



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

**ΛΟΞΗ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑ ΚΝΗΜΗΣ ΧΩΡΙΣ ΤΗΝ ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑ ΚΝΗΜΗΣ ΜΕ ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΟΣΤΙΚΗΣ
ΣΦΗΝΑΣ ΓΙΑ ΔΙΟΡΘΩΣΗ ΤΟΥ ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΚΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.**

**ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΣΤΑΘΕΡΟΤΗΤΑΣ ΤΗΣ
ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΜΕ ΓΩΝΙΩΔΗ ΠΛΑΚΑ**

ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΣΤΑΥΛΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΟΣ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2015

Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από το Τμήμα Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνωμών του συγγραφέα. Ν. 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος).

Ημερομηνία αίτησης του κ. Σταυλά Παναγιώτη: 15-1-2002

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 461^α/19-2-2002

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

Ξενάκης Θεόδωρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Μέλη

Παπαδόπουλος Γεώργιος Καθηγητής Αναισθησιολογίας

Γεωργούλης Αναστάσιος Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Ανασύσταση Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής

Επιβλέπων

Ξενάκης Θεόδωρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Μέλη

Μπερής Αλέξανδρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Γεωργούλης Αναστάσιος Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 16-4-2003

«Λοξή οστεοτομία κνήμης χωρίς την αφαίρεση οστικού τμήματος και οστεοτομία κνήμης με αφαίρεση οστικής σφήνας για διόρθωση του οστεοαρθρικού γόνατος. Συγκριτική μελέτη της σταθερότητας της οστεοσύνθεσης με γωνιώδη πλάκα.»

ΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ : 780^α/2-7-2015

1. Γεωργούλης Αναστάσιος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων
2. Κορομπιλίας Αναστάσιος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων
3. Μπερής Αλέξανδρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων
4. Ξενάκης Θεόδωρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων
5. Τζαφλίδου Μαργαρίτα Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων
6. Φωτιάδης Δημήτριος Καθηγητής του Τμήματος Μηχανικών Επιστήμης Υλικών του Παν/μίου Ιωαννίνων
7. Βεκρής Μάριος Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Ιωαννίνων

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 20-10-2015

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Πασχόπουλος Μηνάς

Καθηγητής Μαιευτικής-Γυναικολογίας



Στην οικογένειά μου

Στους δασκάλους μου

A theory is something that nobody believes,
except its author.
An experiment is something that everybody believes,
except its author.

(attributed to the National Academy of Sciences ,
Washington DC, USA)

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Θα ήθελα να εκφράσω τις εγκάρδιες ευχαριστίες μου στον υπεύθυνο και επιβλέποντα την παρούσα διδακτορική διατριβή, Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κ. Θεόδωρο Ξενάκη, τόσο για την εποπτεία και καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της εκπόνησής της, όσο και για τη στήριξή του όλο αυτό το διάστημα. Τον ευχαριστώ επίσης ιδιαίτερω για τη διάθεσή του να μου μεταδώσει τις θεωρητικές αρχές και βάσεις της πειραματικής διερεύνησης πάνω στην οποία στηρίζεται η ιατρική πρακτική.

Ευχαριστώ επίσης τους Καθηγητές Ορθοπαιδικής του Τμήματος Ιατρικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων κκ. Αλέξανδρο Μπερή και Αναστάσιο Γεωργούλη για τη συμβολή τους στην περάτωση αυτής της διατριβής.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες για τη συμβολή τους στη διενέργεια αυτής της διατριβής εκφράζω στο συνάδελφο Ορθοπαιδικό Χειρουργό κ. Α. Πολίτη και στο συνάδελφο Γενικό Ιατρό, Διδάκτορα της Ιατρικής Στατιστικής κ. Κ. Μίχα, καθώς και στους Β. Παπαθανασοπούλου, Γ. Σιώγα, Ε. Μαγνήσαλη και Π. Καραγιάννη.

Τέλος, αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω του γονείς μου, που μου εμφύσησαν τις αρχές της δικαιοσύνης, της ηθικής και της εργατικότητας και τη σύζυγο και τα παιδιά μου που αποτελούν την πηγή του απολλώνειου φωτός και της χαράς στη ζωή μου.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ	17
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	19
A. Οστεοαρθρίτις	
1. Ορισμός και Παθοφυσιολογία	21
2. Επιδημιολογία της οστεοαρθρίτιδος του γόνατος	23
3. Παράγοντες κινδύνου της οστεοαρθρίτιδος του γόνατος	25
B. Εμβιομηχανική του φυσιολογικού και οστεοαρθριτικού γόνατος	
1. Γενικά στοιχεία	27
2. Η επίδραση της αξονικής παρέκκλισης του κάτω άκρου στην ανάπτυξη της οστεοαρθρίτιδος του γόνατος	32
Γ. Μονοδιαμερισματική οστεοαρθρίτιδα του γόνατος	
1. Κλινική και ακτινολογική εικόνα	37
2. Θεραπευτική προσέγγιση	39
Δ. Υψηλή οστεοτομία κνήμης για την αντιμετώπιση της μονοδιαμερισματικής οστεοαρθρίτιδος του γόνατος	
1. Ιστορική αναδρομή	41
2. Εξέλιξη των χειρουργικών τεχνικών υψηλής οστεοτομίας κνήμης	43
3. Ενδείξεις της υψηλής οστεοτομίας κνήμης	51
4. Αποτελέσματα της υψηλής οστεοτομίας κνήμης	54

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	59
Εισαγωγικά	61
Λοξή οστεοτομία κνήμης χωρίς την αφαίρεση οστικού τμήματος για την αντιμετώπιση του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος: χειρουργική τεχνική	63
Δί-εδρος οστεοτομία κνήμης με αφαίρεση οστικής σφήνας: χειρουργική τεχνική	67
A. Υλικό και μέθοδος	
1. Επιλογή υλικών	73
2. Προετοιμασία των υλικών	74
3. Η πειραματική διαδικασία	90
4. Οι μετρήσεις	92
B. Αποτελέσματα	95
Γ. Συζήτηση	101
Δ. Συμπεράσματα	119
Ε. Περίληψη στα Ελληνικά	121
ΣΤ. Περίληψη στα Αγγλικά	125
Z. Βιβλιογραφία	129

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι διαταραχές του άξονα του κάτω άκρου και οι αξονικές παρεκκλίσεις του γόνατος (ραιβογονία ή βλαιογονία) σχετίζονται με την εμφάνιση και την επιδείνωση της οστεοαρθρίτιδος της άρθρωσης. Οι οστεοτομίες του κεντρικού άκρου της κνήμης χρησιμοποιούνται από έτη με σκοπό τη διόρθωση της αξονικής παραμόρφωσης και συνεπώς την αποφόρτιση του πάσχοντος διαμερίσματος (μεσαρθρίου) του γόνατος. Η μελέτη των κλινικών αποτελεσμάτων της μεθόδου έχει καταδείξει τόσο την κλινική βελτίωση των ασθενών, όσο και την αποτροπή ή μετάθεση σε απώτερο χρόνο θεραπειών όπως η ολική αρθροπλαστική γόνατος.

Η μέθοδος γνώρισε ιδιαίτερη εξέλιξη τις τελευταίες δεκαετίες καθώς παράλληλα με τις κλινικές της εφαρμογές διευκρινίστηκαν στοιχεία όπως η κατάλληλη επιλογή ασθενών, ο προεγχειρητικός σχεδιασμός, ο τύπος της οστεοτομίας και ο τρόπος σταθεροποίησής της. Ιδιαίτερη μνεία πρέπει να υπάρξει στην ποικιλία των τύπων οστεοτομίας, όπως κλειστής σφήνας, ανοικτής σφήνας, θολωτής, ή με πωροδιάταση, οι οποίοι αντικατοπτρίζουν την αναζήτηση της ιδανικής τεχνικής. Είναι πρόδηλο πως κάθε τύπος από τους παραπάνω στηρίζεται σε διαφορετική γεωμετρία των οστεοτομηθέντων επιφανειών, και συνεπώς διαφορετική εγγενή σταθερότητά τους, γεγονός που καθιστά τη συμβολή του υλικού οστεοσύνθεσης εξίσου σημαντική.

Θα ήταν ενδιαφέρον, λοιπόν, να μελετηθεί αν τα καλά κλινικά αποτελέσματα συγκεκριμένων τύπων οστεοτομίας στηρίζονται σε ανάλογη εμβιομηχανική συμπεριφορά τους. Η μορφολογία – γεωμετρία της οστεοτομίας (δηλ. η φορά, η κλίση και η θέση στο χώρο των οστεοτομηθέντων επιφανειών) πιθανολογείται πως μπορεί να έχει επίδραση και στη

σταθερότητά της, όμως σε ποιο βαθμό και με ποιο τρόπο είναι προς διερεύνηση.

Για το σκοπό αυτό μελετήθηκαν εμβιομηχανικά δύο τύποι οστεοτομίας κεντρικής κνήμης, με διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά, οι οποίες όμως σταθεροποιούνται με όμοιο υλικό εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Πρόκειται για την οστεοτομία βλαισοποίησης κνήμης ενός (λοξού) επιπέδου δίχως αφαίρεση οστού και την οστεοτομία βλαισοποίησης κνήμης δύο επιπέδων (δί-εδρος) με αφαίρεση οστικής σφήνας. Και για τους δύο τύπους γίνεται χρήση γωνιώδους πλάκας για τη σταθεροποίησή τους. Για την πειραματική διαδικασία χρησιμοποιήθηκαν συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς με προϋπάρχουσα (πριν την οστεοτομία) ραιβότητα της εγγύς αρθρικής τους επιφάνειας. Τα οστεοτομηθέντα δοκίμια υποβλήθηκαν σε αξονική φόρτιση με συγκεκριμένο πρωτόκολλο φορτίσεων και τα αποτελέσματα αναλύθηκαν και συγκρίθηκαν για τους δύο τύπους οστεοτομιών.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

A. ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΣ

1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

Η οστεοαρθρίτις (ΟΑ) αποτελεί την πλέον συχνή πάθηση του μυοσκελετικού συστήματος. Είναι η πρωταρχική αιτία της μείωσης της δραστηριότητας και της αποχής από την εργασία για τον εργαζόμενο πληθυσμό και συνδέεται με σημαντική μείωση της κινητικότητας και της ποιότητας ζωής σε γηραιότερους ασθενείς¹. Πρόκειται για πάθηση με αρχαίες ρίζες, καθώς ευρήματα συμβατά με τη νόσο έχουν ταυτοποιηθεί σε ανθρώπινους σκελετούς Neanderthal και Cro-Magnon^{2,3}.

Αν και η κατάληξη -ιτις της λέξης 'οστεοαρθρίτις' παραπέμπει σε φλεγμονή, η ΟΑ δεν είναι φλεγμονώδης νόσος. Προκύπτει μετά από αποτυχία των χονδροκυττάρων να διατηρήσουν την ομοιόσταση μεταξύ της σύνθεσης και της αποδόμησης της μητρικής εξωκυττάριας ουσίας του υαλοειδούς αρθρικού χόνδρου, με αποτέλεσμα τη φθορά του και με την πρόοδο της νόσου την αποδόμηση της άρθρωσης^{4,5}. Μέχρι τα τέλη του προηγούμενου αιώνα η ΟΑ χαρακτηριζόταν ως μία εκφυλιστική πάθηση μηχανικής αιτιολογίας, η οποία πρωτίστως αφορούσε τον αρθρικό χόνδρο. Ήταν το αποτέλεσμα της αναπόφευκτης φθοράς του αρθρικού χόνδρου των προσβαλλομένων αρθρώσεων, η οποία συσσωρεύονταν κατά τη διάρκεια της ζωής σε αναλογία με την προϊούσα γήρανση του ατόμου⁶. Η πρόοδος ωστόσο της έρευνας η οποία έχει συντελεστεί όλα αυτά τα έτη οδήγησε στη θεώρηση του 21ου αιώνα για την παθοφυσιολογία της ΟΑ. Σύμφωνα με αυτήν ένας συνδυασμός κυτταρικών - βιολογικών αλλαγών και εμβιομηχανικών παραγόντων, υπό την επίδραση παραμέτρων όπως το φύλο, η ηλικία, τα

ασκούμενα μηχανικά φορτία και οι γενετικές καταβολές, προκαλεί πλήθος δευτεροπαθών αλλοιώσεων στην άρθρωση, οι οποίες περιλαμβάνουν εκτός της φθοράς του αρθρικού χόνδρου, διαταραχές του υποχόνδριου οστού και του οστικού μυελού, δημιουργία οστεοφύτων, διαταραχές του υμένα, του θυλάκου και των συνδέσμων, καθώς και των περιαρθρικών μυών^{1, 7-11}.

Συγκεκριμένα, κομβικό ρόλο στην παθογένεια της ΟΑ φαίνεται ότι παίζει η ιντερλευκίνη 1 (IL-1) η οποία παράγεται από τα ενεργοποιημένα, από ποικιλία μηχανικών ή χημικών ερεθισμάτων, κύτταρα του αρθρικού υμένα. Αυτή με την σειρά της ενεργοποιεί τόσο τα χονδροκύτταρα όσο και τους οστεοκλάστες του υποκειμένου υποχονδρίου οστού. Αποτέλεσμα της δράσης της IL-1 στα χονδροκύτταρα είναι η αύξηση της αποδόμησης των πρωτεογλυκανών του αρθρικού χόνδρου και η μείωση της σύνθεσής τους, η οποία μαζί με την οστεοσκλήρυνση του υποχονδρίου οστού, οδηγεί στην εκφύλιση του χόνδρου. Τα προϊόντα της αποδόμησης του αρθρικού χόνδρου – κυρίως μεταλλοπρωτεϊνάσες, ένζυμα τα οποία επίσης 'διεγείρονται' από την επίδραση της IL-1 και του παράγοντα νέκρωσης των όγκων (TNF-α) – προκαλούν φλεγμονώδη αντίδραση του αρθρικού υμένα και περαιτέρω αυτοτροφοδότηση της διαδικασίας διαρκούς εκφύλισης του αρθρικού χόνδρου^{1, 5, 9-11}.

2. ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΟΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

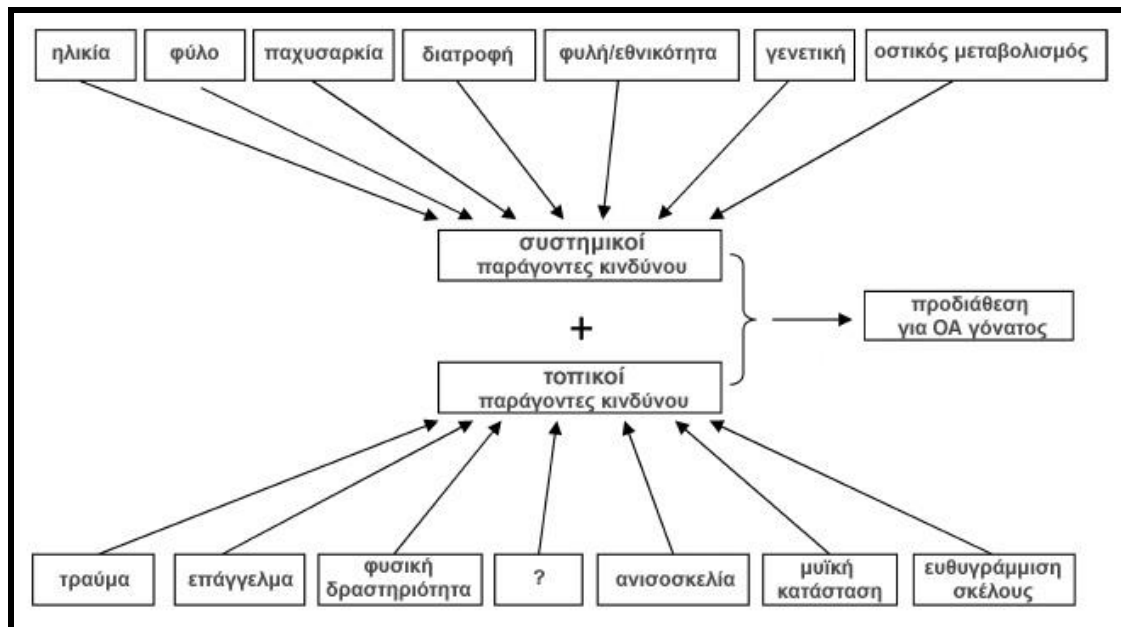
Η άρθρωση του γόνατος αποτελεί μία από τις τρεις κύριες φορτιζόμενες αρθρώσεις του κάτω άκρου, με την ΟΑ να αποτελεί τη συχνότερη εκφυλιστική πάθησή της. Αν και η νόσος μπορεί να οριστεί με βάση παθολογοανατομικές αλλοιώσεις της άρθρωσης, κλινικές εκδηλώσεις ή ακτινολογικά ευρήματα, παραδοσιακά, και ιδιαίτερα στις επιδημιολογικές έρευνες που αφορούν την ΟΑ του γόνατος, ο ακτινολογικός ορισμός της είναι αυτός που κυρίως χρησιμοποιείται¹². Τα ακτινολογικά ευρήματα τα οποία θέτουν τη διάγνωση της ΟΑ είναι η στένωση του μεσαρθρίου διαστήματος, η υποχόνδρια σκλήρυνση, η παρουσία οστεοφύτων και υποχονδρίων κύστεων¹³. Ενδεικτικά, σε μελέτες που έχουν διενεργηθεί στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, η επίπτωση της συμπτωματικής ΟΑ του γόνατος σε άτομα ηλικίας μεγαλύτερης των 60 ετών αγγίζει το 10% στους άνδρες και το 13% στις γυναίκες¹⁴. Η μελέτη Framingham κατέδειξε συχνότητα ακτινολογικά καθορισμένης ΟΑ γόνατος σε ενήλικες άνω των 45 ετών σε ποσοστό 19,2%, ενώ για τις ίδιες ηλικίες στο Johnston County Osteoarthritis Project η επίπτωση της νόσου ανήλθε σε ποσοστό 27,8%¹⁵. Η έρευνα National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES III) ανέδειξε απεικονιστικά τεκμηριωμένη ΟΑ γόνατος σε ποσοστό 37% των συμμετεχόντων με ηλικία άνω των 60 ετών¹⁶.

Η ποικιλία των χρησιμοποιούμενων κριτηρίων για τον καθορισμό της ΟΑ δυσχεραίνει την άμεση σύγκριση διαφορετικών επιδημιολογικών μελετών, καθώς οι διαφορές μεταξύ τους είναι δυνατόν να προκύπτουν εξαιτίας της εφαρμοζόμενης μεθοδολογίας. Επιπρόσθετα, το γεγονός ότι η ΟΑ συνιστά μία χρόνια νόσο που κυρίως πλήττει τους ηλικιωμένους δυσχεραίνει και την εκτίμηση της αθροιστικής επίπτωσής της εξαιτίας της νοσηρότητας και της

θνησιμότητας άλλων συνυπάρχουσων παθήσεων. Ωστόσο είναι προφανές πως με την πάροδο των χρόνων η επίπτωση της νόσου αναμένεται να αυξηθεί λόγω της αύξησης του προσδόκιμου ζωής και της παχυσαρκίας, με αντίστοιχες κοινωνικο-οικονομικές επιπτώσεις στα προσβληθέντα άτομα και τα συστήματα υγείας^{17, 18}. Το 2003 η ΟΑ αποτελούσε την 6^η κυριότερη αιτία ανικανότητας και νοσηρότητας παγκοσμίως, εκτιμάται δε, πως θα γίνει η 4^η κυριότερη αιτία μέχρι το 2020¹⁹.

3. ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΚΙΝΔΥΝΟΥ ΤΗΣ ΟΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η νόσος χαρακτηρίζεται από μία πολυπαραγοντική αιτιολογία και είναι δυνατό να θεωρηθεί ότι αποτελεί τη συνέπεια αλληλεπίδρασης συστημικών και περιοχικών παραγόντων²⁰⁻²⁴. Στους συστημικούς θα μπορούσαμε να αναφέρουμε χαρακτηριστικά την ηλικία, το φύλο, την παχυσαρκία, την εθνικότητα/φυλή, την οστική πυκνότητα, τις διατροφικές συνήθειες ή και γενετικούς παράγοντες. Στους περιοχικούς, οι οποίοι αφορούν την άρθρωση του γόνατος, περιλαμβάνονται ο τραυματισμός της άρθρωσης ή και των παρακείμενων οστών του μηρού ή/και της κνήμης, η φυσική δραστηριότητα, η επαγγελματική ενασχόληση, η μυϊκή κατάσταση, η ανισοσκελία και η ευθυγράμμιση (παραμόρφωση) του κάτω άκρου (Εικόνα 1). Η τελευταία σχετίζεται άμεσα με την εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος και γι' αυτό θα προσπαθήσουμε να την αναλύσουμε περισσότερο.

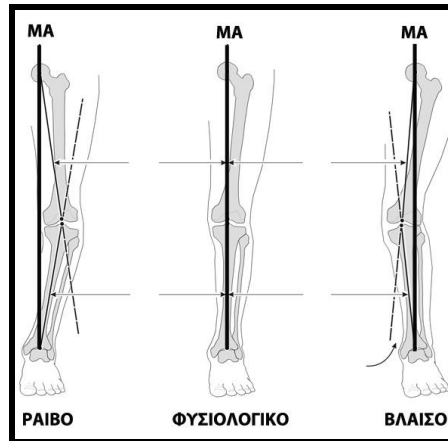


Εικόνα 1. Παράγοντες που επιδρούν στην προδιάθεση της ανάπτυξης ΟΑ στην άρθρωση του γόνατος²³. Η μελέτη τους βρίσκεται διαρκώς σε εξέλιξη.

B. ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΟΥ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟΥ **ΚΑΙ ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΚΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ**

1. ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Στο κάτω άκρο, η γραμμή που συνδέει το κέντρο του ισχίου με το κέντρο της ποδοκνημικής άρθρωσης στο μετωπιαίο επίπεδο ονομάζεται *μηχανικός άξονας* (MA) του σκέλους^{25, 26}. Ιστορικά ο άξονας αυτός αποδίδεται στον Πολωνικής καταγωγής μαθητή του Billroth, Jan Mikulicz και απεικονίζεται σε μια προσθιοπίσθια ακτινογραφία ολόκληρου του κάτω σκέλους σχεδιάζοντας τη γραμμή που συνδέει το κέντρο της κεφαλής του ισχίου με το κέντρο της ποδοκνημικής άρθρωσης²⁷. Στο άκρο με ουδέτερο και φυσιολογικό (δηλ. χωρίς παραμορφώσεις) προσανατολισμό των αρθρικών επιφανειών του ισχίου, του γόνατος και της ποδοκνημικής, ο άξονας αυτός θεωρείται παραδοσιακά πως περνάει από το κέντρο του γόνατος και καταδεικνύει μία φυσιολογική κατανομή των φορτίων στην άρθρωση²⁸. Στην πραγματικότητα και σύμφωνα με διάφορες μελέτες περνά μόλις επί τα εντός του κέντρου του γόνατος αντίστοιχα με την έσω κνημιαία μεσογλήνια άκανθα. Ενδεικτικά, κατά τους Paley και συν. περνά $9,7 \pm 6,8$ mm^{28, 29} επί τα εντός του κέντρου του γόνατος, ενώ κατά τους Bhave και συν. περνά κατά $4,1 \pm 4$ mm επί τα εντός του κέντρου του γόνατος³⁰. Όταν ο MA περνά επί τα εντός του κέντρου του γόνατος έχουμε ραιβογονία, ενώ όταν περνά επί τα εκτός έχουμε βλαισογονία (Εικόνα 2)

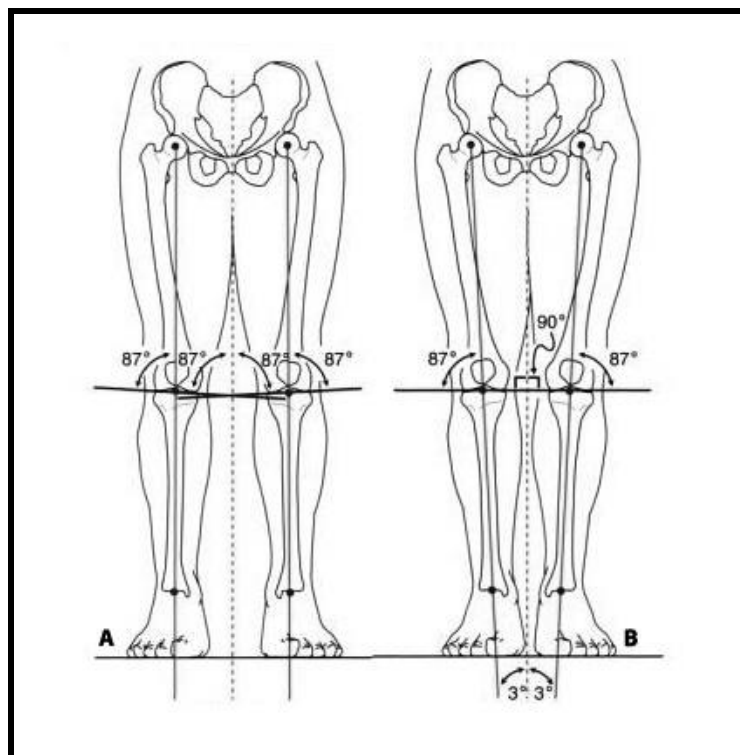


Εικόνα 2. Στο φυσιολογικό κάτω άκρο ο μηχανικός άξονας του σκέλους (MA – στο σχεδιάγραμμα απεικονίζεται με έντονη μαύρη γραμμή) περνά κατά προσέγγιση από το κέντρο του γόνατος, στη ραιβογονία επί τα εντός και στη βλαισογονία επί τα εκτός.

Ωστόσο οι πληροφορίες που δίνει η στατική ακτινολογικά απεικόνιση του MA σχετίζονται μόνο κατά προσέγγιση με τα φορτία που περνούν από την άρθρωση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Κατά τη διάρκεια της βάρδισης (τη δραστηριότητα με το μεγαλύτερο αριθμό κύκλων φόρτισης του μυοσκελετικού συστήματος κατά τη διάρκεια της ζωής), το γόνατο υπόκειται σε πλήθος μεταβαλλόμενων δυνάμεων φόρτισης, τόσο ως προς το μέγεθος, όσο και ως προς τη φορά και διεύθυνση εφαρμογής τους, που φτάνουν μέχρι και τρεις φορές το μέγεθος του σωματικού βάρους³¹⁻³³.

Είναι γνωστό πως η πλαγιοπλάγια απόσταση των ποδιών του ατόμου κατά τη δυναμική διαδικασία της βάρδισης, διαφέρει από την πλαγιοπλάγια απόσταση που έχουν τα πόδια του όταν το άτομο στέκεται όρθιο σε ακίνητη θέση. Κατά την αιωρούμενη φάση της βάρδισης και καθώς το ένα σκέλος αιωρείται δίπλα από το ετερόπλευρο σταθερό σκέλος που δέχεται τη φόρτιση και υποστηρίζει το βάρος του σώματος, το σταθερό σκέλος βρίσκεται σχετικά

εγγύτερα προς τη μέση κατακόρυφη γραμμή του σώματος, ώστε να βρίσκεται όσο το δυνατό πιο κοντά προς το κέντρο βάρους του ατόμου. Αυτό σημαίνει πως το φορτιζόμενο ισχίο βρίσκεται σε σχετική προσαγωγή και η κνήμη δεν είναι εντελώς κάθετη προς το έδαφος, αλλά βρίσκεται επίσης σε σχετική προσαγωγή, γεγονός που επιτρέπει στην άρθρωση να βρίσκεται σε οριζόντιο προσανατολισμό κατά τη διάρκεια της φορτιζόμενης φάσης της στήριξης. (Στο σημείο αυτό ας σημειωθεί πως η εγγύς αρθρική επιφάνεια της κνήμης έχει φυσιολογική ραιβότητα 3° ως προς τον κατακόρυφο άξονα της κνήμης, δηλ. ο έσω κνημιαίος κόνδυλος βρίσκεται λίγο περιφερικότερα του έξω κνημιαίου κονδύλου, και έτσι λαμβάνει οριζόντιο προσανατολισμό κατά τη διάρκεια της βάρδισης που το άκρο έρχεται σε ελαφρά προσαγωγή) (Εικόνα 3).



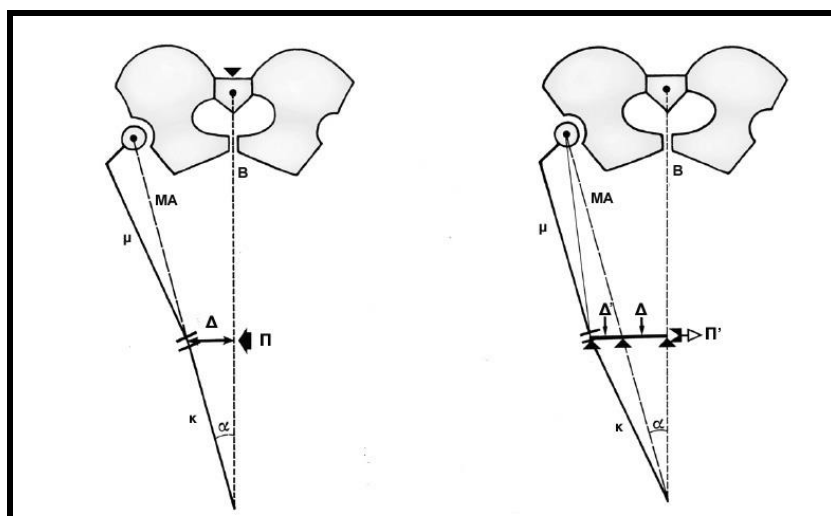
Εικόνα 3.³⁰ Στη 'θέση προσοχής', όπως και κατά τη βάρδιση (δεξιά), τα κάτω άκρα εμφανίζουν 3° σύγκλιση προς τη μέση γραμμή και οι αρθρικές επιφάνειες του γόνατος είναι παράλληλες με το έδαφος.

Κατά τη βάρδια επίσης, και καθώς το σώμα εμφανίζει μια μικρή πλαγιοπλάγια αιώρηση, εισέρχεται και ένας επιπλέον δυναμικός παράγοντας ο οποίος σχετίζεται με την παρουσία και μιας μικρής διατμητικής (πλαγιοπλάγιας) δύναμης που δρα στο γόνατο και στο άκρο πόδι. Η παρουσία αυτής της δύναμης, σε συνδυασμό με την περιγραφείσα θέση μικρής προσαγωγής του φορτιζόμενου σκέλους κατά τη βάρδια, οδηγεί στην εμφάνιση μιας συνισταμένης φορτίου η οποία περνάει από την έσω πλευρά του γόνατος κατά τη βάρδια. Συνεπώς το γόνατο δέχεται στιγμιαία μια ροπή δυνάμεων προσαγωγής (*'adduction moment arm'*), που ευνοούν την αποφόρτιση του έξω διαμερίσματος της άρθρωσης (έξω μεσάρθριο), αλλά φορτίζουν περισσότερο το έσω διαμέρισμα της άρθρωσης (έσω μεσάρθριο). Έτσι στο υγιές, ευθυγραμμισμένο γόνατο το έσω διαμέρισμα της άρθρωσης φέρει το 70% των φορτίων που περνούν από το γόνατο κατά τη διάρκεια της όρθιας φόρτισης, ενώ το έξω διαμέρισμα της άρθρωσης φέρει το υπόλοιπο 30% των φορτίων^{25, 26, 34}. Ως αποτέλεσμα αυτού του φαινομένου (και σε συνδυασμό με πιθανή παρουσία παραγόντων κινδύνου) είναι η εμφάνιση εκφυλιστικών – οστεοαρθρικών αλλοιώσεων με μεγαλύτερη συχνότητα στο έσω μεσάρθριο διάστημα.

Στο άκρο με παραμόρφωση ο MA ανευρίσκεται διαταραγμένος. Στη ραιβογονία, όπου ο MA περνά επί τα εντός του κέντρου της άρθρωσης του γόνατος (που σε μεγάλες παραμορφώσεις μπορεί να φτάσει και επί τα εντός του έσω κνημιαίου κονδύλου), οι δημιουργούμενες δυνάμεις ροπής που ασκούνται κατά τη διάρκεια της φόρτισης είναι ακόμη μεγαλύτερες και έχουν ως αποτέλεσμα να φορτίζεται το έσω διαμέρισμα της άρθρωσης σε ακόμη

μεγαλύτερο βαθμό σε σχέση με την ήδη αυξημένη φόρτιση που δέχεται φυσιολογικά (Εικόνα 4).

Η 'αδυναμία' του υπερφορτιζόμενου έσω μεσαρθρίου διαστήματος να ανταπεξέλθει στα αυξημένα φορτία οδηγεί σε φθορά του χόνδρου, ο οποίος χάνει το φυσιολογικό του πάχος, με αποτέλεσμα ο άξονας του γόνατος να εμφανίζει επιπλέον ραιβότητα και ο κύκλος της φθοράς και της ραιβότητας να βαίνει διαρκώς αυξανόμενος και να οδηγεί σε ΟΑ του έσω μεσαρθρίου διαστήματος (μονοδιαμερισματική ΟΑ)^{35, 36}. Το αντίστροφο συμβαίνει στη βλαιογονία και σε παραμορφώσεις βλαισότητας, όπου ο ΜΑ του σκέλους περνά επί τα εκτός του κέντρου του γόνατος^{25, 26}.



