress versus lateral locked plating in a cadaver medial tibial plateau fracture model*. J Orthop Trauma, 2007. **21**(7): p. 444-8.
83. Higgins, T.F., J. Klatt, and K.N. Bachus, *Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation: how does lateral locking plate fixation compare to dual plate fixation?* J Orthop Trauma, 2007. **21**(5): p. 301-6.
84. Gosling, T., et al., *Less invasive stabilization of complex tibial plateau fractures: a biomechanical evaluation of a unilateral locked screw plate and double plating*. J Orthop Trauma, 2004. **18**(8): p. 546-51.
85. Ali, A.M., et al., *The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures--a biomechanical study*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(9): p. 864-70.
86. Cole, P.A., M. Zlowodzki, and P.J. Kregor, *Compartment pressures after submuscular fixation of proximal tibia fractures*. Injury, 2003. **34 Suppl 1**: p. A43-6.
87. Moore, T.M., M.J. Patzakis, and J.P. Harvey, *Tibial plateau fractures: definition, demographics, treatment rationale, and long-term results of closed traction management or operative reduction*. J Orthop Trauma, 1987. **1**(2): p. 97-119.
88. Garnavos, C. and N. Lasanianos, *Proximal tibia fractures and intramedullary nailing: The impact of nail trajectory to varus/valgus deformity*. Injury. **42**(12): p. 1499-505.

89. Garnavos, C. and N.G. Lasanianos, *The management of complex fractures of the proximal tibia with minimal intra-articular impaction in fragility patients using intramedullary nailing and compression bolts*. Injury, 2011. **42**(10): p. 1066-72.
90. Rudloff, M.I. and W.R. Smith, *Intramedullary nailing of the femur: current concepts concerning reaming*. J Orthop Trauma, 2009. **23**(5 Suppl): p. S12-7.
91. Lindeque, B. and T. Baldini, *A biomechanical comparison of three different lateral tibia locking plates*. Orthopedics, 2010. **33**(1): p. 18-21.
92. Tew, M. and W. Waugh, *Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement*. J Bone Joint Surg Br, 1985. **67**(4): p. 551-6.
93. Horwitz, D.S., et al., *A biomechanical analysis of internal fixation of complex tibial plateau fractures*. J Orthop Trauma, 1999. **13**(8): p. 545-9.
94. Wu, C.C. and C.L. Tai, *Plating treatment for tibial plateau fractures: a biomechanical comparison of buttress and tension band positions*. Arch Orthop Trauma Surg, 2007. **127**(1): p. 19-24.
95. Ali, A.M., et al., *Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing*. J Biomech, 2006. **39**(7): p. 1355-60.
96. Karunakar, M.A., et al., *Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study*. J Orthop Trauma, 2002. **16**(3): p. 172-7.
97. Koval, K.J., et al., *Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods*. J Orthop Trauma, 1996. **10**(5): p. 304-8.
98. Chong, A.C., et al., *Fracture toughness and fatigue crack propagation rate of short fiber reinforced epoxy composites for analogue cortical bone*. J Biomech Eng, 2007. **129**(4): p. 487-93.

99. Chong, A.C., et al., *Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading*. Ann Biomed Eng, 2007. **35**(7): p. 1196-205.
100. Bai, B., et al., *Effect of articular step-off and meniscectomy on joint alignment and contact pressures for fractures of the lateral tibial plateau*. J Orthop Trauma, 2001. **15**(2): p. 101-6.
101. Lobenhoffer, P., et al., *Closed reduction/percutaneous fixation of tibial plateau fractures: arthroscopic versus fluoroscopic control of reduction*. J Orthop Trauma, 1999. **13**(6): p. 426-31.
102. Brown, T.D., et al., *Contact stress aberrations following imprecise reduction of simple tibial plateau fractures*. J Orthop Res, 1988. **6**(6): p. 851-62.
103. Gardner, M.J., M.J. Silva, and J.C. Krieg, *Biomechanical testing of fracture fixation constructs: variability, validity, and clinical applicability*. J Am Acad Orthop Surg. **20**(2): p. 86-93.
104. Goesling, T., et al., *LISS PLT: design, mechanical and biomechanical characteristics*. Injury, 2003. **34 Suppl 1**: p. A11-5.
105. Gollwitzer, H., et al., *Biomechanical investigation of the primary stability of intramedullary compression nails in the proximal tibia: experimental study using interlocking screws in cryopreserved human tibias*. J Orthop Sci, 2004. **9**(1): p. 22-8.
106. Wagner, H.E. and R.P. Jakob, *[Plate osteosynthesis in bicondylar fractures of the tibial head]*. Unfallchirurg, 1986. **89**(7): p. 304-11.
107. Taylor, S.J. and P.S. Walker, *Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities*. J Biomech, 2001. **34**(7): p. 839-48.

VIII. ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ



1. Καταγραφή μετρήσεων Εμβύθισης – Διάστασης – Ορίου Θραύσης

Στο 1^ο τμήμα του παραρτήματος παρατίθενται, υπό μορφή πινάκων και γραφημάτων, οι μετρήσεις Εμβύθισης, Διάστασης και Ορίων Θραύσης όλων των μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα. Από το γράφημα μπορούν να υπολογισθούν για κάθε Μονάδα φορτίου (N) οι παράμετροι Εμβύθισης (κόκκινη γραμμή) και Διάστασης (μπλέ γραμμή). Το όριο Θραύσης αντιστοιχεί στη διακοπή της μαύρης γραμμής. Επίσης δίπλα από τα γραφήματα παρατίθενται οι αρχικές και τελικές εικόνες των μοντέλων (ελάχιστα πριν τη θραύση) όπου γίνεται αντιληπτό το μέγεθος της παραμόρφωσης γύρω από την αρθρική επιφάνεια ανά μοντέλο.

μοντέλο	Όριο Θραύσης (N)		
	SLLP	IMNB	DBP
1	1513	1551	4803
2	1736	2471	4990
3	1911	2782	4074
4	1907	2655	4621
5	990	1525	4406
Μέση τιμή	1611	2197	4579
st dev	441	639	356

^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών. Μέσες τιμές με τον ίδιο γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

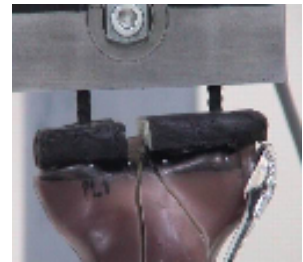
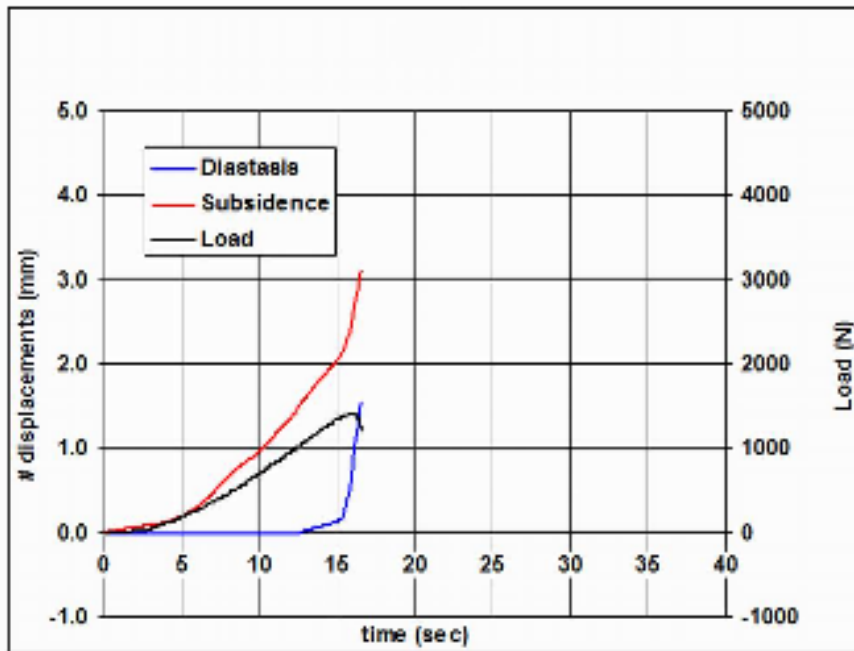
		Διάσταση (mm)					Εμβύθιση (mm)		
		μοντέλο	SLLP	IMNB	DBP	μοντέλο	SLLP	IMNB	DBP
LEVEL 1 = 500 N	1		0.00	0.10	0.04	1	0.73	0.00	0.00
	2		1.00	0.68	0.20	2	0.48	0.25	0.15
	3		0.90	0.04	0.00	3	0.90	0.20	0.00
	4		1.10	0.29	0.00	4	0.60	0.00	0.25
	5		0.21	0.10	0.00	5	1.00	0.19	0.09
	average		0.6 ^{1a}	0.2 ^{1a}	0.0 ^{1a}	average	0.7 ^{1a}	0.1 ^{1a}	0.1 ^{1a}
	st dev		0.5	0.3	0.1	st dev	0.2	0.1	0.1
LEVEL 2 = 1000 N	1		0.00	0.70	0.07	1	1.50	0.10	0.00
	2		1.00	0.68	0.20	2	1.40	0.25	0.15
	3		0.90	0.08	0.15	3	2.00	0.39	0.00
	4		1.10	0.58	0.15	4	1.07	0.00	0.25
	5		1.92*	0.15	0.00	5	4.30*	0.30	0.10
	average		1.0 ^{1a}	0.4 ^{1ab}	0.1 ^{1b}	average	2.1 ^{2a}	0.2 ^{1b}	0.1 ^{1b}
	st dev		0.7	0.3	0.1	st dev	1.3	0.2	0.1
LEVEL 3 = 1500 N	1		0.84*	1.80*	0.09	1	2.60*	0.23*	0.00
	2		1.00	0.85	0.20	2	2.00	0.25	0.15
	3		0.90	0.12	0.10	3	2.70	0.54	0.00
	4		1.10	0.78	0.05	4	1.20	0.10	0.25
	5		**	0.23	0.00	5	**	0.45	0.08
	average		1.0 ^{1a}	0.8 ^{1a}	0.1 ^{1b}	average	2.1 ^{2a}	0.3 ^{1b}	0.1 ^{1b}
	st dev		0.1	0.7	0.1	st dev	0.7	0.2	0.2

^{1,2} Οι διαφορετικοί αριθμητικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφόρων επιπέδων φόρτισης για κάθε τεχνική ξεχωριστά. ^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών για το ίδιο φορτίο φόρτισης. Μέσες τιμές με τον ίδιο αριθμητικό ή γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

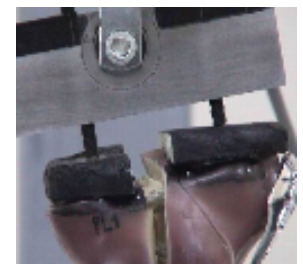
* Οι τιμές αυτές αντιστοιχούν στις κοντινότερες διαθέσιμες για τα 1000 και 1500N, (θραύση μοντέλου)

** Το προβλεπόμενο φορτίο δε καταμετρήθηκε λόγω θραύσης του μοντέλου σε χαμηλότερο φορτίο

SLLP 1

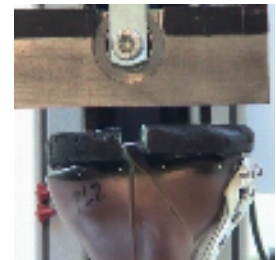
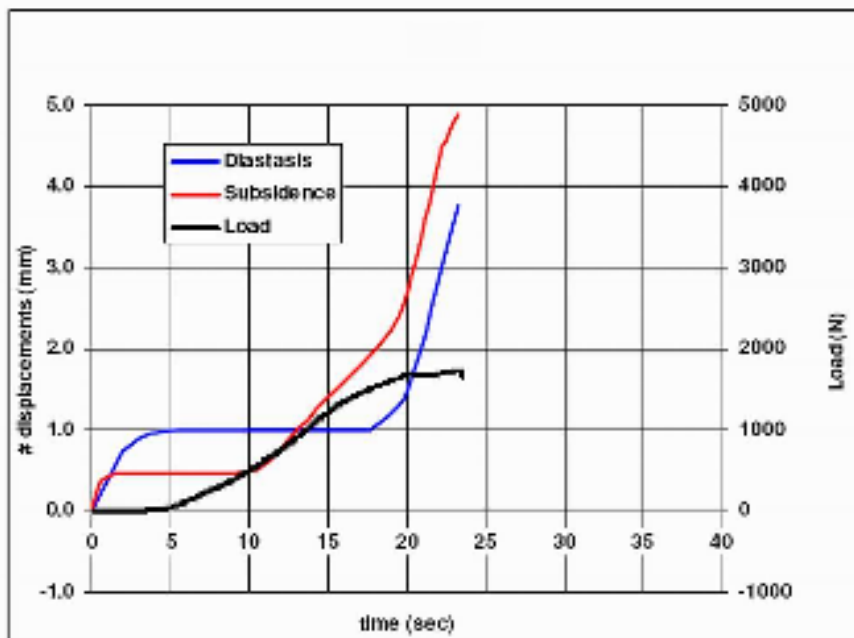


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

SLLP 2

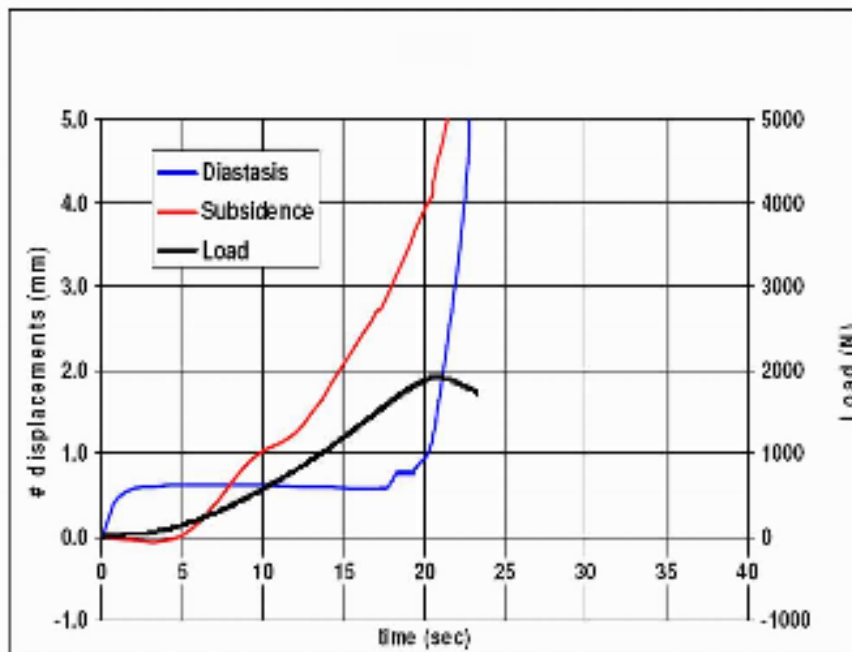


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

SLLP 3

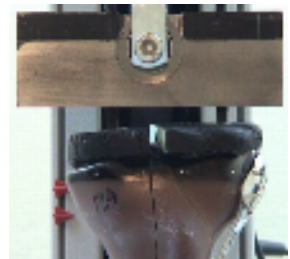
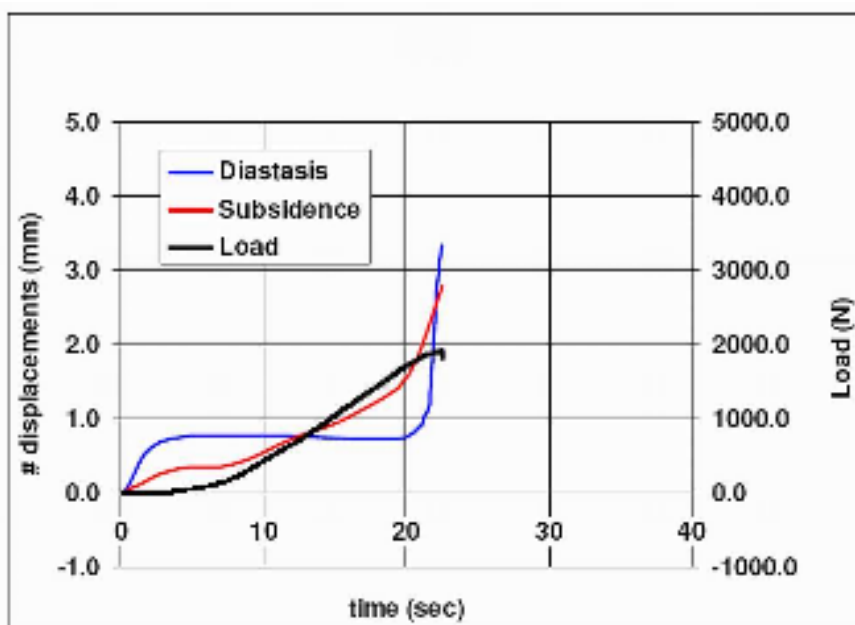


