



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Η ανάπτυξη και μελέτη
(κλινική και εμβιομηχανική) ενός νέου
Ενδομυελικού Ήλου για την αντιμετώπιση των
καταγμάτων της Διάφυσης του Βραχιονίου

Χρήστος Γαρνάβος

Ορθοπαιδικός Χειρουργός

Ιωάννινα, 2011



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ

ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΗ ΚΛΙΝΙΚΗ

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Η ανάπτυξη και μελέτη
κλινική και εμβιομηχανική) ενός νέου
Ενδομυελικού Ήλου για την αντιμετώπιση των
καταγμάτων της Διάφυσης του Βραχιονίου

Χρήστος Γαρνάβος

Ορθοπαιδικός Χειρουργός

Ιωάννινα, 2011

Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνώμων του συγγραφέα Ν. 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος)

Ημερομηνία αίτησης του κ. Γαρνάβου Χρήστου : 5-5-2005

Ημερομηνία ορισμού Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής: 560^α/21-6-2005

Μέλη Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής:

Επιβλέπων

Ξενάκης Θεόδωρος Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Μέλη

Μέγας Παναγιώτης Αναπληρωτής Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Πατρών

Ρήγας Κωνσταντίνος Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Ημερομηνία ορισμού θέματος: 27-2-2006

«Η ανάπτυξη και μελέτη (κλινική και εμβιομηχανική) ενός νέου ενδομυελικού ήλου για την αντιμετώπιση των καταγμάτων της διάφυσης του βραχιονίου»

ΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΤΑΜΕΛΟΥΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ : 697^α/7-12-2010

Γεωργούλης Αναστάσιος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Μέγας Παναγιώτης	Καθηγητής Ορθοπαιδικής και Τραυματολογίας Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Πατρών
Ξενάκης Θεόδωρος	Καθηγητής Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Τζαφλίδου Μαργαρίτα	Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Μπαλτογιάννης Γεώργιος	Αναπληρωτής Καθηγητής Χειρουργικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Ρήγας Κωνσταντίνος	Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Γελαλής Ιωάννης	Λέκτορας Ορθοπαιδικής Ιατρικής Σχολής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 28-2-2011

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ

Ιωάννης Γουδέβενος

Καθηγητής Παθολογίας-Καρδιολογίας



Η Γραμματέας της Σχολής

ΠΑΡΑΣΚΕΥΗ ΣΒΕΝΤΖΟΥΡΗ -ΖΩΗ

*Στην πολυαγαπημένη μου σύζυγο Τζίνα
για όλα όσα ζήσαμε από τα φοιτητικά μας χρόνια
και την λατρευτή μου κόρη Χριστίνα,
που φωτίζει τη ζωή μας*

Πρόλογος

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Θεόδωρο Ξενάκη Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και τα μέλη της τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής κ. Παναγιώτη Μέγα Καθηγητή Ορθοπαιδικής του Πανεπιστημίου Πατρών και τον κ. Κωσταντίνο Ρήγα Καθηγητή του Πανεπιστημίου Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για την συνεργασία και ενθάρρυνση που μου προσέφεραν κατά την εκπόνηση της παρούσας Διδακτορικής Διατριβής.

Το υλικό του κλινικού μέρους της διατριβής προέρχεται από το Α' και Β' Ορθοπαιδικό τμήμα του Γενικού Νοσοκομείου Αθηνών «Ευαγγελισμός».

Το εργαστηριακό μέρος σχεδιάστηκε από τον υποψήφιο διδάκτορα και τον επιβλέποντα Καθηγητή Ορθοπαιδικής Θεόδωρο Ξενάκη, με την συνεργασία της Εμβιομηχανικού-Φυσικού κ. Βασιλικής Παπαθανασοπούλου και εκτελέστηκε στο Εργαστήριο Εμβιομηχανικής bmh - Institute for Biomechanics at the Technical University Hamburg-Harburg, υπό την επίβλεψη των Prof. Dr. habil. M.M.Morlock, Ph.D. και Dipl.-Ing. K.Sellenschloh.

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

			Σελ.
A.	ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ		
	A.1	Βασικές Γνώσεις	4
	A.1.1	Ανατομία	5
	A.1.2	Βασικές γνώσεις μηχανικής	9
	A.1.3	Μηχανικές ιδιότητες οστών	14
	A.1.4	Βιολογική Μηχανική. Μηχανισμοί πρόκλησης Καταγμάτων	19
	A.1.5	Κατάγματα (Περιγραφή, Χαρακτηριστικά)	22
	A.1.6	Πώρωση των Καταγμάτων	25
	A.2	Κατάγματα Διάφυσης Βραχιονίου	36
	A.2.1	Περιγραφή – Επιδημιολογία	37
	A.2.2	Ταξινόμηση	38
	A.2.3	Κλινική εικόνα - Αρχική αντιμετώπιση	42
	A.2.4	Οριστική αντιμετώπιση	44
		A. Συντηρητική Θεραπεία	44
		B. Χειρουργική Θεραπεία	45
		1. Εσωτερική Οστεοσύνθεση με πλάκα βίδες	45
		2. Εξωτερική Οστεοσύνθεση	46
		3. Ενδομυελική Ήλωση – Ιστορική αναδρομή	47
	A.2.5	Μηχανικές ιδιότητες υλικών οστεοσύνθεσης	55
	A.2.6	Εμβιομηχανική ενδομυελικής ήλωσης και ήλων	61
	A.2.7	Βιολογική Μηχανική της Ενδομυελικής Ήλωσης	63
	A.2.8	Μηχανικά χαρακτηριστικά σύγχρονων ήλων βραχιονίου	66
	A.2.9	Ιδιαιτερότητες της Ενδομυελικής Ήλωσης των καταγμάτων της Βραχιονίου διάφυσης	68

B.	ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ: Ο ήλος “GARNAVOS”		
	B.1	Περιγραφή του ήλου Βραχιονίου “Garnavos”	71
	B.2	Μεγέθη ήλων- κοχλιών ασφάλισης και Εργαλειοσειρά	74
	B.3	Χειρουργική τεχνική	77
	B.3.1	1. Ορθόδρομη Ήλωση	77
	B.3.2	2. Ανάστροφη Ήλωση	83
	B.4	Εμβιομηχανική μελέτη	90
	B.4.1	Εμβιομηχανικές Ιδιότητες του Ήλου “Garnavos”	90
	B.4.2	Αξονική και Στροφική σταθερότητα του Ήλου “Garnavos”	96
	B.5	Κλινική μελέτη	98
	B.5.1	Υλικό και Μέθοδος - Αποτελέσματα	98
	B.5.1.A	Πρόσφατα Τραυματικά μη Παθολογικά Κατάγματα	99
	B.5.1.B	Παθολογικά Κατάγματα και Λυτικές Βλάβες	103
	B.5.1.Γ	Μη Πωρωθέντα Κατάγματα	104
	B.5.1.A.α	Κατάγματα με καθυστέρηση πάρωσης	104
	B.5.1.A.β	Κατάγματα μη πωρωθέντα	106
	B.5.2	Συζήτηση – Συμπεράσματα - Προτάσεις	110

Γ.	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ		117
	Γ.1	Η κατοχύρωση της ευρεσιτεχνίας του Νέου Ήλου του Βραχιονίου	118
	Γ.2	Πρωτόκολλο της Κλινικής Μελέτης	120
	Γ.3	Ταξινόμηση διαφυσιακών καταγμάτων των μακρών οστών κατά ΑΟ	123
	Γ.4	Ο πίνακας Constant για την αξιολόγηση της λειτουργικότητας της άρθρωσης του Ωμου	124

Δ.	ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ – ΑΝΑΚΟΙΝΩΣΕΙΣ	125
-----------	------------------------------------	------------

A. ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

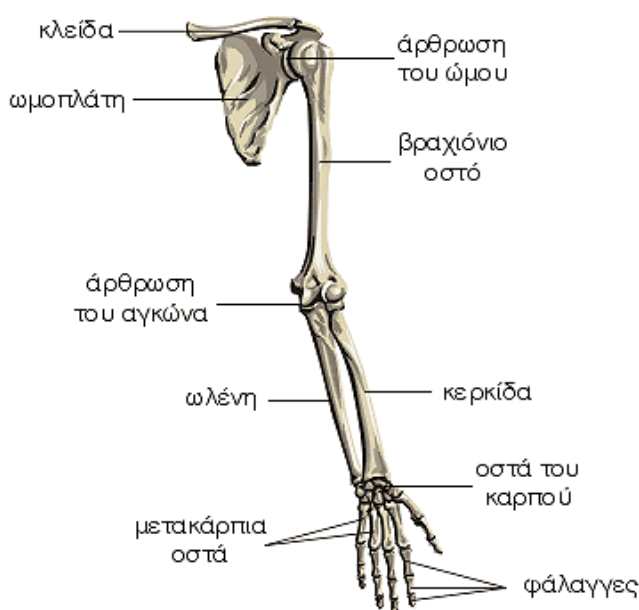
1. ΒΑΣΙΚΕΣ ΓΝΩΣΕΙΣ

A. 1. 1. Ανατομία

1. Εισαγωγή

Το Βραχιόνιο οστό είναι το τρίτο σε μέγεθος μακρό οστό του ανθρώπινου σώματος. Κεντρικά αρθρώνεται με την ωμοπλάτη, με την οποία συμμετέχει στο σχηματισμό της άρθρωσης του ώμου και περιφερικά με την κερκίδα και την ωλένη συμμετέχοντας με τα οστά αυτά στον σχηματισμό της άρθρωσης του αγκώνα. Τα κύρια στοιχεία ανατομικής της περιοχής παρατίθενται από το βασικό βιβλίο αναφοράς για την ανατομική (Gray's Anatomy 1989), όπως και χειρουργικής ορθοπαιδικής (Rockwood and Green's, Fractures in adults 1996).

2. Οστεολογία



ΒΡΑΧΙΟΝΙΟ ΟΣΤΟ. Το βραχιόνιο οστό εμφανίζει τρία μέρη: το μέσον ή σώμα, το άνω άκρο και το κάτω άκρο. Το άνω άκρο εμφανίζει την κεφαλή του βραχιονίου οστού και συνδέεται με την ωμοπλάτη σχηματίζοντας την άρθρωση του ώμου. Το σώμα του βραχιονίου οστού έχει σχήμα κυλινδρικό προς τα πάνω και σχήμα πρίσματος προς τα κάτω. Το κάτω άκρο του βραχιονίου οστού εμφανίζει δύο αρθρικές επιφάνειες την τροχιλία προς τα μέσα και τον κόνδυλο προς τα έξω που συνδέονται με την ωλένη και την κερκίδα αντίστοιχα σχηματίζοντας την άρθρωση του αγκώνα.

Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΩΜΟΥ (ΓΛΗΝΟΒΡΑΧΙΟΝΙΟΣ ΑΡΘΡΩΣΗ). Η γληνοβραχιόνιος άρθρωση, αποτελείται από τη σύζευξη δύο οστών: της κεφαλής του βραχιονίου και της

ωμογλήνης της ωμοπλάτης. Κατά την κίνηση του ώμου επηρεάζονται και μετακινούνται και δύο ακόμα αρθρώσεις: η ακρωμιοκλειδική άρθρωση (μεταξύ κλείδας και ακρωμίου της ωμοπλάτης) και η θωρακοωμοπλατιαία άρθρωση (μεταξύ της πτέρυγος της ωμοπλάτης και του θωρακικού τοιχώματος. Για να εκτελεστεί όλο το εύρος κίνησης της άρθρωσης του ώμου θα πρέπει να λειτουργούν χωρίς προβλήματα και οι δυο παραπάνω αρθρώσεις, γι' αυτό και εξετάζονται μαζί με τον ώμο.

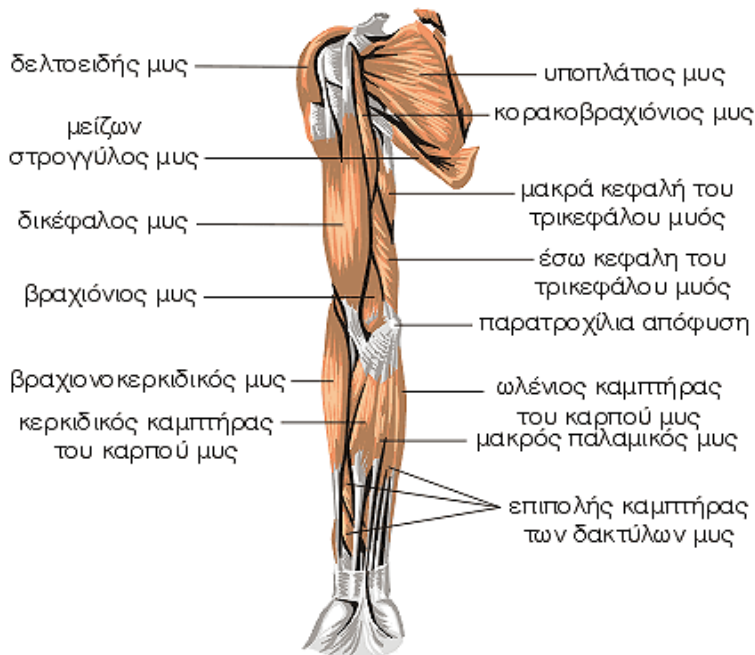
Το άνω τμήμα του βραχιονίου οστού αποτελείται από την κεφαλή, η οποία έχει σχήμα τμήματος σφαίρας και δύο ογκώματα (μείζον και έλασσον) για την κατάφυση τενόντων. Μεταξύ των ογκωμάτων σχηματίζεται η αύλακα της μακράς κεφαλής του δικεφάλου.

Το οστό της ωμοπλάτης έχει γενικά τριγωνικό σχήμα και είναι υπόκοιλο εμπρός, όπου αρθρώνεται με τον θωρακικό τοίχωμα. Στην έξω πλευρά του φέρει ελαφρώς υπόκοιλη επιφάνεια με σχήμα αχλαδιού για την άρθρωση με την κεφαλή του βραχιονίου. Επίσης, έχει και δυο σημαντικές προεξοχές: την ωμοπλατιαία άκανθα πίσω, που καταλήγει στο αποπλατυσμένο ακρώμιο και την κορακοειδή απόφυση εμπρός.

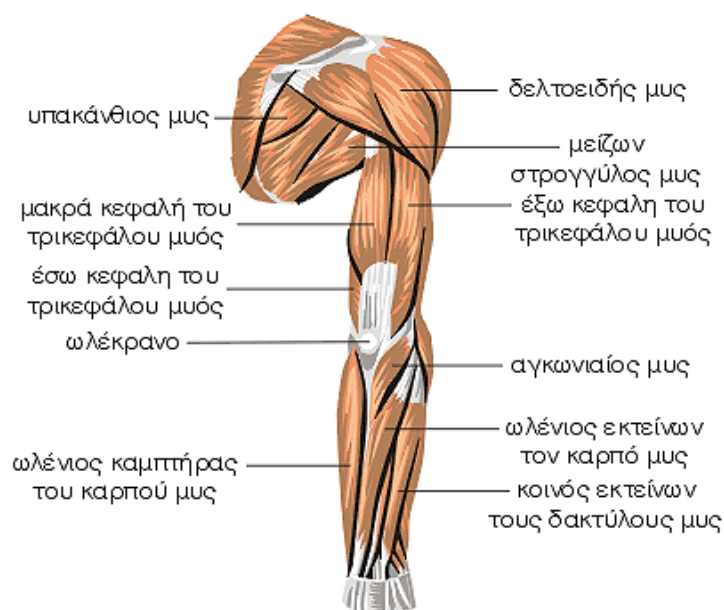
Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΑΓΚΩΝΑ. Το κάτω άκρο του βραχιονίου οστού εμφανίζει δύο αρθρικές επιφάνειες την τροχιλία προς τα μέσα και τον κόνδυλο προς τα έξω που συνδέονται με την ωλένη και την κερκίδα αντίστοιχα σχηματίζοντας την άρθρωση του αγκώνα.

3. Μυοτενόντια στοιχεία που εκφύονται, καταφύονται και περιβάλλουν το βραχιόνιο

Μύες της πρόσθιας επιφάνειας



Μύες της οπίσθιας επιφάνειας



Οι τένοντες των μυών που απαρτίζουν το Στροφικό Πετάλο του ώμου (Υπερακάνθιος, Υπακάνθιος, Υποπλάτιος και Έλασσον Στρογγύλος): οι τέσσερις αυτοί τένοντες προέρχονται από τους ομώνυμους μύες και περιβάλλουν σαν καλύπτρα την κεφαλή του βραχιονίου, όπου και καταφύονται. Ο κύριος ρόλος τους είναι η κίνηση του βραχιονίου σε σχέση με την ωμογλήνη. Με την ενεργοποίηση κάθε φορά και διαφορετικού τμήματος του τενοντίου πετάλου είναι δυνατή η κίνηση του ώμου σε διάφορες θέσεις. Η διακοπή της συνέχειάς τους (ρήξη) έχει σαν αποτέλεσμα τον πόνο και την αδυναμία του ώμου. **Ο Δελτοειδής μυς:** Καλύπτει τη διάρθρωση του ώμου και το άνω τεταρτημόριο του βραχιονίου οστού. Εκφύεται από τη κλείδα, το ακρώμιο και τη ωμοπλάτη και καταφύεται στο βραχίονιο. Με την ενέργεια του απάγει το βραχίονα μέχρι την οριζόντια θέση, προκαλεί κάμψη και έσω στροφή καθώς και έκταση και έξω στροφή του βραχίονα. **Ο Υπακάνθιος μυς:** Ο υπακάνθιος μυς εκφύεται από την ωμοπλάτη και καταφύεται στο βραχίονα. Με ενέργεια του προκαλεί έξω στροφή του βραχίονα. **Ο Μείζων Στρογγύλος μυς** εκφύεται από την ωμοπλάτη και καταφύεται στο βραχίονα. Με την ενέργεια του προκαλεί έσω στροφή και προσαγωγή του βραχίονα. **Ο Τρικέφαλος μυς** εμφανίζει τρεις κεφαλές, τη μακρά που εκφύεται από την ωμοπλάτη, την έξω και την έσω που εκφύονται από το βραχίονιο οστού. Οι κεφαλές ενώνονται και ο τρικέφαλος μυς καταφύεται στο ωλέκρανο. Με την ενέργεια του εκτείνει τον πήχη. **Ο Αγκωνιαίος μυς** εκφύεται από το βραχίονιο οστό και καταφύεται στην ωλένη. Με τη ενέργεια του συμβάλλει μερικώς στην έκταση του πήχη. **Ο Ωλένιος Καμπτήρας του Καρπού μυς** εκφύεται με δύο κεφαλές, τη βραχίονια κεφαλή από το βραχίονιο οστό και την ωλένια κεφαλή από το ωλέκρανο και την ωλένη και καταφύεται στα οστά του καρπού. Με τη ενέργεια του κάμπτει και συγχρόνως προσάγει προς τα έσω το χέρι. **Ο Ωλένιος Εκτείνων τον Καρπό μυς** εκφύεται από την παρακονδύλια απόφυση, από την περιτονία του πήχη και το μεσομύιο διάφραγμα και καταφύεται στη βάση του πέμπτου μετακάρπιου. Με τη ενέργεια του εκτείνει και προσάγει προς τα έσω τον καρπό και το χέρι. **Ο Κοινός Εκτείνων τους Δακτύλους μυς** εκφύεται από την παρακονδύλια απόφυση και από την περιτονία του πήχη και καταφύεται στους τέσσερις τελευταίους δακτύλους. Με τη ενέργεια του εκτείνει τους τέσσερις τελευταίους δακτύλους και συμβάλλει στην έκταση και την ωλένια προσαγωγή του χεριού. **Ο Υποπλάτιος μυς** εκφύεται από την ωμοπλάτη και καταφύεται στο βραχίονιο οστό. Με την ενέργεια του προκαλεί έσω στροφή του βραχίονα και σταθεροποιεί την άρθρωση του ώμου. **Ο Δικέφαλος μυς** εκφύεται με δύο εκφυτικές

κεφαλές, τη μακρά και τη βραχεία από τη ωμοπλάτη και καταφύεται στο πήχη. Με την ενέργεια του κάμπτει ισχυρά το πήχη προς το βραχίονα και συγχρόνως τον υπτιάζει. **Ο κορακοβραχιόνιος μυς** εκφύεται από την ωμοπλάτη και καταφύεται στο βραχιόνιο οστό. Με την ενέργεια του κάμπτει και προσάγει ελαφρά το βραχίονα. **Ο Βραχιόνιος μυς** εκφύεται από το βραχιόνιο οστό και καταφύεται στην ωλένη. Με τη ενέργεια του κάμπτει τον πήχη. **Ο βραχιονοκερκιδικός μυς** εκφύεται από το βραχιόνιο οστό και καταφύεται στη κερκίδα. Με την ενέργεια του κάμπτει τον πήχη και υποβοηθεί στον πρηνισμό του πήχη. **Ο Κερκιδικός Καμπτήρας του Καρπού μυς** εκφύεται από το βραχιόνιο οστό και την περιτονία του πήχη και καταφύεται στη βάση του δεύτερου και τρίτου μετακάρπιου. Με την ενέργεια του κάμπτει και συγχρόνως απάγει το χέρι. **Ο Μακρός Παλαμικός μυς** εκφύεται από την παρατροχίλια απόφυση και την περιτονία του πήχη και καταφύεται στην παλαμιαία απονεύρωση του χεριού. Με την ενέργεια του τείνει την παλαμιαία απονεύρωση και κάμπτει το χέρι. **Ο Ωλένιος Καμπτήρας του Καρπού μυς** εκφύεται με δύο κεφαλές, τη βραχιόνια από την παρατροχίλια απόφυση και την ωλένια από την ωλένη και καταφύεται στα οστά του καρπού. Με την ενέργεια του κάμπτει και συγχρόνως προσάγει το χέρι. **Ο Επιπολής Καμπτήρας των Δακτύλων μυς** εκφύεται με δύο κεφαλές, την βραχιονωλένια κεφαλή από την παρατροχίλια απόφυση και την ωλένη και την κερκιδική κεφαλή από την κερκίδα και καταφύεται στις φάλαγγες των δακτύλων. Με την ενέργεια του κάμπτει τη μέση φάλαγγα των τεσσάρων τελευταίων δακτύλων.

1. Αγγεία και Νεύρα που περιβάλλουν το Βραχίονιο

Η Μασχαλιαία αρτηρία αποτελεί τη συνέχεια της υποκλειδίας αρτηρίας στη μασχάλη, χορηγεί αίμα στο σύστοιχο άνω άκρο και μεταπίπτει στη βραχιόνια αρτηρία. Η Βραχιόνια αρτηρία, που αποτελεί τη συνέχεια της μασχαλιαίας αρτηρίας, διατρέχει όλο το μήκος του βραχιονίου και λίγο κάτω από τον αγκώνα, διαιρείται στην κερκιδική αρτηρία και στην ωλένια αρτηρία.

Το Βραχιόνιο πλέγμα σχηματίζεται με την αναστόμωση των πρόσθιων κλάδων του 5ου, 6ου, 7ου και 8ου αυχενικού νεύρου και τους αναστομωτικούς κλάδους από τους πρόσθιους κλάδους του 4ου και του 1ου θωρακικού νεύρου. Τα νεύρα του Βραχιονίου πλέγματος, ανάλογα με την περιοχή διανομής τους διακρίνονται στους βραχείς κλάδους για τους σκαληνούς μυς, στα νεύρα για τα τοιχώματα του θώρακα, στα νεύρα για τον ώμο και στα νεύρα για το άνω άκρο. **Το Κερκιδικό νεύρο** είναι νεύρο του βραχιονίου πλέγματος. Στο βραχίονα το κερκιδικό νεύρο χορηγεί μυικούς κλάδους για τους οπίσθιους μυς του βραχίονα, αρθρικούς κλάδους για τη διάθρωση του αγκώνα και το **Ραχιαίο Δερματικό** νεύρο του βραχίονα. **Το Ωλένιο νεύρο** εκπορεύεται από το βραχιόνιο πλέγμα και χορηγεί κλάδους στον πήχη και την Άκρα Χείρα. **Το Μέσο νεύρο** εκπορεύεται από το βραχιόνιο πλέγμα και χορηγεί κλάδους στον πήχη και στο χέρι.

Βιβλιογραφία

1. Osteology: the Humerus. In Gray's anatomy, Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH (eds), Churchill Livingstone Edinburgh etc, 1989;440-446.
2. Russell TA. In Rockwood and Green's, Fractures in adults. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD (ed.). 4th ed., Lippincott-Raven Publishers, 1996.

A.1.2. Βασικές γνώσεις μηχανικής

1. Μηχανική φόρτιση

Οι βασικές γνώσεις της μηχανικής (Frankel and Burstein 1970, Tencer and Johnson 1994, Mow και συν. 2000) είναι απαραίτητες για κάθε Ορθοπαιδικό για την κατανόηση της εμβιομηχανικής (Βιολογικής μηχανικής).

1.1. Δύναμη – Μηχανική φόρτιση

Μια δύναμη όταν εφαρμόζεται σε ένα αντικείμενο έχει σαν αποτέλεσμα τη μηχανική φόρτιση του αντικειμένου. Η φόρτιση αυτή έχει σαν αποτέλεσμα την παραμόρφωση του αντικειμένου και, ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της φόρτισης (μέγεθος, κατεύθυνση κ.λ.π.) μπορεί να παρατηρηθεί και κίνηση του αντικειμένου, που όμως δεν θα μας απασχολήσει σε αυτό το κεφάλαιο.

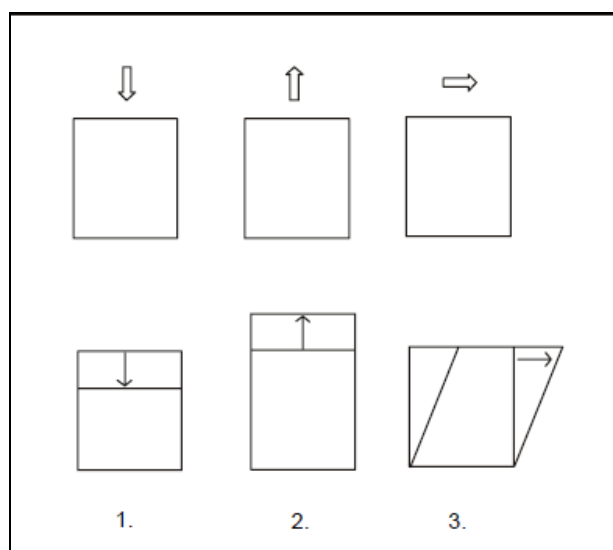
1.2. Δύναμη και Παραμόρφωση

Μία δύναμη χαρακτηρίζεται σαν ‘ορθή’ δύναμη (normal force) ή ‘διατμητική’ (shearing force) ανάλογα με το πώς εφαρμόζεται.

Η ‘ορθή’ δύναμη εφαρμόζεται κάθετα προς το αντικείμενο και προκαλεί συμπίεση (σχήμα 1.1) ή επιμήκυνση (σχήμα 1.2). Έτσι από τη δράση μίας ‘ορθής’ δύναμης έχουμε γραμμική παραμόρφωση (longitudinal strain) που μπορεί να είναι παραμόρφωση συμπίεσης (θλίψεως) (σχήμα 1.1), ή παραμόρφωση επιμήκυνσης (ελκυσμού) (σχήμα 1.2).

Οι Διατμητικές τάσεις, προκαλούν ‘ολίσθηση’ μεταξύ δύο παραλλήλων επιπέδων (σχήμα 1) και διατμητική παραμόρφωση (Shear strain), που εμφανίζεται ως γωνιώδης παραμόρφωση (σχήμα 1.3).

Έτσι οι τρεις βασικοί τύποι παραμόρφωσης είναι: Συμπίεση (θλίψη), Επιμήκυνση (ελκυσμός) και Διάτμηση.



Σχήμα 1. Δύναμη και παραμόρφωση. 1,2: Τυπική δύναμη, 3: Διατμητική δύναμη.

2. Τρόποι Φόρτισης

Τα μηχανικά χαρακτηριστικά των αντικειμένων εξαρτώνται και από τον τρόπο με τον οποίο εφαρμόζεται η μηχανική φόρτιση, που σχετίζεται με τα παρακάτω χαρακτηριστικά:

2.1. Άξονες

Η μηχανική φόρτιση μπορεί να είναι:

α. Μονο-αξονική (Uni-axial) (μόνο κατά ένα άξονα) και να προκαλεί:

1. Συμπίεση
2. Ελκυσμό
3. Στρέψη

β. Πολυ-αξονική (Multi-axial)

Τα μηχανικά χαρακτηριστικά των αντικειμένων, είναι διαφορετικά σε Πολυ-αξονική φόρτιση από ότι σε Μονο-αξονική.

2.2. Κύκλοι / μονάδα χρόνου

Η μηχανική φόρτιση μπορεί να εφαρμοστεί μία ή μερισσότερες φορές (κυκλική φόρτιση, φόρτιση καταπόνησης ή κόπωσης).

2.3. Ταχύτητα εφαρμογής της φόρτισης

Η ταχύτητα με την οποία εφαρμόζεται η μηχανική φόρτιση, σχετίζεται με την γλοιοελαστική συμπεριφορά (viscoelastic properties) του αντικειμένου.

2.4. Χρόνος

Το χρονικό διάστημα κατά το οποίο η δύναμη δρά πάνω στο αντικείμενο.

2.5. Τρόποι φόρτισης αντικειμένου

Οι βασικές μορφές απλής (μεμονωμένης) φόρτισης ενός αντικειμένου είναι η αξονική φόρτιση, η φόρτιση σε κάμψη και η στροφική φόρτιση (στρέψη) και αναλύονται στη συνέχεια. Η προκαλούμενη παραμόρφωση δεν είναι πάντα αμιγής, αλλά συχνά συνδυασμός αυτών.

Αξονική φόρτιση

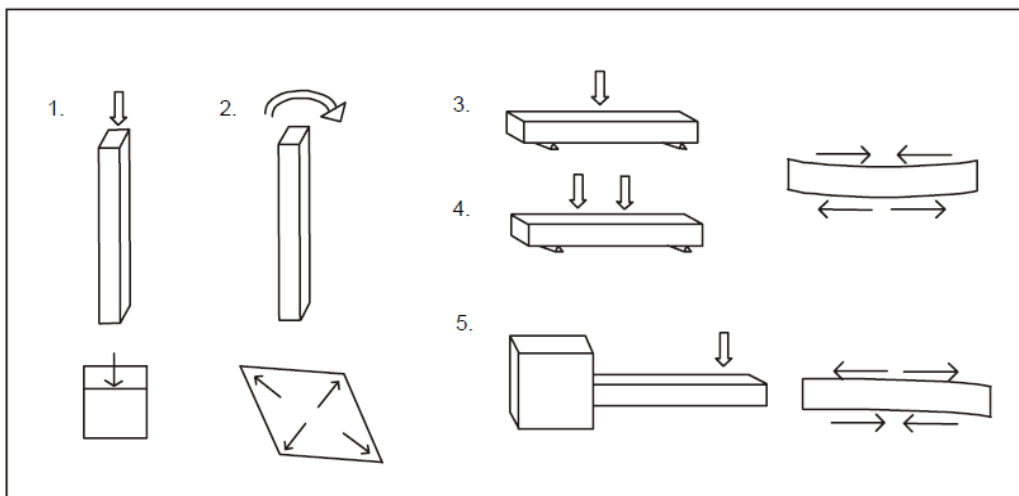
Όταν η φόρτιση ασκείται κατά μήκος του επιμήκους άξονος του αντικείμενου τότε πρόκειται για αξονική φόρτιση. Το αντικείμενο δρά σαν στήλη. Η αξονική φόρτιση προκαλεί αμιγώς συμπίεση (σύνθλιψη) (compression), (σχήμα 2).

Φόρτιση σε Κάμψη

Φόρτιση κάμψης ασκείται σε ένα αντικείμενο, που δρά σαν δοκός. Η κάμψη μπορεί να είναι '3 σημείων', '4 σημείων', ή 'τύπου δοκού' (σχήμα 2). Η κάμψη προκαλεί σύνθετη παραμόρφωση. Από τη μία πλευρά του μέσου άξονος προκαλείται συμπίεση και από την άλλη πλευρά ελκυσμός (σχήμα 2).

Στροφική φόρτιση (στρέψη)

Σε ένα αντικείμενο που δρά σαν άξονας (shaft) μπορεί να ασκηθεί στροφική φόρτιση (στρέψη). Η στρέψη επίσης έχει σαν αποτέλεσμα σύνθετη παραμόρφωση ελκυσμού, συμπίεσης και διάτμησης (Γαλανός 1981). Η μία διαγώνιος επιμηκύνεται (ελκυσμός), η άλλη βραχύνεται (θλίψη) και οι γωνίες μεταβάλλονται (διάτμηση) (σχήμα 2).



Σχήμα 2(A.1.2-2). Τρόποι φόρτισης αντικείμενου. 1: Αξονική φόρτιση (συμπίεση) και παραμόρφωση, 2: Στροφική φόρτιση και παραμόρφωση, 3,4,5: Φορτίσεις κάμψεως και οι προκύπτουσες παραμορφώσεις (3: Φόρτιση κάμψεως 3 σημείων, 4: Φόρτιση κάμψεως 4 σημείων, 5: Φόρτιση κάμψεως τύπου δοκού).

3. Μηχανικές ιδιότητες αντικειμένου

Οι μηχανικές ιδιότητες ενός αντικειμένου όπως η δυσκαμπτότητα, η αντοχή, κ.λ.π. εξαρτώνται από:

1. Τις ιδιότητες του υλικού κατασκευής (material properties).
2. Τις ιδιότητες της κατασκευής (structural properties), δηλαδή το σχήμα (την διάταξη του υλικού στην εγκάρσια διατομή) και το μήκος.
3. Τον τρόπο φόρτισης.

4. Μηχανικές ιδιότητες υλικών

Οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού κατασκευής ενός αντικειμένου εκφράζονται από την καμπύλη ελαστικότητας (σχήμα 3), είναι ανεξάρτητες από το σχήμα και επιτρέπουν τη σύγκριση μεταξύ διαφόρων υλικών. Τα χαρακτηριστικά αυτής της καμπύλης για ένα ομοιογενές υλικό είναι:

4.1. Απόλυτη ελαστικότητα (modulus of elasticity ή Young's modulus of elasticity)

Όταν εφαρμόζεται δεδομένη μηχανική φόρτιση σε ένα υλικό αναπτύσσεται εσωτερική τάση (Stress), που είναι το πηλίκο της δύναμης ανά μονάδα επιφανείας (N/cm^2) και προκαλείται παραμόρφωση (Strain). Ανάλογα με τον τρόπο εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης η παραμόρφωση μπορεί να είναι γραμμική, που είναι η αλλαγή του μήκους διά του αρχικού μήκους, ή γωνιώδης.

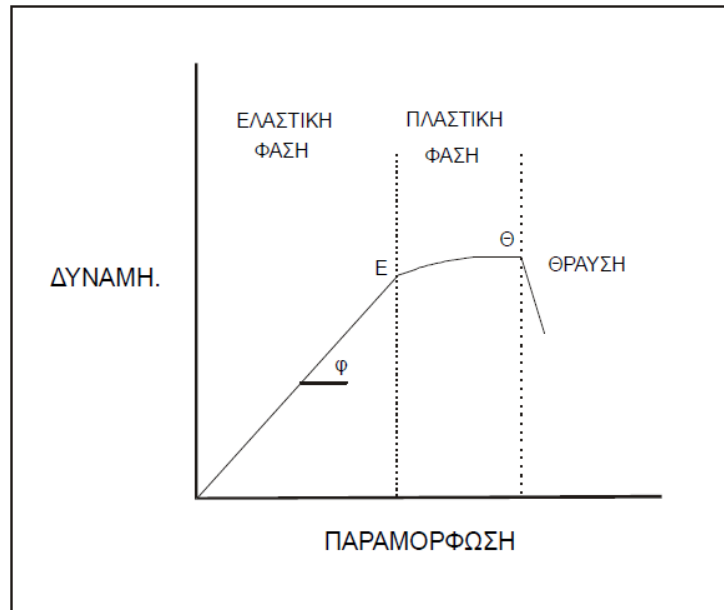
Το αρχικό (ευθύ τμήμα) της καμπύλης είναι η ελαστική φάση, κατά την οποία το υλικό επανέρχεται στο αρχικό του σχήμα, όταν σταματήσει να δρά η δύναμη. Η κλίση της καμπύλης (γωνία ϕ), αντιπροσωπεύει την απόλυτη ελαστικότητα (modulus of elasticity ή Young's modulus of elasticity).

4.2. Όριο Ελαστικής Παραμόρφωσης (Yield stress)

Για κάθε υλικό, υπάρχει μία δεδομένη φόρτιση (Yield stress, σημείο E), πέρα από την οποία επέρχεται Πλαστική (μόνιμη) παραμόρφωση.

4.3. Όριο θραύσης (Breaking stress)

Για κάθε υλικό, υπάρχει επίσης και μία φόρτιση θραύσεως (Breaking stress, σημείο Θ), όπου επέρχεται θραύση του υλικού. Η παράμετρος αυτή καθορίζει την αντοχή του υλικού (Strength). Το εμβαδόν, κάτω από τη καμπύλη αντιπροσωπεύει την Ενέργεια, που μπορεί να απορροφήσει το υλικό σε κάθε φάση αντίστοιχα. Η καμπύλη ελαστικότητας για τα υλικά με ομοιογενή σύσταση, έχει τους χαρακτήρες της καμπύλης του σχήματος 2. Είναι γραμμική στη φάση της ελαστικότητας, με διαφορετική κλίση ανάλογα με την δυσκαμπτότητα του υλικού. Σε υλικά με ανομοιογενή σύσταση η καμπύλη διαφοροποιείται αλλά τα βασικά της χαρακτηριστικά παραμένουν τα ίδια. Ένα υλικό χαρακτηρίζεται σαν Ισότροπο, όταν οι ελαστικές του ιδιότητες δεν εξαρτώνται από την κατεύθυνση της μηχανικής φόρτισης και χαρακτηρίζονται από μία τιμή απόλυτης ελαστικότητας (Young's Modulus), ενώ στα Ανισότροπα υλικά, οι ελαστικές ιδιότητες εξαρτώνται από την κατεύθυνση της μηχανικής φόρτισης.



Σχήμα 3(A.1.2-3). Καμπύλη φόρτιση και παραμόρφωσης. E: Σημείο υποχώρησης, Θ: Σημείο θραύσεως, φ: Δυσκαμπτότητα.

Βιβλιογραφία

1. Frankel VH, Burstein AH. Orthopaedic biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
2. Tencer AF, Johnson KD. Biomechanics in orthopaedic trauma. London, Martin Dunitz Ltd, 1994.
3. Mow VC, Flatow EL, Ateshian GA. Biomechanics. In: Orthopaedic basic science and biomechanics of the musculoskeletal system, AAOS 2000;134-180.

A.1.3. Μηχανικές ιδιότητες Οστών

1. Μηχανικές ιδιότητες οστών

Οι μηχανικές ιδιότητες των οστών εξαρτώνται από:

1. Τις ιδιότητες του υλικού κατασκευής (οστίτης ιστός).
2. Τις ιδιότητες της κατασκευής, δηλαδή το σχήμα (την διάταξη του υλικού στην εγκάρσια διατομή) και το μήκος.
3. Τον τρόπο φόρτισης.

Οι ιδιότητες των οστών σαν κατασκευή, σχετίζονται με το σχήμα (την διάταξη του υλικού στην εγκάρσια διατομή) και το μήκος, που δεν είναι ίδια σε όλα τα οστά. Η γεωμετρία και η αναλογία φλοιώδους-σπογγώδους οστού δεν είναι ίδια σε όλο το μήκος του ίδιου οστού, με αποτέλεσμα, το ίδιο οστό να έχει διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες κατά περιοχή. Έτσι τα οστά μεταξύ τους, αλλά και το ίδιο οστό κατά περιοχή, έχουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες ανάλογα με την λειτουργία που επιτελεί.

Πρέπει να σημειωθεί, ότι οι ιδιότητες του οστίτη ιστού και της κατασκευής (σχήμα και μήκος του οστού) δεν παραμένουν σταθερές, αλλά μεταβάλλονται. Συγκεκριμένα, τα οστά παρουσιάζουν:

1. Μεταβολές της οστικής πυκνότητας (ηλικία, δυσχρησία, συγκεκριμένες μεταβολικές παθήσεις, άσκηση, θεραπευτική αγωγή).
2. Μεταβολές της γεωμετρίας τους (ηλικία, άσκηση, κάταγμα-πώρωση, χειρουργικές επεμβάσεις).

Τα οστά έχουν μία μοναδική ιδιότητα, την Εμβιομηχανική Ομοιοστασία. Με τον όρο αυτό, περιγράφονται τα προσαρμοστικά φαινόμενα, που έχουν σαν σκοπό την αποκατάσταση ή τη διατήρηση της δομικής ακεραιότητας του σκελετού, παρά τις μεταβολές του μηχανικού περιβάλλοντος.

2. Μηχανικές ιδιότητες οστίτη ιστού

Το υλικό κατασκευής του οστού –ο οστίτης ιστός- δεν είναι ομοιογενές υλικό. Υπάρχουν πολλοί παράμετροι που έχουν σχέση με τη μικροκατασκευή του οστού – οστίτη ιστού και που σχετίζονται με τις μηχανικές ιδιότητές του:

1. Η οστική πυκνότητα.
2. Η ιστολογία (αριθμός, διάμετρος των οστεόνων που μπορεί να είναι διαφορετικός σε διαφορετικά οστά (Evans and Bang 1967, Evans and Vincentelli 1969)).
3. Η περιεκτικότητα σε ανόργανα στοιχεία σε σχέση με το συνολικό όγκο (ash density).
4. Ίνες του κολλαγόνου (σύνθεση, προσανατολισμός και σύνδεση ινών κολλαγόνου και μεταλλικών στοιχείων).

Όσον αφορά στο σπογγώδες οστόν, η αρχιτεκτονική του σχετίζεται και με τα χαρακτηριστικά των οστεοδοκίδων (πάχος, απόσταση μεταξύ τους, αριθμός, προσανατολισμός). Οι διαφορές που παρατηρούνται στα διαφορετικά σημεία του σκελετού, δεν μας επιτρέπουν να γενικεύουμε όσον αφορά στις μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού.

Οι μεταβολές στις μηχανικές ιδιότητες των οστών, που προκύπτουν από μεταβολές σε πολλούς από τους παραπάνω παράγοντες είναι δύσκολο να μετρηθούν. Υπάρχουν όμως παράγοντες που το αποτέλεσμα των μεταβολών τους έχει μελετηθεί με ακρίβεια, όπως για παράδειγμα:

1. Η σχέση ανόργανων/οργανικών στοιχείων. Η αύξηση των ανόργανων στοιχείων (ή ελάττωση των οργανικών) κάνει το οστόν πιο δύσκαμπτο και με μεγαλύτερη αντοχή (Currey 1969), ενώ υπερβολική αύξηση το κάνει περισσότερο εύθραυστο (brittle) (Currey 1979). Ελάττωση των ανόργανων στοιχείων του οστού, ελαττώνει τη αντοχή του οστού (Burststein et al 1975).
2. Την οστική πυκνότητα. Ελάττωση της οστικής πυκνότητας (όπως στην οστεοπώρωση) ελαττώνει την αντοχή του οστού (Carter and Hayes 1977).

2.1. Ελαστική Συμπεριφορά

Το οστό σαν υλικό (οστίτης ιστός) είναι ανομοιογενές και ανισότροπο υλικό. Το φλοιώδες οστό είναι γενικώς πιο δύσκαμπτο από το σπογγώδες και ειδικότερα σε φόρτιση, που προκαλεί γραμμική παραμόρφωση (συμπίεση) από εκείνη που προκαλεί στροφική παραμόρφωση. Η στροφική απόλυτη ελαστικότητα του είναι περίπου 5 φορές μικρότερη από την γραμμική.

Οι μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού είναι λιγότερο σταθερές, γιατί αυτές εξαρτώνται από την πυκνότητά του και την αρχιτεκτονική του, που με τη σειρά τους εξαρτώνται από την ανατομική θέση. Όσον αφορά στην ελαστική συμπεριφορά το σπογγώδες οστό παρουσιάζει μεγάλες διακυμάνσεις στην δυσκαμπτότητά του, αλλά γενικώς είναι πολύ λιγότερο δύσκαμπτο από το φλοιώδες.

2.2 Αντοχή

Το οστό είναι ανομοιογενές και ανισότροπο και η αντοχή του εξαρτάται και από τον τρόπο φόρτισης. Γενικά, τα οστά έχουν μεγαλύτερη αντοχή σε συμπίεση από ότι σε ελκυσμό γιατί είναι προσαρμοσμένα στο να φέρουν συχνότερα φορτία συμπίεσης παρά ελκυσμού, λόγω της λειτουργίας που επιτελούν και λόγω της βαρύτητας.

Η αντοχή του οστού επίσης εξαρτάται από την κατεύθυνση της φόρτισης. Όταν για παράδειγμα ένας σπόνδυλος φορτιστεί κατά μήκος των οστικών δοκίδων (κεφαλουραία-αξονική συμπίεση) έχει μεγαλύτερη αντοχή από ότι κάθετα προς αυτές (εμπρός-πίσω, ή έσω-έξω) (Galante et al 1970).

Το φλοιώδες οστό έχει γενικά μεγαλύτερη αντοχή από το σπογγώδες, και η αντοχή του είναι μεγαλύτερη σε συμπίεση από ότι σε ελκυσμό ενώ στο σπογγώδες οστό η αντοχή σχετίζεται με την πυκνότητά του, με πιο ανθεκτικό σε θραύση αυτό με μεγαλύτερη πυκνότητα.

Το σπογγώδες οστό, σε αντίθεση με το φλοιώδες, υφίσταται μεγάλου βαθμού πλαστική παραμόρφωση σε φόρτιση συμπίεσης πριν υποστεί τη θραύση με αποτέλεσμα την αδυναμία του να φέρει άλλο φορτίο. Έτσι έχει τη ικανότητα να παραμορφωθεί περισσότερο από το 50% σε συμπιεστική φόρτιση και ακόμη να υποβαστάζει φορτία. Σε φόρτιση ελκυσμού όμως, η πλαστική φάση είναι πολύ μικρή και το σπογγώδες οστό υφίστανται θραύση πολύ ωρίς μετά το σημείο πλαστικής παραμόρφωσης.

2.3. Απορρόφηση Ενέργειας

Κάθε υλικό απορροφά κάποια ποσότητα ενέργειας πριν υποστεί θραύση. Υλικά που απορροφούν μεγάλη ποσότητα ενέργειας χαρακτηρίζονται σαν σκληρά-ανθεκτικά (tough materials). Η ενέργεια που μπορεί να απορροφήσει ένα υλικό δεν έχει άμεση σχέση με τη δυσκαμπτότητα-ελαστικότητά του. Ένα υλικό πιο ελαστικό από ένα άλλο, μπορεί να απορροφά την ίδια ή και μεγαλύτερη ποσότητα ενέργειας πριν υποστεί θραύση.

2.4. Ευθραυστότητα

Ένα υλικό χαρακτηρίζεται σαν εύθραυστο (brittle), όταν μπορεί να υποστεί σχετικά μικρού βαθμού παραμόρφωση πριν υποστεί θραύση, ενώ όταν η παραμόρφωση είναι σχετικώς μεγάλη, τότε χαρακτηρίζεται σαν εύπλαστο (ductile). Το φλοιώδες οστό είναι πιο εύθραυστο και υφίστανται θραύση όταν η παραμόρφωση υπερβεί το 2% του μήκους του, ενώ το σπογγώδες οστό το 7% του μήκους του (Russell 1991).

3. Μηχανικές ιδιότητες οστού και τρόπος φόρτισης

3.1. Συχνότης εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης (καταπόνηση)

Η μηχανική φόρτιση μπορεί να εφαρμοστεί μία φορά ή περισσότερες φορές (κυκλική φόρτιση, φόρτιση καταπόνησης).

Η θραύση ενός αντικειμένου μπορεί να συμβεί μετά από εφ' άπαξ εφαρμογή μίας δύναμης-φόρτισης, ή μετά από εφαρμογή μίας μικρότερης δύναμης-φόρτισης πολλές φορές (κυκλική φόρτιση), οπότε και έχουμε την θραύση από καταπόνηση.