Εικόνα 4. Στο φυσιολογικό γόνατο ο μηχανικός άξονας (ΜΑ) του σκέλους περνά σχεδόν από το κέντρο του γόνατος (μ: μηρός, κ: κνήμη). Η απόσταση (Δ) μεταξύ του κατακόρυφου άξονα του βάρους του σώματος (Β) και του γόνατος καθορίζει το μέγεθος της ροπής δυνάμεων προσαγωγής (Π) που ασκούνται στην άρθρωση. Στο ραιβό γόνατο είναι εμφανές πως η απόσταση αυτή είναι αυξημένη (Δ + Δ') και συνεπώς και η ροπή δυνάμεων (Π') είναι μεγαλύτερη.

2. Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΠΑΡΕΚΚΛΙΣΗΣ ΤΟΥ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ ΣΤΗΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΟΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η αιτιολογία των παραμορφώσεων του σκέλους, η οποία οδηγεί σε ραιβο- ή βλαισογονία είναι πολλαπλή²⁷ (Εικόνα 5). Οι παραμορφώσεις μπορεί να είναι συγγενούς ή επίκτητης αιτιολογίας. Μπορεί να έχουν αναπτυχθεί κατά την παιδική ηλικία, όπως σε πρώιμη μερική σύγκλιση των επιφύσεων, ή στη νόσο του Blount. Να είναι μεταβολικής αιτιολογίας όπως στη ραχίτιδα, τη νεφρική οστεοδυστροφία ή τη νόσο Paget, ή αποτέλεσμα νευρομυϊκών παθήσεων. Συνηθέστερη αιτία ωστόσο, και ιδίως στην ενήλικη ζωή, είναι οι μετατραυματικές παραμορφώσεις που ακολουθούν κατάγματα πωρωθέντα σε πλημμελή θέση. Τεκμηρίωση (αλλά όχι ισχυρή) υπάρχει και για ανάπτυξη παραμόρφωσης δευτερογενώς μετά από προηγηθείσα μηνισκεκτομή³⁷.



Εικόνα 5. Αριστερά: Βλαισογονία δεξιού σκέλους επί εδάφους οστεομελίτιδος κεντρικού τριτημορίου δεξιάς κνήμης. Δεξιά: Διορθωθείσα ραιβογονία δεξιού γόνατος με υψηλή οστεοτομία κνήμης. Παρατηρείστε την όμοια παθολογία (ραιβογονία) του αριστερού σκέλους.

Πλήθος επιδημιολογικών μελετών έχουν εκπονηθεί για τη διερεύνηση του βαθμού επίδρασης της αξονικής παραμόρφωσης του γόνατος (ραιβο- ή βλαισογονία) και της παρέκκλισης του MA του σκέλους (που στην αγγλική βιβλιογραφία περιγράφεται με τον όρο '*malalignment*'), στην OA του γόνατος. Οι μελέτες αυτές θα μπορούσαν να χωριστούν σε δύο ομάδες.

Στην *πρώτη ομάδα* διερευνάται αν η παρουσία αξονικής παρέκκλισης σχετίζεται με την εμφάνιση και ανάπτυξη OA. Τα αποτελέσματα αυτών των μελετών είναι αντικρουόμενα. Οι Brouwer και συν³⁸. σε μια μελέτη τους βασισμένη σε ένα πληθυσμό του Rotterdam, ανέλυσαν 2.664 γόνατα και διαπίστωσαν πως η παρουσία ραιβογονίας σχετιζόταν με διπλάσια πιθανότητα εμφάνισης OA, ενώ για τη βλαισογονία η σχετική πιθανότητα ήταν αυξημένη κατά 1,5 φορές. Ωστόσο οι Hunter και συν³⁹. σε μια σύγχρονη με την προηγούμενη μελέτη σημαντικά μικρότερου αριθμού γονάτων (466) βασισμένη στον πληθυσμό του Framingham, διαπίστωσαν πως η παρουσία αξονικής παρέκκλισης δεν αποτελούσε παράγοντα κινδύνου για ανάπτυξη OA. Η διαφορά στα ως άνω αποτελέσματα αντικατοπτρίζεται και στο συμπέρασμα της συστηματικής ανασκόπησης της σχετικής βιβλιογραφίας από τους Tanamas και συν⁴⁰. η οποία δημοσιεύθηκε το 2009, όπου αναφέρεται πως *«είναι αναγκαία η διενέργεια επιπλέον ερευνών για να διαπιστωθεί η σχέση αξονικής παρέκκλισης του γόνατος και ανάπτυξης OA»*.

Νεώτερες, λοιπόν, μελέτες έρχονται να προσθέσουν καινούρια δεδομένα στην παραπάνω διχογνωμία και να αναδείξουν πιθανή θετική συσχέτιση αξονικής παρέκκλισης του γόνατος και εμφάνισης OA. Οι Sharma και συν⁴¹. το 2010, σε μία πολυκεντρική μελέτη 2958 γονάτων (Multicenter Osteoarthritis Study, MOST) ανέδειξαν πως η παρουσία ραιβογονίας

σχετιζόταν με αυξημένη κατά 1,5 φορές σχετική πιθανότητα εμφάνισης ΟΑ στο έσω διαμέρισμα. Περαιτέρω ενσωμάτωση πληθυσμού που συμμετείχε στη μελέτη MOST (5.053 γόνατα) ανέδειξε πως και η παρουσία βλαιογονίας σχετιζόταν με αυξημένη πιθανότητα ανάπτυξης ΟΑ του έξω διαμερίσματος και ιδίως βλαβών του έξω μηνίσκου⁴². Ομοίως και τα απεικονιστικά ευρήματα με μαγνητική τομογραφία (MRI) από 1.881 γόνατα που περιελήφθησαν στην ως άνω μελέτη ανέδειξαν πως η παρουσία αξονικής παρέκκλισης σχετιζόταν με την εμφάνιση μειωμένης πιθανότητας βλαβών στο αντίθετο της παρέκκλισης μεσάρθριο διάστημα (δηλ. στο έξω μεσάρθριο για τα ραιβά γόνατα και στο έσω μεσάρθριο για τα βλαισά γόνατα).⁴³

Στη *δεύτερη ομάδα* μελετών που εξετάζει τη σχέση της αξονικής παρέκκλισης του γόνατος με την ΟΑ, το ζητούμενο είναι αν η παρουσία παρέκκλισης επιδρά στην εξέλιξη ήδη υπάρχουσας ΟΑ. Εδώ πλέον υπάρχουν ισχυρές αποδείξεις και όλοι οι ερευνητές συμφωνούν πως η παρουσία ραιβογονίας ή βλαιογονίας αποτελεί από μόνη της ισχυρό παράγοντα κινδύνου για την επιδείνωση ήδη υπάρχουσας ΟΑ, που για την περίπτωση του ραιβού γόνατος φτάνει μέχρι και 4 φορές μεγαλύτερη πιθανότητα αρνητικής εξέλιξης της ΟΑ σε κλινικό ή/και ακτινολογικό επίπεδο^{38, 41-47}.

Συνοψίζοντας, από τα δεδομένα των παραπάνω δύο ομάδων μελετών αποδεικνύεται πως σε άτομα με εγκατεστημένη ΟΑ του γόνατος, η επιδείνωση της νόσου σχετίζεται με την παρουσία αξονικής παρέκκλισης της άρθρωσης. Ωστόσο η παρέκκλιση αυτή πιθανότατα παίζει μικρότερο ρόλο στην εμφάνιση της νόσου. Είναι ασαφές αν η παρουσία της αξονικής παρέκκλισης αποτελεί αιτιολογικό παράγοντα ή είναι το αποτέλεσμα της ανάπτυξης της

(μονοδιαμερισματικής) ΟΑ. Πιθανότητα σχετίζεται και με τις δύο παραμέτρους^{40, 48}.

Γ. ΜΟΝΟΔΙΑΜΕΡΙΣΜΑΤΙΚΗ ΟΑ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

1. ΚΛΙΝΙΚΗ ΚΑΙ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ

Η ΟΑ επί εδάφους αξονικής παρέκκλισης του γόνατος αφορά συνηθέστερα το παθολογικά φορτιζόμενο διαμέρισμα της άρθρωσης, με την έναρξη των συμπτωμάτων, τη βαρύτητα και το ρυθμό εξέλιξής της να ποικίλουν. Ο πόνος συνηθέστερα εντοπίζεται στο πλέον φορτιζόμενο μεσάρθριο διάστημα και αποτελεί το πρωτεύον σύμπτωμα της νόσου και είναι συνήθως ο λόγος που οι ασθενείς αναζητούν ιατρική φροντίδα. Αρχικά, ο πόνος σχετίζεται με τη χρήση της πάσχουσας άρθρωσης και υποχωρεί με την ανάπαυση. Με την πρόοδο της νόσου, το άλγος ενδέχεται να γίνει πιο επίμονο και να εμφανίζεται κατά τη διάρκεια της νύκτας. Ο μηχανισμός πρόκλησης του πόνου στην ΟΑ παραμένει ασαφής⁴⁹. Με δεδομένη την έλλειψη νευρώσεως του αρθρικού χόνδρου, που καθιστά την εκφύλισή του ανεξάρτητη της αρθραλγίας, ενοχοποιούνται η συμμετοχή του σύστοιχου μηνίσκου, οι βλάβες του οστικού μυελού, η αύξηση της ενδοοστικής πίεσης, η υμενίτιδα, και η συμμετοχή του περιοστέου^{50, 51}.

Άλλα συμπτώματα και σημεία της πάθησης αποτελούν η τοπική ευαισθησία κατά την ψηλάφηση των ορίων του πάσχοντος μεσαρθρίου διαστήματος, το οίδημα, η δυσκαμψία (συνηθέστερα σχετιζόμενη με την απουσία δραστηριότητας), το μειωμένο εύρος κίνησης εξαιτίας των πιθανών οστεοφύτων και της πάχυνσης και ρίκνωσης του αρθρικού θυλάκου, ο κριγμός σε περίπτωση διαταραχής της ομαλότητας των αρθρικών επιφανειών και η απώλεια λειτουργικότητας της άρθρωσης, που ενδέχεται να οδηγήσει σε μειωμένη κινητικότητα του πάσχοντος και δυσχέρεια σε δραστηριότητες της

καθημερινής ζωής. Επιπρόσθετα και σε προχωρημένα στάδια της νόσου εμφανίζεται και συνδεσμική αστάθεια.

Ακτινολογικά η μονοδιαμερισματική ΟΑ χαρακτηρίζεται όπως αναφέρθηκε από την παρουσία στένωσης του πάσχοντος μεσαρθρίου διαστήματος, οστεοφύτων, υποχόνδριας σκλήρυνσης και κύστεων¹³ (Εικόνα 6).



Εικόνα 6. Αριστερά: Ραιβό γόνατο. Δεξιά: Βλαισό γόνατο. Παρατηρείστε τη στένωση του σύστοιχου μεσαρθρίου διαστήματος λόγω απώλειας του αρθρικού χόνδρου, την υποχόνδρια σκλήρυνση και την παρουσία οστεοφύτων.

2. ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ

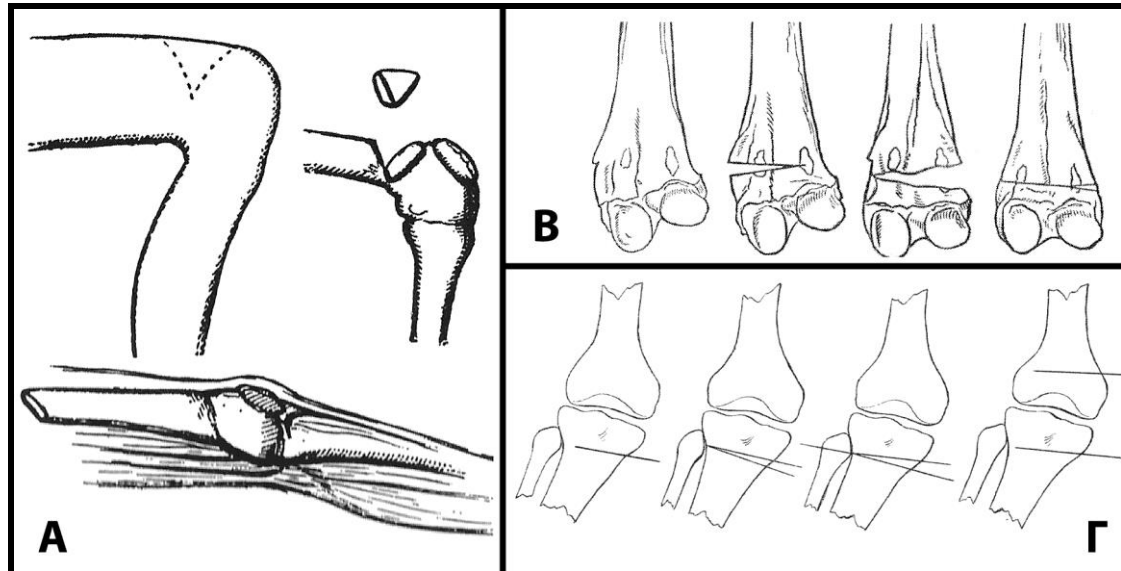
Η θεραπευτική προσέγγιση της μονοδιαμερισματικής ΟΑ του γόνατος ξεκινά με συντηρητική αντιμετώπιση, η οποία περιλαμβάνει έλεγχο του βάρους, της δραστηριότητας, φαρμακευτική αγωγή (συστηματικής ή τοπικής χορήγησης), φυσικοθεραπεία, και εφαρμογή κηδεμόνων αποφόρτισης του γόνατος⁵²⁻⁵⁴. Όταν πλέον η συντηρητική αντιμετώπιση δεν μπορεί να ελέγξει τη συμπτωματολογία του ασθενούς τότε έχει χώρο η χειρουργική θεραπεία. Σε αυτή περιλαμβάνονται ο αρθροσκοπικός καθαρισμός και έκπλυση του γόνατος, η υψηλή οστεοτομία κνήμης (ΥΟΚ), η μονοδιαμερισματική αρthroπλαστική και η ολική αρthroπλαστική του γόνατος⁵⁵⁻⁵⁸. Καθώς το αντικείμενο της μελέτης της παρούσας διατριβής αφορά την εμβιομηχανική συμπεριφορά συγκεκριμένου τύπου ΥΟΚ που χρησιμοποιείται για τη διόρθωση της μονοδιαμερισματικής ΟΑ, κρίνεται σκόπιμο να αναφέρουμε περισσότερα στοιχεία για την έναρξη, την εξέλιξη, την προσέγγιση και την τεκμηρίωση αυτής της θεραπευτικής μεθόδου.

Δ. ΥΨΗΛΗ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑ ΚΝΗΜΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΗΣ ΜΟΝΟΔΙΑΜΕΡΙΣΜΑΤΙΚΗΣ ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΔΟΣ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Η σύλληψη της οστεοτομίας σαν ιδέα για τη διόρθωση οστικών παραμορφώσεων και η διενέργειά της χρονολογείται από αιώνες. Αρχικές ανέκδοτες περιγραφές βρίσκουμε ήδη από το 16^ο αιώνα, όπου ο Lorenz⁵⁹ την περιέγραψε ως ‘οστεοκλασία’ ενός παραμορφωμένου μηριαίου, το οποίο είχε πωρωθεί σε πλημμελή θέση, με χρήση ειδικής συσκευής που ‘επέτρεπε’ το κάταγμα του παραμορφωμένου οστού με ελεγχόμενο τρόπο. Εκτενέστερες χρήσεις της οστεοτομίας για τη διόρθωση αγκυλώσεων, μετατραυματικών παραμορφώσεων, ραχιτικών παραμορφώσεων ή κυρίως βλαιογονίας συναντούμε τους επόμενους αιώνες, με κορύφωση το 19^ο αιώνα. Τότε ο Barton (1827)⁶⁰ περιέγραψε μία υπερκονδύλια οστεοτομία γόνατος για διόρθωση αγκύλωσης (σύγκαμψης) της άρθρωσης (Εικόνα 7Α), ο Langenbeck (1854)⁶¹ μία υποδόρια οστεοτομία κνήμης για διόρθωση μετατραυματικής ραιβότητας, ο Pancoast (1859)⁵⁹ μία οστεοτομία ραχιαίου μηριαίου και ο Billroth (1870)⁶² μία επίσης υποδόρια οστεοτομία για διόρθωση ενός πλημμελώς πωρωθέντος κατάγματος κνήμης. Εκτενή χρήση της οστεοτομίας γύρω από το γόνατο συναντούμε για πρώτη φορά σε τέτοιο βαθμό από τον Sir Macewen (1880)⁶³, ο οποίος περιέγραψε και σε σύγγραμμα τη διενέργεια 810 οστεοτομιών ‘κλειστής σφήνας’ στην υπερκονδύλια περιοχή του μηριαίου, με χρήση άσηπτης τεχνικής (Εικόνα 7Β). Τέλος άξιες προσοχής σχετικά με τις οστεοτομίες περί το γόνατο αποτελούν και οι προτεινόμενες από τον Hoffa (1902)⁶⁴ τεχνικές υπερκονδύλιας

οστεοτομίας μηρού ή οστεοτομίες κεντρικού τμήματος κνήμης (Εικόνα 7Γ) για τη διόρθωση του βλαισού γόνατος.



Εικόνα 7.⁵⁹

A. Υπερκονδύλια οστεοτομία για τη διόρθωσης σύγκαμψης του γόνατος κατά Barton⁶⁰.

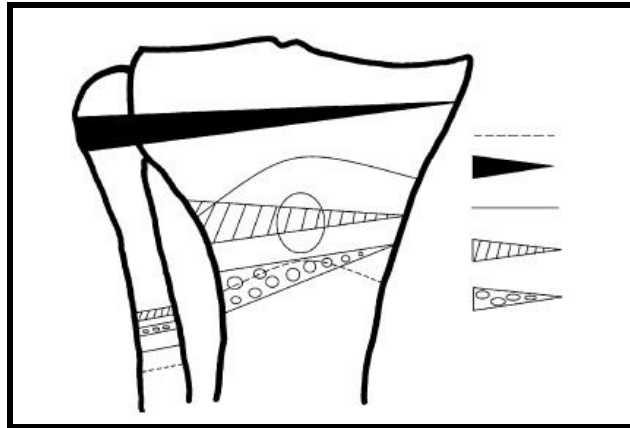
B. Υπερκονδύλιες οστεοτομίες γόνατος κατά Macewen⁶³.

Γ. Οστεοτομίες κεντρικής κνήμης κατά Hoffa⁶⁴.

2. ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΩΝ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΥΨΗΛΗΣ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑΣ ΚΝΗΜΗΣ

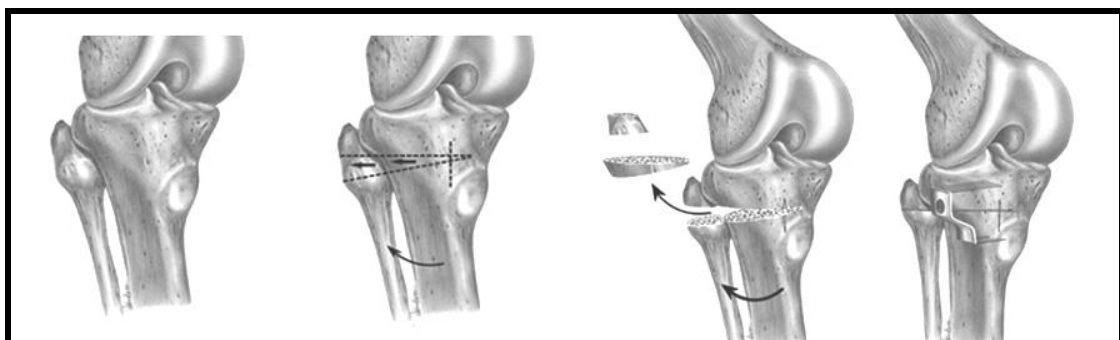
Στροφή στη χρήση της οστεοτομίας έγινε με την αρχή του 20^{ου} αιώνα και την εισαγωγή πλέον της ακτινογραφίας, της χειρουργικής αντισηψίας και των βελτιωμένων χειρουργικών τεχνικών. Στο πρώτο ήμισυ του αιώνα συναντούμε τις περιγραφές του Sir Robert Jones (1928)⁵⁹ για οστεοτομία στη συμβολή του εγγύς με το μέσο τριτημόριο της κνήμης και του Brett (1934)⁶⁵ για οστεοτομία κεντρικά του κνημιαίου κυρτώματος για διόρθωση του ανάκυρτου γόνατος. Ωστόσο η πραγματική ‘επανάσταση’ στη χρήση της οστεοτομίας κνήμης για τη διόρθωση του οστεοαρθρικού γόνατος έγινε το δεύτερο ήμισυ του 20^{ου} αιώνα με τις εργασίες των Jackson, Waugh, Gariery και Coventry⁶⁶⁻⁷⁰.

Ο Jackson αρχικά (1958)⁷¹ και ακολούθως οι Jackson και Waugh⁶⁶ βελτίωσαν την ήδη περιγραφείσα από το Wardle (1928)⁵⁹ οστεοτομία κνήμης με παράλληλη οστεοτομία της περόνης. Αν και ο τελευταίος περιέγραψε την οστεοτομία στο όριο του εγγύς με το μέσο τριτημόριο της κνήμης, οι Jackson και Waugh ‘μετατόπισαν’ την αφαίρεση οστικής σφήνας κεντρικότερα, περιφερικά ωστόσο του κνημιαίου κυρτώματος. Ας σημειωθεί πως οι αρχικές οστεοτομίες τους αφορούσαν βλαισά οστεοαρθρικά γόνατα, με την πάροδο δε του χρόνου οι δύο αναφερθέντες συγγραφείς ‘μετατόπισαν’ αρκετές φορές την οστεοτομία τους σε διάφορα επίπεδα του κεντρικού τμήματος της κνήμης (Εικόνα 8) και έκαναν χρήση διαφόρων ειδών οστεοσύνθεσης – σταθεροποίησης (βελόνες Steinmann, εξωτερική οστεοσύνθεση τύπου Charnley, αγγράφες και κυκλοτερής γύψος).



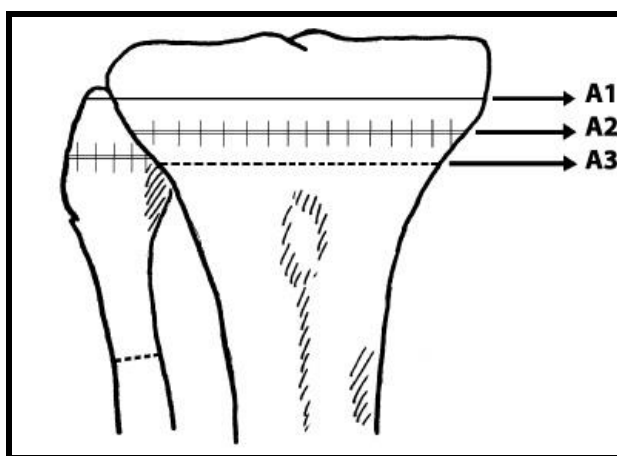
Εικόνα 8.⁷² Οι γραμμές της YOK που χρησιμοποιήθηκαν από τους Jackson και Waugh με την εξέλιξη της τεχνικής τους.

Σταθμό στην YOK για τη διόρθωση της μονοδιαμερισματικής αρθρίτιδας του γόνατος αποτέλεσε η περιγραφείσα από τον Coventry τεχνική της οστεοτομίας ‘κλειστής σφήνας’ (*closed wedge osteotomy*), κεντρικά του κνημιαίου κυρτώματος και περίπου 2 εκ. περιφερικά της αρθρικής επιφάνειας της εγγύς κνήμης⁷³. Η σταθεροποίηση γινόταν αρχικά με τη χρήση κυλινδρικού μηροκνημοποδικού γύψου και αργότερα με τη χρήση αγγραφών (Εικόνα 9).



Εικόνα 9. Υψηλή οστεοτομία κνήμης με αφαίρεση οστικής σφήνας κατά Coventry.⁷³

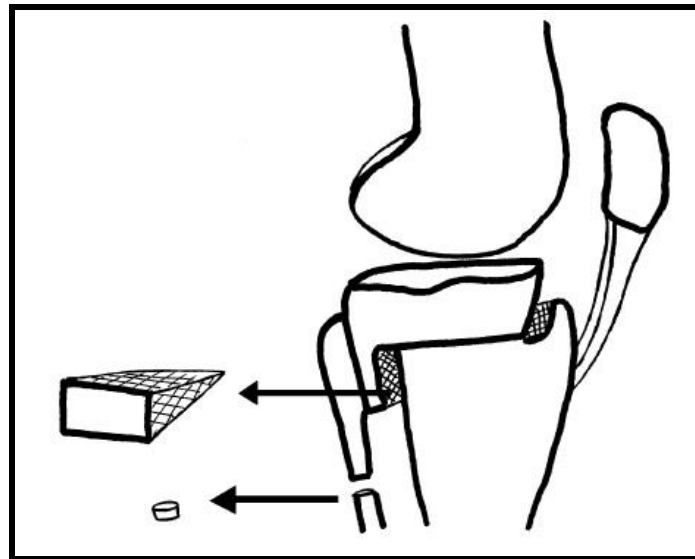
Επί δεκαετίες η αφαίρεση οστικής σφήνας ήταν η προτιμητέα χειρουργική τεχνική για τη διόρθωση κυρίως του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος με διάφορες παραλλαγές όσον αφορά την περιοχή της οστεοτομίας της περόνης, την περιοχή της αφαίρεσης της οστικής σφήνας από την κνήμη (Εικόνα 10) και τα υλικά οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιήθηκαν για τη σταθεροποίησή της.



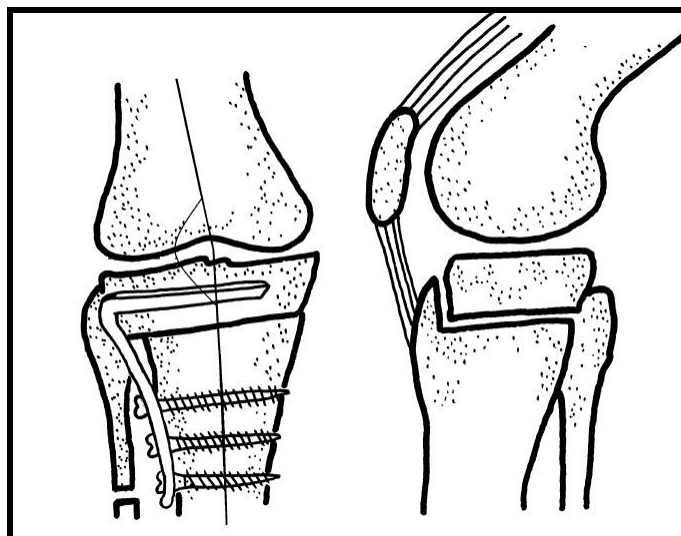
Εικόνα 10.⁷² Το επίπεδο (A1, A2, A3) αφαίρεσης της οστικής σφήνας ‘μετατοπίστηκε’ αρκετές φορές κατά την εξέλιξη της οστεοτομίας κλειστής σφήνας και αναλόγως με τη χειρουργική τεχνική.

Ενδεικτικά και χωρίς να μπορούμε να εξαντλήσουμε τη βιβλιογραφία παραθέτουμε τις αναφορές των Bauer και συν. (1969)⁷⁴, Harris και συν. (1970)⁷⁵, Slocum και συν. (1974)⁷⁶ οι οποίοι μάλιστα περιγράφουν τη χρήση γωνιώδους πλάκας για την οστεοσύνθεση της οστεοτομίας της κνήμης, Myrnerets και συν. (1978)⁷⁷, Ogata και συν. (1984)⁷⁸ οι οποίοι περιγράφουν ‘δί-εδρο’ οστεοτομία της κνήμης με αφαίρεση εγκάρσιας οστικής σφήνας και επιμήκους οστεοτομίας πίσω από το κνημιαίο κύρτωμα, ώστε το τελευταίο να

μένει πάνω στο κεντρικό οστεοτομηθέν τεμάχιο της κνήμης (Εικόνα 11), Insall και συν. (1984)⁷⁹, Koshino και συν. (1989)⁸⁰ οι οποίοι περιγράφουν 'δίεδρο' οστεοτομία της κνήμης με αφαίρεση εγκάρσιας οστικής σφήνας και επιμήκους οστεοτομίας πίσω από το κνημιαίο κύρτωμα, ώστε το τελευταίο να μένει πάνω στο περιφερικό οστεοτομηθέν τεμάχιο της κνήμης (Εικόνα 12), Miniaci και συν. (1989)⁸¹, Odenbing και συν. (1989)^{82, 83} και Nakhostine και συν. (1993)⁸⁴.

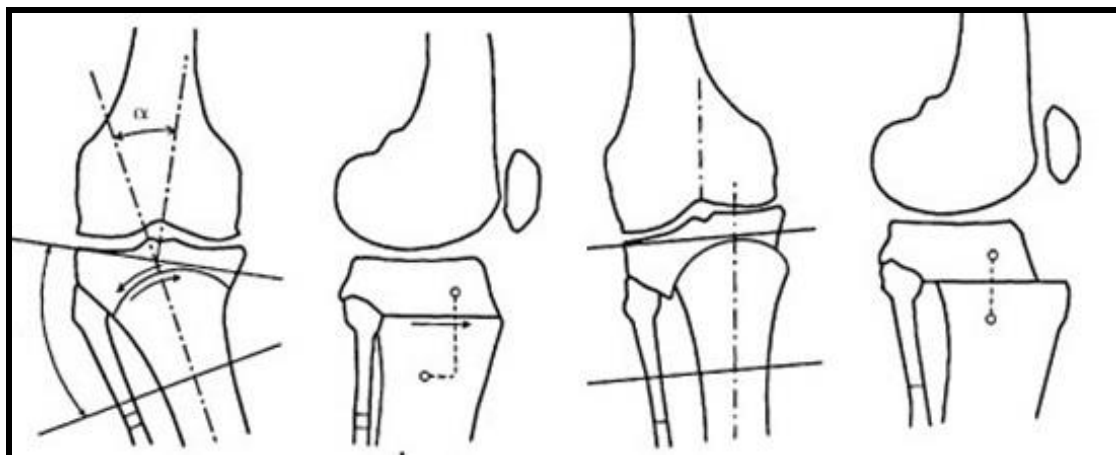


Εικόνα 11.⁷² Δίεδρος YOK κατά Ogata και συν⁷⁸.



Εικόνα 12.⁷² Διέδρος YOK κατά Koshino και συν.⁸⁰ Παρόμοια YOK είχε περιγραφεί περίπου την ίδια εποχή και από τους Mittelmeier και συν.⁸⁵ Παρατηρείστε πως το κνημιαίο κύρτωμα παραμένει στο περιφερικό τμήμα της οστεοτομίας, σε αντίθεση με την οστεοτομία κατά Ogata και συν⁷⁸. της προηγούμενης εικόνας που παραμένει στο κεντρικό τμήμα της οστεοτομίας.

Το 1976 ο Maquet⁸⁶ περιγράφει μία εντελώς διαφορετική τεχνική, η οποία δεν περιλαμβάνει αφαίρεση οστού, αλλά θολωτή οστεοτομία της κεντρικής μετάφυσης της κνήμης (*dome* ή *barrel-vault osteotomy*), με το κυρτό τμήμα της οστεοτομίας να 'βλέπει' το κέντρο του γόνατος και η οποία σταθεροποιείται με τη χρήση κυλινδρικού γύψου και περιστασιακά με τη χρήση αγγραφών. Η τεχνική αυτή προσφέρει τη δυνατότητα και πρόσθιας μετατόπισης του κνημιαίου κυρτώματος για αποφόρτιση και της επιγονατιδομηριαίας άρθρωσης (Εικόνα 13).

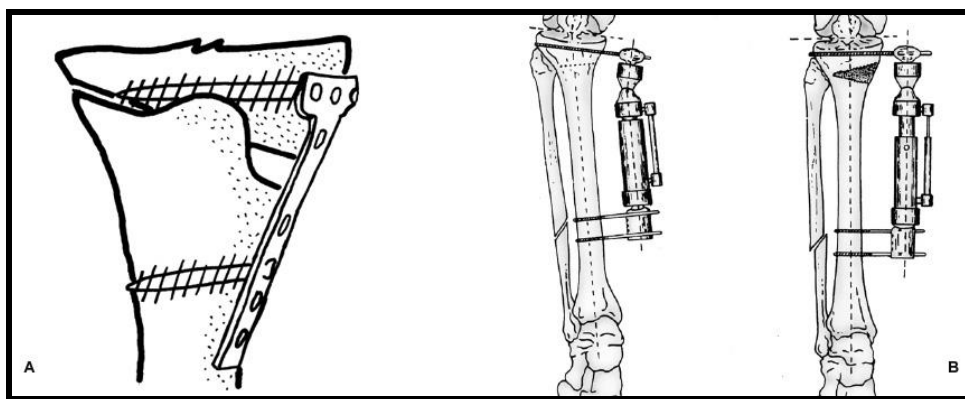


Εικόνα 13.⁷² Θολωτή οστεοτομία κατά Maquet⁸⁶.