Αρχική θέση - 0 N

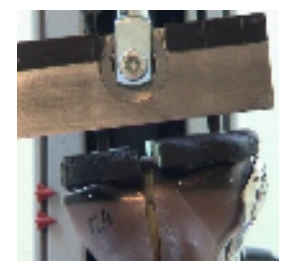


Τελική θέση

SLLP 4

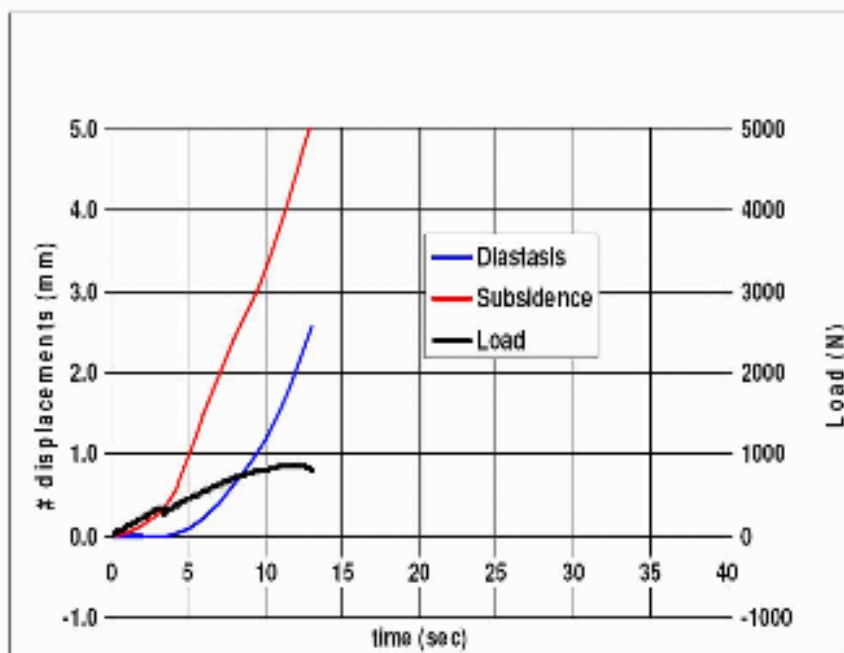


Αρχική θέση - 0 N

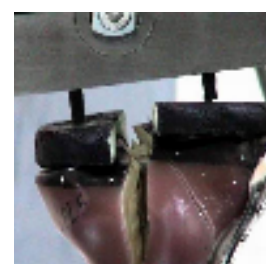


Τελική θέση

SLLP 5

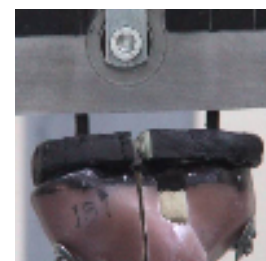
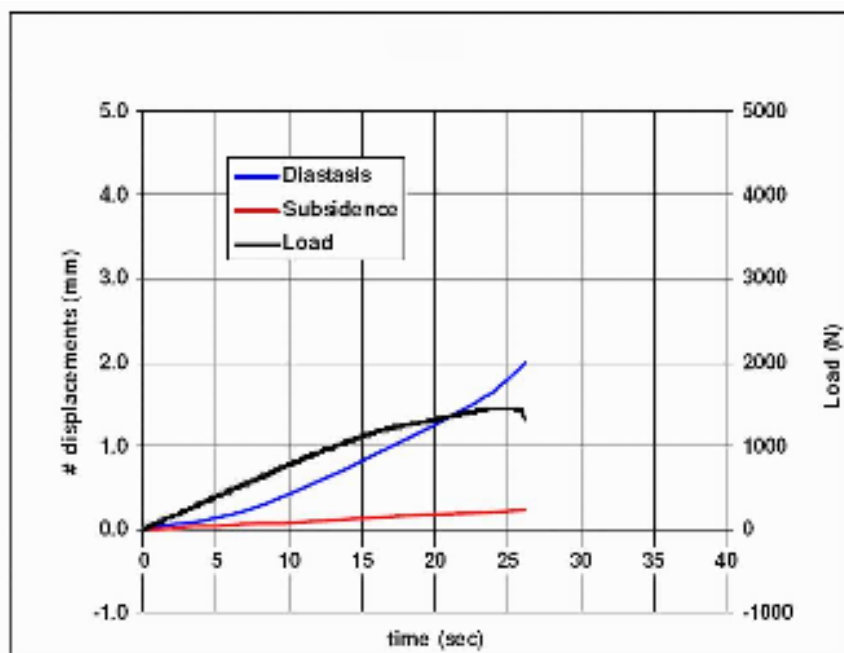