Τα οστά καταπονούνται συνεχώς, αλλά οι 'μικροθραύσεις' από καταπόνηση ('μικροκατάγματα') επιδιορθώνονται, λόγω της ιδιότητας της ανακατασκευής των οστών. Όταν η καταπόνηση υπερβεί τη δυνατότητα ανακατασκευής τότε το οστό υφίστανται κάταγμα από καταπόνηση. Συνήθως όμως τα οστά υφίστανται θραύση (κάταγμα) μετά από εφ' άπαξ εφαρμογή μίας δύναμης.

3.2. Γλοιοελαστική Συμπεριφορά (Viscoelastic Behaviour). Ταχύτητα εφαρμογής της φόρτισης. Σταδιακή-Έρπουσα παραμόρφωση (Creep behavior).

Το οστό έχει γλοιοελαστική συμπεριφορά, που εκφράζεται με το γεγονός ότι οι μηχανικές του ιδιότητες είναι ευαίσθητες και στην ταχύτητα με την οποία εφαρμόζεται η μηχανική φόρτιση και στο χρονικό διάστημα κατά το οποίο η δύναμη δρα πάνω σε αυτό.

α. Ταχύτητα εφαρμογής της φόρτισης (Strain rate sensitivity)

Όσο αυξάνει η ταχύτητα εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης, τόσο αυξάνει η τιμή του ορίου πλαστικής παραμόρφωσης και η αντοχή του φλοιώδους οστού, ενώ συγχρόνως αυξάνει και η ευθραυστότητα του. Σε τραυματισμούς υψηλής ταχύτητας, αυξάνει η ενέργεια που μπορεί να απορροφήσει το φλοιώδες οστό πριν υποστεί πλαστική παραμόρφωση και θραύση, ενώ γίνεται πιο εύθραυστο (ελαττώνεται δηλαδή η ικανότητά του να υποστεί μεγάλη παραμόρφωση πριν υποστεί θραύση).

Σε συνδεσμικές κακώσεις με μεγάλη ταχύτητα εφαρμογής της φόρτισης, έχουμε ρήξη του συνδέσμου, ενώ σε μικρή ταχύτητα έχουμε αποσπαστικό κάταγμα (Tencer and Johnson 1994).

β. Χρονικό διάστημα εφαρμογής της δύναμης

Όταν μία σταθερή μηχανική φόρτιση εφαρμόζεται για κάποιο χρονικό διάστημα στο οστόν, αυτό θα συνεχίζει να παραμορφώνεται παρά το γεγονός ότι η φόρτιση δεν αυξάνει. Το φαινόμενο αυτό λέγεται σταδιακή-έρπουσα παραμόρφωση (creep behavior). Έτσι, αν εφαρμοστεί μία συγκεκριμένη μηχανική φόρτιση για αρκετό χρονικό διάστημα το οστόν τελικώς, θα υποστεί θραύση, αν και η φόρτιση που εφαρμόστηκε είναι μικρότερη από τη φόρτιση παραμόρφωσης και θραύσης.

Η αντίσταση στη θραύση σε έρπουσα θραύση είναι μεγαλύτερη όταν αυτή προκαλείται από συμπιεστική φόρτιση από ότι σε φόρτιση ελκυσμού.

Βιβλιογραφία

1. Bostrom MPG, Boskey A, Koufman, Eithom TA. Form and function of bone. In: Orthopaedic basic science and biomechanics of the musculoskeletal system, pp 334-349, AAOS 2000.
2. Burstein AH, Zika IM, Heiple KG, Klein L. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone. J Bone Joint Surg 1975; 57A: 956-961.
3. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg 1977; 59A: 954-962.
4. Currey JD. Changes in the impact energy absorption of bone with age. J Biomech 1979; 12: 459-469.
5. Currey JD. The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone. J Biomech 1969; 2: 1-11.
6. Day SM, Ostrum RF, Chao EVS, Rubin CT, Aro HT, Einhorn TA. Bone injury, regeneration, and repair. In: Orthopaedic basic science and biomechanics of the musculoskeletal system, pp 375-377, AAOS 2000.

7. Evans FG, Bang S. Differences and relationships between the physical properties and the structure of human femoral, tibial, and fibular cortical bone. *Am J Anat* 1967; 120: 79-88.
8. Evans FG, Vincentelli R. Relation of collagen fiber orientation to some mechanical properties of human cortical bone. *J Biomech* 1969; 2: 63-71.
9. Frankel VH, Burstein AH. *Orthopaedic biomechanics*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
10. Galante J, Rostoker W, Ray RD. Physical properties of trabecular bone. *Calcif Tissue Res* 1970; 5: 236-246.
11. Russell TA. Biomechanical concepts of femoral intramedullary nailing. *International J Orthop Trauma* 1991; 1: 35-51.
12. Tencer AF, Johnson KD. *Biomechanics in orthopaedic trauma*. London, Martin Dunitz Ltd, 1994.

A.1.4. Βιολογική μηχανική. Μηχανισμοί πρόκλησης καταγμάτων

1. Εισαγωγή

Το κεφάλαιο αυτό αναφέρεται στο μηχανισμό πρόκλησης καταγμάτων σε σχέση με την μηχανική φόρτιση που εφαρμόζεται στα οστά (Γαλανός 1981, Johner and Wruhs 1983, Tencer and Johnson 1994, Thakur 1997, Day et al. 2000).

Οι πιο σημαντικές λειτουργίες του ανθρώπινου σκελετού είναι η στήριξη και η κίνηση. Τα οστά δέχονται συνεχώς μηχανικές φορτίσεις, από τη δράση εσωτερικών δυνάμεων, όπως είναι η δράση των μυών, ή εξωτερικών δυνάμεων όπως η βαρύτητα ή η πλήξη από κάποιο αντικείμενο. Όταν η φόρτιση είναι τέτοια, που η παραμόρφωση ξεπερνά το όριο ελαστικής παραμόρφωσης του οστού, τότε έχουμε τη δημιουργία κατάγματος. Κατά άλλους (Burstein et al 1975) μεσολαβεί και περίοδος πλαστικής παραμόρφωσης πριν την θραύση. Τα οστά γενικώς έχουν μεγαλύτερη αντοχή σε συμπίεση, μικρότερη σε ελκυσμό και ακόμη μικρότερη σε διάτμηση (Tencer and Johnson 1994).

2. Ένταση μηχανικής φόρτισης και κατάγματα

(α). Συνήθη κατάγματα: Τα οστά συνήθως υφίστανται θραύση (κάταγμα) μετά από την εφ' άπαξ εφαρμογή μίας δύναμης.

(β). Κατάγματα από καταπόνηση: Η αιτία πρόκλησής τους είναι η εφαρμογή μικρής έντασης μηχανικής φόρτισης πολλές φορές (η οποία εφαρμοζόμενη μία φορά δεν προκαλεί κάταγμα). Παρατηρούνται συνήθως σε αθλητές.

(γ). Παθολογικά κατάγματα: Τα παθολογικά κατάγματα προκαλούνται από εφαρμογή φόρτισης μικρότερης από αυτή που συνήθως απαιτείται για τη δημιουργία ενός κατάγματος, λόγω μείωσης της αντοχής του οστού από κάποια παθολογική αιτία όπως όγκος, οστεοπόρωση κ.λ.π..

3. Ποσότητα ενέργειας που τα προκαλεί

(α). Κατάγματα χαμηλής ενέργειας: Είναι συνήθως σταθερά, χωρίς παρεκτόπιση ή με μικρή παρεκτόπιση, όπως τα σπειροειδή κατάγματα σε αθλητικές κακώσεις.

(β). Κατάγματα υψηλής ενέργειας: Χαρακτηρίζονται από μεγαλύτερη συντριβή και παρεκτόπιση καθώς επίσης και μεγαλύτερου βαθμού. Παράδειγμα, τα συντριπτικά κατάγματα μετά από τροχαίο ατύχημα.

4. Τρόπος εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης

(α). Έμμεση κάκωση: Η μηχανική φόρτιση εφαρμόζεται μακριά από την περιοχή που προκαλείται το κάταγμα. Παράδειγμα τὰ σπειροειδή κατάγματα μετά από στροφική κάκωση.

(β). Άμεση κάκωση: Η δύναμη εφαρμόζεται στο σημείο που συμβαίνει το κάταγμα. Το κάταγμα είναι συνήθως συντριπτικό με σημαντικού βαθμού βλάβη των μαλακών μορίων είτε το κάταγμα είναι κλειστό είτε ανοικτό.

5. Τύπος μηχανικής φόρτισης και κατάγματα

5.1. Συμπίεση

Κατάγματα από συμπίεση (θλίψη), συμβαίνουν στους κνημιαίους κονδύλους (σχήμα 1), στους σπονδύλους (συμπιεστικά –εκκρηκτικά- κατάγματα) καθώς και στις αρθρικές επιφάνειες (κατάγματα κνημιαίων κονδύλων, ενδαρθρικά κατάγματα κάτω πέρατος κερκίδος και κνήμης –Pilon-).

5.2. Επιμήκυνση – Ελκυσμός (απόσπαση)

Τα αποσπαστικά κατάγματα είναι σαν αποτέλεσμα της δράσης μυών, που καταφύονται μέσω τένοντος στα οστά όπως το αποσπαστικό κάταγμα βάσεως 5^{ου} μεταταρσίου, το κάταγμα του μείζονος βραχιονίου ογκώματος, του μείζονος και ελλάσσονος τροχαντήρος κ.λ.π.. Αποσπαστικά κατάγματα επίσης συμβαίνουν στις περιοχές κατάφυσης των συνδέσμων όπως για παράδειγμα το αποσπαστικό κάταγμα της κνημιαίας άκανθας στην κατάφυση του προσθίου χιαστού (σχήμα 4.2).

5.3. Κάμψη

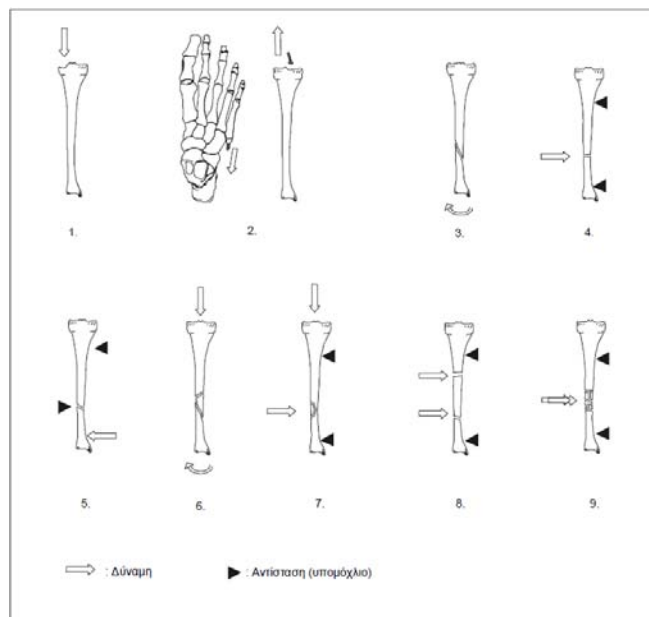
Φορτίσεις κάμψης είναι συνηθισμένος μηχανισμός πρόκλησης καταγμάτων στη διάφυση των μακρών οστών (σχήμα 1). Αφορά συνήθως φορτίσεις κάμψης “3 σημείων” ή “4 σημείων”. Το επίπεδο του κατάγματος είναι εγκάρσιο ή λοξό προς τον επιμήκη άξονα. Πρώτα επέρχεται θραύση στο φλοιό, που υπόκειται σε ελκυσμό.

5.4. Στροφή ή Στρέψη

Στροφικές φορτίσεις είναι επίσης συχνός μηχανισμός πρόκλησης καταγμάτων στα μακρά οστά (σχήμα 1). Το κάταγμα που προκύπτει είναι σπειροειδές.

5.5. Συνδυασμοί

Ορισμένοι τύποι καταγμάτων προκαλούνται από συνδυασμό φορτίσεων (σχήμα 1). Τα συντριπτικά κατάγματα είναι συνήθως αποτέλεσμα συνδυασμού φορτίσεων ή είναι τραυματισμοί υψηλής ενέργειας. Το οστό απορροφά μεγάλη ποσότητα ενέργειας, η οποία ‘εκτονώνεται’ με τη δημιουργία πολλών οστικών τεμαχίων (σχήμα 1).



Σχήμα 1(A.1.4-1). Τρόποι φόρτισης και κατάγματα. 1: Συμπίεση, 2: Ελκυσμός (Απόσπαση), 3: Στροφή, 4: Κάμψη, 5: Κάμψη, 6 και 7: Συνδυασμός, 8: Κάμψη, 8: Υψηλή ενέργεια.

Βιβλιογραφία

1. Day SM, Ostrum RF, Chao EVS, Rubin CT, Aro HT, Einhorn TA. Bone injury, regeneration, and repair. In: Orthopaedic basic science and biomechanics of the musculoskeletal system, pp 375-377, AAOS 2000.
2. Burstein AH, Zika IM, Heiple KG, Klein L. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic propertiew of bone. J Bone Joint Surg 1975; 57A: 956-961.
3. Frankel VH, Burstein AH. Orthopaedic biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
4. Johner R, Wruhs O. Classification of tibial fractures and correlation with results after internal fixation. Clin Ortop 1983; 178: 7-25.
5. Russell TA. General principles of fracture treatment. In Campbell's operative orthopaedics Vol 2, Ed Crenshaw AH, St Louis Missouri, Mosby Year Book, 1992.
6. Tenser AF, Johnson KD. Biomechanics in orthopaedic trauma. London, Martin Dunitz Ltd, 1994.
7. Thakur AJ. The elements of fracture fixation. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1997.
8. Γαλανός Π. Βιολογική μηχανική των καταγμάτων. Στα: Θέματα Ορθοεδικής και Τραυματολογίας, Γ. Χαρτοφυλακίδη-Γαροφαλίδη. Αθήνα, Εκδόσεις Παρισιάνου 1981.

A.1.5. Κατάγματα (Περιγραφή, Χαρακτηριστικά)

1. Εισαγωγή

Περιγραφή των καταγμάτων είναι η επεξήγηση των κλινικών και ακτινολογικών χαρακτηριστικών του κατάγματος με συγκεκριμένο και αναπαραγωγίμο τρόπο που επιτρέπει στους ασχολούμενους με την αντιμετώπισή τους να επικοινωνούν μεταξύ τους με σαφήνεια (Russell 1996).

Πολλά από τα χαρακτηριστικά των καταγμάτων, χρησιμεύουν ή χρησιμοποιούνται για τις διάφορες ταξινομήσεις και επίσης σχετίζονται με την πρόγνωση ή τον ενδεικνυόμενο τρόπο αντιμετώπιση.

2. Ανατομική εντόπιση

Το κάταγμα περιγράφεται αναφέροντας κατ' αρχήν το οστό που αφορά. Στη συνέχεια περιγράφεται η ανατομική εντόπιση (η περιοχή του οστού που καταλαμβάνει το κάταγμα), όπως για παράδειγμα (α) στα μακρά αυλοειδή οστά διακρίνουμε τα κατάγματα διάφυσης, μετάφυση, επίφυσης (ενδαρθρικά), (β) στους σπονδύλους διακρίνουμε τα κατάγματα του σώματος του σπονδύλου, του αυχένος ή των αποφύσεων, (γ) σε οστά που έχουν αυχένα διακρίνουμε του αυχένος (του μηριαίου, των μετακαρπίων) κλπ.

Μερικές φορές, κατάγματα της μίας περιοχής επεκτείνονται και στην παρακείμενη ή και πιο πέρα (κάταγμα της διάφυση με επέκταση στη μετάφυση, ή και στην επίφυση, και κάταγμα της επίφυσης με επέκταση και στη μετάφυση).

3. Κλινική εικόνα

Τα κατάγματα, ανάλογα με την ύπαρξη ή όχι τραύματος, ταξινομούνται σε:

(α). Ανοικτά κατάγματα: Είναι τα κατάγματα στα οποία υπάρχει βλάβη του δέρματος (και των μαλακών μορίων) που φέρει σε επικοινωνία την εστία του κατάγματος με το εξωτερικό περιβάλλον.

(β). Κλειστά κατάγματα: Στα κλειστά κατάγματα δεν υπάρχει επικοινωνία του κατάγματος με το εξωτερικό περιβάλλον.

Επίσης, ανάλογα με την ύπαρξη ή όχι βλάβης άλλων μορίων, ταξινομούνται σε:

(α). Απλό κάταγμα: Χωρίς βλάβη άλλων μορίων.

(β). Επιπλεγμένο κάταγμα: Με βλάβη και άλλων μορίων όπως δέρματος, αγγείων, νεύρων, μυών τενόντων.

Είναι προφανές ότι κάθε Ανοικτό κάταγμα είναι και Επιπλεγμένο, ενώ κάθε Επιπλεγμένο κάταγμα δεν είναι απαραίτητα και ανοικτό.

4. Ακτινολογική μορφολογία του κατάγματος

Η ακτινολογική μορφολογία του κατάγματος σχετίζεται και με τον μηχανισμό δημιουργίας του κατάγματος αλλά και με την πρόγνωση.

1.1 Μακρά αυλοειδή οστά

Κατάγματα διάφυσης.

- (α). Σπειροειδή κατάγματα. Προκαλούνται από έμμεση κάκωση, με στροφική μηχανική φόρτιση, είναι συνήθως χαμηλής ενέργειας και συχνά είναι σταθερά.
- (β). Εγκάρσια κατάγματα. Η γραμμή του κατάγματος είναι κάθετη προς τον επιμήκη άξονα του οστού. Προκαλούνται από άμεση κάκωση, με μηχανική φόρτιση κάμψεως 3 σημείων.
- (γ). Λοξό κάταγμα. Η γραμμή του κατάγματος. Προκαλούνται από κάμψη 3 σημείων ('άτυπη') και μπορεί να είναι αποτέλεσμα άμεσης ή έμμεσης κάκωσης.
- (δ). Συντριπτικό κάταγμα. Η βασική μορφή του κατάγματος είναι μία από τις παραπάνω (σπειροειδές, εγκάρσιο ή λοξό) αλλά εκτός από το κεντρικό και περιφερικό τμήμα συνυπάρχει και ένα ή περισσότερα ακόμη τεμάχια. Προκαλείται συνήθως από άμεση κάκωση, υψηλής ενέργειας, είναι συνήθως μετά από συνδυασμό μηχανικών φορτίσεων και χαρακτηρίζονται από σημαντικό βαθμό βλάβη των μαλακών μοριών. Τα κατάγματα αυτά είναι συνήθως ασταθή.

Κατάγματα επίφυσης

Είναι ενδοαρθρικά κατάγματα.

Κατάγματα μετάφυσης

Είναι εξωαρθρικά κατάγματα. Μπορεί να συνδιάζονται με κάταγμα διάφυσης (να αποτελούν επέκταση αυτού).

Συνδυασμός

Μερικές φορές, κατάγματα της μίας περιοχής επεκτείνονται και στην παρακείμενη ή και πιο πέρα (κάταγμα της διάφυσης με επέκταση στη μετάφυση, ή και στην επίφυση, και κάταγμα της επίφυσης με επέκταση και στη μετάφυση).

Άλλα χαρακτηριστικά των καταγμάτων

Συμπιεστικά κατάγματα. Προκαλούνται από αξονική φόρτιση και αφορούν σπογγώδη οστά (σπόνδυλοι, πτέρνα) ή σπογγώδεις περιοχές μακρών οστών (κνημιαίοι κόνδυλοι, κάτω πέρας καρκίδος).

Ενσφηνωμένα κατάγματα. Συμβαίνουν στους αυχένες του μηριαίου και βραχιόνιου

Ατελή κατάγματα. "Δίκηνη χλωρού ξύλου". Συμβαίνουν σε παιδιά.

Άλλα: Αυχένος Μηριαίου, Σκαφοειδούς του καρπού.

Κάταγμα-Εξάρθρωμα

Το κάταγμα είναι ενδοαρθρικό ή εξωαρθρικό και συνυπάρχει και εξάρθρωμα (κάταγμα άνω πέρατος βραχιονίου και πρόσθιο εξάρθρωμα του ώμου).

1.2 Σχέση μεταξύ των οστικών τεμαχίων

Τα οστικά τεμάχια είναι δυνατόν να έχουν παρεκτοπιστεί και έτσι να έχουμε παραμόρφωση στην κλινική εμφάνιση του μέλους ή στην ακτινολογική απεικόνιση του οστού. Τα οστικά τεμάχια παρεκτοπίζονται από τη δύναμη που προκαλεί το κάταγμα, από τη δράση των μυών, τη δράση της βαρύτητας αλλά και χειρισμούς κατά τη μεταφορά ή κατά την αρχική ακινητοποίηση του μέλους. Κατά την περιγραφή αναφέρεται η παρεκτόπιση του περιφερικού τμήματος σε σχέση με το κεντρικό:

(α). **Μετατόπιση**, κατά το μετωπιαίο ή οβελιαίο επίπεδο. Περιγράφεται η μετατόπιση του περιφερικού τμήματος σε % της διαμέτρου του κεντρικού. Κατά το μετωπιαίο επίπεδο η μετατόπιση είναι προς τα έξω ή έσω (ωλένια ή κερκιδικά όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο και στην άκρα χείρα). Κατά το οβελιαίο επίπεδο η μετατόπιση είναι πρόσθια (ραχιαία όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο, άκρα χείρα και άκρο πόδα), οπίσθια (παλαμιαία όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο και άκρα χείρα και πελματιαία όταν αναφερόμαστε στον άκρο πόδα).

(β). **Γωνίωση**. Περιγράφεται η γωνία (μετράται σε μοίρες), την οποία σχηματίζει ο άξονας του περιφερικού σε σχέση με τον άξονα του κεντρικού, κατά το μετωπιαίο (ραιβότητα ή βλαισότητα, ωλένια ή κερκιδικά όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο και στην άκρα χείρα) ή κατά το οβελιαίο επίπεδο (πρόσθια ή οπίσθια, ραχιαία όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο, άκρα χείρα και άκρο πόδα ή παλαμιαία όταν αναφερόμαστε στο αντιβράχιο και άκρα χείρα και πελματιαία όταν αναφερόμαστε στον άκρο πόδα).

(γ). **Στροφή** κατά τον επιμήκη άξονα. Περιγράφεται η στροφή του περιφερικού τμήματος σε σχέση με το κεντρικό, μετράται σε μοίρες και μπορεί να είναι έξω ή έσω στροφής.

(δ). **Το μήκος του οστού**. Περιγράφεται η βράχυνση κατά τον επιμήκη άξονα, η οποία μπορεί να οφείλεται σε συντριβή του οστού και συμπλησίαση του κυρίως κεντρικού με το κυρίως περιφερικό τμήμα (τα ενδιάμεσα οστικά τεμάχια έχουν μετατοπιστεί στα πλάγια, εμπρός ή πίσω) ή σε εφίπευση (μεγάλη μετατόπιση, πάνω από 100% της διαμέτρου του οστού, όπου το περιφερικό τμήμα επικαλύπτει μέρος του κεντρικού τμήματος). Μετά από θεραπευτική παρέμβαση μπορεί να παρατηρηθεί και επιμήκυνση (διάσταση του κατάγματος). Η μεταβολή του μήκους μετράται σε εκατοστά.

5. *Χαρακτηριστικά που σχετίζονται με την πρόγνωση-θεραπεία*

(α). Σταθερά: Είναι τα κατάγματα που παραμένουν σε αποδεκτή θέση με συντηρητική αντιμετώπιση (με ή χωρίς ανάταξη).

(β). Ασταθή: Είναι τα κατάγματα που ακόμη και αν αναταχθεί, δεν παραμένει σε αποδεκτή θέση με συντηρητική αντιμετώπιση.

Βιβλιογραφία

1. Harkess JW, Ramsey WC, Harkess JW. Principles of Fractures and Dislocations. In Rockwood and Green's Fractures in Adults. Fourth edition. Lippincott-Raven Publishers 1996.
2. Συμεωνίδης ΠΠ. Κατάγματα: γενικές γνώσεις. Ορθοπαιδική, 2^η έκδοση, University Studio Press, Θεσσαλονίκη 1996;43-45.

A.1.6. Πώρωση των Καταγμάτων

1. Εισαγωγή

Το πολύπλοκο βιολογικό φαινόμενο της αποκατάστασης της συνέχειας ενός οστού, που έχει υποστεί τραυματική ή χειρουργική λύση, ονομάζεται πώρωση. Αποτελεί την πλέον αξιόλογη επανορθωτική διεργασία του οργανισμού, με αποτέλεσμα την επάνοδο του τραυματισμένου οστού στην αρχική του μορφή, χωρίς το σχηματισμό ουλής (McKibbin 1978).

2. Τύποι πώρωσης καταγμάτων

Η κλασική ιστολογική διαίρεση της πωρώσεως είναι σε 2 τύπους, την πρωτογενή φλοιώδη πώρωση ή άμεση πώρωση (primary cortical healing, direct healing) και την δευτερογενή ή έμμεση πώρωση (Secondary healing, indirect healing).

2.1. Πρωτογενής φλοιώδης πώρος ή Άμεση πώρωση (primary cortical healing, direct healing)

Αποτελεί μια απ'ευθείας προσπάθεια του φλοιού να αυτοεπιδιορθωθεί όταν υπάρχει λύση της συνέχειας του. Παρατηρείται σε κατάγματα που μετά ακριβή ανάταξη και δύσκαμπτη οστεοσύνθεση ή σε ατελή σταθερά κατάγματα. Χαρακτηρίζεται από έλλειψη εξωτερικού πόρου. Διαιρείται σε πώρωση επαφής και πώρωση χάσματος (Mc Kibbin 1978). Ο τύπος αυτός της πωρώσεως στην πραγματικότητα αποτελεί οστική ανακατασκευή, ο ρυθμός πωρώσεως είναι εξαιρετικά αργός, εξαρτάται από την ενδομυελική αιμάτωση και δεν μπορεί να γεφυρώσει μεγάλα οστικά κενά.

2.2. Δευτερογενής πώρωση ή έμμεση πώρωση (Secondary healing, indirect healing)

Στον τύπο αυτό της πώρωσης συμμετέχουν το περίοστεο και τα μαλακά μόρια πέριξ του κατάγματος. Χαρακτηρίζεται από παραγωγή εξωτερικού πόρου. Η πλειονότητα των καταγμάτων πωρώνεται με έμμεση πώρωση. Παρατηρείται κατά την συντηρητική θεραπεία των καταγμάτων με γύψο, όπως επίσης κατά την χειρουργική θεραπεία των καταγμάτων με μη δύσκαμπτες οστεοσυνθέσεις (π.χ. ενδομυελική ήλωση) και μπορεί να γεφυρώσει οστικό κενό μεγέθους του μισού της διαμέτρου του οστού (Mc Kibbin 1978). Η ποσότητα του εξωτερικού πόρου που σχηματίζεται έχει σχέση με τον βαθμό της κινητικότητας της καταγματικής εστίας. Όσο μεγαλύτερη είναι η μηχανική σταθερότητα, τόσο μικρότερη είναι η ποσότητα του σχηματιζόμενου εξωτερικού πόρου (Mc Kibbin 1978). Απαιτεί επιστράτευση και οστεογενετική επαγωγή των «επαγωγίμων» οστεοπρογενητικών κυττάρων (inducible osteoprogenitor cells, IOPC) (Friedenstein 1973) των μαλακών μορίων και του περιοστέου και αγγειογένεση στην καταγματική εστία (Mc Kibbin 1978).

3. Συμμετοχή των ιστών στην πώρωση

Η πώρωση των καταγμάτων δεν αποτελεί μια μεμονωμένη διεργασία, αλλά ένα σύνολο διεργασιών, που αποτελούν αντιδράσεις στο κάταγμα τεσσάρων διαφορετικών ιστών του μυελού, του φλοιού, του περιοστέου και των μαλακών μορίων. Σε συνάρτηση με τον τύπο του κατάγματος, την εντόπιση του, τον τρόπο αντιμετώπισης του και την κινητικότητα της καταγματικής εστίας μπορεί να υπάρχει συμμετοχή στην πώρωση ενός ή περισσότερων από τους παραπάνω ιστούς ταυτόχρονα (Day και συν. 2000), (Σχήμα 1).

Εκτός της συμμετοχής του φλοιού, που περιγράφεται αναλυτικά στην πρωτογενή φλοιώδη πώρωση αναλύεται η συμμετοχή του περιosteού, των μαλακών μορίων πέριξ του κατάγματος και του μυελού των οστών, στην προέλευση του σχηματιζόμενου πόρου κατά την επανορθωτική φάση της δευτερογενούς πωρώσεως. Ο παραγόμενος, κατά την επανορθωτική φάση της πωρώσεως, πόρος, αποτελείται από τρία είδη, την πρωτογενή αντίδραση πόρου, τον επαγωγικό (μαλακό) πόρο και τον ενδομυελικό πόρο.

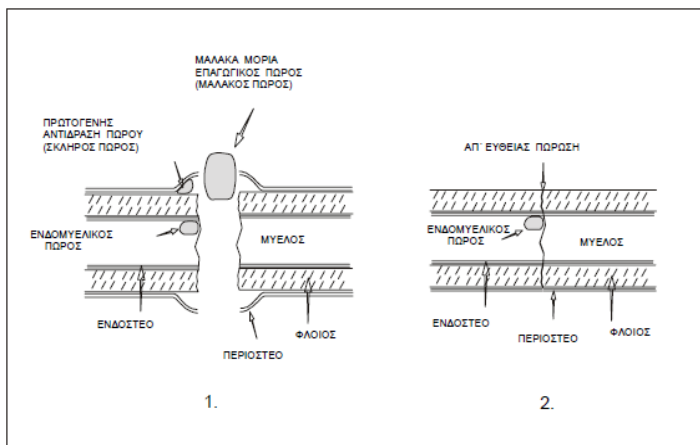
3.1. Πρωτογενής αντίδραση πόρου (primary callus response)

Παράγεται σκληρός υποπεριστικός πόρος (hard callus) από διαφοροποίηση των «καθορισμένων» οστεοπρογενητικών κυττάρων (committed osteoprogenitor cells) της έσω στιβάδος του περιosteού σε οστεοβλάστες. Αυτός ο πόρος είναι απ' ευθείας οστέινος, χωρίς παρεμβολή χονδρίνου φάσεως, παράγεται πρωϊμότερα στην διεργασία της πώρωσης με υμενογενή οστεοποίηση και εντοπίζεται πιο μακριά από την καταγματική εστία (Mc Kibbin 1978).

3.2. Εξωτερικός (επαγωγικός-μαλακός) πόρος (external bridging callus, inductive callus, soft callus). Είναι κυρίως ινοχονδρίνης συστάσεως, παράγεται με ενδοχονδρική οστεοποίηση, από διαφοροποίηση των επαγωγίμων οστεοπρογενητικών κυττάρων του περιosteού και των μαλακών μορίων σε χονδροβλάστες και εντοπίζεται κοντά στην καταγματική εστία (Mc Kibbin 1978). Ο μαλακός, πόρος, σταδιακά αντικαθίσταται με νεοπαραγόμενο ανώριμο οστό (immature, woven bone) με τους μηχανισμούς της ενδοχονδρικής οστεοποίησης, αυξάνοντας έτσι την ποσότητα του σκληρού πόρου. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται μέχρι να γεφυρωθεί η καταγματική εστία, αποκαθιστώντας έτσι την συνέχεια μεταξύ των καταγματικών άκρων.

3.3. Ενδομυελικός πόρος (medullary callus)

Ο σχηματισμός του εξαρτάται κυρίως από την ενδομυελική αιμάτωση, σε αντίθεση με τον εξωτερικό πόρο, που εξαρτάται από την περιστική (Mc Kibbin 1978) και ευοδώνεται από σταθερό μηχανικό περιβάλλον. Έτσι σε δύσκαμπτες οστεοσυνθέσεις με πλάκες οστεοσύνθεσης με οστικό χάσμα, συχνά αποτελεί τον ταχύτερα εμφανιζόμενο τύπο πώρωσης, χωρίς μάλιστα να μεσολαβήσει ενδιάμεσο στάδιο ινοχόνδρινου πόρου (Rhineland 1974). Στην δευτερογενή πώρωση, όπου η σταθερότητα στην καταγματική εστία εξασφαλίζεται αργότερα, στο στάδιο του μαλακού πόρου, ο ενδομυελικός πόρος εμφανίζεται καθυστερημένα στην διαδικασία της επανορθωτικής φάσης, εντοπιζόμενος στην μυελική κοιλότητα και αποτελείται από χόνδρο, του οποίου η ποσότητα είναι λιγότερη από του εξωτερικού (Mc Kibbin 1978).



Σχήμα 1 (Α.1.6.3)

Προέλευση του πόρου στους δύο τύπους πώρωσης.
 1: Δευτερογενής ή έμμεση πώρωση.
 2: Πρωτογενής φλοιώδης πώρωση.

Συμπερασματικά και άσχετα με το χρόνο εμφάνισής του ο ενδομυελικός πόρος συνεισφέρει στην πόρωση των καταγμάτων, ενδεχομένως με εξαίρεση την πρωτογενή φλοιώδη πόρωση επαφής.

4. Φάσεις δευτερογενούς πόρωσης. Πόρωση ασταθών καταγμάτων

Η πόρωση του κατάγματος αντιπροσωπεύει μια τοπική αντίδραση με σκοπό την αποκατάσταση της ικανότητας του οστού να φέρει μηχανικά φορτία, και επιτυγχάνεται μέσω μίας συνεχούς ακολουθίας χρονικά επικαλυπτόμενων, γενικευμένων συστηματικών και εξειδικευμένων κυτταρικών και μοριακών διεργασιών, που ονομάζονται φάσεις της πωρώσεως (Simmons 1985). Οι φάσεις αυτές, κλασικά διακρίνονται, στη φάση της άσηπτης φλεγμονής, της επανορθώσεως και της ανακατασκευής. Κάθε φάση έχει ιδιαίτερα χαρακτηριστικά από ιστολογικής, βιοχημικής και κλινικής πλευράς, λόγω της διαφορετικής λειτουργίας, που κάθε οστό επιτελεί. Οι παραπάνω φάσεις, αλλά και τα στάδια αυτών αλληλεπικαλύπτονται έτσι ώστε ο διαχωρισμός τους να είναι αδύνατος και γίνεται μόνο για διδακτικούς λόγους. Έτσι, επιγραμματικά, έχουμε τα παρακάτω στάδια τα οποία στη συνέχεια αναπτύσσονται με περισσότερες λεπτομέρειες:

1. Φλεγμονώδης φάση
 - Στάδιο δημιουργίας αιματώματος της καταγματικής εστίας
 - Στάδιο κυτταρικής διηθήσεως του αιματώματος από φλεγμονώδη κύτταρα
2. Επανορθωτική φάση
 - Πρωτογενής αντίδραση εξωτερικού πόρου
 - Στάδιο μαλακού πόρου (αγγειογέννεση και παραγωγή χόνδρινου πόρου)
 - Στάδιο επασβέστωσης του χόνδρινου πόρου
 - Στάδιο απορρόφησης χόνδρινου πόρου
 - Στάδιο σκληρού πόρου (παραγωγή ανώριμου οστέινου πόρου)
3. Φάση ανακατασκευής οστού

4.1. Φάση φλεγμονής

Η φλεγμονώδης φάση της πωρώσεως είναι περίπου η ίδια για κάθε κάταγμα, αρχίζει αμέσως μετά την κάκωση, είναι η μικρότερη σε διάρκεια από τις άλλες δύο φάσεις και διαρκεί από 24 έως 72 ώρες (Woo και συν. 1984). Τα κλινικά ευρήματα της φλεγμονώδους φάσεως είναι πόνος, οίδημα, ερύθημα, και αυξημένη τοπική θερμοκρασία. Το οίδημα ναρθηκοποιεί υδροστατικά το κάταγμα και γίνεται έτσι μία «ενδογενής» ακινητοποίηση του κατάγματος.

(α). Στάδιο δημιουργίας του αιματώματος της καταγματικής εστίας

Χαρακτηριστικά γεγονότα του σταδίου αυτού είναι η δημιουργία του αιματώματος από καταστροφή των αγγείων, η οστική νέκρωση των καταγματικών άκρων, ο οστεοκυτταρικός θάνατος και η απελευθέρωση μεσολαβητών φλεγμονής που προσελκύουν τα φλεγμονώδη κύτταρα και διευκολύνουν την μετανάστευση τους στην καταγματική εστία. Το στάδιο αυτό τελειώνει με την εμφάνιση των φλεγμονωδών κυττάρων περίπου 48 ώρες από του κατάγματος.

(β). Στάδιο κυτταρικής διηθήσεως του αιματώματος από φλεγμονώδη κύτταρα

Το στάδιο αυτό αρχίζει με την εμφάνιση των φλεγμονωδών κυττάρων (Μακροφάγα, πολυμορφοπύρρηνα λευκοκύτταρα, ιστιοκύτταρα σιτευτικά κύτταρα και οστεοκλάστες) τα οποία πραγματοποιούν την ενεργό φαγοκυττάρωση και λύση του νεκρωτικού οστού και μαλακών μορίων και τελειώνει με την εμφάνιση νεοπαραγομένου χόνδρου και οστού στην καταγματική εστία.

4.2. Φάση επανόρθωσης

Η φάση της επανορθώσεως αρχίζει 1–2 ημέρες από το κάταγμα, όταν τα φλεγμονώδη φαινόμενα σταδιακά αρχίζουν να υποχωρούν, και διαρκεί για εβδομάδες, αλληλεπικαλυπτόμενη από την φάση ανακατασκευής του πόρου. Στη διάρκεια αυτής της φάσης αντικαθίστανται τα κατεστραμμένα κύτταρα και η μεσοκυττάριος ουσία του σπασμένου οστού. Η ποσότητα και η σύνθεση και η ταχύτητα παραγωγής του πόρου κατά την επανορθωτική φάση, ποικίλλει και εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως η μηχανική σταθερότητα της καταγματικής εστίας, η έκταση της συνοδού βλάβης των μαλακών μοριών, το εάν το κάταγμα συμβαίνει σε σπογγώδες οστό (επιφύσεις, μεταφύσεις, σπονδυλικά σώματα), ή σε φλοιώδες οστό καθώς και από άλλους παράγοντες, που θα αναλυθούν παρακάτω.

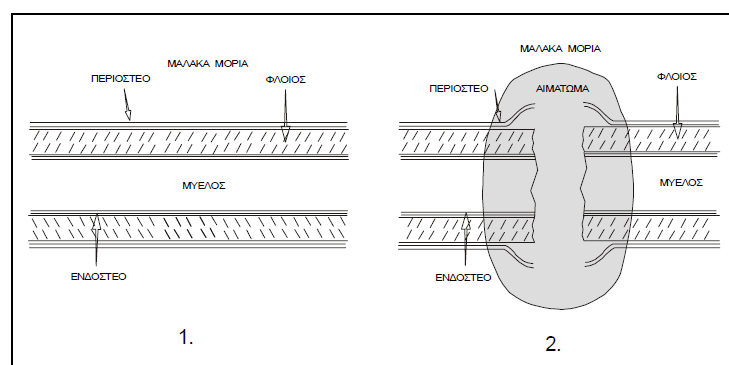
(α). Πρωτογενής αντίδραση του πόρου (primary callus response)

Συμβαίνει συνήθως μέσα στις 2 πρώτες εβδομάδες σε όλες τις περιπτώσεις καταγμάτων, είναι χρονικά αυτοπεριορισμένη, ανεξάρτητο από περιβαλλοντικά ερεθίσματα, και δεν οδηγεί από μόνη της στην πόρωση του κατάγματος (McKibbin 1978), αλλά περιορίζει σημαντικά την κινητικότητα της καταγματικής εστίας. 'Καθορισμένα' οστεοπρογεννητικά κύτταρα (determined osteoprogenitor cells, DOPC) (Friedenstein 1973) πολλαπλασιαζόμενα υπεργείουν την έσω στιβάδα του περιοστέου και παράγουν απ' ευθείας δυο περιχειρίδες οστέινου (σκληρού) πόρου υποπεριοστικά, με τον μηχανισμό της υμενογενούς οστεοποίησης, εκατέρωθεν, αλλά μακριά από την καταγματική εστία.

(β). Στάδιο μαλακού πόρου (αγγειογένεση και παραγωγή χόνδρινου πόρου)

Το στάδιο του μαλακού πόρου της επανορθωτικής φάσης αρχίζει με τον σχηματισμό χόνδρου και οστού στην εστία του κατάγματος και θεωρείται ολοκληρωμένο όταν παύει η κινητικότητα της καταγματικής εστίας, οπότε και το κάταγμα θεωρείται κλινικά πωρωμένο.

Η οργάνωση του αιματώματος αποτελεί την αρχή της επανορθωτικής φάσης της πόρωσης. Πειραματικές εργασίες (Grundes και Reikertas 1993) συνηγορούν στο ότι η απώλεια του αιματώματος της καταγματικής εστίας μπορεί να παρεμποδίσει ή να επιβραδύνει την πόρωση, όπως συμβαίνει στα επιπεπλεγμένα κατάγματα ή κατά την θεραπεία των καταγμάτων με ανοικτή ανάταξη. Η μεταβολή της αιμάτωσης σαν αντίδραση στο κάταγμα, αποτελεί ένα από τους κυριότερους παράγοντες, που επηρεάζουν την εξέλιξη της πωρώσεως. Η αγγειακή αντίδραση στο κάταγμα μεταβάλλεται με τον χρόνο, έτσι τις πρώτες ώρες με μερικές ημέρες από το κάταγμα υπάρχει ελάττωση της αιματικής ροής. Ακολουθεί αύξηση της αιμάτωσης, που φτάνει στο μέγιστο στις 2 εβδομάδες. Αυτή αφορά την εξωστική αιμάτωση όπου νεόπλαστα τριχοειδή αγγεία που προέρχονται από πολλαπλασιασμό ενδοθηλιακών κυττάρων των αγγείων των πέριξ του κατάγματος μαλακών μοριών, που έχουν παράλληλη πορεία μεταξύ τους και κατευθύνονται κάθετα στο κάταγμα (Hulth και Olerud 1964, Rhinelandier και συν. 1968, Sevitt 1981).



Σχήμα 2 (Α.1.6.4)
Δευτερογενής ή έμμεση πόρωση.
1: Ακέραιο οστό
2: Φλεγμονώδης φάση

Η κύρια λειτουργία της εξωστικής αιμάτωσης είναι η αιμάτωση του εξωτερικού πόρου και πιθανώς να συνεισφέρει στην επαναγγείωση του νεκρωμένου φλοιού, του οποίου η

ενδοαυλική αιμάτωση έχει προσβληθεί. Το φαινόμενο αυτό είναι παροδικό, και συμβαίνει στα αρχικά στάδια της πωρώσεως, ενώ αργότερα η επανασχηματιζόμενη ενδοαυλική αιμάτωση, αναλαμβάνει, αντικαθιστώντας την εξωστική (Rhinelanders και Burgary 1962, Rhinelanders και συν. 1968). Έτσι η αιματική ροή επανέρχεται σταδιακά στο φυσιολογικό περίπου 12 εβδομάδες μετά το κάταγμα.

(γ). Οστεογενετική επαγωγή (osteogenic induction), είναι η βιολογική διεργασία, που γίνεται επιστράτευση μη ειδικών μεσεγγυματικών κυττάρων μαλακών μορίων, σε εξωσκελετικές θέσεις, στα οποία υπό την επίδραση εμβίων και μη παραγόντων, κυρίως της μορφογενετικής πρωτεΐνης του οστού (bone morphogenetic protein – BMP), προσδίδεται η δυνατότητα της οστεογένεσης. Τα κύτταρα αυτά ονομάζονται επαγωγίμα οστεοπρογεννητικά κύτταρα (inducible osteoprogenitor cells, IOPC) (Friedenstein 1973, Owen 1980). Κατά την πώρωση παράγεται ανώριμο οστό, μέσω μηχανισμών ενδοχονδρικής και υμενογενούς οστεοποίησης. Η διεργασία αυτή απαιτεί πολλαπλασιασμό και διαφοροποίηση των αδιαφοροποίητων οστεοχονδροπρογεννητικών κυττάρων (undifferentiated osteochondral progenitor cells), σε ώριμους οστεοβλάστες και χονδροκύτταρα (McKibbin 1978, Bolander 1992, Yoo και Johnstone 1998), τα οποία οργανώνουν το αιμάτωμα της καταγματικής εστίας, σε ιστό, που εμφανίζει κυτταραβρίθεια, αγγειοβρίθεια και έντονη μεταβολική δραστηριότητα, και ονομάζεται πώρος του κατάγματος, αποτελούμενος κατά τόπους από δικτυωτή μορφή οστίτη ιστού, χονδρικό και ινώδη ιστό (Buckwalter και Cooper 1987).

Η εφαρμογή συμπιεστικών δυνάμεων στη καταγματική εστία, δρα ανασταλτικά στην παραγωγή ινώδους ιστού. Η διαλείπουσα εφαρμογή διατμητικών δυνάμεων στην καταγματική εστία δρα ευωδοτικά στην επασβέστωση του νεοσχηματιζόμενου ινώδη χόνδρου (Blenman και συν. 1989). Τοπικοί μεσολαβητές, που μπορούν να επηρεάσουν την λειτουργία των επανορθωτικών κυττάρων, είναι αυξητικοί παράγοντες, που παράγονται από τα κύτταρα αυτά και από τα αιμοπετάλια καθώς και η μερική πίεση του οξυγόνου.

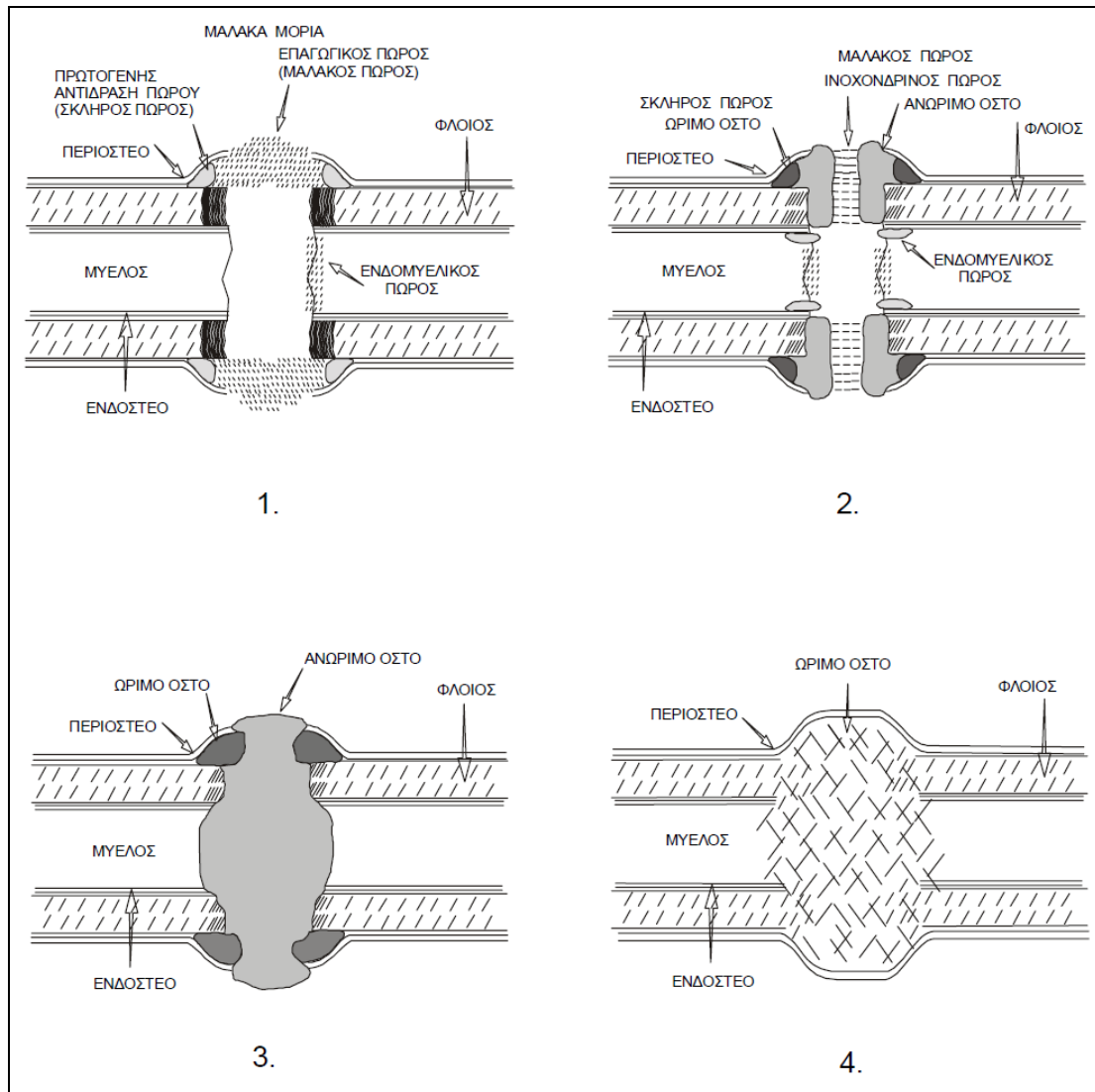
Η σχηματιζόμενη ποσότητα του χόνδρινου πώρου είναι άλλοτε άλλη, εξαρτώμενη από διάφορους παράγοντες, είναι μεγαλύτερη όταν υπάρχει μεγάλη κινητικότητα στην καταγματική εστία (Anderson 1965, Schenk και Willeneger 1967) και όταν η μερική πίεση του οξυγόνου είναι χαμηλή (Ham 1930, Girgis και Pritchard 1958, Basset και Herrmann 1961). Τα κύτταρα, που λαμβάνουν επαρκή ποσότητα οξυγόνου και δέχονται τα απαραίτητα μηχανικά ή ηλεκτρικά ερεθίσματα παράγουν οστό (Bassett 1962, Bassett και Becker 1962, Blenman και συν. 1989).