Η τεχνική της ‘ανοικτής σφήνας’ δίχως αφαίρεση οστού (*open wedge osteotomy*) αποδίδεται στη Γαλλική σχολή ήδη από το 1961⁸⁷. Ωστόσο δημοσιεύσεις μεγαλύτερων σειρών από τη σχολή αυτή παρουσιάστηκαν αρκετά αργότερα (Hernigou και συν.)⁸⁸⁻⁹⁰. Η τεχνική με την πάροδο του χρόνου άρχισε να κερδίζει έδαφος σε σχέση με την τεχνική της ‘κλειστής σφήνας’, καθώς προσέφερε μεγαλύτερη διεγχειρητική ευελιξία για τη διόρθωση της παραμόρφωσης, δεν απαιτούσε τη διενέργεια οστεοτομίας περόνης και απέτρεπε επιπλοκές όπως η ρίκνωση του επιγονατιδικού τένοντος (*patella baja*) ή η μικρή παραμόρφωση του κεντρικού τμήματος της κνήμης (*truncation*), που καθιστούσε τεχνικά περισσότερο δύσκολη τη διενέργεια ολικής αρθροπλαστικής γόνατος, όποτε αυτό ήταν απαραίτητο⁹¹⁻⁹³. Επιπλέον, με τη μετάβαση στον 21^ο αιώνα, η εξέλιξη των υλικών οστεοσύνθεσης και συγκεκριμένα η εφαρμογή των πλακών με βίδες σταθερής γωνίας (*locking compression plates*) έδωσαν περαιτέρω ώθηση στην τεχνική. Ενδεικτικά και χωρίς να μπορούμε να εξαντλήσουμε τη βιβλιογραφία παραθέτουμε τις αναφορές των Flierl και συν. (1996)⁹⁴, Lobenhoffer και συν. (2002)⁹⁵ ο οποίος προσέδωσε νέα χαρακτηριστικά στην τεχνική της ‘ανοικτής

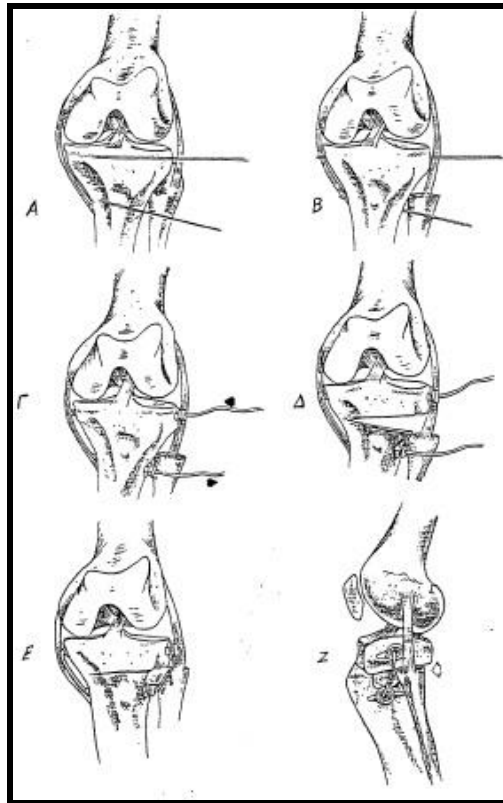
σφήνας' με τη χρήση της πλάκας Tomofix (Synthes) και τη χρήση δίδροης οστεοτομίας (Εικόνα 14A), Staubli και συν. (2003)⁹⁶, Koshino και συν. (2003)⁹⁷, και Puddu και συν. (2004)⁵⁹ με τη χρήση της ομώνυμης πλάκας οστεοσύνθεσης.

Παραλλαγή της τεχνικής 'ανοικτής σφήνας' αποτελεί και η οστεοτομία με προοδευτικό 'άνοιγμα' της σφήνας με τη μέθοδο της πωροδιάτασης (*hemicallotaxis*), με διατακτική οστεογένεση του πώρου, η σταθεροποίηση της οποίας γινόταν με εφαρμογή εξωτερικής οστεοσύνθεσης (Εικόνα 14B) και θεωρητικά προσέφερε τη δυνατότητα ακριβέστερης διόρθωσης.⁹⁸⁻¹⁰¹ Ιδιαίτερη μνεία στις τεχνικές διόρθωσης της παραμόρφωσης του οστεοαρθρικού γόνατος οφείλουμε να κάνουμε επίσης στη θολωτή οστεοτομία, με το κοίλο να 'βλέπει' το κέντρο του γόνατος (Catagni, *focal dome osteotomy*, 1994)¹⁰², η οποία έκανε χρήση των αρχών της διόρθωσης των οστικών παραμορφώσεων όπως είχαν προκύψει με την πάροδο των ετών. Η σταθεροποίηση της οστεοτομίας γινόταν επίσης με εφαρμογή εξωτερικής οστεοσύνθεσης.



Εικόνα 14. Α⁷². Δίδροη ανοικτή οστεοτομία κνήμης κατά Lobenhoffer και συν⁹⁵. Β. Σχηματική απεικόνιση της τεχνικής της 'ανοικτής σφήνας' με διατακτική οστεογένεση του πώρου.

Στη χώρα μας τέλος αξίζει να αναφέρουμε τη χειρουργική τεχνική για τη διόρθωση του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος που αναπτύχθηκε και εφαρμόστηκε από τον Ορθοπαιδικό Χειρουργό Α. Ρενιέρη¹⁰³ (Εικόνα 15) και αφορά την αφαίρεση οστικής σφήνας από την έξω επιφάνεια της εγγύς κνήμης με διατήρηση του κνημιαίου κυρτώματος στο περιφερικό τμήμα της, η οποία συγκρατείται με τη χρήση απλών και περιορισμένων υλικών οστεοσύνθεσης και τη χειρουργική τεχνική για τη διόρθωση του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος που αναπτύχθηκε και εφαρμόστηκε από τον Ορθοπαιδικό Χειρουργό Δ. Πολυζώη¹⁰⁴ και αφορά λοξή οστεοτομία του κεντρικού τμήματος της κνήμης, δίχως αφαίρεση οστικής σφήνας, η οποία συγκρατείται με γωνιώδη πλάκα. Μέρος των εμβιομηχανικών παραμέτρων της τελευταίας οστεοτομίας μελετήθηκε με την παρούσα διατριβή και θα αναλυθεί εκτενώς παρακάτω.



Εικόνα 15. Υψηλή οστεοτομία κνήμης κατά Ρενιέρη.¹⁰³

3. ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ ΤΗΣ ΥΨΗΛΗΣ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑΣ ΚΝΗΜΗΣ

Στις μέρες μας η ΥΟΚ χρησιμοποιείται κυρίως για τη διόρθωση της ραιβογονίας και την αντιμετώπιση της οστεοαρθρίτιδος του έσω μεσαρθρίου διαστήματος του γόνατος, καθώς πρόκειται για το συχνότερα προσβαλλόμενο διαμέρισμα της άρθρωσης. Σκοπός της επέμβασης είναι η αποφόρτιση του πάσχοντος μεσαρθρίου διαστήματος και η διόρθωση της αξονικής παρέκκλισης του γόνατος, ώστε να μειωθεί το άλγος, να επιβραδυνθεί η περαιτέρω εκφύλιση της άρθρωσης και να μετατοπιστεί σε όσο το δυνατόν απώτερο χρόνο η αναγκαιότητα ολικής αρthroπλαστικής του γόνατος.^{73, 89, 105,}

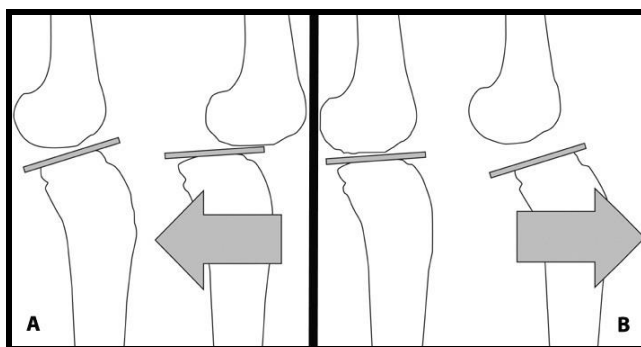
106

Η επιλογή του κατάλληλου ασθενούς για την εφαρμογή της μεθόδου έχει άμεση συσχέτιση με την ποιότητα και τη διάρκεια του κλινικού αποτελέσματος¹⁰⁷⁻¹⁰⁹. Κατά τη διάρκεια των τελευταίων ετών και με την είσοδο στην κλινική πράξη και της μονοδιαμερισματικής αρthroπλαστικής του γόνατος έχουν γίνει περισσότερα συγκεκριμένα τα κριτήρια που πρέπει να 'πληρεί' κάποιος ασθενής με μονοδιαμερισματική αρθρίτιδα ώστε η ΥΟΚ να επιλεγεί ως μέθοδος αντιμετώπισής του. Σύμφωνα με τις αρχές που τέθηκαν το 2005 στο 5^ο συνέδριο της International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sport Medicine (ISAKOS)¹¹⁰ και συμπληρώθηκαν τα επόμενα έτη, ιδανικός για ΥΟΚ θεωρείται ο μη καπνιστής ασθενής με άλγος στο (έσω) μεσάρθριο διάστημα του γόνατος, ηλικίας 40 – 60 ετών, με δείκτη μάζας σώματος (*bone mass index* – BMI) μικρότερο από 30 και δραστηριότητας υψηλών απαιτήσεων (π.χ. βαριά εργασία). Η άρθρωση του γόνατος πρέπει να είναι συνδεσμικά σταθερή, με πλήρες εύρος κίνησης, αξονική παρέκκλιση μικρότερη από 15°, και φυσιολογικό ετερόπλευρο μεσάρθριο διάστημα και

επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Τέλος, οποιοδήποτε βαθμού βαρύτητας ΟΑ (όπως αυτή αναδεικνύεται ακτινολογικά) είναι συμβατή με την επιλογή της μεθόδου, ωστόσο είναι γνωστό πως όσο ηπιότερος είναι ο βαθμός βαρύτητας της αρθρίτιδος τόσο καλύτερο το προσδοκώμενο αποτέλεσμα^{106-109, 111}. Η παρουσία σύγκαμψης μεγαλύτερης από 15°, ηλικίας μικρότερης από 40 ή μεγαλύτερης από 60 – 70 έτη και επιγονατιδομηριαίας αρθρίτιδος αποτελούν σχετικές αντενδείξεις της μεθόδου. Τέλος απόλυτες αντενδείξεις αποτελούν η αρθρίτιδα και των δύο μεσαρθρίων διαστημάτων, η παρουσία σύγκαμψης μεγαλύτερης των 20° και προηγηθείσα μηνισκεκτομή του διαμερίσματος που πρόκειται να φορτιστεί μετά την οστεοτομία.

Δευτερευόντως και σε μικρότερο βαθμό, η ΥΟΚ χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις διαταραχών φόρτισης της άρθρωσης και βιάδισης κατά την οποία το γόνατο 'φεύγει' σε ραιβότητα (*varus thrust*), οι οποίες προκύπτουν επί εδάφους συνδεσμικής αστάθειας (μετά από ρήξη πρόσθιου ή οπίσθιου χιαστού συνδέσμου του γόνατος)¹¹²⁻¹¹⁴. Σκοπός της οστεοτομίας είναι η μεταβολή του άξονα του σκέλους, ώστε να μειωθεί το φαινόμενο του *varus thrust* και να αποφορτιστεί τυχόν συνοδή συνδεσμοπλαστική. Ταυτόχρονα, με την οστεοτομία είναι δυνατή και η μεταβολή της κλίσης της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης στο οβελιαίο επίπεδο (*slope*), ώστε να μειωθούν τυχόν δυνάμεις και φορτία που προκύπτουν από τη συνδεσμική αστάθεια και ασκούνται στο προσθιοπίσθιο επίπεδο (Εικόνα 16). Λόγω του τριγωνικού σχήματος της κεντρικής κνήμης, οι οστεοτομίες κλειστής σφήνας μειώνουν την κλίση της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης και χρησιμοποιούνται σε ασθενείς με ραιβογονία και συνοδή ρήξη του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου (μειώνοντας την πρόσθια μετατόπιση της κνήμης), ενώ αντίστροφα οι

οστεοτομίες ανοικτής σφήνας χρησιμοποιούνται σε ασθενείς με ρήξεις του οπισθίου χιαστού συνδέσμου (μειώνοντας την οπίσθια μετατόπιση της κνήμης).^{109, 112, 115}. Ωστόσο στις μέρες μας, λόγω της ευκολίας χειρισμού τους διεγχειρητικά, οι οστεοτομίες ανοικτής σφήνας χρησιμοποιούνται τόσο για αύξηση, όσο και για μείωση της κλίσης της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης.¹⁰⁹



Εικόνα 16. Σχηματική απεικόνιση της επίδρασης της κλίσης της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης (*slope*) στη μετατόπιση της κνήμης στο οβελιαίο επίπεδο. Η μείωση της κλίσης οδηγεί σε μείωση της μετατόπισης προς τα εμπρός (A), ενώ η αύξηση της κλίσης οδηγεί σε μείωση της μετατόπισης προς τα πίσω (B).

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΥΨΗΛΗΣ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑΣ ΚΝΗΜΗΣ

Η κλινική αποτελεσματικότητα της μεθόδου για την αντιμετώπιση της μονοδιαμερισματικής ΟΑ του γόνατος έχει αναδειχτεί με το πέρασμα του χρόνου^{108, 109, 116}. Πληθώρα κυρίως αναδρομικών μελετών παραθέτουν θετικά μεσοπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα αποτελέσματα της μεθόδου. Η ποικιλομορφία ωστόσο στις χρησιμοποιούμενες χειρουργικές τεχνικές, στις ομάδες των ασθενών που υποβλήθηκαν σε χειρουργικές επεμβάσεις και στο χρόνο και τρόπο παρακολούθησής τους δεν επιτρέπει να βγουν άμεσα συγκρίσιμα αποτελέσματα. Λαμβάνοντας υπ' όψιν πως η μέθοδος χρησιμοποιείται κυρίως για να αποφορτιστεί το πάσχον μεσάρθριο διάστημα και να επιβραδυνθεί η εξέλιξη της οστεοαρθρίτιδος, θεωρείται πως το καταληκτικό σημείο 'αποτυχίας' της μεθόδου είναι η επιδείνωση της νόσου σε βαθμό που να απαιτεί ριζικότερη χειρουργική αντιμετώπιση (ολική αρθροπλαστική γόνατος).

Η ανάλυση επιβιωσιμότητας (*survivorship analysis*) χρησιμοποιείται για την τεκμηρίωση της αποτελεσματικότητας της ΥΟΚ, τόσο μεσοπρόθεσμα, όσο και μακροπρόθεσμα. Δίχως να είναι δυνατόν να εξαντληθεί πλήρως το αντικείμενο ακολουθεί η παράθεση περιληπτικά σχετικών δεδομένων για την αποτελεσματικότητα της μεθόδου και συγκεκριμένα για τεχνικές που αφορούν την αφαίρεση οστικής σφήνας.

Οι Coventry και συν¹¹⁷. σε μία από τις κλασικές αναφορές για τη διόρθωση της μονοδιαμερισματικής οστεοαρθρίτιδος του γόνατος με τη χρήση ΥΟΚ κλειστής σφήνας σε 87 περιπτώσεις, οι οποίες συγκρατήθηκαν με χρήση αγγραφών, ανέφεραν 87% καλά αποτελέσματα στα 5 έτη και 66% καλά αποτελέσματα στα 10 έτη.

Οι Aglietti και συν¹¹⁸. μελέτησαν 139 οστεοτομίες με τρεις διαφορετικές τεχνικές αφαίρεσης οστικής σφήνας και ακινητοποίησης. Συγκεντρωτικά τα αποτελέσματά τους με χρόνο παρακολούθησης 2 – 5 έτη ήταν ικανοποιητικά στο 87% των περιπτώσεων, με χρόνο παρακολούθησης 6 – 10 έτη ήταν ικανοποιητικά στο 70% των περιπτώσεων και με χρόνο παρακολούθησης μεγαλύτερο των δέκα ετών ήταν ικανοποιητικά στο 64% των περιπτώσεων. Αρνητική πρόγνωση είχαν ασθενείς με υποδιόρθωση της παραμόρφωσής τους και με προχωρημένες προεγχειρητικά ακτινολογικές οστεοαρθρικές βλάβες. Σε μία νεώτερη μελέτη¹¹⁹, η οποία είχε ως πρώτο συγγραφέα τον ίδιο μελετητή και δεν είναι εμφανές αν περιελάμβανε και ασθενείς που είχαν μελετηθεί στην προηγούμενη μελέτη, οι συγγραφείς αναφέρουν 96% καλά αποτελέσματα στα 5 έτη, 88% στα 7 έτη, 78% στα 10 έτη και 57% στα 15 έτη, συμπεραίνοντας πως *«η οστεοτομία κλειστής σφήνας για την αντιμετώπιση της μονοδιαμερισματικής οστεοαρθρίτιδος του γόνατος προσφέρει συμπτωματική ανακούφιση των ασθενών για περίπου 10 έτη, με την πιθανότητα μόνιμης ανακούφισης να είναι ελάχιστη»*.

Οι Matthews και συν¹²⁰. χρησιμοποίησαν την ΥΟΚ με αφαίρεση οστικής σφήνας για την αντιμετώπιση 40 ασθενών και αναφέρουν καλά αποτελέσματα στο 50% αυτών στα 5 έτη παρακολούθησης και 28% στα 9 έτη παρακολούθησης. Χειρότερα αποτελέσματα εντόπισαν σε ασθενείς με παχυσαρκία και υποδιόρθωση της αξονικής παραμόρφωσης του γόνατος.

Οι Ivarsson και συν¹⁰⁶. διενήργησαν 99 οστεοτομίες κλειστής σφήνας και δημοσίευσαν 75% καλά και αποδεκτά αποτελέσματα στα 5,7 έτη παρακολούθησης και 60% στα 11,9 έτη. Καλύτερα αποτελέσματα είχαν ασθενείς με ήπιου ή μετρίου βαθμού προεγχειρητικές ακτινολογικές

οστεοαρθρικές βλάβες και ασθενείς στους οποίους η παραμόρφωση υπερδιορθώθηκε ($3^\circ - 7^\circ$ βλαισότητα).

Οι Naudie και συν¹²¹. δημοσίευσαν τα αποτελέσματα από 94 ΥΟΚ κλειστής σφήνας και 12 θολωτές (*dome*) οστεοτομίες. Η ανάλυση κατά Kaplan-Meier ανέδειξε επιβιωσιμότητα 75% στα 5 έτη, 51% στα 10 έτη, 39% στα 15 έτη και 30% στα 20 έτη. Καλύτερα αποτελέσματα διαπίστωσαν σε ασθενείς ηλικίας μικρότερης των 50 ετών και με προεγχειρητικό εύρος κίνησης της άρθρωσης του γόνατος μεγαλύτερο από 120° .

Οι Parachristou και συν¹²². παρακολούθησαν 44 ασθενείς με οστεοτομίες κλειστής σφήνας και διαπίστωσαν ικανοποιητικά αποτελέσματα στο 80% αυτών στα 10 έτη και 66% στα 15 έτη. Ομοίως οι Korovessis και συν¹²³. διαπίστωσαν 90, 70 και 54% καλά αποτελέσματα στα 5, 7 και 12 έτη αντιστοίχως σε μία υπο-ομάδα 64 ασθενών αγροτικού πληθυσμού οι οποίοι υποβλήθηκαν σε οστεοτομία κλειστής σφήνας διπλού επιπέδου, ενώ στους υπόλοιπους που υποβλήθηκαν σε απλή αφαίρεση οστικής σφήνας τα αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά σε ποσοστά: 91, 73 και 57% στα αντίστοιχα έτη. Τέλος οι Polyzois και συν¹²⁴. μελέτησαν τα αποτελέσματα της λοξής οστεοτομίας κνήμης χωρίς αφαίρεση οστού σε 136 περιπτώσεις και διαπίστωσαν 73,8% καλά αποτελέσματα στα 4,5 έτη και 61,1% στα 8,4 έτη. Ασθενείς με υπερδιόρθωση κατά $1^\circ - 4^\circ$ της αξονικής παραμόρφωσης του γόνατος εμφάνισαν τα καλύτερα αποτελέσματα.

Καθώς η τεχνική της ΥΟΚ ανοικτής σφήνας διαφέρει από τις τεχνικές των μελετούμενων σε αυτή τη διατριβή οστεοτομιών δεν θα αναφερθούν αποτελέσματα αυτών των οστεοτομιών με λεπτομέρειες. Ενδιαφέρον ωστόσο παρουσιάζει μία μετα-ανάλυση του 2011, όπου οι Smith και συν¹¹⁶.

παρέθεσαν τα κλινικά και ακτινολογικά αποτελέσματα 9 κλινικών μελετών κάθε μία από τις οποίες συνέκρινε μία σειρά ασθενών που υποβλήθηκε σε οστεοτομία ανοικτής σφήνας με μία σειρά ασθενών που υποβλήθηκε σε οστεοτομία κλειστής σφήνας. Συνολικά παρουσιάστηκαν δεδομένα για 324 οστεοτομίες ανοικτής σφήνας και για 318 οστεοτομίες κλειστής σφήνας. Οι μελετητές δεν διαπίστωσαν διαφορές στο επίπεδο του πόνου μετά την επέμβαση όπως προκύπτει από οπτικές κλίμακες παραμετροποίησης (*visual analog score*), ούτε στο Lysholm Knee score. Ομοίως καμία διαφορά δεν διαπιστώθηκε όσον αφορά τις επιπλοκές όπως φλεγμονές, εν τω βάθει φλεβική θρόμβωση, πάρεση περνιαίου νεύρου, ψευδάρθρωση ή αποτυχία που καθιστά αναγκαία τη μετατροπή σε ολική αρθροπλαστική γόνατος. Στις οστεοτομίες ανοικτής σφήνας διαπιστώθηκε μεγαλύτερη γωνία διόρθωσης στο μετωπιαίο επίπεδο καθώς και αύξηση της κλίσης (*slope*) της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης στο οβελιαίο επίπεδο, ενώ ο μηχανικός άξονας του σκέλους εμφάνιζε μεγαλύτερη διόρθωση στις οστεοτομίες κλειστής σφήνας. Σύμφωνα με τα παραπάνω οι συγγραφείς συμπεραίνουν ό,τι: «*οι δύο τεχνικές δεν παρουσιάζουν διαφορές ως προς την κλινική αποτελεσματικότητά τους και τις μετεγχειρητικές επιπλοκές και απαιτούνται περαιτέρω κατάλληλα σχεδιασμένες μελέτες για τη σύγκρισή τους*».

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Όπως αναφέρθηκε και στο *ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ* της παρούσας διατριβής, η υψηλή οστεοτομία κνήμης (YOK) αποτελεί μία κλινικά δοκιμασμένη μέθοδο αντιμετώπισης του οστεοαρθρικού γόνατος η οποία σχετίζεται με διαταραχές του μηχανικού άξονα του κάτω σκέλους, ιδιαίτερα σε βιολογικά νεώτερους και δραστήριους ασθενείς. Στα πρώτα χρόνια της νεώτερης εποχής όπως σηματοδοτούνται από τις μελέτες των Jackson και Coventry, η σταθεροποίηση της YOK επιτυγχάνονταν διεγχειρητικά με τη χρήση αγγραφών (staples) ή βελονών Steinmann εκατέρωθεν της άρθρωσης και μετεγχειρητικά με την εφαρμογή κυκλοτερούς μηροκνημικού ή μηροκνημοποδικού γύψου. Η πρόοδος η οποία συντελέστηκε με το σχεδιασμό και τη χρήση νεώτερων μεθόδων και υλικών οστεοσύνθεσης αλλά κυρίως η διάδοση των αρχών της AO / ASIF τις δεκαετίες 1960 και 1970, έδωσαν επιπλέον ώθηση στην εξέλιξη της YOK. Στόχος ήταν η χειρουργική αποκατάσταση του μηχανικού άξονα του σκέλους μέσω της YOK (καθώς αποτελεί όπως αναφέρθηκε έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες κινδύνου για την εμφάνιση και εξέλιξη της ΟΑ), με σεβασμό στα μαλακά μόρια και την αιμάτωση της περιοχής, με χρήση σταθερής εσωτερικής οστεοσύνθεσης, η οποία θα επέτρεπε την πρώιμη κινητοποίηση του σκέλους. Τα επόμενα έτη και καθώς κατέστη δυνατή η ανάλυση περισσότερων εμβιομηχανικών στοιχείων της μεθόδου, αλλά και η μελέτη των μεσο- και μακροπρόθεσμων αποτελεσμάτων της YOK, έγινε κατανοητή εκτός πληθώρας άλλων παραμέτρων και η επίδραση του τύπου της τεχνικής και των υλικών σταθεροποίησης στα αποτελέσματα αυτά.

Σταδιακά, λοιπόν, για τη διόρθωση του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος υπήρξε μετάβαση από τις τεχνικές της αφαίρεσης οστικής σφήνας

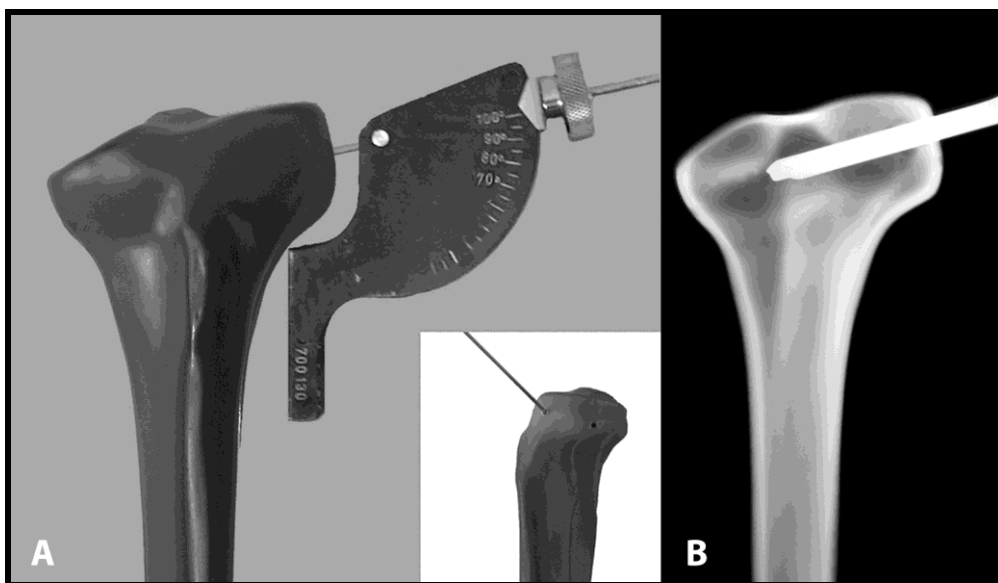
(*closed wedge osteotomies*), στις τεχνικές ανοικτής οστικής σφήνας (*open wedge osteotomies*) και από τις αγγράφες και το γύψο, στις γωνιώδεις πλάκες σταθερής γωνίας (*angular blade plates*) και στις κλειδούμενες ανατομικά προκυρτωμένες πλάκες (*locking compression plates*). Από τις αρχές της οστεοσύνθεσης των καταγμάτων γνωρίζουμε πως οι δύο σημαντικότεροι παράγοντες σταθερότητας της οστεοσύνθεσης ενός κατάγματος είναι η μορφολογία αυτού (εγκάρσιο, λοξό, σπειροειδές, με παρουσία οστικής πεταλούδας, συντριπτικό) και η μέθοδος και το υλικό οστεοσύνθεσης. Γίνεται, λοιπόν, κατανοητό πως ανάλογη επίδραση στη σταθερότητα μίας ΥΟΚ έχει ο τύπος της οστεοτομίας (δηλ. η μορφολογία – γεωμετρία αυτής) και το υλικό οστεοσύνθεσης.

Σκοπός της παρούσας εργασίας η οποία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιολογικής Μηχανικής της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων (Καθηγητής: Θ. Ξενάκης), ήταν η μελέτη της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς και της σταθερότητας της οστεοσύνθεσης με γωνιώδη πλάκα, σε δύο από τις κλινικά δοκιμασμένες και χρησιμοποιούμενες στην Ελληνική Ορθοπαιδική Χειρουργική τεχνικές ΥΟΚ. Συγκεκριμένα, εξετάστηκε η συμπεριφορά και η σταθερότητα της οστεοσύνθεσης της λοξής οστεοτομίας κνήμης χωρίς αφαίρεση οστικού τμήματος (Λ-ΥΟΚ)^{104, 124} και της διπλού επιπέδου (δί-εδρης) οστεοτομίας με αφαίρεση οστικής σφήνας (Σ-ΥΟΚ)^{85, 125}, σε αξονικές φορτίσεις. Με αυτό τον τρόπο έγινε προσπάθεια να 'εξαιρεθεί' το μέγεθος της συμβολής του υλικού οστεοσύνθεσης στη σταθερότητα, καθώς επρόκειτο για τον ίδιο τύπο γωνιώδους πλάκας 90° (*angular blade plate*) και για τις δύο οστεοτομίες, και να αναδειχτεί η συμβολή του τύπου της οστεοτομίας.

ΛΟΞΗ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑ ΚΝΗΜΗΣ ΧΩΡΙΣ ΤΗΝ ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ
ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΤΟΥ ΡΑΙΒΟΥ
ΟΣΤΕΟΑΡΘΡΙΤΙΚΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ: ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ

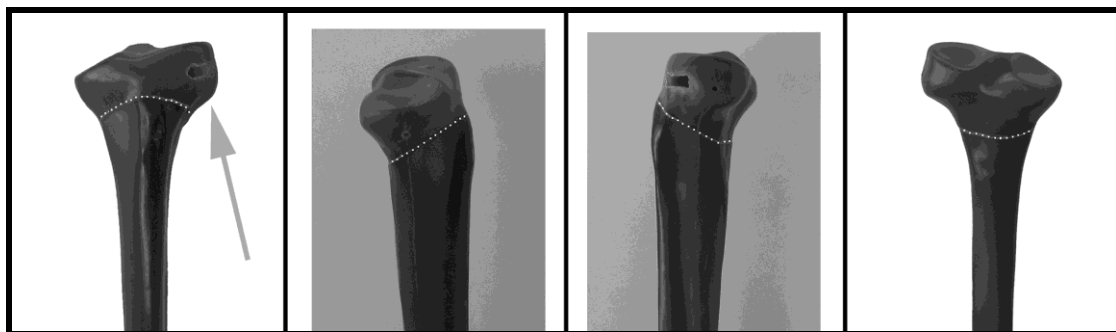
Τόσο στην παρούσα τεχνική, όσο και σε αυτή που ακολουθεί για την Σ-ΥΟΚ, είναι απαραίτητος ο προσεκτικός προεγχειρητικός σχεδιασμός, και ο υπολογισμός της επιθυμητής γωνίας διόρθωσης.

Η τεχνική της Λ-ΥΟΚ περιγράφηκε, μελετήθηκε και δοκιμάστηκε με την πάροδο των ετών από τον ορθοπαιδικό χειρουργό κ. Δ. Πολυζώη^{104, 124}. Κύρια χαρακτηριστικό της είναι η βλαιοποίηση της κνήμης με λοξή οστεοτομία του εγγύς τμήματος αυτής, η οποία δεν περιλαμβάνει αφαίρεση οστικής σφήνας ή δημιουργία ανοικτής σφήνας. Διενεργείται με κυρτή πρόσθιο-εξωτερική προσπέλαση του εγγύς τμήματος της κνήμης, μετά από οστεοτομία της περόνης. Συγκεκριμένα, η τομή του δέρματος αρχίζει από το ύψος της μεσότητας της επιγονατίδας, 3 - 4εκ. επί τα εκτός αυτής και έρχεται κυρτούμενη προς τα έσω, μέχρι το κνημιαίο κύρτωμα. Στη συνέχεια επεκτείνεται προς τα κάτω, κατά μήκος της κνημιαίας ακρολοφίας (μόλις επί τα εκτός αυτής), κατά 5 - 6εκ. Η τομή της περιτονίας ακολουθεί την κατεύθυνση της τομής του δέρματος. Στη συνέχεια αποκαλύπτεται ο έξω κνημιαίος κόνδυλος και μετά την αποκόλληση της έκφυσης των μυών του πρόσθιου διαμερίσματος της κνήμης, η έξω επιφάνεια του άνω τριτημορίου αυτής. Με τη βοήθεια μοιρογνωμονίου εισάγεται οδηγός βελόνα Kirschner πάνω από το φύμα του Gerdy, σε απόσταση 1εκ. από την άρθρωση (Εικόνα 17).



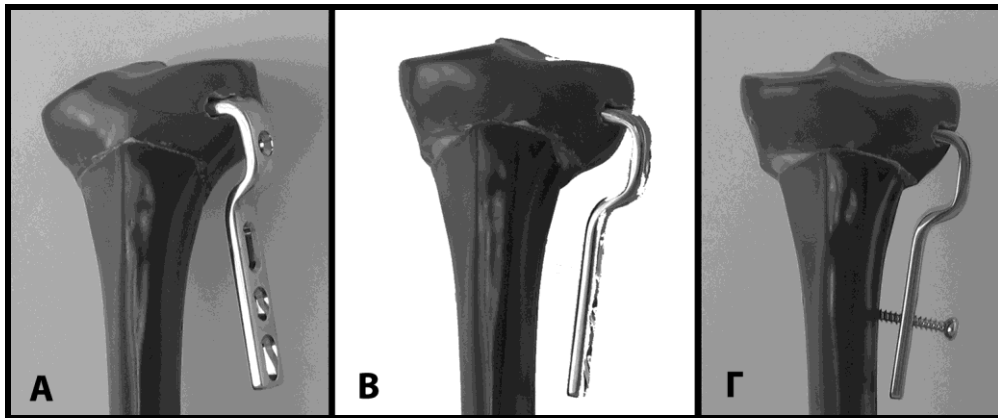
Εικόνα 17.¹²⁴ Α. Η τοποθέτηση της οδηγού βελόνης Kirshcner στο φύμα του Gerdy με τη βοήθεια του μοιρογνωμονίου. Β. Η είσοδος της οδηγού σμίλης.