Αρχική θέση - 0 N

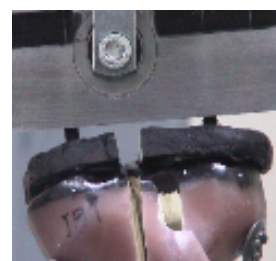


Τελική θέση

IMNB 1

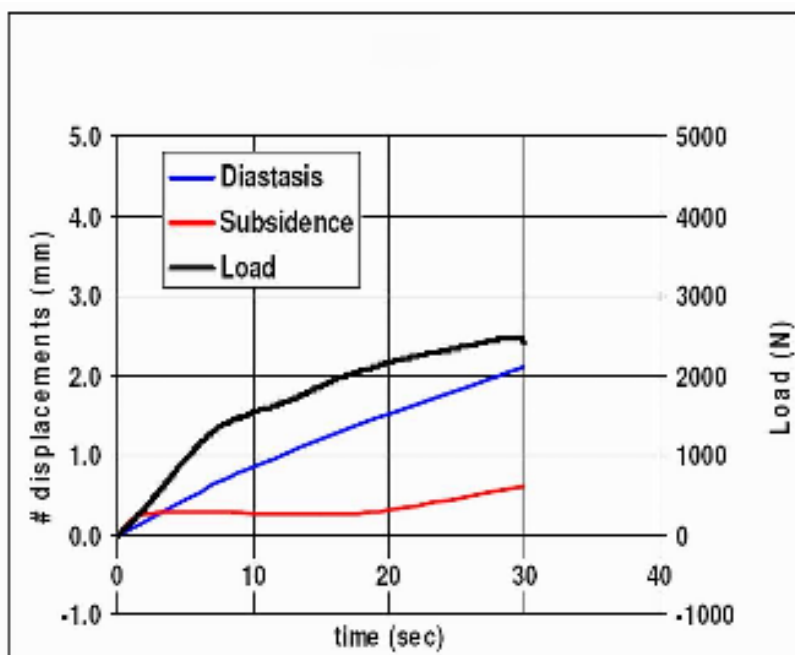


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

IMNB 2

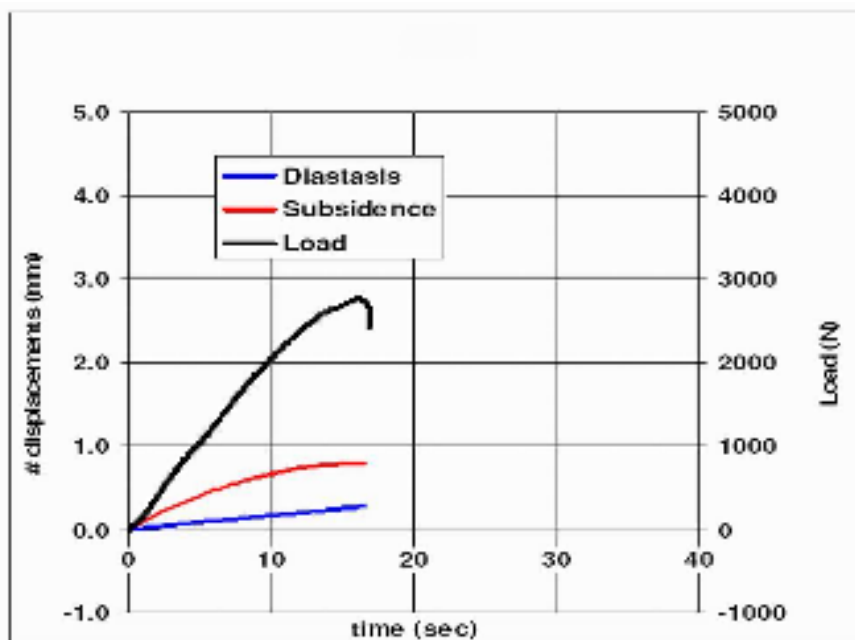


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

IMNB 3

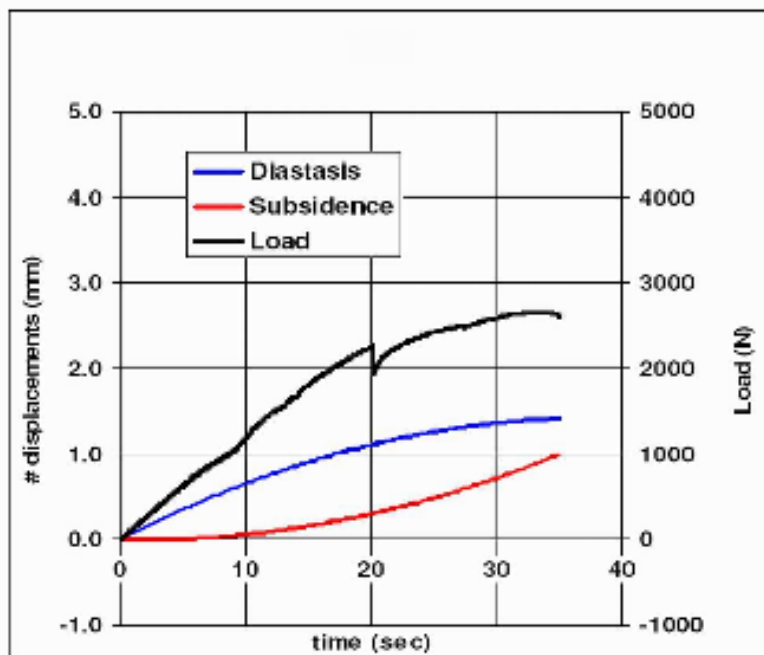


Αρχική θέση - 0 N

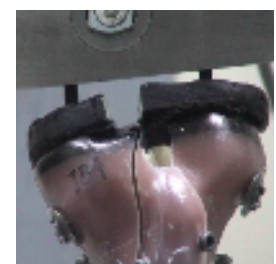


Τελική θέση

IMNB 4

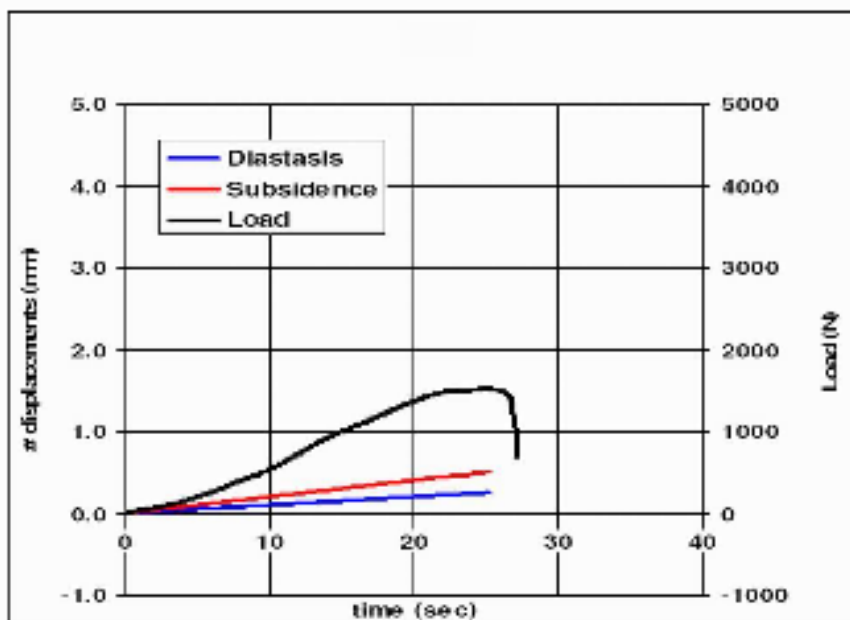


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

IMNB 5

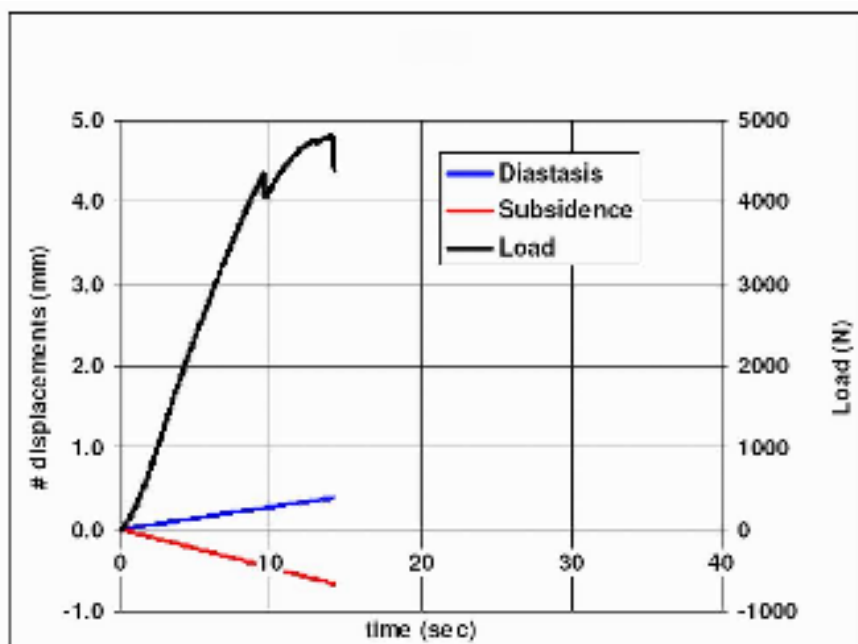


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

DBP 1

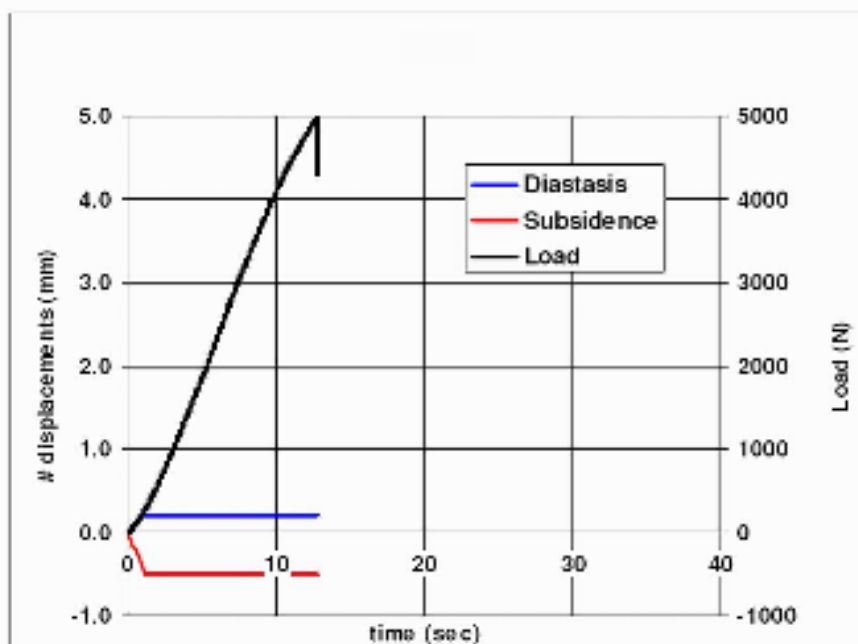


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

DBP 2

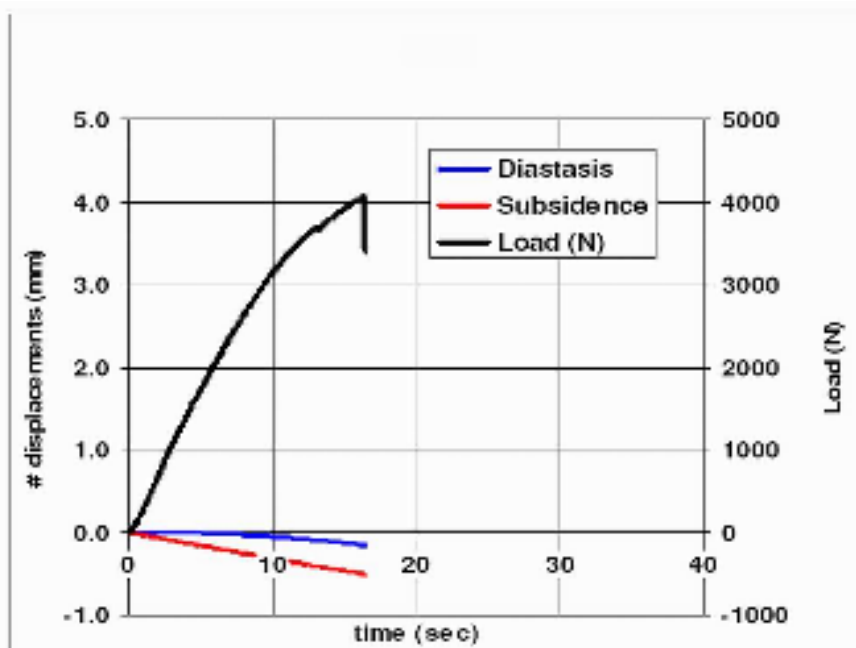


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

DBP 3

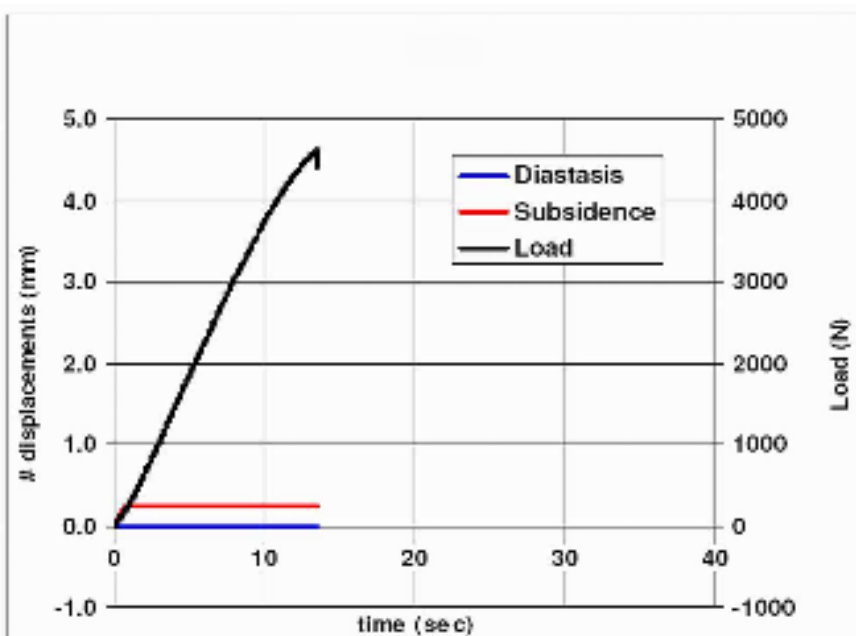


Αρχική θέση - 0 N

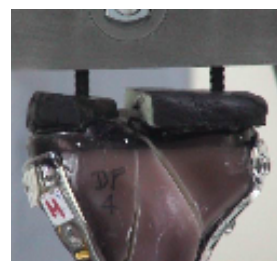


Τελική θέση

DBP 4

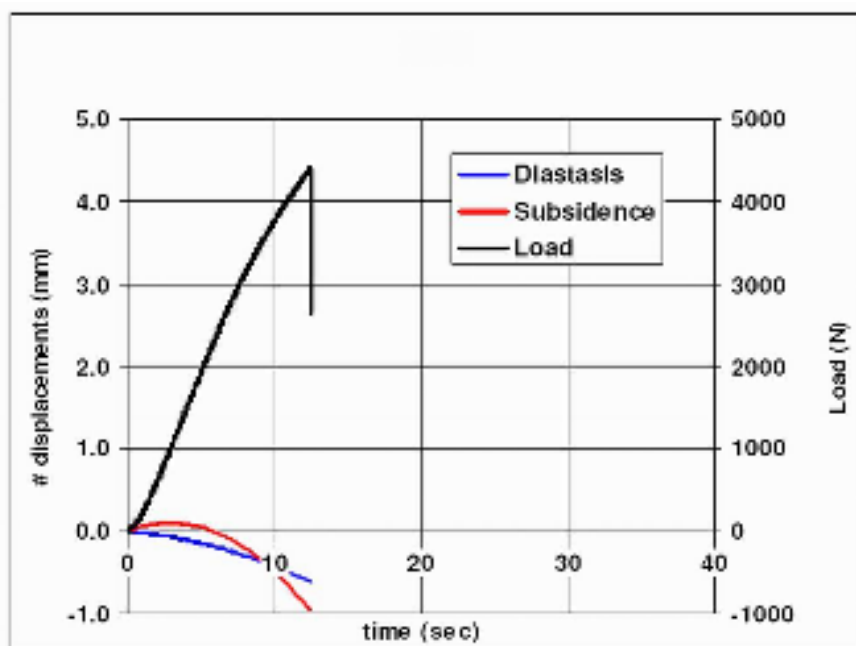


Αρχική θέση - 0 N



Τελική θέση

DBP 5



Αρχική θέση - 0 N



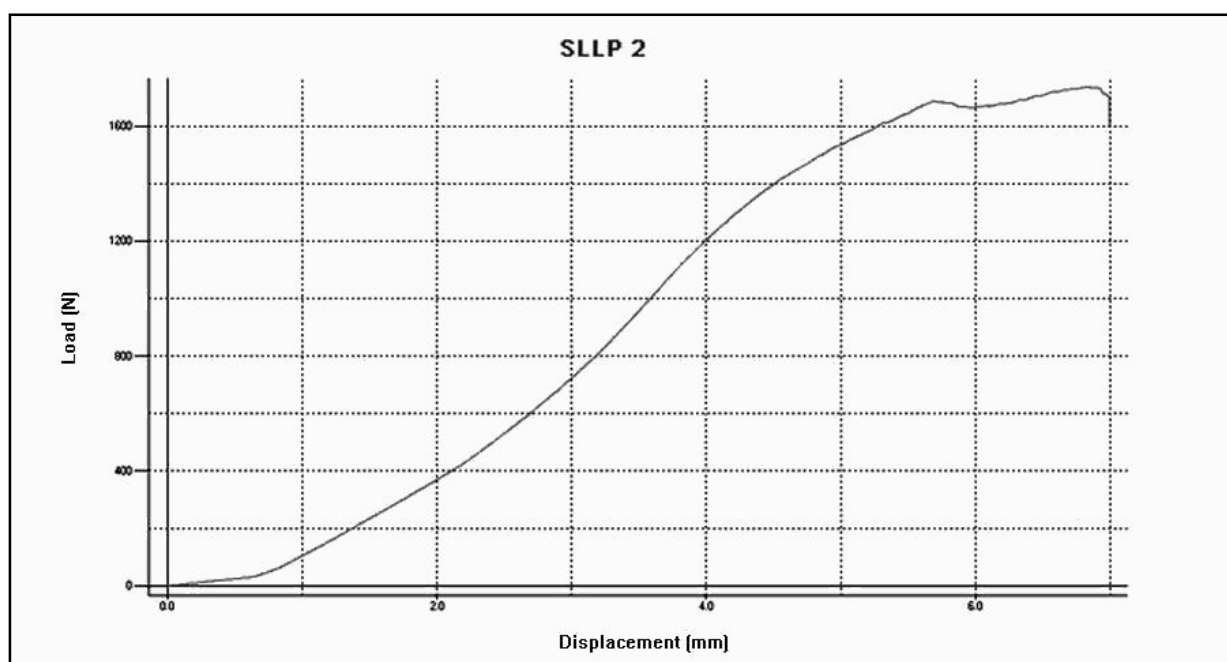
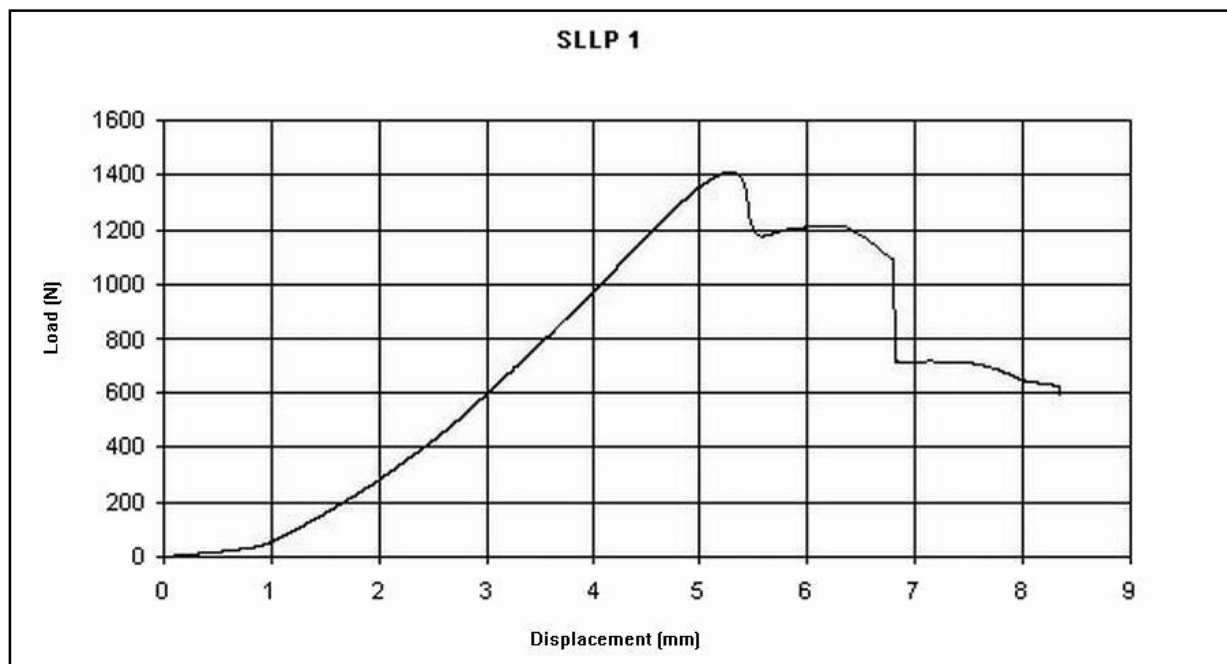
Τελική θέση

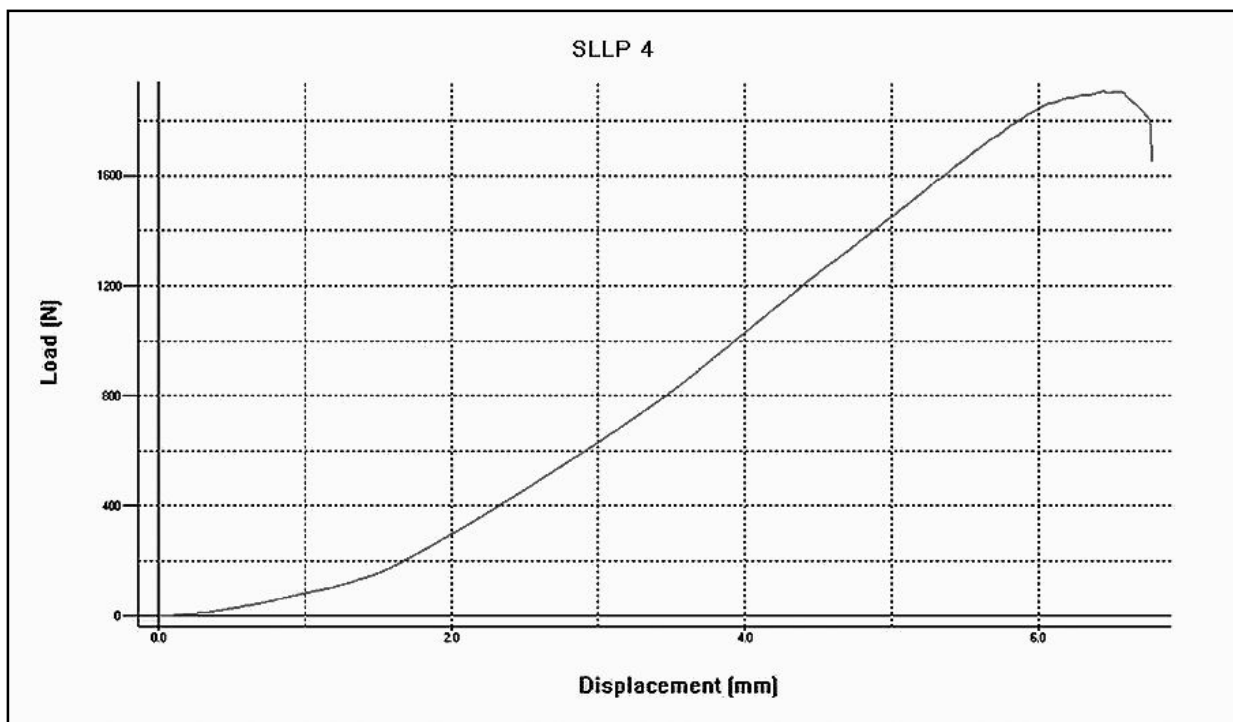
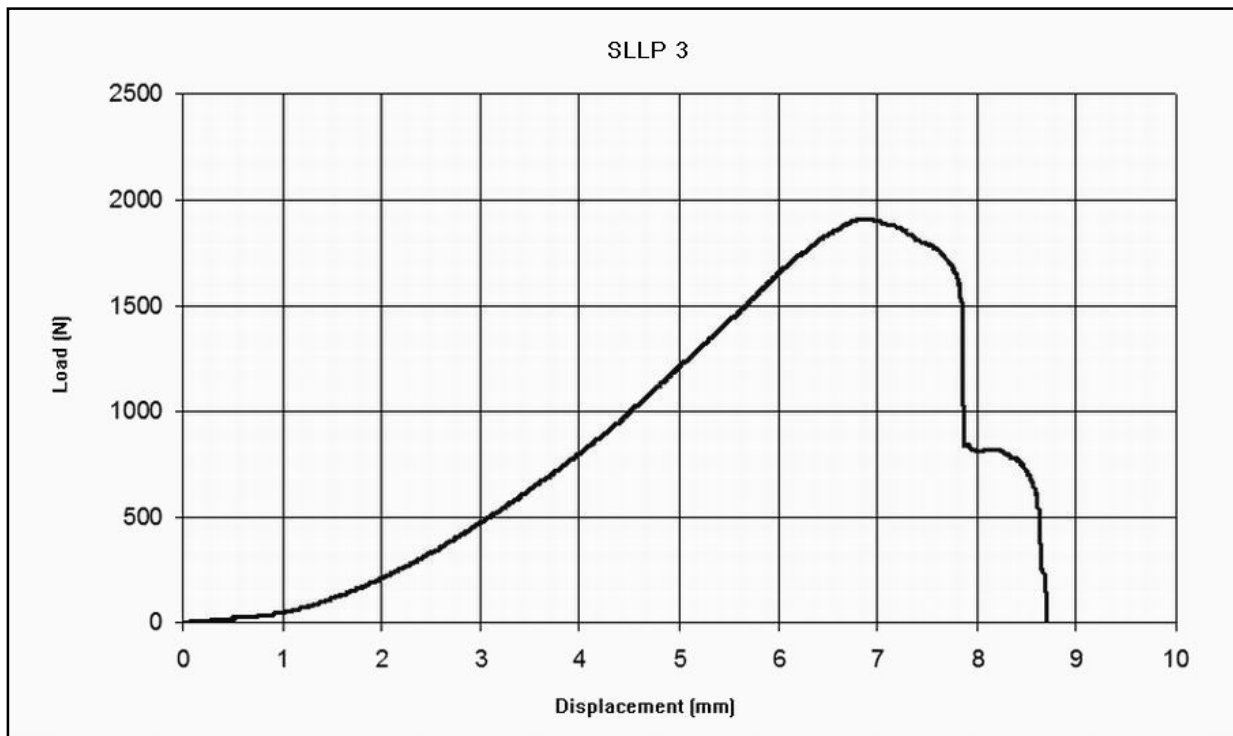
2. Καταγραφή μετρήσεων Παθητικής Ακαμψίας

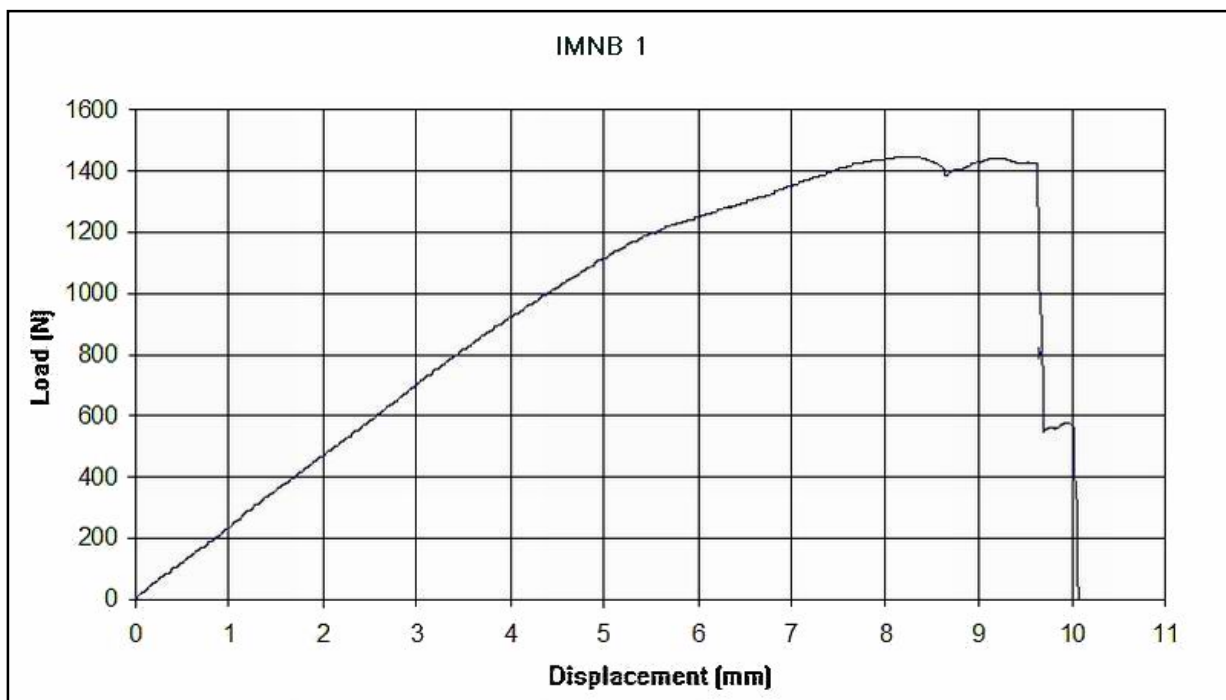
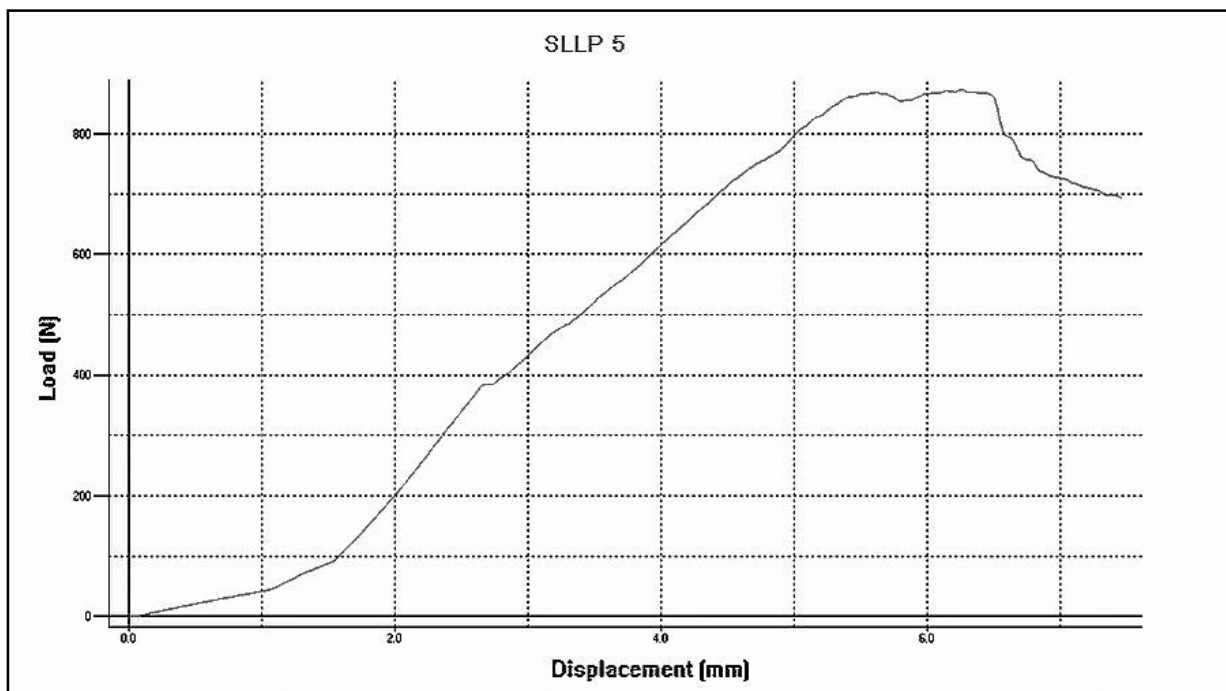
Με εμβιομηχανικούς όρους η παθητική ακαμψία ενός υλικού αντιστοιχεί στην κλίση του ευθύγραμμου τμήματος της καμπύλης φορτίου-μετατόπισης και υπολογίζεται με γραμμική παλινδρόμηση (linear regression) από τα δεδομένα της καμπύλης που αντιστοιχούν στο ευθύγραμμο τμήμα. Οι μετρήσεις παθητικής ακαμψίας ανά δοκίμιο απεικονίζονται αναλυτικά στον πίνακα. Ακολουθούν τα γραφήματα φορτίου / μετατόπισης, τα οποία αντιστοιχούν στην παθητική ακαμψία κάθε δοκιμίου.