(δ). Η επασβέστωση του ινοχόνδρινου πώρου, με εναπόθεση ανόργανων αλάτων, προκύπτει από μία συγκεκριμένη αλληλουχία κυτταρικών δραστηριοτήτων, που δεν είναι απολύτως διευκρινισμένη. Τα κύτταρα συνθέτουν μεσοκυττάρια ουσία, που περιέχει υψηλή συγκέντρωση τύπου I κολλαγόνων ινών (Buckwalter και Cooper 1987), που εμφανίζουν κανονικώς διατεταγμένα, επάλληλα εγκάρσια χάσματα (hole zones) (Glimcher 1976) και κατόπιν δημιουργούν συνθήκες, που προάγουν την εναπόθεση συμπλεγμάτων κρυστάλλων υδροξυαπατίτου εντός των κολλαγόνων ινών. Η αύξηση της συγκεντρώσεως των ανόργανων αλάτων του πώρου, σχετίζεται στενά με την αύξηση της σκληρότητάς του (Aro και συν. 1989). Ο ασβεστοποιημένος χόνδρινος πώρος ακολούθως διεισδύεται από αιμοφόρα αγγεία, που συνοδεύονται από περικύτταρα από τα οποία προέρχονται οι οστεοβλάστες.

(ε). Στάδιο απορρόφησης χόνδρινου πώρου - Στάδιο σκληρού πώρου (ανώριμου οστέινου πώρου)

Κατά το στάδιο αυτό ο μαλακός κυρίως χόνδρινος συστάσεως πώρος, που έχει επασβεστωθεί απορροφάται από χονδροκλάστες και οστεοκλάστες μετατρέπόμενος με τους μηχανισμούς της ενδοχονδρικής οστεοποίησης σε σκληρό πώρο (ανώριμο οστέινο πώρο) αποτελούμενο από αδρή ινώδη ή δικτυωτή μορφή οστίτη ιστού (ανώριμο οστό, woven bone). Στο τέλος του σταδίου αυτού, η γεφύρωση της καταγματικής εστίας από ανώριμο οστέινο πώρο, έχει σαν

αποτέλεσμα την κλινική και ακτινολογική πώρωση του κατάγματος, με την καταγματική εστία να είναι ανώδυνη και τις ακτινογραφίες να δείχνουν οστό να γεμίζει την καταγματική εστία. Παρ' όλα αυτά η πώρωση του κατάγματος δεν είναι πλήρης, γιατί ο σχηματισθείς ανώριμος οστέινος πόρος είναι μηχανικά ασθενέστερος του φυσιολογικού οστού, και αποκτά την πλήρη αντοχή του κατά την τρίτη φάση της πωρώσεως, την φάση της ανακατασκευής (remodeling) του πόρου.



Σχήμα 3 (Α.1.6.1.4) Δευτερογενής ή έμμεση πώρωση. Επανορθωτική φάση. Τα διάφορα στάδια που επικαλύπτονται.

5. Φάση ανακατασκευής (re-modeling)

Η φάση ανακατασκευής του πόρου είναι μακροχρόνια και συνίσταται στην μετατροπή του ανώριμου οστέινου πόρου της επανορθωτικής φάσης σε ώριμο πεταλειώδη οστό. Διαρκεί από μερικούς μήνες έως μερικά χρόνια μετά την ολοκλήρωση της κλινικής πώρωσης του κατάγματος, όπως διαπιστώνεται με ραδιοϊσοτοπικές μελέτες, που δείχνουν αυξημένη δραστηριότητα στην καταγματική εστία για μεγάλο χρονικό διάστημα μετά την κλινική και ακτινολογική πώρωση του κατάγματος (Wendeberg 1961).

Ο πόρος που γεφυρώνει την καταγματική εστία, καθώς και το ίδιο το οστό ανακατασκευάζονται, με μια διεργασία συνεχούς οστικής απορρόφησης και οστικής παραγωγής, κατά την οποία, το ανώριμο οστό (αδρή ινώδης μορφή οστίτη ιστού) που αποτελεί τον πόρο σταδιακά αντικαθίσταται από πεταλειώδες (λεπτή ινώδης ή πεταλειώδη μορφή οστίτη ιστού). Η ανακατασκευή του πόρου γίνεται, με σκοπό την επανάκτηση από το οστό του φυσιολογικού σχήματος, λειτουργία, που γίνεται με απορρόφηση της περίσσειας του πόρου, αποκατάσταση της μυελικής κοιλότητας και της φυσιολογικής διαμέτρου του οστού, με αποτέλεσμα την σταδιακή αύξηση της μηχανικής σταθερότητας και αντοχής του.

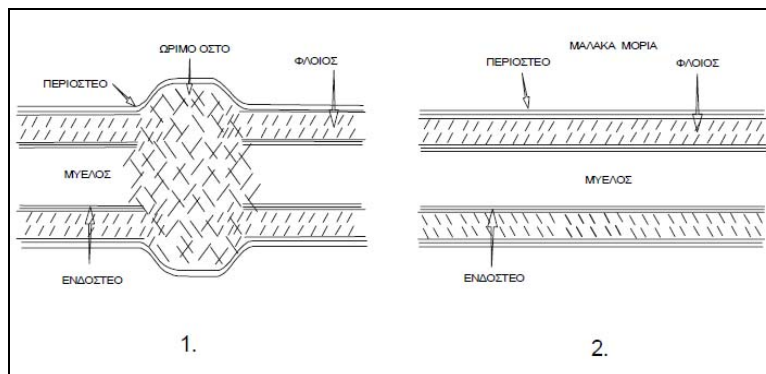
Η οστική ανακατασκευή (bone remodeling) αποτελεί θεμελιώδη βιολογική ιδιότητα των οστών των μεγάλων θηλαστικών, κατά την οποία ανανεώνονται και αυτοεπιδιορθώνονται συνεχώς, μέσω μίας διεργασίας διαρκούς οστικής απορρόφησης και οστικής παραγωγής, έχει αποτελέσει θέμα εκτεταμένων μελετών (Bourne 1971).

Οι μηχανισμοί που εμπλέκονται κατά την φάση ανακατασκευής του πόρου είναι οι ίδιοι που διέπουν το φαινόμενο της ανακατασκευής στον φυσιολογικό σκελετό. Η λειτουργία αυτή επιτελείται και ρυθμίζεται από τα κύτταρα του οστίτη ιστού, δηλαδή τους οστεοκλάστες και τους οστεοβλάστες, και τα αγγεία, που τα συνοδεύουν και το σημαντικό λειτουργικό αποτέλεσμα για τον ασθενή είναι η αύξηση της μηχανικής σταθερότητας του μέλους (White και συν. 1977).

Όταν το οστό που απορροφάται είναι σπογγώδες, η διεργασία επιτελείται στην επιφάνεια της οστεοδοκίδος και τα εμπλεκόμενα κύτταρα δεν απομακρύνονται από τα αιμοφόρα αγγεία (έρπουσα υποκατάσταση-creeping substitution), ο οστεοκλάστης απορροφά μόνο τις επιφανειακές οστεοδοκίδες, με αποτέλεσμα να δημιουργούνται επιφανειακές, αβαθείς κοιλότητες, τα βοθρία του Howship, ενώ αντίθετα στο φλοιώδες οστό, ο οστεοκλάστης απορροφά σε βάθος και δημιουργούνται επιμήκεις αύλακες οστικής απορρόφησης (cutting cones), οι οποίες γεμίζουν από τα αγγεία, που ακολουθούν και τα οποία φέρνουν τους οστεοβλάστες που εναποθέτουν νέους οστεόνες.

Ο Wolff τον 19^ο αιώνα (Wolff 1892) επεσήμαινε ότι το σχήμα που παίρνει ένα οστό καθορίζεται από τις φορτίσεις, που του ασκούνται, ώστε το σχήμα να ταιριάζει με την λειτουργία που επιτελεί. Ο μεσολαβητής αυτής της διεργασίας παρέμενε άγνωστος μέχρις ότου ανακαλύφθηκαν ηλεκτρικά δυναμικά στο οστό.

Οι Fukada και Yasuda (1957) διαπίστωσαν ότι η μηχανική παραμόρφωση του οστού προκαλούσε παραγωγή ηλεκτρικών δυναμικών. Η παραγωγή το δυναμικών αυτών θεωρήθηκε ότι οφείλεται σε πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, που συμβαίνει όταν ασκούνται μηχανικά φορτία στο κολλαγόνο και στους κρυστάλλους υδροξυαπατίτη του οστού (Bassett 1971, Bassett και Hermann 1961, Bassett και Becker 1962, Friedenberg και Brighton 1966, Friedenberg και συν. 1971, Sarmiento και συν. 1984).



Σχήμα 4 (A.1.6.1.5)
 Δευτερογενής ή έμμεση
 πόρωση. Φάση
 ανακατασκευής οστού.
 1: Πρωθθεν κατάγμα.
 2: Τελική ανακατασκευή
 οστού.

Ο Bassett (1962) απέδειξε ότι, όταν εφαρμοστούν στο οστό δυνάμεις διατμήσεως αναπτύσσονται θετικά ηλεκτρικά φορτία, ενώ αν εφαρμοστούν συμπιεστικές δυνάμεις, αναπτύσσονται αρνητικά φορτία. Η ανάπτυξη αρνητικών ηλεκτρικών φορτίων στο οστό προάγει την οστική παραγωγή, ενώ αντίθετα η ανάπτυξη θετικών προάγει την οστική απορρόφηση (Bassett και συν. 1964, Friedenberg και Brighton 1966). Η παρατήρηση αυτή (νόμος του Wolff) εκφράζει στην ουσία έναν αυτορυθμιζόμενο μηχανισμό, όπου η εφαρμογή μηχανικών φορτίσεων στο οστό τροποποιεί το ηλεκτρικό περιβάλλον των οστικών κυττάρων, με αποτέλεσμα αυτά να αλλάζουν την συμπεριφορά τους (Bassett και Becker 1962).

6. Πρωτογενής φλοιώδης πόρωση

Ο τύπος αυτός της πόρωσης, που χαρακτηρίζεται από: την έλλειψη εμφανούς πόρου, μπορεί να συμβεί σε φλοιώδες ή σπογγώδες οστό, αρκεί οι καταγματικές επιφάνειες να διατηρούνται σε σταθερή επαφή, που εξασφαλίζεται σταθερή συμπιεστική οστεοσύνθεση, ονομάζεται πρωτογενής φλοιώδης πόρωση ή άμεση πόρωση (primary cortical healing, direct healing). Όμως, ακόμη και στις πιο σταθερές συμπιεστικές οστεοσυνθέσεις, υπάρχει επαρκής μικροκίνηση στην καταγματική εστία που μπορεί δυνητικά να αναστείλει την άμεση πόρωση (Woo και συν. 1984).

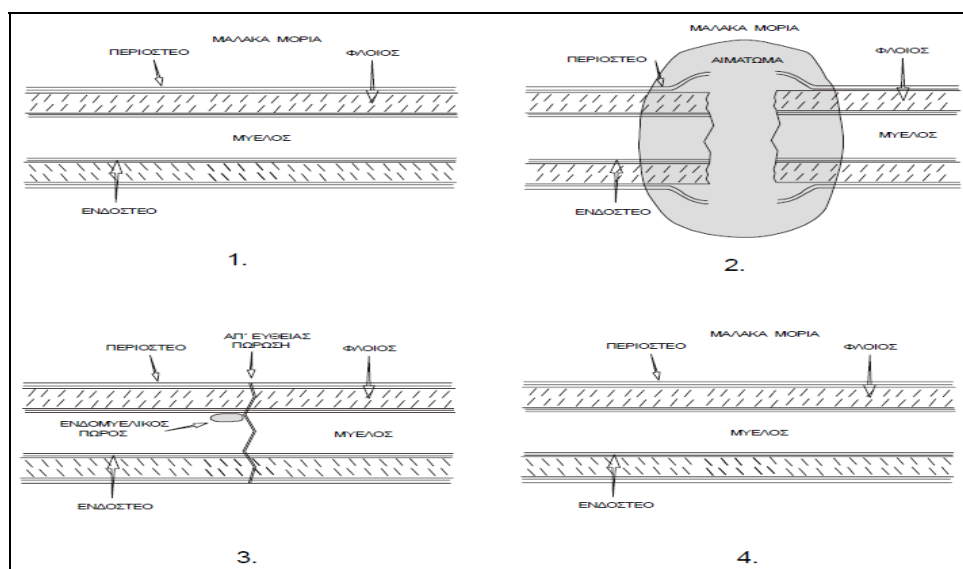
Ο Danis το 1949 παρατήρησε ακτινολογικά ένα διαφορετικό τύπο πόρωσης σε κατάγματα, που αντιμετωπίζονται με σταθερή εσωτερική οστεοσύνθεση. Οι Schenk και Willenegger (1967) εφαρμόζοντας σταθερή συμπιεστική οστεοσύνθεση σε κερκίδες σκύλων διαπίστωσαν ότι, τα νεκρωμένα καταγματικά άκρα δεν υφίστανται οστική απορρόφηση αλλά μετά την τέταρτη εβδομάδα, αυτά αυλακοποιούνται με τους μηχανισμούς της οστικής ανακατασκευής, και υπάρχει απ ευθείας σχηματισμός οστεόνων, που γεφυρώνουν τις καταγματικές επιφάνειες. Επιβεβαιώθηκαν έτσι ιστολογικά, οι ακτινολογικές παρατηρήσεις του Danis. Ο Perren (1979,1989) και οι Perren και συν. (1969, 1987) τόνισαν την σημασία της σταθερής συμπιεστικής οστεοσύνθεσης στην επίτευξη της πρωτογενούς ή άμεσης πόρωσης.

Οι Schenk και Willenegger (1967) περιέγραψαν δύο τύπους άμεσης πόρωσης, την πόρωση επαφής (contact healing, haversian remodeling) και την πόρωση χάσματος (gap healing). Κατά την πόρωση επαφής, υπάρχει πλήρης επαφή των καταγματικών άκρων, ώριμο, πεταλειώδες οστό (λεπτή ινώδης μορφή οστίτη ιστού) σχηματίζεται με απ ευθείας δίοδο νέων οστεόνων κατά μήκος της καταγματικής γραμμής, που διατάσσονται παράλληλα στον επιμήκη άξονα του οστού. Οστεοκλάστες δημιουργούν επιμήκεις αύλακες με οστική απορρόφηση κατά μήκος της καταγματικής γραμμής, ακολουθούν οστεοβλάστες, που παράγουν μεσοκυττάρια ουσία και αιμοφόρα αγγεία. Η νεοπαραγόμενη μεσοκυττάρια ουσία του οστίτη ιστού εγκλωβίζει τους οστεοβλάστες, που ονομάζονται οστεοκύτταρα και σχηματίζει οστέινα πετάλια (lamellas), που στο φλοιώδες οστό διατάσσονται ομόκεντρα γύρω από τα αγγεία δημιουργώντας ένα νέο σύστημα του Havers ή οστεώνα. Οι ίδιοι όμως ερευνητές εξετάζοντας κατάγματα μετά από συμπιεστική οστεοσύνθεση με πλάκες διαπίστωσαν ότι τα φλοιώδη καταγματικά άκρα δεν βρίσκονταν πάντα σε στενή επαφή, αφήνοντας χάσμα μεταξύ τους άλλοτε άλλου μεγέθους, και ότι ο μηχανισμός, η υφή, και ο ρυθμός σχηματισμού του νέου οστού εξαρτάται από το μέγεθος του χάσματος.

Κατά την πόρωση χάσματος, σε μικρά χάσματα της τάξεως των 150 με 200 μm ή μεγέθους περίπου της εξωτερικής διαμέτρου του οστεόνου, σχηματίζονται νέοι οστεόνες, που διατάσσονται κάθετα στον επιμήκη άξονα του οστού. Ακολουθεί η φάση ανακατασκευής των οστεόνων, με σκοπό αυτοί να διαταχθούν παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του οστού και να αποκατασταθεί η αγγείωση του κατά μήκος της καταγματικής εστίας. Σε χάσματα της τάξεως των 200 μm με 1mm στο οστικό κενό εισβάλουν τα νεοσχηματιζόμενα, αμέσως μετά το

κάταγμα, αγγεία. Μεσεγχυματικά κύτταρα διαφοροποιούνται σε οστεοβλάστες, που παράγουν μη επασβεστωμένη μεσοκυττάρια ουσία του οστίτη ιστού (οστεοειδές). Ακολουθεί απορρόφηση των καταγματικών άκρων και του σχηματισθέντος πώρου με την δράση των οστεοκλαστών, που δημιουργούν επιμήκεις αύλακες απορρόφησης εξασφαλίζοντας την διόδο νέων αγγείων, που συνοδεύονται από ενδοθηλιακά κύτταρα, περιαγγειακά μεσεγχυματικά κύτταρα, και οστεοπρογεννητικά κύτταρα. Η διαδικασία αυτή οδηγεί στην αντικατάσταση του πώρου τους νεοσχηματισμένους οστεόνες, που διατάσσονται παράλληλα με τον επιμήκη άξονα του οστού.

Στην περίπτωση που, ένα μεγάλο τμήμα φλοιώδους οστού είναι νεκρωμένο, είναι δυνατόν να συμβεί πάρωση χάσματος με απ, ευθείας σχηματισμό οστεόνων, με την διαφορά ότι συμβαίνει με αργότερο ρυθμό και η περιοχή του νεκρωμένου φλοιώδους οστού δεν υφίσταται ανακατασκευή για μεγάλο χρονικό διάστημα (olerud και danckwardt-lillioestroem 1971).



Σχήμα 5 (Α.1.6.1.5) Πρωτογενής φλοιώδης πάρωση. 1: Ακέραιο οστό. 2: Φλεγμονώδης φάση. 3: Επανορθωτική φάση. 4: Τελική ανακατασκευή οστού.

1. Συμπεράσματα

Η πρόοδος της μοριακής και κυτταρικής βιολογίας τα τελευταία χρόνια, οδήγησε σε κατανόηση μεγάλου μέρους των διεργασιών της πωρώσεως των καταγμάτων, που αναπαριστά μια πολύπλοκη διεργασία επιστρατεύσεως και διαφοροποιήσεως αδιαφοροποίητων, πολυδυνάμων μεσεγχυματικών μητρικών κυττάρων (προγεννητικά κύτταρα), που καθοδηγείται από μια πλειάδα αυξητικών παραγόντων και κυτοκινών.

Πολλά θέματα αναφορικά με τους παραπάνω μηχανισμούς απαιτούν περαιτέρω έρευνα, όπως η θέση και διαθεσιμότητα των υποδοχέων των αυξητικών παραγόντων στην καταγματική εστία, ο καθορισμός του ακριβούς ρόλου και της διάρκειας δράσεως των προγεννητικών κυττάρων, που έχουν αναγνωριστεί στο οστό, μυελό των οστών και στους μύς, ο ακριβής ρόλος της αγγειογενέσεως και των περικυττάρων, τα στάδια, που προηγούνται της παραγωγής των μορφογενετικών πρωτεϊνών του οστού από τα προγεννητικά κύτταρα.

Πολλοί παράγοντες, ορμονικοί, μηχανικοί, βιοφυσικοί (ηλεκτρικά ρεύματα, υπέρηχοι), βιολογικοί και γονιδιακοί επηρεάζουν την πώρωση των καταγμάτων και η βασική τους γνώση και η περαιτέρω έρευνα στους τομείς αυτούς, θα οδηγήσουν στο μέλλον σε καλύτερη αντιμετώπιση των καταγμάτων και των ψευδαρθρώσεων.

Βιβλιογραφία

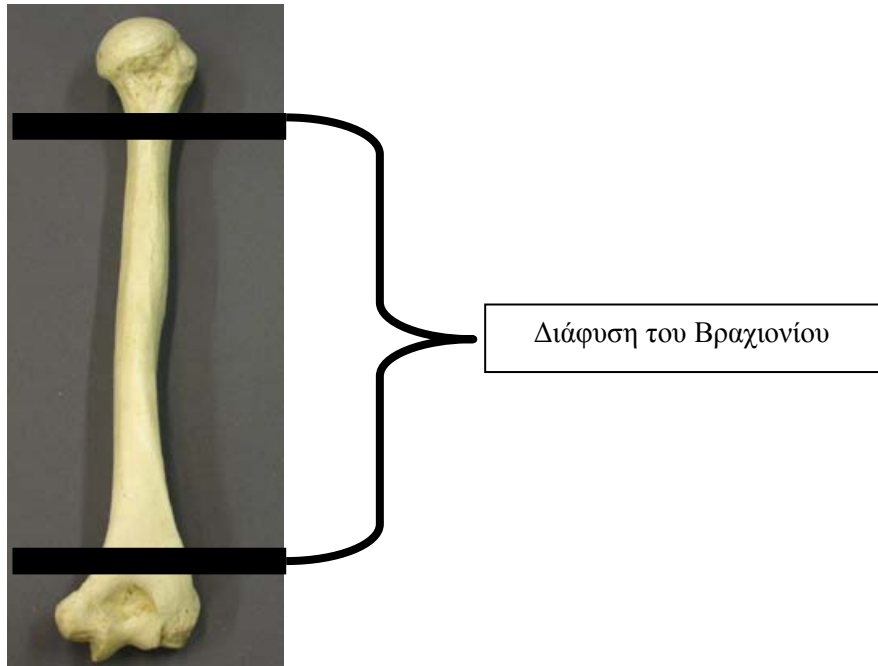
1. Anderson LD. Compression plate fixation and the effect of different types of internal fixation on fracture healing. *J Bone Joint Surg.* 1965; 47A:191 – 208.
2. Aro HT, Wippermann BW, Hodgson SF, Wahner HW, Le Wallen DG, Chao EYS. Prediction of properties of fracture callus by measurement of mineral density using micro – bone densitometry. *J Bone Joint Surg.* 1989; 71A:1020 – 1030.
3. Bassett CAL. Current concepts of bone formation. *J Bone Joint Surg.* 1962; 44A:1217 – 1244.
4. Bassett CAL. Biophysical principles affecting bone structure. In Bourne GH. (ed.): *The biochemistry and Physiology of bone.* 2nd ed. New York, Academic Press. 1971; vol. 3: 1 – 76.
5. Bassett CAL., Becker RO. Generation of electric potentials by bone in response to mechanical stress. *Science.* 1962; 137: 1063 - 1064.
6. Bassett CAL., Herrman I. Influence of oxygen concentration and mechanical factors on differentiation of connective tissue in vitro. *Nature.* 1961; 190: 460 – 461.
7. Bassett CAL., Pawluk RJ, Becker RO. Effect of electric currents on bone in vivo, *Nature* 1964; 204: 652 – 654.
8. Blenman PR, Carter DR, Bequpre GS. Role of mechanical loading in the progressive ossification of a fracture callus. *J. Orthop. Res.* 1989; 7: 398 – 407.
9. Bourne GH. *The Biochemistry and Physiology of Bone.* Second edition. Development and Growth. New York and London. Academic Press 1971.
10. Buckwalter JA, Cooper RR. Bone structure and function. *AAOS Instr. Course Lect.* 1987; 36: 27 – 48.
11. Day SM, Ostum RF, Chao EVS, Rubin CT, Aro HT, Einhorn TA. Bone injury, regeneration, and repair. In: *Orthopaedic basic science and biomechanics of the musculoskeletal system, AAOS 2000;* pp 372 – 398..
12. Friedenberg ZB, Brighton CT. Bioelectric potentials in bone. *J Bone Joint Surg.* 1966; 48A: 915 – 923.
13. Friedenberg ZB, Harlow MC, Brighton CT. Healing of nonunion of the medial malleolus by means of a direct current. A case Report. *J. Trauma* 1971; 11: 883 – 885.
14. Friedenstein AJ. Determined and inducible osteogenic precursor cells. In: Elliott K, and Fitzsimans DW. (eds.): *Hard tissue growth, repair and remineralization.* New York, Elsevier, 1973; p.169.
15. Fukada E, Yasuda I. On the piezoelectric effect of bone. *J. Physiol. Soc. Jpn.* 1957; 12: 1158.
16. Girgis FG, Pritchard JJ. Experimental production of cartilage during the repair of fractures of the skull vault in rats. *J Bone Joint Surg.* 1958; 40B: 274 – 281.
17. Glimmcher MJ. Composition, structure and organization of bone and other mineralized tissue and the mechanism of calcification. In Creep RO and Astwood EB. (eds.) *Handbook of Physiology, Section 7- Endocrinology.* Washington, D.C . American Physiological Society 1976; 7: 25 – 116.
18. Grundes O, Reikertas O. The role of the hematoma and periosteal sealing for fracture healing in rats. *Acta Orthop. Scand.* 1993; 64: 47 – 49.
19. Ham AW. A histological study of the early phase of bone repair. *J Bone Joint Surg.* 1930; 12: 825 – 844.

20. Hulth A., Olerud S. Early fracture callus in normal and cortisone treated rats. *Acta Orthop. Scand.* 1964; 34: 1.
21. McKibbin B. The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg.* 1978; 60B: 150 – 162.
22. Olerud S, Danckwardt-Lillioestroem G. Fracture healing in compression osteosynthesis: An experimental study in dogs with an avascular, diaphyseal, intermedial fragment. *Acta Orthop. Scand.* 1971; Suppl 137.
23. Owen ME, Friedenstein AJ. Stromal stem cells: Marrow derived osteogenic precursors. *Ciba Found Symp* 1988; 136: 42 – 60.
24. Perren SM. The biomechanics and Biology of internal fixation using platew and nails. *Orthopedics* 1989; 12: 21 – 34.
25. Perren SM, Cordey J, Gautier E. Rigid internal fixation using plates: terminology, principles and early problems. In Lang JM (ed.) : *Fracture Healing*, New York,Churchill Livingstone, 1987.
26. Perren SM, Russenberger M, Steinmann S, Mueller ME, Allgoewer M. A dynamic compression plate. *Acta Orthop.Scand.* 1969; 125 (Suppl): 29 – 41.
27. Perren SM, Huggler A, Russenberger M. Cortical bone healing. *Acta Orthop.Scand.* 1969; 125 (Suppl)
28. Rhinelander FW. Tibial blood supply in relation to healing. *Clin. Orthop.* 1974; 105: 34 – 81.
29. Rhinelander FW, Bargary RA. Microangiography in bone healing: I. Undisplaced closed fractures. *J Bone Joint Surg.* 1962; 44A: 1273 – 1298.
30. Rhinelander FW, Phillips RS, Steel WM, Beer JC. Microangiography and bone healing: II. Displaced closed fractures. *J Bone Joint Surg.* 1968; 50A: 643 – 662.
31. Sarmiento A, Latta LL, Tarr RR. Principles Of fracture healing. Part II. The effects of function in fracture healing and stability. In American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Instructional Course Lectures*, St. Louis. CV Mosby 1984.
32. Schenk R, Willenegger H. Morphological findings in primary fracture healing. *Symposia Biologica Hungarica* 1967; 8: 75 – 86.
33. Sevitt S. Bone repair and fracture healing in man. *Current problems in Orthopaedics*. London. Churchill Livingstone. 1981.
34. Simmons DJ. Fracture healing perspectives. *Clin. Orthop.* 1985; 200: 101 – 113.
35. Wendeborg B. Mineral metabolism of fractures of the tibia in man studied with external counting of Strondium 85. *Acta Orthop.Scand.* 1961; 52 (Suppl): 1 – 79.
36. White AA III, Panjabi MM, Southwick WO. The four biomechanical stages of fracture repair. *J Bone Joint Surg.* 1977; 59A: 188 – 192.
37. Wolff J. *Das gaetz der transformation. Transformation der knocken*. Berlin. Hirrschwald. 1892.
38. Woo SLY, Lothringer KS, Akeson WH. Rigid internal fixation plates: Historical perspectives and new concepts. *J. Orthop. Res.* 1984; 1: 431 – 449.
39. Yoo JU, Johnstone B. The role of osteochondral progenitor cells in fracture repair. *Clin Ortop* 1998; 355(Suppl): 73 – 81.

Α.2 ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ ΔΙΑΦΥΣΗΣ ΒΡΑΧΙΟΝΙΟΥ

A.2.1. Περιγραφή - Επιδημιολογία

Κατάγματα της διάφυσης του βραχιονίου οστού ορίζονται αυτά που συμβαίνουν στο τμήμα του βραχιονίου οστού που εκτείνεται από τον χειρουργικό αυχένα της βραχιονίου κεφαλής μέχρι μόλις εγγύτερα του ωλεκρανικού βοθρίου.



Τα κατάγματα της διάφυσης του βραχιονίου αποτελούν το 1-3% όλων των καταγμάτων του ανθρωπίνου σώματος και περίπου 20% των καταγμάτων που συμβαίνουν στο οστό. Μία πρόσφατη επιδημιολογική σουηδική μελέτη ανέδειξε ότι στην μεγάλη τους πλειοψηφία τα κατάγματα αυτά είναι κλειστά (>90%) και συμβαίνουν μετά από απλή πτώση (69%), ενώ η μέση ηλικία των ασθενών είναι 62.7 έτη. Με βάση την ταξινόμηση κατά AO/OTA (που παρατίθεται στο επόμενο κεφάλαιο) 61% των καταγμάτων είναι τύπου A, 29,6% τύπου B και 9.4% τύπου C. Τραυματισμός του κερκιδικού νεύρου συνέβη στο 8.5% των ασθενών, και στο μεγαλύτερο ποσοστό αφορούσε κατάγματα τύπων A και B, που συνέβησαν στο μέσο και περιφερικό τριτημόριο.

Βιβλιογραφία

1. Ward EF, Savoie FH, Hughes JL. Fractures of the diaphyseal humerus. In: Skeletal trauma: fractures, dislocation, ligamentous injuries. Vol. 2. Philadelphia: Saunders, 1998:1523-47.
2. Rose SH, Melton LJ 3rd, Morrey BF, Ilstrup DM, Riggs BL. Epidemiologic features of humeral fractures. Clin Orthop 1982;168:24-30.
3. R. Ekholm, J. Adami, J. Tidermark, K. Hansson, H. Törnkvist, S. Ponzer Fractures of the shaft of the humerus. An epidemiological study of 401 fractures. J Bone Joint Surg. 2006; 88B:1469-1473.

A.2.2. Ταξινόμηση

Οι διάφορες ταξινομήσεις των καταγμάτων έχουν σαν τελικό σκοπό την ‘καλύτερη’ αντιμετώπιση των καταγμάτων. Αυτό επιτυγχάνεται με:

1. Σύγκριση ίδιων ‘πραγμάτων’ (καλύτερη επικοινωνία μεταξύ των θεραπειών).
2. Μελέτη των αποτελεσμάτων μετά από συγκεκριμένη αντιμετώπιση των ίδιων τύπων κατάγματος.
3. Σύγκριση των αποτελεσμάτων μετά από διαφορετικούς τρόπους αντιμετώπισης του ίδιου τύπου κατάγματος.

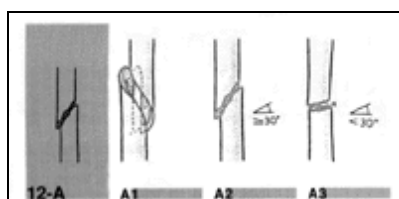
1. ‘Προσωπικότητα’ του κατάγματος

Ο Nicoll το 1964 περιέγραψε για τα κατάγματα της διάφυσης της κνήμης την ‘προσωπικότητα’ του κατάγματος και μπόρεσε να περιγράψει την φυσική ιστορία των καταγμάτων αυτών εντοπίζοντας τους πιο σημαντικούς παράγοντες. Η περιγραφή αυτή ταιριάζει απόλυτα και στα κατάγματα της διάφυσης του βραχιονίου, Έτσι στον ορισμό της ‘προσωπικότητας του κατάγματος’ πρέπει να περιλάβει κανείς όλα τα στοιχεία εκείνα που παίζουν ρόλο στη λήψη της απόφασης για τον τρόπο αντιμετώπισης ενός κατάγματος. Αυτά τα στοιχεία μπορεί να προέρχονται από περισσότερες της μίας ταξινομήσεις, ή και στοιχεία που δεν περιλαμβάνονται σε γνωστές ταξινομήσεις.

2. Ταξινόμηση κλειστών καταγμάτων κατά ΑΟ

Όσον αφορά στην ταξινόμηση των κλειστών καταγμάτων της διάφυσης του βραχιονίου φαίνεται ότι οι περισσότεροι σήμερα χρησιμοποιούν την ταξινόμηση κατά ΑΟ/ΟΤΑ (Müller και συν. 1990, Smith 2000, ΟΤΑ 1996):

Η υπο-ομάδα που αποικονίζεται στο σχήμα είναι υπογραμμισμένη.



A1 Simple fracture, spiral

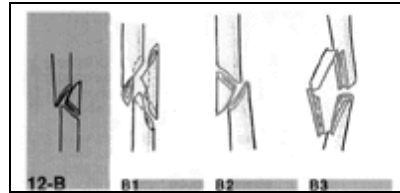
- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone

A2 Simple fracture, oblique(> or = 30°)

- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone

A3 Simple fracture, transverse (< 30°):

- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone



B1 Wedge fracture, spiral wedge

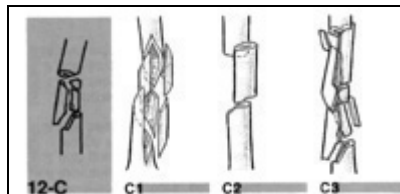
- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone

B2 Wedge fracture, bending wedge

- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone

B3 Wedge fracture, fragmented wedge

- .1 proximal zone
- .2 middle zone
- .3 distal zone



C1 Complex fracture, spiral

- .1 with two intermediate fragments
- .2 with three intermediate fragments
- .3 with more than three intermediate fragments

C2 Complex fracture, segmental

- .1 with one intermediate segmental fragment
- .2 with one intermediate segmental and additional wedge fragment(s)
- .3 with two intermediate segmental fragments

C3 Complex fracture, irregular

- .1 with two or three intermediate fragments
- .2 with limited shattering (< 4 cm)
- .3 with extensive shattering (> or = 4 cm)

Στην ταξινόμηση αυτή, η οποία είναι Αλφαβητική-Αριθμητική, υπάρχουν 3 κατηγορίες με βάση το βαθμό συντριβής και σε κάθε κατηγορία 3 υποκατηγορίες, με βάση τη γραμμή (την κύρια) του κατάγματος.

Η κατηγορία Α περιλαμβάνει τα απλά κατάγματα χωρίς συντριβή. Το κάταγμα Α1 είναι σπειροειδές, το κάταγμα Α2 είναι λοξό κάταγμα (γωνία κατάγματος μεγαλύτερη των 30 μοιρών) και το κάταγμα Α3 είναι εγκάρσιο κάταγμα (γωνία κατάγματος μικρότερη των 30 μοιρών).

Η κατηγορία Β περιλαμβάνει τα κατάγματα με συντριβή του ενός φλοιού. Το κάταγμα Β1 είναι σπειροειδές με συντριβή (μία 'πεταλούδα'), το κάταγμα Β2 είναι λοξό με συντριβή (μία 'πεταλούδα') και το Β3 είναι εγκάρσιο με συντριβή (περισσότερες 'πεταλούδες').

Στην κατηγορία C περιλαμβάνονται τα κατάγματα με συντριβή και των δύο φλοιών. Το κάταγμα C1 είναι σπειροειδές με μεγάλου βαθμού συντριβή (πολλές 'πεταλούδες'), το κάταγμα C2 είναι τμηματικό με ακέραιο το ενδιάμεσο τμήμα και το C3 είναι τμηματικό συντριπτικό με συντριβή του ενδιάμεσου τμήματος.

Η 'λογική' της ταξινόμησης αυτής είναι η εξής: Η σοβαρότητα του κατάγματος αυξάνει καθώς προχωρούμε σε κατηγορία από Α (χωρίς συντριβή) σε Β (συντριβή) και C (μεγάλου βαθμού συντριβή), καθώς επίσης και από την υποκατηγορία από 1 (σπειροειδή, έμμεση-στροφική κάκωση) σε 2 και 3 (εγκάρσια και λοξά, άμεση κάκωση).

Η υπόθεση ότι τα σπειροειδή κατάγματα συνοδεύονται από μικρότερου βαθμού κάκωση των μαλακών μορίων από ότι τα εγκάρσια και λοξά έχει αποδειχθεί πειραματικά (Opi και συν. 1989).

Από κλινικής πλευράς, οι Johner και Wruhs (1983) χρησιμοποιώντας ως μοντέλο τα κατάγματα της κνήμης και λαμβάνοντας υπ' όψιν, (1) το μηχανισμό τραυματισμού, (2) τη συντριβή, (3) τη βλάβη των μαλακών μορίων, και (4) την παρεκτόπιση του κατάγματος, σε κατάγματα που αντιμετωπίστηκαν με ανοικτή ανάταξη και οστεοσύνθεση με πλάκα και κοχλίες βρήκαν ότι ο τύπος (pattern) του κατάγματος ήταν ο πιο σημαντικός προγνωστικός παράγοντας. Τα κατάγματα από κάμψη (εγκάρσια-λοξά) παρουσίαζαν μεγαλύτερου βαθμού βλάβη των μαλακών μορίων και είχαν τη χειρότερη πρόγνωση.

2. Ταξινόμηση ανοικτών καταγμάτων κατά Gustillo-Anderson

Για τα ανοικτά κατάγματα η πλέον ευρέως χρησιμοποιούμενη ταξινόμηση είναι του Gustillo-Anderson (1976), παρά το γεγονός ότι η συμφωνία μεταξύ διαφόρων παρατηρητών, όσον αφορά στην κατάταξη των ιδίων συγκεκριμένων περιπτώσεων βρέθηκε να κυμαίνεται περί το 60%.

Σύμφωνα με αυτή την κατάταξη τα ανοικτά κατάγματα ταξινομούνται σε 3 τύπους (I, II, III) και στη συνέχεια οι Gustillo, Mendoza και Williams τον 1984 υποδιαίρεσαν τα κατάγματα του τύπου III σε Α, Β, και C, επειδή βρήκαν διαφορά μεταξύ των υποκατηγοριών αυτών όσον αφορά στη συχνότητα φλεγμονής, ψευδάρθρωσης και ακρωτηριασμού, γεγονός που επιβεβαιώθηκε και από άλλες μελέτες (Caudle και Stern 1987, Court-Brown και συν. 1990).

Έτσι η τελική ταξινόμηση διαμορφώθηκε όπως παρακάτω:

Τύπος I: Κάταγμα με μικρό, καθαρό τραύμα δέρματος (εκ των έσω) μέχρι 1 εκατοστό.

Τύπος II: Κάταγμα με τραύμα δέρματος μεγαλύτερο του ενός εκατοστού, χωρίς όμως εκτεταμένη βλάβη των μαλακών μορίων.

Τύπος III: Κάταγμα με εκτεταμένη βλάβη του δέρματος και των μαλακών μορίων.

III A: Με επαρκή κάλυψη από τα μαλακά μόρια.

III B: Με έλλειμμα δέρματος.

III C: Με αρτηριακή βλάβη.

Βιβλιογραφία

1. Caudle RJ, Stern PJ. Severe open fractures of the tibia. *J Bone Joint Surg (Am)* 1987; 69-A: 801-7.
2. Court-Brown CM, Wheelwright EE, Christie J, McQueen MM. External fixation for type III open tibial fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 1990; 72-B: 801-4.
3. Gustilo RB, Anderson JT. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1976; 58-A: 453-8.
4. Gustilo RB, Mendoza RM, Williams DN. Problems in the management of type III (severe) open fractures: a new classification of type III open fractures. *J Trauma* 1984; 24: 742-6.
5. Johner R, and Wruhs O. Classification of tibial shaft fractures and correlation with results after rigid internal fixation. *Clin Orthop* 1983; 178: 7-25.
6. Müller ME, et al. The comprehensive classification of fractures in long bones. Berlin: Springer-Verlag, 1990.
7. Nicoll EA. Fractures of the tibial shaft: a survey of 705 cases. *J Bone Joint Surg* 1964; 46-B: 373-7.
8. Orthopaedic Trauma Association Committee for Coding and Classification. Fracture and Dislocation Compendium. *J Orthop Trauma* 1996: Suppl 10.
9. Smith RM. The classification of fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 2000; 82-B:625-6.

A.2.3. Κλινική εικόνα - Αρχική αντιμετώπιση

1. Εισαγωγή

Τα κατάγματα της διάφυσης του βραχιονίου μπορεί να είναι μεμονωμένα, ή να συνυπάρχουν με άλλα κατάγματα (πολυκαταγματίας ασθενής) ή κακώσεις άλλων οργάνων (πολυτραυματίας ασθενής). Όταν πρόκειται για πολυτραυματία-καταγματία ασθενή η αρχική εκτίμηση (και η παραπέρα αντιμετώπιση) ακολουθεί τις αρχές του ATLS.

Σε αυτό το κεφάλαιο θα ασχοληθούμε με την κλινική εικόνα του ασθενούς με μεμονωμένο κάταγμα της διάφυσης του βραχιονίου.

2. Κλινική εικόνα

2.1. Συμπτώματα

Τα κύρια συμπτώματα του ασθενούς είναι ο πόνος και η αδυναμία κίνησης του μέλους. Σε περίπτωση συνυπάρχουσας αρτηριακής ή νευρικής βλάβης θα υπάρχουν και τα αντίστοιχα συμπτώματα (αίσθημα ψυχρότητας, αισθητικές διαταραχές, αδυναμία κίνησης των δακτύλων).

2.2. Επισκόπηση

Τραύμα δέρματος

Η ύπαρξη τραύματος του δέρματος υπεράνω ή κοντά στην εστία του κατάγματος σημαίνει ότι το κάταγμα μπορεί να είναι ανοικτό ή επιπλεγμένο.

Παραμόρφωση

Η παραμόρφωση μπορεί να είναι τοπική και να οφείλεται στο οίδημα και το αιμάτωμα που αναπτύσσεται γύρω από το κάταγμα, ή να αφορά όλο το άνω άκρο και να οφείλεται σε παρεκτόπιση του κατάγματος.

Χρώμα του δέρματος

Όχρωση ή κυάνωση περιφερικά του κατάγματος μπορεί να σημαίνουν επηρεασμό της αγγειακής κυκλοφορίας.

Αδυναμία κίνησης

Η αδυναμία κίνησης των δακτύλων (που δεν οφείλεται στον πόνο) υποδηλώνει βλάβη νεύρου.

2.3. Ψηλάφηση

Περιφερικές σφύξεις

Εξάλειψη των σφύξεων της κερκιδικής ή της ωλένιας αρτηρίας υποδηλώνει αρτηριακή βλάβη.

Αισθητικότητα

Διαταραχή της αισθητικότητας στην άκρα χείρα υποδηλώνει βλάβη νεύρου. Η κατανομή της διαταραχής ταυτοποιεί το τραυματισμένο νεύρο.

3. Συνυπάρχουσες βλάβες

3.1. Αγγειακές βλάβες

Στα κλειστά κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης δεν είναι συχνές. Παρατηρούνται κυρίως σε κατάγματα του κάτω τριτημορίου, όπου η βραχιόνιος αρτηρία μπορεί ή να πιεστεί ή να τρωθεί από οστικό τεμάχιο.

3.2. Βλάβη νεύρου

Από τα τρία κύρια νεύρα που διατρέχουν το βραχιόνιο το κερκιδικό είναι αυτό που τραυματίζεται συχνά λόγω της γειννιάσής του με το μέσο και κάτω τριτημόριο του οστού.

4. Ακτινολογικός έλεγχος

Ο συνήθης ακτινολογικός έλεγχος περιλαμβάνει την προσθιοπίσθια και λοξή προβολή ολοκλήρου του οστού του βραχιονίου, όπου οι αρθρώσεις του ώμου και του αγκώνα θα πρέπει να συμπεριλαμβάνονται. Αληθής πλαγία λήψη δεν είναι είναι εξέταση ρουτίνας λόγω παρεμβολής του θώρακα.

5. Αρχική αντιμετώπιση

5.1. Πολυτραυματίας ασθενής

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η αντιμετώπιση του ασθενούς ακολουθεί τις αρχές του ATLS.

5.2. Ανοικτά κατάγματα

Η αντιμετώπιση των ανοικτών καταγμάτων ακολουθεί συγκεκριμένο πρωτόκολλο επείγουσας χειρουργικής θεραπείας.

5.3. Κλειστά κατάγματα

Το άνω άκρο ακινητοποιείται προσωρινά με νάρθηκα σχήματος U και αφού ολοκληρωθεί ο ακτινολογικός έλεγχος αποφασίζεται ο οριστικός τρόπος αντιμετώπισης.

Βιβλιογραφία

1. ATLS (Advanced Trauma Life Support) for Doctors. Student Course Manual. American College of Surgeons Committee on Trauma, 1997.
2. ATLS (Advanced Trauma Life Support for Doctors). American College of Surgeons Committee on Trauma 1997, Ελληνική Έκδοση.
3. Apley AG, Solomon L. Fractured Humerus. In Apley's system of orthopaedics and fractures. Apley AG and Solomon L (eds). 7th ed., Butterworth-Heinemann, Oxford 1993;689-695.
4. Russell TA. Fractures of the Humerus. In Rockwood and Green's Fractures in Adults. Fourth edition. Lippincott-Raven Publishers 1996..