Η βελόνα εισάγεται με κατεύθυνση τέτοια, ώστε να σχηματίζει με την έξω επιφάνεια της κνήμης γωνία 90° συν την επιθυμητή γωνία διόρθωσης, όπως αυτή έχει προκύψει από τον προεγχειρητικό σχεδιασμό. Σε σχέση με το μετωπιαίο επίπεδο η βελόνα εισάγεται με κατεύθυνση 15° προς τα έσω και πίσω. Ακολούθως με χρήση οδηγού σμίλης διανοίγεται η υποδοχή για την τοποθέτηση της πλάκας. Η σμίλη εισάγεται επί της βελόνης Kirshcner, ακολουθώντας τη διαδρομή της. Στη συνέχεια γίνεται η οστεοτομία της κνήμης. Η οστεοτομία αρχίζει ακριβώς πάνω από το κνημιαίο κύρτωμα και φέρεται λοξά προς τα κάτω και πίσω με γωνία 30° , καταλήγοντας στον οπίσθιο φλοιό της κνήμης (Εικόνα 18).



Εικόνα 18.¹²⁴ Με τη διακεκομμένη γραμμή υποσημαίνεται το επίπεδο της λοξής οστεοτομίας. Παρατηρείστε πως στη συγκεκριμένη τεχνική δεν αφαιρείται οστό από την κνήμη. Το βέλος υποδεικνύει την οπή η οποία έχει διανοιχτεί από την οδηγό σμίλη, έτοιμη να υποδεχτεί το οριζόντιο σκέλος της γωνιώδους πλάκας.

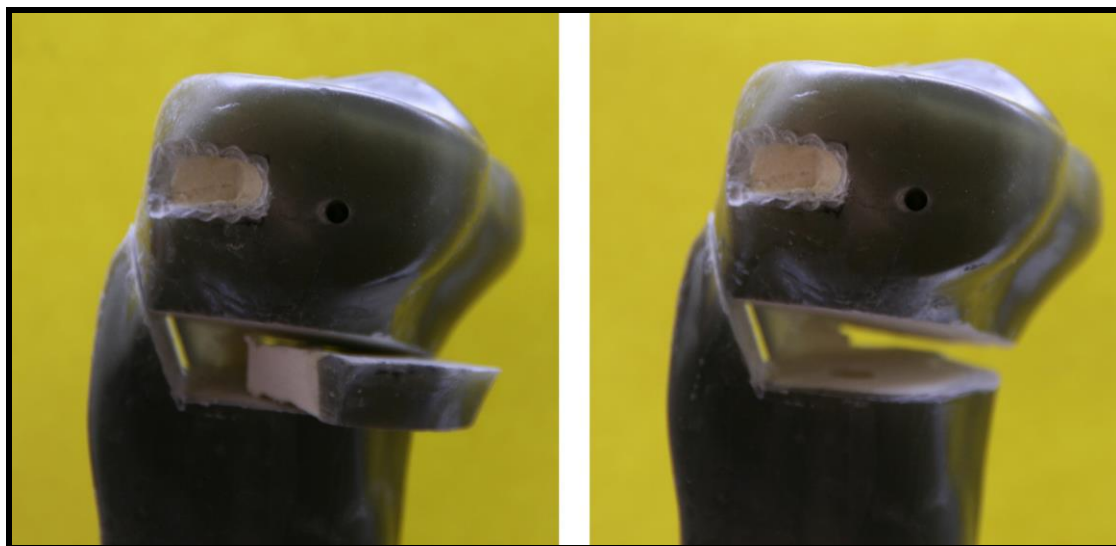
Ακολούθως τοποθετείται η γωνιώδης πλάκα 90° στην υποδοχή που έχει διανοιχτεί, και παρατηρούμε πως το κάθετο σκέλος της σχηματίζει με την έξω επιφάνεια της κνήμης γωνία ίση με την επιθυμητή γωνία διόρθωσης. Η διόρθωση της ραιβότητας γίνεται πλέον διά γωνιώσεως των δύο τμημάτων της οστεοτομίας (Εικόνα 19). Κατά τη διορθωτική αυτή γωνίωση οι επιφάνειες του κεντρικού και του περιφερικού τμήματος της οστεοτομίας κινούνται γλιστρώντας – ολισθαίνοντας η μία επί της άλλης, όπως τα δύο σκέλη ενός ψαλιδιού ή οι δύο πέτρες ενός μύλου αλέσεως, διατηρώντας διαρκώς τη μεταξύ τους επαφή. Αυτό γίνεται μέχρι η έξω επιφάνεια της κνήμης να έλθει σε πλήρη επαφή με το κάθετο σκέλος της πλάκας, οπότε και έχει επιτευχθεί ακριβώς η επιθυμητή διόρθωση. Ακολουθεί οστεοσύνθεση της πλάκας στη διάφυση του κεντρικού τριτημορίου της κνήμης με βίδες φλοιώδους οστού και σύγκλιση του τραύματος. Μετεγχειρητικά επιτρέπεται άμεση λειτουργική κινητοποίηση του γόνατος.



Εικόνα 19.¹²⁴ Τα σταδιακά βήματα της ολοκλήρωσης της λοξής οστεοτομίας. Η είσοδος της πλάκας (Α), η γωνίωση των δύο τμημάτων της οστεοτομίας (Β) και η οστεοσύνθεση (Γ).

ΔΙ-ΕΔΡΟΣ ΟΣΤΕΟΤΟΜΙΑ ΚΝΗΜΗΣ ΜΕ ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΟΣΤΙΚΗΣ ΣΦΗΝΑΣ:**ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ**

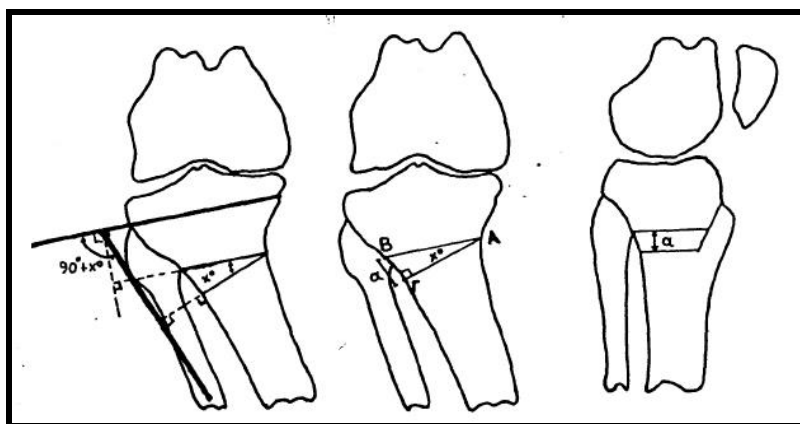
Η τεχνική της συγκεκριμένης οστεοτομίας περιγράφηκε από τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. H. Mittelmeier (Πανεπιστήμιο Homburg/SAAR, Γερμανία)⁸⁵, και στην Ελληνική κλινική πράξη εξελίχθηκε και χρησιμοποιήθηκε από τον Καθηγητή Ορθοπαιδικής κ. Θ. Ξενάκη (Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων)^{125, 126}. Κύριο χαρακτηριστικό της τεχνικής είναι η αφαίρεση οστικής σφήνας, με διατήρηση του κνημιαίου κυρτώματος στο περιφερικό τμήμα της κνήμης. Πρόκειται για δί-εδρη οστεοτομία, η οποία λόγω του σχήματος που παρουσιάζει από πλάγια όψη ονομάζεται και οστεοτομία κνήμης με ‘σκαλοπάτι’ (*step osteotomy*) (Εικόνα 20).



Εικόνα 20. Πλάγια όψη της δί-εδρης οστεοτομίας με αφαίρεση οστικής σφήνας σε συνθετικό πρόπλασμα κνήμης. Παρατηρείστε τα δύο επίπεδα της οστεοτομίας τα οποία σχηματίζουν ‘σκαλοπάτι’ και τη διατήρηση του κνημιαίου κυρτώματος στο περιφερικό τμήμα της κνήμης.

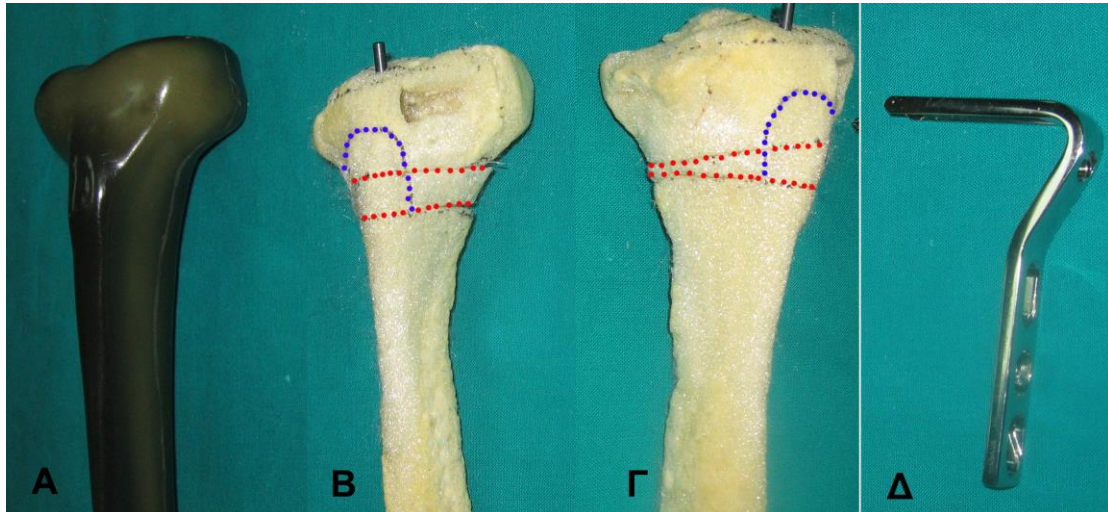
Διενεργείται με κυρτή πρόσθιο-εξωτερική προσπέλαση του εγγύς τμήματος της κνήμης, μετά από οστεοτομία της περόνης, όπως και στην περιγραφείσα Λ-ΥΟΚ. Το σημείο εισόδου της πλάκας στον έξω κνημιαίο κόνδυλο βρίσκεται 1εκ. πάνω από την ανάκαμψη του έξω φλοιού προς τον έξω κόνδυλο, σημείο που αντιστοιχεί περίπου 0,5εκ. κεντρικά της αρχής του κνημιαίου κυρτώματος και 1,5εκ. περιφερικά της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης. Με αυτό τον τρόπο το επίπεδο της οστεοτομίας βρίσκεται στη μεσότητα του κνημιαίου κυρτώματος, σε σημείο που η κνήμη είναι πλατύτερη και η επαφή του σπογγώδους οστού ευρύτερη. Στο σημείο εισόδου της πλάκας τοποθετείται οδηγός σμίλη για τη διάνοιξη της οπής υποδοχής του οριζώντιου σκέλους της πλάκας οστεοσύνθεσης. Η τοποθέτηση του οδηγού γίνεται με τη βοήθεια μοιρογνωμονίου που έχει ρυθμιστεί σε γωνία 90° συν την επιθυμητή γωνία διόρθωσης, και το κάθετο σκέλος του έρχεται παράλληλα με τον έξω φλοιό της κνήμης. Στη συνέχεια ακολουθεί το χάραγμα των δύο επιπέδων της οστεοτομίας. Το πρώτο ξεκινά μόλις κεντρικά του κνημιαίου κυρτώματος με περιφερική κατεύθυνση και οπίσθια κλίση περίπου 20° , σχεδόν παράλληλα με την πρόσθια επιφάνεια του κνημιαίου κυρτώματος, μέχρι τη μεσότητά του. Το δεύτερο επίπεδο (που αφορά την οστική σφήνα που θα αφαιρεθεί) ορίζεται από δύο επιφάνειες. Η κεντρική είναι παράλληλη με το επίπεδο της οδηγού σμίλης και βρίσκεται σε απόσταση 1,5εκ. περιφερικά αυτής, από τον έξω προς τον έσω φλοιό της κνήμης. Με ένα μετρητή πάχους μετράμε το πάχος του οστού στο ύψος αυτής της οστεοτομίας (δηλ. την απόσταση από τον έξω στον έσω φλοιό) και το μέγεθος αυτό το πολλαπλασιάζουμε με το ημίτονο της επιθυμητής γωνίας διόρθωσης (Εικόνα 21). Το γινόμενο μας δίνει την απόσταση (σημείο έναρξης) που

πρέπει να έχει η περιφερική επιφάνεια της προς αφαίρεση οστικής σφήνας από την κεντρική της επιφάνεια, πάνω στον έξω φλοιό. Από το σημείο αυτό του έξω φλοιού ξεκινά η οστεοτομία της περιφερικής επιφάνειας της οστικής σφήνας και τελειώνει στον έσω φλοιό, στο ίδιο σημείο με την οστεοτομία της κεντρικής της επιφάνειας.

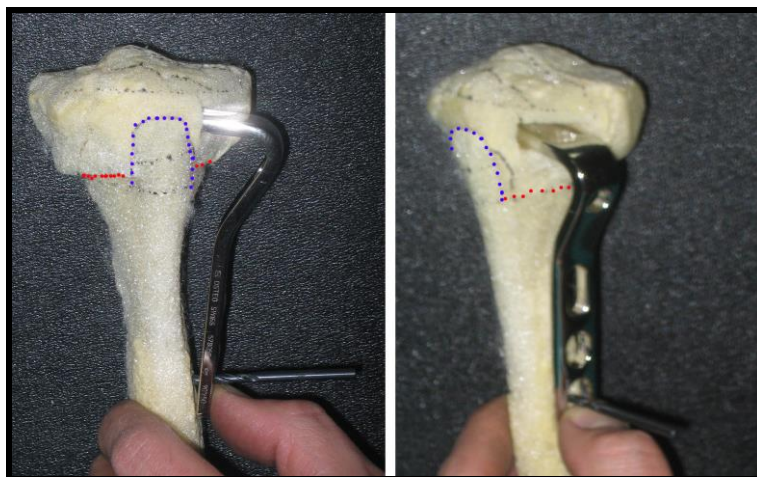


Εικόνα 21. Σχηματική απεικόνιση του υπολογισμού της οστικής σφήνας και της διενέργειας της οστεοτομίας¹²⁵.

Στη συνέχεια με χρήση σμίλης ή πριονιού κόβουμε και αφαιρούμε τη σχηματισθείσα οστική σφήνα, προσπαθώντας να διατηρήσουμε τη συνέχεια του οπισθιο-εσωτερικού φλοιού της κνήμης, ο οποίος λειτουργεί σαν 'μεντεσές' πάνω στον οποίο θα 'κλίσει' η οστεοτομία, αποτρέποντας πιθανή παρεκτόπιση των οστικών επιφανειών της (Εικόνα 22). Ακολουθεί η τοποθέτηση του οριζόντιου σκέλους της γωνιώδους πλάκας 90° στην οπή που έχει διανοιχτεί για την υποδοχή της και η συμπλησίαση των οστικών άκρων της οστεοτομίας, μέχρι να έλθουν σε επαφή. Έτσι το κάθετο σκέλος της πλάκας έρχεται σε επαφή με την έξω επιφάνεια του κεντρικού τριτημορίου της διάφυσης της κνήμης, επιφέροντας την επιθυμητή διόρθωση (Εικόνα 23).



Εικόνα 22. Για λόγους απεικόνισης, στο πρόπλασμα κνήμης από συμπυκνωμένη πολυουρεθάνη στο κέντρο της εικόνας σημειώνεται με ευθεία κόκκινη στικτή γραμμή η οστική σφήνα που θα αφαιρεθεί, και με κυρτή μπλε στικτή γραμμή το δεύτερο επίπεδο της οστεοτομίας, πίσω από το κνημιαίο κύρτωμα. Α. Συνθετική κνήμη. Β. Έξω – πλάγια όψη της κνήμης από πολυουρεθάνη. Γ. Έσω – πλάγια όψη. Παρατηρείστε τη σφηνοειδή εικόνα του προς αφαίρεση τεμαχίου. Δ. Η γωνιώδης πλάκα οστεοσύνθεσης.



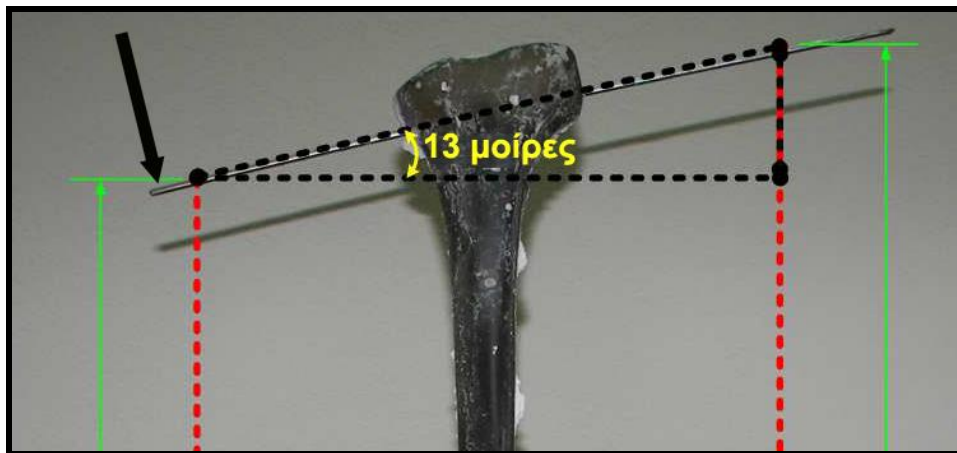
Εικόνα 23. Προσομοίωση της τοποθέτησης της γωνιώδους πλάκας, και της διόρθωσης της οστεοτομίας μετά την αφαίρεση της οστικής σφήνας στο πρόπλασμα της πολυουρεθάνης.

Η πλάκα συγκρατείται πάνω στη διάφυση με βίδες φλοιώδους οστού και στη συνέχεια γίνεται σύγκλιση του τραύματος. Μετεγχειρητικά επιτρέπεται άμεση λειτουργική κινητοποίηση του γόνατος.

A. ΥΛΙΚΟ και ΜΕΘΟΔΟΣ

1. Επιλογή υλικών

Για την πειραματική διαδικασία χρησιμοποιήθηκαν 20 όμοια συνθετικά προπλάσματα αριστερής κνήμης 3ης γενεάς (model # 3301, Sawbones, Europe AB, Malmö, Sweden). Για 18 από αυτά τα προπλάσματα έγινε ειδική παραγγελία στην κατασκευάστρια εταιρεία για την κατασκευή τους (*custom-made*), ώστε η κεντρική αρθρική επιφάνεια κάθε κνήμης να εμφανίζει επιπλέον ραιβότητα 10° ως προς το φυσιολογικό, προς ρεαλιστικότερη προσομοίωση των οστεοτομιών (Εικόνα 24). Τα υπόλοιπα δύο (2) προπλάσματα είχαν φυσιολογικό προσανατολισμό της κεντρικής αρθρικής επιφάνειας της κνήμης και χρησιμοποιήθηκαν για την προετοιμασία των πειραμάτων.



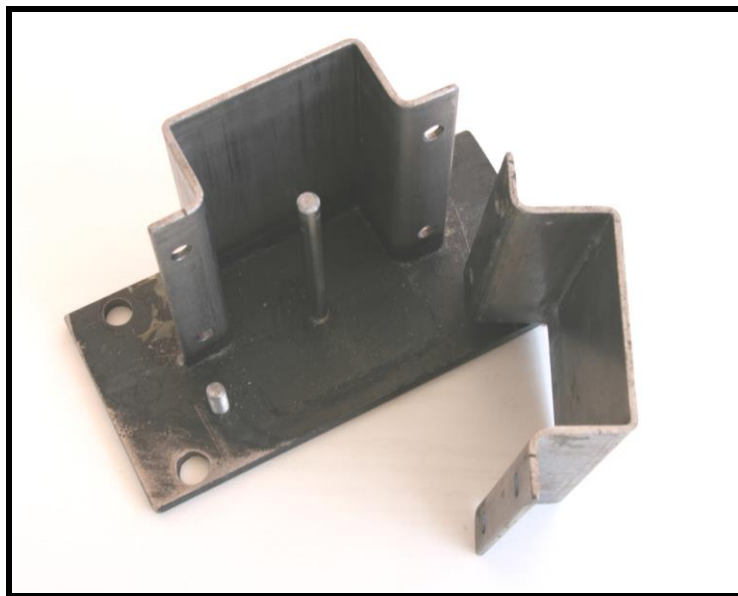
Εικόνα 24. Συνθετικό πρόπλασμα κνήμης 3^{ης} γενιάς, με επιπλέον ραιβότητα 10° της εγγύς αρθρικής επιφάνειας κατόπιν παραγγελίας (σύνολο ραιβότητας: 13°), η οποία επιβεβαιώθηκε και σε μετρήσεις μας με χρήση απλών τριγωνομετρικών κανόνων. Με βέλος υποσημαίνεται η βελόνη Kirschner η οποία διεμβάλλεται διά των οπών που ο κατασκευαστής έχει 'ενσωματώσει' σε κάθε πρόπλασμα, ώστε να καταδεικνύει τον προσανατολισμό της αρθρικής επιφάνειας της εγγύς κνήμης.

Για την προετοιμασία, τις ρυθμίσεις και τις πιλοτικές δοκιμές χρησιμοποιήθηκαν 4 προπλάσματα με ραιβότητα και δύο (2) φυσιολογικά, ενώ τα υπόλοιπα χρησιμοποιήθηκαν αποκλειστικά στην κυρίως πειραματική διαδικασία. Τα συνθετικά προπλάσματα 3^{ης} γενιάς σύμφωνα με τον κατασκευαστή τους, παρουσιάζουν βελτιωμένη εμβιομηχανική συμπεριφορά (η οποία πλησιάζει τη συμπεριφορά του φυσιολογικού οστού), με καλύτερη ανατομική προσομοίωση και μεγαλύτερη ευκολία κατασκευής τους σε σχέση με τα συνθετικά οστά προηγούμενης γενιάς. Κατασκευάζονται από μείγμα μικρού μεγέθους υαλωδών ινών και εποξικής ρητίνης, το οποίο διοχετεύεται με πίεση γύρω από ένα συμπυκνωμένο αφρώδη πυρήνα. Όλα τα προπλάσματα έχουν εντός της διάφυσής τους ενδομυελικό αυλό διαμέτρου 9χιλ., ο οποίος φτάνει μέχρι και την περιφερική αρθρική επιφάνεια της κνήμης. Έχουν μήκος 40εκ., πυκνότητα 'φλοιού' 1,7 g/cc, αντοχή σε πιέσεις εφελκυσμού 90 MPa και αντοχή σε συμπιεστικές – συνθλιπτικές πιέσεις 120 MPa. Αντίστοιχα, το 'σπογγώδες' τμήμα τους εμφανίζει πυκνότητα 0,27 g/cc και αντοχή σε συμπιεστικές – συνθλιπτικές πιέσεις 4,8 MPa.

2. Προετοιμασία των υλικών

Το πρώτο βήμα στην προετοιμασία της πειραματικής διαδικασίας ήταν να γίνει ο υπολογισμός της επιθυμητής γωνίας διόρθωσης. Όλα τα προπλάσματα όπως αναφέρθηκε μετρήθηκαν και επιβεβαιώθηκε πως η ραιβότητα της κεντρικής αρθρικής τους επιφάνειας ήταν 13°. Η ραιβότητα αυτή προκύπτει από το άθροισμα των 3° ραιβότητας της αρθρικής επιφάνειας της φυσιολογικής κνήμης, συν τις 10° πρόσθετη ραιβότητα που ζητήθηκε από τον κατασκευαστή. Αποφασίστηκε, λοιπόν, να γίνει πλήρης διόρθωση του

συνόλου της ραιβότητας (δηλ. 13°), ώστε μετά την οστεοτομία η κεντρική αρθρική επιφάνεια της κνήμης να είναι πλήρως οριζόντια, ή αλλιώς κάθετη στο μηχανικό άξονα της κνήμης. Αυτό θεωρήθηκε πως θα διευκολύνει και την πλήρως κατακόρυφη φόρτιση στη διάρκεια της κυρίως πειραματικής δοκιμής, αλλά ήταν και συμβατό με την μικρή υπερδιόρθωση που πάντα είναι επιθυμητή στην κλινική πράξη κατά τη διενέργεια κάθε οστεοτομίας^{111, 120, 127}.



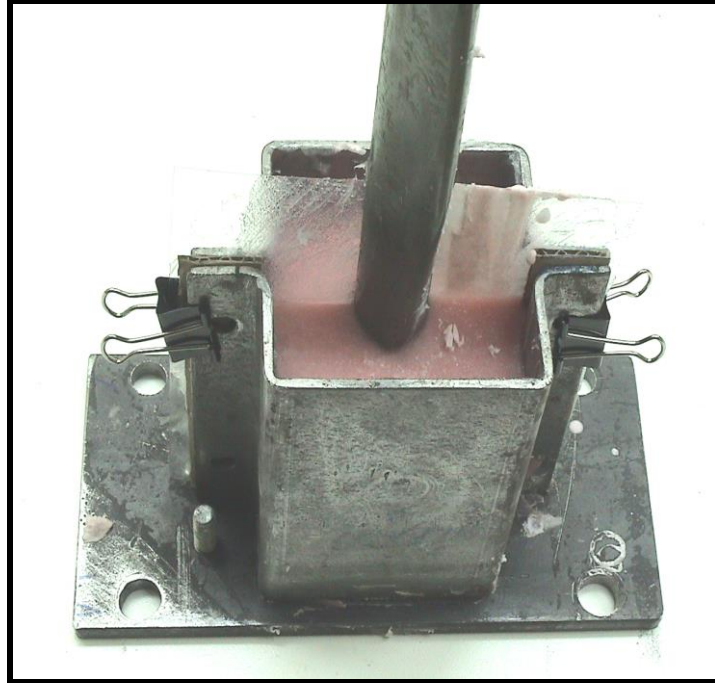
Εικόνα 25. Το μεταλλικό κουτί - βάση συγκράτησης των δοκιμίων.

Το δεύτερο βήμα στην προετοιμασία της πειραματικής διαδικασίας ήταν η κατασκευή μιας ειδικής βάσης για την τοποθέτηση των προπλασμάτων. Η τοποθέτηση και στήριξή τους έγινε μέσα σε ένα ειδικά κατασκευασμένο χαλύβδινο μεταλλικό κουτί συγκράτησης, πλάτους 8εκ., βάθους 8εκ., και ύψους 12εκ., από λαμαρίνα πάχους 2χιλ.. Το κουτί ήταν χωρισμένο σε δύο όμοια ημιμόρια (πρόσθιο – οπίσθιο). Το οπίσθιο από τα ημιμόρια είχε σταθερά ηλεκτροσυγκολληθεί σε μία επίπεδη χαλύβδινη μεταλλική βάση πάχους 1εκ, μήκους 20εκ. και πλάτους 10 εκ. Το πρόσθιο

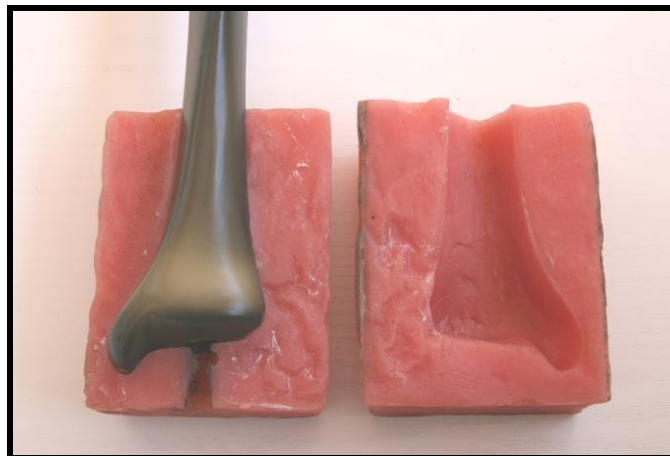
ημιμόριο 'ερχόταν' και κούμπωνε (με μεταλλικές παξιμαδόβιδες πάχους 10χιλ) στο ήδη σταθερό οπίσθιο ημιμόριο, σχηματίζοντας το πλήρες κουτί συγκράτησης. Στην κέντρο της κάτοψης του κουτιού είχε προσαρμομεί με ηλεκτροσυγκόλληση κατακόρυφη χαλύβδινη μεταλλική ράβδος στήριξης, πάχους 9χιλ. και ύψους 15εκ., η οποία διασφάλισε την τοποθέτηση του προπλάσματος σε κατακόρυφη θέση (Εικόνα 25).

Με το μεταλλικό κουτί συγκράτησης συναρμολογημένο, έγινε τοποθέτηση ενός προπλάσματος μέσα σε αυτό, βυθίζοντάς το περιφερικό του τμήμα στη ράβδο στήριξης, η οποία εισήλθε μέσα στον ενδομυελικό αυλό του. Καθώς ο αυλός είχε πάχος 9χιλ., δηλαδή όμοιο με τη ράβδο, υπήρξε πλήρης επαφή και σταθεροποίηση του προπλάσματος σε κατακόρυφη θέση. Ακολούθως και για το τμήμα του προπλάσματος που είχε τοποθετηθεί μέσα στο κουτί έγινε τοποθέτηση ελάσματος πλαστικής μεμβράνης σε μέσο μετωπιαίο επίπεδο στην έσω και έξω επιφάνεια του προπλάσματος, ώστε το πρόπλασμα να χωριστεί νοητά σε πρόσθιο και οπίσθιο ημιμόριο, στο ίδιο επίπεδο που ήταν χωρισμένο το πρόσθιο και οπίσθιο ημιμόριο του μεταλλικού κουτιού συγκράτησης. Στη συνέχεια έγινε επάλειψη με βαζελίνη όλων των εσωτερικών επιφανειών του μεταλλικού κουτιού, της πλαστικής μεμβράνης και του προπλάσματος που είχε βυθιστεί μέσα στο κουτί και προσεκτική χύτευση οδοντιατρικού πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου (Eco-Cryl Cold, Protechno, Spain), μέχρι την άνω επιφάνεια του κουτιού (Εικόνα 26). Η παρουσία της βαζελίνης απέτρεψε την προσκόλληση του τσιμέντου στα μεταλλικά τοιχώματα του κουτιού και στο πρόπλασμα, και με αυτό τον τρόπο, μετά την πήξη του προέκυψαν δύο ημιμόρια τσιμέντου, στο εσωτερικό των οποίων είχε σχηματιστεί ένα τέλειο εκμαγείο του περιφερικού τριτημορίου του

προπλάσματος και το εξωτερικό τους προσαρμοζόταν τέλεια μέσα στο μεταλλικό κουτί συγκράτησης (Εικόνα 27).

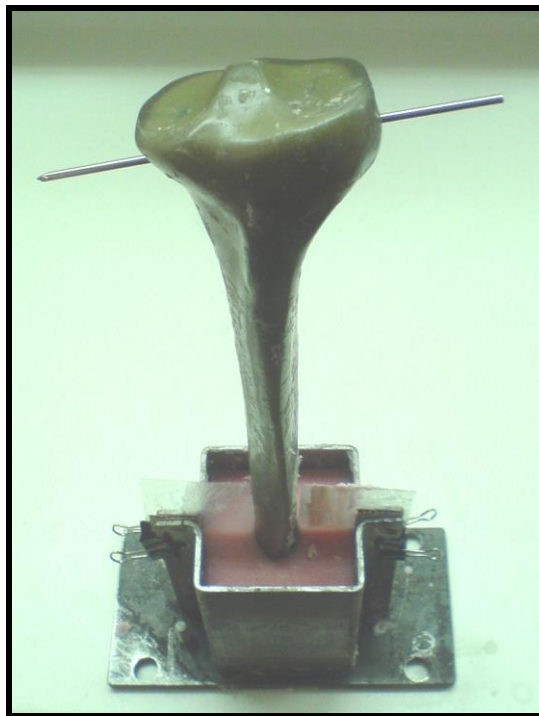


Εικόνα 26. Η μεταλλική βάση στήριξης μετά τη χύτευση του πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου. Παρατηρείστε την πλαστική μεμβράνη η οποία χωρίζει το εκμαγείο του τσιμέντου σε πρόσθιο και οπίσθιο ημιμόριο.



Εικόνα 27. Τα δύο ημιμόρια του πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου που κατασκευάστηκαν για τη συγκράτηση της κνήμης.

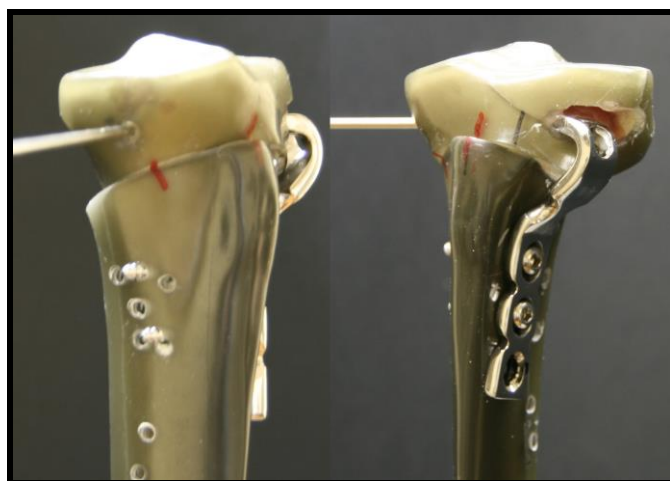
Έτσι κάθε πρόπλασμα μπορούσε να συγκρατηθεί με τον ίδιο τρόπο ανάμεσα στα δύο ημιμόρια του τσιμέντου, και η όλη ‘κατασκευή’ να σταθεροποιηθεί με τον ίδιο τρόπο μέσα στο μεταλλικό κουτί, διασφαλίζοντας την παρόμοια και επαναλήψιμη θέση κάθε προπλάσματος στο χώρο, και εξαλείφοντας κάθε δυνατή αστάθεια στη βάση του (Εικόνα 28). Για την αποτροπή τυχόν παρεμβολής της κατακόρυφης ράβδου στις μετρήσεις κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας, η κατακόρυφη ράβδος στήριξης αφαιρέθηκε από τη μεταλλική βάση συγκράτησης μετά την κατασκευή του τσιμεντένιου εκμαγείου.