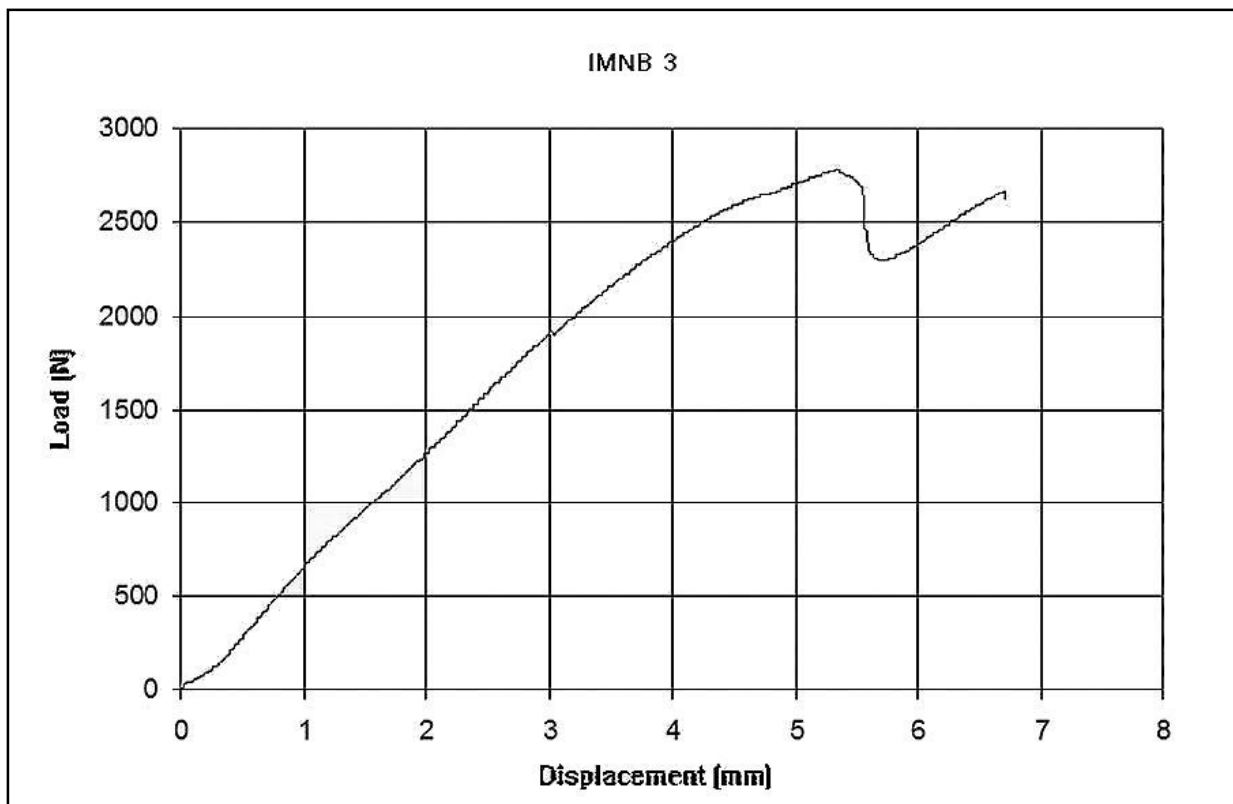
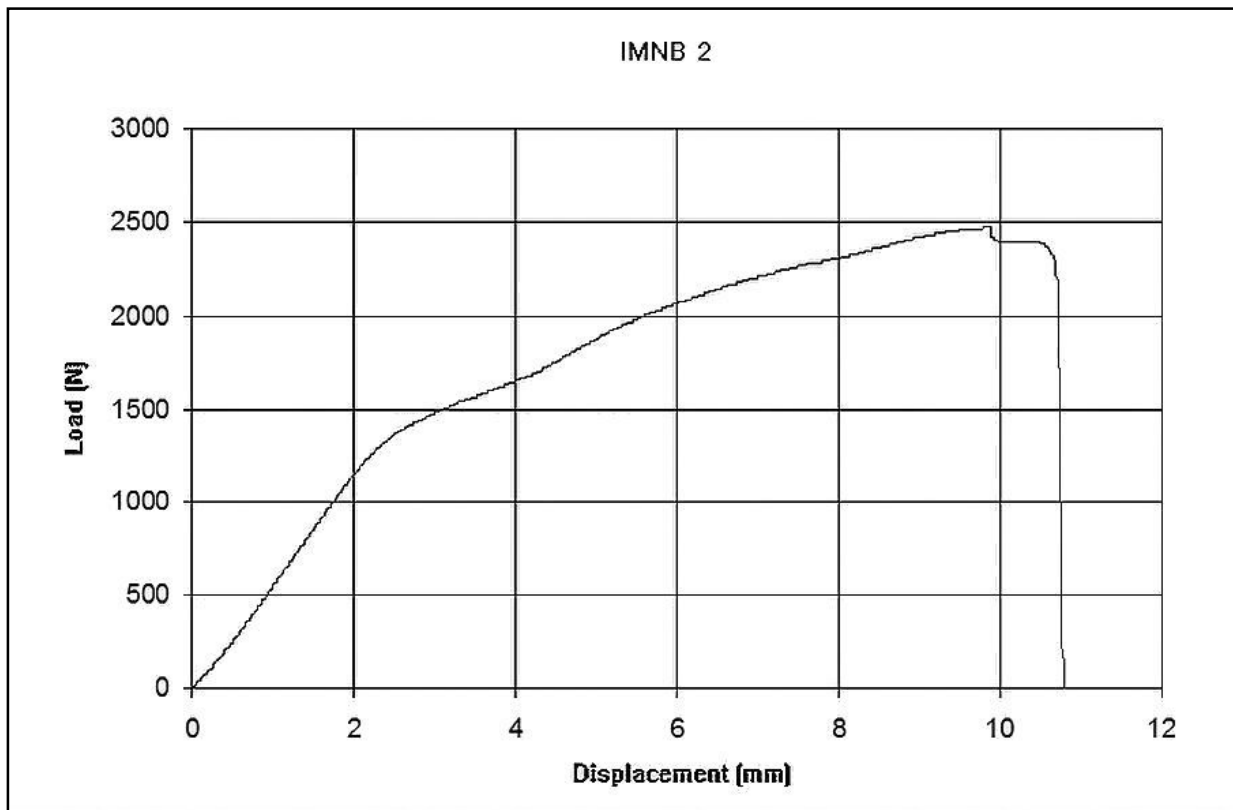
μοντέλο	Παθητική Ακαμψία (N/mm)		
	SLLP	IMNB	DBP
1	388.3	228.7	1577.6
2	472.6	582.8	1402.8
3	420.2	679.6	926.9
4	423.5	357.8	1226.3
5	299.2	288.4	1344.2
Μέση τιμή	400.8^a	427.5^a	1295.6^b
st dev	64.3	194.6	241.9

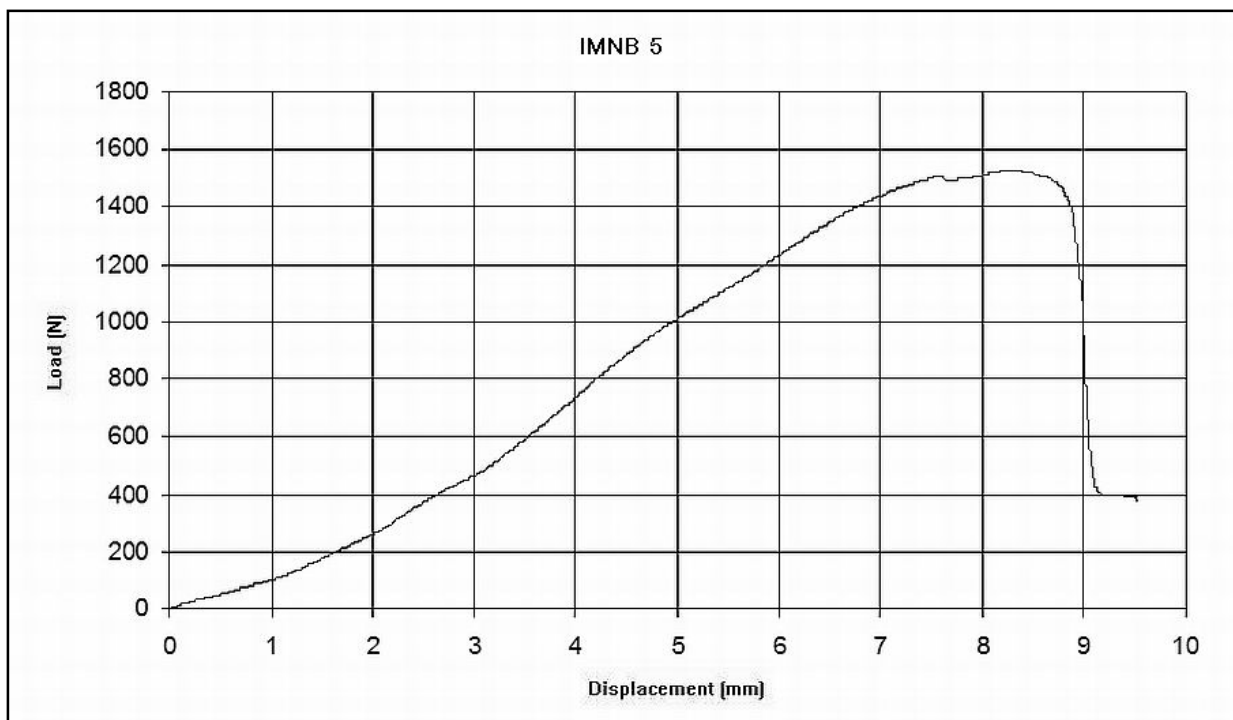
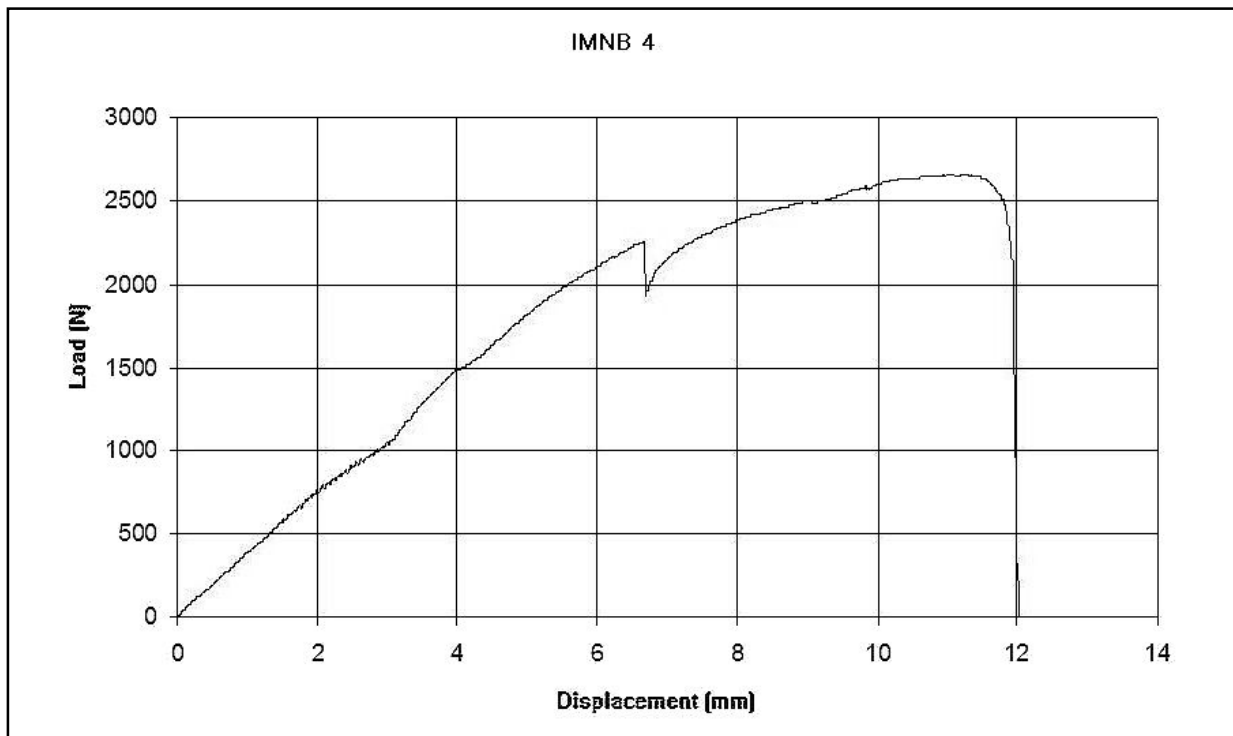
^{a,b} Οι διαφορετικοί γραμματικοί εκθέτες αναφέρονται σε στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ των διαφορετικών τεχνικών. Μέσες τιμές με τον ίδιο γραμματικό εκθέτη δεν παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές ($p > 0.05$)