A.2.4. Οριστική αντιμετώπιση

A. Συντηρητική Θεραπεία

Τα περισσότερα κλειστά κατάγματα της διάφυσης του βραχιονίου μπορούν να αντιμετωπιστούν με επιτυχία με κλειστές μεθόδους, με ποσοστό πώρωσης άνω του 90 %. Πολλές κλειστές τεχνικές έχουν περιγραφεί, όπως αυτή του κρεμάμενου γύψου, του επιδέσμου Velpeau, του νάρθηκα σε σχήμα “U” και η λειτουργική νάρθηκοποίηση. Όλες αυτές οι τεχνικές έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία, αλλά η πλέον δημοφιλής αντιμετώπιση είναι αυτή που αρχίζει με «κρεμάμενο» γύψο ή γύψινο νάρθηκα σχήματος «U» για 1-3 εβδομάδες και κατόπιν εφαρμόζεται λειτουργική νάρθηκοποίηση. Αν χρησιμοποιηθεί «κρεμάμενος «γύψος» θα πρέπει να παρακολουθείται πολύ στενά για να προληφθεί διάσταση στην εστία του κατάγματος και δημιουργία προϋποθέσεων μη πώρωσης. Σε επιλεγμένες περιπτώσεις η λειτουργική νάρθηκοποίηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί εξ αρχής για την συντηρητική αντιμετώπιση καταγμάτων της διάφυσης του βραχιονίου. Ο τρόπος αυτός της συντηρητικής θεραπείας περιγράφηκε από τον Sarmiento και συν το 1977. Ο νάρθηκας συνίσταται από δύο σκληρά πλαστικά κελύφη που περιβάλλουν το βραχιόνιο και το νάρθηκοποιούν με την χρήση ταινιών “velcro”. Το κάταγμα ανατάσσεται με την συμπίεση που εξασκεί ο πλαστικός νάρθηκας στα μαλακά μέρη που το περιβάλλουν. Η συμπίεση διατηρείται σταθερή παρά την υποχώρηση του οιδήματος με το συχνό σφίξιμο των ταινιών velcro. Με την χρήση της λειτουργικής νάρθηκοποίησης ο ασθενής πρέπει να ενθαρρύνεται να χρησιμοποιεί τις αρθρώσεις του άνω άκρου μόλις ο πόνος και η δυσανεξία του το επιτρέψουν. Η λειτουργική νάρθηκοποίηση δεν πρέπει να χρησιμοποιείται όταν υπάρχει σημαντική βλάβη των μαλακών μορίων ή απώλεια οστικής μάζας, όταν δεν μπορεί να επιτευχθεί ικανοποιητική ανάταξη του κατάγματος ή ο ασθενής είναι μη συνεργάσιμος.

Αποδεκτή θέση ανάταξης του κατάγματος της βραχιονίου διάφυσης θεωρείται όταν υπάρχει το πολύ 3 εκ βράχυνσης, 30° ραιβή ή βλαισή παραμόρφωση και 20° πρόσθια ή οπίσθια γωνίωση.

Βιβλιογραφία

1. Zuckerman JD, Koval KJ. Fractures of the shaft of the humerus. In: Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, et al, eds. Rockwood and Greens' Fractures in Adults. 4 ed. Philadelphia, Pa: Lippincott-Raven; 1996:1025-53
2. Crenshaw AH. Shaft of humerus. In: Canale ST, ed. Campbell's Operative Orthopaedics. 9th ed. St Louis, Mo: Mosby; 1998:2296-309
3. Sarmiento A, Kinman PB, Galvin EG, et al. Functional bracing of fractures of the shaft of the humerus. J Bone Joint Surg Am. Jul 1977;59(5):596-601

B. Χειρουργική Θεραπεία

Οι κοινά παραδεκτές ενδείξεις για την χειρουργική αντιμετώπιση των κατάγματων της διάφυσης του βραχιονίου περιλαμβάνουν την μη ικανοποιητική θέση ανάταξης του κατάγματος μετά από 2-3 εβδομάδες προσπάθειας συντηρητικής θεραπείας (σύμφωνα με τα κριτήρια που αναπτύχθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο), ο πολυκαταγματίας ή πολυτραυματίας ασθενής, αμφοτερόπλευρα κατάγματα βραχιονίων, σημαντική συνοδός νευροαγγειακή βλάβη, παχυσαρκία, ανοικτά, παθολογικά ή πολυπολικά κατάγματα και οι ψευδαρθρώσεις.

1. Εσωτερική οστεοσύνθεση με πλάκα-βίδες

Ανοικτή ανάταξη και συμπιεστική οστεοσύνθεση με πλάκα-βίδες συνήθως έχει ως αποτέλεσμα την ανατομική αποκατάσταση της βλάβης. Τα ποσοστά των μη πορώσεων και αποτυχίας υλικού που απαιτούν επανεγχείρηση κυμαίνονται από 0 έως 7 % . Το εύρος κίνησης των αρθρώσεων του αγκώνα και ώμου συνήθως επανακτάται πλήρως μετά την εσωτερική οστεοσύνθεση. Σε περιπτώσεις που δεν επιτυγχάνεται πλήρης ανάκτηση του εύρους κίνησης των παρακείμενων αρθρώσεων αυτό συνήθως οφείλεται σε νευρολογική βλάβη. Η πλέον συνηθισμένες επιπλοκές μετά από εσωτερική οστεοσύνθεση είναι ο ιατρογενής τραυματισμός του κερκιδικού νεύρου (0-5 %), με τις περισσότερες περιπτώσεις να είναι νευραπραξίες που δεν απαιτούν περαιτέρω παρέμβαση και φλεγμονή (0-6 %).

Η διάφυση του βραχιονίου προσεγγίζεται είτε με οπίσθια προσπέλαση (για τα κατάγματα μεσότητος και κάτω τριτημορίου) ή με προσθιοπλάγια προσπέλαση (για κατάγματα του μέσου και άνω τριτημορίου)

Η οστεοσύνθεση θα πρέπει να γίνεται με ευρεία πλάκα 4.5χιλιοστών. Μεμονωμένες βίδες συμπίεσης (lag screws) θα πρέπει να χρησιμοποιούνται όπου είναι εφικτό και 4-5 βίδες θα πρέπει να εισάγονται εκατέρωθεν του κατάγματος. Η χρήση αυτόλογου οστικού μοσχεύματος θα πρέπει να αποφασίζεται κατά περίπτωση, ανάλογα με την «προσωπικότητα» του κατάγματος και τον χρόνο που έχει παρέλθει από τον τραυματισμό.

Βιβλιογραφία

1. Foster RJ, Dixon GL Jr, Bach AW, et al. Internal fixation of fractures and non-unions of the humeral shaft. Indications and results in a multi-center study. J Bone Joint Surg Am. Jul 1985;67(6):857-64
2. Zuckerman JD, Koval KJ. Fractures of the shaft of the humerus. In: Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, et al, eds. Rockwood and Greens' Fractures in Adults. 4th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott-Raven; 1996:1025-53
3. Crenshaw AH. Shaft of humerus. In: Canale ST, ed. Campbell's Operative Orthopaedics. 9th ed. St Louis, Mo: Mosby; 1998:2296-309.

2. Εξωτερική οστεοσύνθεση

Η χρήση της εξωτερικής οστεοσύνθεσης είναι περιορισμένη στα διαφυσιακά κατάγματα του βραχιονίου στα ανοικτά κατάγματα τύπου II ή III κατά Gustilo και Anderson. Τα κατάγματα τύπου I θα πρέπει να αντιμετωπίζονται όπως και τα κλειστά. Τα τραύματα θα πρέπει να υφίστανται συχνό χειρουργικό καθαρισμό μέχρις επουλώσεως και τα ανοικτά κατάγματα έχουν μεγαλύτερη ανάγκη από αυτόλογα μοσχεύματα. Επιπρόσθετα, τα ανοικτά κατάγματα του βραχιονίου σχετίζονται με υψηλό ποσοστό επιπλοκών

Βιβλιογραφία

1. Gustilo RB, Anderson JT. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1976; 58-A: 453-8.
2. Ward EF, Savoie FH, Hughes JL. Fractures of the diaphyseal humerus. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, et al, eds. *Skeletal Trauma: Fractures, Dislocations, Ligamentous Injuries*. 2nd ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders; 1998:1523-47.
3. Mostafavi HR, Tornetta P 3rd. Open fractures of the humerus treated with external fixation. *Clin Orthop Relat Res*. Apr 1997;(337):187-97.

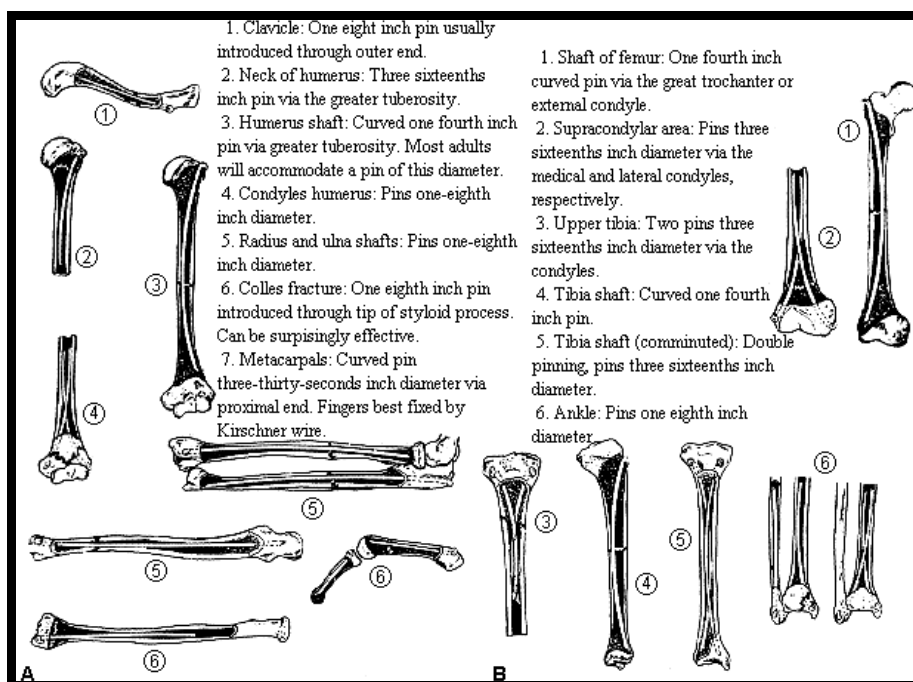
3. Ενδομυελική Ήλωση – Ιστορική αναδρομή

3.1 Ιστορική Αναδρομή της Ενδομυελικής Ήλωσης σε Μηριαίο και Κνήμη

Ενδομυελική οστεοσύνθεση είναι η εσωτερική οστεοσύνθεση καταγμάτων των μακρών οστών, όπου η σταθεροποίηση του κατάγματος επιτυγχάνεται με την εισαγωγή υλικών οστεοσύνθεσης στον αυλό των οστών.

Προσπάθειες ενδομυελικής οστεοσύνθεσης καταγμάτων του μηριαίου είχαν γίνει από τον 18ο αιώνα από τους Nicolaysen, και Stimson(1883) όπως αναφέρεται από τον Chandler (1996). Ο Hey-Groves πιθανόν είναι ο πρώτος που εφήρμοσε την ενδομυελική οστεοσύνθεση στις αρχές του 20^{ου} αιώνα, (αναφέρεται ότι τοποθέτησε μεταλλικά υλικά ενδομυελικά σε κάταγμα μηριαίου από πυροβόλο όλο κατά την διάρκεια του πρώτου παγκοσμίου πολέμου) (Chandler 1996, Hey-Groves 1918). Φαίνεται όμως ότι η κατώτερη ποιότητα των υλικών που είχε στη διάθεσή του δεν βοήθησε στο να έχει την αναμενόμενη επιτυχία (Christie και συν. 1988).

Από τα μέσα της δεκαετίας του 1930 οι αδελφοί Rush χρησιμοποιώντας τις ομώνυμες ράβδους που ήταν λεπτές, εύκαμπτες και συμπαγείς, εφάρμοσαν συστηματικά την ενδομυελική οστεοσύνθεση σε κατάγματα μακρών οστών (Rush και Rush 1949) (εικόνα 1).



Εικόνα 1. Ενδομυελική οστεοσύνθεση με ράβδους Rush

(Από: Chandler RW. Principles of Internal Fixation. In Rockwood and Green's, Fractures in adults. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD (ed.). 4th ed., Lippincott-Raven Publishers, 1996. Προερχόμενο από: Rush, L.V.: Atlas of Rush Pin Techniques, vol. 243. Meridian, Berivon Company, 1976)

Το όνομα του G. Küntscher έχει συνδεθεί με την σύγχρονη ενδομυελική ήλωση. Η επί σειρά ετών βασική και κλινική του έρευνα πάνω στην ενδομυελική χειρουργική και

ενδομυελική οστεοσύνθεση θεωρείται ο προπομπός της σημερινής ενδομυελικής ήλωσης (Chandler 1996).

Το 1940 ο Küntscher παρουσιάζει τα αποτελέσματά του από την πρώτη επιτυχημένη εφαρμογή της ενδομυελικής ήλωσης σε κατάγματα διάφυσης μηριαίου (Küntscher 1940), καθιερώνοντας την τεχνική της μεθόδου και τον ομώνυμο ήλο (Küntscher 1958, 1967).

Από το 1940 και μέχρι την δεκαετία του '60 η ήλωση Küntscher εφαρμόζεται ανοικτά, μετά από γλυφανισμό του αυλού.

Την δεκαετία του '60 με την πρόοδο της τεχνολογίας και τη βοήθεια του ακτινοσκοπικού μηχανήματος γίνεται πραγματικότητα η κλειστή μετά από γλυφανισμό ενδομυελική ήλωση, παραμένει όμως το πρόβλημα του περιορισμού των ενδείξεων όσον αφορά τον τύπο και την εντόπιση του κατάγματος.

Η κλασική ήλωση Küntscher έχει περιορισμένες ενδείξεις όσον αφορά τον τύπο και την εντόπιση των καταγμάτων της διάφυσης του μηριαίου, επειδή στερείται σταθερότητας όσον αφορά την αξονική φόρτιση (βράχυνση) και την στροφική παραμόρφωση. Έτσι η εφαρμογή του περιορίζεται μόνο σε κατάγματα της μεσότητας του μηριαίου που είναι εγκάρσια ή ελαφρώς λοξά, χωρίς συντριβή ή με συντριβή μέχρι 50% της διαμέτρου της διάφυσης (Klemm και Börner 1986).

Προσπάθειες για την κατασκευή ενός ήλου μεγαλύτερης σταθερότητας οδήγησαν σε πολλές προτάσεις και εφαρμογές (Maatz, Herzog, LaSoeur, Fiskin, Mondy και Bambura), (Frederick και Seligson 1990).

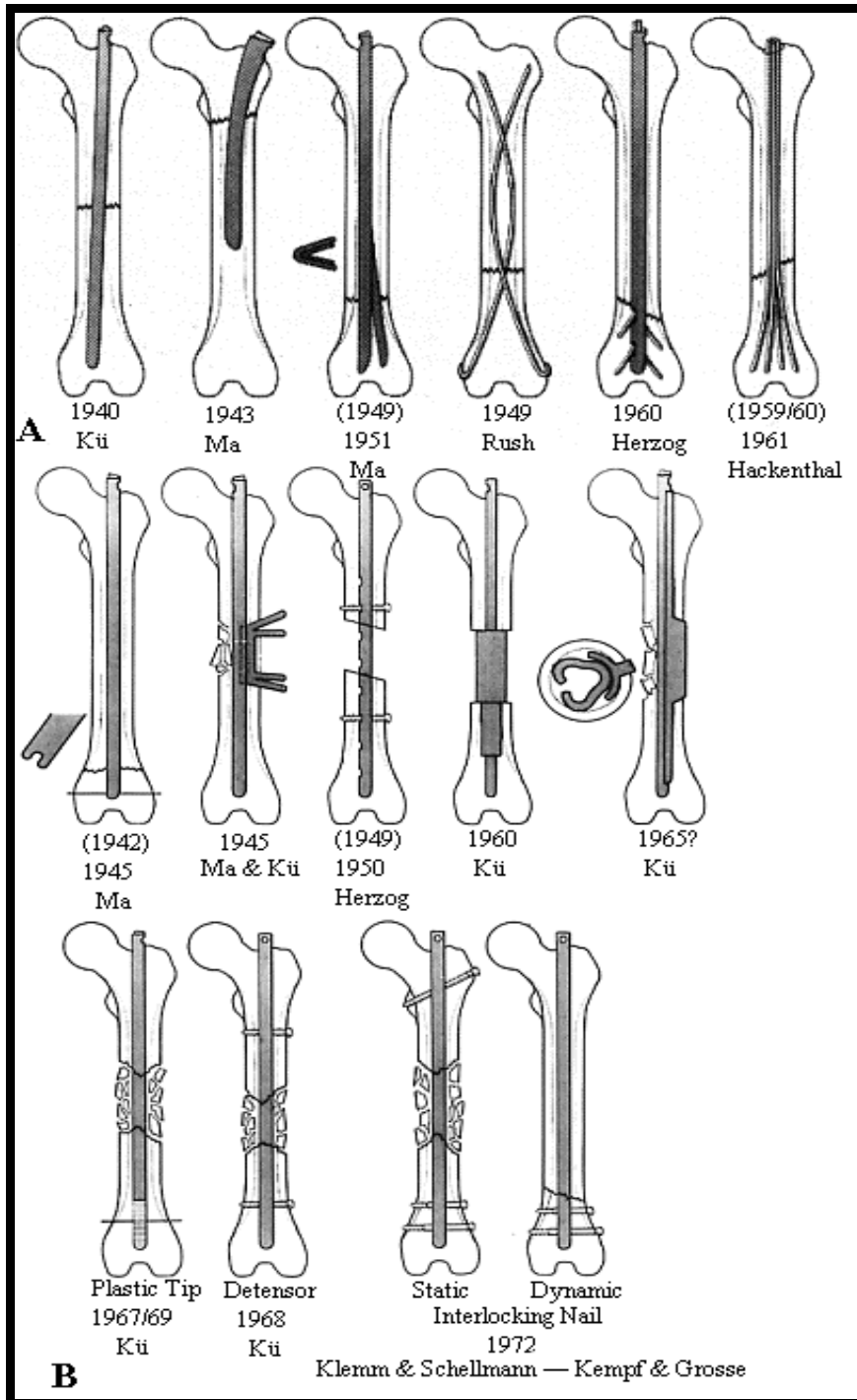
Ο Küntscher όμως πρωτοπόρος και πάλι πρότεινε ένα νέο τύπο ήλου, τον ήλο Detensor (Küntscher 1968), που έγινε πραγματικότητα από τους Klemm και Schellman το 1972 (Klemm and Schellman 1972) και πού παράλληλα με άλλους ήλους (Colchero 1975, Huckstep 1972), θεωρούνται οι πρόδρομοι των σημερινών κλειδούμενων ήλων.

Έτσι την δεκαετία του '70 με την εισαγωγή των ασφαλιζόμενων ήλων πρώτης γενεάς (Klemm and Schellman το 1972, Grosse and Kempf το 1978, Huckstep το 1979) οι ενδείξεις για ενδομυελική ήλωση επεκτάθηκαν για όλους τους τύπους των καταγμάτων της διάφυσης του μηριαίου και της κνήμης ανεξάρτητα από το βαθμό συντριβής και την εντόπιση.

Το 1984, έγινε ένα ακόμη βήμα με την εισαγωγή των ήλων κλειστής διατομής (Russell και Taylor), με συνέπεια την δυνατότητα χρησιμοποίησης ήλων μικρότερης διαμέτρου, καθώς και της ενδομυελικής ήλωσης χωρίς γλυφανισμό.

Ακολούθησε η κατασκευή διαφόρων συστημάτων ήλων κατασκευασμένοι από χάλυβα ή κράμμα τιτανίου, που περιλαμβάνουν υλικά διαφόρου σχήματος (όσον αφορά στην εγκάρσια διατομή) και με διαφορετικές δυνατότητες σταθεροποίησης.

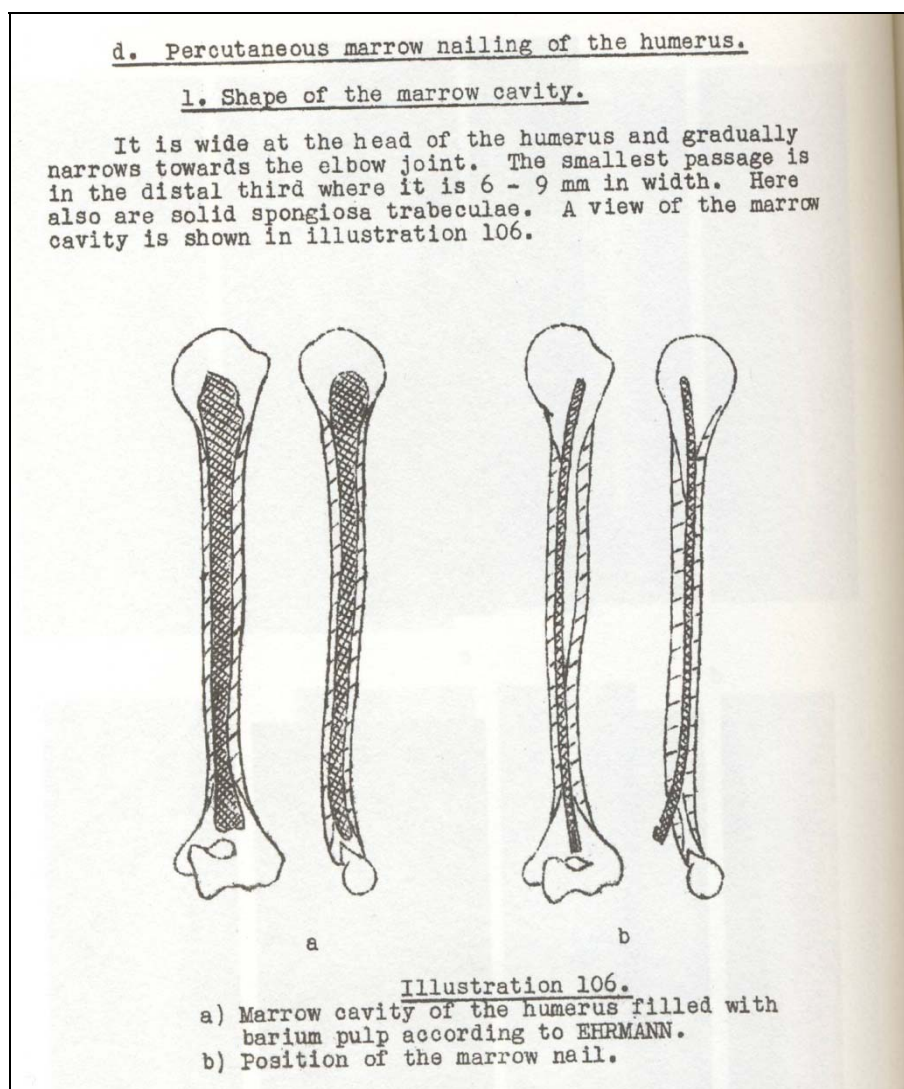
Και έτσι φτάνουμε στο τέλος του 20^{ου} αιώνα όπου η ασφαλιζόμενη ενδομυελική ήλωση θεωρείται πλέον σαν η θεραπεία εκλογής για τα κατάγματα της διάφυσης του μηριαίου, ενώ για τα κατάγματα κνήμης φαίνεται να ισχύει το εξής: "Η ενδοσταθεροποιούμενη ενδομυελική ήλωση είναι η προτιμώμενη τεχνική για τα περισσότερα κατάγματα διάφυσης κνήμης τα οποία απαιτούν χειρουργική αντιμετώπιση" (Whittle 1998).



Εικόνα 2. Η "ιστορία" της ενδομελικής οστεοσύνθεσης. Kü: Küntscher, Ma: Maatz. (Από: Chandler RW. Principles of Internal Fixation. In Rockwood and Green's, Fractures in adults. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD (ed.). 4th ed., Lippincott-Raven Publishers, 1996. Προερχόμενο από: Maatz R, Lentz W, Arens W, Beck H. Intramedullary nailing and other intramedullary osteosynthesis. W.B. Saunders, Philadelphia, 1986;253-254).

3.2 Ιστορία της ήλωσης του βραχιονίου

Η ενδομυελική ήλωση του βραχιονίου εισήχθη κατά πρώτον από τον Küntscher, ο οποίος περιγράφει την χειρουργική τεχνική τόσο της ορθόδρομης όσο και της ανάστροφης ήλωσης του βραχιονίου σε δοκίμιο του 1947, που ανακαλύφθηκε πρόσφατα.



Εικόνα 3. Σελίδα από το σύγγραμμα του G. Kuntsher (1947), όπου περιγράφεται η ενδομυελική ήλωση του βραχιονίου Από: G. Kuntsher: The Marrow Nailing Method. Reprint of the Original edition of 1947.

Η τεχνική που περιγράφει ο Kuntsher είναι στη ουσία παρόμοια με αυτή της ήλωσης του μηριαίου και της κνήμης με ευρείς ήλους. Αυτή η τεχνική δεν βρήκε πολλούς υποστηρικτές για τα κατάγματα του βραχιονίου αφού γρήγορα αναγνωρίστηκε ότι οι ευρείς ήλοι σε πολλές περιπτώσεις προκαλούσαν διάσταση στην περιοχή του κατάγματος και προδιέθεταν σε ψευδάρθρωση (Christensen 1976).

Η πρώτη επιστημονική δημοσίευση για την ήλωση του βραχιονίου έγινε από τους αδελφούς Rush το 1950, όπου περιεγράφη η χρήση ελαστικών ράβδων για την αντιμετώπιση

καταγμάτων της κεντρικής βραχιονίου διάφυσης. Η εισαγωγή των ράβδων γίνεται ορθόδρομα ή ανάστροφα. Οι αρχικές αναφορές για την χρήση των ράβδων Rush ήταν ενθουσιώδεις. Το πρόβλημα που παρουσιάστηκε αρχικά ήταν η πρόσκρουση των ράβδων στο τενόντιο πέταλο και ακρώμιο. Αργότερα, αρκετοί συγγραφείς ανέφεραν προβλήματα σχετιζόμενα με την έλλειψη επαρκούς σταθερότητας και την ανάγκη χρησιμοποίησης επιπρόσθετα εξωτερικού νάρθηκα.

Ο Stern και συν (1984), ανέφεραν ότι σε μία μεγάλη σειρά ασθενών με κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης, που αντιμετωπίστηκαν με ράβδους Rush, παρατηρήθηκαν επιπλοκές στο 67% των περιπτώσεων ενώ στο 64% χρειάστηκε να υποβληθούν σε τουλάχιστον μία επιπλέον επέμβαση.

Το 1987 οι Hall και Pankovich χρησιμοποίησαν ένα άλλο είδος ράβδων, τις “βελόνες Ender” και παρουσίασαν εξαιρετικά αποτελέσματα πώρωσης (94%) και μικρό ποσοστό προβλημάτων στην ανατιμετώπιση 89 καταγμάτων της βραχιονίου διάφυσης. Παραδόξως όμως ανέφεραν ότι η θεραπεία εκλογής για τα κατάγματα αυτά θα πρέπει να παραμείνει η λειτουργική νάρθηκοποίηση.

Ο Hackethal, ο οποίος ανέπτυξε την αντίστοιχη μέθοδο, προσπάθησε να συνδυάσει τα πλεονεκτήματα της ήλωσης με ήλους Kuntscher και αυτής με εύκαμπτους ράβδους. Η μέθοδος δεν έτυχε ευρείας αποδοχής καθώς, εκτός από τα σχετικά απλά κατάγματα που στόχευε, χρησιμοποιήθηκε και σε άλλες δύσκολες και περίπλοκες καταστάσεις (πχ συντριπτικά κατάγματα και ψευδαρθρώσεις), με αποτέλεσμα αυξημένα ποσοστά αποτυχίας (Durbin και συν 1983).

Η φιλοσοφία του Kuntscher για την χρήση ενός ήλου στο βραχιόνιο κατά το πρότυπο της ήλωσης του μηριαίου και της κνήμης, επανήλθε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 από τον Seidel, που σχεδίασε ένα ενδομυελικό ήλο ειδικά για το βραχιόνιο. Ο ήλος αυτός είναι ορθόδρομος και ασφαλίζεται στο κεντρικό του άκρο με βίδες, ενώ η περιφερική ασφάλιση γίνεται με εκπτυσσόμενα πτερύγια με την χρήση ενός ειδικού μηχανισμού. (εικόνα 4)



Εικόνα 4. Ο ήλος βραχιονίου Seidel

Για την χρήση του ήλου Seidel υπήρξαν αρκετές ενθαρρυντικές αναφορές (Riemer BL et al 1991, Jensen CH et al 1992, Crolla HPMR et al 1993, Ingman AM et al 1994) αλλά και πολλές αποθαρρυντικές αναφορές με πολλά προβλήματα και επιπλοκές, κύρια λόγω της πρόσκρουσης του ήλου στο τενόντιο πέταλο του ώμου (Robinson MC et al 1992, Schwarz N and Posch 1995, Varley GW 1995, Hems TE and Dhullar TT 1996). Οι αποθαρρυντικές αναφορές υπερίσχησαν και ο ήλος Seidel αποσύρθηκε. Αποτέλεσε όμως σταθμό στην ιστορία της ήλωσης των καταγμάτων της διάφυσης του βραχιονίου ως ο πρώτος ασφαλιζόμενος ήλος, που κατασκευάστηκε ειδικά για το βραχιόνιο.

Από τις αρχές της δεκαετίας του 1990 άρχισαν να κατασκευάζονται και άλλοι κλειδούμενοι ήλοι βραχιονίου, κάποιιοι από τους οποίους χρησιμοποιούνται ακόμα και σήμερα (Russell-Taylor, Uniflex, Polarus, UHN). Επιπρόσθετα, από τα μέσα της δεκαετίας του 1990 κατασκευάστηκαν ήλοι που δεν χρησιμοποιούν κοχλίες για την περιφερική τους ασφάλιση (True-Flex, Fixion, Marchetti). Οι μελέτες όμως που έχουν μέχρι τώρα δημοσιευθεί δεν καταλήγουν σε συγκεκριμένα συμπεράσματα όσον αφορά την υπεροχή ή μη κάποιων από τους υπάρχοντες ήλους αλλά και την θέση γενικότερα της ενδομυελικής ήλωσης στο βραχιόνιο σε σχέση τόσο με την συντηρητική θεραπεία όσο και με τις άλλες χειρουργικές μεθόδους αντιμετώπισης των καταγμάτων αυτών.

Βιβλιογραφία

1. Chandler RW. Principles of Internal Fixation. In Rockwood and Green's, Fractures in adults. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD (ed.). 4th ed., Lippincott-Raven Publishers, 1996.
2. Stimson, LA. A Treatise on Fractures, 1st ed., p. 593. Philadelphia, Henry C. Lea's Son & Co., 1883;593.
3. Hey-Groves, EW. Methods and Results of Transplantation of Bone in the Repair of Defects Caused by Injury or Disease. Br J Surg 1918;5:185–242.
4. Christie J, Court-Brown C, Kinninmonth AWG, Howie CR. Intramedullary locking nails in the management of femoral shaft fractures. J Bone Joint Surg (Br) 1988;70-B:206-10.
5. Rush LV, Rush HL. Evolution of medullary fixation of fractures by the longitudinal pin. Am J Surg 1949;78:324.
6. Küntscher G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen. Tierexperimenteller Teil. Klin. Schr. 1940;19:6–10.
7. Küntscher G.: The Küntscher Method of Intramedullary Fixation. J Bone Joint Surg (Am) 40-A 1958;17–26.
8. Klemm K and Börner M. Interlocking Nailing of Complex Fractures of the Femur and Tibia. Clin. Orthop.1986;212:89–100.
9. Frederick D, Seligson D: Developments in Locked Femoral Nailing. Orthopaedics 1990; 13: 1141-1145.
10. Klemm K, Schellman WD. Dynamische und statische Verriegelung des marknagels. Monatsschrift Unfallheilkunde 1972;75:568.
11. Colchero R. Osteosintesis estable de las fracturas de la diafisis femoral con clavo intramedullary tornillos que lo atraviesan. Medicina Rev Mex 1975;55:279.

12. Huckstep RL. Rigid intramedullary fixation of femoral fractures with compression. *J Bone Joint Surg (Br)* 1972;54-B:204.
13. Kempf I, Grosse A and Lafforgue D. L'apport du verrouillage dans l'enclouage centro-medullaire des os longs. *Rev Chir Orthop* 1978;74:635.
14. Huckstep RL: Rigid intramedullary fixation for difficult femoral shaft fractures. *J Bone Joint Surg (Br)* 1979;61-B:237-242.
15. Whittle A P. Fractures of lower extremity. In Campbell's Operative Orthopaedics. Ed. Canale S T. Ninth Edition, p. 2068, Mosby – Year Book, St Louis, Missouri, 1998
16. G. Kuntscher: The Marrow Nailing Method. Reprint of the Original edition of 1947.
17. Christensen NO: Kuntscher intramedullary reaming and nail fixation for non-union of the humerus. *Clin Orthop* 1976;116:222-226.
18. Rush LV and Rush HC: Intramedullary fixation of fractures of the humerus by longitudinal pin. *Surgery* 1950;27:268-275.
19. Durbin RA, Gottesmann MJ, Saunders KC: Hackethal stacked nailing of humerus shaft fractures. Experience with 30 patients. *Clin Orthop*, 1983; 179:168-174.
20. Seidel H: Humeral locking nail – a preliminary report. *Orthopedic*, 1989;12:129.
21. Riemer BL, Butterfield SL, DAmbrosia R, Kellam J: Seidel intramedullary nailing of humeral diaphyseal fractures a preliminary report. *Orthopedics* 1991; 14: 239-246.
22. Jensen CH, Hansen D, Jorgensen U: Humeral shaft fractures treated by interlocking nailing: a preliminary report on 16 patients. *Injury* 1992;23:234-236.
23. Crolla RMPH, de Vries LS, Clevers GJ: Locked intramedullary nailing of humeral fractures. *Injury*. 1993; 24: 403-406.
24. Ingman A.M., Waters D.A: Locked intramedullary nailing of humeral shaft fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1994; 76, 23-29
25. Robinson CM, Bell KM, Court-Brown CM, McQueen MM: Locked nailing of humeral shaft fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 1992; 74: 558-562.
26. Schwarz N, Posch E: Seidel interlocking nailing for healing problems in humeral shaft fractures. *Injury* 1995 ;. 26 : 13-15
27. Varley GW: The Seidel locking humeral nail: the Nottingham experience, *Injury* 1995;26:155–157.
28. Hems TE and Dhullar TT: Interlocking nailing of humeral shaft fractures: the Oxford experience 1991 to 1994. *Injury* 1996;27:485–489

A.2.5. Μηχανικές ιδιότητες των υλικών οστεοσύνθεσης

1. Εισαγωγή

Το κατάγμα σε ένα οστόν έχει σαν αποτέλεσμα την απώλεια των μηχανικών του ιδιοτήτων. Η οστεοσύνθεση του κατάγματος έχει σαν σκοπό:

- (α). Την συγκράτηση των οστικών τεμαχίων ώστε να επιτευχθεί πώρωση στην επιθυμητή θέση.
- (β). Την 'υποκατάσταση' των μηχανικών ιδιοτήτων του οστού έως ότου επέλθει πώρωση, και αυτό επανακτήσει την ιδιότητα να επιτελεί το μηχανικό του έργο.

Οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών οστεοσύνθεσης και ιδιαίτερα η δυσκαμπτότητα και η αντοχή, παίζουν σημαντικό ρόλο στον καθορισμό του μηχανικού περιβάλλοντος στην εστία του κατάγματος και συνεπώς στην όλη διαδικασία της πώρωσης. Οι μηχανικές ιδιότητες ενός αντικειμένου εξαρτώνται από:

- (α). Τις ιδιότητες του υλικού κατασκευής (material properties).
- (β). Τις δομικές ιδιότητες της κατασκευής [(structural properties), όπως το σχήμα (την διάταξη του υλικού στην εγκάρσια διατομή) και το μήκος] αλλά και τον τρόπο φόρτισης.

Αναλύονται παρακάτω οι βασικές γνώσεις σε σχέση με τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών οστεοσύνθεσης με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία (Tenser and Johnson 1994, Frankel and Burstein 1970, Russell και συν. 1991, Russell 1991, Eveleigh 1995, Thakur 1997, Miles και συν. 1994, Tarr and Wiss 1986).

(α) Ιδιότητες του υλικού κατασκευής

Για τη κατασκευή υλικών οστεοσύνθεσης χρησιμοποιούνται κυρίως Ανοξειδωτος Χάλυβας (AX) (τύπος 316, και 316 L, που είναι κράμα σιδήρου, χρωμίου, νικελίου) και κράμα Τιτανίου (Ti-6Al-4V, κράμα τιτανίου-αλουμινίου-βαναδίου).

α1. Δυσκαμπτότητα (Stiffness)

Ο AX είναι περισσότερο δύσκαμπτος από το Ti-6Al-4V.

α2. Ελαστικότητα

Ελαστικότητα είναι η δυνατότητα ενός υλικού να επανέλθει στο αρχικό του σχήμα μετά την άρση της φόρτισης που έχει εφαρμοστεί. Είναι το αντίθετο της δυσκαμπτότητας. Το Ti-6Al-4V είναι πιο ελαστικό από τον AX.

α3. Πλαστικότητα και Ευθραυστότητα

Πλαστικότητα (Plasticity): Είναι η ιδιότητα ενός υλικού στο να του προσδίδεται ένα νέο σχήμα χωρίς να υπόκειται σε θραύση και να διατηρήσει αυτό το σχήμα και μετά την άρση της φόρτισης. Αναφέρεται δηλαδή στο τμήμα της καμπύλης που βρίσκεται στην πλαστική φάση της παραμόρφωσης.

Ευθραυστότητα (Brittleness): Είναι το αντίθετο της πλαστικότητας. Όταν ένα υλικό έχει μεγάλη ευθραυστότητα τότε υπο δεδομένη φόρτιση υφίσταται θραύση έχοντας μεσολαβήσει καθόλου ή μικρή φάση πλαστικής παραμόρφωσης.

Ο Ανοξειδωτος Χάλυβας είναι λιγότερο εύθραυστος από το Ti-6Al-4V, έτσι όταν δίνεται νέο σχήμα σε μία πλάκα οστεοσύνθεσης από Ti-6Al-4V πιο εύκολα μπορεί να υποστεί θραύση από ότι μία πλάκα από Ανοξειδωτο Χάλυβα .

α4. Θραύση υλικού

Ένα υλικό μπορεί να υποστεί θραύση με δύο τρόπους:

(α). Μετά από εφαρμογή φόρτισης μία φορά. Αυτό καθορίζεται από την αντοχή (strength) του αντικειμένου που είναι η φόρτιση που μπορεί να δεχθεί ένα αντικείμενο χωρίς να υποστεί μόνιμη παραμόρφωση.

(β). Μετά από καταπόνηση, δηλαδή μετά από την εφαρμογή μιάς φόρτισης (μικρότερης από τη φόρτιση θραύσεως) πολλές φορές και αυτό καθορίζεται από την αντοχή σε καταπόνηση (fatigue strength) του υλικού.

Τα οστά συνήθως υφίστανται θραύση (κάταγμα) μετά από εφ' άπαξ εφαρμογή μιας δύναμης. Αν και καταπονούνται συνεχώς οι "μικροθραύσεις" (μικροκατάγματα) αποκαθίστανται λόγω της δυνατότητας ανακατασκευής του οστού. Μόνο όταν ο ρυθμός καταπόνησης υπερβαίνει το ρυθμό ανακατασκευής προκαλείται κάταγμα από καταπόνηση (για παράδειγμα τα κάταγμα εκ κοπώσεως των μεταταρσίων μετά από πολύωρη βόδιση).

Τα υλικά οστεοσύνθεσης συνήθως υφίστανται θραύση μετά από καταπόνηση. Για τα μέταλλα το όριο θραύσης μετά από απεριόριστο αριθμό καταπονήσεων είναι όταν το μέγεθος της φόρτισης καταπόνησης είναι περίπου το μισό από τη φόρτιση θραύσεως (Tarr and Wiss 1986). Ο ανοξειδωτος χάλυβας ενώ είναι πιο δύσκαμπτος έχει μικρότερη αντοχή σε καταπόνηση από το κράμμα τιτανίου.

Σαν συμπέρασμα λοιπόν, το Ti-6Al-4V είναι λιγότερο δύσκαμπτο (πιο ελαστικό) από τον AX, έχει όμως μεγαλύτερο Yield stress (αντέχει μεγαλύτερη φόρτιση πριν υποστεί πλαστική παραμόρφωση) και έχει μεγαλύτερη αντοχή (αντέχει μεγαλύτερη καταπόνηση πριν υποστεί θραύση).

(β) Δομικές ιδιότητες κατασκευής υλικών και τρόπος φόρτισης

Στη χειρουργική αντιμετώπιση των καταγμάτων χρησιμοποιούνται διαφόρων ειδών υλικά οστεοσύνθεσης όπως, πλάκες, βίδες, ενδομυελικοί ήλοι, σύρμα, βελόνες κ.τ.λ.. Θα αναφερθούμε στα δύο κύρια υλικά οστεοσύνθεσης που είναι οι πλάκες και οι ενδομυελικοί ήλοι, και κυρίως στη δυσκαμπτότητα αυτών των υλικών.

β1. Δυσκαμπτότητα σε φορτία κάμψεως

Όταν ένα αντικείμενο δέχεται φορτίσεις κάμψεως (σχήμα 1) δρα σαν δοκός, και η δυσκαμπτότητα της δοκού εξαρτάται από το είδος του υλικού (π.χ. χάλυβας ή τιτάνιο) που εκφράζεται από την Απόλυτη ελαστικότητα (modulus of elasticity) του υλικού, από το σχήμα της δοκού που περιγράφεται από τη ροπή αδρανείας (moment of inertia) της διατομής του και από το μήκος του μη υποστηριζόμενου τμήματος της δοκού.

Η Απόλυτη ελαστικότητα (Elastic modulus ή Modulus of elasticity), αναφέρεται στο υλικό κατασκευής.

Η Ροπή Αδρανείας εξαρτάται από το σχήμα του αντικειμένου στην εγκάρσια διατομή, δηλαδή από τον τρόπο που είναι διατεταγμένο το υλικό σε σχέση με τον άξονα του αντικειμένου.

Για μία πλάκα (πλάκα οστεοσύνθεσης) (σχήμα 2) η ροπή αδρανείας (I) δίνεται από τον τύπο: $I = b \cdot h^3 / 12$ (b το πάχος και h το πλάτος).

Έτσι η δυσκαμπτότητα της πλάκας οστεοσύνθεσης σε κάμψη εξαρτάται από:

(α) Το υλικό κατασκευής (ο χάλυβας είναι πιο δύσκαμπτος από το τιτάνιο).

(β) Το πλάτος και το πάχος που όταν αυξάνουν η πλάκα γίνεται πιο δύσκαμπτη.

Είναι προφανές ότι αυξανόμενου του πλάτους αυξάνει περισσότερο η δυσκαμπτότητα της πλάκας από ότι αυξανόμενου του πάχους. Για ένα συμπαγές κυλινδρικό αντικείμενο (ενδομυελικό ήλο συμπαγή) (σχήμα 2) η ροπή αδρανείας δίνεται από τον τύπο $I = \pi \cdot r^4 / 4$ (r η ακτίνα του κύκλου).

Για ένα αυλοφόρο κύλινδρο (ήλο με αυλό, κλειστής εγκάρσιας διατομής) η ροπή αδρανείας δίνεται από τον τύπο $I = \pi \cdot (R^4 - r^4) / 4$ (R η εξωτερική ακτίνα και r η εσωτερική ακτίνα) (σχήμα 2), ενώ για ένα αυλοφόρο κύλινδρο με σχισμή (ήλος με αυλό, ανοικτής εγκάρσιας διατομής) η ροπή αδρανείας δίνεται από τον τύπο $I = \pi \cdot (R^4 - r^4) / 4 - (bt^3 + b^2t) / 12$ (R η εξωτερική ακτίνα, r η εσωτερική ακτίνα, b το κενό στη διατομή, t το πάχος του τοιχώματος και y η απόσταση του κενού της διατομής από το κέντρο του ήλου), (σχήμα 2).

Έτσι η δυσκαμπτότητα σε κάμψη του ήλου εξαρτάται από:

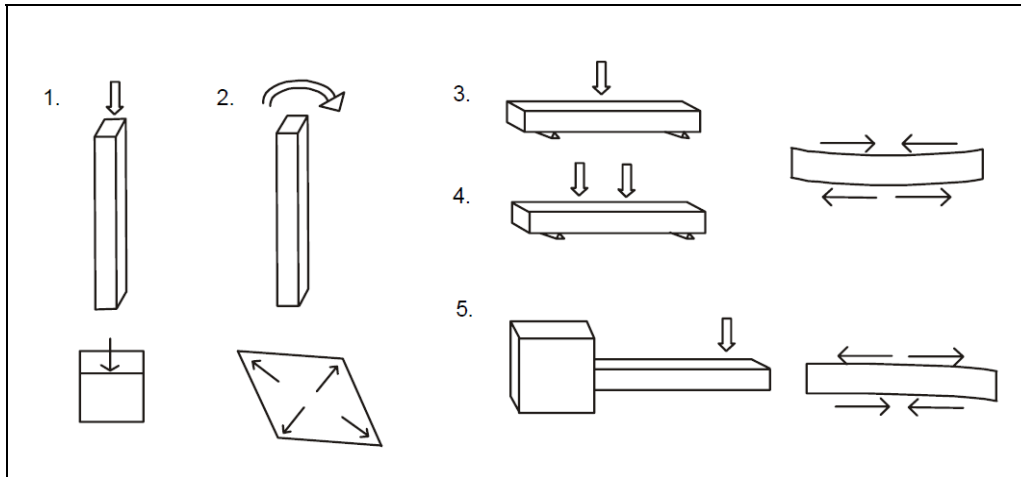
(α) Το υλικό κατασκευής (ο χάλυβας πιο δύσκαμπτος από το τιτάνιο).

(β) Τη διάμετρο του ήλου. Αυξανόμενης της διαμέτρου αυξάνει η δυσκαμπτότητα του ήλου (στην 4^η δύναμη).

(γ) Το πάχος του τοιχώματος. Αυξανόμενου του πάχους επίσης αυξάνει η δυσκαμπτότητα του ήλου.

(δ). Την εγκάρσια διατομή. Οι συμπαγείς ήλοι είναι πιο δύσκαμπτοι από τους αυλοφόρους, και μεταξύ των αυλοφόρων ήλων οι ήλοι κλειστής διατομής είναι πιο δύσκαμπτοι από τους ήλους ανοικτής διατομής.

Η διαφορά στη δυσκαμπτότητα σε κάμψη μεταξύ ενός ήλου ανοικτής και ενός ήλου κλειστής διατομής (με την προϋπόθεση ότι οι άλλες παράμετροι όπως, υλικό κατασκευής, διάμετρος, μήκος και πάχος τοιχώματος είναι ίδιες) φαίνεται να μην είναι σημαντική (Russell et al 1991, Eveleigh 1995).



Σχήμα 1. Τρόποι φόρτισης αντικειμένου. 1: Αξονική φόρτιση (συμπίεση) και παραμόρφωση, 2: Στροφική φόρτιση και παραμόρφωση, 3,4,5: Φορτίσεις κάμψεως και οι προκύπτουσες παραμορφώσεις (3: Φόρτιση κάμψεως 3 σημείων, 4: Φόρτιση κάμψεως 4 σημείων, 5: Φόρτιση κάμψεως τύπου δοκού).

β2. Δυσκαμπτότητα σε στροφικά φορτία

Ένα αντικείμενο που δέχεται στροφικές φορτίσεις (στρέψη) δρά σαν άξονας (σχήμα 1) και η στροφική δυσκαμπτότητα ενός άξονος εξαρτάται από το είδος του υλικού (π.χ. χάλυβας ή τιτάνιο) που εκφράζεται από την απόλυτη διατμητική ελαστικότητα (Shear modulus of elasticity) του υλικού, από το σχήμα του άξονος που περιγράφεται από τη πολική ροπή αδρανείας (Polar moment of inertia) της διατομής του και από το μήκος του.

Απόλυτη διατμητική ελαστικότητα (Shear modulus of elasticity): Όπως και η απόλυτη ελαστικότητα αναφέρεται στο υλικό και χαρακτηρίζει την ελαστικότητά του όταν ασκείται διατμητική δύναμη.

Η Πολική Ροπή Αδρανείας (όπως και η Ροπή Αδρανείας) εξαρτάται από το σχήμα του αντικειμένου στην εγκάρσια διατομή, δηλαδή από τον τρόπο που είναι διατεταγμένο το υλικό σε σχέση με τον άξονα του αντικειμένου. Για μία πλάκα (πλάκα οστεοσύνθεσης) η πολική ροπή αδρανείας (J) δίνεται από τον τύπο $I = b \cdot h^3 / 6$ (b το πάχος και h το πλάτος) (σχήμα 2). Έτσι η δυσκαμπτότητα της πλάκας οστεοσύνθεσης σε στροφική φόρτιση εξαρτάται από:

- (α) Το υλικό κατασκευής (ο χάλυβας είναι πιο δύσκαμπτος από το τιτάνιο).
- (β) Το πλάτος και το πάχος που όταν αυξάνουν η πλάκα γίνεται πιο δύσκαμπτη.