Εικόνα 28. Το πρόπλασμα της ραβδής συνθετικής κνήμης το οποίο χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή των ημιμορίων πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου στήριξης σε συνδυασμό με τη μεταλλική βάση. Κάθε πρόπλασμα τοποθετήθηκε στη βάση του με τον ίδιο επαναλήψιμο τρόπο. Η βελόνη Kirschner οριοθετεί τον προσανατολισμό της αρθρικής επιφάνειας της εγγύς κνήμης.

Το τρίτο βήμα στην προετοιμασία της πειραματικής διαδικασίας ήταν η διενέργεια των οστεοτομιών σε δύο πιλοτικά προπλάσματα (ένα για κάθε τεχνική) και η συναρμολόγηση ιδιοκατασκευών που θα επιτρέψουν τον επαναλήψιμο τρόπο διενεργειών τους. Τα προπλάσματα αυτά όπως αναφέρθηκε δεν χρησιμοποιήθηκαν στις τελικές πειραματικές μετρήσεις. Για την λοξή οστεοτομία χωρίς αφαίρεση οστικής σφήνας έγινε τοποθέτηση και στήριξη του πιλοτικού προπλάσματος στη μεταλλική βάση συγκράτησης και ακολουθήθηκε η χειρουργική τεχνική όπως έχει περιγραφεί. Συγκεκριμένα στην έξω επιφάνεια της κνήμης τοποθετήθηκε το ειδικό μοιρογνωμόνιο που χρησιμοποιείται στις οστεοτομίες κνήμης, με το 'κάθετο' σκέλος του παράλληλα με την έξω επιφάνεια της εγγύς κνήμης και το 'οριζόντιο' να σχηματίζει με το κάθετο γωνία $90^\circ + 10^\circ + 3^\circ = 103^\circ$, όπου 13° είναι η επιθυμητή γωνία διόρθωσης, ώστε η αρθρική επιφάνεια υπερδιορθωμένη κατά 3° (όπως συμβαίνει και στην κλινική πράξη) να λάβει οριζόντιο προσανατολισμό. Δια του 'οριζοντίου' σκέλους του μοιρογνωμονίου τοποθετήθηκε, με είσοδο στο φύμα του Gerdy, βελόνη Kirschner 2χιλ., με κατεύθυνση προς τα πίσω και έσω (γωνίωση 15° ως προς το μετωπιαίο επίπεδο). Ακολούθως και με οδηγό τη βελόνη αυτή έγινε διάνοιξη της οπής εισόδου - συγκράτησης του οριζόντιου σκέλους (*blade*) της πλάκας που επρόκειτο να χρησιμοποιηθεί για την οστεοσύνθεση, με τη χρήση οδηγού σμίλης. Στη συνέχεια διενεργήθηκε η λοξή οστεοτομία της κνήμης με χρήση απλού χειροκίνητου πριονιού. Η οστεοτομία ξεκινά κεντρικά του κνημιαίου κυρτώματος (δηλ. εγγύτερα της κατάφυσης του επιγονατιδικού τένοντα στην κλινική πράξη), με κατεύθυνση 30° προς τα πίσω και περιφερικά, προς την οπίσθια επιφάνεια της εγγύς κνήμης. Το οριζόντιο σκέλος της πλάκας

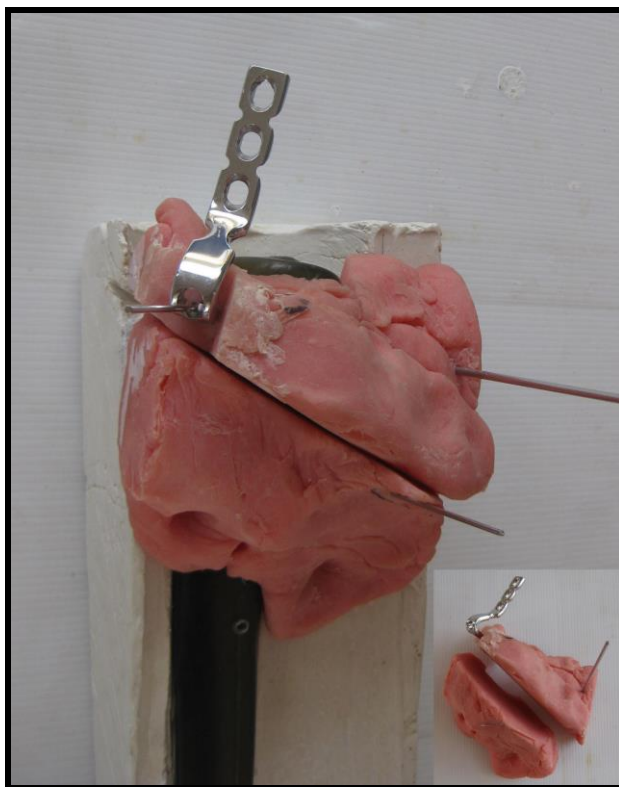
τοποθετήθηκε στη διανοιχθείσα οπή του και μετακινώντας – γλιστρώντας τα δύο οστεοτομηθέντα τμήματα της κνήμης, όπως κινούνται τα δύο σκέλη του ψαλιδιού, προς την επιθυμητή κατεύθυνση, επέρχεται η διόρθωση της ραιβότητας της εγγύς αρθρικής επιφάνειας και το κάθετο σκέλος της πλάκας έρχεται σε πλήρη επαφή με την έξω επιφάνεια της εγγύς κνημιαίας διάφυσης (Εικόνα 29).



Εικόνα 29. Πιλοτικό πρόπλασμα κνήμης στο οποίο έχει διενεργηθεί η Λ-ΥΟΚ. Η βελόνη Kirschner οριοθετεί τον προσανατολισμό της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης, και υποδεικνύει τη διόρθωση που έχει επιτευχθεί.

Για την ιδιοκατασκευή που θα εξασφάλιζε τον επαναλήψιμο τρόπο διενέργειας και σταθεροποίησης της οστεοτομίας, το πιλοτικό οστεοτομηθέν με Λ-ΥΟΚ πρόπλασμα τοποθετήθηκε μέσα σε ένα σκληρό χάρτινο μεταλλικό κουτί με τρόπο ώστε οι δύο επάλληλες οστεοτομηθείσες επιφάνειες της κνήμης να συγκρατούνται στη θέση που είχαν προ της διόρθωσης. Στην περιοχή της οστεοτομίας τοποθετήθηκε μεταλλικό έλασμα πάχους 0,5χιλ., ώστε να οριοθετεί το επίπεδο αυτής και το οριζόντιο σκέλος (*blade*) της

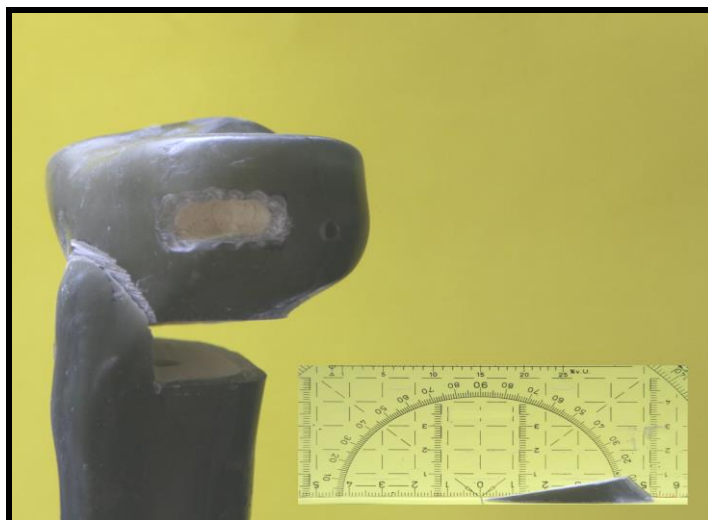
πλάκας τοποθετήθηκε ανάποδα επί της οπής του, ώστε να οριοθετεί την κατεύθυνσή του. Το όλο δοκίμιο πληρώθηκε μέχρι το μέσο μετωπιαίο επίπεδό του με γύψο καλλιτεχνίας. Σε δεύτερο χρόνο και μετά την πήξη του γύψου, το κεντρικό τμήμα της κνήμης (με το έλασμα στην περιοχή της οστεοτομίας και την πλάκα όπως είχαν τοποθετηθεί), πληρώθηκε με οδοντιατρικό πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο, αφού τα υλικά καλύφθηκαν για την αποφυγή προσκόλλησης με το τσιμέντο, με βαζελίνη και πλαστική μεμβράνη.



Εικόνα 30. Η ιδιοκατασκευή διασφάλισης του επαναλήψιμου τρόπου διενέργειας της Λ-ΥΟΚ. Είναι εμφανής η γύψινη βάση - εκμαγείο, η δύο τεμαχίων καλύπτρα από πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο (ένθετη εικόνα), η σχισμή οριοθέτησης της οστεοτομίας, και η οπή υποδοχής του οριζόντιου σκέλους της γωνιώδους πλάκας.

Έτσι μετά την πήξη και στερεοποίηση των υλικών δημιουργήθηκε μία γύψινη βάση - εκμαγείο για την τοποθέτηση κάθε προπλάσματος και μια ανάλογη καλύπτρα από οδοντιατρικό πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο για την εγγύς επιφάνεια της κνήμης, η οποία είχε σε συγκεκριμένη θέση οριοθετημένα τη διαδρομή για τη διάνοιξη της οπής υποδοχής του οριζόντιου σκέλους (*blade*) της πλάκας και το επίπεδο της οστεοτομίας (Εικόνα 30). Με αυτό τον τρόπο ήταν δυνατόν η οστεοτομία και η τοποθέτηση της πλάκας να γίνει με τον ίδιο επαναλήψιμο τρόπο σε κάθε πρόπλασμα που θα χρησιμοποιείτο.

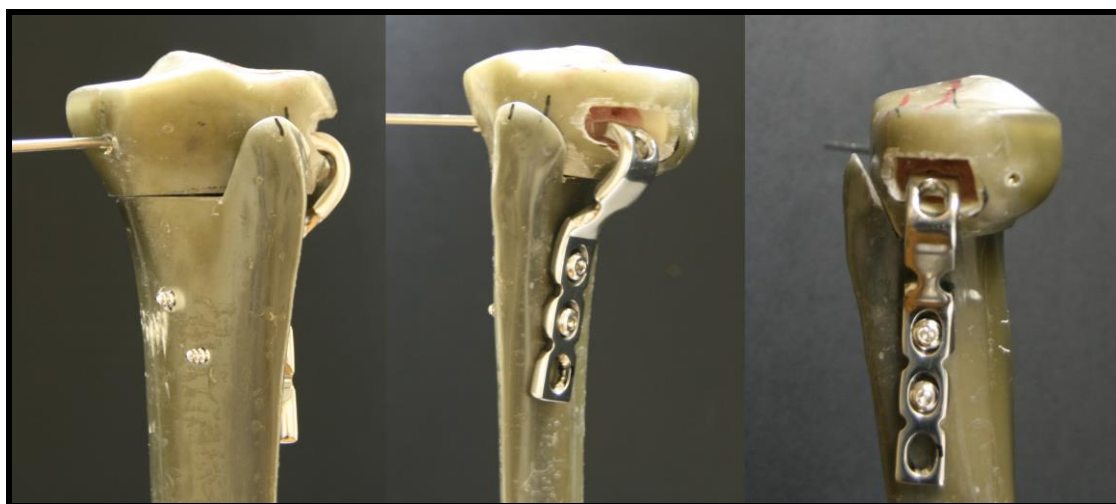
Για την Σ-ΥΟΚ έγινε ανάλογη ιδιοκατασκευή αφού πρώτα διενεργήθηκε η διπλού επιπέδου οστεοτομία με αφαίρεση οστικής σφήνας επί ενός έτερου πιλοτικού προπλάσματος, όπως έχει περιγραφεί. Αρχικά έγινε η εντόπιση του σημείου εισόδου της πλάκας στην περιοχή της έξω επιφάνειας του έξω κνημιαίου κονδύλου, σε σημείο 1εκ. πάνω από την ανάκαμψη του φλοιού προς τον έξω κόνδυλο, δηλ. 0,5εκ. πάνω από την αρχή του κνημιαίου κυρτώματος και 1 - 1,5εκ. κάτω από την εγγύς αρθρική επιφάνεια της κνήμης. Ακολούθως τοποθετήθηκε το μοιρογνωμόνιο στις $90^\circ + 13^\circ = 103^\circ$, όπου 13° είναι η τελική επιθυμητή γωνία διόρθωσης όπως περιγράφηκε προηγουμένως, με το 'κάθετο' σκέλος του παράλληλα με τον έξω φλοιό της κνήμης και έγινε διάνοιξη της οπής εισόδου - συγκράτησης του οριζόντιου σκέλους (*blade*) της πλάκας που επρόκειτο να χρησιμοποιηθεί για την οστεοσύνθεση, με τη χρήση οδηγού σμίλης. Στη συνέχεια διενεργήθηκε η διπλού επιπέδου οστεοτομία και η αφαίρεση της οστικής σφήνας (Εικόνα 31).



Εικόνα 31. Το πιλοτικό πρόπλασμα μετά την αφαίρεση της οστικής σφήνας (η οποία φαίνεται στην ένθετη εικόνα) και την οστεοτομία πίσω από το κνημιαίο κύρτωμα.

Συγκεκριμένα, πρώτα έγινε το ‘κατακόρυφο’ επίπεδο της οστεοτομίας, σχεδόν παράλληλα με το μετωπιαίο επίπεδο, με έναρξη εγγύς του κνημιαίου κυρτώματος και κατεύθυνση περιφερικά, με ελαφρά οπίσθια κλίση 20° (παράλληλα με την πρόσθια επιφάνεια του κνημιαίου κυρτώματος) μέχρι τη μεσότητά του. Το οριζόντιο επίπεδο της οστεοτομίας αφορά την αφαίρεση οστικής σφήνας με βάση τον έξω φλοιό της κνήμης. Η εγγύς επιφάνεια της σφήνας είναι παράλληλη με την οδηγό σμίλη, σε απόσταση 1,5εκ. από την είσοδό της (ή στη μεσότητα του κνημιαίου κυρτώματος). Όπως μετρήθηκε το πλάτος αυτής της επιφάνειας (δηλ. η απόσταση από τον έξω στον έσω φλοιό της κνήμης) ήταν 4,5εκ. Με χρήση απλών κανόνων τριγωνομετρίας υπολογίστηκε πως για την αφαίρεση σφήνας 13° , έπρεπε η περιφερική επιφάνεια της σφήνας να ξεκινά 1εκ. περιφερικότερα της εγγύς στον έξω φλοιό της κνήμης ($4,5\text{εκ.} \times \eta\mu 13^\circ = 1\text{εκ.}$), και να κατευθύνεται λοξά και κεντρικά προς τον έσω φλοιό της κνήμης, στο ίδιο σημείο που τελειώνει η

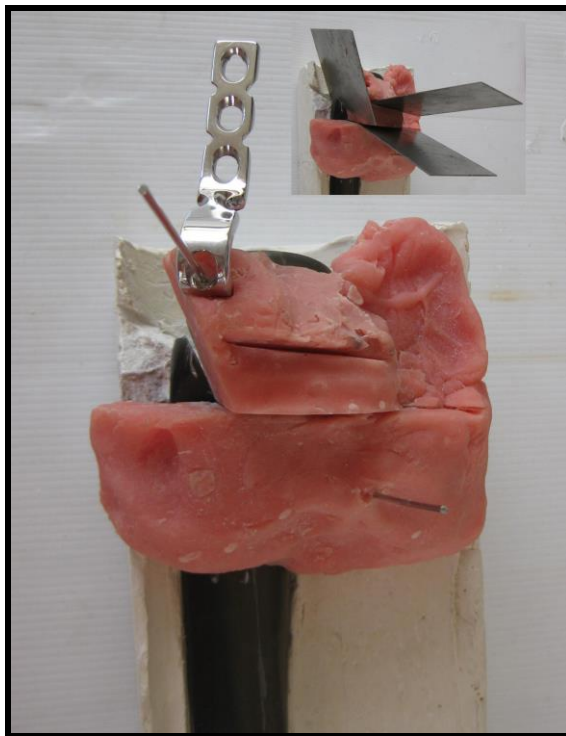
εγγύς επιφάνεια της οστικής σφήνας. Έτσι μετά την αφαίρεση της σφήνας το οριζόντιο σκέλος (*blade*) της πλάκας τοποθετήθηκε στο κεντρικό τμήμα της οστεοτομηθείσας κνήμης, και το κάθετο σκέλος προσαρμόστηκε στον έξω φλοιό της διάφυσης της κνήμης, επιφέροντας την επιθυμητή διόρθωση (Εικόνα 32). Η μόνη διαφορά σε σχέση με την κλινική πράξη είναι πως στο συνθετικό πρόπλασμα δεν είναι εφικτή η διατήρηση της ακεραιότητας του έσω φλοιού της κνήμης (στο σημείο που βρίσκεται η ακμή της σφήνας) όπως επιδιώκεται στην πραγματικότητα.



Εικόνα 32. Πιλοτικό πρόπλασμα κνήμης στο οποίο έχει διενεργηθεί η Σ-ΥΟΚ. Η βελόνη Kirschner οριοθετεί τον προσανατολισμό της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης, και υποδεικνύει τη διόρθωση που έχει επιτευχθεί.

Ακολούθησε η συναρμολόγηση ιδιοκατασκευής για τη Σ-ΥΟΚ με παρόμοιο τρόπο όπως και στο Λ-ΥΟΚ πρόπλασμα (Εικόνα 33). Συγκεκριμένα δημιουργήθηκε μία γύψινη βάση - εκμαγείο για την τοποθέτηση κάθε προπλάσματος και μια ανάλογη καλύπτρα από οδοντιατρικό πολυμεθυλμεθακρυλικό τσιμέντο για την εγγύς επιφάνεια της κνήμης, η οποία είχε σε συγκεκριμένη θέση οριοθετημένα τη διαδρομή για τη διάνοιξη της οπής

υποδοχής του οριζόντιου σκέλους (*blade*) της πλάκας και το διπλό επίπεδο της οστεοτομίας.



Εικόνα 33. Η ιδιοκατασκευή διασφάλισης του επαναλήψιμου τρόπου διενέργειας της Σ-ΥΟΚ. Είναι εμφανής η γύψινη βάση - εκμαγείο, η καλύπτρα από πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο με οριοθετημένα τα επίπεδα οστεοτομίας (ένθετη εικόνα), και η οπή υποδοχής του οριζόντιου σκέλους της γωνιώδους πλάκας.

Αφού έγιναν επαναλαμβανόμενες δοκιμές για να διαπιστωθεί πως οι ιδιοκατασκευές και για τους δύο τύπους οστεοτομίας, οδηγούν σε πλήρως επαναλήψιμο τρόπο διενέργειάς τους, προχωρήσαμε στο τέταρτο στάδιο της προετοιμασίας της πειραματικής διαδικασίας. Αυτό αφορούσε τη διενέργεια της Λ-ΥΟΚ με τη χρήση της ιδιοκατασκευής της σε επτά (7) προπλάσματα και τη διενέργεια της Σ-ΥΟΚ με τη χρήση της ιδιοκατασκευής της σε άλλα επτά (7)

προπλάσματα. Σε όλες τις οστεοτομίες η συγκράτηση και σταθεροποίησή τους έγινε με τη χρήση γωνιώδους πλάκας (Synthes 90° angular blade plate, model 237.120, Synthes GmbH, Solothurn, Switzerland), η οποία σταθεροποιήθηκε στη διάφυση της κνήμης με τρεις βίδες φλοιώδους οστού. Οι βίδες σε όλα τα προπλάσματα βιδώθηκαν με τη χρήση δυναμοκατσάβιδου ρυθμισμένου στα 4,0Nm (Gedore, GmbH, Remscheid, Germany), ώστε να αποφευχθεί τυχόν απόκλιση στο σφίξιμό τους και την επακαλουθούσα οστεοσύνθεση. (Εικόνα 34).



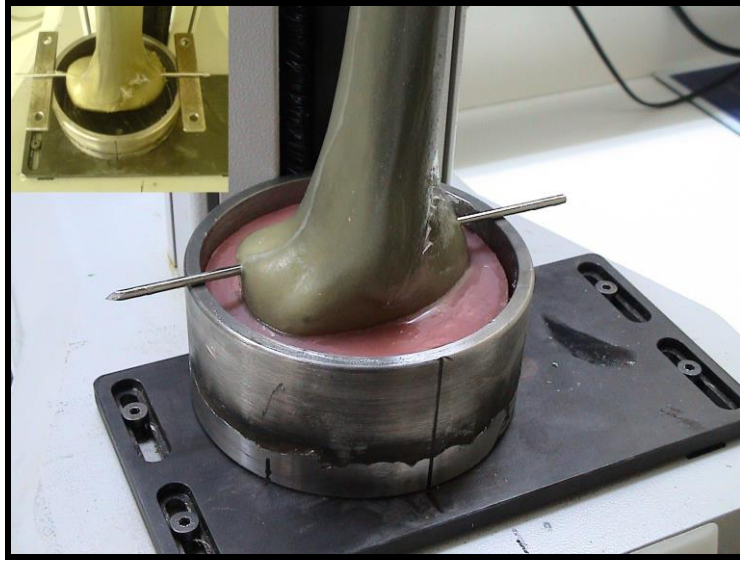
Εικόνα 34. Μερικά από τα υλικά οστεοσύνθεσης και το δυναμοκατσάβιδο που χρησιμοποιήθηκαν στην πειραματική διαδικασία.

Πριν την τοποθέτηση των βιδών οι οστεοτομίες συγκρατήθηκαν στην τελική, διορθωμένη θέση με την εφαρμογή χειρωνακτικής πίεσης του κεντρικού οστεοτομηθέντος τμήματος της κνήμης επί του περιφερικού, το οποίο είχε τοποθετηθεί σταθερά μέσα στο κατασκευασθέν μεταλλικό κουτί συγκράτησής του (Εικόνα 35). Τελικά προέκυψαν επτά (7) δοκίμια για κάθε προς μελέτη οστεοτομία (σύνολο: 14).



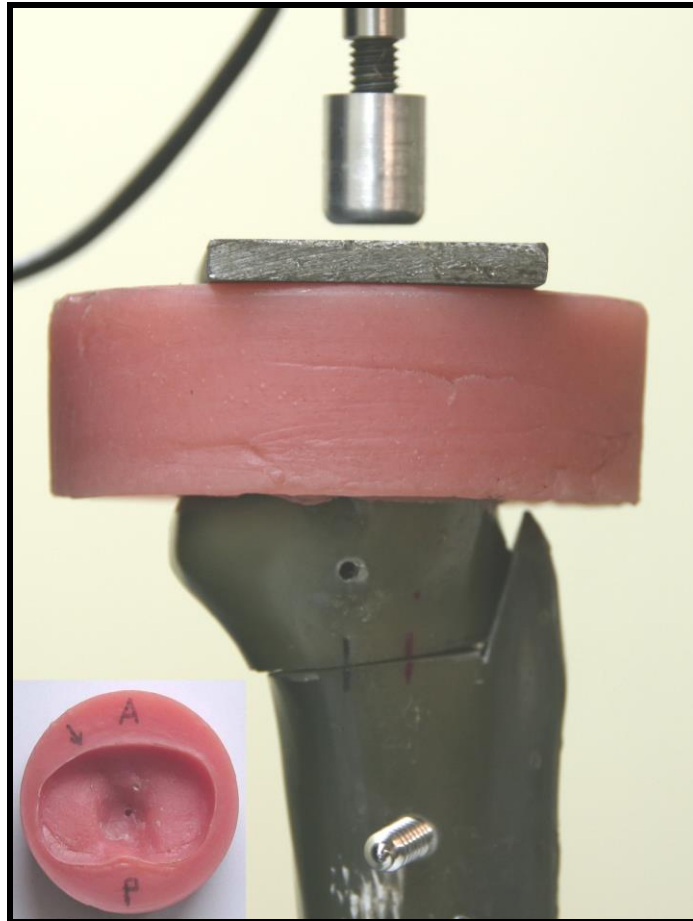
Εικόνα 35. Η Σ-ΥΟΚ λόγω του προσανατολισμού των επιφανειών της οστεοτομίας, εμφανίζει επαρκές δυναμικό σταθερότητας, ώστε να μην χρειάζεται να συγκρατηθεί ακόμη και στην αρχή της οστεοσύνθεσής της (α). Αντιθέτως η Λ-ΥΟΚ αν δεν πιεστεί το κεντρικό τμήμα της οστεοτομίας επί του περιφερικού (γ), το οποίο αναπόφευκτα ασκεί και κάποιου βαθμού ‘προφόρτιση’, εμφανίζει πλήρη αστάθεια (β).

Το πέμπτο στάδιο προετοιμασίας της πειραματικής διαδικασίας αφορούσε την κατασκευή ενός ειδικού φορέα φόρτισης της αρθρικής επιφάνειας της κεντρικής κνήμης. Αυτό επιτεύχθηκε με τη χρήση και πάλι οδοντιατρικού πολυμεθυλ-μεθακρυλικού τσιμέντου. Συγκεκριμένα, κατασκευάστηκε ένα μεταλλικό κυλινδρικό ποτήρι, διαμέτρου 9εκ. και ύψους 4εκ. Μέσα σε αυτό ‘εμβυθίστηκε’ η καλυμμένη με πλαστική μεμβράνη και βαζελίνη κεντρική αρθρική επιφάνεια της κνήμης ενός φυσιολογικού (χωρίς ραιβότητα) προπλάσματος, το οποίο συγκρατήθηκε ανάποδα, αιωρούμενο από ένα σταθερό σημείο στην περιφερική του αρθρική επιφάνεια. Μέσα στο ποτήρι χυτεύθηκε το τσιμέντο, μέχρι το σημείο που κάλυψε τα ανάγλυφα τμήματα της κεντρικής αρθρικής επιφάνειας της κνήμης και την περιφέρεια των κνημιαίων κονδύλων (Εικόνα 36).



Εικόνα 36. Η κατασκευή του φορέα φόρτισης της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης. Στην ένθετη εικόνα, πριν τη χύτευση του πολυμεθυλμεθακρυλικού τσιμέντου.

Με αυτό τον τρόπο, μετά την πήξη του τσιμέντου προέκυψε ένα μικρού ύψους (περίπου 3εκ.) κυλινδρικό εκμαγείο με τη μία του επιφάνεια να προσαρμόζεται τέλεια στους κνημιαίους κονδύλους και την απέναντί του να είναι εντελώς επίπεδη, προς φόρτιση. Επιπρόσθετα, και επί του προπλάσματος αυτού, αλλά και των πιλοτικών, έγιναν δοκιμαστικές σημειακές αξονικές φορτίσεις στο κέντρο της οριζόντιας επιφάνειάς του κατασκευασθέντος εκμαγείου (με παρεμβολή μεταλλικού ελάσματος 5χιλ. μεταξύ του σημειακού ‘φορτιστή’ και του εκμαγείου) (Εικόνα 37). Οι δοκιμές αυτές κατέδειξαν πως μετά την τοποθέτηση του εκμαγείου σε κάθε δοκίμιο, υπήρχε πλήρης επαφή και σταθερότητα, ώστε να μην κινείται αυτό επί των κνημιαίων κονδύλων, ενώ η φόρτιση της οριζόντιας επιφάνειάς του ήταν ομαλή, ομοιόμορφη και σταθερή.



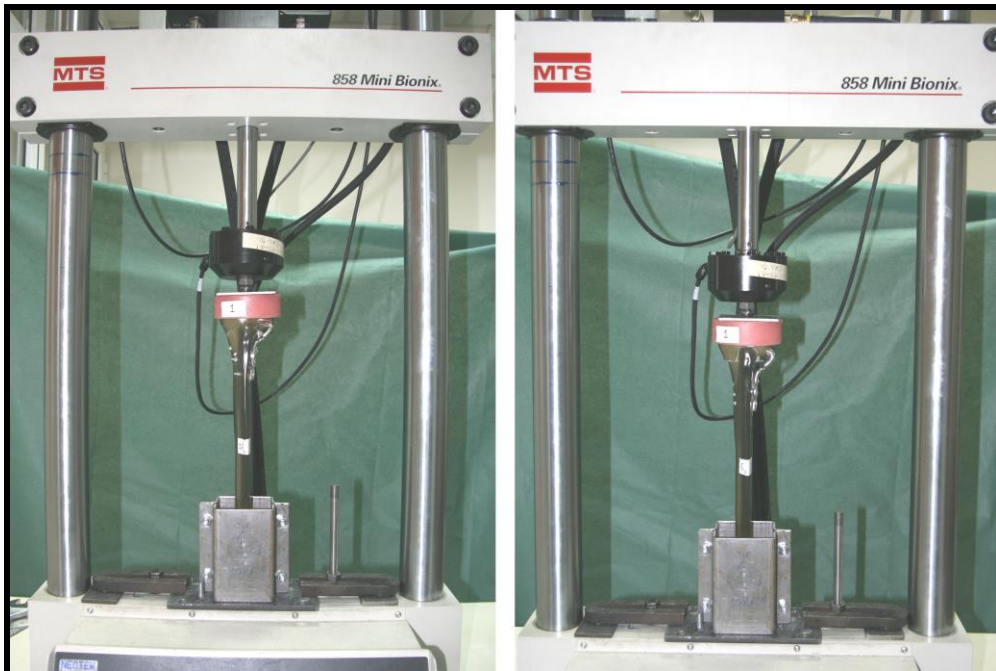
Εικόνα 37. Δοκιμαστική σημειακή αξονική φόρτιση ενός προπλάσματος κνήμης με Σ-ΥΟΚ. Στην ένθετη εικόνα φαίνεται το εκμαγείο – φορέας φόρτισης της εγγύς κνήμης από πολυμεθυλ-μεθακρυλικό τσιμέντο, με εμφανές το ανάγλυφο της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης.

Το έκτο στάδιο προετοιμασίας της πειραματικής διαδικασίας αφορούσε την τοποθέτηση των δοκιμίων (με το μεταλλικό κουτί συγκράτησής τους – βάση), επί της μηχανής φορτίσεων που θα ελάμβανε χώρα το πείραμα και η τελική προσαρμογή και συγκράτηση της βάσης επί αυτού, με σκοπό ο μηχανικός άξονας της κνήμης να βρίσκεται σε κατακόρυφη θέση και ακριβώς κάτω από το ‘φορτιστή’ (*load cell*) της μηχανής φόρτισης (Εικόνα 38).

3. Η πειραματική διαδικασία

Όπως αναφέρθηκε, μετά την προετοιμασία τους προέκυψαν δύο ομάδες προπλάσμάτων προς μελέτη. Η μία ομάδα (ομάδα Α) είχε 7 οστεοτομηθέντα και οστεοσυντιθεμένα με Λ-ΥΟΚ προπλάσματα κνήμης (δοκίμια) και η δεύτερη ομάδα (ομάδα Β) είχε επίσης 7 οστεοτομηθέντα και οστεοσυντιθεμένα με Σ-ΥΟΚ προπλάσματα κνήμης (δοκίμια). Κάθε δοκίμιο υποβλήθηκε σε αξονική θλιπτική καταπόνηση (αξονική φόρτιση) με χρήση μηχανής φορτίσεων 858 Mini-Bionix (MTS System Corporation, Eden Prairie, MN, USA). Πρόκειται για πλήρως ρυθμιζόμενη και ελεγχόμενη από ηλεκτρονικό υπολογιστή ηλεκτροϋδραυλική μηχανή εφελκυσμού – θλίψης, με δυνατότητα καταγραφής των παραμέτρων φόρτισης κατά τη διάρκεια των πειραμάτων σε αληθινό χρόνο. Η φόρτιση επιφέρονταν με τη βοήθεια του σχετικού εμβόλου (*load cell*) της μηχανής, στο οποίο είχε προσαρμοστεί μία μεταλλική σφαίρα διαμέτρου 1,5 εκ. Διά της σφαίρας αυτής (ώστε να υπάρχει ομαλή – σημειακή φόρτιση), τα φορτία ασκούνταν στο μεταλλικό έλασμα το οποίο είχε τοποθετηθεί επί του τσιμεντένιου εκμαγείου το οποίο εφάρμοζε απόλυτα στους κνημιαίους κονδύλους του εξεταζόμενου δοκιμίου (Εικόνα 38). Η επιλογή του ελάσματος έγινε για να υπάρχει μεταφορά δυνάμεων μεταξύ ομοειδών υλικών (μεταλλική σφαίρα προς μεταλλικό έλασμα), με όσο το δυνατόν μικρότερη απώλειά τους λόγω διαφοράς ελαστικότητας. Το πρωτόκολλο αξονικής συμπίεσης – θλίψης αφορούσε τη διενέργεια 2.000 ημιτονοειδών κυκλικών φορτίσεων με εύρος 100 – 500 N, με συχνότητα 1 Hz σε κάθε δοκίμιο. Όλα τα δοκίμια πριν την έναρξη της καταγραφικής διαδικασίας υποβλήθηκαν σε σταθερή προφόρτιση 300 N για 15 sec. Με αυτό τον τρόπο επέρχονταν πλήρης προσαρμογή και 'κούμπωμα' του τσιμεντένιου

εκμαγείου στους κνημιαίους κονδύλους, καθώς και προφόρτιση της οστεοτομίας, της γωνιώδους πλάκας και των βιδών οστεοσύνθεσης. Κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας σε κάθε δοκίμιο, γινόταν καταγραφή μέσω του ηλεκτρονικού υπολογιστή των παραμέτρων φόρτισης της μηχανής κάθε 5 msec, δηλ. του φορτίου τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή και της σχετικής θέσης και μετακίνησης του εμβόλου φόρτισης (*load cell*) από την αρχική του θέση κατά την έναρξη της πειραματικής διαδικασίας.