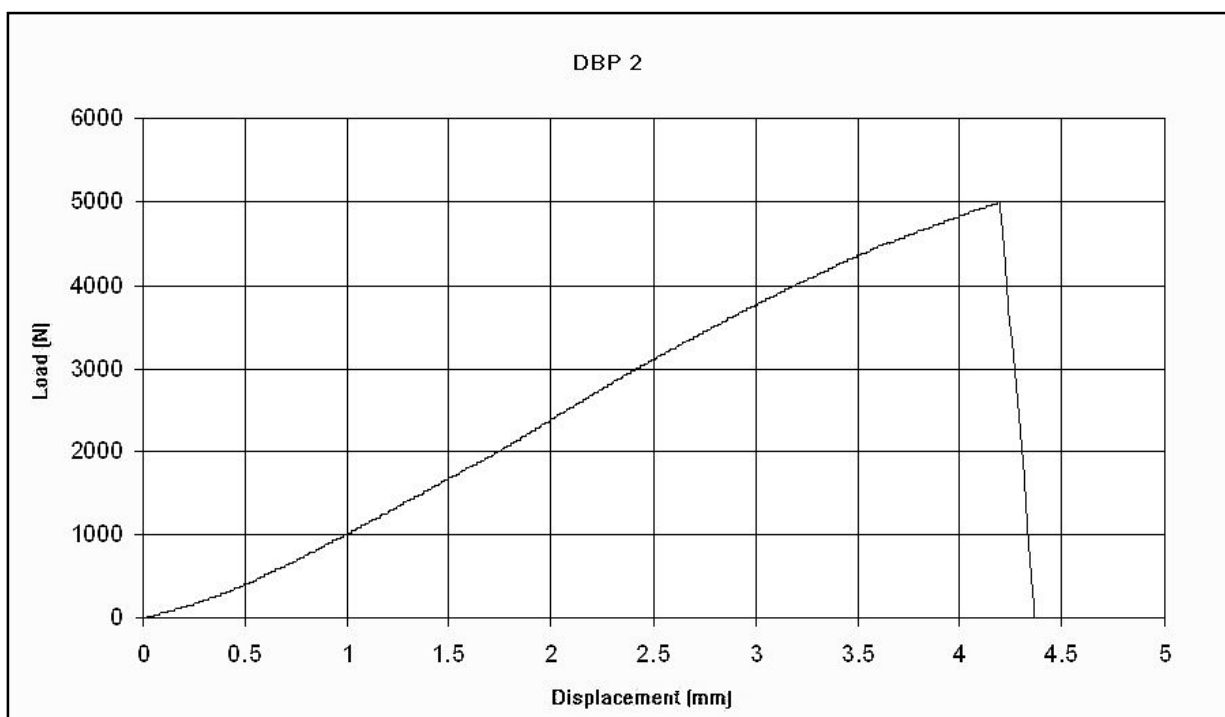
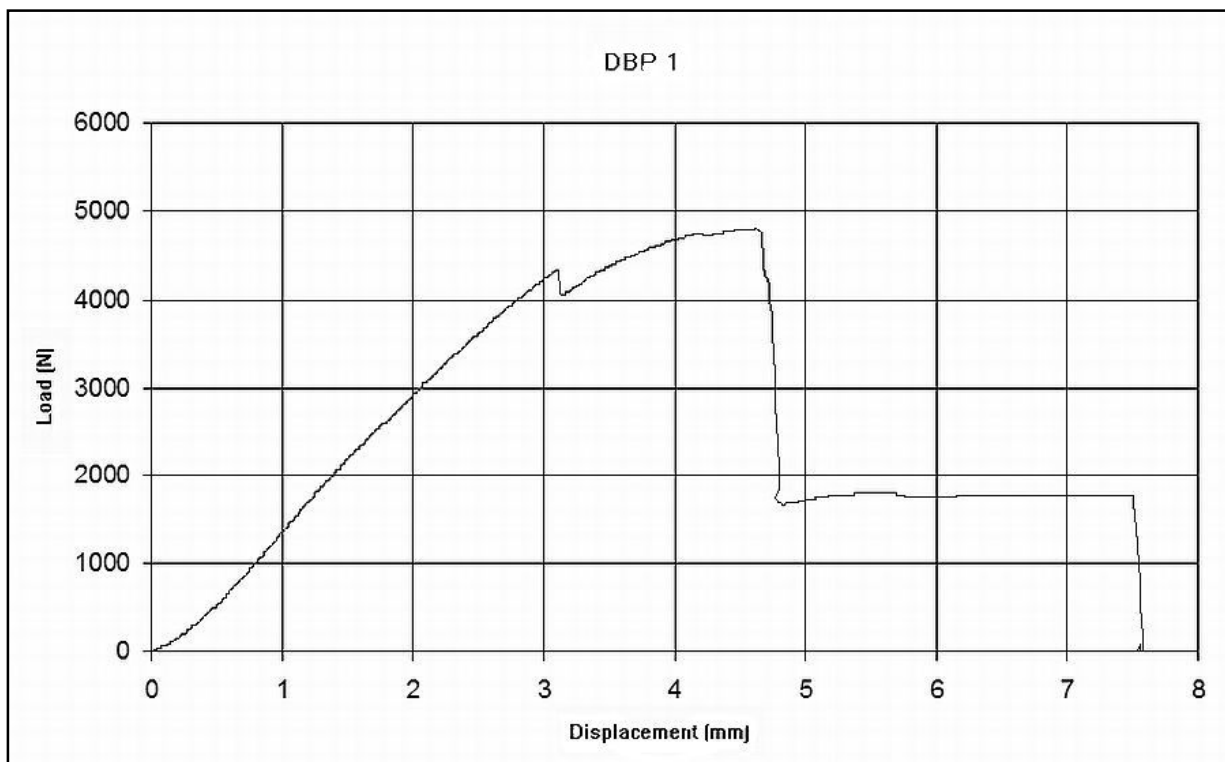


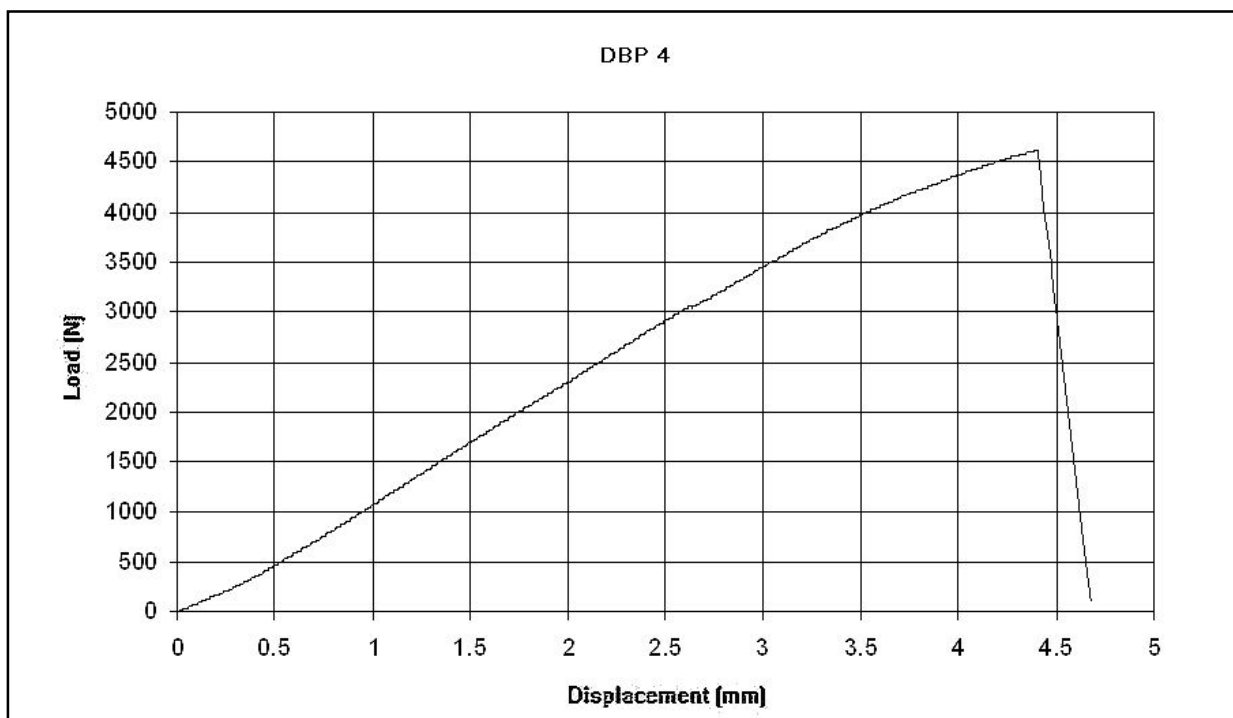
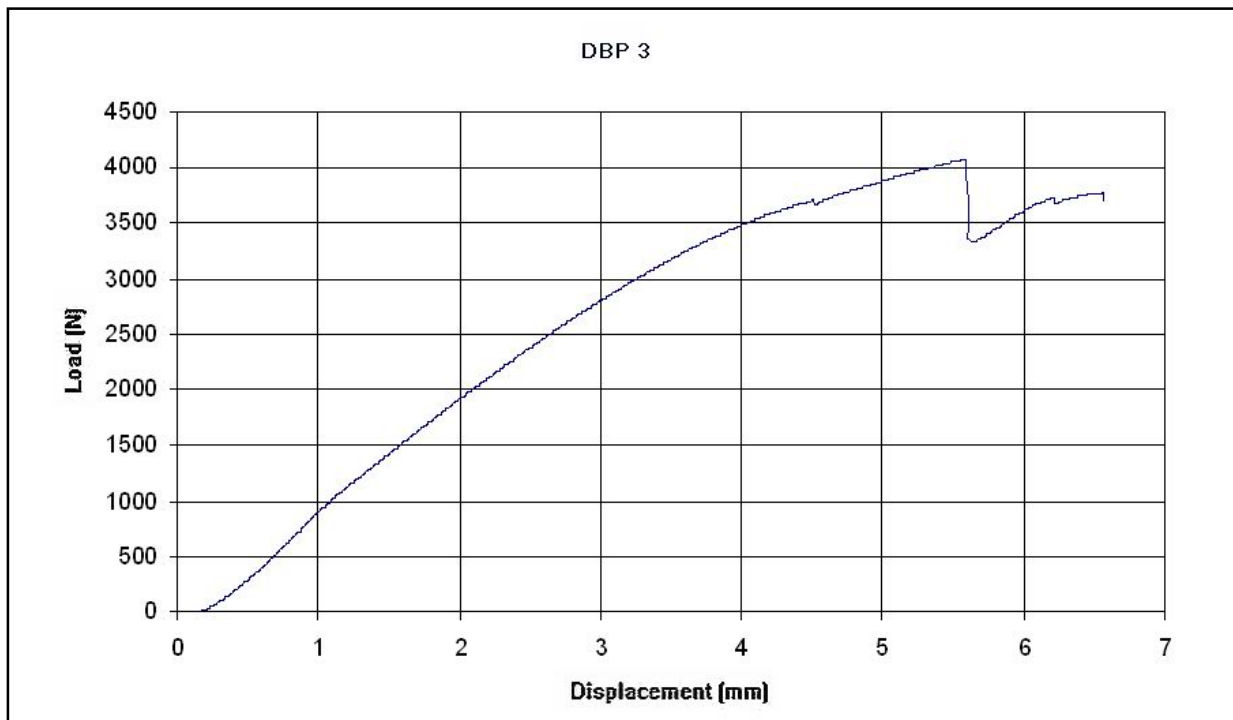