Είναι προφανές ότι αυξανόμενου του πλάτους αυξάνει περισσότερο η δυσκαμπτότητα της πλάκας από ότι αυξανόμενου του πάχους.

Η πολική ροπή αδρανείας (J) για ένα συμπαγή κύλινδρο (ενδομελικό ήλο συμπαγή) δίνεται από τον τύπο $J = \pi \cdot r^4 / 2$ (r η ακτίνα) (σχήμα 2), για ένα αυλοφόρο κύλινδρο (ήλο με αυλό, κλειστής εγκάρσιας διατομής) από τον τύπο $J = \pi \cdot (R^4 - r^4) / 2$ (R η εξωτερική ακτίνα, r η εσωτερική ακτίνα) (σχήμα 2), ενώ για ένα αυλοφόρο κύλινδρο με σχισμή (ήλος με αυλό, ανοικτής εγκάρσιας διατομής) από τον τύπο $J = p \cdot t^3$ (St. Venant torsion constant) [(p η περίμετρος, t το πάχος) (σχήμα 2)]. Σε περίπτωση που ο ήλος είναι "αυλακωτός" (fluted) (σχήμα 2) τότε υπολογίζεται ο μέσος όρος της περιμέτρου.

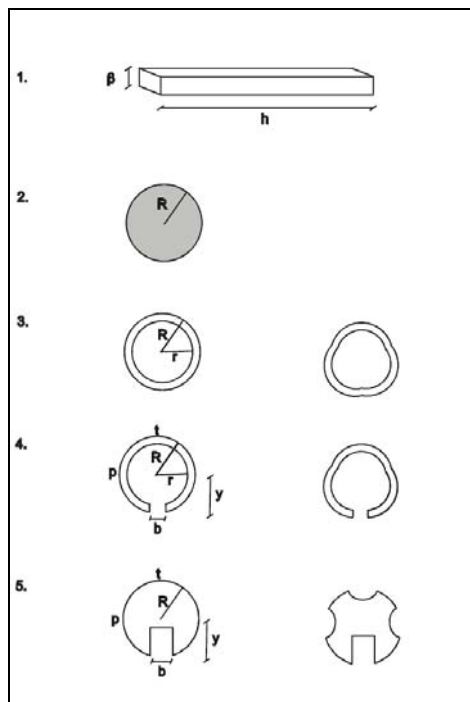
Έτσι η στροφική δυσκαμπτότητα του ήλου εξαρτάται από:

- (α) Το υλικό κατασκευής (ο χάλυβας πιο δύσκαμπτος από το τιτάνιο).
- (β) Τη διάμετρο του ήλου. Αυξανόμενη της διαμέτρου αυξάνει η δυσκαμπτότητα του ήλου.
- (γ) Το πάχος του τοιχώματος. Αυξανόμενου του πάχους επίσης αυξάνει η δυσκαμπτότητα του ήλου.
- (δ) Την εγκάρσια διατομή. Οι συμπαγείς ήλοι είναι πιο δύσκαμπτοι από τους αυλοφόρους, και μεταξύ των αυλοφόρων ήλων οι ήλοι κλειστής διατομής είναι πιο δύσκαμπτοι από τους ήλους ανοικτής διατομής.

Η διαφορά στη στροφική δυσκαμπτότητα μεταξύ ενός ήλου ανοικτής και ενός ήλου κλειστής διατομής (με την προϋπόθεση ότι οι άλλες παράμετροι όπως, υλικό κατασκευής, διάμετρος, μήκος και πάχος τοιχώματος είναι ίδιες) είναι σημαντική, και για τους ήλους του μηριαίου η σχέση αυτή είναι 1/30 (Russell και συν. 1991, Eveleigh 1995).

β3. Μηχανικές ιδιότητες κολώνας (στήλης)

Ιδανικά όταν ένα αντικείμενο δρά σαν κολώνα (σχήμα 1), **φορτίζεται** κάθετα προς τον επιμήκη του άξονα (υποστήριξη φορτίων αξονικής παραμόρφωσης). Στην πράξη όμως ούτε τα μακρά οστά ούτε και οι ήλοι είναι ευθείες κολώνες και οι πλάκες οστεοσύνθεσης ποτέ δεν **φορτίζονται** κατά μήκος του επιμήκους άξονά τους. Έτσι στην πράξη η λεγόμενη αξονική φόρτιση είναι στην πραγματικότητα φόρτιση **κάμψης** και ισχύουν όσα προαναφέρθηκαν για τις μηχανικές ιδιότητες της δοκού όσον αφορά στους παράγοντες που **επηρεάζουν** τη δυσκαμπτότητα των αντικειμένων.



Σχήμα 2. Υλικά οστεοσύνθεσης.

- 1: Πλάκα
- 2: Ενδομυελικός ήλος συμπαγής
- 3: Ενδομυελικός ήλος αυλοφόρος κλειστής διατομής,
- 4: Ενδομυελικός ήλος αυλοφόρος ανοικτής διατομής,
- 5: Ενδομυελικός ήλος "αυλακωτός"

Βιβλιογραφία

1. Tenser AF, Johnson KD. Biomechanics in orthopaedic trauma. London, Martin Dunitz Ltd, 1994.
2. Frankel VH, Burstein AH. Orthopaedic biomechanics. Philadelphia, Lea & Febiger, 1970.
3. Russell TA, Taylor JC, LaVelle DG, Beals NB, Brumfield DL, Durham AG. Mechanical characterization of femoral interlocking intramedullary nailing systems. J Ortop Trauma 1991; 5: 332-340.
4. Russell TA. Biomechanical concepts of femoral intramedullary nailing. International J Orthop Trauma 1991; 1: 35-51.
5. Russel TA. General principles of fracture treatment. In Campbell's operative orthopaedics Vol 2, Ed Crenshaw AH, St Louis Missouri, Mosby Year Book, 1992.
6. Eveleigh RJ. A review of biomechanical studies of intramedullary nails. Med. Eng. Phys. 1995; 17: 323-331.
7. Thakur AJ. The elements of fracture fixation. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1997.
8. Miles AW, Eveleigh RJ, Wright BJ, Goodwin MI. An investigation into the load transfer in interlocking intramedullary nails during simulated healing of a femoral fracture. Proc. Instn. Mech. Engrs. 1994; 208H: 19-26.
9. Tarr RR, and Wiss DA.: The mechanics and biology of intrameddulary fracture fixation. Clin Orthop 1986; 212: 12-17.

A.2.6. Εμβιομηχανική Ένδομυελικής Ήλωσης και Ήλων

1. Ενδομυελικοί ήλοι συμβατικοί ('απλοί')

Η σταθερότητα της οστεοσύνθεσης εξαρτάται από την έκταση και την ποιότητα επαφής μεταξύ ήλου και οστού (ενδοστέου) κεντρικά και περιφερικά του κατάγματος και από τον τύπο και εντόπιση του κατάγματος. Η σταθερότητα εξασφαλίζεται με:

(α) Την σταθεροποίηση 3 σημείων (three-point fixation) με την εισαγωγή ενός ευθέως ήλου σε ένα μη ευθύ αυλό, όπως γίνεται στο μηριαίο με τον ήλο Küntscher (Klemm, and Borner 1986), ή με την εισαγωγή ενός κυρτού ήλου σε ένα ευθύ αυλό, όπως στην ήλωση κνήμης με ήλο Lottes (Lottes και συν. 1952, Lottes 1952, 1954).

(β) Με την επαφή μεταξύ ήλου και οστού στην ήλωση μετά από γλυφανισμό. Με τον γλυφανισμό επιτυγχάνουμε διεύρυνση του αυλού και συνεπώς αύξηση της έκτασης επαφής μεταξύ ήλου και οστού (πρακτικά στην ήλωση Küntscher αυτή πρέπει να εκτείνεται κεντρικά και περιφερικά του κατάγματος στο μηριαίο κατά 5 εκατοστά), (Klemm, and Borner 1986). Συγχρόνως αυξάνει η διάμετρος του ήλου που τοποθετείται (πιό δύσκαμπτος και μεγαλύτερης αντοχής). Επειδή αυξάνει η έκταση επαφής μεταξύ ήλου και οστού αυξάνει 'ελαφρά' ο αριθμός των καταγμάτων που είναι κατάλληλα να αντιμετωπιστούν με απλή ήλωση (Klemm, and Borner 1986).

(γ) Με την εισαγωγή ήλου μεγαλύτερης διαμέτρου από τη διάμετρο του τελευταίου γλυφάνου, πετυχαίνοντας πιό 'σφιχτή' επαφή μεταξύ ήλου και οστού, εκμεταλλευόμενη την ελαστική παραμόρφωση-συμπύεση (elastic impingement) του ήλου Küntscher ο οποίος ήταν τριφυλοειδής ανοικτής διατομής (Klemm, and Borner 1986).

Η απλή ήλωση παρέχει σταθερότητα:

(α) Σε φορτίσεις γωνίωσης: Επαρκή σταθερότητα εξασφαλίζεται μόνο αν υπάρχει επαφή του ήλου με το ενδόστεο σε επαρκή έκταση κεντρικά και περιφερικά του κατάγματος (κατάγματα ισθμού του οστού)

(β) Σε αξονική φόρτιση: Ελάχιστη (πρακτικά καθόλου) και έτσι μπορεί να εφαρμοστεί σε κατάγματα χωρίς συντριβή ή με μικρού βαθμού συντριβή τα οποία έχουν ενδογενή αξονική σταθερότητα (συντριβή μέχρι 50% της διαμέτρου του φλοιού, (Winqvist και Hansen 1980, Winqvist και συν. 1984)

(γ) Σε στροφική φόρτιση: Μικρού βαθμού η οποία εξαρτάται από το πόσο 'σφιχτή' είναι η επαφή μεταξύ ήλου και ενδοστέου και από τον τύπο του κατάγματος.

Ενδείξεις

Η ενδομυελική ήλωση με απλούς ήλους χρησιμοποιείται ελάχιστα σήμερα καθ' όσον οι ασφαλιζόμενοι ήλοι έχουν σημαντικά πλεονεκτήματα και παρέχουν σταθερότερο περιβάλλον που ευνοεί την πόρωση των καταγμάτων και την πρωιμότερη κινητοποίηση των αρθρώσεων. Παρ' όλα αυτά, η χρήση ενός απλού ήλου θα μπορούσε να έχει θέση σε εγκάρσια ή λοξά κατάγματα χωρίς συντριβή ή με μικρού βαθμού συντριβή (έως 50% της διαμέτρου της διάφυσης) τα οποία εντοπίζονται στην περιοχή του ισθμού του οστού (Winqvist και Hansen 1980, Winqvist και συν. 1984, Klemm, and Borner 1986).

2. Ασφαλιζόμενοι Ενδομυελικοί ήλοι

Η σταθερότητα της οστεοσύνθεσης εξασφαλίζεται είτε με την χρήση κοχλιών στα δύο άκρα του ήλου (“fixed” ενδομυελικός ήλος/ήλωση) ή με καθήλωση ενός άκρου του ήλου κοντά στην πύλη εισόδου και ενσφήνωση του περιφερικότερου τμήματος του ήλου στο ενδόστεο χωρίς την χρήση κοχλιών ασφάλισης (“bio” ενδομυελικός ήλος/ήλωση). Παρέχουν σταθερότητα προς όλες τις κατευθύνσεις (γωνιώδη, αξονική, στροφική) (Kyle 1985).

Έτσι η εφαρμογή των “fixed” ασφαλιζόμενων ήλων επεκτείνεται σε όλους τους τύπους των καταγμάτων, με οποιαδήποτε εντόπιση και έκταση, υπό την προϋπόθεση ότι περικλείεται μεταξύ της κεντρικής και περιφερικής σταθεροποίησης ενώ για τους “bio” ήλους έχει δειχθεί ότι η οστεοσύνθεση είναι σταθερότερη όταν ο ήλος εισάγεται από πύλη εισόδου που ευρίσκεται κοντύτερα στο κάταγμα.

Βιβλιογραφία

Ενδομυελικοί ήλοι απλοί

1. Lottes, J.O., Hill, L.J., and Key, J.A.: Closed Reduction, Plate Fixation and Medullary Nailing of Fractures of Both Bones of the Leg. *J. Bone Joint Surg.*, 34A:861–877, 1952.
2. Lottes, J.O.: Intramedullary Fixation for Fracture of Shaft of Tibia. *South. Med. J.*, 45:407–414, 1952.
3. Lottes, J.O.: Blind Nailing Technique for Insertion of the Triflange Medullary Nail. *J.A.M.A.*, 155:1039–1042, 1954.
4. Klemm KW, and Borner M. Interlocking Nailing of Complex Fractures of the Femur and Tibia. *Clin. Orthop.*1986;212:89–100.

Ενδομυελικοί ήλοι κλειδούμενοι

1. Kyle RF. Biomechanics of intramedullary fracture fixation. *Orthopedics* 1985;8:1356.
2. Beals N, Durham G, Lynch G. Mechanical Characterizations of Interlocking Intramedullary Nails. Material Research Report ML-88-38. Memphis, Richards Medical Company, 1988.
3. Lin J, Inoue N, Valdevit A, Hang YS, Hou SM, Chao EY. Biomechanical comparison of antegrade and retrograde nailing of humeral shaft fracture. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;351:203-13.
4. Garnavos C. Humeral nails: when to choose what and how to use. *Curr Orthop* 2005;19:294–304.

A.2.7. Βιολογική Μηχανική της Ενδομυελικής Ήλωσης

1. Εισαγωγή

Η δυσκαμπτότητα (και συνεπώς η ελαστικότητα), σταθερότητα και η αντοχή του συμπλέγματος οστό-ενδομυελικού ήλου εξαρτάται από:

- (α). Το κάταγμα: Τύπος και εντόπιση.
- (β). Τον ενδομυελικό ήλο: Μηχανικά χαρακτηριστικά.
- (γ). Τις ασκούμενες φορτίσεις.

2. Λειτουργικό μήκος

Λειτουργικό μήκος είναι το τμήμα του ήλου που εκτείνεται μεταξύ κεντρικής και περιφερικής σταθεροποίησης, είτε αυτή είναι η επαφή με το οστό, είτε με τους κοχλίες σταθεροποίησης. Είναι δηλαδή το τμήμα του ήλου που παραμένει χωρίς υποστήριξη. Το λειτουργικό μήκος μπορεί να είναι μερικών χιλιοστών (όπως σε ένα εγκάρσιο ή ελαφρώς λοξό κάταγμα στον ισθμό της κνήμης) ή αρκετών εκατοστών (όπως σε ένα συντριπτικό κάταγμα που καταλαμβάνει μεγάλο τμήμα της διάφυσης).

Η δυσκαμπτότητα σε φόρτιση γωνίωσης είναι αντιστρόφως ανάλογη της 4ης δύναμης του λειτουργικού μήκους, και σε στροφική φόρτιση είναι αντιστρόφως ανάλογη του λειτουργικού μήκους (Allen και συν. 1968).

Όσο αυξάνει το λειτουργικό μήκος, τόσο λιγότερο δύσκαμπτη (πιο ελαστική) γίνεται η οστεοσύνθεση και σε φόρτιση γωνίωσης και σε στροφική φόρτιση. Αυτό σημαίνει μεγαλύτερη παραμόρφωση (και συνεπώς μεγαλύτερη φόρτιση του πόρου) για δεδομένη μηχανική φόρτιση.

Όταν η παραμόρφωση παραμένει εντός της περιοχής της ελαστικής παραμόρφωσης, το σύμπλεγμα οστό-υλικό θα επανέλθει στην προηγούμενη κατάσταση μετά την άρση εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης.

Όταν όμως η παραμόρφωση υπερβεί το σημείο της πλαστικής παραμόρφωσης, θα έχουμε μόνιμη παραμόρφωση του συμπλέγματος, ακόμη και μετά την άρση εφαρμογής της μηχανικής φόρτισης με αποτέλεσμα τη γωνίωση ή τη στροφή του κατάγματος.

3. Δυσκαμπτότητα σε γωνίωση

Σε κατάγματα με μικρό λειτουργικό μήκος του ήλου (εγκάρσιο ή ελαφρώς λοξό κάταγμα στον ισθμό της κνήμης, επαφής του ήλου με το ενδόστεο σε επαρκή έκταση κεντρικά και περιφερικά του κατάγματος) η δυσκαμπτότητα είναι σημαντική (συνεπώς η παραμόρφωση μικρή). Σε αυτή την περίπτωση η απλή ήλωση είναι αρκετή.

Σε κατάγματα που επεκτείνονται πιο κεντρικά ή περιφερικά ή εντοπίζονται εκτός του ισθμού, η καταλαμβάνουν μεγάλη έκταση της διάφυσης, το λειτουργικό μήκος αυξάνει. Η δυσκαμπτότητα συνεπώς ελαττώνεται και η παραμόρφωση (σε δεδομένη φόρτιση) αυξάνει

με ενδεχόμενο να υπερβεί το όριο της πλαστικής παραμόρφωσης. Συνεπώς απαιτείται να αυξηθεί η δυσκαμπτότητα του συμπλέγματος (πρόσθετη σταθεροποίηση μεταξύ ήλου και οστού) στο κεντρικό ή στο περιφερικό άκρο του ήλου, ή και στα δύο (απαιτείται η χρησιμοποίηση ενδοσταθεροποιούμενου ήλου).

Πειραματικές μελέτες έχουν δείξει ότι ενώ οι ενδομυελικοί ράβδοι έχουν μικρή δυσκαμπτότητα (λιγότερο του 25% της δυσκαμψίας του ακέραιου μηριαίου) οι ήλοι έχουν δυσκαμπτότητα μεγαλύτερη (55-75% της δυσκαμψίας του ακέραιου μηριαίου), (Tencer και συν. 1984, 1988, 1993, Johnson και συν. 1986).

Σημαντική διαφορά μεταξύ ήλων ανοικτής και κλειστής διατομής (ίδιο υλικό κατασκευής) δεν έχει βρεθεί (Allen και συν. 1968, Kyle 1985, Tagg and Wiss 1986, Russell και συν. 1991, Eveleigh 1995). Έτσι η δυσκαμπτότητα στη ενδοσταθεροποιούμενη ήλωση (για δεδομένη μηχανική φόρτιση) εξαρτάται κυρίως από το λειτουργικό μήκος (τύπος και εντόπιση κατάγματος).

4. Δυσκαμπτότητα σε στροφική φόρτιση

Όσον αφορά στο λειτουργικό μήκος (τύπος και εντόπιση κατάγματος) ισχύουν τα αναφερόμενα για την δυσκαμπτότητα σε γωνίωση. Όσο αυξάνει το λειτουργικό μήκος τόσο ελλατώνεται η δυσκαμψία σε στροφική παραμόρφωση.

Στη δυναμική ήλωση η "σφικτή" επαφή (gripping strength) μεταξύ ήλου και οστού είναι αυτό που καθορίζει κυρίως την στροφική δυσκαμψία. Μπορεί να αυξηθεί με το γλυφανισμό (αύξηση έκτασης επαφής μεταξύ ήλου και οστού), ή με την προσθήκη ραβδώσεων στον ήλο.

Στην ενδοσταθεροποιούμενη ήλωση ο τρόπος της κεντρικής και περιφερικής ενδοσταθεροποίησης έχει μεγαλύτερη σημασία από τη "σφικτή" επαφή (gripping strength) μεταξύ ήλου και οστού έχει μικρότερη σημασία.

Όσον αφορά στη στροφική δυσκαμψία των ήλων, έχει βρεθεί σε προηγούμενες μελέτες ότι οι ήλοι κλειστής διατομής είναι σημαντικά πιο δύσκαμπτοι από τους ήλους ανοικτής διατομής (με την προϋπόθεση ότι είναι οι άλλες παράμετροι όπως υλικό, διάμετρος, μήκος και πάχος είναι ίδιες) και συγκεκριμένα για τους ήλους μηριαίου η σχέση είναι 1/30 περίπου (Russell και συν. 1991, Eveleigh 1995).

Έτσι λοιπόν σε κατάγματα με μεγάλο λειτουργικό μήκος η χρησιμοποίηση ήλου με μεγάλη ελαστικότητα θα έχει σαν αποτέλεσμα μεγαλύτερη παραμόρφωση (μεγαλύτερη φόρτιση πόρου) και περισσότερες πιθανότητες για πλαστική παραμόρφωση.

Η παραμένουσα παραμόρφωση μετά από την άρση στροφική μηχανικής φόρτισης έχει μετρηθεί και πειραματικά και αναφέρεται σαν Spring-back angle (Kyle και συν. 1991).

Βρέθηκε λοιπόν ότι αυτή εξαρτάται από:

- (α). Το λειτουργικό μήκος (μεγαλύτερη παραμόρφωση σε μεγαλύτερο λειτουργικό μήκος).
- (β). Το είδος της σταθεροποίησης (οι κοχλίες υπερέρχουν όλων των άλλων μεθόδων).
- (γ). Την στροφική δυσκαμπτότητα του υλικού. Μικρότερη παραμόρφωση σε πιο δύσκαμπτο υλικό.

5. Δυσκαμπτότητα σε αξονική φόρτιση

Όσον αφορά στην αξονική φόρτιση πρακτικά μπορούμε να διακρίνουμε 2 καταστάσεις:

(α). Όταν υπάρχει οστική επαφή μεταξύ του ακεραίου κεντρικού και περιφερικού οστικού τεμαχίου. Η δυσκαμψία (και η σταθερότητα) καθορίζεται από αυτή την επαφή.

(β). Όταν δεν υπάρχει οστική επαφή. Η δυσκαμψία καθορίζεται από τον ήλο και συγκεκριμένα από τον τρόπο κεντρικής και περιφερικής σταθεροποίησης δεδομένου ότι η επαφή μεταξύ ήλου και οστού από μόνη της (συμβατική-απλή ήλωση) συμβάλει ελάχιστα (πρακτικά καθόλου) στην αξονική δυσκαμψία.

Πειραματικά έχει βρεθεί ότι η σταθεροποίηση με κοχλίες υπερέχει αντέχοντας φόρτιση σχεδόν 4 φορές το σωματικό βάρος (τα περύγια μόνο 1.5 φορά και οι ράβδοι Ender nails λιγότερο του σωματικού βάρους), (Tencer και συν. 1984, 1988, 1993, Johnson και συν. 1986).

Βιβλιογραφία

1. Allen, WCPG, Burstein AH, Frankel VH. Biomechanical Principles of Intramedullary Fixation. Clin Orthop 1968;60:13–20.
2. Kyle RF. Biomechanics of Intramedullary Fracture Fixation. Orthopedics 1985;8:1356–1359.
3. Tarr RS and Wiss DA. The Mechanics and Biology of Intramedullary Fracture Fixation. Clin Orthop 1986; 212:10–17.
4. Russell TA, Taylor JC, LaVelle DG, Beals NB, Brumfield DL, Durham AG: Mechanical characterization of femoral interlocking intramedullary nailing systems. J Orthop Trauma 1991; 5: 332-340.
5. Eveleigh RJ: A review of biomechanical studies of intramedullary nails. Med Eng Phys 1995; 17: 323-331.
6. Kyle RF, Schaffhausen JM, Bechtold JE. Biomechanical Characteristics of Interlocking Femoral Nails in the Treatment of Complex Femoral Fractures. Clin Orthop 1991; 267:169–173.
7. Tencer AF, Johnson KD, Johnson DWC, Gill K. A Biomechanical Comparison of Various Methods of Stabilization of Subtrochanteric Fractures of the Femur. J Orthop Res 1984;2:297–305.
8. Johnson KD, Tencer AF, Blumenthal S, August A, Johnston DWC. Biomechanical Performance of Locked Intramedullary Nail Systems in Comminuted Femoral Shaft Fractures. Clin Orthop 1986; 206:151–161.
9. Tencer AF, Johnson KD, Sherman MC. Biomechanical Considerations in Intramedullary Nailing of Femoral Shaft Fractures. Techniques Orthop 1988;3:1–5.
10. Tencer AF, Johnson KD, Kyle RF, Fu FH. Biomechanics of Fractures and Fracture Fixation. Instr Course Lect 1993;42:19–55.

A.2.8. Μηχανικά χαρακτηριστικά σύγχρονων ήλων βραχιονίου

1. Σχήμα (γεωμετρία εγκάρσιας διατομής)

Η πλειοψηφία των ήλων μπορεί να είναι αυλοφόροι ή συμπαγείς, ανοικτής ή κλειστής διατομής ή να έχουν διαφορετικό σχήμα. Οι αυλοφόροι ήλοι είναι πιο ελαστικοί (για δεδομένη διάμετρο και εξωτερικό σχήμα), τοποθετούνται χρησιμοποιώντας οδηγό, μπορούν να τοποθετηθούν μετά από γλυφανισμό αλλά και χωρίς γλυφανισμό (ήλοι κλειστής διατομής ορισμένων συστημάτων) και αφαιρούνται πιο εύκολα από τους συμπαγείς αν υποστούν θραύση. Οι ήλοι ανοικτής διατομής είναι πιο ελαστικοί αλλά οι ήλοι κλειστής διατομής είναι πιο ισχυροί και μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μικρότερες διαμέτρους ακόμη και χωρίς γλυφανισμό. Το πάχος του τοιχώματος στους ήλους ανοικτής διατομής παίζει σημαντικό ρόλο στην δυσκαμπτότητα αλλά και στην αντοχή του ήλου.

Το εξωτερικό σχήμα του ήλου (τριφυλλοειδές, κυλινδρικό, τετράγωνο, ραβδωτό κλπ) παίζει επίσης σημαντικό ρόλο στην δυσκαμπτότητα και αντοχή του ήλου αλλά και στη σταθερότητα

2. Μήκος, πλάτος και κυρτότητα

Οι ήλοι όλων των συστημάτων διατίθενται σε ποικιλία μήκους και πλάτους. Τα δύο αυτά χαρακτηριστικά καθορίζουν σε μεγάλο βαθμό και την σταθερότητα και τη δυσκαμπτότητα της οστεοσύνθεσης. Όσον αφορά στην κυρτότητα οι ήλοι που χρησιμοποιούνται σήμερα έχουν κυρτότητα προσαρμοσμένη στο σχήμα του οστού που θα τοποθετηθούν. Όσον αφορά το βραχιόνιο υπάρχουν ήλοι χωρίς κυρτότητα (ευθείς) ενώ άλλοι έχουν στο κεντρικό τους άκρο μία πρόσθια γωνίωση (κλίση) για να διευκολύνει την είσοδο του ήλου από το σημείο εισόδου στον αυλό, το οποίο βρίσκεται έκκεντρα σε σχέση με το κέντρο του αυλού.

3. Σταθεροποίηση

Ανάλογα με τον τρόπο σταθεροποίησης και σύμφωνα με πρόσφατη δημοσίευση οι ήλοι ταξινομούνται σε “fixed” και “bio” (Garnavos 2005). Οι ήλοι “fixed” χρησιμοποιούν κοχλίες για την περιφερική τους ασφάλιση ενώ οι ήλοι “bio” προσφέρουν περιφερικό κλείδωμα χωρίς την χρήση βιδών. (Εικόνες 1 και 2)



Εικόνα 1 (αριστερά): “fixed” ήλωση βραχιονίου

Εικόνα 2 (δεξιά): “bio” ήλωση βραχιονίου

4. Υλικό κατασκευής

Σαν υλικό κατασκευής των ήλων συνήθως χρησιμοποιούνται ο χάλυβας 316L, ο χάλυβας 22:13:5, το τιτάνιο, το κράμα τιτάνιο-αλουμίνιο-βανάδιο (Ti-6Al-4V), και το κράμα τιτάνιο-αλουμίνιο-νιόβιο (Ti-6Al-7Nb).

Οι μηχανικές ιδιότητες του ήλου εξαρτώνται και από το υλικό κατασκευής. Με εξαίρεση όμως τους ήλους μικρής διαμέτρου όπου η αντοχή του υλικού σε καταπόνηση είναι ένα σημαντικό στοιχείο φαίνεται ότι στις άλλες περιπτώσεις ότι το υλικό κατασκευής να παίζει μικρότερο ρόλο σε σχέση με άλλους παράγοντες όσον αφορά στην πύρωση του κατάγματος (Chandler 1996).

Βιβλιογραφία

1. Chandler RW. Principles of Internal Fixation. In Rockwood and Green's, Fractures in adults. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW, Heckman JD (ed.). 4th ed., Lippincott-Raven Publishers, 1996.
2. Garnavos C: Humeral nails: When to choose what and how to use. Current Orthopaedics 2005;19(4):294-304.

A.2.9. Ιδιαιτερότητες της Ενδομυελικής Ήλωσης της Βραχιονίου διάφυσης

1. Η πύλη εισόδου

Η ενδομυελική ήλωση των καταγμάτων της βραχιονίου διάφυσης γίνεται συνήθως ορθόδρομα, δια της βραχιονίου κεφαλής. Η πύλη εισόδου ανοίγεται στην περιοχή μεταξύ της κορυφής του μείζονος βραχιονίου ογκώματος και του αρθρικού χόνδρου της βραχιονίου κεφαλής. Η περιοχή αυτή προσεγγίζεται με την διύνηση του στροφικού πετάλου του ώμου. Κίνδυνο τραυματισμού από την είσοδο του ήλου διατρέχει επίσης και η μακρά κεφαλή του δικεφάλου. Σε αντίθεση με την ήλωση των καταγμάτων του μηρού και της κνήμης η άρθρωση του ώμου επιτελεί μεγαλύτερο εύρος κίνησης που σε μέγιστο βαθμό εξαρτάται από την ακεραιότητα του τενοντίου πετάλου του ώμου και των σημαντικών μαλακών μορίων που την περιβάλλουν. Καθώς η ανατομική αποκατάσταση των τραυματισμένων αυτών μαλακών μορίων στο τέλος της επέμβασης δεν είναι πάντα εφικτή, μπορεί να μην αποκατασταθεί πλήρως το εύρος κίνησης της άρθρωσης του ώμου παρά την χωρίς προβλήματα πόρωση του ήλωθέντος διαφυσιακού κατάγματος (Robinson et al 1992, Wallny et al 1997). Περιορισμός του εύρους κίνησης της άρθρωσης του ώμου με πόνο μπορεί να συμβεί αν ο ήλος προέχει από την βραχιόνιο κεφαλή και προσκρούει στο τενόντιο πέταλο ή/και το ακρώμιο.

Αρκετές φορές η εισαγωγή του ήλου γίνεται ανάστροφα, δια της υπερκονδυλίου περιοχής του αγκώνα. Και εδώ πρέπει να υπάρχει προσοχή και επιμελής τεχνική καθ' όσον έχουν αναφερθεί περιπτώσεις δυσκαμψίας του αγκώνα μετεγχειρητικά. Επιπρόσθετα, με αυτή την πύλη εισόδου μπορεί να δημιουργηθεί ιατρογενές κάταγμα υπερκονδυλίας λόγω της στενότητας του αυλού του βραχιονίου στην εν λόγω περιοχή αλλά και της έκκεντρης εισόδου του ήλου (Crates and Whittle 1998, Schatzker 1987, Robinson 1992)

2. Τα νευραγγειακά στοιχεία

Σημαντικά νευραγγειακά στοιχεία ευρίσκονται κοντά στο βραχιόνιο οστό και είναι δυνατόν να τραυματισθούν είτε από την φρέζα ή από τις βίδες ασφάλισης. Στην περιοχή τις βραχιονίου κεφαλής στοιχεία που μπορεί να τραυματισθούν περιλαμβάνουν το μασχαλιαίο νεύρο και το βραχιόνιο πλέγμα, ενώ το κερκιδικό νεύρο και το μυοδερματικό νεύρο μαζί με την βραχιόνιο αρτηρία μπορεί να τραυματισθούν στην περιοχή της διάφυσης και της υπερκονδυλίου χώρας.

3. Πότε θα πρέπει να εκτελείται η ήλωση;

Ο γλυφανισμός, που δρα ευεργετικά στην διαδικασία της πόρωσης των διαφυσιακών καταγμάτων του μηριαίου και της κνήμης δεν προτείνεται για την ήλωση των διαφυσιακών καταγμάτων του βραχιονίου. Επιπρόσθετα, το βραχιόνιο δεν φορτίζεται με το βάρος του σώματος και ως εκ τούτου δεν μπορεί να ακολουθηθεί η διαδικασία της δυναμοποίησης, που εφαρμόζεται σε περιπτώσεις καθυστερημένης πόρωσης των διαφυσιακών καταγμάτων των οστών του κάτω άκρου. Λαμβάνοντας δε υπ' όψιν ότι η ενδομυελική ήλωση συνήθως δεν δημιουργεί συνθήκες συμπίεσης του κατάγματος, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι τα διαφυσιακά κατάγματα του βραχιονίου που αντιμετωπίζονται με ενδομυελική ήλωση θα πρέπει να χειρουργούνται όσο το δυνατόν ενωρίτερα ώστε να μπορούν να εκμεταλευθούν τις ευεργετικές ιδιότητες του φρέσκου αιματώματος που δημιουργείται γύρω από το κάταγμα. Η διατήρηση του αιματώματος είναι από τα κύρια πλεονεκτήματα της κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και η εκμετάλλευση των ιδιοτήτων του γίνεται προβληματική με την πάροδο του χρόνου. Είναι επίσης αυτονόητο ότι όσο περισσότερο καθυστερεί η κινητοποίηση των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα τόσο μεγαλύτερα προβλήματα δυσκινησίας και απώλειας του εύρους κίνησης των αρθρώσεων θα υπάρξουν.

Βιβλιογραφία

1. Robinson M C, Bell M K, Court-Brown M C, McQueen M M. Locked nailing of humeral shaft fractures. *J Bone Jt Surg (Br)* 1992;74-B: 558-562.
2. Wallny T, Sagebiel C, Westerman K, Wagner U A, Reimer M. Comparative results of bracing and interlocking nailing of humeral shaft fractures. *Int Orthop* 1997; 21: 374-379.
3. Crates J, Whittle A P. Antegrade interlocking nailing of acute humeral shaft fractures. *Clin Orthop* 1998; 350: 40-50.
4. Schatzker J. Fractures of humerus. In: Schatzker J, Tile M (eds). *Rationale of Operative Fracture Care*. Lippincott 1987; 61-70.
5. Evans D P, Conboy L B V, Evans J E. The Seidel humeral locking nail: an anatomical study of the complications from locking screws. *Injury* 1993; 24: 175-176.
6. Rupp R E, Chrissos M G, Ebraheim N A. The risk of neurovascular injury with distal locking screws of humeral intramedullary nails. *Orthopedics* 1996; 19: 593-595.
7. Garnavos C, Seaton J, Lunn P G. The treatment of selected fractures of the humeral shaft with the true-flex nail. *Injury* 1998; 29: 269-275.
8. Linn J. Treatment of humeral shaft fractures with humeral locked nail and comparison with plate fixation. *J Trauma* 1998; 44: 859-864.
9. Varley G W. The Seidel locking humeral nail: the Nottingham experience. *Injury* 1995; 26(3): 155-157.

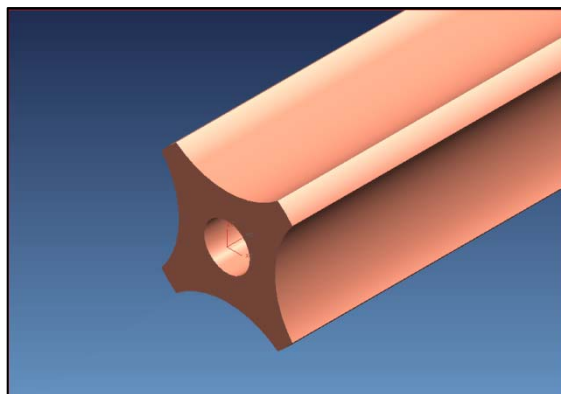
B. ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Ο ήλος Βραχιονίου “Garnavos”



1. Περιγραφή του Ήλου Βραχιονίου “Garnavos”

Ο ήλος είναι κατασκευασμένος από μίγμα Τιτανίου. Το σώμα του ήλου είναι ευθεία, αυλοφόρος ράβδος, με σχήμα τετράπλευρο και κοίλες πλευρές, των οποίων η ένωση διαμορφώνει τέσσερις οξυαίχμες γωνίες. (Εικ. 1)



Εικ 1. Η σχεδίαση του ήλου και η διατομή του (“cross section”)

Ο ήλος είναι συναρμολογούμενος (modular), χρησιμοποιείται δηλαδή με μία προέκταση, που στερεώνεται βιδωτά στο ένα του άκρο (κεντρικό). Η επιλογή της κατάλληλης προέκτασης εξαρτάται από τον τρόπο εισαγωγής του ήλου: αν ο ήλος εισάγεται δια της βραχιονίου κεφαλής (ορθόδρομα) προσαρμόζεται στο κεντρικό άκρο του ήλου η προέκταση που ονομάζεται PLD (Proximal Locking Device) (Εικ. 2) με διαστάσεις προ έκπτυξης 1 εκατοστό διάμετρος με 2 εκατοστά μήκος, ενώ αν ο ήλος εισάγεται δια της υπερκονδύλιου χώρας (ανάστροφα), τότε στο κεντρικό άκρο του ήλου προσαρμόζεται η προέκταση DLD (Distal Locking Device), με διάσταση (Εικ. 3). 1 εκατοστό διάμετρος με 2 εκατοστά μήκος.

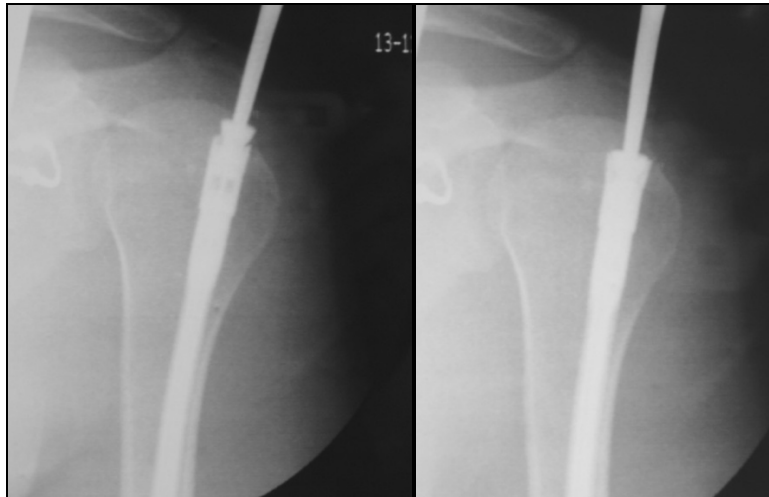


Εικ. 2: Proximal Locking Device



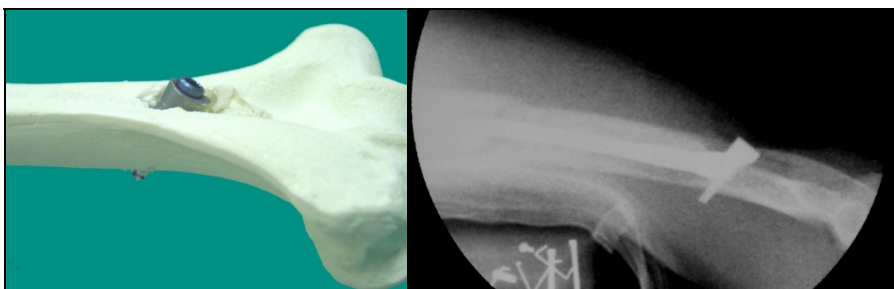
Εικ. 3: Distal Locking Device

Κατά την ορθόδρομη ήλωση το PLD βιδώνεται στερεά στο κεντρικό άκρο του ήλου και ωθείται εντός της βραχιονίου κεφαλής. Στην τελική θέση η διάμετρός του μπορεί να εκπτυχθεί μέχρι και κατά 2mm, έτσι ώστε να συμβάλλει στην σταθεροποίηση («κλείδωμα») του ήλου στην θέση αυτή, απαλείφοντας την ανάγκη για χρήση επιπρόσθετων κοχλιών ασφάλισης. (Εικ. 4α, β)



Εικ. 4α,β: Πριν και μετά την έκπτυξη του PLD στην τελική θέση

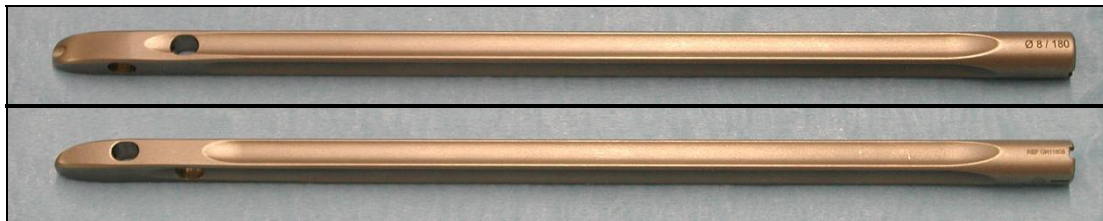
Κατά την ανάστροφη ήλωση στο κεντρικό άκρο του ήλου βιδώνεται το DLD, το οποίο ωθείται μαζί με τον ήλο ώστε να εισχωρήσει στην πύλη εισόδου στην υπερκονδύλιο χώρα. Εκεί ασφαρίζεται με ένα κοχλία ασφάλισης, που εισάγεται με άμεση όραση και ως εκ τούτου χωρίς τον κίνδυνο πρόκλησης τραυματισμού σε νευροαγγειακά στοιχεία.



Εικ. 5α, β: Η τελική θέση και το κλείδωμα του DLD

Το σχήμα του ήλου (τετράπλευρη αυλοφόρος ράβδος με κοίλες πλευρές) προσδίδει στον ήλο μοναδικές ιδιότητες: Α) Τα τέσσερα οξύαιχμα άκρα που σχηματίζονται εισχωρούν στο ενδόστεο και προσδίδουν ενδογενή σταθερότητα στις στροφικές δυνάμεις με αποτέλεσμα να μη είναι απαραίτητη η περιφερική ασφάλιση με κοχλίες στην πλειονότητα των περιπτώσεων, Β) καθώς η εισαγωγή του ήλου γίνεται χωρίς γλυφανισμό, η κοίλανση των πλευρών προκαλεί ελάχιστη βλαπτική επίδραση στο ενδόστεο και συμβάλλει στην διατήρηση της ενδοστικής αιμάτωσης. Κλινική συνέπεια είναι η όσο το δυνατόν ανεμπόδιστη διαδικασία της πάρωσης του κατάγματος, Γ) Η ύπαρξη αυλού σε όλο το σύστημα (ήλος, PLD, DLD) επιτρέπει την χρήση οδηγού βελόνας, που διευκολύνει σημαντικά την διαδικασία της ήλωσης και την έκπτυξη του PLD μετά την είσοδό του στην βραχιόνιο κεφαλή.

Οι οι δύο οπές στο περιφερικό άκρο του ήλου επιτρέπουν το περιφερικό κλείδωμα του ήλου με κοχλίες ασφάλισης, όπου η μορφολογία και εντόπιση του κατάγματος απαιτούν ορισσότερη σταθερότητα. Οι περιφερικές αυτές οπές έχουν τοποθετηθεί σε αντίθετες πλευρές (κάθετα η μία στην άλλη), ώστε η μία από αυτές να βρεθεί στην πλέον ιδανική θέση ώστε ένας τουλάχιστον κοχλίας ασφάλισης να διέλθει δια αυτής με την τεχνική της ελεύθερης στόχευσης (“free hand”). (Εικ. 6)



Εικ. 6: Η θέση των περιφερικών οπών του ήλου

2. Μεγέθη ήλων-κοχλιών ασφάλισης και Εργαλειοσειρά

Τα διαθέσιμα μεγέθη των ενδομυελικών ήλων αναγράφονται στον κατωτέρω πίνακα.

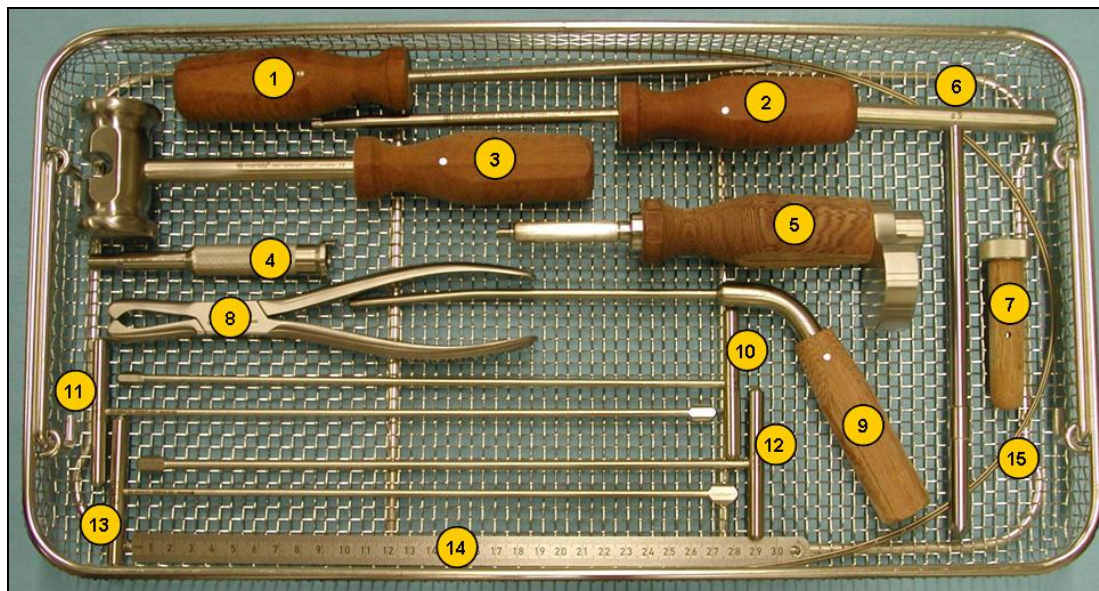
Διάμετρος ήλων [mm]	Μήκος [mm]				
	150	180	210	240	270
6	X	X	X		
7	X	X	X	X	
8		X	X	X	
9		X	X	X	X
10			X	X	X
11			X	X	X

Όποτε κρίνεται απαραίτητο γίνεται χρήση μιας (ή και δύο) περιφερικών κοχλιών ασφάλισης. Οι κοχλίες αυτοί έχουν διάμετρο 3.8 χιλιοστά και διατίθενται σε μήκη 20, 25, 30, 35 και 40 χιλιοστά. (Εικ. 7)



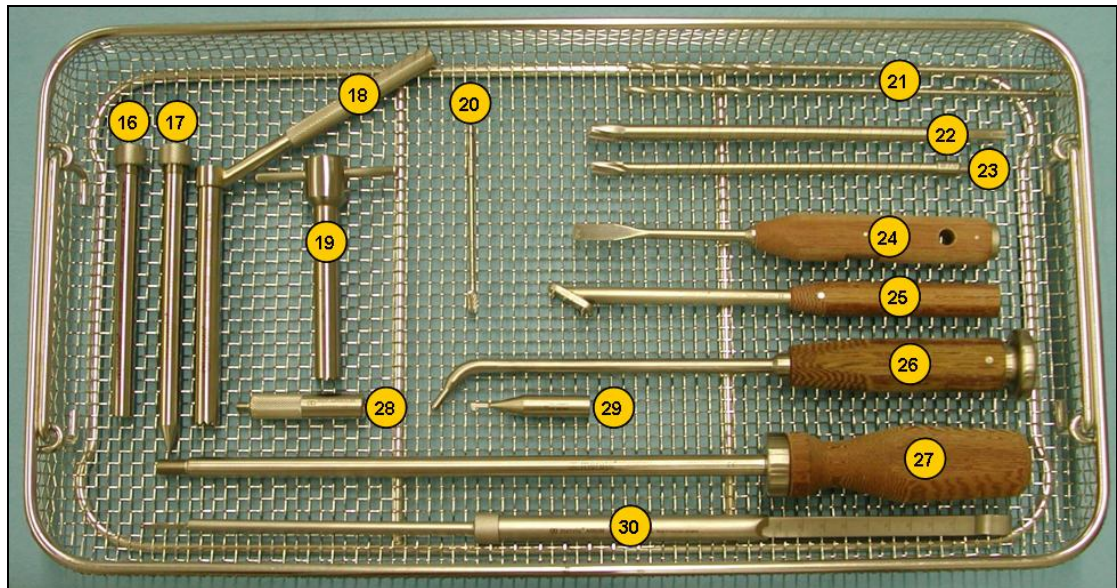
Εικ. 7: Οι κοχλίες ασφάλισης

Η εικόνα 8 δείχνει τον πρώτο δίσκο της εργαλειοσειράς με τα περιεχόμενα εργαλεία



Εικόνα 8: Ο πρώτος δίσκος της εργαλειοσειράς

No.	Εργαλείο	No.	Εργαλείο
1	Κατσαβίδι 2,5	9	Εργαλείο ανάταξης
2	Κατσαβίδι 3,5 αυλοφόρο	10	Μετρητής διαμέτρου ø 7 mm
3	Σφυρί	11	Μετρητής διαμέτρου ø 8 mm
4	Μετατροπέας για τον εισαγωγέα του ήλου	12	Μετρητής διαμέτρου ø 9 mm
5	Εισαγωγέας ήλου	13	Μετρητής διαμέτρου ø 10 mm
6	Σουβλί ø 9 mm	14	Χάρακας 300 mm
7	Χερούλι για την οδηγό βελόνα	15	2 Nitinol οδηγοί βελόνες
8	Ειδική τανάλια		



Εικόνα 9: Ο δεύτερος δίσκος της εργαλειοσειράς

No.	Εργαλείο	No.	Εργαλείο
16	Προστατευτικό φρέζας	24	Οστεοτόμος
17	Διακορευτής	25	Οδηγός φρέζας
18	Προστατευτικό μαλακών μορίων	26	Εισαγωγέας DLD
19	‘Κατσαβίδι’ για PLD	27	Εξαγωγέας
20	“Bone cutter” \varnothing 6 mm	28	Μετατροπέας M5 για εξαγωγή
21	2 φρέζες \varnothing 3,2 mm	29	Εξαγωγέας για DLD
22	Εύκαμπτο γλύφανο \varnothing 8 mm	30	Μετρητής μήκους
23	Εύκαμπτο γλύφανο \varnothing 7 mm		

3. Χειρουργική Τεχνική

3.1 Ορθόδρομη τεχνική

3.1.1 Τοποθέτηση του ασθενούς

Ο ασθενής τοποθετείται στο χειρουργικό τραπέζι σε ύπτια θέση με τον ώμο του πάσχοντος άκρου επί ακτινοδιαπερατού υποστηρίγματος. Βραχιόνιο και ώμος παραμένουν ακάλυπτα ενώ το υπόλοιπο σώμα καλύπτεται με αποστειρωμένα καλύμματα. Η εικόνα 1 δείχνει την τοποθέτηση του ασθενούς.