Εικόνα 38. Πρόπλασμα κνήμης με Λ-ΥΟΚ (αριστερά) και πρόπλασμα κνήμης με Σ-ΥΟΚ (δεξιά) κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας. Παρατηρείστε το μεταλλικό έλασμα που παρεμβάλλεται μεταξύ της σφαίρας που έχει προσαρμοστεί στο έμβολο φόρτισης (*load cell*) και το τσιμεντένιο εκμαγείο – φορέα φόρτισης.

Σε σταθερή θέση απέναντι από τη μηχανή φορτίσεων τοποθετήθηκαν δύο ψηφιακές κάμερες. Η μία χρησιμοποιήθηκε για βιντεοσκόπηση της

πειραματικής διαδικασίας κατά τη διάρκεια των κύκλων φόρτισης και η άλλη για φωτογράφιση των δοκιμών κατά τη διάρκεια των κύκλων. Το υλικό αυτό χρησιμοποιήθηκε για τον οπτικό έλεγχο και τεκμηρίωση της συμπεριφοράς των δοκιμών κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας.

Της ως άνω περιγραφείσας κύριας πειραματικής διαδικασίας προηγήθηκε ο έλεγχος με το ίδιο πρωτόκολλο φόρτισης δύο πιλοτικών δοκιμών της Λ-ΥΟΚ και δύο πιλοτικών δοκιμών της Σ-ΥΟΚ, προς τεκμηρίωση της επαναληψιμότητας της συμπεριφοράς τους.

4. Οι μετρήσεις

Σε όλα τα δοκίμια μετά την οστεοτομία και την οστεοσύνθεση έγινε μέτρηση της τελικής διόρθωσης της ραιβότητας της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης. Συγκεκριμένα στην εγγύς αρθρική επιφάνεια κάθε δοκιμίου μετά την οστεοσύνθεσή του εφαρμόστηκε το τσιμεντένιο εκμαγείο φόρτισης, και επί αυτού τοποθετήθηκε στο μετωπιαίο επίπεδο μοιρογνωμόνιο – αλφάδι (GemRed, Guangxi, China), το οποίο και κατέγραφε τον προσανατολισμό της αρθρικής επιφάνειας. Ουδέτερος προσανατολισμός θεωρήθηκε όταν η αρθρική επιφάνεια ήταν παράλληλη με το οριζόντιο επίπεδο (δηλ. κάθετη στον μηχανικό άξονα της κνήμης).

Για κάθε κύκλο φόρτισης έγινε καταγραφή του μέγιστου (F_{max}) και ελάχιστου φορτίου (F_{min}) και της σχετικής μετακίνησης (ΔS) του εμβόλου φόρτισης μέσα στον κύκλο (δηλ. της διαδρομής του από το χαμηλότερο στο υψηλότερο σημείο μετακίνησής του μέσα στον κύκλο). Με βάση αυτές τις μετρήσεις, και αφού για κάθε δοκίμιο δεν ελήφθησαν υπ'όψιν οι πρώτοι 40 κύκλοι φόρτισης, καθώς κρίθηκε πως κατά τη διάρκειά τους το σύστημα 'λαμβάνει τη σταθερή του θέση' (*pre-conditioning*), έγινε υπολογισμός της ακαμψίας (*stiffness*) κάθε δοκιμίου για κάθε κύκλο φόρτισης με βάση τον τύπο: $(F_{max} - F_{min}) \div \Delta S$. Για τον έλεγχο πιθανής παραμόρφωσης των δοκιμίων στην περιοχή της οστεοτομίας έγινε ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης (*linear regression analysis*) των τιμών ΔS . Για κάθε μελετηθέν δοκίμιο προέκυψε μία μέση τιμή ΔS και αντίστοιχα μέση τιμή ακαμψίας για το σύνολο των κύκλων φορτίσεων που αυτό υποβλήθηκε. Για τη σύγκριση των τιμών ακαμψίας των δοκιμίων μεταξύ των ομάδων A και B διενεργήθηκε

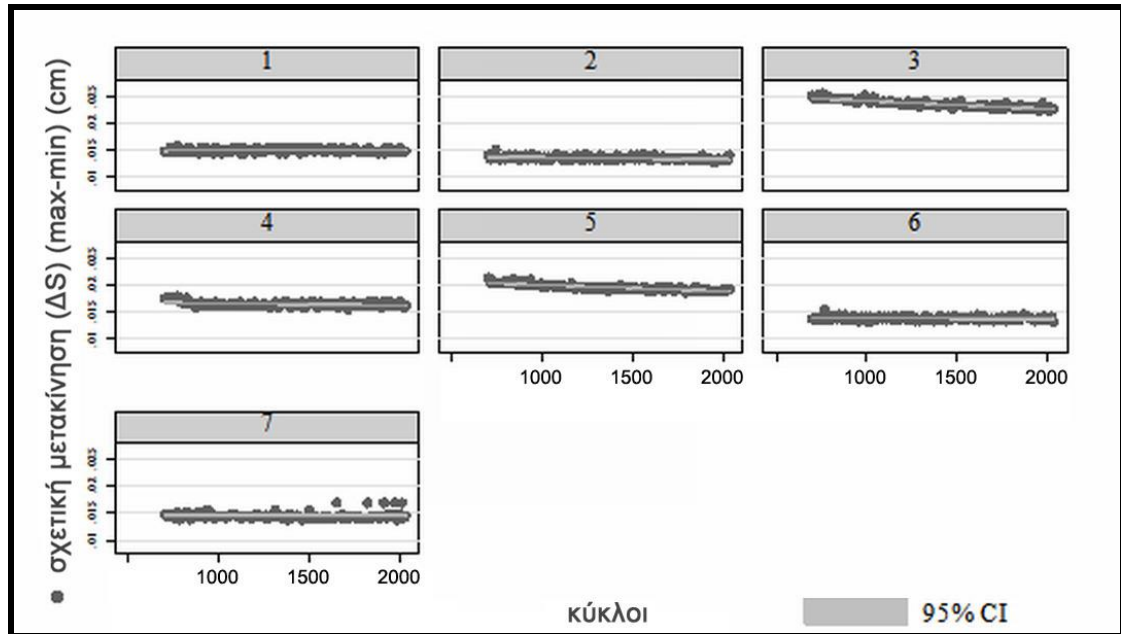
student's t-test, ύστερα από έλεγχο ισότητας των διασπορών. Το επίπεδο σημαντικότητας ορίστηκε στο $p < 0,05$.

B. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

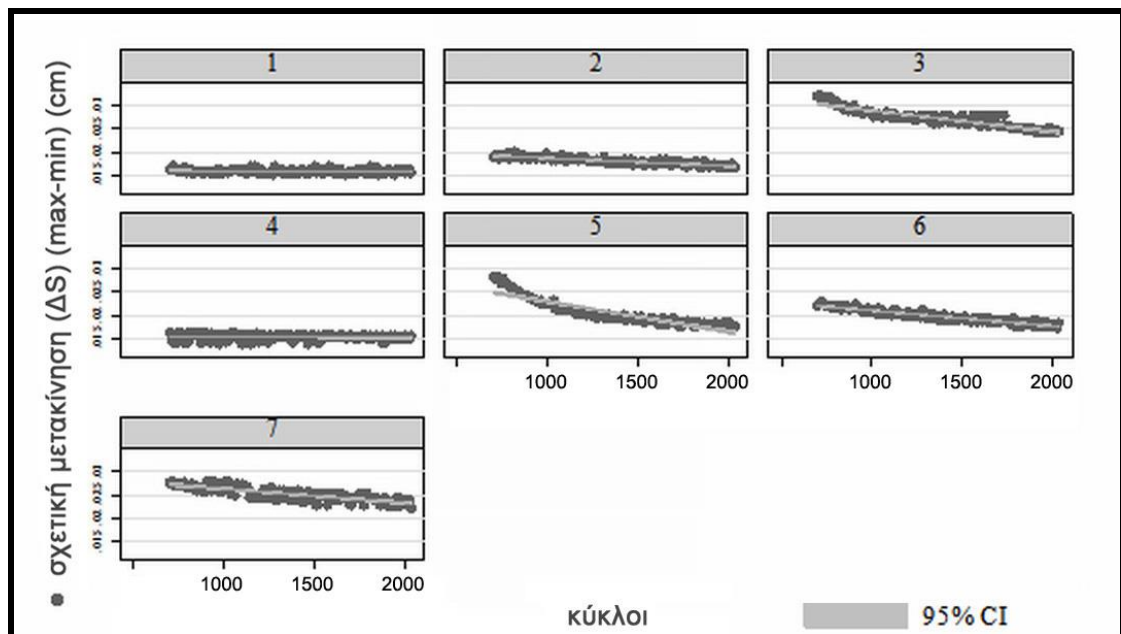
Ο προσανατολισμός της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης τόσο για τα δοκίμια της Λ-ΥΟΚ, όσο και για τα δοκίμια της Σ-ΥΟΚ κυμάνθηκε από 1° βλαισότητα ως 3° ραιβότητα σε σχέση με το ουδέτερο επίπεδο.

Σε όλα τα δοκίμια η πειραματική διαδικασία ολοκληρώθηκε επιτυχώς δίχως να υπάρχουν οπτικά σημάδια απώλειας της διόρθωσης που επιτεύχθηκε με την οστεοτομία, αποτυχίας της οστεοσύνθεσης ή κατάγματος του προπλάσματος.

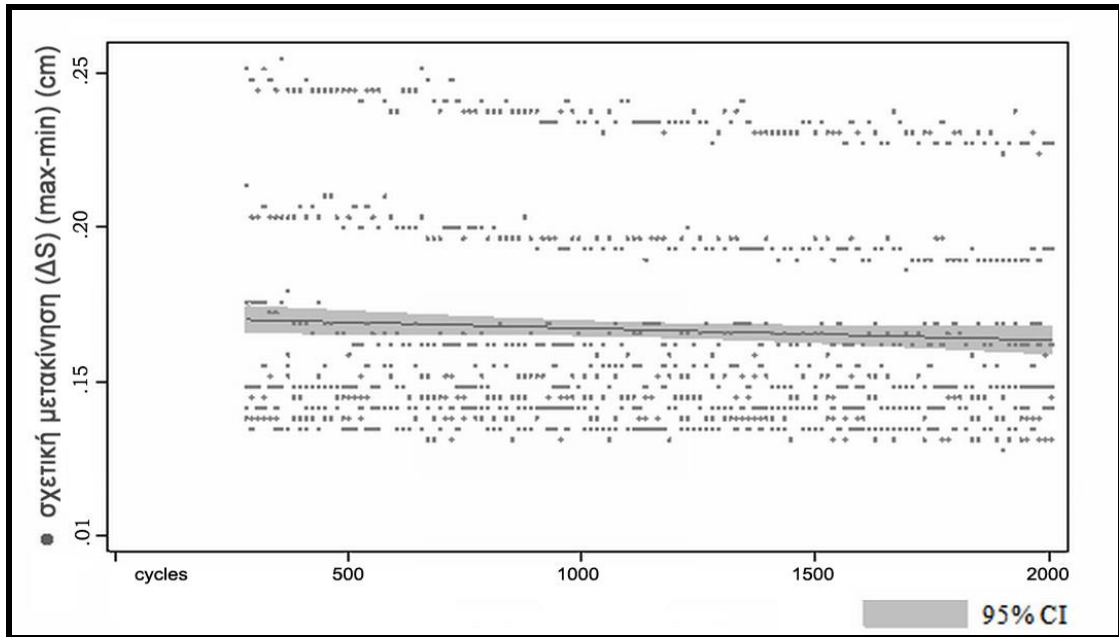
Η ανάλυση της γραμμικής παλινδρόμησης των τιμών της σχετικής μετακίνησης ΔS του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων σε κάθε κύκλο, για τα σύνολο των κύκλων σε κάθε δοκίμιο, κατέδειξε πως τα δοκίμια # 3, 5 της ομάδας Α (Λ-ΥΟΚ) και τα δοκίμια # 2, 3, 5, 6, 7 της ομάδας Β (Σ-ΥΟΚ) παρουσίαζαν σημαντική και αρνητική συσχέτιση της τιμής ΔS του εμβόλου φόρτισης με την πάροδο των κύκλων, δηλ. η τιμή ΔS μίκραινε με την πάροδο των κύκλων (Εικόνες 39 και 40). Η ίδια συσχέτιση ανιχνεύτηκε και στο σύνολο των δοκιμίων της ομάδας Β, αλλά όχι της ομάδας Α (Εικόνες 41 και 42).



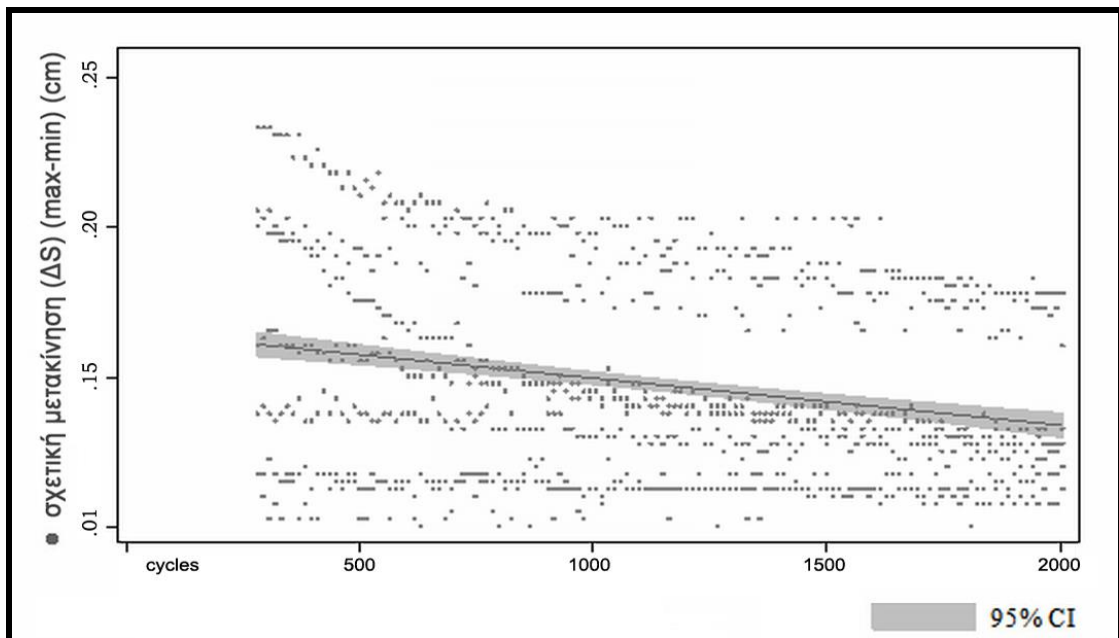
Εικόνα 39. Ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης (*linear regression analysis*) των τιμών ΔS για τα δοκίμια της ομάδας Α (Λ-YOK).



Εικόνα 40. Ανάλυση γραμμικής παλινδρόμησης (*linear regression analysis*) των τιμών ΔS για τα δοκίμια της ομάδας Β (Σ-YOK).



Εικόνα 41. Καμπύλη συσχέτισης των τιμών ΔS για το σύνολο των δοκιμών της ομάδας A (Λ-ΥΟΚ). Η καμπύλη αναδεικνύεται σχετικά ουδέτερη.



Εικόνα 42. Καμπύλη συσχέτισης των τιμών ΔS για το σύνολο των δοκιμών της ομάδας B (Σ-ΥΟΚ). Παρατηρείται αρνητική κλίση της καμπύλης.

Αναλυτικότερα η ΔS κατά τη διάρκεια της πειραματικής διαδικασίας στα δοκίμια της ομάδας A ήταν μικρότερη σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο ($p < 0,001$) σε σχέση με τη ΔS στα δοκίμια της ομάδας B (Πίνακας 1). Συγκεκριμένα για την ομάδα A η μέση σχετική μετακίνηση του εμβόλου φόρτισης ήταν 0,01667 cm ($\pm 0,00346$) ή 166,7 μm ($\pm 34,6$) και για την ομάδα B 0,02027 cm ($\pm 0,00448$) ή 202,7 μm ($\pm 44,8$).

ΠΙΝΑΚΑΣ 1: αναλυτικά αποτελέσματα ανά δοκίμιο

σχετική μετακίνηση εμβόλου φόρτισης (ΔS) (cm)*					
# δοκίμιο	Λ-YOK (ομάδα A)		Σ-YOK (ομάδα B)		p
	Mean	SD	mean	SD	
1	0,01503	0,00033	0,01583	0,00042	
2	0,01357	0,00037	0,01806	0,00076	
3	0,02364	0,00067	0,02730	0,00194	
4	0,01648	0,00043	0,01525	0,00065	
5	0,01963	0,00055	0,02054	0,00282	
6	0,01385	0,00034	0,01978	0,00137	
7	0,01451	0,00058	0,02515	0,00148	
σύνολο	0,01667	0,00346	0,02027	0,00448	<0.001

* για μετατροπή των cm σε μm πολλαπλασιάζουμε επί 10.000

Η μέση ακαμψία των δοκιμίων της ομάδας A ήταν μεγαλύτερη σε στατιστικά σημαντικό επίπεδο ($p < 0,001$) σε σχέση με τη μέση ακαμψία των δοκιμίων της ομάδας B (Πίνακας 2). Συγκεκριμένα για την ομάδα A η μέση ακαμψία ήταν 2.480,44 N/mm ($\pm 436,77$) και για την ομάδα B 2.059,47 N/mm ($\pm 421,65$).

ΠΙΝΑΚΑΣ 2: αναλυτικά αποτελέσματα ανά δοκίμιο

ακαμψία – stiffness (N/mm)					
# δοκίμιο	Λ-ΥΟΚ (ομάδα A)		Σ-ΥΟΚ (ομάδα B)		p
	mean	SD	mean	SD	
1	2.652,25	58,47	2.519,96	65,60	
2	2.939,28	77,23	2.213,28	93,02	
3	1.688,53	46,50	1.468,74	100,76	
4	2.421,81	57,42	2.618,62	115,99	
5	2.033,44	54,93	1.977,59	236,81	
6	2.878,12	70,95	2.026,01	138,97	
7	2.749,65	101,23	1.592,08	92,54	
σύνολο	2.480,44	436,77	2.059,47	421,65	<0.001

Γ. ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η ΥΟΚ αποτελεί μία κλινικά δοκιμασμένη μέθοδο αντιμετώπισης του οστεοαρθρικού γόνατος η οποία σχετίζεται με διαταραχές της κατανομής των φορτίων στο έσω ή το έξω διαμέρισμα αυτού, ως αποτέλεσμα παραμορφώσεων ή/και αποκλίσεων από το φυσιολογικό μηχανικό άξονα του κάτω σκέλους. Λόγω της συχνότερης εμφάνισής της στο έσω διαμέρισμα του ραιβού γόνατος, ιστορικά αναπτύχθηκαν χειρουργικές τεχνικές διόρθωσης της παραμόρφωσης της ραιβότητας, με βλαισοποίηση της κνήμης. Η κλινική εμπειρία που προέκυψε από την εφαρμογή αυτών των τεχνικών με την πάροδο των ετών, αλλά και η εξέλιξη των μεθόδων οστεοσύνθεσης διαμόρφωσαν δύο βασικές τεχνικές οστεοτομίας: κλειστή οστεοτομία βλαισότητας με αφαίρεση οστικής σφήνας από την έξω επιφάνεια της εγγύς κνήμης (*closed wedge osteotomy*) ή ανοικτή οστεοτομία βλαισότητας με ‘δημιουργία’ ανοικτής σφήνας στην έσω επιφάνεια της εγγύς κνήμης (*open wedge osteotomy*).

Όπως είναι γνωστό από τις αρχές οστεοσύνθεσης των καταγμάτων, το μηχανικό περιβάλλον κάθε οστεοσύνθεσης καθορίζεται κυρίως από τη μορφή του κατάγματος (εγκάρσιο, λοξό, σπειροειδές, συντριπτικό) και τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού και της μεθόδου οστεοσύνθεσης¹²⁸⁻¹³⁰. Κατά αναλογία στην ΥΟΚ η μορφολογία - γεωμετρία της οστεοτομίας (έσω, έξω, ανοικτής ή κλειστής σφήνας, με πλήρη ή μερική επαφή των οστεοτομηθέντων επιφανειών, με διατήρηση ή όχι του απέναντι φλοιού) και η μέθοδος οστεοσύνθεσης (αγγράφα, συμβατική πλάκα, γωνιώδης πλάκα, κλειδούμενη πλάκα) καθορίζουν και τη σταθερότητά της.

Η διατήρηση της σταθερότητας της οστεοσύνθεσης για οποιοδήποτε τύπο ΥΟΚ είναι απαραίτητη για δύο λόγους: ο πρώτος αφορά το άμεσο μετεγχειρητικό διάστημα και τη δυνατότητα που προσφέρει η σταθερή οστεοσύνθεση για άμεση λειτουργική κινητοποίηση της άρθρωσης του χειρουργηθέντος γόνατος και σκέλους, δίχως η πρόοδος της πώρωσης να τίθεται σε επισφάλεια, περιορίζοντας τις αρνητικές συνέπειες της ακινητοποίησης (δυσκαμψία, αρθροϊνωση, διαταραχές του μήκους του επιγονατιδικού τένοντα)¹³¹⁻¹³³. Ο δεύτερος λόγος αφορά τη διατήρηση της επιτευχθείσας με την οστεοτομία διόρθωσης κατά τη περίοδο αυτή και τουλάχιστον μέχρι η οστεοτομία να πωρωθεί. Η ανεπαρκής εμβιομηχανικά οστεοσύνθεση έχει αποδειχτεί ως μία από τις αιτίες αποτυχίας της επιτευχθείσας με την ΥΟΚ διόρθωσης^{120, 134}. Η παρεκτόπιση των επιφανειών της οστεοτομίας, η οποία μπορεί να συμβεί λόγω ανεπαρκούς σταθερότητας της οστεοσύνθεσης, οδηγεί σε απώλεια της πλήρους επαφής τους και ιδίως της επαφής του φλοιού των καταγματικών – οστεοτομηθέντων τμημάτων, η οποία με τη σειρά της οδηγεί σε απώλεια της διόρθωσης και υποτροπή της παραμόρφωσης, με επακόλουθη αυξημένη φόρτιση του ήδη πάσχοντος διαμερίσματος της άρθρωσης^{74, 135}. Είναι γνωστό πως τα μακροχρόνια αποτελέσματα της ΥΟΚ, ανεξάρτητα της επιλεγείσας χειρουργικής τεχνικής, σχετίζονται με τη διατήρηση αυτής της διόρθωσης με το πέρασμα του χρόνου^{111, 120, 127, 134}.

Η παρούσα μελέτη διενεργήθηκε για να φωτίσει κάποιες από τις in vitro εμβιομηχανικές παραμέτρους και ιδιότητες δύο συγκεκριμένων τεχνικών ΥΟΚ. Και οι δύο ανήκουν στην ομάδα των οστεοτομιών του ραιβού οστεοαρθρικού γόνατος, όπου διενεργείται βλαιοποίηση της κνήμης με προσθιοεξωτερική

προσπέλαση του εγγύς τριτημορίου αυτής, αφού έχει προηγηθεί οστεοτομία της περόνης. Η Λ-ΥΟΚ είναι μία σχετικά πρόσφατα περιγραφείσα ΥΟΚ, με τεκμηριωμένα κλινικά αποτελέσματα^{104, 124}, όπου το χαρακτηριστικό της είναι η απουσία οστικής σφήνας και η λοξότητα των οστεοτομηθέντων επιφανειών που προκύπτει μετά τη διενέργειά της. Η Σ-ΥΟΚ είναι επίσης μία κλινικά τεκμηριωμένη^{85, 123, 125, 126, 136}, δί-εδρος ΥΟΚ με αφαίρεση οστικής σφήνας, όπου χαρακτηριστικό της είναι η παρουσία ενός μετωπιαίου και ενός εγκάρσιου – οριζώντιου επιπέδου στις οστεοτομηθείσες επιφάνειες, γεγονός που θεωρείται πως προσφέρει εγγενή σταθερότητα (και σε στροφικές δυνάμεις), και φέρνει σε επαφή μεγαλύτερο τμήμα οστικών επιφανειών (ευοδώνοντας την πώρωση). Καθώς και οι δύο τύποι οστεοτομίας σταθεροποιούνται με την εφαρμογή του ίδιου τύπου γωνιώδους πλάκας, δηλ. τον ίδιο τρόπο οστεοσύνθεσης, θεωρήθηκε ενδιαφέρον να μελετηθεί πως η μορφολογία - γεωμετρία κάθε μίας από τις παραπάνω περιγραφείσες οστεοτομίες επιδρά στην εμβιομηχανική της συμπεριφορά. Τα επίπεδα των οστεοτομηθέντων επιφανειών εμφανίζουν διαφορετική φορά – θέση στο χώρο, γεγονός που θα μπορούσε να έχει τυχόν επίδραση στην εμβιομηχανική τους συμπεριφορά. Συγκεκριμένα η Λ-ΥΟΚ εμφανίζει ένα λοξό ως προς τα μηχανικό άξονα της κνήμης επίπεδο και η Σ-ΥΟΚ ένα κυρίως κάθετο και ένα δευτερεύον σχεδόν παράλληλο ως προς το μηχανικό άξονα της κνήμης επίπεδο.

Για την παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκαν συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς. Η σκέψη να χρησιμοποιηθούν πτωματικά οστά απομακρύνθηκε κατά τη διάρκεια προετοιμασίας της μελέτης, καθώς το ζητούμενο ήταν να μειωθεί το πειραματικό λάθος που θα προέκυπτε από την ποικιλομορφία των

γεωμετρικών ιδιοτήτων και της οστικής πυκνότητας των προς μελέτη οστών. Θεωρήθηκε, λοιπόν, πως κατάλληλο τέτοιο υλικό αποτελούν τα συνθετικά οστά λόγω της προσομοίωσης των μηχανικών ιδιοτήτων του πραγματικού οστού^{137, 138}. Επιπρόσθετα και λόγω της ομοιομορφίας κατασκευής τους αποτελούν το κατάλληλο υπόβαθρο για τη διενέργεια των οστεοτομιών με συστηματοποιημένο, παρόμοιο και επαναλήψιμο τρόπο^{139, 140}. Εμβιομηχανικές μελέτες φόρτισης, κατανομής φορτίων, και ακαμψίας (*stiffness*) σε αξονικές, καμπτικές και στροφικές δυνάμεις, που έχουν διενεργηθεί σε συνθετικά οστά σε σύγκριση με πτωματικά ανάλογα, έχουν καταδείξει πως η συμπεριφορά τους είναι παρόμοια, με το πλεονέκτημα της ομοιομορφίας των συνθετικών έναντι των πτωματικών να υπερτερεί^{137, 138, 141}.

Για τη ρεαλιστικότερη προσομοίωση του ραιβού γόνατος και τη μελέτη των αναφερθέντων οστεοτομιών, ζητήθηκε από την κατασκευάστρια εταιρεία να κατασκευάσει κνήμες 'κατά παραγγελία' (*custom-made*), ενσωματώνοντας συγκεκριμένη παραμόρφωση ραιβότητας της εγγύς αρθρικής επιφάνειας των προπλάσμάτων κνήμης που παραγγέλθηκαν. Σκοπός μας ήταν κατά τη διάρκεια των πειραματικών οστεοτομιών να διορθωθεί η παραμόρφωση και να προκύψει 'φυσιολογική' (οριζόντια) αρθρική επιφάνεια. Έτσι όλα τα προπλάσματα παραγγέλθηκαν με πρόσθετη ραιβότητα 10° , και συνολικά η εγγύς αρθρική επιφάνεια της κνήμης παρουσίαζε ραιβότητα $10^\circ + 3^\circ = 13^\circ$ (οι τρεις πρόσθετες μοίρες αφορούν την υπάρχουσα ραιβότητα 3° του φυσιολογικού γόνατος). Η ανασκόπηση της αγγλικής βιβλιογραφίας έδειξε πως η χρήση συνθετικών προπλάσμάτων 'κατά παραγγελία', με υπάρχουσα παραμόρφωση της εγγύς αρθρικής επιφάνειας της κνήμης σε ραιβότητα, δεν έχει περιγραφεί ως τώρα. Αντιθέτως, ανάλογα πειράματα έχουν διενεργηθεί

σε προπλάσματα χωρίς παραμόρφωση, όπου γίνεται φανερό πως μετά τη διενέργεια της οστεοτομίας και την συνοδή διόρθωση, προκύπτουν προς εμβιομηχανική μελέτη προπλάσματα με σχετική παραμόρφωση (δηλ. μετά τη διόρθωση η εγγύς αρθρική επιφάνεια της κνήμης δεν είναι οριζόντια). Αντιθέτως στην παρούσα μελέτη, η διενέργεια της οστεοτομίας στα μελετηθέντα προπλάσματα είχε ως στόχο να επιφέρει διόρθωση 13° (δηλ. τις 10° της παραμόρφωσης και τις 3° της υπερδιόρθωσης που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη^{111, 120, 127, 142, 143}), ώστε τελικά να προκύψει οριζόντια αρθρική επιφάνεια στην εγγύς κνήμη, και ιδεατά κάθετη στο μηχανικό της άξονα.

Η πειραματική διαδικασία σκοπό είχε να αναδείξει τις ομοιότητες ή διαφορές στη σταθερότητα κάθε τύπου οστεοτομίας. Από τη μηχανική γνωρίζουμε πως η ακαμψία (*stiffness*) ενός υλικού χρησιμοποιείται για να περιγράψει την αντίσταση και σταθερότητά του σε παραμορφώσεις κατά την εφαρμογή κάποιας δύναμης σε αυτό¹⁴⁴. Συγκεκριμένα, ως ακαμψία (*stiffness*) ορίζεται το μέγεθος της δύναμης που απαιτείται να ασκηθεί πάνω στο υλικό (που στη μελέτη μας είναι η οστεοτομία με την οστεοσύνθεσή της), ώστε να του επιφέρει συγκεκριμένη παραμόρφωση. Στην περιγραφείσα πειραματική εργασία μελετήθηκε η ακαμψία (*stiffness*) των δύο τύπων οστεοτομιών μετά από εφαρμογή συγκεκριμένου πρωτοκόλλου κυκλικής αξονικής φόρτισης. Από τις μετρήσεις του φορτίου και της μετατόπισης του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων που χρησιμοποιήθηκε, έγινε ο υπολογισμός της ακαμψίας (*stiffness*) κάθε οστεοτομίας. Το μέγεθος αυτό 'αντικατοπτρίζει' τη σχετική κίνηση ανάμεσα στις επιφάνειες της οστεοτομίας και στην κλινική πράξη χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη σταθερότητα της οστεοσύνθεσης

και το βαθμό που αυτή μπορεί να 'αντέξει' τα ασκούμενα φορτία και δυνάμεις¹⁴⁴⁻¹⁴⁶. Η επιλογή του φορτίου που εφαρμόστηκε θεωρήθηκε πως 'αναπαράγει' το εύρος των φορτίων που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος και κατ' επέκταση στην οστεοτομία κατά την άμεση και ενδιάμεση μετεγχειρητική φάση της διποδικής όρθιας στάσης ενός ασθενούς βάρους πλέον των 75 kg^{32, 33, 147-149}. Ως γνωστόν κατά την άμεση περίοδο οι ασθενείς ξεκινούν με απλή επαφή του χειρουργηθέντος άκρου στο έδαφος (*touch weight-bearing*) και προοδευτικά και μέχρι να πωρωθεί η οστεοτομία αυξάνουν τη φόρτιση με τη χρήση βακτηριών αποφόρτισης και μέχρι διποδικής στήριξης.