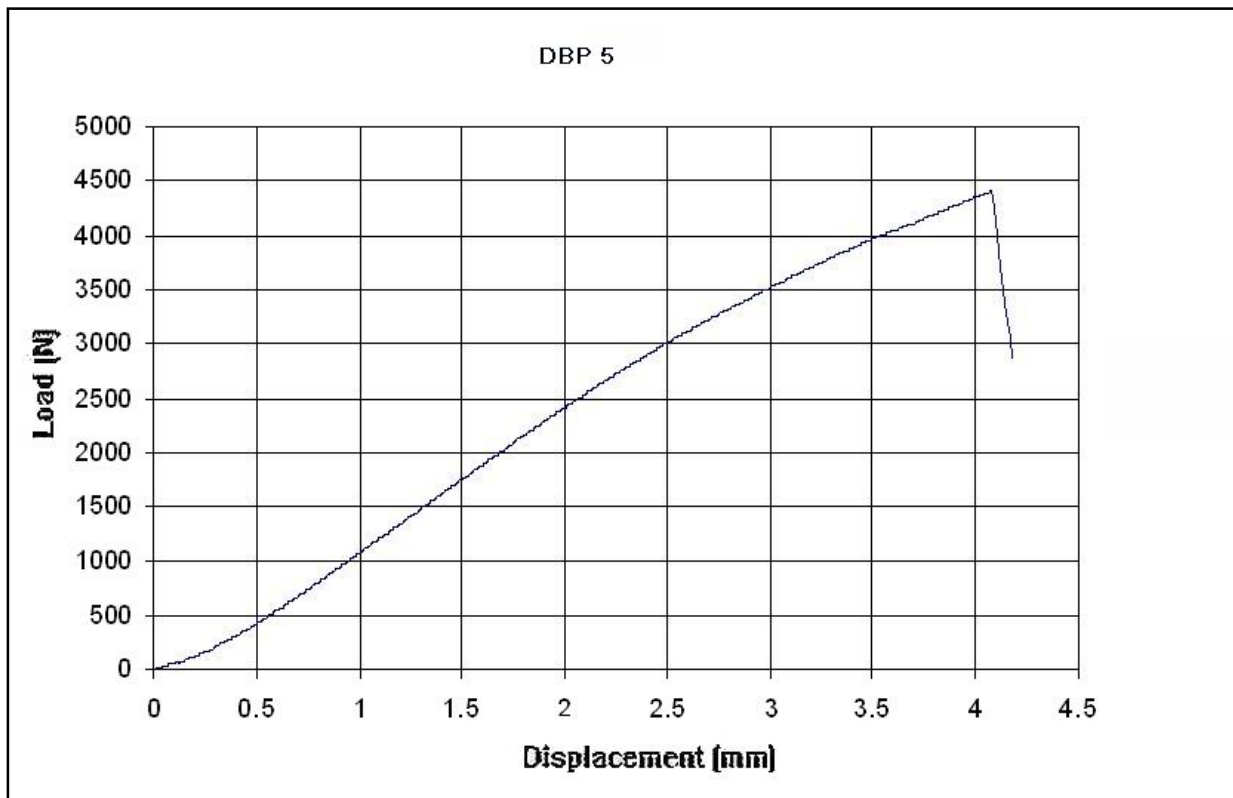










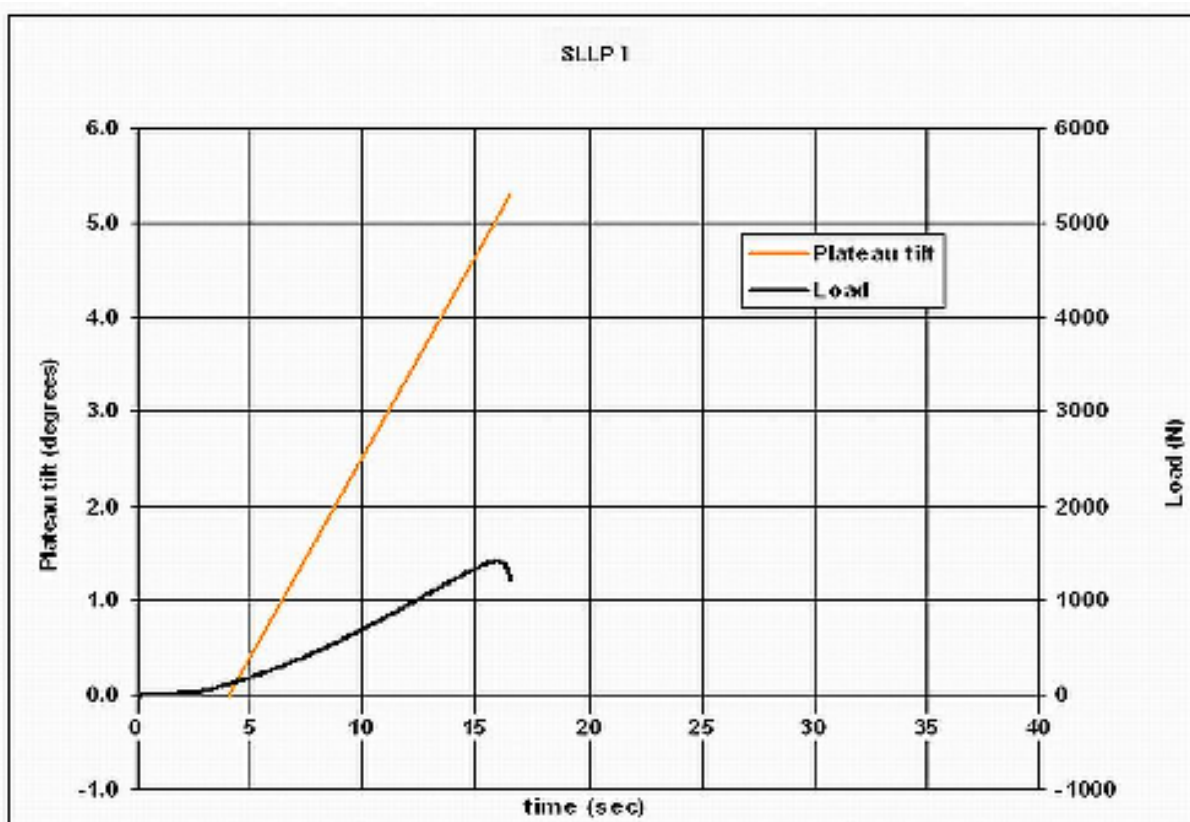


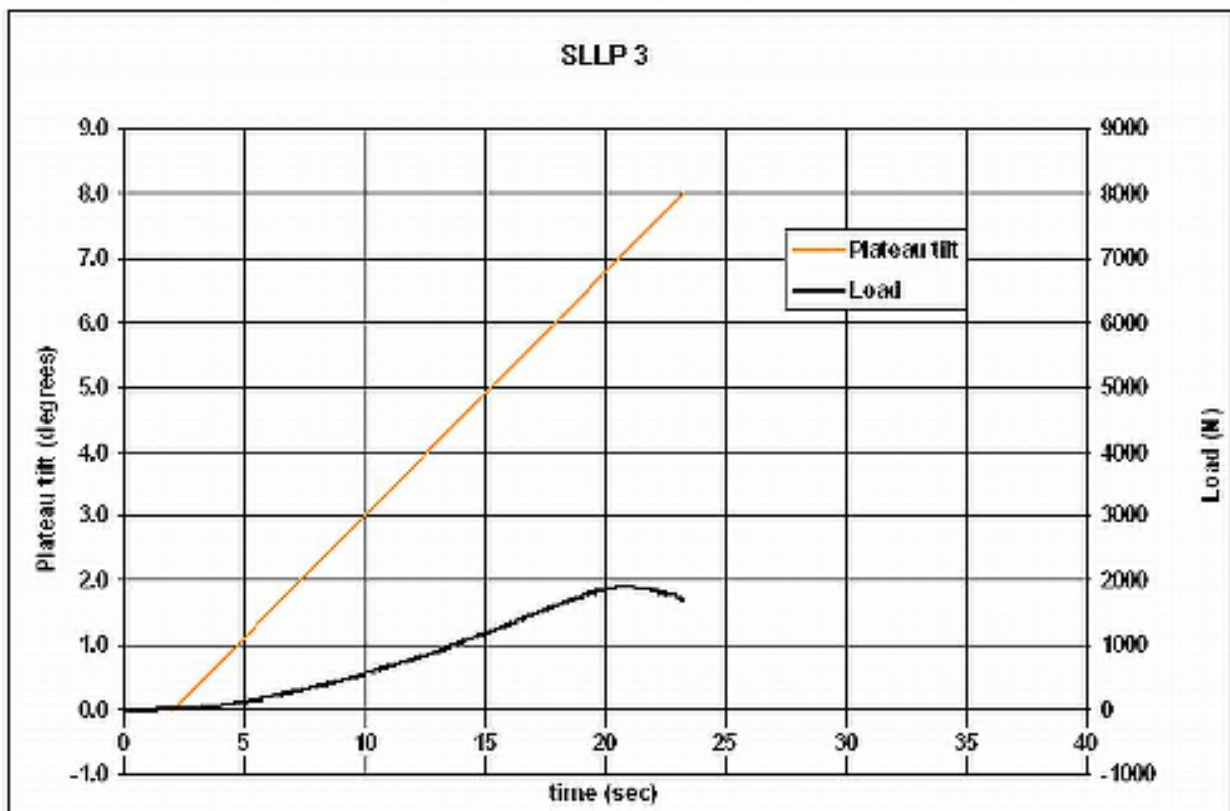
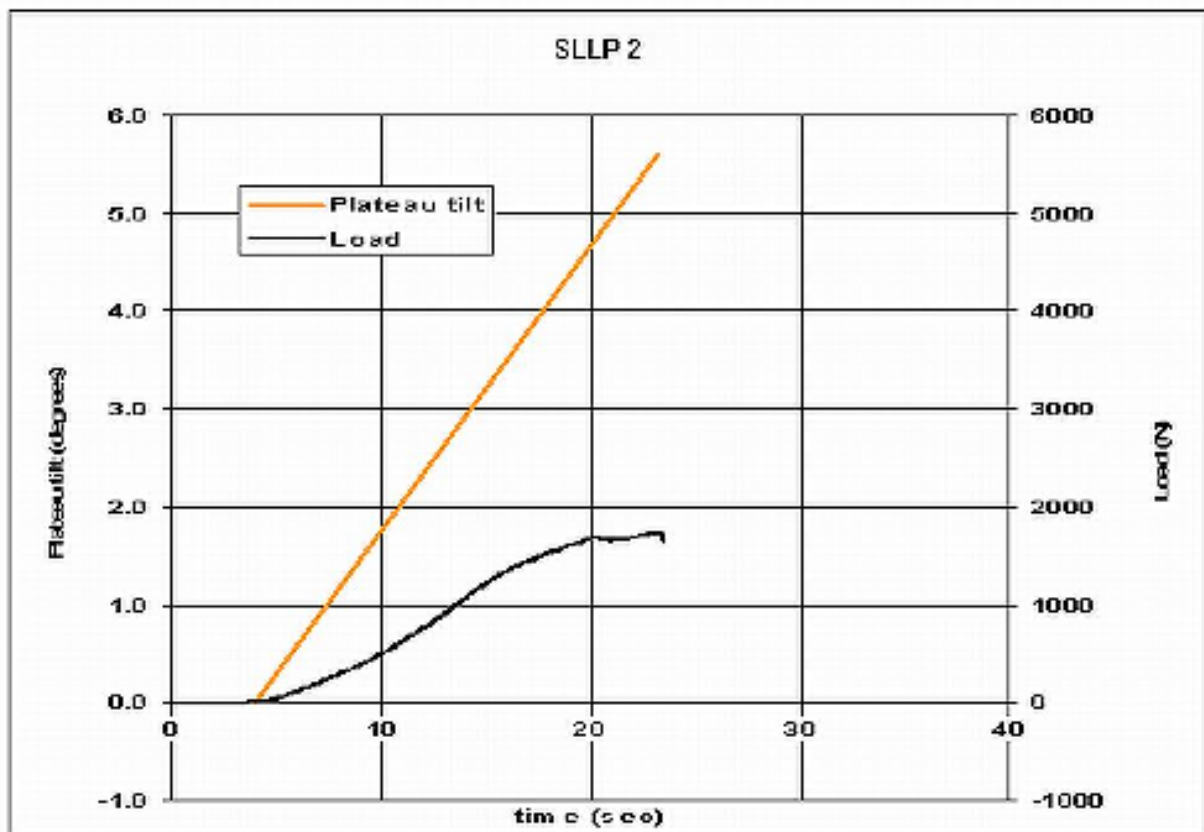
3. Καταγραφή κλίσης του Κνημιαίου Πλατώ

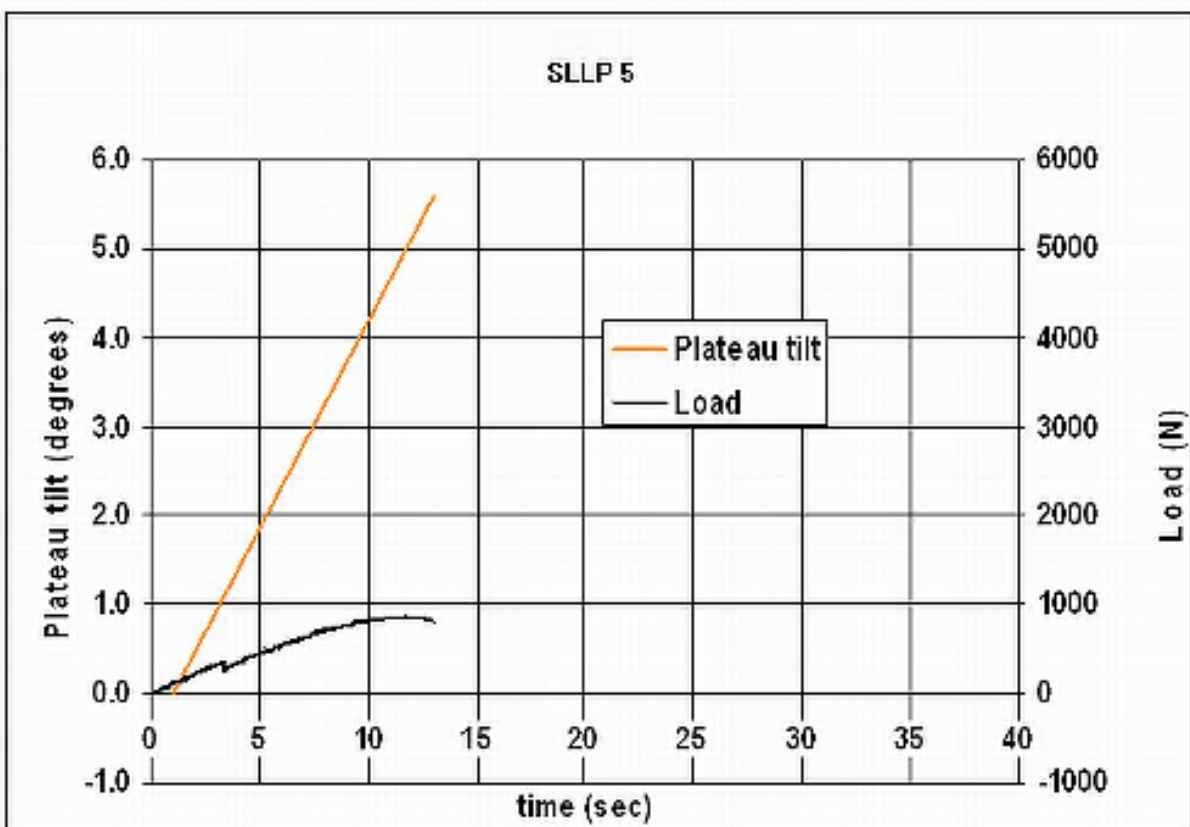
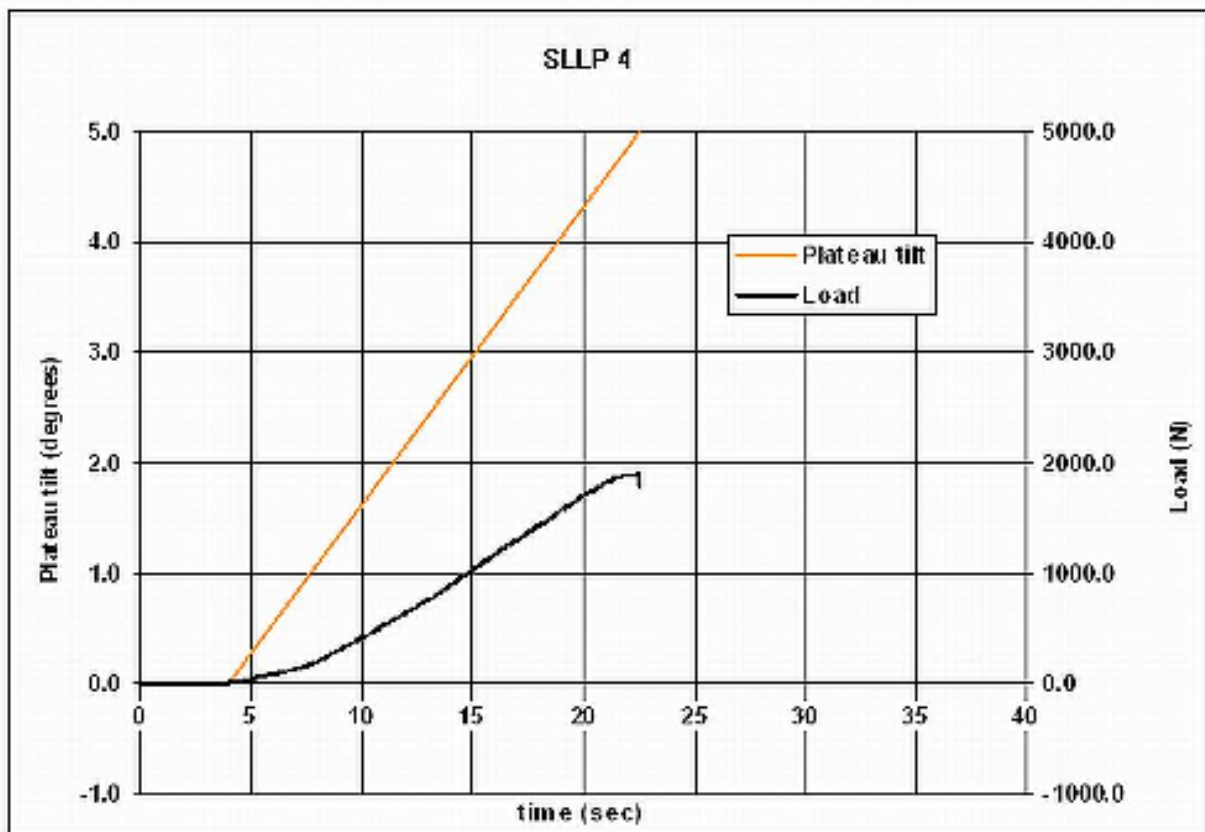
Κατά τις πειραματικές μετρήσεις υπολογίστηκε μία επιπλέον παράμετρος η οποία δεν κρίθηκε απαραίτητο και κλινικά σχετικό να συμπεριληφθεί στο ειδικό μέρος της μελέτης. Η παράμετρος αυτή είναι η πλάγια κλίση του Κνημιαίου Πλατώ κατά το μετωπιαίο επίπεδο, μετρημένη σε μοίρες. Σε όλες τις περιπτώσεις η πλάγια κλίση είχε ως αποτέλεσμα το έσω κνημιαίο πλατώ να βρίσκεται σε χαμηλότερη θέση από το έξω, γεγονός αναμενόμενο βάσει της εφαρμογής μεγαλύτερων φορτίων στο έσω πλατώ, προς αντιστοίχιση της κλινικής πραγματικότητας. Βάσει των μετρήσεων η SLLP τεχνική παρουσίασε τη μεγαλύτερη πλάγια κλίση ($5,9^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$), ακολουθούμενη από την IMNB τεχνική η οποία παρήγαγε μικρότερη ($4,8^{\circ} \pm 2,7^{\circ}$) αλλά στατιστικά παρόμοια κλίση. Η DBP τεχνική τέλος παρήγαγε ελάχιστη κλίση ($0,4^{\circ} \pm 0,3^{\circ}$), σημαντικά μικρότερη σε σχέση με τις 2 άλλες τεχνικές. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων δίνουν μια σαφή εικόνα σχετικά με την ελαστικότητα των υλικών και καταλήγουν σε συμπεράσματα παρόμοια με αυτά των μετρήσεων της ακαμψίας. Παρ' όλα αυτά προτιμήθηκε η πλάγια κλίση να μην ενσωματωθεί στο κύριο τμήμα της μελέτης καθώς θεωρήθηκε πως η παράμετρος επηρεαζόταν ιδιαιτέρως όχι μόνο από τις χρησιμοποιούμενες τεχνικές και τα φορτία αλλά και από τον τύπο του κατάγματος και τα μεγέθη των υλικών. Για παράδειγμα αν η κατεύθυνση του μεταφυσιο-διαφυσιακού κατάγματος ήταν αντίθετη από την υπάρχουσα (είχε φορά δηλ. από εγγύς-έξω προ απώτερα-έσω) πιθανότατα τα αποτελέσματα για την SLLP τεχνική, όπου η πλάκα τοποθετείται στον έξω φλοιό, να ήταν πολύ χειρότερα απ' ότι μετρήθηκαν με την παρούσα κατεύθυνση της καταγματικής γραμμής η οποία λειτουργούσε ως αντέρεισμα. Επίσης αν τα μήκη των πλακών στη DBP τεχνική είχαν επιλεγεί να είναι μικρότερα αυτών που χρησιμοποιήθηκαν, οι μετρήσεις πλάγιας κλίσης για την DBP

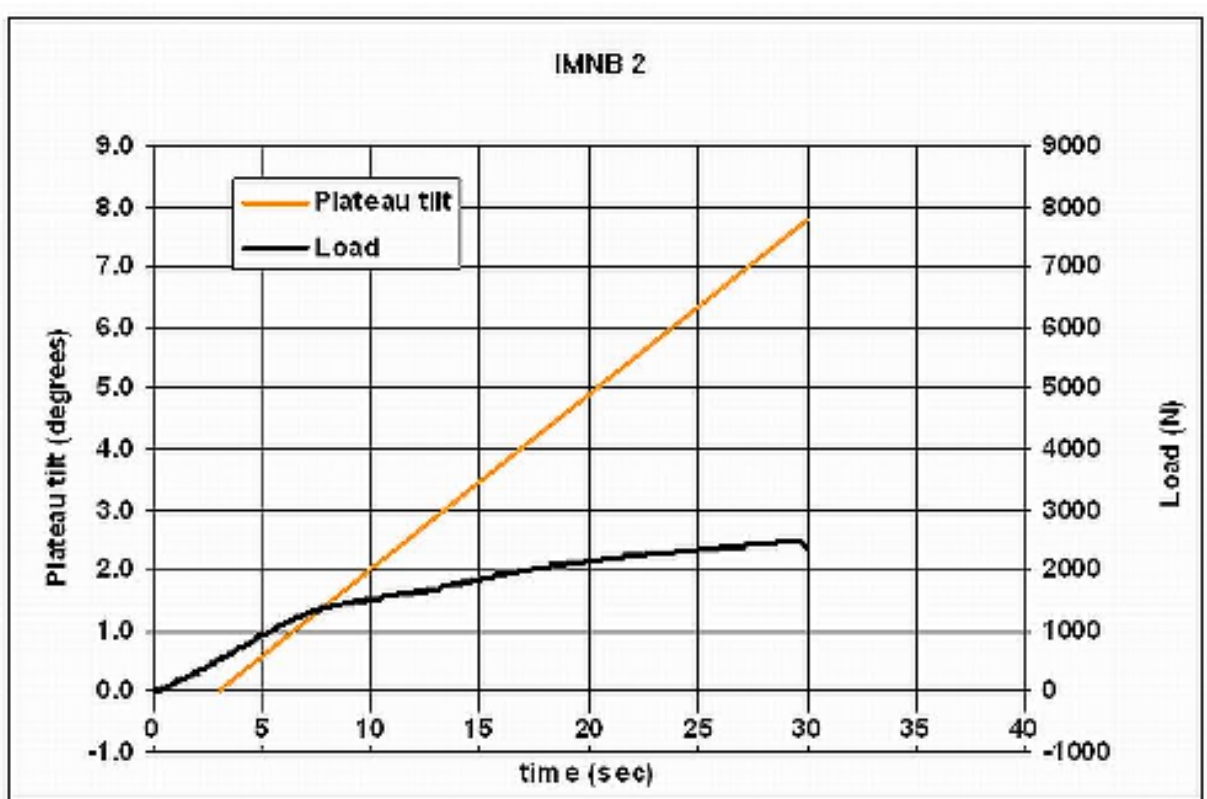
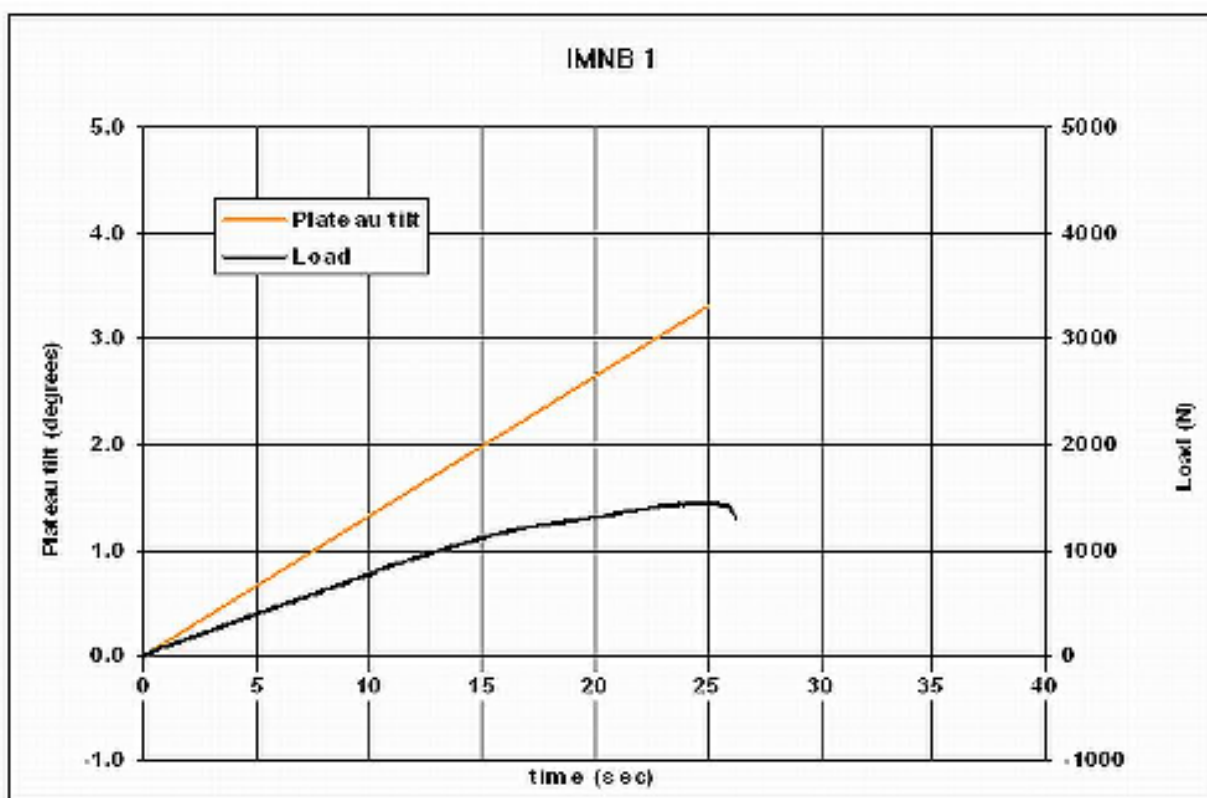
τεχνική θα ήταν χειρότερες από τις υπάρχουσες. Για λόγους αρτιότητας της μελέτης ωστόσο, παρατίθενται τα επιμέρους μεγέθη και τα γραφήματα κάθε μοντέλου.