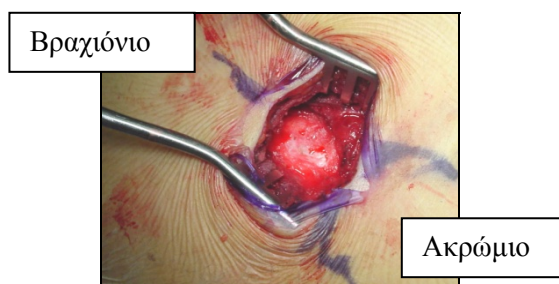


Εικ. 1: Η τοποθέτηση του ασθενούς

Το ακτινοσκοπικό μηχάνημα τοποθετείται στην άλλη πλευρά της χειρουργικής τράπεζας, με την προϋπόθεση ότι οι διαστάσεις της τράπεζας και η καμπυλότητα του ακτινοσκοπικού βραχίονα επιτρέπουν την ακτινοσκόπηση του τραυματισμένου βραχιονίου και των σύστοιχων ώμου και αγκώνα.

3.1.2 Η χειρουργική τομή

Η τομή είναι επιμήκης, 3-4 εκατοστά από το πρόσθιο έξω άκρο του ακρωμίου με κατεύθυνση λοξά και πρόσθια. Ο δελτοειδής μυς διαχωρίζεται κατά μήκος των ινών του με αμβλύ εργαλείο (πχ κλειστό ψαλίδι) για να αποκαλυφθεί ο υπακρωμιακός θύλακος και το τενόντιο πέταλο του ώμου. (Εικ. 2)

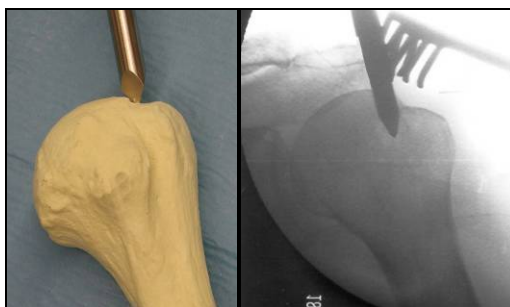


Εικ. 2: Η χειρουργική τομή και αποκάλυψη του τενοντίου πετάλου

Ακολούθως, γίνεται η διατομή του τενοντίου πετάλου του ώμου με την είσοδο και έξοδο (stub wound) μιας χειρουργικής λάμας (No 24) στην κατεύθυνση των ινών του υπερακανθίου. Άμεση όραση της βραχιονίου κεφαλής δεν είναι απαραίτητη και θα πρέπει να αποφεύγεται. Η αύλακα και ο τένοντας της μακράς κεφαλής του δικεφάλου μπορούν να ψηλαφηθούν και προστατευθούν.

3.1.3 Η πύλη εισόδου του ήλου και η εισαγωγή της οδηγού βελόνας

Η πύλη εισόδου του ήλου γίνεται με την χρήση ειδικού εργαλείου («σουβλί», «hand awl»). Η θέση διάνοιξης είναι επί τα εντός και λίγο οπίσθια της κορυφής του μείζονος βραχιονίου ογκώματος στην περιοχή της αύλακας («sulcnum»), που ευρίσκεται μεταξύ της κατάφυσης του τενοντίου πετάλου και του αρθρικού χόνδρου της βραχιονίου κεφαλής. (Εικ 3α,β) Το εργαλείο διάνοιξης της πύλης εισόδου θα πρέπει να εισάγεται 4-5 εκατοστά εντός της βραχιονίου κεφαλής για να διευκολύνει την εισαγωγή της οδηγού βελόνας στον αυλό του βραχιονίου.

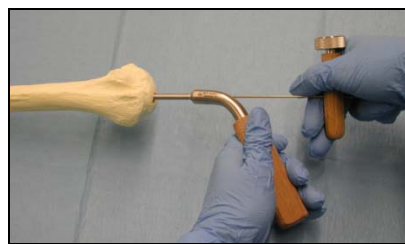


Εικ. 3α, β: Το σημείο της πύλης εισόδου του ήλου

Η οδηγός βελόνα τοποθετείται δια του εργαλείου που διευκολύνει την ανάταξη του κατάγματος («εργαλείο ανάταξης» ή «joy stick») και μαζί με το ειδικό χερούλι, που διευκολύνει την προώθηση της βελόνας, εισάγεται δια της κεφαλής προς τον αυλό του εγγύς κατεαγότες τμήματος του βραχιονίου. (Εικ 4α,β)



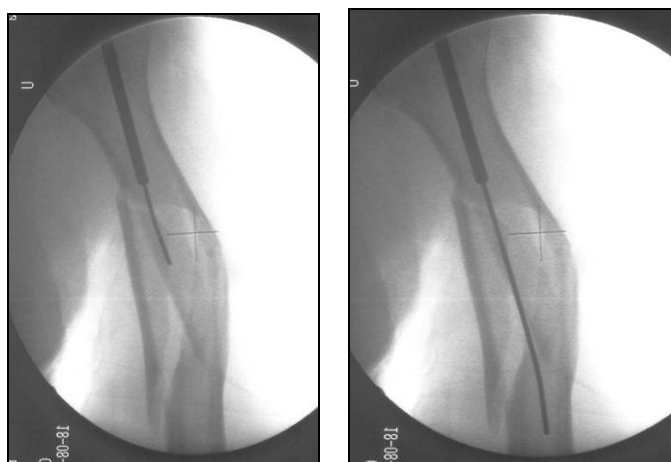
Εικ. 4α: Η οδηγός βελόνα τοποθετημένη εντός του εργαλείου ανάταξης και του χερουλιού προώθησης



Εικ. 4β: Εισαγωγή της οδηγού βελόνας εντός του κεντρικού βραχιονίου

3.1.4 Ανάταξη του κατάγματος

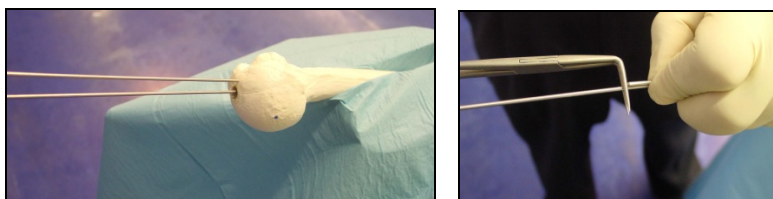
Το αυλοφόρο εργαλείο ανάταξης προωθείται έως ότου φθάσει κοντά αλλά όχι πέραν του κατάγματος. Το ελαφρώς κεκαμμένο άκρο της οδηγού βελόνας πρέπει να είναι ορατό και να προέχει από το εργαλείο ανάταξης αλλά να μην περνάει το κάταγμα. Η ανάταξη του κατάγματος επιτυγχάνεται με εφαρμογή έλξης, υπτιασμού του αντιβραχίου και κάμψη του αγκώνα στις 90 μοίρες, ενώ ταυτόχρονα γίνεται χειρισμός του κεντρικού τμήματος με το εργαλείο ανάταξης. Με την επιβεβαίωση της θέσης ανάταξης υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο, γίνεται προώθηση της οδηγού βελόνας δια του κατάγματος προς το περιφερικό τμήμα του βραχιονίου. (Εικ. 4α,β)



Εικ. 4α,β: Ακτινοσκοπικές εικόνες από την διαδικασία ανάταξης και περάσματος της οδηγού βελόνας στο περιφερικό κατεαγός τμήμα του βραχιονίου.

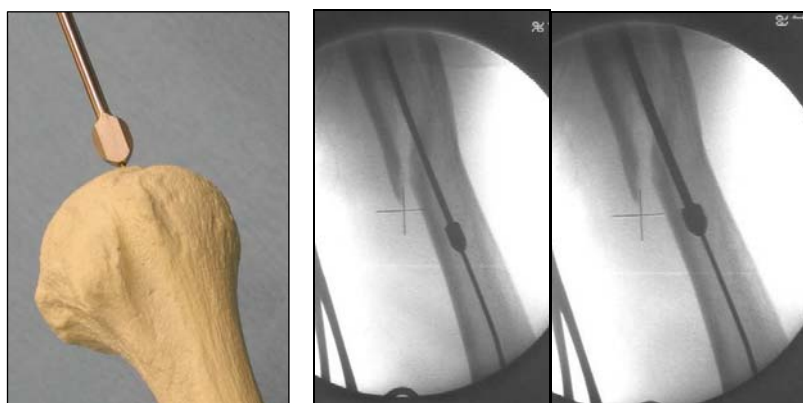
3.1.5 Επιλογή του μεγέθους του ήλου

Όταν η οδηγός βελόνα προωθηθεί στην τελική της θέση, το μήκος της από την βραχιόνιο κεφαλή μέχρι την υπερκονδύλιο χώρα, που αντικατοπτρίζει και το μήκος του ήλου που θα τοποθετηθεί ήλοςκαθορίζεται με την χρήση μιας δεύτερης οδηγού βελόνας που θα πρέπει να έχει το ίδιο μήκος με αυτή που ευρίσκεται εντός του αυλού του βραχιονίου. Η δεύτερη οδηγός βελόνα εισάγεται δια της χειρουργικής τομής ώστε το ένα άκρο της να ακουμπά στην κεφαλή του βραχιονίου, πλησίον της πύλης εισόδου. Κατόπιν φέρεται παράλληλα με την πρώτη οδηγό βελόνα και το προέχον μήκος από το πέρασ της πρώτης οδηγού βελόνας αντικατοπτρίζει το ζητούμενο μήκος του ήλου. (Εικ 5α, β)



Εικ. 5α, β: Η διαδικασία μέτρησης του μήκους του ήλου

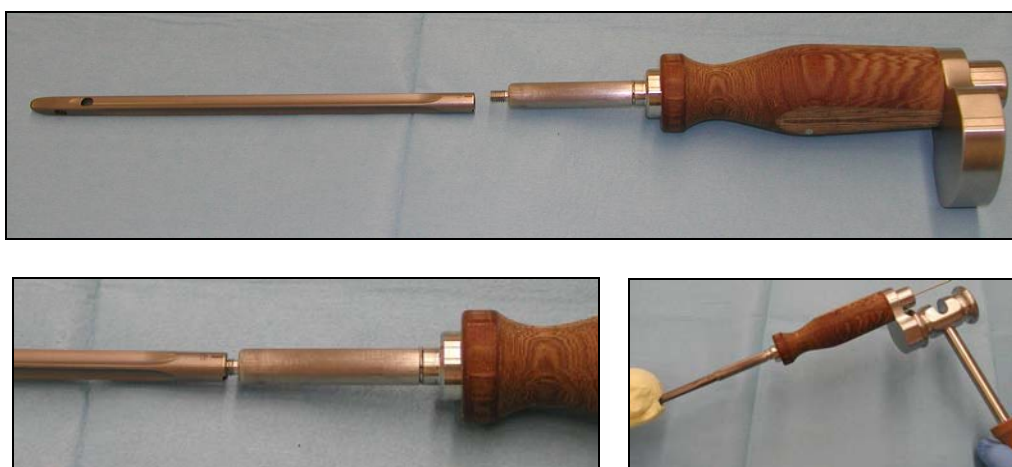
Η διάμετρος του ήλου παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην στροφική και αξονική σταθερότητα της οστεοσύνθεσης, αν δεν χρησιμοποιηθούν κοχλίες περιφερικής ασφάλισης. Η σταθερότητα αυτή προσφέρεται με την στενή επαφή των τεσσάρων οξύαιχμων άκρων των πλευρών του ήλου με το ενδόστεο και για τον λόγο αυτό ο καθορισμός της πλέον κατάλληλης διαμέτρου του ήλου είναι καφαλαιώδους σημασίας. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται ακτινοσκοπικοί αυλοφόροι μετρητές (“gauges”), που εισάγονται δια της οδηγού βελόνης μέχρι την περιοχή του αυλού του βραχιονίου με την μικρότερη διάμετρο, μετά το κάταγμα. Οι οδηγοί αυτοί υπάρχουν σε μεγέθη 7, 8, 9 και 10 χιλιοστών και εισάγονται με την σειρά από το μικρότερο μέγεθος. Η ζητούμενη διάμετρος του ενδομυελικού ήλου αντιστοιχεί στον τελευταίο μετρητή που μπορούσε να περάσει, με μικρή αντίσταση, δια της στενότερης περιοχής του αυλού του βραχιονίου μετά το κάταγμα. (Εικ. 6α,β,γ)



Εικ. 6α, β,γ: Η διαδικασία καθορισμού της διαμέτρου του ενδομυελικού ήλου

3.1.6 Εισαγωγή του ήλου

Ο προ-επιλεγμένος ήλος τοποθετείται στο ειδικό εργαλείο (“εισαγωγέας του ήλου”, “nail impactor”) και προωθείται εντός του βραχιονίου αυλού δια της οδηγού βελόνας. (Εικ 7α, β, γ)



Εικ. 7α, β, γ: Τοποθέτηση του ήλου στον ειδικό εργαλείο εισαγωγής και προώθησή του δια της οδηγού βελόνας

Όταν ο ήλος προωθηθεί τόσο ώστε να προέχει 2-3 εκατοστά από το δέρμα, το εργαλείο εισαγωγής αποσύρεται και το PLD εφαρμόζεται στο προέχον άκρο του ήλου. (Εικ 8α, β)



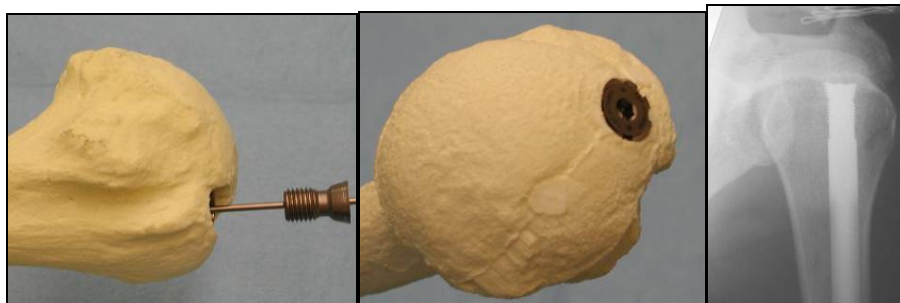
Εικ. 8α, β: Η συναρμολόγηση του PLD με τον ήλο

Κατόπιν, ο ήλος με το PLD προωθούνται στην τελική θέση, όπου το PLD θα πρέπει να έχει ολοκληρωτικά εισχωρήσει εντός της βραχιονίου κεφαλής.(Εικ 9α, β)



Εικ. 9α, β: Προώθηση του ήλου με το PLD στην τελική θέση

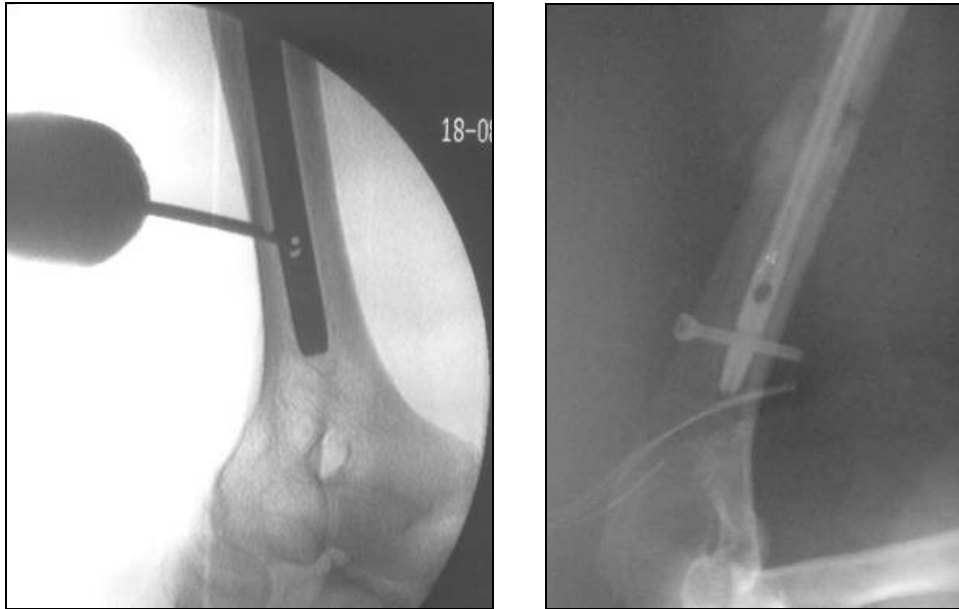
Το κεντρικό κλείδωμα του ήλου γίνεται με την τοποθέτηση της βίδας ασφάλισης εντός του PLD. Η βίδα ασφάλισης και έκπτυξης του PLD έχει κεφαλή κωνικού σχήματος, που εκπτύσσει το εγγύς άκρο του PLD κατά 2 χιλιοστά, όταν εισχωρήσει πλήρως σε αυτό. (Εικ.10α,β,γ) Η οδηγός βελόνα αποσύρρεται μετά την έκπτυξη του PLD.



Εικ 10α,β,γ: Η τοποθέτηση της βίδας ασφάλισης και έκπτυξης του PLD (α, β) εκπτύσσει το PLD κατά 2 χιλιοστά (γ)

3.1.7 Η περιφερική ασφάλιση

Η περιφερική ασφάλιση, που συνήθως γίνεται με μία βίδα, είναι απαραίτητη όταν για οποιονδήποτε λόγο ο ήλος δεν μπορεί να προσδώσει επαρκή στρωτική και αξονική σταθερότητα με το σχήμα του (όχι καλή επαφή του ήλου με το ενδόστεο). Το περιφερικό κλείδωμα γίνεται με την τεχνική “free hand”. (Εικ 11α,β)



Εικ. 11α, β: Η περιφερική ασφάλιση του ήλου βραχιονίου

3.1.8 Το κλείσιμο του τραύματος

Συρραφή του τενοντίου πετάλου θα πρέπει πάντα να επιχειρείται. Γίνεται επίσης συμπλησίαση των ινών του δελτοειδούς πριν την συρραφή των επιφανειακών στρωμάτων του τραύματος. Σύστημα παροχέτευσης δεν θεωρείται απαραίτητο.

3.1.9 Η μετεγχειρητική πορεία

Δεν απαιτείται η χρήση κηδεμόνα μετεγχειρητικά. Το άνω άκρο υποστηρίζεται με απλή ανάρτηση τύπου “collar and cuff”. Ενεργητικές και παθητικές κινήσεις του άνω άκρου αρχίζουν κατά την δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα, με στόχο τις 90 μοίρες απαγωγής του άνω άκρου στο τέλος της 2^{ης} εβδομάδος. Κατά τις πρώτες δύο εβδομάδες αποφεύγεται η εξωτερική στροφή του άνω άκρου. Η αφαίρεση των ραμμάτων γίνεται κατά την 12^η – 14^η μετεγχειρητική ημέρα. Οι ασκήσεις του άνω άκρου συνεχίζονται και επιτείνονται με την εμφάνιση οστικού πόρου, μέχρι πλήρους αποκατάστασης του εύρους κίνησης των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα. Επιστροφή σε αθλητικές δραστηριότητες και ανύψωση βαρών μπορεί να επιτραπεί με την πόρωση του κατάγματος.

3.2 Ανάστροφη τεχνική

3.2.1 Τοποθέτηση του ασθενούς

Ο ασθενής τοποθετείται σε πρηνή θέση, στην άκρη της χειρουργικής τράπεζας με το πάσχον άνω άκρο τοποθετημένο σε ένα ακτινοδιαπερατό υποστήριγμα, που προέχει της χειρουργικής τράπεζας. (Εικ 12). Το αντιβράχιο και η άκρα χείρα θα πρέπει να αιωρούνται ελεύθερα. Ο αγκώνας θα πρέπει να ευρίσκεται σε κάμψη 90 μοιρών με δυνατότητα να καμφθεί ακόμα περισσότερο, μέχρι τις 110 – 120 μοίρες. Αυτή η τοποθέτηση επιτρέπει επαρκή ακτινοσκοπική απεικόνιση και καλή θέση ανάταξης του κατάγματος. Αν η γενική κατάσταση του ασθενούς ή άλλες ιδιαιτερότητες δεν επιτρέπουν την πρηνή θέση, είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί η επέμβαση με τον ασθενή τοποθετημένο σε πλάγια θέση, με το πάσχον άνω άκρο υποστηριζόμενο με κατάλληλα ακτινοδιαπερατά υποστηρίγματα. (Εικ 13)



Εικ. 12: Τοποθέτηση του ασθενούς σε πρηνή θέση



Εικ. 13: Τοποθέτηση του ασθενούς σε πλάγια θέση

3.2.2 Προσπέλαση

Ανοίγεται επιμήκης τομή 4-5 εκατοστών από την ακρολοφία του ωλεκράνου με πορεία παράλληλη προς τον άξονα του βραχιονίου. (Εικ 14α, β)

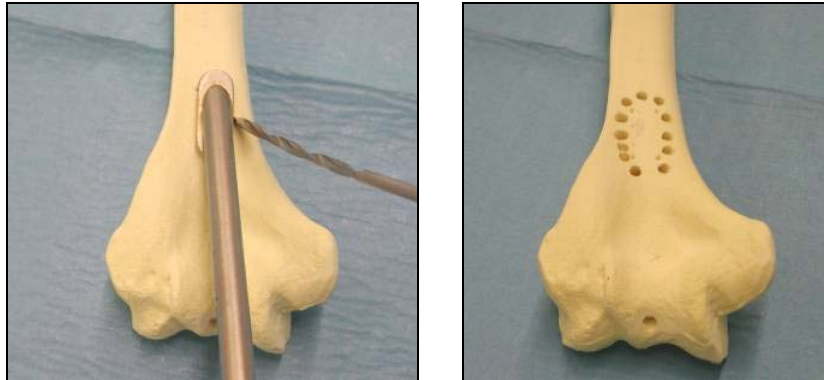


Εικ. 14α, β: Η τομή προσπέλασης για την διάνοιξη της πύλης εισόδου

Η περιτονία του τένοντα του τρικεφάλου διατέμνεται κατά μήκος και ακολουθεί διαχωρισμός των ινών του υποκείμενου μύος με αμβλύ εργαλείο (πχ κλειστό ψαλίδι), μέχρις αποκαλύψεως της υπερκονδυλίου περιοχής.

3.2.3 Η πύλη εισόδου

Η διάνοιξη της πύλης εισόδου για τον ήλο προετοιμάζεται με την διάνοιξη πολλαπλών οπών ενός φλοιού με φρέζα 3.2 χιλιοστών γύρω από το ειδικό εργαλείο, που έχει το σχήμα και τις διαστάσεις της πύλης εισόδου (1 x 2 εκατοστά) και τοποθετείται μόλις κεντρικά του ωλεκρανικού βοθρίου. (Εικ 15α, β)



Εικ. 15α, β: Η διάνοιξη της πύλης εισόδου με την χρήση του ειδικού οδηγού (template) και φρέζας 3.2 χιλιοστών

Κατόπιν, με την χρήση ειδικού οστεοτόμου, γίνεται συνένωση των οπών και έτσι επιτυγχάνεται η διάνοιξη ευμεγέθους οπής στον οπίσθιο φλοιό του περιφερικού βραχιονίου. (Εικ. 16, 17)



Εικ. 16: Διάνοιξη της πύλης εισόδου του ήλου με την χρήση ειδικού οστεοτόμου



Εικ. 17: Διεγχειρητική εικόνα, μετά την διάνοιξη της πύλης εισόδου του ήλου

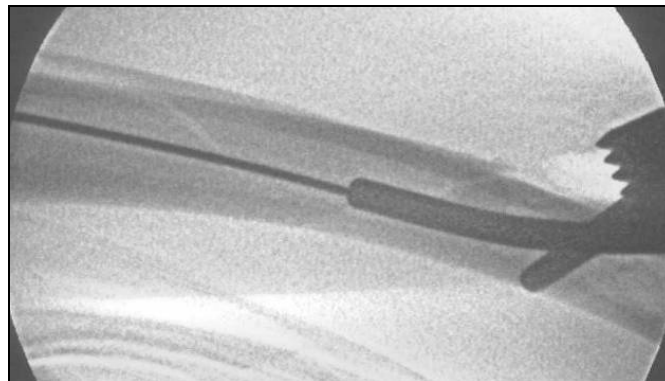
3.2.4 Ανάταξη του κατάγματος και εισαγωγή της οδηγού βελόνας

Η οδηγός βελόνα τοποθετείται εντός του εργαλείου ανάταξης (“joy stick”) και με την χρήση του ειδικού χερουλιού εισάγεται στον αυλό του περιφερικού βραχιονίου μέχρι το κάταγμα (Εικ. 18)



Εικ. 18: Η εισαγωγή της οδηγού βελόνας στον αυλό του περιφερικού βραχιονίου

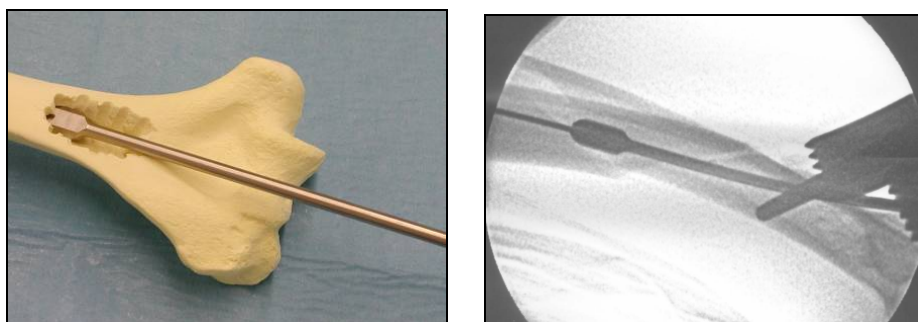
Η ανάταξη του κατάγματος επιτυγχάνεται υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο με χειρισμούς του περιφερικού κατεαγός με το εργαλείο ανάταξης έως ότου η οδηγός βελόνα περάσει στον αυλό του κεντρικού κατεαγός. (Εικ 19)



Εικ. 19: Η δίοδος της οδηγού βελόνας στο κεντρικό κατεαγός τμήμα του βραχιονίου

3.2.5 Επιλογή του μεγέθους του ήλου

Γίνεται με την χρήση των ακτινοσκοπιών αυλοφόρων μετρητών και μιας δεύτερης οδηγού βελόνας με τον ίδιο τρόπο, που περιεγράφη προηγουμένως στην τεχνική της ορθόδρομης ήλωσης. (Εικ 20α, β) Ο γλυφανισμός του περιφερειού κατεαγός με τα διαθέσιμα γλύφανα χειρός (7 και 8 χιλιοστών) διευκολύνει την εισαγωγή του ήλου, που λόγω της παρουσίας του ωλεκράνου γίνεται έκκεντρα. Αν ο προεπιλεγμένος ήλος δεν προωθείται εύκολα, (ιδιαίτερα στενός αυλός στην υπερκονδύλια χώρα, μικρής πύλης εισόδου, μη επαρκής ευκαμπτότητα ενός ήλου μεγάλης διαμέτρου), θα πρέπει να επιλέγεται ήλος μικρότερης διαμέτρου, ακόμα και αν δεν έχει καλή επαφή με το ενδόστεο, πέραν του κατάγματος. Ο ήλος αυτός θα πρέπει να ασφαλιζεται και στις δύο άκρες του για την παροχή επαρκούς σταθερότητας.



Εικ. 20α, β: Μέτρηση για τον καθορισμό της διαμέτρου του ήλου

3.2.6 Εισαγωγή του ήλου

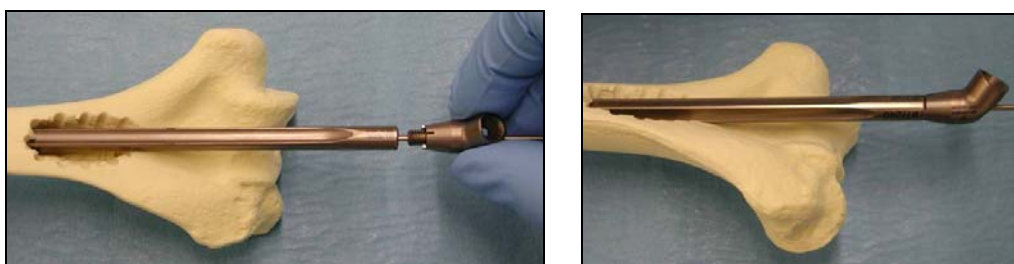
Ο προεπιλεγείς ήλος προωθείται με το εργαλείο εισαγωγής προς το κεντρικό βραχιόνιο, δια της οδηγού βελόνας. (Εικ 21)



Εικ. 21: Η πρόωθηση του ήλου στο βραχιόνιο

Η προώθηση του ήλου θα πρέπει να γίνεται με όχι δυνατά χτυπήματα και με μεγάλη προσοχή ώστε να μην προκληθεί ιατρογενές κάταγμα στην υπερκονδύλιο χώρα, καθώς λόγω του προέχοντος ωλεκράνου η εισαγωγή του ήλου γίνεται υπό γωνία με τον επιμήκη άξονα του αυλού του βραχιονίου. Η είσοδος του ήλου διευκολύνεται με το άνοιγμα ευμεγέθους πύλης εισόδου, διεύρυνση του περιφερικού αυλού του βραχιονίου με όχι βίαιο γλυφανισμό και με την υπέρκαμξη του αγκώνα μέχρι 110-120 μοίρες.

Η εφαρμογή του DLD επί του ήλου γίνεται πριν ο ήλος ενταφιασθεί εντός του αυλού του βραχιονίου. Με αυτό τον τρόπο το σώμα του ήλου μπορεί να σταθεροποιηθεί ασφαλώς με την χρήση ειδικού εργαλείου σταθεροποίησης (τανάλια, "tongs") έτσι ώστε το σφίξιμο της βίδας που σταθεροποιεί το DLD επί του ήλου να μην προκαλέσει περιστροφή του ήλου εντός του αυλού του βραχιονίου. (Εικ 22α, β)



Εικ. 22α, β: Η εφαρμογή του DLD στο σώμα του ήλου

Μετά το πέρασμα του ήλου δια του κατάγματος αποσύρεται η οδηγός βελόνα και ο ήλος με το DLD προωθούνται στην τελική τους θέση με το ειδικό εργαλείο προώθησης του ήλου κατά την ανάστροφη τεχνική. (Εικ 23 και 24α, β, γ)



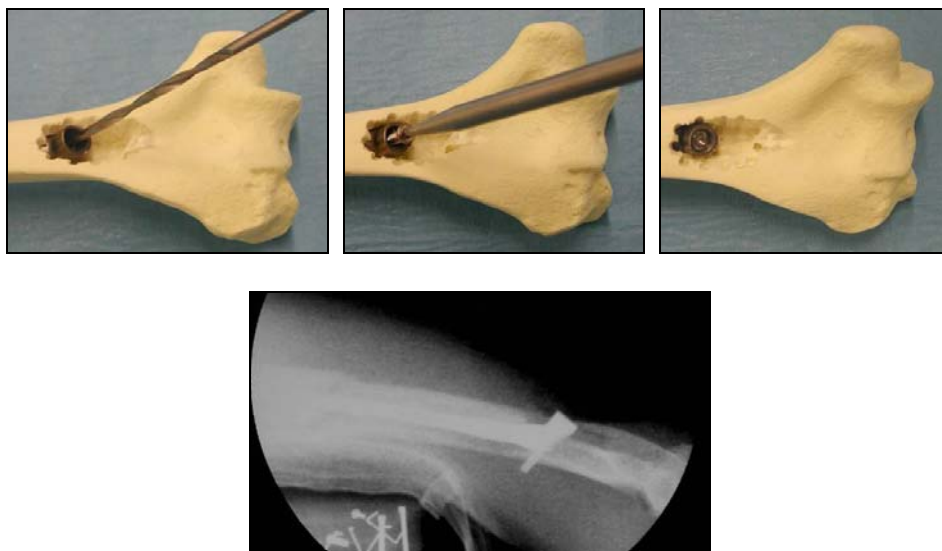
Εικ. 23: Το ειδικό εργαλείο προώθησης του ήλου/DLD κατά την ανάστροφη ήλωση



Εικ. 24α,β,γ: Η προώθηση του ήλου και η τελική θέση στην υπερκονδύλιο χώρα

3.2.7 Η περιφερική ασφάλιση του ήλου

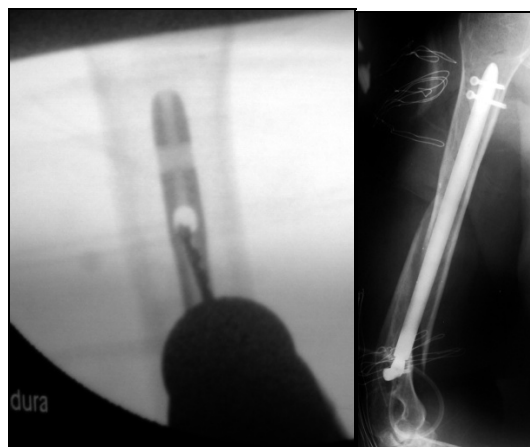
Η ασφάλιση του ήλου στην περιοχή της εισόδου του στο βραχιόνιο γίνεται με μία βίδα ασφάλισης που τοποθετείται δια του ανοίγματος του DLD, όπως φαίνεται στις εικόνες 25α, β, γ, δ



Εικ. 25α, β, γ, δ: Η ασφάλιση του ήλου με μία βίδα δια του ανοίγματος του DLD

3.2.7 Κεντρική ασφάλιση του ήλου

Αν έχει επιτευχθεί καλή επαφή ήλου-ενδοστέου στο εγγύς βραχιόνιο, δεν χρειάζεται να γίνει επιπλέον κλείδωμα με κοχλία ασφάλισης. Αν όμως ο ήλος δεν προσδίδει επαρκή σταθερότητα με το σχήμα του, τότε θα πρέπει να ασφαλισθεί κεντρικά με ένα ή δύο κοχλίες 3.8 χιλιοστών ασφάλισης. Αυτό γίνεται με την χρήση του ακτινοσκοπικού μηχανήματος και την τεχνική “free hand”. Η πλέον ασφαλής περιοχή για την τοποθέτηση κοχλία ασφάλισης είναι η περιοχή της κατάφυσης του δελτοειδούς, όπου τόσο το μασχαλιαίο όσο και το κερκιδικό νεύρο δεν κινδυνεύουν να τραυματισθούν. (Εικ 26α, β)



Εικ. 26α, β: Το κεντρικό κλείδωμα ανάστροφου ήλου

3.2.9 Σύγκλιση τραύματος

Μετά από επιμελή έκπλυση το τραύμα κλείνεται κατά στρώματα αρχίζοντας από την περιτονία του τένοντα του τρικεφάλου. Η χρήση συσκευής παροχέτευσης δεν είναι απαραίτητη.

3.2.10 Μετεγχειρητικό πρόγραμμα αποκατάστασης

Δεν απαιτείται η χρήση νάρθηκα ακινητοποίησης. Το άνω άκρο υποστηρίζεται σε ένα φάκελλο ανάρτησης τύπου “collar and cuff”. Ενεργητικές και παθητικές κινήσεις του άνω άκρου αρχίζουν από την 2^η μετεγχειρητική ημέρα. Ενώ ασκήσεις κάμψης, έκτασης και απαγωγής του ώμου και ασκήσεις κάμψης και έκτασης του αγκώνα επιτείνονται σταδιακά, εξωτερική στροφή του βραχιονίου δεν ενθαρρύνεται για δύο εβδομάδες. Η αφαίρεση των ραμμάτων γίνεται 12-14 ημέρες μετεγχειρητικά. Οι ισομετρικές ασκήσεις των αρθρώσεων του άνω άκρου επιτείνονται και συνιστάται υδροθεραπεία και κολύμβηση. Από τις 4-6 εβδομάδες μετεγχειρητικά το πρόγραμμα φυσικοθεραπείας εξαρτάται και από την εξέλιξη της διαδικασίας πώρωσης, όπως αποικονίζεται στις ακτινογραφίες ελέγχου που πραγματοποιούνται σε διαστήματα 4-6 εβδομάδων. Επιστροφή σε αθλητικές δραστηριότητες και ανύψωση βαρών επιτρέπεται με την πώρωση του κατάγματος.

4. Εμβιομηχανική Μελέτη

4.1 Εμβιομηχανικές ιδιότητες του Ήλου “Garnavos”

4.1.1 Εισαγωγή

Η παρούσα πειραματική εργασία έχει ως σκοπό να μελετήσει τις εμβιομηχανικές ιδιότητες και την μηχανική ασφάλεια του νέου Ήλου Βραχιονίου “Garnavos” και εκτελέστηκε σύμφωνα με τις οδηγίες που έχει εκδώσει η American Society for Testing and Materials (ASTM) με τις οποίες αναδεικνύεται η μηχανική ασφάλεια ενός ενδομυελικού ήλου, ώστε να επιτρέπεται η χρήση του σε ασθενείς. Το πείραμα αφορά την Στατική Δοκιμασία Στρέψης (Static Torsion Test) του ήλου.

Οργανώθηκαν επίσης Δοκιμασίες Κοπώσεως εκ Δυνάμεων Κάμψης (Dynamic Bending Fatigue Tests) σε διάφορους ήλους και σε διαφορετικά επίπεδα έντασης των καμπτικών δυνάμεων πέραν του ορίου κόπωσης του υλικού για να αποδειχθεί η αντίσταση του υλικού στην κόπωση και αποτυχία. Η αναφορά στα καθορισμένα από την ASTM αποδεκτά δεδομένα εξυπηρετεί την καλύτερη συγκρισιμότητα.

Οι δυνάμεις και ροπές που εξασκούνται στο ανθρώπινο βραχιόνιο υπολογίσθηκαν και είναι ανάλογες με αυτές που εφαρμόστηκαν στις πειραματικές δοκιμασίες κόπωσης.

4.1.2 Γενικά δεδομένα

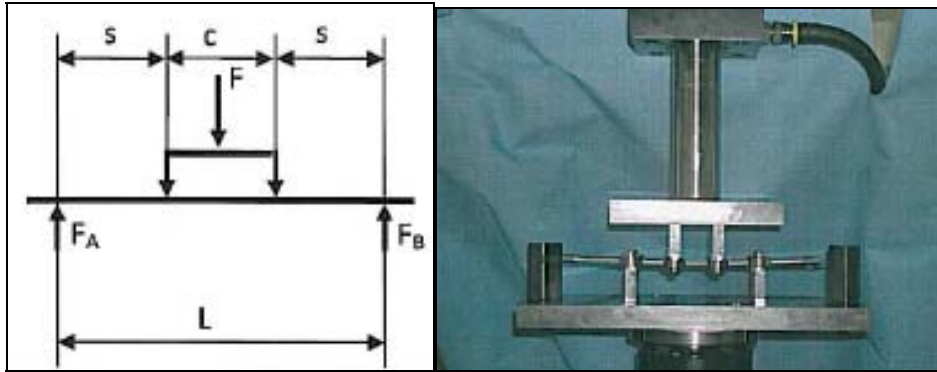
Η οδηγία ASTM F1264-03 «Σταθερές Προδιαγραφές και Τρόποι Δοκιμασίας για Ενδομυελικά Υλικά Οστεοσύνθεσης» (“Standard Specification and Test Methods for Intramedullary Devices”) καθορίζει τις συνθήκες για την διενέργεια πειραμάτων για τον έλεγχο της μηχανικής λειτουργικότητας ενδομυελικών υλικών οστεοσύνθεσης. Αυτή η οδηγία περιλαμβάνει τέσσερις δοκιμασίες:

- Στατική Δοκιμασία Κάμψης Τεσσάρων Σημείων
- Στατική Δοκιμασία Στροφής
- Δοκιμασία Κόπωσης σε Κάμψη
- Δοκιμασία Κόπωσης σε Κάμψη των Κοχλίων Ασφάλισης του Ενδομυελικού Ήλου (IntraMedullary Fixation Devices Locking Screws, IMFD Locking Screws)

Η Στατική δοκιμασία Στροφής (Static Torsion Test) έγινε στο Τεχνικό Πανεπιστήμιο του Αμβούργου (Technical University Hamburg-Harurg). Η Δοκιμασία Κοπώσεως εκ Δυνάμεων Κάμψης (Dynamic Bending Fatigue Test) έγινε με βάση την οδηγία ASTM F1264-03.

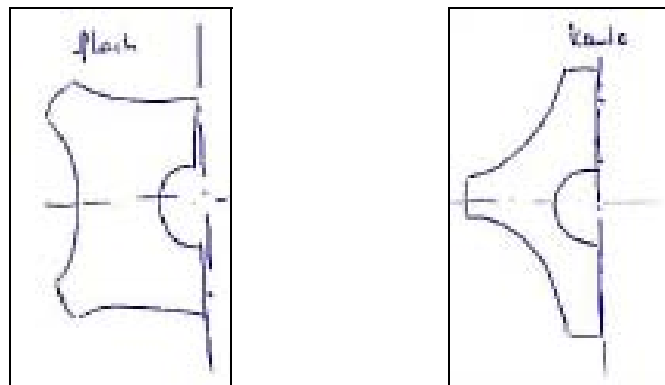
4.1.3. Έλεγχος της Αντοχής σε Κόπωση (“Fatigue Resistance”)

Ο ήλος “Γαρναβός” είναι κατασκευασμένος από TiAl6V4 (ISO 5832-3). Το όριο αντοχής του υλικού αυτού είναι μεταξύ 550 και 600 N/mm². Το όριο αντοχής του ήλου μετρήθηκε με μία δοκιμασία κόπωσης σε κάμψη σύμφωνα με τις κατευθύνσεις του ASTM F1264-03. (Εικ. 1α, β)



Εικ.1α, β: Η διάταξη του πειράματος

Ο ήλος τοποθετήθηκε με δύο τρόπους: είτε με την διατομή του οριζόντια (Εικ. 2α) είτε δια των γωνιών. (Εικ. 2β) Μία σταθερή δύναμη εφαρμόστηκε σε κάθε τοποθέτηση με συγκεκριμένη επαναληψιμότητα.



Εικ 2α, β : Οι δύο τρόποι τοποθέτησης του ήλου

4.1.4 Υπολογισμοί

Οι παρακάτω υπολογισμοί καθορίζουν τις παραμέτρους για το πείραμα που περιγράφει προηγουμένως. Από αυτές τις εξισώσεις μπορεί να καθορισθεί η ροπή κάμψης και το φορτίο που πρέπει να εφαρμοσθεί για να επιτευχθεί η προκαθορισμένη καταπόνηση του ήλου.

$$Mb_{max} = \frac{F * s}{2} \quad (1.1)$$

$$\sigma_{bmax} = \frac{Mb_{max}}{Wy} \quad (1.2)$$

$$Wy = \frac{Iy}{e} \quad (1.3)$$

Από (1.1) και (1.2) συνάγεται

$$F = \frac{2 * \sigma_{bmax} * Wy}{s}$$

Αν λάβουμε υπ' όψιν το (1.3) έχουμε:

$$F = \frac{2 * \sigma_{bmax} * I}{s * e} \quad (1.4)$$

Mb_{max} = maximum bending moment [Nm] (μέγιστη ροπή κάμψης)

F = force [N] (δύναμη), s = length [mm] (μήκος)

σ_{bmax} = maximum bending stress [N/m²] (μέγιστη τάση κάμψης)

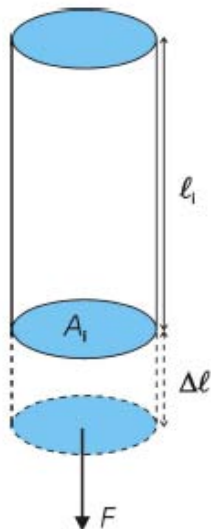
W = total load on beam [kg] (ολικό φορτίο επί της ακτίνας (ήλου))

y = distance of surface from neutral surface [meters]

Wy = μέτρηση σε mm³

I = moment of inertia (ροπή της αδράνειας στον κατακόρυφο άξονα [mm⁴])

e = strain (παραμόρφωση [αδιάστατο]), σ = stress [N/m²=Pascal] (τάση)



$$\text{Strain } \varepsilon = \frac{\Delta l}{l_i} \quad \text{Αδιάστατο μέγεθος}$$

$$\text{Stress } \sigma = \frac{F}{A_i}$$

Pa=N/m²
kPa=10³ Pa
MPa=10⁶ Pa
GPa=10⁹ Pa

Ο Πίνακας 1 δείχνει τα αποτελέσματα των υπολογισμών

\varnothing Nail [mm]	s [mm]	c [mm]	L [mm]	I [mm ⁴]	e [mm]	Wy [mm ³]	M _{bmax} [Nm]	σ	F [N]
6 solid	38	38	114	28,6351	2,445	11,712	12,297	1050	647,226
6 (edge)	38	38	114	28,6351	3,000	9,545	9,545	1000	502,371
7 canulated	38	38	114	46,0885	2,803	16,443	16,443	1000	865,398
7 (edge)	38	38	114	46,0885	3,500	13,168	11,851	900	623,754
8	38	38	114	71,8971	3,160	22,752	18,202	800	957,989
8 (edge)	38	38	114	71,8971	4,000	17,974	14,379	800	756,812
9	38	38	114	106,3616	3,516	30,251	27,226	900	1432,930
9 (edge)	38	38	114	106,3616	4,500	23,636	18,909	800	995,196
10	38	38	114	151,1000	3,872	39,029	31,223	800	1643,318
10 (edge)	38	38	114	151,1000	5,000	30,220	24,176	800	1272,421
11	38	38	114	207,7191	4,227	49,147	39,317	800	2069,340
11 (edge)	38	38	114	207,7191	5,500	37,767	33,990	900	1788,968
	given values								
	values from UGnx3								
	calculated values								

Πίνακας 1: Υπολογισμός του εφαρμοζόμενου φορτίου και ροπής κάμψης σε διάφορα επίπεδα πίεσης (“stress”)

4.1.5 Αποτελέσματα δοκιμασίας (“test”)

Οι δυνάμεις που εφαρμόστηκαν κατά την δοκιμασία ήταν 600 MPa, 650 MPa, 800 MPa, 900 MPa, 1000 MPa, 1050 MPa, 1100 MPa, 1200 MPa και 1400 MPa. Οι ήλοι έπρεπε να μην παραμορφωθούν για τουλάχιστον 1 εκατομμύριο κύκλους υπό φορτίο 600 MPa ώστε να θεωρηθεί ότι έχουν επαρκή αντοχή σε δυνάμεις καταπόνησης.