Πλήθος εμβιομηχανικών μελετών έχουν χρησιμοποιήσει ανάλογες πειραματικές συνθήκες φόρτισης για τη μελέτη της συμπεριφοράς διαφόρων τύπων ΥΟΚ και υλικών οστεοσύνθεσης, με το εύρος τόσο των φορτίων, όσο και τον αριθμό των κύκλων φόρτισης να ποικίλει. Οι Zhim και συν.¹⁵⁰ χρησιμοποίησαν κυκλικά φορτία 70-700N για 10.000 κύκλους φόρτισης, ενώ οι Dorsey και συν.¹⁵¹ χρησιμοποίησαν φορτία 227-2.270N για 1.000 κύκλους φόρτισης, μελετώντας οστεοτομίες ανοικτής σφήνας. Ομοίως, οι Hartford και συν.¹³⁹ εφάρμοσαν αξονικές φορτίσεις 77-2.200N για 200.000 κύκλους φόρτισης, μελετώντας την εμβιομηχανική συμπεριφορά οστεοτομίας κλειστής σφήνας. Αντιθέτως οι Agneskirchner και συν.¹⁴⁰ και οι Sprahn και συν.¹⁵² χρησιμοποίησαν φορτία 150 και 800N, αλλά για μικρό αριθμό κύκλων (2 και 20 αντίστοιχα). Οι φαινομενικές διαφορές στο εύρος των φορτίων και τον αριθμό των κύκλων φόρτισης σχετίζονται με τις διαφορετικές παραμέτρους κάθε μελέτης. Έτσι περισσότεροι κύκλοι, αλλά κυρίως φορτία επιλέγονταν όταν το ζητούμενο ήταν η μέτρηση της αντοχής της οστεοτομίας με την

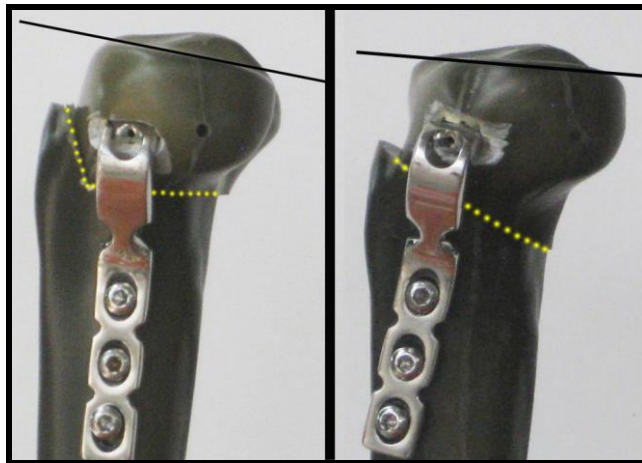
πάροδο του χρόνου και μέχρι κοπώσεως ή θραύσης των υλικών και λιγότεροι κύκλοι και φορτία όταν το ζητούμενο ήταν ο υπολογισμός της ακαμψίας ή της μετακίνησης των επιφανειών της οστεοτομίας, και ιδίως σε οστεοτομίες ανοικτής σφήνας. Επιπρόσθετα, η περιγραφή της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των δοκιμίων των ως άνω μελετών περιελάμβανε είτε απ' ευθείας μετρήσεις των μετακινήσεων στις καταγματικές επιφάνειες της οστεοτομίας, είτε υπολογισμό των μετακινήσεων από την καμπύλη φορτίου – μετατόπισης, όπως έγινε και στη δική μας εργασία.

Μετά το πέρας της πειραματικής διαδικασίας διαπιστώθηκε πως για τις εφαρμοζόμενες αξονικές φορτίσεις η συμπεριφορά και της Λ-YOK και της Σ-YOK ήταν σταθερή και σχεδόν ομοιόμορφη. Κανένα από τα δοκίμια δεν παρουσίασε απώλεια της επιτευχθείσας με την οστεοτομία διόρθωσης, ούτε κόπωση ή θραύση σε οποιοδήποτε σημείο. Η ανάλυση των μετρήσεων και των γραφημάτων κατάφερε να δώσει και ποσοτική εκτίμηση αυτής της διαπίστωσης. Συγκεκριμένα, βρέθηκε πως στο σύνολο των δοκιμίων της Λ-YOK εμφανίζεται μια σταθερή, σχεδόν μη μεταβαλλόμενη συμπεριφορά της σχετικής μετακίνησης ΔS του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων κατά τη διάρκεια των κύκλων, γεγονός που 'αντικατοπτρίζει' πως στην περιοχή της οστεοτομίας και μεταξύ των οστεοτομηθέντων επιφανειών των δοκιμίων της Λ-YOK υφίσταται μια σταθερή συμπεριφορά, δίχως μεταβολή προς απώλεια της διόρθωσης. Για τα δοκίμια της Σ-YOK διαπιστώθηκε μία μικρή μείωση της σχετικής μετακίνησης ΔS του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων κατά τη διάρκεια των κύκλων, γεγονός που αντικατοπτρίζει πως στην περιοχή της οστεοτομίας των δοκιμίων της Σ-YOK υφίσταται μια σχετική συμπίεση των καταγματικών-οστεοτομηθέντων επιφανειών, η οποία με την πάροδο των

κύκλων οδηγεί τα δοκίμια σε προοδευτικά καλύτερη σταθερότητα. Η εμφάνιση αυτού του φαινομένου θα μπορούσε ίσως να εξηγηθεί και από τη μεθοδολογία και τη διενέργεια κάποιου 'συστηματικού λάθους' κατά την προετοιμασία και οστεοσύνθεση των δοκιμίων. Συγκεκριμένα, για τις οστεοσυνθέσεις που διενεργήθηκαν στις οστεοτομίες των δοκιμίων της Λ-ΥΟΚ, ήταν απαραίτητη λόγω της λοξότητας των καταγματικών – οστεοτμηθέντων επιφανειών η εφαρμογή πίεσης / δύναμης του κεντρικού επί του περιφερικού τμήματος της κνήμης σε ικανό βαθμό, ώστε να διατηρείται η επιτευχθείσα με την οστεοτομία διόρθωση κατά τη στιγμή της τοποθέτησης των βιδών οστεοσύνθεσης στο κάθετο σκέλος της γωνιώδους πλάκας. Αντίθετα, καθώς οι καταγματικές – οστεοτμηθείσες επιφάνειες της Σ-ΥΟΚ ήταν οριζόντιες μετά τη διενέργεια των οστεοτομιών, ήταν απαραίτητη η εφαρμογή μικρότερης πίεσης / δύναμης του κεντρικού επί του περιφερικού τμήματος της κνήμης για να διατηρηθεί η επιτευχθείσα με την οστεοτομία διόρθωση κατά τη στιγμή της τοποθέτησης των βιδών οστεοσύνθεσης στο κάθετο σκέλος της γωνιώδους πλάκας (Εικόνα 35). Με αυτό τον τρόπο τα δοκίμια της Λ-ΥΟΚ συμπεριφέρθηκαν σαν να είχαν 'προφορτιστεί' με μεγαλύτερο φορτίο σε σχέση με τα δοκίμια της Σ-ΥΟΚ, έχοντας 'επιτύχει να σταθεροποιηθούν' νωρίτερα και από την αρχή των κύκλων φόρτισης, γεγονός που φαίνεται και από το μικρότερο αριθμό δοκιμίων (δοκίμια # 3, 5) της Λ-ΥΟΚ που εμφάνισαν αρνητική συσχέτιση (μείωση) της τιμής της σχετικής μετακίνησης ΔS του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων κατά τη διάρκεια των κύκλων φόρτισης, σε σχέση με τον αριθμό των δοκιμίων της Σ-ΥΟΚ (δοκίμια # 2, 3, 5, 6, 7).

Μία πρόσθετη παράμετρος που δυνητικά θα μπορούσε να είχε συμβάλει στην συνολικά ελαφρώς καλύτερη συμπεριφορά των δοκιμίων της

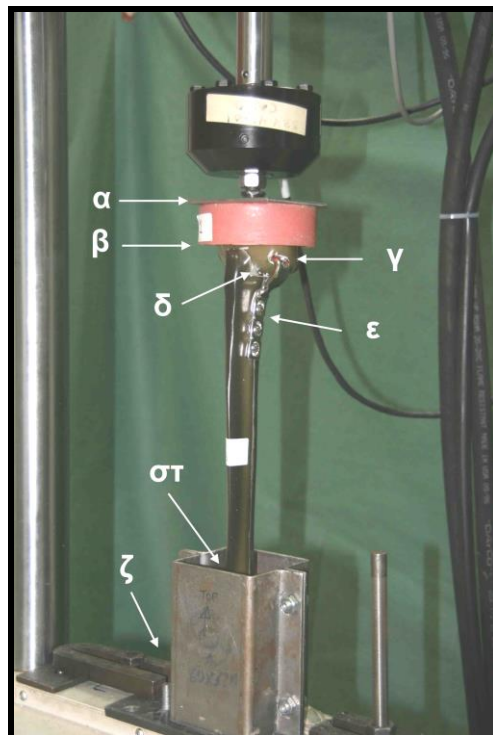
Λ-YOK σε σχέση με τα δοκίμια της Σ-YOK είναι η κλίση (*slope*) της αρθρικής επιφάνειας της εγγύς κνήμης, όπως αυτή προκύπτει μετά την οστεοτομία. Συγκεκριμένα διαπιστώθηκε πως στα δοκίμια της Λ-YOK η κλίση αυτή ήταν μικρότερη σε σχέση με τα δοκίμια της Σ-YOK, γεγονός που μπορεί να είχε επίδραση και στις επακόλουθες μετρήσεις (Εικόνα 43).



Εικόνα 43. Η αρθρική επιφάνεια της εγγύς κνήμης στο δοκίμιο της Λ-YOK εμφανίζει μικρότερη κλίση (*slope*) σε σχέση με το δοκίμιο της Σ-YOK.

Στα δοκίμια της Λ-YOK η μέση μετακίνηση ΔS του εμβόλου φορτίσεων της μηχανής φόρτισης ήταν 166 μm (min: 135 μm , max: 236 μm), ενώ στα δοκίμια της Σ-YOK ήταν 202 μm (min: 152 μm , max: 273 μm). Αναλύοντας εκτενέστερα την πειραματική διάταξη, μπορούμε να εντοπίσουμε και τα πιθανά 'ευένδοτα' σημεία της όπου θα μπορούσε να υπάρχει αυτή η σχετική μετακίνηση (Εικόνα 44). Με τη σειρά, λοιπόν, από το έμβολο φόρτισης προς την περιφερική αρθρική επιφάνεια του δοκιμίου τα σημεία αυτά είναι: α) το σημείο επαφής του μεταλλικού ελάσματος που παρεμβαλλόταν μεταξύ του εμβόλου φόρτισης (load cell) και του πολυμεθυλ-μεθακρυλικού φορέα φόρτισης, β) το σημείο επαφής του πολυμεθυλ-μεθακρυλικού φορέα φόρτισης

(ο οποίος εφαρμόζε ακριβώς στην εγγύς αρθρική επιφάνεια της κνήμης) με την κνήμη, γ) η οπή υποδοχής του οριζώντιου σκέλους της γωνιώδους πλάκας, δ) η περιοχή της οστεοτομίας με μετακίνηση μεταξύ των οστεοτομηθέντων επιφανειών, ε) τα σημεία επαφής και συγκράτησης (διά των βιδών) του κάθετου σκέλους κάθε γωνιώδους πλάκας με τη διάφυση της κνήμης, στ) το σημείο συγκράτησης του περιφερικού τεταρτημορίου της κνήμης μέσα στη βάση στήριξής της, ζ) τα σημεία που η βάση στήριξης είχε βιδωθεί επί της μηχανής φορτίσεων, και η) πιθανή προσθιοπίσθια ή πλαγιοπλάγια μετακίνηση κάθε δοκιμίου κατά τη στιγμή των φορτίσεων. Ωστόσο ο οπτικός έλεγχος των ως άνω περιοχών δεν παρουσίασε κανένα μακροσκοπικό εύρημα συμβατό με εμφανή σχετική μετακίνηση.



Εικόνα 44. Με τα βέλη υποσημαίνονται σε αντιστοιχία με το κείμενο τα πιθανά 'ευένδοτα' σημεία της πειραματικής διάταξης που θα μπορούσε να σημειωθεί σχετική μετακίνηση.

Από τις εκτενείς εμβιομηχανικές και ιστολογικές μελέτες που έχουν γίνει σχετικά με τη βιολογία της πώρωσης των καταγμάτων γνωρίζουμε πως για τη δημιουργία πρωτογενούς πώρου (*primary or direct bone healing*), είναι απαραίτητο το κενό μεταξύ των καταγματικών περιοχών να βρίσκεται εντός του εύρους 100 – 500 μm ^{128, 130, 153-156}. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως η μέση σχετική μετακίνηση του εμβόλου φόρτισης συνολικά και για τους δύο τύπους οστεοτομιών βρέθηκε μεταξύ 160 και 200 μm . Η μετακίνηση αυτή θεωρητικά ‘κατανέμεται’ σε όλα τα ως άνω πιθανά ‘ευένδοτα’ σημεία, και άρα στην περιοχή της οστεοτομίας αναμένεται να είναι ακόμη μικρότερη. Μεταφέροντας συνεπώς το περιγραφέν μοντέλο στην κλινική πράξη, θα μπορούσαμε να πούμε πως για τις δεδομένες φορτίσεις που εφαρμόστηκαν, το κενό και η εξαιτίας αυτού σχετική μετακίνηση των επιφανειών της οστεοτομίας βρίσκεται εντός του ασφαλούς ορίου που είναι απαραίτητο για να επιτευχθεί πώρωση για οποιοδήποτε τύπο από τις μελετηθείσες οστεοτομίες. Η παραπάνω διαπίστωση είναι συμβατή και με τα μελετηθέντα κλινικά αποτελέσματα τόσο της Λ-YOK^{104, 124}, όσο και της Σ-YOK^{85, 123, 125, 126}, και τη μακροπρόθεσμη διατήρηση της διόρθωσης που αυτές επιφέρουν στο μηχανικό άξονα του σκέλους.

Η μικρή υπεροχή στη σχετική μετακίνηση του εμβόλου φόρτισης στη Λ-YOK σε σύγκριση με τη Σ-YOK, αντικατοπτρίζεται κατά αναλογία και στις τιμές της ακαμψίας (*stiffness*) που προέκυψαν, με τη Λ-YOK να δείχνει για τις συγκεκριμένες πειραματικές συνθήκες καλύτερη εμβιομηχανική συμπεριφορά και σταθερότητα στην αξονική φόρτιση (μέση τιμή: 2.480,44 N/mm), σε σχέση με τη Σ-YOK (μέση τιμή: 2.059,47 N/mm).

Στη βιβλιογραφία εμφανίζεται σημαντικός αριθμός συγκριτικών μελετών οι οποίες μελετούν την συμπεριφορά διαφόρων τύπων ΥΟΚ. Αυτές θα μπορούσαν να χωριστούν σε δύο ομάδες. Στην πρώτη ομάδα εργασιών (η οποία αφορά και τις περισσότερες εμβιομηχανικές μελέτες), οι μελετητές αναδεικνύουν την επίδραση που έχουν διάφορα υλικά οστεοσύνθεσης επί συγκεκριμένου τύπου ΥΟΚ, άρα πρόκειται για παράθεση αποτελεσμάτων που αφορούν κυρίως τη συμπεριφορά του υλικού οστεοσύνθεσης. Αντιθέτως, στη δεύτερη ομάδα εργασιών (οι οποίες είναι σημαντικά λιγότερες από την πρώτη ομάδα), οι συγγραφείς τους συγκρίνουν κυρίως τα κλινικά αποτελέσματα (και όχι τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά) διαφορετικού τύπου οστεοτομιών ως προς τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους, ενώ το υλικό οστεοσύνθεσης παραμένει το ίδιο¹⁵⁷⁻¹⁵⁹.

Επειδή η πρώτη ομάδα εργασιών περιλαμβάνει εμβιομηχανικές μελέτες, θα ήταν ενδιαφέρον να τις αναλύσουμε περισσότερο. Οι Stoffel και συν.¹⁶⁰ μελέτησαν την εμβιομηχανική συμπεριφορά της ΥΟΚ ανοικτής σφήνας σε 8 συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς σε αξονική και στροφική φόρτιση, χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικές πλάκες οστεοσύνθεσης. Για την αξονική φόρτιση το πρωτόκολλο φόρτισης περιελάμβανε μόνο ένα κύκλο φόρτισης με εύρος 60-600N. Διαπίστωσαν μέση τιμή ακαμψίας (*stiffness*) 1.349 N/mm για τα 4 δοκίμια με την πλάκα Puddu (Arthrex, Naples, FL, USA) και 1.701 N/mm για τα 4 δοκίμια με την πλάκα Tomofix (Synthes Gmbh, Solothurn, Switzerland).

Οι Zhim και συν.¹⁶¹ στη δική τους πειραματική μελέτη με 6 πτωματικές ανθρώπινες κνήμες μελέτησαν τη συμπεριφορά της ΥΟΚ ανοικτής σφήνας σε αξονικές φορτίσεις, χρησιμοποιώντας 10.000 κύκλους φόρτισης εύρους 70-

700 N/mm. Για την οστεοσύνθεση χρησιμοποίησαν την πλάκα Puddu (Arthrex, Naples, FL, USA) ή την εξωτερική οστεοσύνθεση Hoffman II (Stryker Howmedica, Osteonics, Rutherford, NJ, USA). Μελέτησαν τόσο την ακαμψία, όσο και τη σχετική μετακίνηση των οστικών επιφανειών στην περιοχή της οστεοτομίας (δηλ. του κενού της οστεοτομίας) με χρήση ειδικών αισθητήρων. Για τα δοκίμια με την πλάκα οστεοσύνθεσης η μέση ακαμψία βρέθηκε στα 836 N/mm.

Οι Hartford και συν.¹³⁹ μελέτησαν την εμβιομηχανική συμπεριφορά της κλειστής ΥΟΚ σε 18 συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς. Οι μισές είχαν σταθεροποιηθεί με γωνιώδη πλάκα (*blade plate*) με δύο βίδες στη διάφυση της κνήμης και οι υπόλοιπες με αγγράφα. Οι συγγραφείς δεν αναφέρουν μετρήσεις ακαμψίας, αλλά μετρήσεις σχετικής μετακίνησης τόσο του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων, όσο και μετρήσεις σχετικής μετακίνησης των οστικών επιφανειών στην περιοχή της οστεοτομίας με χρήση ειδικών αισθητήρων. Για 200.000 κύκλους φόρτισης, εύρους 77-2.200 N, διαπιστώθηκε πως η μέση σχετική μετακίνηση στην περιοχή της οστεοτομίας ήταν 0,69mm και 0,97mm στις οστεοτομίες με την πλάκα και την εξωτερική οστεοσύνθεση αντιστοίχως, αναδεικνύοντας την υπεροχή της γωνιώδους πλάκας στη σταθερότητα της οστεοσύνθεσης.

Οι Flamme και συν.¹⁶² μελέτησαν τη συμπεριφορά της κλειστής ΥΟΚ σε 10 πτωματικές ανθρώπινες κνήμες, χρησιμοποιώντας γωνιώδεις πλάκες, αγγράφες, πλάκες ½, και εξωτερικές οστεοσυνθέσεις. Το πρωτόκολλο φόρτισης περιελάμβανε φορτίσεις 25, 50, 75 και 100 N σε αξονικές, πλαγιοπλάγιες και στροφικές φορτίσεις. Για τις ΥΟΚ με γωνιώδη πλάκα οριζώντιου σκέλους 50mm διαπιστώθηκε μέση ακαμψία 1.000 N/mm.

Οι Dorsey και συν.¹⁵¹ χρησιμοποιώντας σχεδόν ίδια μεθοδολογία με τη δική μας πειραματική εργασία, μελέτησαν τη συμπεριφορά της ανοικτής YOK σε 21 συνθετικές κνήμες τρίτης γενιάς, με τη χρήση διαφόρων υλικών εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Για 1.000 κύκλους φορτίσεων 227-2.270 N διαπιστώθηκε πως η μέση ακαμψία σε 7 δοκίμια όπου έγινε χρήση πλάκας Puddu (Arthrex, Naples, FL, USA) ήταν 2.358 N/mm.

Οι Agneskinchner και συν.¹⁴⁰ μελέτησαν τη σταθερότητα μίας ανοικτής σφήνας δί-εδρης YOK σε 15 συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς με χρήση τεσσάρων διαφορετικών κλειδούμενων ή μη πλακών οστεοσύνθεσης. Αν και το πρωτόκολλο φόρτισης κατέληγε σε δοκιμή αντοχής των οστεοτομιών μέχρι θραύσης τους, περιελάμβανε δύο αρχικές φορτίσεις για 60 κύκλους στα 150 και 800N. Από τα γραφήματα και τις καμπύλες φορτίου – μετακινήσεων στην περιοχή του κενού της οστεοτομίας διαπιστώθηκε πως η μέση ακαμψία όλων των οστεοτομιών ήταν 3.986 N/mm. Ωστόσο δεν έχουμε δεδομένα για κάθε είδος – υλικό οστεοσύνθεσης χωριστά, ενώ δεν χρησιμοποιήθηκαν γωνιώδεις πλάκες.

Διαπιστώνεται, λοιπόν, πως λίγα είναι τα χαρακτηριστικά κάποιας μελέτης από τις προηγούμενες που να επαναλαμβάνονται και σε κάποια άλλη. Υπάρχει σχετική ανομοιογένεια σε παραμέτρους όπως το είδος των οστών που χρησιμοποιείται για τις οστεοτομίες, το υλικό και οι μέθοδοι οστεοσύνθεσης, ο τρόπος στήριξης αλλά και φόρτισης των προς μελέτη δοκιμίων, το μέγεθος, η φορά και η διάρκεια των δυνάμεων και κύκλων φόρτισης, και οι μετρούμενες μεταβλητές (ακαμψία, μετακίνηση του μηχανισμού φόρτισης των οστεοτομιών, μετακίνηση των οστεοτομηθέντων επιφανειών). Ποικιλομορφία υπάρχει ακόμη και στη μεθοδολογία που θα

αναδείξει τη σταθερότητα ή υπεροχή κάποιας οστεοτομίας / οστεοσύνθεσης έναντι κάποιας άλλης. Έτσι, άλλοι μελετητές δοκιμάζουν τη συμπεριφορά των δοκιμίων σε κυκλικές φορτίσεις, ενώ άλλοι σε φορτίσεις μέχρι αποτυχίας της οστεοτομίας / οστεοσύνθεσης.

Από τα ανωτέρω γίνεται φανερό πως δεν είναι δυνατό να γίνει άμεση σύγκριση των αποτελεσμάτων των προαναφερθέντων μελετών, ή ακόμη και αντιπαραβολή με τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης. Ωστόσο φαίνεται πως για τις δεδομένες φορτίσεις που χρησιμοποιήθηκαν στις μελέτες αυτές, η συμπεριφορά των δοκιμίων ήταν σχεδόν σε όλα τα πειράματα ομοιογενής, με τη συντριπτική πλειονότητα των δοκιμίων να δείχνει καλή ανταπόκριση, δίχως απώλεια της σταθερότητας της οστεοσύνθεσης ή κόπωσης / θραύσης στην περιοχή της οστεοτομίας. Όπως συμβαίνει σε αυτού του τύπου τις μελέτες, τα αποτελέσματά τους προσφέρουν μόνο μία κατά προσέγγιση εκτίμηση της σταθερότητας των οστεοτομιών *in vivo*. Περισσότερο αναδεικνύουν τυχόν διαφορές που έχουν να κάνουν κυρίως με το υλικό οστεοσύνθεσης που χρησιμοποιήθηκε και σε κάποιο βαθμό με τη μορφολογία - γεωμετρία της οστεοτομίας που μελετήθηκε. Παραφράζοντας τα συμπεράσματα μιας πρόσφατης μετα-ανάλυσης 11 εμβιομηχανικών μελετών που διενεργήθηκαν για τη μελέτη διαφόρων τύπων εσωτερικής οστεοσύνθεσης¹⁶³, θα μπορούσε να σημειωθεί πως και οι εμβιομηχανικές μελέτες που προαναφέρθηκαν σχετικά με τη συμπεριφορά διαφόρων τύπων ΥΟΚ, διερευνούν *‘ποιος τύπος οστεοσύνθεσης της οστεοτομίας είναι σταθερότερος’* και όχι *‘πόση σταθερότητα είναι αρκετή’*.

Η παρούσα μελέτη ασφαλώς και παρουσιάζει περιορισμούς και αδυναμίες, όπως συμβαίνει σε όλες τις εμβιομηχανικές μελέτες. Τα

προπλάσματα που χρησιμοποιήθηκαν έχουν ομοιογενείς (σαν σύνολο) και συγκρίσιμες δομικές ιδιότητες σε σχέση με τα πραγματικά οστά, όσον αφορά την ακαμψία (*stiffness*) και τη γεωμετρία τους. Ωστόσο, παράμετροι όπως η πρόσφυση των μαλακών μορίων με την επακόλουθη επίδρασή τους σε διατμητικές, συμπιεστικές ή στροφικές δυνάμεις που ασκούνται από αυτά στην άρθρωση και την οστεοτομία, η πιθανότητα μειωμένης οστικής πυκνότητας και οι τυχόν πρόσθετες οστικές παραμορφώσεις που συνυπάρχουν στην κλινική πράξη δεν μπορούν να συνυπολογιστούν με την παρούσα μελέτη.

Η διατήρηση του απέναντι φλοιού της κνήμης, η οποία είναι επιθυμητή και επιδιώκεται στην κλινική πράξη σε διάφορες τεχνικές ΥΟΚ για να προσδώσει μεγαλύτερη σταθερότητα στην οστεοσύνθεση,^{162, 164-166} είναι ανέφικτο να επιτευχθεί σε πειράματα με συνθετικά οστά και ιδίως σε κλειστής σφήνας ΥΟΚ λόγω των δομικών ιδιοτήτων των οστών αυτών. Ο φλοιός των συνθετικών οστών δεν παρουσιάζει την ελαστικότητα των πραγματικών οστών και άρα στα συνθετικά οστά δεν μπορεί να 'κοπωθεί' με τη χρήση του οστεοτόμου, αλλά υπόκειται σε πλήρη θραύση. Επιπρόσθετα η παρουσία των ακέραιων μαλακών μορίων και του περισστέου του έσω φλοιού της μετάφυσης της κνήμης που υφίσταται στην κλινική πράξη, και η τυχόν συνεισφορά τους στη σταθερότητα της οστεοτομίας, απουσιάζουν εντελώς στις ΥΟΚ με συνθετικά οστά. Ως εκ τούτου τα αποτελέσματα της σταθερότητας που προέκυψαν από την παρούσα μελέτη, περισσότερο αναδεικνύουν πως η χρήση της γωνιώδους πλάκας στις ΥΟΚ που μελετήθηκαν, προσφέρει ικανή σταθερότητα στις δεδομένες πειραματικές συνθήκες, τόσο στη λοξή, όσο και στη δί-εδρη με σκαλοπάτι οστεοτομία.

Ένας πρόσθετος περιορισμός της παρούσας μελέτης είναι η χρήση μόνο αξονικών φορτίσεων, συγκεκριμένου μεγέθους και αριθμού κύκλων. Ποια θα ήταν η εμβιομηχανική συμπεριφορά των δοκιμίων που χρησιμοποιήθηκαν σε εφαρμογή διατμητικών ή στροφικών καταπονήσεων δεν είναι γνωστό. Μεταφέροντας τους περιορισμούς αυτούς και στην κλινική πράξη, το μοντέλο φορτίσεων που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη μας δεν μπορεί να δώσει πληροφορίες για την επίδραση που θα είχε στη σταθερότητα των οστεοτομιών η κύλιση και ολίσθηση του μηρού επί της κνήμης, όπως συμβαίνει στις διάφορες μοίρες της τροχιάς κίνησης του γόνατος.

Παρομοίως δεν μπορεί να υπολογιστεί η συμπεριφορά των δοκιμίων σε εφαρμογή μεγαλύτερων φορτίων και δυνάμεων. Είναι γνωστό πως στη στατική διποδική στήριξη τα φορτία που περνούν από την άρθρωση κάθε γόνατος είναι περίπου το ήμισυ του βάρους του σώματος¹⁴⁸ (και γι' αυτό στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε φορτίο μέχρι 500 N, δηλαδή σχετικά μεγαλύτερο από το ήμισυ του βάρους ενός ενήλικα 75 Kg, αν θεωρήσουμε μάλιστα πως στην κλινική πράξη πολλοί από τους ασθενείς που διενεργείται οστεοτομία είναι υπέρβαροι). Ωστόσο είναι γνωστό πως τα φορτία αυτά αυξάνονται κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης ακόμη και χωρίς φόρτιση, φτάνοντας μέχρι και το τριπλάσιο του βάρους του σώματος^{33, 147, 148}, ενώ επιπρόσθετα στην κλινική πράξη, η προσήλωση των ασθενών στην αποφόρτιση του σκέλους και στη σταδιακή με την πρόοδο της πώρωσης φόρτισή του δεν πρέπει να θεωρείται δεδομένη. Η εφαρμογή, λοιπόν, μεγαλύτερων φορτίων δεν γνωρίζουμε πως θα είχε επιδράσει στη σταθερότητα των μελετηθέντων δοκιμίων.

Η επιλογή του αριθμού των κύκλων φόρτισης που χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη μας αποτελεί δυνητικά επίσης έναν από τους περιορισμούς της. Από προηγούμενες μελέτες, γνωρίζουμε πως στα συνθετικά οστά η αποτυχία της οστεοσύνθεσης αφορά κυρίως τη θραύση του υλικού οστεοσύνθεσης ή των οστών^{139, 140, 160}, αντίθετα με την κλινική πράξη που η αποτυχία οφείλεται κυρίως σε απώλεια της επαφής των οστικών επιφανειών ή χαλάρωση των υλικών οστεοσύνθεσης^{83, 111, 127, 130, 134}. Η προσομοίωση όμως της χαλάρωσης των υλικών σε συνθετικά προπλάσματα δεν είναι δυνατόν να επιτευχθεί, καθώς αποτελεί βιολογική διαδικασία. Συνεπώς θεωρήθηκε πως η διενέργεια περισσότερων κύκλων δεν θα είχε να προσφέρει περισσότερα δεδομένα, καθώς και το εύρος το φορτίων που χρησιμοποιήθηκε στην πειραματική μας διαδικασία δεν είχε στόχο να οδηγήσει τα δοκίμια σε δομική αποτυχία, με θραύση του υλικού οστεοσύνθεσης ή των συνθετικών οστών, αλλά να αναδείξει πως η μορφολογία – γεωμετρία των μελετηθέντων οστεοτομιών επιδρά στη σταθερότητά τους .

Δ. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

1. Η μελέτη των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών της ΥΟΚ μπορεί να γίνει και με τη χρήση συνθετικών κνημών. Λόγω της ομοιομορφίας τους αποφεύγεται η ποικιλομορφία του μεγέθους, της οστικής πυκνότητας ή της ηλικιακής καταπόνησης των πτωματικών ανάλογων, ενώ υπερτερούν και στην ευκολία χρήσης τους. Ωστόσο, και καθώς εμφανίζουν πλήρη έλλειψη βιολογικών χαρακτηριστικών, όπως περισσέου, πρόσφυσης μαλακών μορίων και εκατέρωθεν αρθρώσεων, η μεταφορά των αποτελεσμάτων των πειραμάτων με συνθετικά δοκίμια στην κλινική πράξη πρέπει να γίνεται με σχετική επιφύλαξη.
2. Οι δύο τύποι ΥΟΚ που μελετήθηκαν, αν και εμφανίζουν διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά στην περιοχή της οστεοτομίας, για το εύρος των αξονικών φορτίσεων που υποβλήθηκαν συμπεριφέρθηκαν με επαναλήψιμο τρόπο, δίχως αστοχία στην περιοχή της οστεοτομίας ή της οστεοσύνθεσης.
3. Οι σχετικές μετακινήσεις των οστικών επιφανειών στην περιοχή της οστεοτομίας και για τους δύο τύπους οστεοτομιών ήταν ελάχιστες και με εύρος που στην κλινική πράξη είναι συμβατό με πρωτογενή πώρωση και διατήρηση της επιτευχθείσας με την οστεοτομία διόρθωσης.
4. Η Λ-ΥΟΚ για τις δεδομένες πειραματικές συνθήκες εμφανίζει ελαφρά καλύτερη εμβιομηχανική συμπεριφορά (μεγαλύτερη ακαμψία).
5. Για τις δεδομένες πειραματικές συνθήκες φαίνεται πως τα χαρακτηριστικά του υλικού και τρόπου οστεοσύνθεσης (γωνιώδης πλάκα) είναι σε θέση να

αντιρροπήσουν επαρκώς την αναμενόμενη εγγενή αστάθεια που προκύπτει από τη διαφορετική γεωμετρία των οστεοτομιών.

6. Για την επίτευξη της επιθυμητής διόρθωσης η Σ-ΥΟΚ είναι τεχνικά δυσκολότερη και απαιτεί μεγαλύτερη προσήλωση στη λεπτομέρεια και στις προεγχειρητικές μετρήσεις.
7. Δεν γνωρίζουμε ποια θα ήταν η συμπεριφορά των δοκιμίων σε διαφορετικό εύρος και τύπο φορτίσεων (διατμητικές ή / και στροφικές καταπονήσεις).

E. ΠΕΡΙΛΗΨΗ (ΕΛΛΗΝΙΚΑ)

Σκοπός: Η πειραματική αυτή μελέτη έγινε για να φωτίσει την εμβιομηχανική συμπεριφορά δύο τεχνικά διαφορετικών τύπων υψηλής οστεοτομίας κνήμης (ΥΟΚ), οι οποίες στην κλινική πράξη χρησιμοποιούνται για τη διόρθωση του (ραιβού) οστεοαρθρικού γόνατος με βλαιοποίηση της κνήμης. Η πρώτη από αυτές αφορά τη λοξή οστεοτομία κνήμης δίχως αφαίρεση οστού (Λ-ΥΟΚ) και η δεύτερη αφορά τη διπλού επιπέδου (δί-εδρη) οστεοτομία κνήμης με αφαίρεση οστικής σφήνας (Σ-ΥΟΚ). Χαρακτηριστικό τους είναι πως αν και το επίπεδο οστεοτομίας της εγγύς μετάφυσης της κνήμης σε κάθε μία από αυτές είναι διαφορετικό, ο τρόπος σταθεροποίησης και το υλικό οστεοσύνθεσης είναι κοινό (γωνιώδης πλάκα). Συνεπώς η σύγκρισή τους έγινε για να αναδείξει την επίδραση της γεωμετρίας κάθε οστεοτομίας στην εμβιομηχανική της συμπεριφορά.