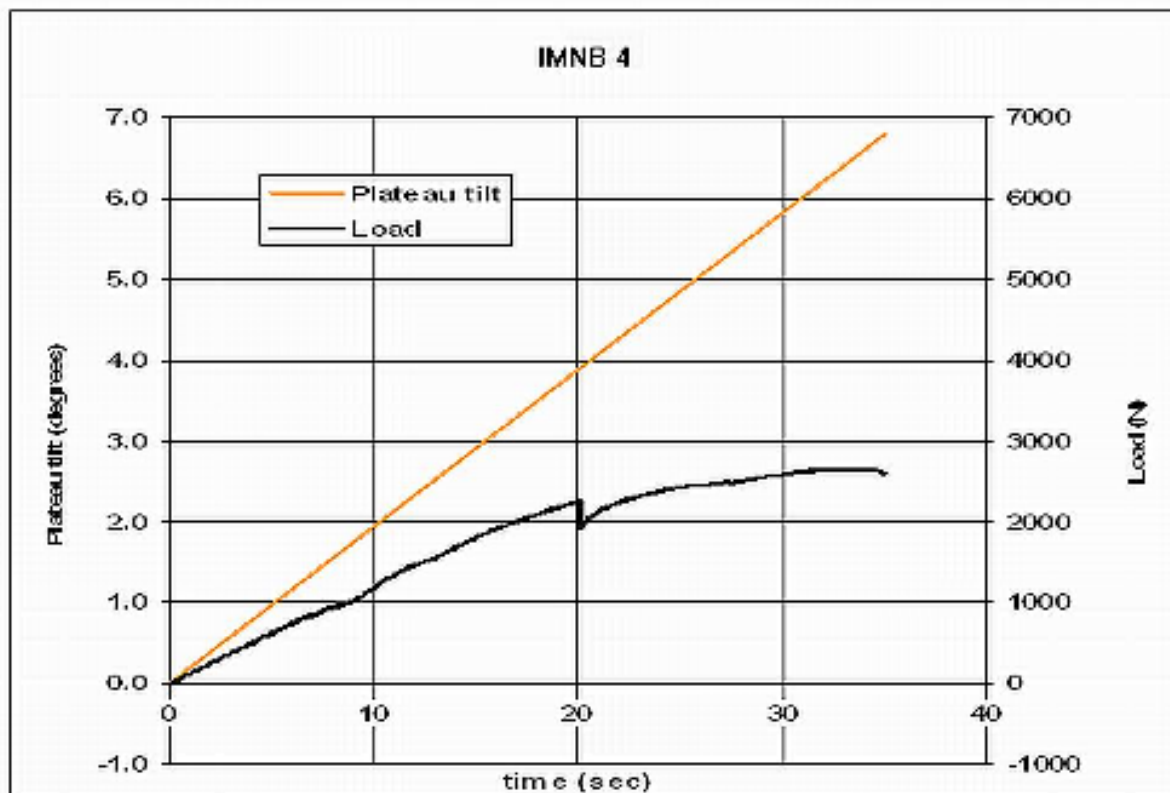
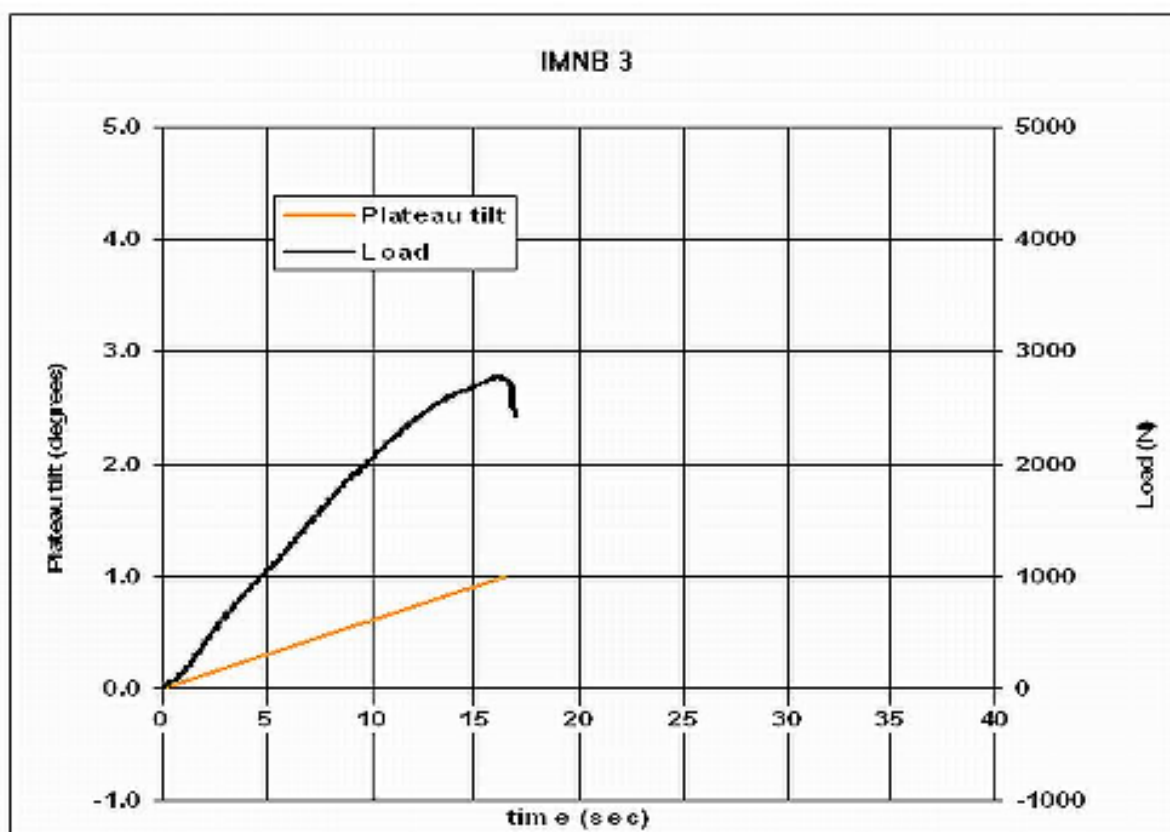
μοντέλο	Πλάγια Κλίση (μοίρες)		
	SLLP	IMNB	DBP
1	5.3	3.3	0.5
2	5.6	7.8	0.0
3	8.0	1.0	0.8
4	5.0	6.8	0.5
5	5.6	5.0	0.3
Μέση τιμή	5.9	4.8	0.4
st dev	1.2	2.7	0.3

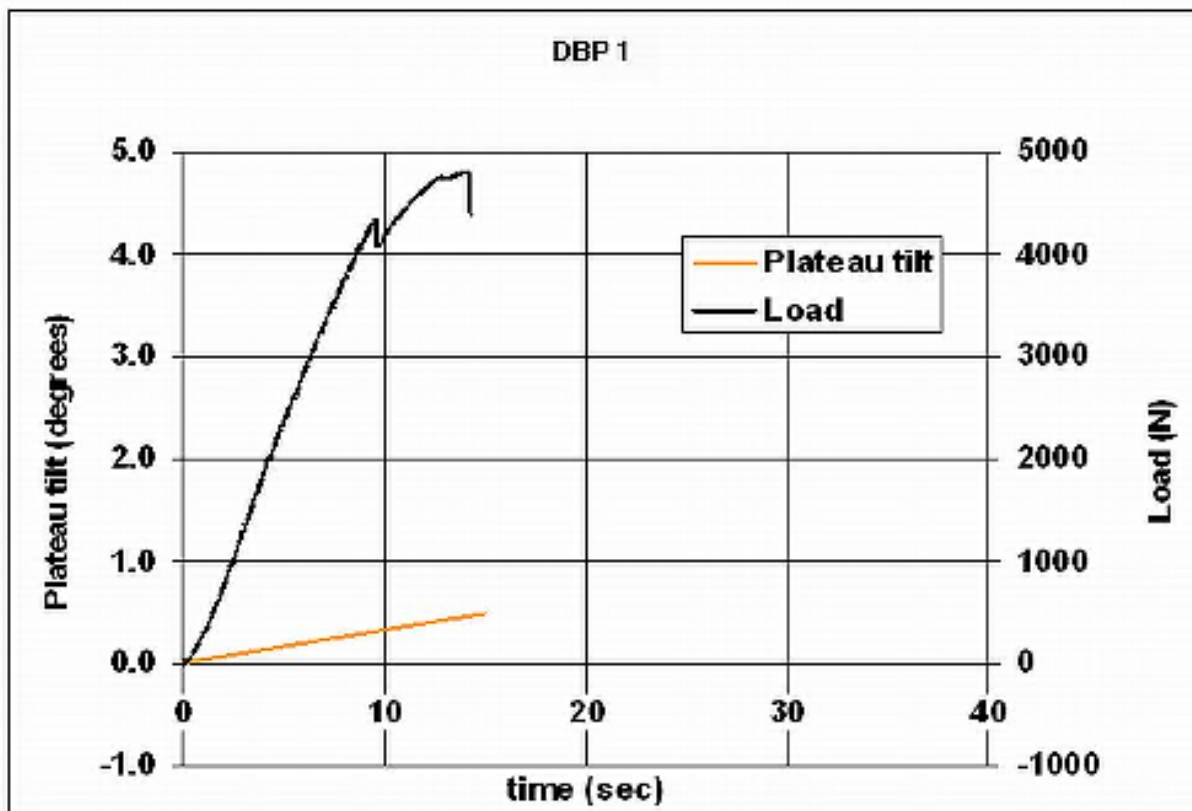
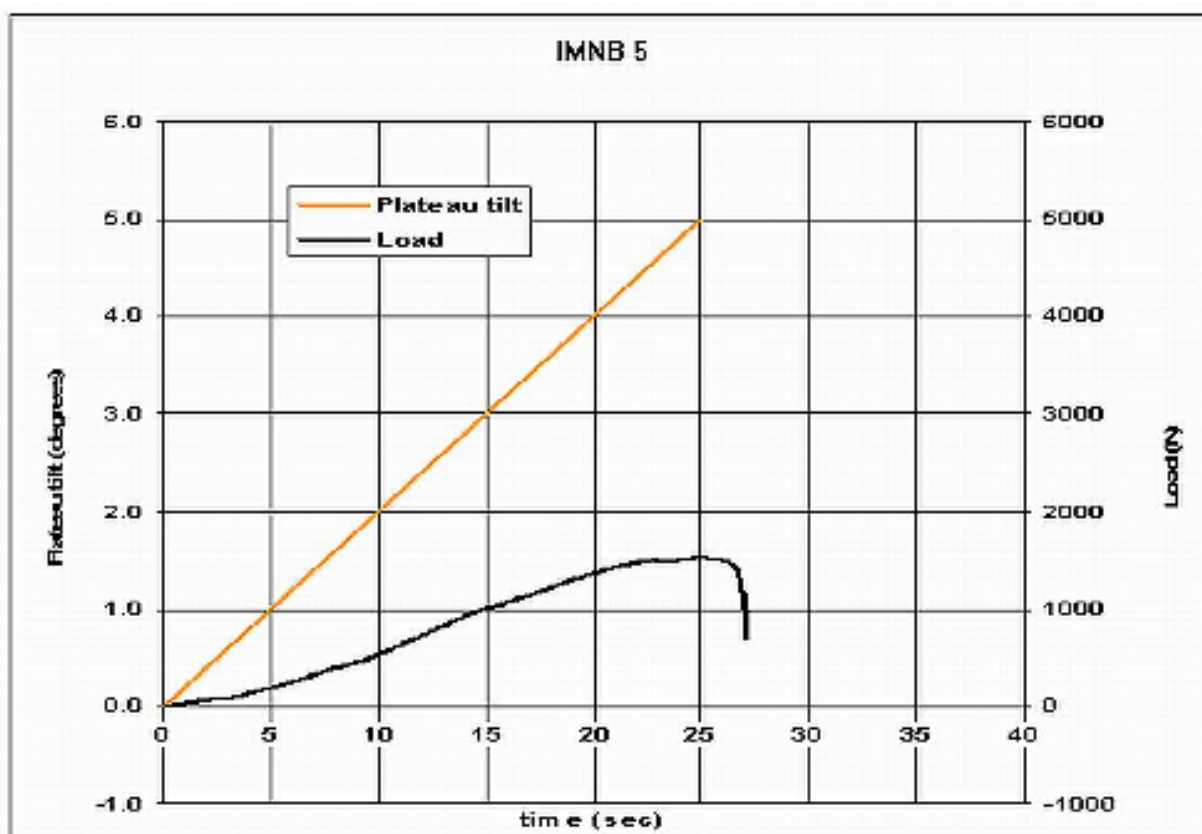