Τα αποτελέσματα της δοκιμασίας αναγράφονται στον Πίνακα 2. Στρογγύλοι αυλοφόροι ράβδοι ίδιας διαμέτρου υπέστησαν την δοκιμασία ως υλικό αναφοράς. Αποτυχία συνέβη σε 6 περιπτώσεις, υπεράνω όμως της τιμής αναφοράς των 600 MPa. Η πρώτη αποτυχία συνέβη στα 800 N/mm² στην ράβδο αναφοράς και στα 900 N/mm² στον ήλο «Garnavos”.

Επομένως η δοκιμασία απέδειξε ότι το όριο αντοχής του ήλου είναι άνω των 600 MPa.

Πίνακας 2: Τα αποτελέσματα της πειραματικής μελέτης

	No.:	Nail	Start	σ [N/mm ²]	F [N]	M_p [Nm]	No. of set cycles	Load cycles per s [Hz]	No. of cycles reached	Comment
Nail 1	1	GH12407	16.01.2006	600	519,24	9,87	1000000	5	1000000	run through
Nail 2	4	GH12407	09.02.2006	600	519,24	9,87	5000000	8	5000000	run through
Nail 3	5	GH12407	17.02.2006	650	562,5	10,69	5000000	8	5000000	run through
Nail 4	6	GH12107	03.04.2006	800	692,32	13,15	5000000	8		change of frequency after 710653 cycles
		GH12107	04.04.2006	800	692,32	13,15	4289347	10	1815557	break off by operator
	7	GH12107	05.04.2006	1400	1211,56	23,02	5000000	8	17600	failure
reference specimen	8	rod ϕ 8,48, 2,15mm canulated, L=210mm	06.04.2006	800	2510,30	47,70	5000000	8	78411	failure
Nail 5	9	GH12410	07.04.2006	800	1643,32	31,22	5000000	8	2755314	break off by operator
Nail 6	10	GH12409	12.04.2006	1200	1910,90	36,31	2000000	8	28213	failure
Nail 7	11	GH11809	12.04.2006	1000	1592,42	30,26	2000000	8	2000000	run through
Nail 8	12	GH12709	18.04.2006	800	1273,94	24,20	3000000	8	3000000	run through
Nail 9	13	GH11809	24.04.2006	900	1433,18	27,23	3000000	8	3000000	run through
reference specimen	14	rod ϕ 9,0, 2,2mm canulated, L=210mm	02.05.2005	900	3378,03	64,18	3000000	8	1366247	break off by operator
reference specimen	15	rod ϕ 9,0, 2,2mm canulated, L=210mm	04.05.2005	1000	3753,37	71,31	1000000	8	964213	failure
reference specimen	16	rod ϕ 9,0, 2,2mm canulated, L=210mm	08.05.2006	950	3565,70	67,75	1000000	8	1000000	run through
Nail 10	17	GH12106	10.05.2006	1100	678,05	12,88	1000000	8	576714	failure
Nail 11	18	GH12106	11.05.2006	1000	616,41	11,71	1000000	6	1000000	run through
Nail 12	19	GH12106	16.05.2006	1050	647,23	12,30	3000000	6	3000000	run through
Nail 13	20	GH12106	18.05.2006	1050	647,23	12,30	2000000	6	2000000	run through
Nail 14	21	GH12107	24.05.2006	1000	693,06	13,17	3000000	8	815084	failure
Nail 15	22	GH12107	29.05.2006	900	623,75	11,85	3000000	8	3000000	run through
Nail 16	23	GH12711	06.06.2006	900	1789,15	33,99	1000000	10	322135	failure

4.1.6. Προσαρμογή των Μηχανικών ιδιοτήτων του ήλου σε in vivo συνθήκες

Το ASTM δεν καθορίζει τις σχετικές δυνάμεις για τα ανάλογα tests. Επομένως οι δυνάμεις που εφαρμόζονται στο βραχιόνιο in vivo θα πρέπει να καθορισθούν. Στον Πίνακα 3 αναγράφονται οι ροπές κάμψης που εφαρμόζονται στο βραχιόνιο υπό φυσιολογικές συνθήκες, ανάλογα με την διάμετρο και τις δομικές ιδιότητες του οστού.

Bone	Dia. [mm]	Thickness compact bone [mm]	Dia. Intra-medullary canal [mm]	Radius R [mm]	Radius r [mm]	Strain [μe]	Young's Mod. compact bone [N/mm ²]	Bending moment [Nm]
Humerus (big)	20	6	8	10	4	1000	17000	13.01
Humerus (medium)	17,5	5	7,5	8,75	3,75	1000	17000	8,64
Humerus (small)	15	4	7	7.5	3.5	1000	17000	5.37

Πίνακας 3: Οι ροπές κάμψης που εφαρμόζονται σε τρία διαφορετικά μοντέλα βραχιονίων υπό φυσιολογικές συνθήκες (Mietzner, J.: “Biomechanische Analyse eines Diaphysenresektionsimplantats” Thesis at the University of Applied Sciences Lübeck, 2004)

Αυτές οι δυνάμεις κάμψης για μικρά, μεσαία και μεγάλα βραχιόνια χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό των φορτίων που εφαρμόζονται σε ήλους διαφορετικής διαμέτρου. Για τον σκοπό αυτό, οι ήλοι χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες ανάλογα με την διάμετρό τους. Κατόπιν, με βάση τις τιμές του Πίνακα 3, υπολογίστηκαν οι δυνάμεις που εφαρμόζονται στην πλέον ευένοτη περιοχή τους. Τα αποτελέσματα αναγράφονται στον Πίνακα 4.

∅ Nagel	s	c	L	I [mm ⁴]	e	Wy [mm ³]	M _{bmax} [Nm]	σ [N/mm ²]	F [N]	Group
ήλος [mm]	38	38	114	28,6351	2,445	11,712	5,400	461,077	284,211	I
6 (edge)	38	38	114	28,6351	3,000	9,545	5,400	565,739	284,211	I
7 canulated	38	38	114	46,0885	2,803	16,443	5,400	328,416	284,211	I
7 (edge)	38	38	114	46,0885	3,500	13,168	5,400	410,081	284,211	I
8	38	38	114	71,8971	3,160	22,752	9,300	408,751	489,474	II
8 (edge)	38	38	114	71,8971	4,000	17,974	9,300	517,406	489,474	II
9	38	38	114	106,3616	3,516	30,251	9,300	307,431	489,474	II
9 (edge)	38	38	114	106,3616	4,500	23,636	9,300	393,469	489,474	II
10	38	38	114	151,1000	3,872	39,029	13,200	338,212	694,737	III
10 (edge)	38	38	114	151,1000	5,000	30,220	13,200	436,797	694,737	III
11	38	38	114	207,7191	4,227	49,147	13,200	268,583	694,737	III
11 (edge)	38	38	114	207,7191	5,500	37,767	13,200	349,510	694,737	III

	Δεδομένες τιμές
	Τιμές από UGnx3
	Τιμές δυνάμεων που εφαρμόζονται στο βραχιόνιο

Πίνακας 4: Υπολογισμός των δυνάμεων που εφαρμόζονται στο βραχιόνιο in vivo

4.1.7. Συζήτηση

Οι μετρήσεις έδειξαν ότι οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στον ήλο υπο φυσιολογικές συνθήκες ευρίσκονται κάτω από το όριο αποτυχίας του υλικού. Οι μεγαλύτερες δυνάμεις είναι περί τα 565 N/mm². Η μέγιστη ροπή κάμψης που αναπτύσσεται in vitro είναι περί τα 13.2 Nm. Τα αποτελέσματα του πειράματος δεν ανέδειξαν αποτυχία του υλικού στις υπολογισμένες φυσιολογικές ροπές κάμψης. Έχει θεωρηθεί ότι ο ήλος δεν θα φορτίζεται για μεγαλύτερη χρονική περίοδο με ισχυρότερες ροπές κάμψης.

4.2. Αξονική και Στροφική σταθερότητα Ήλου “Garnavos”

4.2.1. Εισαγωγή

Σκοπός της μελέτης είναι ο καθορισμός της στροφικής ακαμψίας του αυλοφόρου ήλου “Garnavos” σύμφωνα με τις οδηγίες της ASTM F1264-03. Σχεδιάστηκε και οργανώθηκε στο Εργαστήριο Εμβιομηχανικής της Ορθοπαιδικής Κλινικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων και εκτελέστηκε στο Εργαστήριο του Τεχνικού Πανεπιστημίου του Αμβούργου, Γερμανία.

4.2.2. Μέθοδος

Δύο ήλοι επελέγησαν για την μελέτη. Ο μη αυλοφόρος ήλος διαμέτρου 6 mm με μήκος 210 mm (ήλος 1) και ο αυλοφόρος ήλος διαμέτρου 7 mm και μήκους 240 mm (ήλος 2).

Για τον καθορισμό των στροφικών μηχανικών χαρακτηριστικών, κάθε ήλος εναλλάξ τοποθετήθηκε με σταθερή στερέωση σε κάθε άκρο μέσα στις ειδικές υποδοχές του ειδικού μηχανήματος (Εικ. 1)



Εικ. 1: Η τοποθέτηση του ήλου στο ειδικό μηχάνημα

Το διαθέσιμο για το πείραμα μήκος του ήλου ήταν 160 mm για τον ήλο 1 και 170 mm για τον ήλο 2. Η στερέωση των ήλων στις ειδικές υποδοχές έγινε με τέτοιο τρόπο, ώστε να μην είναι δυνατόν να υπάρξει παραμόρφωση κοντά στα άκρα. Το ειδικό μηχάνημα που χρησιμοποιήθηκε χαρακτηρίζεται ως διπλοαξονική σερβοϋδραυλική μηχανή ελέγχου αντοχής υλικών [biaxial servohydraulic material testing machine (MTS Bionix 858.2, MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN, USA)]. Κατά την διάρκεια της δοκιμασίας εφαρμόστηκε στο υλικό στροφική δύναμη 10N με εναλασσόμενη παραμόρφωση στρέψης 5 μοίρες/λεπτό μέχρις αποτυχίας ή μέγιστης γωνίας στρέψης 30 μοιρών, σύμφωνα με την ASTM 1264-03.

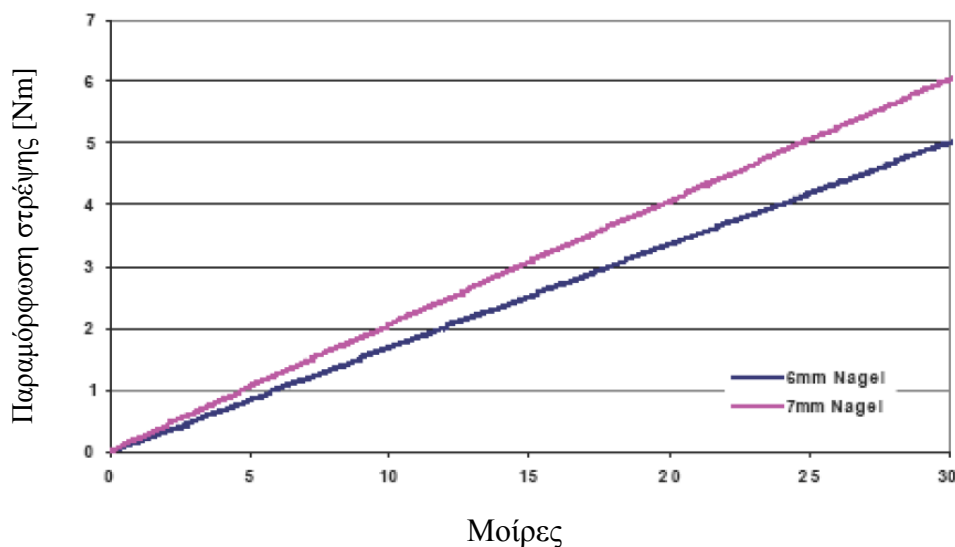
4.2.3. Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα εξήχθησαν ξεχωριστά για κάθε ήλο. Ο ήλος 1 παρουσίασε παραμόρφωση στρέψης 0.86 Nm σε στρέψη 5 μοιρών. Για ίδια γωνία στροφής ο ήλος 2 πέτυχε 1.07 Nm. Οι τιμές αυτές αντιστοιχούν σε στροφική ακαμψία 0.18 Nm/° για τον ήλο 1 και 0.21 Nm/° για τον ήλο 2. (Πίνακας 1)

	Free clamping length [mm]	Torsional moment [Nm] at 5°	Torsional stiffness [Nm/°] at 5°	Max. torsional moment [Nm] at 30°
6 mm nail	160	0.86	0.18	5.02
7 mm nail	170	1.07	0.21	6.03

Πίνακας 1: Αποτελέσματα στροφικών μετρήσεων

Και οι δύο ήλοι έδειξαν μία γραμμική πορεία στο διάγραμμα γωνίας / παραμόρφωση στρέψης μέχρι την γωνία των 30 μοιρών. (Γράφημα 1) Οι προδιαγραφές της ASTM αναφορικά με την ακαμψία ενός υλικού ελήφθησαν υπ' όψιν για τον καθορισμό της ακαμψίας των ήλων. Η μέγιστη στροφική παραμόρφωση κάθε ήλου ήταν λιγότερο από 1% της μέγιστης παραμόρφωσης που απαιτείται από το υλικό, σύμφωνα με τις προδιαγραφές της ASTM.



Γράφημα 1: Διάγραμμα σχέσης παραμόρφωσης / γωνίας στρέψης για τους ήλους 6 και 7 mm

4.2.4. Συμπεράσματα

Με βάση την παραδοχή ότι υπό φυσιολογικές δραστηριότητες τα φορτία που εφαρμόζονται στο βραχιόνιο δεν ξεπερνούν το 1.5 Nm, οι αντιστάσεις που επετεύχθησαν από τους ήλους κρίνονται ικανοποιητικές. Σε ποιο βαθμό η ακαμψία των ήλων μπορεί να ευοδώσει ή όχι την πόρωση του κατάγματος δεν μπορεί να καταδειχθεί από την παρούσα μελέτη. Οι ενδομυελικοί ήλοι βραχιονίου εκ Τιτανίου που μελετήθηκαν δεν παραμορφώθηκαν ή υπέστησαν θρύση σε μέγιστη στρόφη 30 μοιρών.

1. Κλινική Μελέτη

5.1 Υλικό και Μέθοδος - Αποτελέσματα

Συνολικά 96 ασθενείς (97 κατάγματα) αντιμετωπίστηκαν με τον νέο ήλο βραχιονίου “Garnavos”. Αναλόγως της αιτιολογίας του κατάγματος οι ασθενείς χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες και κάθε ομάδα μελετήθηκε ξεχωριστά. Στην πρώτη ομάδα συμπεριελήφθησαν 76 ασθενείς με πρόσφατα (μέχρι τριών εβδομάδων) μη παθολογικά κατάγματα. Στην δεύτερη ομάδα συμπεριελήφθησαν 8 ασθενείς με 9 παθολογικά κατάγματα του βραχιονίου και στην τρίτη ομάδα 12 ασθενείς με κατάγματα του βραχιονίου που αντιμετωπίστηκαν κατ’αρχάς συντηρητικά, χωρίς όμως να εμφανίσουν σημεία πάρωσης μετά τουλάχιστον 3 μήνες απο το ατύχημα. Όλοι οι ασθενείς αντιμετωπίστηκαν από τον Αύγουστο του 2003 μέχρι τον Ιούνιο του 2009. (Πίνακας 1)

Συνολικός αριθμός καταγμάτων 97 (51 άνδρες, 45 γυναίκες – ένας ασθενής υπέστη αμφοτερόπλευρα κατάγματα)											
Τραυματικά κατάγματα 76				Παθολογικά κατάγματα 9				Μη πωρωθέντα κατάγματα 12			
Ορθόδρομα 48		Ανάστροφα 28		Ορθόδρομα 6		Ανάστροφα 3		Ορθόδρομα 10		Ανάστροφα 2	
Fixed 5	Bio 43	Fixed 9	Bio 19	Fixed -	Bio 6	Fixed -	Bio 3	Fixed 10	Bio -	Fixed 2	Bio -

Πίνακας 1: Συνοπτικός πίνακας που καταδεικνύει τον αριθμό των ασθενών, τις υποομάδες και τον τρόπο ήλωσης σε κάθε μία από αυτές

5.1.1 Πρόσφατα Τραυματικά μη Παθολογικά Κατάγματα

Σε αυτή την ομάδα περιελήφθησαν 76 πρόσφατα, μη παθολογικά κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης, που αντιμετωπίστηκαν με τον νέο ενδομυελικό ήλο “Garnavos”. (Πίνακας 1) Στην παρούσα προοπτική μελέτη τα κριτήρια εισαγωγής ήταν 1) πρόσφατα, τραυματικά, μεμονωμένα κατάγματα με σημαντική παρεκτόπιση και/ή συντριβή, τα οποία δεν ήταν δυνατόν να αναταχθούν σε ικανοποιητική θέση εντός 1-2 εβδομάδων από τον τραυματισμό 2) πρόσφατα, τραυματικά, μεμονωμένα κατάγματα, τα οποία δεν ήταν δυνατόν να διατηρήσουν ικανοποιητική θέση ανάταξης ή ήταν τελείως παρεκτοπισμένα μέχρι τρεις εβδομάδες από τον τραυματισμό και 3) πολυτραυματίες, που είχαν υποστεί και κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης. Στην μελέτη δεν συμπεριελήφθησαν 1) ασθενείς που για οποιονδήποτε λόγο δεν συγκατετίθεντο για την επέμβαση ή δεν ήταν συνεργάσιμοι, 2) ασθενείς με πλήρη ή ατελή πάρεση του κερκιδικού νεύρου 3) ανοικτά κατάγματα και 4) κατάγματα που επεκτείνονταν κεντρικότερα του χειρουργικού αυχένα της κεφαλής του βραχιονίου ή περιφερικότερα από 3-4 εκατοστά της κορυφής του ωλεκρανικού βοθρίου.

Τα κατάγματα ταξινομήθηκαν σύμφωνα με την κατάταξη της ΑΟ/ΟΤΑ¹. Η μεγάλη πλειοψηφία (55) κατετάγη στην ομάδα Α, ενώ μόνο 13 κατετάγησαν στην ομάδα Β και οκτώ στην ομάδα C. Σημαντικά στατιστικά δεδομένα είναι ότι 58% των καταγμάτων ήταν εγκάρσια ή ελαφρώς λοξά (Α31, Α32 και Α33) και 48% ήταν εγκάρσια ή ελαφρώς λοξά και εντοπίζονταν στο μέσο ή περιφερικό τριτημόριο του βραχιονίου.

Η χειρουργική τεχνική που εφαρμόστηκε στην μεγάλη πλειοψηφία των ασθενών (ορθόδρομη ή ανάστροφη) καθορίστηκε ανάλογα με την εντόπιση του κατάγματος, καθώς εκ των πρωταρχικών στόχων ήταν να τοποθετηθεί ο πλέον ασφαλής μηχανισμός ασφάλισης του ήλου (πού πάντα ευρίσκεται στην πύλη εισόδου) πλησιέστερα στην εστία του κατάγματος, ώστε να επιτευχθεί η μεγαλύτερη δυνατή σταθερότητα στο κάταγμα χωρίς να γίνει χρήση περιφερικού κοχλίου ασφάλισης.² Η εφαρμογή του ανωτέρω κανόνα έχει ως αποτέλεσμα τα κατάγματα που είχαν κεντρική εντόπιση να αντιμετωπίζονται με ορθόδρομη τεχνική, ενώ τα κατάγματα του περιφερικού τριτημορίου να αντιμετωπίζονται με ανάστροφη τεχνική. Εξαιρέση στον κανόνα ήταν έξι κατάγματα, τα οποία αν και είχαν περιφερική εντόπιση αντιμετωπίστηκαν με ορθόδρομη ήλωση καθώς, λόγω άλλων προβλημάτων (όπως σοβαρή πνευμονική θλάση ή κάταγμα πυέλου), δεν ήταν δυνατόν να τοποθετηθούν οι ασθενείς σε πρηνή ή πλαγία θέση.

Σαράντα τρεις ορθόδρομοι και 19 ανάστροφοι (σύνολο 62) ενδομυελικοί ήλοι δεν ασφαλίστηκαν στο περιφερικό τους άκρο καθώς θεωρήθηκε ότι η σταθερότητα που προσφερόταν στο κάταγμα ήταν επαρκής. Αντίθετα, πέντε ορθόδρομοι και εννέα ανάστροφοι ήλοι ασφαλίστηκαν με μία ή δύο βίδες στο περιφερικό τους άκρο.

Η περιφερική ασφάλιση των ορθόδρομων ήλων έγινε με ένα κοχλία και με κατεύθυνση από έξω προς τα έσω. Σε κάθε περίπτωση επεδιώκετο η επιλογή του μακρύτερου ήλου ώστε η ασφάλιση να γίνει πλησίον του αγκώνος και επομένως μακράν της πορείας του κερκιδικού νεύρου. Επιπρόσθετα, η προσπέλαση του περιφερικού βραχιονίου για την τοποθέτηση του κοχλίου ασφάλισης γινόταν με ευμεγέθη τομή 2-3 εκ, υπό άμεση όραση. Η κεντρική ασφάλιση των ανάστροφων ήλων έγινε με ένα ή δύο κοχλίες ασφάλισης και οπισθο-πρόσθια κατεύθυνση μετά προσεκτική επιλογή του μήκους του ήλου, ώστε η ασφάλιση να γίνεται περιφερικά του χειρουργικού αυχένα της κεφαλής του βραχιονίου. Αυτό ήταν πάντα εφικτό, καθ' όσον η ανάστροφη τεχνική εφαρμοζόταν σε κατάγματα του περιφερικού βραχιονίου. Η επιλογή αυτής της περιοχής για την ασφάλιση των ανάστροφων ήλων έγινε για δύο λόγους: την αποφυγή τραυματισμού ευπαθών ιστών, που ευρίσκονται στην περιοχή της βραχιονίου κεφαλής (πχ το μασχαλιαίο νεύρο) και τις δυσκολίες που παρουσιάζονται στην ακτινοσκοπία, καθώς η πρηνή θέση δεν επιτρέπει την απρόσκοπτη εικόνα της περιοχής της κεφαλής του βραχιονίου.

Η διάρκεια των επεμβάσεων κυμάνθηκε από 35 έως 140 λεπτά (μέσος χρόνος 65 λεπτά). Αν και συμπεριλαμβάνονται οι περιπτώσεις της καμπύλης εκμάθησης, ο χειρουργικός χρόνος παρεκτείνεται σημαντικά όποτε γινόταν περιφερική (σε ορθόδρομους) ή κεντρική (σε ανάστροφους) ασφάλιση με κοχλίες. Κανείς ασθενής με μεμονωμένο κάταγμα δεν χρειάστηκε μετάγγιση αίματος κατά την διάρκεια ή μετά την ήλωση. Όλοι οι ασθενείς με μεμονωμένα κατάγματα έλαβαν έλαβαν προεγχειρητικά μία δόση κεφαλοσπορίνης δεύτερης γενιάς και καθόλου αντιβίωση μετεγχειρητικά.

Μετεγχειρητικά, το χειρουργηθέν άνω άκρο υποστηριζόταν σε φάκελο ανάρτησης. Ασκήσεις κάμψης και απαγωγής του ώμου, καθώς κάμψης και έκτασης του αγκώνα άρχιζαν από την δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα ενώ ασκήσεις εξωτερικής στροφής του άνω άκρου άρχιζαν μετά την δεύτερη μετεγχειρητική εβδομάδα. Εντατικές ασκήσεις άρχιζαν όταν στις ακτινογραφίες ελέγχου εμφανιζόταν σημεία πώρωσης και αυτό γινόταν περι τις 4-6 εβδομάδες μετεγχειρητικά. Σε ασθενείς που είχαν υποστεί και άλλες κακώσεις (πολυτραυματίες) το πρόγραμμα φυσικοθεραπείας και αποκατάστασης προσαρμοζόταν ανάλογα με την γενική τους κατάσταση και τις άλλες κακώσεις. Ο στόχος σε όλες τις περιπτώσεις ήταν η όσο το δυνατόν ταχύτερη κινητοποίηση των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα.

Η μετεγχειρητική παρακολούθηση γινόταν στα Εξωτερικά Ιατρεία του Νοσοκομείου κάθε 4-6 εβδομάδες μετά την έξοδο του ασθενούς με κλινική εξέταση και ακτινολογικό έλεγχο του χειρουργηθέντος βραχιονίου, μέχρι την πώρωση του κατάγματος. Ένα κάταγμα θεωρείτο πορωθέν όταν υπήρχε εικόνα γεφυρωτικού πόρου ή εξαφάνιση της καταγματικής γραμμής, χωρίς πόνο, κατά την διάρκεια της επανεξέτασης. Ένας τελικός επανέλεγχος γινόταν 6 μήνες μετά την πώρωση του κατάγματος για να αξιολογηθεί η λειτουργική αποκατάσταση των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα. Κατάγματα που δεν εμφάνισαν επιπλοκή πορώθηκαν από 3 έως 10 μήνες μετεγχειρητικά (μέσος όρος 4.3 μήνες), ενώ ο μέσος χρόνος μετεγχειρητικής παρακολούθησης ήταν 22 μήνες (από 12-30 μήνες). Ο βαθμός της λειτουργικής αποκατάστασης γινόταν κατά την τελευταία επίσκεψη του ασθενούς με βάση αναφοράς την λειτουργική κατάσταση του μη τραυματισμένου άκρου για να αντιροπισθούν διαφορές μεταξύ ατόμων διαφορετικού φύλου και ηλικίας. Σε έξι πολυτραυματίες ασθενείς δεν έγινε εκτίμηση της λειτουργικότητας των αρθρώσεων ώμου-αγκώνα μετεγχειρητικά καθώς τα συνυπάρχοντα σοβαρά προβλήματα δεν επέτρεψαν την εφαρμογή φυσικοθεραπευτικής αγωγής και προγράμματος αποκατάστασης (τρεις περιπτώσεις σοβαρής βλάβης του βραχιονίου πλέγματος και τρεις σοβαρής κρανιοεγκεφαλικής κάκωσης).

Αποτελέσματα

Δεν υπήρξαν νευροαγγειακές επιπλοκές ή φλεγμονές τραύματος. Τα κατάγματα χωρίς επιπλοκές πορώθηκαν κλινικά και ακτινολογικά μεταξύ 12 και 20 εβδομάδες (μέσος χρόνος 14 εβδομάδες), αν και οι περισσότεροι ασθενείς μπορούσαν να χρησιμοποιούν το πάσχον άνω άκρο για απλές καθημερινές δραστηριότητες από την 4^η με 6^η μετεγχειρητική εβδομάδα και ανέκτησαν πλήρη κίνηση του σύστοιχου ώμου και αγκώνα από την 8^η με 10^η μετεγχειρητική εβδομάδα. Επιπλοκές που συνέβησαν στους ασθενείς με τα πρόσφατα τραυματικά, μη παθολογικά κατάγματα, που υπεβλήθησαν σε ορθόδρομη ήλωση, περιελάμβαναν καθυστερημένη πώρωση (ένα κάταγμα) και μία περίπτωση μετανάστευσης του ήλου μετά από πτώση της ασθενούς, ενώ σε μία περίπτωση ο ήλος αντικαταστάθηκε με πλάκα μία εβδομάδα μετά την ήλωση λόγω κακής τοποθέτησης του ήλου και μη παραδεκτής ανάταξης του κατάγματος (Πίνακας 2). Όλες αυτές οι επιπλοκές συνέβησαν σε ορθόδρομες ηλώσεις 'bio'. Οι επιπλοκές που συνέβησαν σε ασθενείς που υπεβλήθησαν σε ανάστροφη ήλωση περιελάμβαναν τέσσερις μή πορώσεις, δύο καθυστερημένες πορώσεις ενώ σε μία περίπτωση συνέβη ένα μικρό μη παρεκτοπισμένο κάταγμα στον βραχιόνιο κόνδυλο. Τρεις

μη πορώσεις και μία καθυστερημένη πόρωση συνέβησαν σε ασθενείς με ‘bio’ ήλωση, ενώ μία περίπτωση μη πόρωσης και μία καθυστερημένης πόρωσης συνέβησαν σε ασθενείς με ‘fixed’ ήλωση. Οι περισσότερες επιπλοκές συνέβησαν στους πολυτραυματίες ασθενείς (τρεις εκ των τεσσάρων μη πορώσεων, μία εκ των δύο καθυστερημένων πορώσεων και η μετανάστευση του ήλου).

Πίνακας 2: Συνολικές επιπλοκές

Επιπλοκές	Ορθόδρομη Ήλωση (48)		Ανάστροφη Ήλωση (28)	
	Bio (43)	Fixed (5)	Bio (19)	Fixed (9)
Καθυστερήση πόρωσης	1	-	1	1
Μη πόρωση	-	-	3	1
Μετατροπή σε πλάκα-βίδες	1	-	-	-
Διεγχειρητικό κάταγμα	-	-	-	1
Μετανάστευση ήλου	1	-	-	-

Η λειτουργικότητα του άνω άκρου στους ασθενείς με τα μεμονωμένα, μη παθολογικά κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης, που υπεβλήθησαν σε ορθόδρομη ήλωση, αξιολογήθηκε με την μέθοδο ‘Constant score’ (Πίνακας 3). Στο πάσχον άνω άκρο το ‘Constant score’ ήταν 91 βαθμοί, ενώ στο μη τραυματισμένο άνω άκρο ήταν 96 βαθμοί. Αυτά τα αποτελέσματα συνέτειναν σε 94.79% ποσοστό λειτουργικότητας του πάσχοντος άκρου σε σύγκριση με το υγιές άνω άκρο. Η πρώιμη κινητοποίηση είχε σαν αποτέλεσμα την πλήρη αποκατάσταση της άρθρωσης του αγκώνα στους ασθενείς με πρόσφατα μη παθολογικά κατάγματα που αντιμετωπίστηκαν με ανάστροφη ήλωση. Πρέπει επίσης να τονισθεί ότι τρεις ασθενείς που είχαν υποστεί μεμονωμένα κατάγματα του περιφερικού βραχιονίου και είχαν αντιμετωπισθεί με ανάστροφη ήλωση ανέπτυξαν δυσκαμψία και βύθιο άλγος στην σύστοιχο κατ’ ώμον άρθρωση.

Πίνακας 3: Αναλυτική βαθμολογία σύμφωνα με το Constant score

Constant score στο πάσχον άνω άκρο	
Ελάχιστο	82
Μέγιστο	96
Μέσο	91
Constant score στο υγιές άνω άκρο	96
Ποσοστό Constant score σε σχέση με το υγιές άνω άκρο	94.79%

Οι περιπτώσεις μη πόρωσης που συνέβησαν στους ασθενείς μας αντιμετωπίστηκαν με ανοικτή ανάταξη και εσωτερική οστεοσύνθεση και χρήση αυτόλογου μοσχεύματος 6-10 μήνες μετά την επέμβαση της ήλωσης. Ο ήλος που μετανάστευσε κεντρικά αφαιρέθηκε και (λόγω της προϊούσας πόρωσης του κατάγματος) δεν χρειάστηκε περαιτέρω χειρουργική αντιμετώπιση. Το κάταγμα πορώθηκε πλήρως μετά πάροδο 2 μηνών. Η περίπτωση του ασθενούς που υπέστη το φλοιώδες κάταγμα του βραχιονίου κονδύκου κατά την διάρκεια ανάστροφης ήλωσης δεν απαιτήσε άμεση αντιμετώπιση. Η επέμβαση συνεχίστηκε με

προσοχή και δεν παρουσιάστηκαν περαιτέρω προβλήματα. Ο ασθενής υπεβλήθη σε ήπια κινητοποίηση του αγκώνα μετεγχειρητικά χωρίς να επηρεασθεί η τελική λειτουργική αποκατάσταση του άνω άκρου.

Κατά την τελική επανεξέταση όλοι οι ασθενείς με μεμονωμένα τραυματικά κατάγματα είχαν επιστρέψει στις προ του ατυχήματος δραστηριότητες και ήταν ευχαριστημένοι με την θεραπεία και την τελική έκβαση.

5.1.2 Παθολογικά Κατάγματα και Λυτικές Βλάβες

Σε αυτή την ομάδα περιελήφθησαν εννέα λυτικές βλάβες της βραχιονίου διάφυσης. Οι οκτώ είχαν δημιουργήσει πλήρη κατάγματα ενώ μία λυτική βλάβη χαρακτηρίστηκε ως επαπειλούμενο κάταγμα. Έξι περιπτώσεις αντιμετωπίστηκαν με ορθόδρομη και τρεις με ανάστροφη ήλωση. Όλες οι ηλώσεις ήταν 'bio' (δεν έγινε περιφερική ασφάλιση στους ορθόδρομους ήλους ούτε κεντρική ασφάλιση στους ανάστροφους ήλους) (Πίνακας 1). Η επιλογή της μη ασφάλισης των ήλων οφειλόταν στην βεβαρυμένη γενική κατάσταση των ασθενών, που δεν ευνοούσε παράταση του χειρουργικού χρόνου και στο περιορισμένο προσδόκιμο επιβίωσης, που καθιστούσε την σταθεροποίηση του παθολογικού κατάγματος χειρουργική πράξη ανακούφισης από τον πόνο μάλλον παρά επέμβαση αποσκοπούσα στην αποκατάσταση της λειτουργικότητας και επανένταξης των ασθενών.

Στην παρούσα προοπτική μελέτη δεν υπήρχαν κριτήρια επιλογής των ασθενών ('inclusion criteria') και όλες οι παθολογικές βλάβες που αφορούσαν την διάφυση του βραχιονίου και παρουσιάστηκαν κατά την περίοδο της μελέτης, αντιμετωπίστηκαν με ενδομυελική ήλωση. Επτά περιπτώσεις αφορούσαν κατάγματα επί εδάφους μεταστατικών αλλοιώσεων. Οι πρωτοπαθείς βλάβες ευρίσκοντο στον πνεύμονα (πέντε περιπτώσεις) και στο μαστό (δύο περιπτώσεις). Υπήρξε και μία περίπτωση άρρενος ασθενούς με οστικό λέμφωμα, ο οποίος υπέστη κατάγματα και των δύο βραχιονίων σε διαφορετικούς χρόνους.

Η χειρουργική τεχνική της ήλωσης περιγράφηκε ανωτέρω. Εκτός της επιλογής της μη ασφάλισης των ήλων στο περιφερικό τους άκρο, δεν υπήρξε άλλη διαφοροποίηση σε σχέση με την ήλωση για τα πρόσφατα τραυματικά κατάγματα. Η διάρκεια των επεμβάσεων κυμάνθηκε από 30 έως 55 λεπτά (μέσος χρόνος 43 λεπτά). Κανείς ασθενής δεν χρειάστηκε μετάγγιση αίματος κατά την διάρκεια ή μετά την ήλωση. Οι ασθενείς που δεν υποβάλλονταν ήδη σε αντιβιοτική αγωγή έλαβαν μία δόση κεφαλοσπορίνης δεύτερης γενιάς προεγχειρητικά.

Δεν υπήρξαν διεγχειρητικές ή μετεγχειρητικές επιπλοκές.

Μετεγχειρητικά, το χειρουργηθέν άνω άκρο υποστηριζόταν σε φάκελο ανάρτησης. Ασκήσεις κάμψης και απαγωγής του ώμου, καθώς κάμψης και έκτασης του αγκώνα άρχιζαν από την δεύτερη μετεγχειρητική ημέρα ενώ ασκήσεις εξωτερικής στροφής του άνω άκρου άρχιζαν μετά την δεύτερη μετεγχειρητική εβδομάδα. Η φυσικοθεραπεία συνεχίζονταν για όσο χρόνο ήταν απαραίτητο ώστε οι ασθενείς να χρησιμοποιούν το άνω άκρο για όλες τις καθημερινές και συνήθειες δραστηριότητες. Ο στόχος σε όλες τις περιπτώσεις ήταν η όσο το δυνατόν ταχύτερη κινητοποίηση των αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα.

Οι ασθενείς απεβίωσαν από 1 έως 9 μήνες μετά την επέμβαση λόγω της υποκειμένης νόσου, όμως κανείς δεν παραπονέθηκε για άλγος ή μειωμένη λειτουργικότητα του πάσχοντος άνω άκρου για όσο χρονικό διάστημα επιβίωσαν μετά την επέμβαση της ενδομυελικής ήλωσης.

5.1.3 Μη Πορωθέντα Κατάγματα

Σε αυτή την ομάδα περιελήφθησαν δώδεκα περιπτώσεις τραυματικών μη παθολογικών καταγμάτων της βραχιονίου διάφυσης, που δεν εμφάνιζαν σημεία πώρωσης από 3 έως 12 μήνες μετά το ατύχημα. Πέντε περιπτώσεις χαρακτηρίστηκαν ως ‘καθυστέρηση πώρωσης’ καθώς αντιμετωπίστηκαν από 3 – 6 μήνες μετά το ατύχημα ενώ επτά ασθενείς οι οποίοι υπεβλήθησαν στην ενδομυελική ήλωση από 6 έως 12 μήνες μετά το ατύχημα είχαν εγκατεστημένη ‘μη πώρωση’ του κατάγματος. Αυτές οι δύο υπο-ομάδες έχουν μελετηθεί ξεχωριστά.

5.1.3.A. Κατάγματα με καθυστέρηση πώρωσης: Πέντε ασθενείς με κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης και χωρίς σημεία πώρωσης από 3 – 6 μήνες μετά το ατύχημα αντιμετωπίστηκαν με ενδομυελική ήλωση και μίγμα φυγοκεντρημένων μυελικών κυττάρων (βλαστοκυττάρων) και αφαλατωμένης οστικής θεμέλιου ουσίας (‘putty’). Τρεις ήταν γυναίκες και δύο άνδρες και η ηλικία τους κυμαινόταν από 30 – 75 έτη.

Πίνακας με τα χαρακτηριστικά των ασθενών, οι οποίοι παρουσίασαν καθυστέρηση της πώρωσης κατάγματος της βραχιονίου διάφυσης						
Ασθενείς	Φύλο	Ηλικία	Αίτιο τραυματισμού	Μορφολογία και εντόπιση κατάγματος	Χρόνος από τραυματισμό μέχρι την επέμβαση(εβδ)	Αρχική αντιμετώπιση
1	♀	75	Πτώση	Σπειροειδές, εγγύς-μέσο	14	Λειτ. ναρθηκοποίηση
2	♂	42	Τροχαίο	Λοξό, μέσο	23	Λειτ. ναρθηκοποίηση
3	♀	30	Τροχαίο	Εγκάρσιο, μέσο-άπω	16	Ανάστροφη ήλωση
4	♀	65	Πτώση	Λοξό, μέσο	20	Λειτ. ναρθηκοποίηση
5	♂	50	Πτώση	Εγκάρσιο, μέσο	18	Λειτ. ναρθηκοποίηση

Όλα τα κατάγματα ήταν κλειστά και ο χρόνος από το ατύχημα μέχρι την τελική χειρουργική αποκατάσταση κυμάνθηκε από 14 – 23 εβδομάδες. Κατά τον χρόνο της οριστικής χειρουργικής θεραπείας δεν υπήρχε ένδειξη δημιουργίας πώρου στην περιοχή του κατάγματος (‘ατροφική’ εικόνα). Οι τέσσερις ασθενείς που αρχικά αντιμετωπίστηκαν με λειτουργική ναρθηκοποίηση υπεβλήθησαν σε ενδομυελική ήλωση με ορθόδρομη/μη γλυφανιζόμενη τεχνική. Στην περίπτωση της ασθενούς (περίπτωση 3 του ανωτέρω πίνακα) με την γενικευμένη οστική δυσπλασία, η οποία είχε ήδη υποβληθεί σε ανάστροφη ενδομυελική ήλωση, χωρίς όμως σημεία πώρωσης 16 εβδομάδες μετά το ατύχημα και 15 εβδομάδες μετά την ήλωση, ο ήλος παρέμεινε στην θέση του και απλώς προστέθηκαν τα συμπυκνωμένα μυελοκύτταρα με την θεμέλια οστική ουσία διαδερμικά.

Όλοι οι ήλοι τοποθετήθηκαν 'fixed' για μεγαλύτερη σταθερότητα. Η λήψη 60 ml μυελού γινόταν απο το σύστοιχο λαγόνιο οστό, διαδερμικά με την χρήση βελόνης βιοψίας μήκους 10 εκατοστών και διαμέτρου αυλού 3 χιλιοστών. Η ληφθείσα ποσότητα του μυελού εφυγοκεντρείτο ώστε να παραχθεί ποσότητα 10 ml συμπυκνωμένων κυττάρων με την συσκευή Bone Marrow Aspirate Concentrate™, Harvest Technologies Corporation, Plymouth, MA, USA. Η ποσότητα αυτή των μυελοκυττάρων ανεμιγνύετο με 10 cc αφαλατωμένης θεμέλιας ουσίας (DBM) και εγχύετο διαδερμικά στην περιοχή της μη πάρωσης με παρόμοια βελόνη βιοψίας υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο.

Το μετεγχειρητικό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας και παρακολούθησης των ασθενών ήταν πανομοιότυπο με αυτά των ασθενών που υπεβλήθησαν σε ενδομυελική ήλωση λόγω πρόσφατων τραυματικών καταγμάτων.

Αποτελέσματα

Οι ασθενείς δεν παραπονέθηκαν για άλγος στην δότρια περιοχή του σύστοιχου λαγονίου. Δεν υπήρξαν διεγχειρητικές ή μετεγχειρητικές επιπλοκές. Σε όλες τις περιπτώσεις επετεύχθη πάρωση των καταγμάτων από 12 έως 20 εβδομάδες μετά την επέμβαση. Στην τελική επέμβαση όλοι οι ασθενείς είχαν επανακτήσει ικανοποιητικό εύρος κίνησης της σύστοιχης κατ' ώμον και κατ' αγκώνα άρθρωσης. Είχαν επίσης επιστρέψει στο επίπεδο δραστηριοτήτων προ του αρχικού ατυχήματος και ήσαν ικανοποιημένοι από την θεραπεία και το αποτέλεσμα.

Πίνακας με το εύρος κίνησης της άρθρωσης του ώμου με την ολοκλήρωση της πάρωσης

Ασθενής	Κάμψη	Έκταση	Απαγωγή	Εξωτ. στροφή	Εσωτ. στροφή
1	140	30	90	30	30
2	160	50	140	85	55
3	155	55	150	80	60
4	150	40	110	70	45
5	155	50	120	80	50

Πίνακας με το εύρος κίνησης της άρθρωσης του αγκώνα με την ολοκλήρωση της πάρωσης

Ασθενής	Κάμψη	Έκταση	Πρηνισμός	Υπτιασμός
1	145	-10	80	70
2	140	0	75	75
3	145	-5	85	80
4	135	-5	90	90
5	145	0	90	90

5.1.3.B. Μη πορωθέντα κατάγματα: Επτά ασθενείς με μη πορωθέντα κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης (πλέον των 6 μηνών από το ατύχημα) αντιμετωπίστηκαν με χειρουργικό καθαρισμό της ψευδαρθρωσικής εστίας, ‘fixed’ ενδομυελική ήλωση και τοποθέτηση αυτόλογων λαγονίων μοσχευμάτων. Τέσσερις ήταν γυναίκες και τρεις άνδρες και η ηλικία τους κυμαινόταν από 30 – 75 έτη.

Πίνακας με τα χαρακτηριστικά των ασθενών, οι οποίοι παρουσίασαν ψευδαρθρωθέν κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης						
Ασθενείς	Φύλο	Ηλικία	Αίτιο τραυματισμού	Μορφολογία και εντόπιση κατάγματος	Χρόνος από τραυματισμό μέχρι την ήλωση (μην)	Αρχική αντιμετώπιση
1	♀	65	Πτώση	Εγκάρσιο, εγγύς	24	ORIF (Θραύση)
2	♀	60	Τροχαίο	Συντριπτικό, εγγύς-μέσο	7	Συντηρητικά
3	♂	75	Πτώση	Λοξό, μέσο	9	Συντηρητική
4	♀	67	Πτώση	Εγκάρσιο, μέσο	8	Συντηρητική
5	♂	60	Τροχαίο	Εγκάρσιο, μέσο	6	Συντηρητική
6	♂	75	Πτώση	Συντριπτικό, εγγύς-μέσο	9	Συντηρητική
7	♀	67	Πτώση	Εγκάρσιο, εγγύς	8	ORIF (Θραύση)

Όλα τα κατάγματα ήταν κλειστά και ο χρόνος από το ατύχημα μέχρι την τελική χειρουργική αποκατάσταση κυμάνθηκε από 6 – 24 μήνες. Κατά τον χρόνο της ενδομυελικής ήλωσης με τον νέο ήλο δεν υπήρχε ένδειξη δημιουργίας πόρου στην περιοχή του κατάγματος (‘ατροφική’ εικόνα). Όλοι οι ήλοι τοποθετήθηκαν ‘fixed’ για μεγαλύτερη σταθερότητα.

Η χειρουργική τεχνική ακολουθούσε συγκεκριμένα στάδια. Κατά το πρώτο στάδιο γινόταν η λήψη αυτόλογου λαγονίου μοσχεύματος από το σύστοιχο με το κατεαγός βραχιόνιο λαγόνιο οστόν. Ακολουθούσε ευρεία προσπέλαση της ψευδαρθρωσικής εστίας, καθαρισμός και αποκάλυψη των κατεαγόντων άκρων και αφαίρεση μη αιματούμενων οστικών τεμαχίων. Κατόπιν γινόταν διάνοιξη του βραχιονίου αυλού, που συνήθως βρισκόταν αποκλεισμένος από πυκνό ψευδαρθρωσικό ιστό. Επόμενο στάδιο ήταν αυτό της ορθόδρομης ενδομυελικής ήλωσης, με ανοικτή ανάταξη και δίοδο της οδηγού βελόνης στο περιφερικό κατεαγός υπό άμεση όραση. Την εισαγωγή και τοποθέτηση του ήλου στην τελική του θέση (υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο) ακολουθούσε το περιφερικό του κλείδωμα με ένα κοχλία ασφάλισης με τεχνική ‘ελεύθερης στόχευσης’ (‘free hand’). Το τελικό στάδιο της επέμβασης ήταν η τοποθέτηση των αυτόλογων λαγονίων μοσχευμάτων στην ψευδαρθρωσική εστία και η συρραφή κατά στρώματα με την τοποθέτηση σωλήνα παροχέτευσης.

Το μετεγχειρητικό πρόγραμμα φυσικοθεραπείας και παρακολούθησης των ασθενών ήταν πανομοιότυπο με αυτά των ασθενών που υπεβλήθησαν σε ενδομυελική ήλωση λόγω πρόσφατων τραυματικών καταγμάτων.