Υλικό και Μέθοδος: Για τη σύγκριση των δύο τύπων οστεοτομίας χρησιμοποιήθηκαν 14 συνθετικές κνήμες 3^{ης} γενιάς, με ραιβότητα 13° της εγγύς αρθρικής τους επιφάνειας. Με τη χρήση ειδικών ιδιοκατασκευών ώστε να διασφαλίζεται η επαναληψιμότητα της τεχνικής, έγινε η Λ-ΥΟΚ σε 7 από αυτές και η Σ-ΥΟΚ στις υπόλοιπες 7. Η μελέτη εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιολογικής Μηχανικής της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων (Καθηγητής: Θ. Ξενάκης) και περιελάμβανε αξονικές φορτίσεις (συμπίεσης – θλίψης) των δοκιμίων, εύρους 100 – 500 N, για 2.000 κύκλους φορτίσεων με συχνότητα 1 Hz σε κάθε δοκίμιο. Οι μετρήσεις έγιναν με χρήση της μηχανής φορτίσεων 858 Mini-Bionix (MTS System Corporation, Eden Prairie, MN, USA) του εργαστηρίου.

Αποτελέσματα: Όλα τα δοκίμια ολοκλήρωσαν με επιτυχία την πειραματική διαδικασία. Δεν υπήρξε αστοχία καμίας από τις οστεοτομίες ή του υλικού που χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια των πειραμάτων. Τα δοκίμια της ομάδας με τη Λ-ΥΟΚ εμφάνισαν εμβιομηχανικά ελαφρά καλύτερη συμπεριφορά από τα δοκίμια της ομάδας με τη Σ-ΥΟΚ. Συγκεκριμένα η μέση ακαμψία των δοκιμίων της ομάδας με τη Λ-ΥΟΚ ήταν 2.480,44 N/mm ($\pm 436,77$) και της ομάδας με τη Σ-ΥΟΚ 2.059,47 N/mm ($\pm 421,65$), με στατιστική υπεροχή της πρώτης ($p < 0,001$). Ανάλογη ήταν και η συσχέτιση της σχετικής μετακίνησης του εμβόλου φόρτισης της μηχανής φορτίσεων κατά τη διάρκεια των κύκλων, η οποία κατά παραδοχή αντικατοπτρίζει τη σχετική μετακίνηση που υπάρχει μεταξύ των επιφανειών της οστεοτομίας. Η μετακίνηση αυτή παρέμεινε μέσα σε σταθερό εύρος κατά τη διάρκεια των κύκλων, με ελαφρά υπεροχή της ομάδας με τη Λ-ΥΟΚ, όπου με την πρόοδο των κύκλων τα δοκίμια διατήρησαν σταθερότερη συμπεριφορά. Αναλυτικότερα, η μέση σχετική μετακίνηση για την ομάδα με τη Λ-ΥΟΚ ήταν 166,7 μm ($\pm 34,6$) και για την ομάδα με τη Σ-ΥΟΚ 202,7 μm ($\pm 44,8$), με στατιστική υπεροχή της πρώτης ($p < 0,001$).

Συμπεράσματα: Η ανάλυση των αποτελεσμάτων πιστοποίησε πως και οι δύο τύποι οστεοτομίας για το εύρος και τον τύπο των φορτίσεων που υποβλήθηκαν εμφανίζουν ομοιόμορφη συμπεριφορά. Η ελαφρά υπεροχή της μίας σε σχέση με την άλλη θα μπορούσε να εξηγηθεί επί της βάσης τεχνικών λεπτομερειών της διενέργειας των οστεοτομιών, όπως η ελαφρά αυξημένη προφόρτιση των δοκιμίων της Λ-ΥΟΚ ή η παρουσία διπλού επιπέδου οστεοτομίας στα δοκίμια της Σ-ΥΟΚ. Ωστόσο, και για τις δύο οστεοτομίες η σχετική κατά παραδοχή μετακίνηση των επιφανειών τους κατά τη διάρκεια

των φορτίσεων, βρίσκεται εντός του 'φυσιολογικού' εύρους των 100 – 500 μm που είναι συμβατό με τη δημιουργία πρωτογενούς πώρου στο φυσιολογικό οστό.

Μεταφέροντας στην κλινική πράξη τα ευρήματα αυτά (με τις γνωστές επιφυλάξεις για αυτού του είδους τις παραδοχές), θα μπορούσε να σημειωθεί πως και οι δύο οστεοτομίες παρουσιάζουν κατάλληλο εμβιομηχανικά περιβάλλον για την ευόδωση της πώρωσής τους και διατήρηση της διόρθωσης που έχει επέλθει με τη διενέργειά τους. Για το εύρος και τον τύπο φορτίσεων που υποβλήθηκαν διαπιστώθηκε πως τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους έχουν μικρότερη επίδραση στη συμπεριφορά τους καθώς πιθανότατα υπερισχύει η σταθερότητα που προσφέρει η γωνιώδης πλάκα ως υλικό της οστεοσύνθεσής τους.

ΣΤ. ΠΕΡΙΛΗΨΗ (ΑΓΓΛΙΚΑ) – ABSTRACT (ENGLISH)**THE OBLIQUE HIGH TIBIAL OSTEOTOMY WITHOUT BONE REMOVAL AND HIGH TIBIAL OSTEOTOMY WITH BONE WEDGE REMOVAL FOR THE CORRECTION OF OSTEOARTHRITIC KNEE. A COMPARATIVE BIOMECHANICAL STUDY OF THE FIXATION USING ANGULAR BLADE PLATE**

Aim: This experimental study was performed in order to evaluate the biomechanical behavior of two different types of high tibial osteotomy (HTO). Both of them are used in clinical practice in order to correct the varus osteoarthritic knee. The first one is an HTO without bone removal (O-HTO), and the second one is a double-level retrotuberckle closed HTO (S-HTO). Even though their shape and geometry is different, they are stabilized with the same type of internal fixation; an angular blade plate. Therefore, the study focused on the influence of the geometry of the osteotomy in its stability.

Material and methods: Fourteen (14) 3rd generation composite tibia models were used, with a pre-built 13° varus deformity of their proximal articular surface. Seven (7) of them were used for the O-HTO group and the rest (7) for the S-HTO group. Using special custom-made jigs the repeatability of each of the osteotomies was achieved. The study was performed in the Biomechanics laboratory of the Orthopaedic Department of the University of Ioannina (Ioannina, Greece), using an 858 Mini-Bionix load machine. The load protocol consisted of cyclic sinusoidal axial load that was applied to each specimen. The load was applied from 100 to 500 N for 2.000 cycles at 1Hz.

Results: No specimen or construct failure was observed during the tests. The tibias of the O-HTO group showed slightly better biomechanical performance compared with the tibias of the S-HTO group. The mean stiffness of the O-HTO group was 2,480.44 N/mm (± 436.77) and of the S-HTO group was 2,059.47 N/mm (± 421.65) ($p < 0.001$). Respectively, the relative displacement of the load cell of the load machine during the cycles was smaller in the O-HTO group. The mean relative displacement of the load cell in the O-HTO group was 166.7 μm (± 34.6) and of the S-HTO group was 202.7 μm (± 44.8) ($p < 0.001$). This displacement reflects the potential motion in between the osteotomy surfaces in each specimen. This value showed a consistent width during the cycles, with a negative linear regression in the S-HTO group, which is indicating stability of the respective constructs.

Conclusion: The analysis of the results revealed that both types of HTO showed a rather similar biomechanical behavior during the specific load conditions that were used in this experiment. The slight better performance of the O-HTO specimens could have been attributed to technical details during the preparation of the constructs. The O-HTO specimens were inevitably pre-loaded more compared with the S-HTO specimens during their fixation, which might have influenced their behavior. However, in both types of HTO the relative displacement of their osteotomy surfaces was considered to be in between the accepted range of 100 – 500 μm which is necessary for achievement of primary bone healing.

In clinical practice these findings may indicate that the constructs of the tested HTOs offer a sound biomechanical environment, in order to maintain the desired correction. For the specific load protocol that was used during the

tests, one can assume that the behavior of the specimens was mainly driven by the presence of the angular blade plate that was used for their fixation and secondarily by the geometry of the osteotomy surfaces.

Z. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Man GS, Mologhianu G. Osteoarthritis pathogenesis - a complex process that involves the entire joint. *J Med Life* 2014;7:37-41.
2. Huse SM, ed. *The collapse of evolution*. Grand Rapids, MI, USA: Baker Books; 2011.
3. Schrenk F, Muller S, eds. *The Neanderthals*. Munchen (Germany): Verlag CH Beck, oHG; 2005.
4. Heijink A, Gomoll AH, Madry H, et al. Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:423-35.
5. Buckwalter JA, Mankin HJ, Grodzinsky AJ. Articular cartilage and osteoarthritis. *Instr Course Lect* 2005;54:465-80.
6. Ehrlich GE. The rise of osteoarthritis. *Bulletin of the World Health Organization* 2003;81(9):630.
7. Pollard TC, Gwilym SE, Carr AJ. The assessment of early osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90:411-21.
8. Ding C, Jones G, Wluka AE, Cicuttini F. What can we learn about osteoarthritis by studying a healthy person against a person with early onset of disease? *Curr Opin Rheumatol* 2010;22:520-7.
9. Goldring MB, Goldring SR. Osteoarthritis. *J Cell Physiol* 2007;213:626-34.
10. Madry H, van Dijk CN, Mueller-Gerbl M. The basic science of the subchondral bone. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:419-33.

11. Madry H, Luyten FP, Facchini A. Biological aspects of early osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:407-22.
12. Felson DT, Lawrence RC, Dieppe PA, et al. Osteoarthritis: new insights. Part 1: the disease and its risk factors. *Ann Intern Med* 2000;133:635-46.
13. Menkes CJ. Radiographic criteria for classification of osteoarthritis. *J Rheumatol Suppl* 1991;27:13-5.
14. Hootman JM, Helmick CG. Projections of US prevalence of arthritis and associated activity limitations. *Arthritis Rheum* 2006;54:226-9.
15. Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG, et al. Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum* 2008;58:26-35.
16. NHANES-III <http://www.cdc.gov/nchs/nhanes/nh3data.htm#11a> (2001).
17. Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of osteoarthritis. *Clin Geriatr Med* 2010;26:355-69.
18. Puig-Junoy J, Ruiz Zamora A. Socio-economic costs of osteoarthritis: A systematic review of cost-of-illness studies. *Semin Arthritis Rheum*.
19. Woolf A, Pfleger B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization* 2003;81(9):646-56.
20. Blagojevic M, Jinks C, Jeffery A, Jordan KP. Risk factors for onset of osteoarthritis of the knee in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis Cartilage* 2009;18:24-33.
21. Hunter DJ. Imaging insights on the epidemiology and pathophysiology of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2009;35:447-63.

22. Issa SN, Sharma L. Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Curr Rheumatol Rep* 2006;8:7-15.
23. Neogi T, Zhang Y. Epidemiology of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2013;39:1-19.
24. Valdes AM, Spector TD. The genetic epidemiology of osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 2010;22:139-43.
25. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25:379-86.
26. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25:395-403.
27. Galla M, Lobenhoffer P. Physiological axes of the lower limb. In: Lobenhoffer P, Van Heerwaarden RJ, Staubli A, Jakob RP, eds. *Osteotomies around the knee*. Davos, Switzerland: AO Foundation Publishing. Thieme Verlag; 2008:5-14.
28. Paley D, Maar DC, Herzenberg JE. New concepts in high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis. *Orthop Clin North Am* 1994;25:483-98.
29. Paley D, Tetsworth K. Mechanical axis deviation of the lower limbs. Preoperative planning of uniapical angular deformities of the tibia or femur. *Clin Orthop Relat Res* 1992:48-64.
30. Paley D. Normal lower limb alignment and joint orientation. In: Paley D, ed. *Principles of deformity correction*. Berlin Heidelberg (Germany): Springer - Verlag; 2002:1-17, ISBN (print) 978-3-642-63953-1.
31. Paul JP. Force actions transmitted by joints in the human body. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1976;192:163-72.

32. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37:1948-56.
33. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *J Orthop Res* 2006;24:1983-90.
34. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1990;255:215-27.
35. Foroughi N, Smith R, Vanwanseele B. The association of external knee adduction moment with biomechanical variables in osteoarthritis: a systematic review. *Knee* 2009;16:303-9.
36. Teichtahl AJ, Davies-Tuck ML, Wluka AE, Jones G, Cicuttini FM. Change in knee angle influences the rate of medial tibial cartilage volume loss in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2009;17:8-11.
37. Yoon KH, Lee SH, Bae DK, Park SY, Oh H. Does varus alignment increase after medial meniscectomy? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013;21:2131-6.
38. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. *Arthritis Rheum* 2007;56:1204-11.
39. Hunter DJ, Niu J, Felson DT, et al. Knee alignment does not predict incident osteoarthritis: the Framingham osteoarthritis study. *Arthritis Rheum* 2007;56:1212-8.

40. Tanamas S, Hanna FS, Cicuttini FM, Wluka AE, Berry P, Urquhart DM. Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Rheum* 2009;61:459-67.
41. Sharma L, Song J, Dunlop D, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2010;69:1940-5.
42. Felson DT, Niu J, Gross KD, et al. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis Rheum* 2013;65:355-62.
43. Sharma L, Chmiel JS, Almagor O, et al. The role of varus and valgus alignment in the initial development of knee cartilage damage by MRI: the MOST study. *Ann Rheum Dis* 2013;72:235-40.
44. Cerejo R, Dunlop DD, Cahue S, Channin D, Song J, Sharma L. The influence of alignment on risk of knee osteoarthritis progression according to baseline stage of disease. *Arthritis Rheum* 2002;46:2632-6.
45. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. *JAMA* 2001;286:188-95.
46. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis* 2002;61:617-22.
47. Felson DT, Gale DR, Elon Gale M, et al. Osteophytes and progression of knee osteoarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 2005;44:100-4.
48. Hunter DJ, Sharma L, Skaife T. Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91 Suppl 1:85-9.

49. Hassan H, Walsh DA. Central pain processing in osteoarthritis: implications for treatment. *Pain Manag* 2014;4:45-56.
50. Zhang RX, Ren K, Dubner R. Osteoarthritis pain mechanisms: basic studies in animal models. *Osteoarthritis Cartilage* 2103;21:1308-15.
51. Schaible HG. Mechanisms of chronic pain in osteoarthritis. *Curr Rheumatol Rep* 2012;14:549-56.
52. Heisel J. [Conservative treatment strategies for gonarthrosis. New trends and established therapy concepts]. *Orthopade* 2014;43:455-61.
53. Bert JM, Bert TM. Nonoperative treatment of unicompartmental arthritis: from bracing to injection. *Clin Sports Med* 2013;33:1-10.
54. Kon E, Filardo G, Drobic M, et al. Non-surgical management of early knee osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;20:436-49.
55. Badri A, Burkhardt J. Arthroscopic debridement of unicompartmental arthritis: fact or fiction? *Clin Sports Med* 2013;33:23-41.
56. Richmond JC. Surgery for osteoarthritis of the knee. *Rheum Dis Clin North Am* 2013;39:203-11.
57. Palumbo BT, Scott RD. Diagnosis and indications for treatment of unicompartmental arthritis. *Clin Sports Med* 2014;33:11-21.
58. Price A, Beard D, Thienpont E. Uncertainties surrounding the choice of surgical treatment for 'bone on bone' medial compartment osteoarthritis of the knee. *Knee* 2013;20 Suppl 1:S16-20.
59. Jakob RP, Jacobi M, Lobenhoffer P. The history of osteotomy. In: Lobenhoffer P, Van Heerwaarden RJ, Staubli A, Jakob RP, eds. *Osteotomies around the knee*. Davos, Switzerland: AO Foundation Publishing. Thieme Verlag; 2008:xiii-xxii.

60. Barton J. On the treatment of ankylosis by the formation of artificial joints. *North Am Medical Surg J* 1827.
61. Langenbeck B. [The subcutaneous osteotomy]. *German Clinic* 1854.
62. Billroth T. [About the use of the chisel as a sculptor in osteotomies]. *Wien Med Wochenschr* 1870.
63. Macewen W. *Osteotomy with an inquiry into the aetiology and pathology of knock-knee, bow-leg, and other osseous deformities of the lower limbs*. London: Churchill 1880.
64. Hoffa A. [Orthopaedic Surgery]. Stuttgart: Verlag von Ferdinand Enke German 1902.
65. Brett A. Operative correction of genu recurvatum. *J Bone Joint Surg Am* 1935;17:984-9.
66. Jackson JP, Waugh W. Tibial osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1961;43-B:746-51.
67. Waugh W. Tibial osteotomy in the management of osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1986;210:55-61.
68. Garipey R. Genu varum treated by high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg* 1964;46:783-4.
69. Coventry MB. Stepped staple for upper tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:1011.
70. Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1973;55:23-48.
71. Jackson JP. Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg* 1958;40:826.

72. Esenkaya I, Unay K, Akan K. Proximal tibial osteotomies for the medial compartment arthrosis of the knee: a historical journey. *Strategies Trauma Limb Reconstr* 2012;7:13-21.
73. Coventry MB. Osteotomy of the Upper Portion of the Tibia for Degenerative Arthritis of the Knee. A Preliminary Report. *J Bone Joint Surg Am* 1965;47:984-90.
74. Bauer GC, Insall J, Koshino T. Tibial osteotomy in gonarthrosis (osteoarthritis of the knee). *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:1545-63.
75. Harris WR, Kostuik JP. High tibial osteotomy for osteo-arthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1970;52:330-6.
76. Slocum DB, Larson RL, James SL, Grenier R. High tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 1974;104:239-43.
77. Myrnerets R. The SAAB jig: an aid in high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1978;49:85-8.
78. Ogata K. Interlocking wedge osteotomy of the proximal tibia for gonarthrosis. *Clin Orthop Relat Res* 1984;186:129-34.
79. Insall JN, Joseph DM, Msika C. High tibial osteotomy for varus gonarthrosis. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66:1040-8.
80. Koshino T, Morii T, Wada J, Saito H, Ozawa N, Noyori K. High tibial osteotomy with fixation by a blade plate for medial compartment osteoarthritis of the knee. *Orthop Clin North Am* 1989;20:227-43.
81. Miniaci A, Ballmer FT, Ballmer PM, Jakob RP. Proximal tibial osteotomy. A new fixation device. *Clin Orthop Relat Res* 1989;246:250-9.

82. Odenbring S, Egund N, Lindstrand A, Tjornstrand B. A guide instrument for high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1989;60:449-51.
83. Odenbring S, Tjornstrand B, Egund N, et al. Function after tibial osteotomy for medial gonarthrosis below aged 50 years. *Acta Orthop Scand* 1989;60:527-31.
84. Nakhostine M, Friedrich NF, Muller W, Kentsch A. A special high tibial osteotomy technique for treatment of unicompartmental osteoarthritis of the knee. *Orthopedics* 1993;16:1255-8.
85. Schmitt O, Schmitt E, Mittelmeier H. Die Behandlung der halbseitigen Kniegelenksarthrose durch kniegelenknahe Umstellungsosteotomien mit der Autokompressions-Plattenosteosynthese. *Orthop Praxis* 1987;23:84-9.
86. Maquet P. Valgus osteotomy for osteoarthritis of the knee. *Clin Orthop Relat Res* 1976;120:143-8.
87. Debeyre J, Patte D. [The place of corrective osteotomies in the treatment of gonarthrosis]. *Acta Orthop Belg* 1961;27:374-83.
88. Hernigou P. Open wedge tibial osteotomy: combined coronal and sagittal correction. *Knee* 2002;9:15-20.
89. Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:332-54.
90. Hernigou P, Ovadia H, Goutallier D. [Mathematical modelling of open-wedge tibial osteotomy and correction tables]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1992;78:258-63.

91. Mont MA, Antonaides S, Krackow KA, Hungerford DS. Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy. A comparison with a matched group. *Clin Orthop Relat Res* 1994;299:125-30.
92. Muller W. High tibial osteotomy. In: *EFORT Instructional Course Lectures*; 2001:194-206.
93. Duivenvoorden T, Brouwer RW, Baan A, et al. Comparison of closing-wedge and opening-wedge high tibial osteotomy for medial compartment osteoarthritis of the knee: a randomized controlled trial with a six-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 2014;96:1425-32.
94. Flierl S, Sabo D, Hornig K, Perlick L. Open wedge high tibial osteotomy using fractioned drill osteotomy: a surgical modification that lowers the complication rate. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996;4:149-53.
95. Lobenhoffer P, De Simoni C, Staubli AE. Open-wedge high tibial osteotomy with rigid plate fixation. *Techniques in Knee Surgery* 2002;1:93-105.
96. Staubli AE, De Simoni C, Babst R, Lobenhoffer P. TomoFix: a new LCP-concept for open wedge osteotomy of the medial proximal tibia--early results in 92 cases. *Injury* 2003;34 Suppl 2:B55-B62.
97. Koshino T, Murase T, Saito T. Medial opening-wedge high tibial osteotomy with use of porous hydroxyapatite to treat medial compartment osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85-A:78-85.
98. Klinger HM, Lorenz F, Harer T. Open wedge tibial osteotomy by hemicallotasis for medial compartment osteoarthritis. *Arch Orthop Trauma Surg* 2001;121:245-7.

99. Magyar G, Toksvig-Larsen S, Lindstrand A. Open wedge tibial osteotomy by callus distraction in gonarthrosis. Operative technique and early results in 36 patients. *Acta Orthop Scand* 1998;69:147-51.
100. Nakamura E, Mizuta H, Kudo S, Takagi K, Sakamoto K. Open-wedge osteotomy of the proximal tibia hemicallotasis. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:1111-5.
101. Weale AE, Lee AS, MacEachern AG. High tibial osteotomy using a dynamic axial external fixator. *Clin Orthop Relat Res* 2001;382:154-67.
102. Catagni MA, Guerreschi F, Ahmad TS, Cattaneo R. Treatment of genu varum in medial compartment osteoarthritis of the knee using the Ilizarov method. *Orthop Clin North Am* 1994;25:509-14.
103. Βεληβασάκης Μ. Υψηλή σφηνοειδής οστεοτομία κνήμης για τη θεραπεία της οστεοαρθροπάθειας του γόνατος επί ραιβογονίας. Νέα τεχνική. Κλινική & Εμβιομηχανική μελέτη. Διδακτορική διατριβή. Ηράκλειο: Πανεπιστήμιο Κρήτης; 1996.
104. Polyzois D, Kouvaras J, Polyzois V, Samelis P, Koukos K. Long term results of high oblique tibial osteotomy for treatment of osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 2002;Suppl I:85.
105. Fujisawa Y, Masuhara K, Shiomi S. The effect of high tibial osteotomy on osteoarthritis of the knee. An arthroscopic study of 54 knee joints. *Orthop Clin North Am* 1979;10:585-608.
106. Ivarsson I, Myrnerets R, Gillquist J. High tibial osteotomy for medial osteoarthritis of the knee. A 5 to 7 and 11 year follow-up. *J Bone Joint Surg Br* 1990;72:238-44.

107. Brinkman JM, Lobenhoffer P, Agneskirchner JD, Staubli AE, Wymenga AB, van Heerwaarden RJ. Osteotomies around the knee: patient selection, stability of fixation and bone healing in high tibial osteotomies. *J Bone Joint Surg Br* 2008;90:1548-57.
108. Amendola A, Bonasia DE. Results of high tibial osteotomy: review of the literature. *Int Orthop* 2010;34:155-60.
109. Rossi R, Bonasia DE, Amendola A. The role of high tibial osteotomy in the varus knee. *J Am Acad Orthop Surg* 2011;19:590-9.
110. Rand JA, Neyret P. Management of osteoarthritis of the knee prior to total knee arthroplasty. In: 5th ISAKOS Congress. Florida, USA; 2005.
111. Myrnerets R. High tibial osteotomy with overcorrection of varus malalignment in medial gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 1980;51:557-60.
112. Noyes FR, Barber-Westin SD, Hewett TE. High tibial osteotomy and ligament reconstruction for varus angulated anterior cruciate ligament-deficient knees. *Am J Sports Med* 2000;28:282-96.
113. Dejour H, Neyret P, Boileau P, Donell ST. Anterior cruciate reconstruction combined with valgus tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 1994;299:220-8.
114. Neuschwander DC, Drez D, Jr., Paine RM. Simultaneous high tibial osteotomy and ACL reconstruction for combined genu varum and symptomatic ACL tear. *Orthopedics* 1993;16:679-84.
115. Hohmann E, Bryant A, Imhoff AB. The effect of closed wedge high tibial osteotomy on tibial slope: a radiographic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:454-9.

116. Smith TO, Sexton D, Mitchell P, Hing CB. Opening- or closing-wedged high tibial osteotomy: a meta-analysis of clinical and radiological outcomes. *Knee* 2011;18:361-8.
117. Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am* 1993;75:196-201.
118. Aglietti P, Rinonapoli E, Stringa G, Taviani A. Tibial osteotomy for the varus osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res* 1983;176:239-51.
119. Aglietti P, Buzzi R, Vena LM, Baldini A, Mondaini A. High tibial valgus osteotomy for medial gonarthrosis: a 10- to 21-year study. *J Knee Surg* 2003;16:21-6.
120. Matthews LS, Goldstein SA, Malvitz TA, Katz BP, Kaufer H. Proximal tibial osteotomy. Factors that influence the duration of satisfactory function. *Clin Orthop Relat Res* 1988;229:193-200.
121. Naudie D, Bourne RB, Rorabeck CH, Bourne TJ. The Install Award. Survivorship of the high tibial valgus osteotomy. A 10- to -22-year followup study. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367:18-27.
122. Papachristou G, Plessas S, Sourlas J, Levidiotis C, Chronopoulos E, Papachristou C. Deterioration of long-term results following high tibial osteotomy in patients under 60 years of age. *Int Orthop* 2006;30:403-8.
123. Korovessis P, Katsoudas G, Salonikides P, Stamatakis M, Baikousis A. Medium- and long-term results of high tibial osteotomy for varus gonarthrosis in an agricultural population. *Orthopedics* 1999;22:729-36.
124. Polyzois D, Stavlas P, Polyzois V, Zacharakis N. The oblique high tibial osteotomy technique without bone removal and with rigid blade plate fixation

for the treatment of medial osteoarthritis of the varus knee: medium and long-term results. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:940-7.

125. Ξενάκης Θ. Οστεοτομία του αρθρικού γόνατος. Υπολογισμός και εγχειρητική τεχνική. Μονογραφία. Ιωάννινα: Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων; 1987.

126. Κατσούδας Γ. Η δίδροσ κατά Mittelmeier οστεοτομία του γόνατος. Διδακτορική διατριβή. Ιωάννινα: Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων; 1986.

127. Odenbring S, Egund N, Hagstedt B, Larsson J, Lindstrand A, Toksvig-Larsen S. Ten-year results of tibial osteotomy for medial gonarthrosis. The influence of overcorrection. *Arch Orthop Trauma Surg* 1991;110:103-8.

128. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84:1093-110.

129. Perren SM. Trends in internal fixation potential, limits and requirements. *Injury* 1999;30 Suppl 2:B2-4.

130. Perren SM. The biomechanics and biology of internal fixation using plates and nails. *Orthopedics* 1989;12:21-34.

131. Hofmann AA, Wyatt RW, Beck SW. High tibial osteotomy. Use of an osteotomy jig, rigid fixation, and early motion versus conventional surgical technique and cast immobilization. *Clin Orthop Relat Res* 1991;271:212-7.

132. Odenbring S, Lindstrand A, Egund N. Early knee mobilization after osteotomy for gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 1989;60:699-702.

133. Westrich GH, Peters LE, Haas SB, Buly RL, Windsor RE. Patella height after high tibial osteotomy with internal fixation and early motion. *Clin Orthop Relat Res* 1998;354:169-74.

134. Myrner R. Failure of the correction of varus deformity obtained by high tibial osteotomy. *Acta Orthop Scand* 1980;51:569-73.
135. Bohler M, Fuss FK, Schachinger W, Wolf G, Knahr K. Loss of correction after lateral closing wedge high tibial osteotomy--a human cadaver study. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:232-5.
136. Sakkas G, Moraitis T, Koutsonas D, Drougas V, Anastasiadis A, Anastasiou E. The Mittelmeier's high tibial osteotomy for the treatment of degenerative osteoarthritis of the knee. Experience of 15 years. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86B-Suppl II:185.
137. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech* 2000;33:279-88.
138. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996;29:525-35.
139. Hartford JM, Hester P, Watt PM, Hamilton D, Rohmiller M, Pienkowski D. Biomechanical superiority of plate fixation for proximal tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 2003;412:125-30.
140. Agneskirchner JD, Freiling D, Hurschler C, Lobenhoffer P. Primary stability of four different implants for opening wedge high tibial osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:291-300.
141. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech* 2001;34:773-81.
142. Habata T, Uematsu K, Hattori K, Kasanami R, Takakura Y, Fujisawa Y. High tibial osteotomy that does not cause recurrence of varus deformity for medial gonarthrosis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:962-7.

143. Majima T, Yasuda K, Katsuragi R, Kaneda K. Progression of joint arthrosis 10 to 15 years after high tibial osteotomy. *Clin Orthop Relat Res* 2000;381:177-84.
144. Gardner MJ, Silva MJ, Krieg JC. Biomechanical testing of fracture fixation constructs: variability, validity, and clinical applicability. *J Am Acad Orthop Surg* 2012;20:86-93.
145. Cordey J. An introduction to selected chapters in bone biomechanics. *Injury* 1999;30 Suppl 1:A1-A6.
146. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 2000;31 Suppl 2:S-13.
147. Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res* 2004;22:625-32.
148. Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51-61.
149. Kuster MS, Wood GA, Stachowiak GW, Gächter A. Joint load considerations in total knee replacement 1. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79:109-13.
150. Zhim F, Laflamme GY, Viens H, Laflamme GH, Yahia L. Biomechanical stability of a retrotubercle opening-wedge high tibial osteotomy. *J Knee Surg* 2006;19:28-32.
151. Dorsey WO, Miller BS, Tadge JP, Bryant CR. The stability of three commercially available implants used in medial opening wedge high tibial osteotomy. *J Knee Surg* 2006;19:95-8.
152. Spahn G, Wittig R. Primary stability of various implants in tibial opening wedge osteotomy: a biomechanical study. *J Orthop Sci* 2002;7:683-7.

153. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, et al. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* 1998;355 Suppl:S132-47.
154. Klein P, Schell H, Streitparth F, et al. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. *J Orthop Res* 2003;21:662-9.
155. Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1979;138:175-96.
156. Hak DJ, Toker S, Yi C, Toreson J. The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing. *Orthopedics*;33:752-5.
157. Brouwer RW, Bierma-Zeinstra SM, van Raaij TM, Verhaar JA. Osteotomy for medial compartment arthritis of the knee using a closing wedge or an opening wedge controlled by a Puudu plate. A one-year randomised, controlled study. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88:1454-9.
158. Pascher A, Materna W, Windhager R. [Analysis of two different techniques of osteosynthesis in high tibial osteotomy]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2003;141:37-41.
159. Luites JW, Brinkman JM, Wymenga AB, van Heerwaarden RJ. Fixation stability of opening- versus closing-wedge high tibial osteotomy: a randomised clinical trial using radiostereometry. *J Bone Joint Surg Br* 2009;91:1459-65.
160. Stoffel K, Stachowiak G, Kuster M. Open wedge high tibial osteotomy: biomechanical investigation of the modified Arthrex Osteotomy Plate (Puudu Plate) and the TomoFix Plate. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:944-50.

161. Zhim F, Laflamme GY, Viens H, Saidane K, Yahia L. Biomechanical stability of high tibial opening wedge osteotomy: internal fixation versus external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20:871-6.
162. Flamme CH, Kohn D, Kirsch L, Hurschler C. Primary stability of different implants used in conjunction with high tibial osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:450-5.
163. Mellema JJ, Doornberg JN, Guitton TG, Ring D. Biomechanical studies: science (f)or common sense? *Injury* 2014;45:2035-9.
164. Kessler OC, Jacob HA, Romero J. Avoidance of medial cortical fracture in high tibial osteotomy: improved technique. *Clin Orthop Relat Res* 2002;395:180-5.
165. Pape D, Adam F, Seil R, Georg T, Kohn D. Fixation stability following high tibial osteotomy: a radiostereometric analysis. *J Knee Surg* 2005;18:108-15.
166. van Raaij TM, Brouwer RW, de Vlieger R, Reijman M, Verhaar JA. Opposite cortical fracture in high tibial osteotomy: lateral closing compared to the medial opening-wedge technique. *Acta Orthop* 2008;79:508-14.

Ολόκληρη ή μέρος των εικόνων: 3, 8, 10, 11, 12, 13, 14, 17, 18 & 19 χρησιμοποιήθηκε στην ακριβή μορφή της, ή μετά από σχετική επεξεργασία μετά από έγγραφη άδεια του εκδότη: Springer (Springer Science+Business Media). Σχετική βιβλιογραφική αναφορά του άρθρου (περιοδικού) ή/και του κεφαλαίου (βιβλίου) υπάρχει σε κάθε εικόνα.

Ολόκληρη ή μέρος της εικόνας 16 χρησιμοποιήθηκε στην ακριβή μορφή της, ή μετά από σχετική επεξεργασία από το ανοικτής πρόσβασης άρθρο (open access article): Lee DC, Byun SJ. High tibial osteotomy. *Knee Surg Relat Res.* 2012 Jun;24(2):61-9.