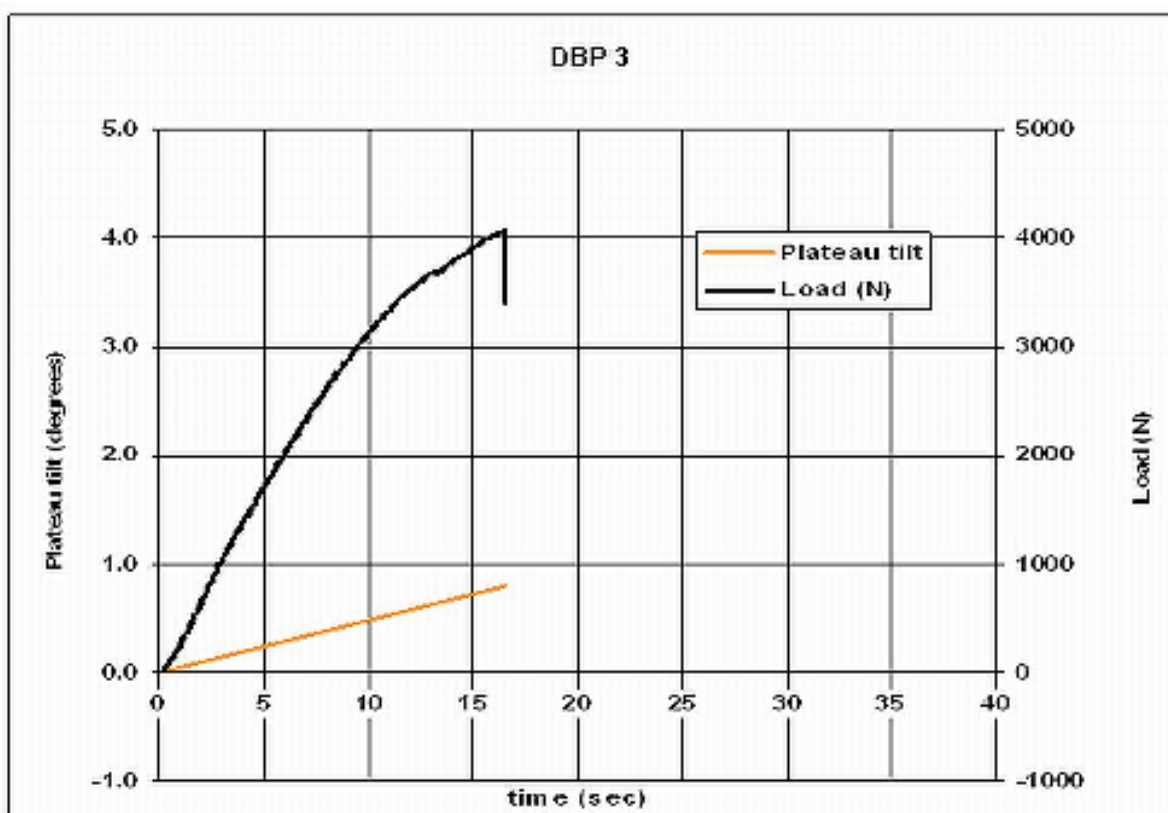
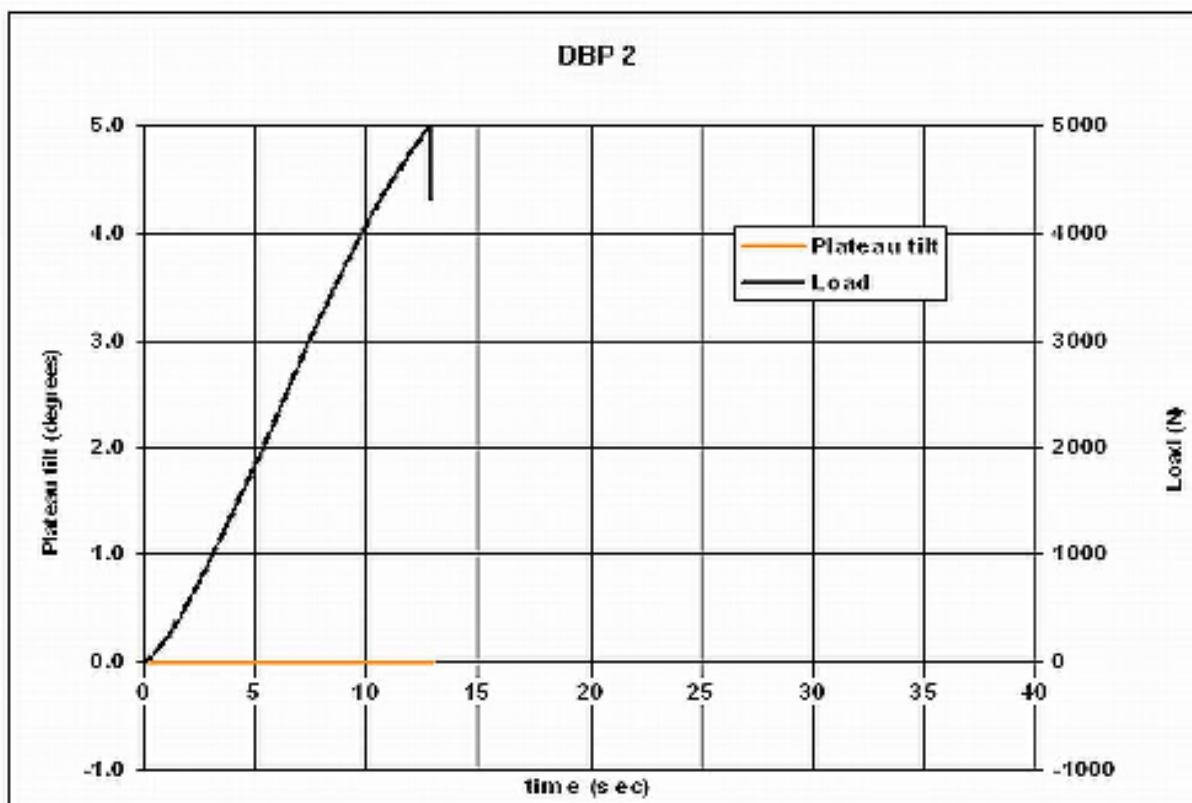


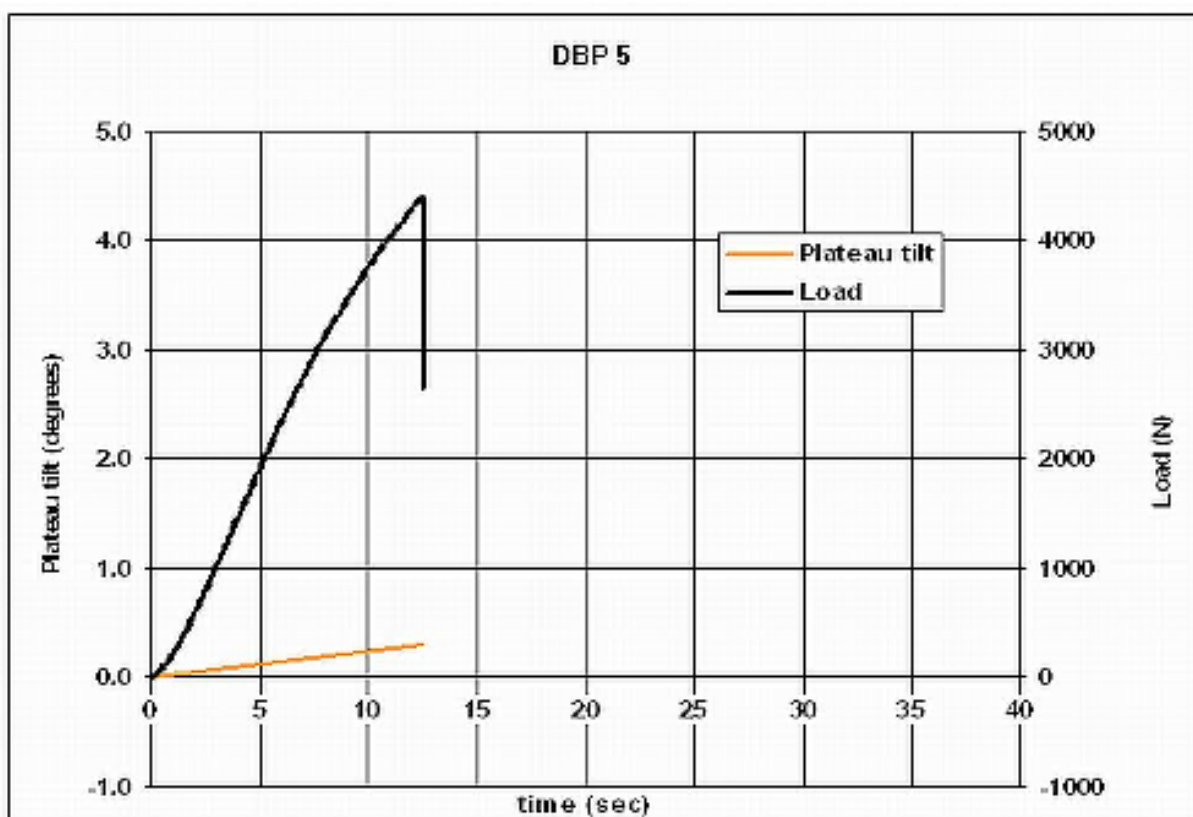
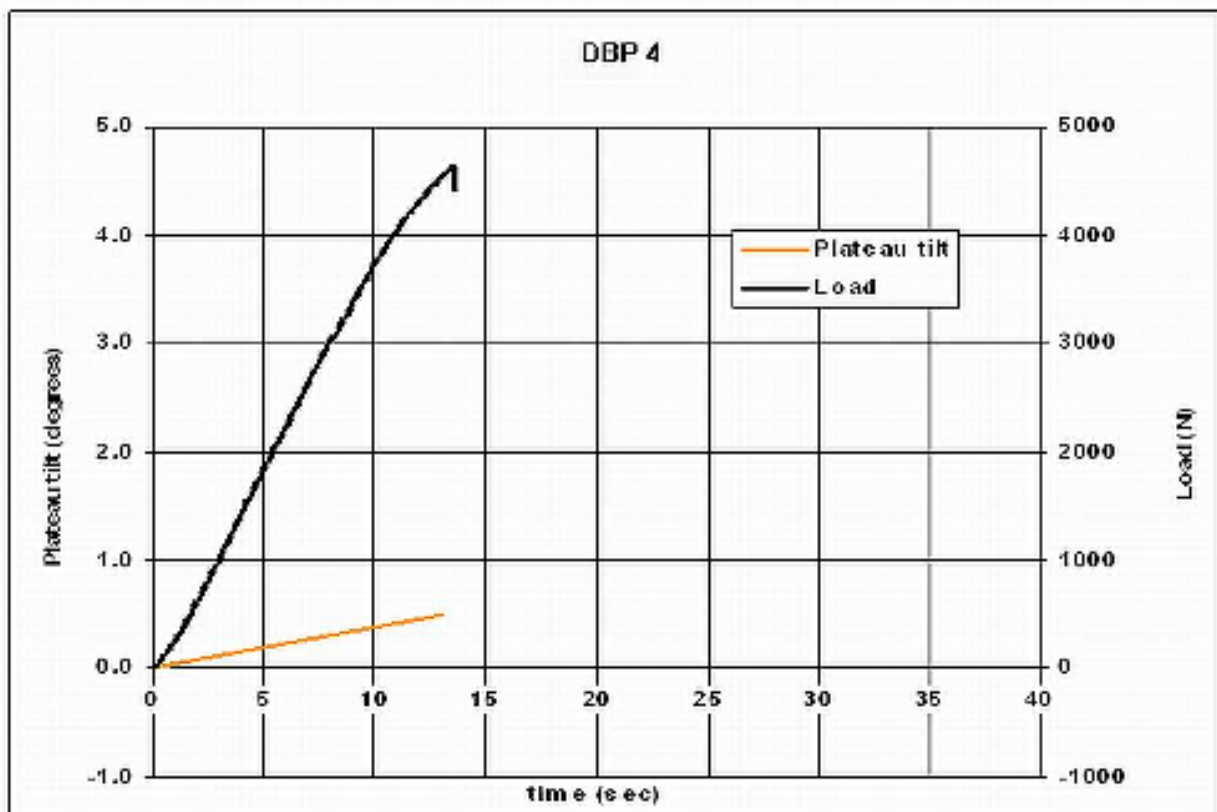












ΙΧ. ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ ΣΕ ΣΥΝΕΔΡΙΑ

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ



Ο σχεδιασμός και η εκπόνηση της παρούσας διατριβής παρήγαγαν μια σειρά παρουσιάσεων σε Ελληνικά και Διεθνή συνέδρια καθώς και αριθμό δημοσιεύσεων σε διεθνή peer – reviewed ορθοπαιδικά περιοδικά. Οι εν λόγω μελέτες αναφέρονται στις ακόλουθες λίστες:

1. Παρουσιάσεις σε συνέδρια

1. Η χρήση συσφιγκτικών κοχλίων (Bolts) στην αντιμετώπιση ενδοαρθρικών καταγμάτων περί το γόνατο. Γαρνάβος Χ., Παπαγιαννάκος Κ., Λασσανιάνος Ν., Χαραλαμπίδης Ε., Βασταρδής Γ., Παπανικολάου Κ., Σίννης Γ.
25 – 27 Ιανουαρίου 2008: Ετήσιο Συνέδριο Ενδομυελικών Ηλώσεων, Θεσσαλονίκη
2. Μια διαφορετική προσέγγιση των καταγμάτων Pilon τύπου Α και επιλεγμένων τύπου Β κατά ΑΟ. Χειρουργική αντιμετώπιση με την συνδυασμένη χρήση ενδομυελική ήλωσης και ελεύθερων κοχλίων. Ν.Λασσανιάνος, Α.Μπαρμπιτσιώτη, Γ.Βάσταρδης, Γ.Σίννης, Β.Λάκκα, Χ.Γαρνάβος.
4– 7 Σεπτεμβρίου 2008: Ετήσιο συνέδριο τμήματος Άκρου Ποδός & Πόδοκνημικής, Ναύπλιο
3. Η χρήση συσφιγκτικών κοχλίων (Bolts) στην αντιμετώπιση ενδοαρθρικών καταγμάτων περί το γόνατο. Χ.Γαρνάβος, Ν.Λασσανιάνος, Β.Λάκκα, Ε.Χαραλαμπίδης, Κ.Παπανικολάου, Σ.Τζεβελέκος.
7 – 11 Οκτωβρίου 2008 : 63ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (ΕΕΧΟΤ), Αθήνα
4. The use of the condylar bolts in the osteosynthesis of intra-articular fractures around the knee. C.Garnavos, N.Lasanianos, A.Barbitsioti, G.Sinnis, K.Papanikolaou, M.Kaminaris, S.Moshos.
29 Μαΐου – 1 Ιουνίου 2009: 10th EFORT Congress, Vienna – Austria

5. Intramedullary nailing for extra-articular and selected intra-articular distal tibial metaphyseal fractures: fixation enhancement with blocking screws. C.Garnavos, N.Lasanianos, K.Papagianakos, N.Tsoutseos, E.Morakis, G.Vastardis, S.Moshos.
29 Μαΐου – 1 Ιουνίου 2009: 10th EFORT Congress, Vienna – Austria

6. Η αντιμετώπιση εξωαρθρικών και επιλεγμένων ένδοαρθρικών καταγμάτων του κεντρικού τεταρτημορίου της κνήμης με ενδομυελική ήλωση. Ν.Λασασιάνος, Α.Μπαρμπιτσιώτη, Δ.Καβαλιεράκη, Στ.Χαραλαμπίδης, Γ.Σίννης, Κ.Παπανικολάου, Χ.Γαρνάβος
13-16 Οκτωβρίου 2010: 66ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (ΕΕΧΟΤ), Αθήνα

7. Compression bolts at the distal side of the knee. C,Garnavos, N.Lasanianos, G.Sinnis, G.Protopapadakis, P.Kalatzis, E.Nikas
Gerhard Kuntscher society 2011 Annual Meeting, Thessaloniki-Greece

8. Intramedullary nailing and compression bolts in the management of type C distal femoral fractures. C,Garnavos, N.Lasanianos, E.Charalampides, P.Papagianopoulos, P.Boudouris, I.Akrivos - *Gerhard Kuntscher society 2011 Annual Meeting, Thessaloniki-Greece*

9. Η συμβολή των ελευθέρων βιδών (“Blocking Screws”) στην αντιμετώπιση των μεταφυσιακών καταγμάτων του μηριαίου και της κνήμης με εβδομυελική ήλωση. Β.Λάκκα, Ν.Λασασιάνος, Ε.Παπανικολάου, Π.Παπαγιαννόπουλος, Π.Καλαντζής, Γ.Σίννης, Χ.Γαρνάβος
12-16 Οκτωβρίου 2011: 67ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (ΕΕΧΟΤ), Αθήνα

10. Η αντιμετώπιση των δια-υπερκονδύλιων καταγμάτων του μηριαίου (τύπος C κατά ΑΟ) με ενδομυελική ήλωση και συσφιγκτικούς κοχλίες. Χ.Γαρνάβος, Ν.Λασασιάνος, Β.Λάκκα, Ε.Χαραλαμπίδης, Γ.Πρωτοπαπαδάκης, Π.Μπουντούρης, Ι.Ακριβός
12-16 Οκτωβρίου 2011: 67ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (ΕΕΧΟΤ), Αθήνα

11. Συνδυασμός Ενδομυελικής Ήλωσης και Συσφιγκτικών Κοχλιών στην αντιμετώπιση των δια-υπερκονδύλιων καταγμάτων του μηριαίου. Λασασιάνος Ν., Λύγδας Π., Παναγόπουλος Γ., Γαρνάβος Χ.
26-28 Ιανουαρίου 2012: 7ο Συνέδριο τμήματος ενδομυελικών ηλώσεων ΕΕΧΟΤ 2012

12. Κλινική εφαρμογή και Εμβιομηχανική μελέτη της αντιμετώπισης ενδοαρθρικών καταγμάτων της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης με ενδομυελική ήλωση.
Λασσανιάνος Ν., Μπάμπης Γ., Γαρνάβος Χ.
26-28 Ιανουαρίου 2012: 7ο Συνέδριο τμήματος ενδομυελικών ηλώσεων EEXOT 2012
13. Κλινική εφαρμογή και Εμβιομηχανική μελέτη της αντιμετώπισης ενδοαρθρικών καταγμάτων της εγγύς κνημιαίας μετάφυσης με ενδομυελική ήλωση
Λασσανιάνος Ν., Μπάμπης Γ., Γαρνάβος Χ.
3-6 Οκτωβρίου 2012: 68ο Πανελλήνιο Ορθοπαιδικό Συνέδριο (EEXOT), Αθήνα

2. Διεθνείς Δημοσιεύσεις

1. The management of complex fractures of the proximal tibia with minimal intra-articular impaction in fragility patients using intramedullary nailing and compression bolts.
Garnavos C, Lasanianos NG.
Injury. 2011 Oct;42(10):1066-72. doi: 10.1016/j.injury.2011.03.024. Epub 2011 Apr 13.
2. Proximal tibia fractures and intramedullary nailing: The impact of nail trajectory to varus/valgus deformity.
Garnavos C, Lasanianos N.
Injury. 2011 Dec;42(12):1499-505. doi: 10.1016/j.injury.2011.05.003. Epub 2011 Jun 8.
3. Retrograde nailing and compression bolts in the treatment of type C distal femoral fractures.
Garnavos C., Lygdas P, Lasanianos NG.
Injury. 2012 Jul;43(7):1170-5. doi: 10.1016/j.injury.2012.03.023. Epub 2012 Apr 24.
4. A comparative biomechanical study for complex Tibial plateau fractures. Nailing and compression bolts versus modern and traditional plating
Lasanianos NG, Garnavos C, Magnisalis E, Kourkoulis S, Babis GC
Injury. 2013 Apr 16. doi:p11: S0020-1383(13)00134-4. 10.1016 [Epub ahead of print]