Αποτελέσματα:

Όλοι οι ασθενείς παραπονήθηκαν για άλγος στην περιοχή της ψευδάρθρωσης και στο σύστοιχο ώμο, όπως και για ήπιο άλγος στην δότρια περιοχή του σύστοιχου λαγονίου για 1-2 ημέρες μετεγχειρητικά, που αντιμετωπίστηκαν με την συνήθη αγωγή, που δινόταν για την επέμβαση της ήλωσης του βραχιονίου. Δεν υπήρξαν διεγχειρητικές επιπλοκές. Μετεγχειρητικά, τέσσερις ασθενείς δεν παρουσίασαν πρόβλημα και οι ψευδαρθρώσεις πωρώθηκαν σε διάστημα 4 - 5 μηνών από την επέμβαση. Σε μία ασθενή (περίπτωση 2 στους πίνακες) δημιουργήθηκε φλεγμονή στην εστία της ψευδάρθρωσης, που εμφανίστηκε 10 ημέρες μετά το χειρουργείο. Η ηπιότητα των συμπτωμάτων, η καλή ανταπόκριση στην κατάλληλη αντιβιοτική αγωγή και η μη επέκταση της φλεγμονής κατά μήκος του ήλου, επέτρεψαν την διατήρηση του ήλου, μέχρι την δημιουργία ορατού πόρου, κάτι που έγινε μετά τέσσερις μήνες. Σε αυτό το σημείο αφαιρέθηκε ο ενδομυελικός ήλος, η ψευδαρθρωτική εστία πωρώθηκε πλήρως 6 εβδομάδες αργότερα και τα συμπτώματα της φλεγμονής υποχώρησαν χωρίς περαιτέρω προβλήματα. Σε άλλη ασθενή 67 ετών (περίπτωση 4 στους πίνακες) με μεγάλη οστεοπόρωση, παρουσιάστηκε κεντρική μετανάστευση του ήλου, που μετρήθηκε να προέχει της βραχιονίου κεφαλής κατά 0.5 εκατοστό. Η ασθενής δεν φάνηκε να ενοχλείται ιδιαίτερα από αυτό το συμβάν και έτσι δεν χρειάστηκε να υποβληθεί σε περαιτέρω ιατρικούς χειρισμούς. Η ψευδάρθρωση πωρώθηκε με καθυστέρηση (12 μήνες μετά την επέμβαση) και η ασθενής ήταν ικανοποιημένη από την έκβαση της θεραπείας. Τέλος, ένας άνδρας ασθενής 60 ετών, (περίπτωση 5 στους πίνακες) ο οποίος είχε υποστεί εγκάρσιο κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης και η συντηρητική αντιμετώπιση απέτυχε, υπεβλήθη σε ήλωση και μοσχεύματα 6 μήνες μετά το ατύχημα. Ατυχώς, δύο μήνες αργότερα ενεπλάκη σε άλλο ατύχημα και έπεσε από ύψος 2 μέτρων. Ο ενδομυελικός ήλος υπέστη θραύση και αντικαταστάθηκε με άλλο ορθόδρομο ήλο 'fixed', ο οποίος προσέφερε κεντρικό κλείδωμα με κοχλίες ασφάλισης και επομένως σταθερότερη κεντρική ασφάλιση στην περίπτωση αυτή, όπου η βία που εξασκήθηκε στον ήλο 'Garnavos' είχε δημιουργήσει μη ευνοϊκό περιβάλλον εντός της κεφαλής για την χρήση ήλου ίδιας σχεδίασης. Στους πίνακες που συνοδεύουν το παρόν κεφάλαιο, αναγράφονται αναλυτικά, τόσο τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά των ασθενών και των μη πωρώσεων όσο και η έκβαση, τα προβλήματα και επιπλοκές, καθώς και το εύρος κίνησης των σύστοιχων αρθρώσεων του ώμου και του αγκώνα στο τέλος της θεραπείας όλων των ασθενών.

Σε όλες τις περιπτώσεις επετεύχθη πώρωση των ψευδαρθρώσεων από 4 έως 12 μήνες μετά την επέμβαση της ήλωσης. Στην τελική επανεξέταση (τουλάχιστον 6 μήνες μετά την πώρωση των καταγμάτων) όλοι οι ασθενείς είχαν περιορισμένο αλλά λειτουργικό εύρος κίνησης της σύστοιχης κατ' ώμον και κατ' αγκώνα άρθρωσης .

Πίνακας όπου παρατίθενται η χειρουργική τεχνική, οι επιπλοκές, η έκβαση των ασθενών και ο χρόνος πόρωσης των ασθενών, οι οποίοι παρουσίασαν ψευδαρθρωθέν κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης και αντιμετωπίστηκαν με ενδομυελική ήλωση				
Ασθενείς	Χειρουργική τεχνική	Επιπλοκές	Έκβαση	Χρόνος πόρωσης (μήνες)
1	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	-	Πώρωση	5
2	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	Φλεγμονή στην εστία της ψευδάρθρωσης	Πώρωση (αφαίρεση ήλου 4 μήνες μετγχ)	6
3	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	-	Πώρωση	5
4	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	Κεντρική μετανάστευση ήλου (0,5 cm)	Πώρωση	12
5	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	Θραύση ήλου μετά από πτώση	Αναθεώρηση με άλλο ήλο	-
6	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα	-	Πώρωση	5
7	Ορθόδρομη – ‘fixed’ με αυτόλογο μόσχευμα, που συνδυάστηκε με εσωτ.οστεοσύνθεση με πλάκα-βίδες	-	Πώρωση	4

Πίνακας με το εύρος κίνησης της άρθρωσης του ώμου έξι μήνες μετά την ολοκλήρωση της πόρωσης					
Ασθενής	Πρόσθια Κάμψη	Έκταση	Απαγωγή	Εξωτ. στροφή	Εσωτ. στροφή
1	130	20	80	20	30
2	140	40	120	60	50
3	130	30	110	50	60
4	150	40	130	60	50
5	120	30	100	50	50
6	120	20	100	45	60
7	110	30	90	40	50

Πίνακας με το εύρος κίνησης της άρθρωσης του αγκώνα 6 μήνες μετά την ολοκλήρωση της πόρωσης

Ασθενής	Κάμψη	Έκταση	Πρηνισμός	Υπτιασμός
1	135	-10	70	70
2	140	0	80	75
3	130	-15	75	70
4	140	0	90	80
5	130	-10	80	70
6	120	-20	70	60
7	130	-10	70	70

5.2 Συζήτηση – Συμπεράσματα - Προτάσεις

Οι θεμελιώδεις αρχές στις οποίες στηρίχθηκε η επινόηση και κατασκευή του νέου Ενδομυελικού Ήλου είναι

α) η ανάγκη ύπαρξης τόσο της ορθόδρομης όσο και της ανάστροφης τεχνικής (λόγω της περίπλοκης ανατομίας του βραχιονίου και των πέριξ αυτού μαλακών μορίων, της μοναδικής εμβιομηχανικής συμπεριφοράς, την ετερογένεια των καταγμάτων καθώς και παραγόντων μη σχετιζόμενων άμεσα με το βραχιόνιο, όπως για παράδειγμα η αδυναμία του πολυτραυματία ασθενούς να τοποθετηθεί σε πρινή θέση),

β) η ανάγκη εύρεσης μεθόδου ασφάλισης του ήλου χωρίς την χρήση κοχλιών ασφάλισης για την πλειονότητα των καταγμάτων (Albriton et al 2003, Blum and Rommens 2002, Blyth et al 2003, Bono et al 2000, Evans et al 1993, Farragos AF et al 1999, Kolonja A et al 2002, Lin J et al 2003, Reminger AR et al 1997, Rupp et al 1996)

γ) ότι, παρά την μικρή διάμετρο, ο ήλος του βραχιονίου πρέπει να είναι αυλοφόρος για την διευκόλυνση της διόδου του ήλου δια της καταγματικής εστίας και να αποφεύγεται ο γλυφανισμός του αυλού και

γ) ότι το βραχιόνιο δεν απαιτεί μέγιστη δυνατή σταθερότητα για την απρόσκοπτη πόρωση των καταγμάτων (μία θεωρία που υποστηρίζεται τόσο από την χρήση της λειτουργικής ναρθηκοποίησης στο βραχιόνιο αλλά και από την πρόσφατη βιβλιογραφία) (Garnavos 2001, Garnavos 2005, Perren 2002, Ring et al 2007, Sarmiento et al 2000).

Ακολουθώντας αυτές τις αρχές η ορθόδρομη ήλωση με τον ήλο ‘Garnavos’ δεν απαιτεί την χρήση κοχλιών ασφάλισης για το κεντρικό κλείδωμα του ήλου εντός της βραχιονίου κεφαλής. Το εξάρτημα ασφάλισης του ήλου εντός της βραχιονίου κεφαλής (Proximal Locking Device, PLD), που διευρύνεται κατά 2 χιλιοστά μέσα στην βραχιόνιο κεφαλή, απεδείχθη αξιόπιστο καθώς, εκτός μιας περιπτώσεως μετανάστευσης του ήλου μετά από πτώση, δεν υπήρξε άλλη κεντρική μετατόπιση του ήλου. Συνέπεια αυτού του πλεονεκτήματος είναι η εξάλειψη προβλημάτων από ιατρογενή τραυματισμό ευαίσθητων μαλακών μορίων, όπως η μακρά κεφαλή του δικεφάλου, το μασχαλιαίο νεύρο και η περισπώμενη αρτηρία του βραχιονίου (Lin et al 1999, Lögters et al 2008, Prince et al 2004, Riemer and D’Ambrosia 1992, Rowles and McGroary 2001). Επαρκής περιφερική ασφάλιση χωρίς την χρήση κοχλιών παρέχεται από το σχήμα του ήλου, εφ’ όσον επιλεγεί το κατάλληλο μέγεθος. Συνέπεια αυτής της σχεδιαστικής ιδιότητας του ήλου είναι η μείωση του χειρουργικού χρόνου και η εξάλειψη του κινδύνου ιατρογενούς τραυματισμού των νεύρων κερκιδικού και επιπολής του αντιβραχίου (lateral cutaneous nerve of the forearm) (Blyth et al 2003, Noger et al 2007, Farragos et al 1999, Rupp et al 1996). Στην περίπτωση όπου διαπιστωθεί ότι ο ήλος δεν παρέχει επαρκή σταθερότητα στο κάταγμα με την σχεδιάσή του, ο χειρουργός έχει την δυνατότητα να παρέξει την επιθυμητή σταθερότητα με την χρήση ενός ή δύο κοχλιών ασφάλισης με την τεχνική “ελεύθερης σκόπευσης» (“free hand”). Η δυνατότητα χρήσης κοχλιών ασφάλισης, όπου κριθεί απαραίτητο, προσδίδει στον ήλο το πλεονέκτημα να χρησιμοποιείται είτε ως ‘fixed’ είτε ως ‘bio’, ιδιότητα που δίδει στον ήλο τον χαρακτηρισμό «υβριδικός». Παρ’ όλο που ο ήλος έχει κατασκευασθεί ώστε να χρησιμοποιείται κυρίως ως ‘bio’, σε πέντε ασθενείς, που αντιμετωπίστηκαν με ορθόδρομη ήλωση, κατέστη αναγκαία η χρήση περιφερικών βιδών, ώστε να εξασφαλισθεί επαρκής σταθερότητα στην καταγματική εστία. Η τεχνική «ελεύθερης σκόπευσης» προτιμάται στις περιπτώσεις όπου χρησιμοποιούνται περιφερικοί κοχλίες, καθώς η εμπειρία έχει δείξει ότι συσκευές που υποβοηθούν την περιφερική στόχευση (σκόπευτρα) δεν είναι αξιόπιστες στο βραχιόνιο. (Albriton et al 2003, Blyth et al 2003, Evans et al 1993, Farragos et al 1999, Garnavos 2005, Garnavos and Kanakaris 2003, Kolonja et al 2002, Lögters et al 2008, Rupp et al 1996).

Κατά την ανάστροφη ήλωση η χρήση των κοχλιών ασφάλισης για το κεντρικό κλειδώμα μπορεί να αποφευχθεί αν υπάρχει καλή επαφή ήλου/ενδοστέου στο κεντρικό βραχιόνιο άνωθεν του κατάγματος. Όμως καθώς στις περισσότερες περιπτώσεις ο αυλός του βραχιονίου είναι ευρύτερος κεντρικά σε σύγκριση με το περιφερικό τριτημόριο, η καλή επαφή ήλου-ενδοστέου στο κεντρικό βραχιόνιο δεν είναι πάντα εφικτή. Τρεις από τις εννέα αρχικές περιπτώσεις ανάστροφης ήλωσης χωρίς κεντρικό κοχλία ασφάλισης οδηγήθηκαν σε μη πάρωση, καθ' όσον ο ήλος δεν είχε καλή επαφή με το ενδόστεο στο κεντρικό κατεαγός. Μετά από αυτή την παρατήρηση, στις ανάστροφες ηλώσεις, ετοποθετείτο κοχλίας κεντρικής ασφάλισης σε κάθε περίπτωση αμφιβολίας για την καλή εφαρμογή του ήλου εντός του βραχιονίου αυλού κεντρικά του κατάγματος. Αποτέλεσμα αυτής της πρακτικής ήταν η επίπτωση μη πάρωσης σε μία μόνο περίπτωση από τις επόμενες 19 ανάστροφες ενδομυελικές ηλώσεις, που αφορούσε ένα υπέρβαρο πολυτραυματία ασθενή, ο οποίος άρχισε να βαδίζει με βακτηρίες πολύ ενωρίς, μη υπακούοντας τις συστάσεις των ιατρών. Σε όλες τις περιπτώσεις ανάστροφης ήλωσης ο ήλος ασφαλίστηκε περιφερικά, στην υπερκονδύλια χώρα, με ένα κοχλία ασφάλισης, που τοποθετείται δια του εξαρτήματος περιφερικής ασφάλισης (Distal Locking Device, DLD) υπό άμεση όραση, χωρίς συστήματα σκόπευσης. Ο κοχλίας τοποθετείται σε 'ασφαλή' περιοχή όπου δεν υπάρχουν ευαίσθητα μαλακά μέρη.

Ο ιατρογενής τραυματισμός του τενοντίου πετάλου του ώμου, που συμβαίνει κατά την ορθόδρομη ήλωση προκαλεί προβληματισμό. Αν και πολλοί υποστηρίζουν την κατά κόρον εφαρμογή της ανάστροφης ήλωσης για την αποφυγή αυτού του προβλήματος, η ορθόδρομη ήλωση δεν μπορεί να εγκαταληφθεί καθ' όσον έχει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα, όπως η ευκολότερη πρόσβαση στον βραχιόνιο αυλό, η ύπτια θέση του ασθενούς (μοναδική επιλογή σε πολυτραυματίες), μικρότερος χειρουργικός χρόνος και ευκολότερος χειρισμός του ακτινοσκοπικού μηχανήματος. Σχετικά πρόσφατες μελέτες που προτείνουν τροποποιήσεις της χειρουργικής τεχνικής για προσπέλαση της βραχιονίου κεφαλής χωρίς διύνηση του τενοντίου πετάλου ή την χρήση ήλων ειδικής σχεδίασης, δεν έχουν ακόμα αξιολογηθεί με περαιτέρω μελέτες (Dimakopoulos et al 2005, Park et al 2008, Stannard et al 2003). Στην παρούσα μελέτη, ανεξάρτητα από την τεχνική που χρησιμοποιήθηκε (ορθόδρομη ή ανάστροφη), οι ασθενείς με πρόσφατα μεμονωμένα, τραυματικά και χωρίς επιλοκές κατάγματα ανέκτησαν πλήρες εύρος ανώδυνης κίνησης των αρθρώσεων του σύστοιχου ώμου και του αγκώνα. Φαίνεται ότι α) μία μικρή τομή κατά μήκος των ινών του τενοντίου πετάλου, β) η αποφυγή περαιτέρω τραυματισμού του με αναίτιους χειρισμούς, γ) η μη γλυφανιζόμενη τεχνική και δ) η συρραφή του κατά το τέλος της επέμβασης, συμβάλλουν στο καλό κλινικό αποτέλεσμα.

Αξίζει να σχολιασθεί ότι τρεις ασθενείς που είχαν υποστεί μεμονωμένα κατάγματα του περιφερικού βραχιονίου και αντιμετωπίστηκαν με ανάστροφη ενδομυελική ήλωση, παρουσίασαν άλγος και δυσκαμψία της σύστοιχης άρθρωσης του ώμου. Αν και τα συμπτώματα υποχώρησαν μεριούς μήνες αργότερα με εντατική φυσικοθεραπεία, η γενεσιουργός αιτία του προβλήματος παραμένει ανεξήγητη. Στην βιβλιογραφία αναφέρονται αρκετές περιπτώσεις προβλημάτων από την άρθρωση του ώμου σε ασθενείς που είχαν υποστεί κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης και αντιμετωπίστηκαν με μεθόδους που δεν ενέπλεκαν την άρθρωση του ώμου (πχ λειτουργική νάρθηκοποίηση ή εσωτερική οστεοσύνθεση με πλάκα-βίδες) (Ekholm et al 2006, Flinkkilä et al 2004, Rosenberg and Sundry 2006, Sarmiento et al 2000, Wallny et al, 1997). Η παρατεταμένη ακινητοποίηση, που εφαρμόζεται είτε πριν την χειρουργική επέμβαση είτε με την λειτουργική νάρθηκοποίηση, θα μπορούσε να συμβάλλει καθωριστικά στην εμφάνιση της συμπτωματολογίας από την άρθρωση του ώμου. Η περίπτωση δυσλειτουργίας της άρθρωσης του ώμου σε ασθενείς που υπέστησαν κάταγμα της βραχιονίου διάφυσης και αντιμετωπίστηκαν άμεσα με ανάστροφη ενδομυελική ήλωση δεν έχει αναφερθεί σε άλλες μελέτες της διεθνούς βιβλιογραφίας. Αμβλεία κάκωση της άρθρωσης του ώμου κατά το ατύχημα θα μπορούσε να είναι η γενεσιουργός αιτία. Με αυτές τις περιπτώσεις δεικνύεται

ότι, όποτε παρατηρείται πρόβλημα από την άρθρωση του ώμου, δεν θα πρέπει ‘a priori’ να αποδίδεται σε χειρουργικούς χειρισμούς (πχ ορθόδρομη ενδομυελική ήλωση).

Κάποιοι σύγχρονοι ήλοι προσφέρουν δυνατότητα συμπίεσης του κατάγματος διεγχειρητικά ώστε να επιταχυνθεί η πόρωση και να ελαχιστοποιηθεί η επίπτωση της μη πόρωσης. Αν και η δυνατότητα αυτή είναι ελκυστική, μπορεί να εφαρμοσθεί μόνο σε ορισμένους τύπους καταγμάτων, χωρίς συντριβή (τύπος A κατά ΑΟ/ΟΤΑ). Επιπλέον, η εφαρμογή της συγκεκριμένης δυνατότητας επιβάλλει την χρήση φρεζών, κοχλιών και γλυφάνων, που όπως ήδη αναφέρθηκε μπορεί να επιφέρουν άλλα προβλήματα και επιπλοκές. Τέλος, σε μια πρόσφατη μελέτη (Mückley et al 2008) αναφέρεται ότι μπορεί να είναι απαραίτητος ένας επιπρόσθετος κοχλίας ασφάλισης, μετά την συμπίεση, κάτι που είναι τεχνικά δύσκολο.

Οι μεταστατικές βλάβες αντιμετωπίστηκαν επαρκώς με τον ήλο, χωρίς επιπλοκές ή προβλήματα για όσο χρονικό διάστημα επιβίωσαν οι ασθενείς.

Οι περιπτώσεις καθυστερημένης πόρωσης παρουσίασαν ιδιαίτερο ενδιαφέρον καθώς ο τρόπος αντιμετώπισης μπορεί να θεωρηθεί καινοφανής. Η πρωτοτυπία ευρίσκετο στην πρόταση ότι η εξέλιξη της καθυστερημένης πόρωσης ενός κατάγματος της βραχιονίου διάφυσης προς ψευδάρθρωση μπορεί να αναστραφεί και να οδηγηθεί σε πόρωση με επέμβαση ελάχιστης παρεμβατικότητας (ενδομυελική ήλωση), αν αναγνωρισθεί πριν προλάβει να οργανωθεί ο ψευδαρθρωτικός ιστός στην καταγματική εστία. Ο ενδομυελικός ήλος εισήχθη σε όλες τις περιπτώσεις με ‘fixed’ τεχνική – ορθόδρομα ή ανάστροφα – καθώς σε καταστάσεις επαπειλούμενης μη πόρωσης θα πρέπει να παρέχεται η μέγιστη δυνατή σταθερότητα. Η ανάγκη για επιβοήθηση της διαδικασίας της πόρωσης με ισχυρό βιολογικό παράγοντα εξυπηρετήθηκε με την χρήση αυτόλογων συμπυκνωμένων βλαστοκυττάρων αναμεμιγμένων με αφαλατωμένη θεμέλιο ουσία ‘putty’. Η επιλογή αυτή έγινε για δύο λόγους: α) η ισχυρή οστεο-επαγωγική ιδιότητα των βλαστοκυττάρων, ως αυτόλογος παράγων και β) η δυνατότητα της διαδερμικής λήψης και χορήγησης των βλαστοκυττάρων με εξαιρετικά σύντομη διαδικασία και μηδενική νοσηρότητα, κυρίως από την δότρια περιοχή. Η θεμέλιος ουσία ‘putty’ χρησιμοποιήθηκε ως ικρίωμα των βλαστοκυττάρων, ώστε να παραμείνουν στην ψευδαρθρωτική εστία καθώς δεν επηρεάζοταν ο διαδερμικός τρόπος εισαγωγής του μοσχεύματος.

Θα μπορούσε να υποστηριχθεί ότι η ενδομυελική ήλωση μόνον, χωρίς την προσθήκη μοσχεύματος, θα μπορούσε να οδηγήσει στην πόρωση καθώς η εισαγωγή του ενδομυελικού ήλου διεγείρει την περιστατική αιμάτωση και προσθέτει σημαντικό μηχανικό πλεονέκτημα. Η χρήση γλυφανισμού μπορεί να συμβάλει στην διαδικασία της πόρωσης αλλά να προκαλέσει επιπλέον τραυματισμό και συσώρευση προϊόντων του κάτωθεν του τενοντίου πετάλου, με βλαπτική επίπτωση στην ανάληψη της λειτουργικότητας της κατ’ ώμον άρθρωσης. Καθώς η χρήση του γλυφανισμού θα πρέπει να αποφευχθεί, πολλοί μπορούν να αμφισβητήσουν την επάρκεια της εισαγωγής ενός ενδομυελικού ήλου μόνον, για την ευώδωση της πόρωσης σε περιπτώσεις όπου αυτή καθυστερεί. Στην διεθνή βιβλιογραφία αναφέρεται ότι σε σειρές όπου μη πωρωθέντα κατάγματα της βραχιονίου διάφυσης αντιμετωπίστηκαν με μόνο ενδομυελική ήλωση τα ποσοστά πόρωσης κυμάνθηκαν από 46-57% (Jupiter and von Deck 1998). Η χρήση αυτόλογου λαγονίου μοσχεύματος, που μπορεί να ληφθεί με την παραδοσιακή ‘ανοικτή’ τεχνική, προϋποθέτει σημαντικό τραυματισμό του λαγονίου οστού, που μπορεί να προκαλέσει προβλήματα (πόνος, φλεγμονή, επώδυνη και αντιαισθητική ουλή). Επιπρόσθετα η τοποθέτηση αυτού του μοσχεύματος στην περιοχή της καθυστερούμενης πόρωσης της βραχιονίου διάφυσης επιβάλλει την ανοικτή προσπέλαση της περιοχής και αποκλείει την μέθοδο της ‘ελάχιστης παρέμβασης, «MIO»’. Αν και θα μπορούσε να υποστηριχθεί ότι η ενδομυελική ήλωση προσφέρει λιγότερο σταθερό περιβάλλον σε σύγκριση με την χρήση πλάκας-βιδών, τα αποτελέσματα σύγχρονων τεχνικών ενδομυελικής ήλωσης σε συνδυασμό με αυτά της παρούσας μελέτης, υποδεικνύουν ότι η

σταθερότητα που προσφέρεται από τον ήλο είναι 'επαρκής' για το βραχιόνιο, που υπενθυμίζεται ότι είναι μη φορτιζόμενο οστόν.

Η οστεοεπαγωγική ιδιότητα των μυελικών κυττάρων μελετήθηκε αρχικά από τον Coujon σε κονίκλους (1869). Επόμενες μελέτες επιβεβαίωσαν την παρατήρηση ότι μυελικά κύτταρα μπορούν να διαφοροποιηθούν σε οστεοβλάστες (Beersford 1989, Owen 1980, Paley et al 1986, Pountos and Giannoudis 2005, Tiedeman 1991). Η εφαρμογή των πειραματικών δεδομένων στη κλινική πράξη είχε ενθαρρυντικά αποτελέσματα (Connolly et al 1991, Connolly 1995, Carg et al 1993, Healey et al 1990, Hernigou et al 2005). Η τεχνική της φυγοκέντρωσης προτάθηκε για να αυξηθεί η συγκέντρωση των μεσεγχυματικών κυττάρων, καθώς παρατηρήθηκε ότι σε περιπτώσεις αποτυχίας ο αριθμός των κυττάρων αυτών ήταν μικρός (Connolly et al 1989, Hernigou et al 2005, Muschler et al 1997). Η αφαλατωμένη μεσοκυττάρια ουσία (Demineralised Bone Matrix, DBM) χρησιμοποιήθηκε σε όλες τις περιπτώσεις της παρούσας μελέτης για να προσφέρει ικρίωμα ώστε να παραμείνουν τα μυελικά κύτταρα στην περιοχή της καθυστερημένης πώρωσης. Επιπρόσθετα έχει δειχθεί ότι το DBM έχει οστεοεπαγωγικές και οστεοκαθοδηγητικές ιδιότητες (Lindholm and Urist 1980, Lindsey et al 2006, Wilkins 2003).

Η καινοτόμος πρόταση της αντιμετώπισης της καθυστερημένης πώρωσης των καταγμάτων της διάφυσης του βραχιονίου με ενδομυελική ήλωση και μεσεγχυματικά κύτταρα, που ανεδείχθη από την διαδικασία εκπόνησης της παρούσας μελέτης και τα ενθαρρυντικά πρώτα αποτελέσματα δημοσιεύτηκαν πρόσφατα σε βρετανικό επιστημονικό περιοδικό με υψηλό 'impact factor' (Garnavos et al, 2010).

Στις περιπτώσεις εγκατεστημένης ψευδάρθρωσης του κατάγματος της βραχιονίου διάφυσης (> 6 μήνες από το ατύχημα) ακολουθήθηκε διαφορετική φιλοσοφία. Η διάνοιξη, καθαρισμός και χειρουργική προετοιμασία των οστικών άκρων στην εστία του κατάγματος θεωρήθηκε επιβεβλημένη για την νεαροποίηση των κατεαγόντων άκρων, απομάκρυνση παρεμβαλλόμενου ψευδαρθρωσικού ιστού και σε κάποιες περιπτώσεις αφαίρεσης υλικών από προηγηθείσα οστεοσύνθεση. Στις περιπτώσεις αυτές ο ενδομυελικός ήλος διήρχετο δια της ψευδαρθρωσικής εστίας υπό άμεση όραση και ο βιολογικός παράγοντας που επελέγετο για την υποβοήθηση της πώρωσης ήταν αυτόλογα οστικά μοσχεύματα από το σύστοιχο λαγόνιο, λόγω της ανοικτής προσπέλασης στο βραχιόνιο. Η επιλογή των φλοιοσπογγωδών αυτόλογων μοσχευμάτων έναντι των συμπυκνωμένων βλαστοκυττάρων έγινε με βάση το κόστος, που είναι ιδιαίτερα αυξημένο με τα βλαστοκύτταρα ενώ το αντιρροπιστικό πλεονέκτημα της διαδερμικής τοποθέτησής τους αναιρείτο από την 'αναγκαστική' ανοικτή προσπέλαση της ψευδαρθρωσικής εστίας. Τα αποτελέσματα από την χρήση του ήλου στις περιπτώσεις μη πώρωσης των καταγμάτων της βραχιονίου διάφυσης μπορούν να θεωρηθούν ενθαρρυντικά, παρά τον μικρό αριθμό των ασθενών. Όμως οι περιπτώσεις μη πώρωσης των υπό μελέτη καταγμάτων δεν είναι μεγάλος και επιπλέον στην παρούσα μελέτη υπήρξε διαχωρισμός επαπειλούμενων και εγκατεστημένων μη πωρώσεων. Έξι από τις επτά περιπτώσεις που αντιμετωπίστηκαν με τον νέο ήλο πωρώθηκαν επιτυχώς ενώ η μία αποτυχία αποδόθηκε σε εξάσκηση σημαντικής βίας στο βραχιόνιο πριν ολοκληρωθεί η πώρωση. Ενώ δεν μπορούν να εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα ως προς την αποτελεσματικότητα της μεθόδου, η πρώιμη εμπειρία ωθεί την σκέψη για την οργάνωση μεγαλύτερης μελέτης (πολυκεντρικής;) και την πληρέστερη καταγραφή του ρόλου, που μπορεί να διαδραματίσει ο νέος ήλος του βραχιονίου στην αντιμετώπιση των ψευδαρθρώσεων των καταγμάτων του οστού.

Ο νέος ήλος βραχιονίου αφαιρέθηκε χωρίς προβλήματα στις περιπτώσεις των σοβαρών επιπλοκών (μη πωρώσεις, κεντρική μετανάστευση, κακή τοποθέτηση) και σε μία περίπτωση πολυτραυματία ασθενούς, που υπεβλήθη σε αφαίρεση ενός ενδομυελικού ήλου από το μηριαίο και εξέφρασε την επιθυμία της αφαίρεσης του ήλου του βραχιονίου κατά τον ίδιο χειρουργικό χρόνο. Κανείς άλλος ασθενής δεν έχει αφαιρέσει τον ήλο του βραχιονίου.

Συμπερασματικά, η αποκατάσταση της ανατομικής συνέχειας του κατεαγότος βραχιονίου με χειρουργικές τεχνικές ελάχιστης παρεμβατικότητας έχει σημαντικά πλεονεκτήματα αλλά απαιτεί βαθειά γνώση των μοναδικών ανατομικών και εμβιομηχανικών ιδιοτήτων του βραχιονίου. Τα αποτελέσματα της κλινικής και εμβιομηχανικής συμπεριφοράς του νέου ήλου βραχιονίου ‘Garnavos’ είναι ιδιαίτερα ενθαρρυντικά, καθώς φαίνεται ότι ο σχεδιασμός του ήλου σε συνδυασμό με την ελάχιστη ιατρογενή παρέμβαση στα μαλακά μέρη, δημιουργεί το κατάλληλο περιβάλλον για δυναμική, ασφαλή σταθεροποίηση, που διευκολύνει την πρώιμη κινητοποίηση και την ταχεία πώρωση του κατάγματος (Garnavos et al, 2009). Σε ασθενείς με επιπρόσθετες κακώσεις ή με εγκατεστημένη μη πώρωση θα απαιτηθεί τροποποίηση και εξατομίκευση του προγράμματος φυσικοθεραπείας και αποκατάστασης με στενή επίβλεψη και καθοδήγηση.

Η συνέχιση της έρευνας θα μας βοηθήσει να βελτιώσουμε ακόμα περισσότερο τις μεθόδους και θεραπευτικές τεχνικές για την καλύτερη αντιμετώπιση των κακώσεων και των συνεπειών τους, που πολλές φορές επηρεάζουν επι τα χείρω την ποιότητα ζωής των ανθρώπων. Τα επόμενα βήματα για την καλύτερη αξιολόγηση τόσο του νέου ενδομυελικού ήλου όσο και των θεραπευτικών προσεγγίσεων που προτάθηκαν μέσα από την παρούσα μελέτη, είναι η διενέργεια εμπεριστατωμένων κλινικών μελετών σύγκρισης με άλλα υλικά και τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τον ίδιο σκοπό.

Βιβλιογραφία

Marsh JL, Slongo TF, Agel J, Broderick JS, Creevey W, DeCoster TA, Prokuski L, Sirkin MS, Ziran B, Henley B, Audigé L: Fracture and dislocation classification compendium - 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. <i>J Orthop Trauma</i> . 2007 Nov-Dec;21(10 Suppl):S1-133.
Lin J, Inoue N, Valdevit A, Hang YS, Hou SM, Chao EY. Biomechanical comparison of antegrade and retrograde nailing of humeral shaft fracture. <i>Clin Orthop</i> 1998;351:203-13.
Albritton MJ, Barnes CJ, Basamania CJ, Karas SG. Relationship of the axillary nerve to the proximal screws of a flexible humeral nail system: an anatomic study. <i>J Orthop Trauma</i> 2003;17(6):411-4.
Blum J, Rommens PM. Proximal interlocking of humeral intramedullary nails and risk of axillary nerve injury. <i>Unfallchirurg</i> 2002;105:9-13.
Blyth MJG, Macleod CMB, Asante DK, Kinninmonth AWG. Iatrogenic nerve injury with the Russell-Taylor humeral nail. <i>Injury</i> 2003;34:227-8.
Bono CM, Grossman MG, Hochwald N, Tornetta III P. Radial and axillary nerves. Anatomic considerations for humeral fixation. <i>Clin Orthop</i> 2000;(373):259-64.
Evans DP, Conboy LBV, Evans JE. The Seidel humeral locking nail: an anatomical study of the complications from locking screws. <i>Injury</i> 1993;24:175-6.
Farragos AF, Schemitsch EH, Mc Kee MD. Complications of intramedullary nailing for fractures of the humeral shaft: a review. <i>J Orthop Trauma</i> 1999;13:258-67.
Kolonja A, Vecsei N, MousaniM, et al. Radial nerve injury after anterograde and retrograde locked intramedullary nailing of humerus. A clinical and anatomical study. <i>Osteo Trauma Care</i> 2002;10:192-6.
Lin J, Shen PW, Hou SM. Complications of locked nailing in humeral shaft fractures. <i>J Trauma</i> 2003;54:943-9.
Remiger AR, Miclau T, Lindsey RW, Blatter G. Segmental avascularity of the humeral diaphysis after reamed intramedullary nailing. <i>J Orthop Trauma</i> 1997;11:308-11.
Rupp RE, Chrissos MG, Ebraheim NA. The risk of neurovascular injury with distal locking screws of humeral intramedullary nails. <i>Orthopedics</i> 1996;19:593-5.
Garnavos C. Humeral nails: when to choose what and how to use. <i>Curr Orthop</i> 2005;19:294-304.
Garnavos C. Intramedullary nailing for humeral shaft fractures: the misunderstood poor relative. <i>Curr Orthop</i> 2001;15(1):68-75.
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. <i>J Bone Jt Surg</i> 2002;84(B):1093-110.
Ring D, Chin K, Taghinia AH, Jupiter JB. Nonunion after functional brace treatment of diaphyseal humerus fractures. <i>J Trauma</i> 2007;62:1157-8.
Sarmiento A, Zagorski JB, Zych GA, et al. Functional bracing for the treatment of fractures of humeral diaphysis. <i>J Bone Jt Surg</i> 2000;82(A):478-86.
Lin J, Hou SM, Inoue N, et al. Anatomic considerations of locked humeral nailing. <i>Clin Orthop</i> 1999;368:247-54.
Lögters TT, Wild M, Windolf J, Linhart W. Axillary nerve palsy after retrograde humeral nailing: clinical confirmation of an anatomical fear. <i>Arch Orthop Trauma Surg</i> 2008;128:1431-5.

Prince EJ, Breien KM, Fehringer EV, Mormino MA. The relationship of proximal locking screws to the axillary nerve during antegrade humeral nail insertion of four commercially available implants. <i>J Orthop Trauma</i> 2004;18:585–8.
Rierner BL, D'Ambrosia R. The risk of injury to the axillary nerve, artery, and vein from proximal locking screws of humeral interlocking nail. <i>Orthopedics</i> 1992;15:697–9.
Rowles DJ, McGrory JE. Percutaneous pinning of the proximal part of the humerus. <i>J Bone Joint Surg</i> 2001;83A:1695–9.
Blum J, Janzing H, Gahr R, et al. Clinical performance of a new medullary humeral nail: antegrade versus retrograde insertion. <i>J Orthop Trauma</i> 2001; 15:342–9.
Blyth MJG, Macleod CMB, Asante DK, Kinninmonth AWG. Iatrogenic nerve injury with the Russell–Taylor humeral nail. <i>Injury</i> 2003;34:227–8.
Noger M, Berli MC, Fasel JHD, Hoffmeyer PJ. The risk of injury to neurovascular structures from distal locking screws of the Unreamed Humeral Nail (UHN): a cadaveric study. <i>Injury</i> 2007;38:954–7.
Garnavos C, Kanakaris N. Stress fracture due to unsuccessful targeting during intramedullary nailing. <i>Eur J Trauma</i> 2003;29:105–7.
Dimakopoulos P, Papadopoulos AX, Papas M, et al. Modified extra rotator-cuff entry point in antegrade humeral nailing. <i>Arch Orthop Trauma Surg</i> 2005; 125:27–32.
Park JY, Pandher DS, Chun JY, Lee ST. Antegrade humeral nailing through the rotator cuff interval: a new entry portal. <i>J Orthop Trauma</i> 2008;22: 419–25.
Stannard JP, Harris HW, McGwin Jr G, Volgas DA, Alonso JE. Intramedullary nailing of humeral shaft fractures with a locking flexible nail. <i>J Bone Joint Surg Am</i> 2003;85-A:2103–10.
Muckley T, Diefenbeck M, Sorkin AT, et al. Results of the T2 humeral nailing system with special focus on compression interlocking. <i>Injury</i> 2008;39:299– 305.
Garnavos C, Mouzopoulos G, Morakis E. Fixed intramedullary nailing and percutaneous autologous concentrated bone-marrow grafting can promote bone healing in humeral-shaft fractures with delayed union. <i>Injury</i> . 2010 Jun;41(6):563-7
Garnavos C, Lasanianos N, Kanakaris NK, Arnaoutoglou C, Papathanasopoulou V, Xenakis T. A new modular nail for the diaphyseal fractures of the humerus. <i>Injury</i> . 2009 Jun;40(6):604-10
Wallny T, Sagebiel C, Westerman K, et al. Comparative results of bracing and interlocking nailing of humeral shaft fractures. <i>Int Orthop</i> 1997;21:374–9.
Ekholm R, Tidermark J, Tornkvist H, et al. Outcome after closed functional treatment of humeral shaft fractures. <i>J Orthop Trauma</i> 2006;20:591–6.
Flinkkila T, Hyvonen P, Siira P, Hamalainen M. Recovery of shoulder joint function after humeral shaft fracture: a comparative study between antegrade intramedullary nailing and plate fixation. <i>Arch Orthop Trauma Surg</i> 2004;124:537–41.
Rosenberg N, Soudry M. Shoulder impairment following treatment of diaphyseal fractures of humerus by functional brace. <i>Arch Orthop Trauma Surg</i> 2006;126:437–40.
Jupiter JB, von Deck M. Ununited humeral diaphyses. <i>J Shoulder Elbow Surg</i> 1998;7:644–53.
Goujon E. Recherches experimentales sur les proprie´tes du tissu osseux. <i>J L Anat</i> 1869;6:399–412.
Beresford JN. Osteogenic stem cells and the stromal system of bone and marrow. <i>Clin Orthop Relat Res</i> 1989;240:270–80
Owen M. The origin of bone cells in the postnatal organism. <i>Arthritis Rheum</i> 1980;23:1073–80.
Paley D, Young MC, Wiley AM, et al. Percutaneous bone marrow grafting of fractures and bony defects. An experimental study in rabbits. <i>Clin Orthop Relat Res</i> 1986;208:300–12.

Pountos I, Giannoudis PV. Biology of mesenchymal stem cells. <i>Injury</i> 2005;36(Suppl. 3):S8–12.
Tiedeman JJ, Connolly JF, Strates BS, Lippiello L. Treatment of nonunion by percutaneous injection of bone marrow and demineralized bone matrix. An experimental study in dogs. <i>Clin Orthop Relat Res</i> 1991;268:294–302.
Muschler GF, Boehm C, Easley K. Aspiration to obtain osteoblast progenitor cells from human bonemarrow: the influence of aspiration volume. <i>J Bone Joint Surg Am</i> 1997;79:1699–709.
Hernigou P, Poignard A, Beaujean F, Rouard H. Percutaneous autologous bonemarrow grafting for nonunions. Influence of the number and concentration of progenitor cells. <i>J Bone Joint Surg Am</i> 2005;87(7):1430–7.
Connolly JF, Guse R, Lippiello L, Dehne R. Development of an osteogenic bonemarrow preparation. <i>J Bone Joint Surg Am</i> 1989;71:684–91.
Wilkins RM, Chimenti BT, Rifkin RM. Percutaneous treatment of long bone nonunions: the use of autologous bone marrow and allograft bone matrix. <i>Orthopedics</i> 2003;26(5 Suppl.):s549–54.
Lindholm TS, Urist MR. A quantitative analysis of new bone formation by induction in compositive grafts of bone marrow and bone matrix. <i>Clin Orthop Relat Res</i> 1980;150:288–300.
Lindsey RW, Wood GW, Sadasivian KK, et al. Grafting long bone fractures with demineralized bone matrix putty enriched with bone marrow: pilot findings. <i>Orthopedics</i> 2006;29:939–41.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

1. Η κατοχύρωση της ευρεσιτεχνίας του νέου ήλου του Βραχιονίου

(12) International Application Status Report

Received at International Bureau: 07 March 2003 (07.03.2003)

Information valid as of: Not available

Report generated on:

11.08.2010

(10) Publication number: WO 2003/053265	(43) Publication date: 03 July 2003 (03.07.2003)	(26) Publication language: German (DE)
(21) Application number: PCT/DE2002/004571	(22) Filing date: 06 December 2002 (06.12.2002)	(25) Filing language: German (DE)
(31) Priority number(s): 101 64 464.7 (DE)	(32) Priority date(s): 20 December 2001 (20.12.2001)	(33) Priority status: Priority document received (in compliance with PCT Rule 17.1)

(51) International Patent Classification:

A61B 17/72 (2006.01)

(71) Applicant(s):

MERETE MEDICAL GMBH [DE/DE]; Alt Lankwitz 102 12247 Berlin (DE) *(for all designated states except US)*

GARNAVOS, Christos [GR/GR]; Londou Str. 8 GR-16675 Athen (GR) *(for US only)*

ANAPLIOTIS, Emmanuell [DE/DE]; Otto-von-Simson-Strasse 5 14195 Berlin (DE) *(for US only)*

(72) Inventor(s):

GARNAVOS, Christos; Londou Str. 8 GR-16675 Athen (GR)

ANAPLIOTIS, Emmanuell; Otto-von-Simson-Strasse 5 14195 Berlin (DE)

(54) Title (EN): MODULAR BONE NAIL

(54) Title (FR): CLOU MODULAIRE POUR OS

(54) Title (DE): MODULARER KNOCHENNAGEL

(57) Abstract:

(EN): The invention relates to a bone nail (20) which can be inserted via a plurality of sides, preferably for treating corresponding fractures in the upper arm. The bone nail can be introduced into the humerus via either the proximal side or the distal side. If the bone nail is inserted via the side of the shoulder, an adjustable blocking sleeve (10) is disposed on the bone nail (20) and is opened by means of an expanding screw (1), or in the case of a fracture on the head of the humerus an insertion part is attached and in the case of an insertion on the elbow side, the bone nail is introduced by an elbow screw (30) and is secured.

(FR): L'invention concerne un clou (20) pour os, pouvant être introduit par plusieurs côtés, destiné de préférence au traitement de fractures du bras. Ce clou peut être introduit dans l'humérus soit par le côté proximal soit par le côté distal. Dans le cas d'une introduction par le côté épaule, une douille de blocage expansible (10) est placée sur le clou (20) et ouverte au moyen d'une vis d'écartement (1), ou dans le cas d'une fracture de la tête de l'humérus, on peut placer un élément saillant, et dans le cas d'une introduction par le côté coude, le clou est introduit et bloqué au moyen d'une partie coudée à vis (30).

(DE): Die Erfindung betrifft einen von mehreren Seiten einsetzbaren Knochennagel (20), vorzugsweise zur Versorgung entsprechender Frakturen im Oberarm, wobei der Knochennagel entweder von der proximalen oder von der distalen Seite in den Oberarmknochen einsetzbar ist und für den Fall des Einsetzens an der Schulterseite, eine Spreizverriegelungshülse (10) auf den Knochennagel (20) gesetzt und mittels einer Spreizschraube (1) geöffnet wird, oder für den Fall einer Humeruskopf-Fraktur ein Ansatzteil ansetzbar ist und für den Fall des Einsetzens von der Ellenbogenseite der Knochennagel mit einem Schraubkrümmer (30) eingesetzt und gesichert wird.

International search report:

Received at International Bureau: 15 May 2003 (15.05.2003) [EP]

International preliminary examination report:

Not available

(81) Designated States:

CA, RU, US

European Patent Office (EPO) : AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SI, SK, TR

2. ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΚΛΙΝΙΚΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

ΕΝΔΟΜΥΕΛΙΚΗ ΗΛΩΣΗ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΔΙΑΦΥΣΗΣ ΤΟΥ ΒΡΑΧΙΟΝΙΟΥ ΜΕ ΤΟΝ ΗΛΟ “GARNAVOS HUMERAL NAIL”

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΣΘΕΝΟΥΣ - ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ - ΤΗΛ

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΑΤΥΧΗΜΑΤΟΣ

ΗΜΕΡΟΜΗΝΙΑ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΣ

ΤΥΠΟΣ - ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ (κατάταξη κατά ΑΟ)

ΣΥΝΟΔΕΣ ΚΑΚΩΣΕΙΣ

ΠΡΟΗΓΟΥΜΕΝΟ ΙΑΤΡΙΚΟ ΙΣΤΟΡΙΚΟ

ΑΠΟΠΕΙΡΑ ΠΡΟΗΓΗΘΕΙΣΗΣ ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗΣ Ή ΑΛΛΗΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΕΝΔΟΜΥΕΛΙΚΗ ΗΛΩΣΗ

Πύλη εισόδου του ήλου: Ορθόδρομα Ανάστροφα

Μέγεθος του ήλου

Διευχειρητικά προβλήματα-επιπλοκές

ΑΜΕΣΗ ΜΕΤΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΗ ΠΟΡΕΙΑ – ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ

ΜΕΘΟΔΟΣ ΚΑΙ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΑΚΙΝΗΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΤΟΥ ΑΝΩ ΑΚΡΟΥ -
ΧΡΟΝΟΣ ΕΝΑΡΞΗΣ ΚΙΝΗΤΟΠΟΙΗΣΗΣ / ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ ΏΜΟΥ
ΑΓΚΩΝΑ

ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΠΑΡΑΜΟΝΗΣ ΣΤΟ ΝΟΣΟΚΟΜΕΙΟ

ΑΠΩΤΕΡΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ - ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ

ΧΡΟΝΟΣ ΠΩΡΩΣΗ ΚΑΤΑΓΜΑΤΟΣ

Κλινικά

Ακτινολογικά

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΤΑ ΤΟ ΠΕΡΑΣ ΤΗΣ ΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

	Ωμος (μοίρες)	Αγκώνας (μοίρες)
Κάμψη		
Έκταση		
Εξωτ. Στροφή (ώμος)		
Εσωτ. Στροφή (ώμος)		
Απαγωγή (ώμος)		
Προσαγωγή (ώμος)		
Πρηνισμός αντιβραχίου (αγκ)		
Υπτιασμός αντιβραχίου (αγκ)		

	Ναι	Όχι	Μόλις
Χέρι στον αυχένα			
Χέρι στην ράχη			

ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΤΟΥ ΑΝΩ ΑΚΡΟΥ (στροφική - βράχυνση)

ΕΠΙΠΕΔΟ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΚΟΤΗΤΑΣ - ΕΠΙΣΤΡΟΦΗ ΣΤΙΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΕΣ

ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΤΟΥ ΗΛΟΥ

ΣΧΟΛΙΑ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΟΥΣ

3. Η κατάταξη των καταγμάτων της βραχιονίου διάφυσης κατά ΑΟ

12 diaphyseal								
12-A1	12-A2	12-A3	12-B1	12-B2	12-B3	12-C1	12-C2	12-C3
12-A simple fracture 12-A1 spiral 12-A2 oblique ($\geq 30^\circ$) 12-A3 transverse ($< 30^\circ$)			12-B wedge fracture 12-B1 spiral wedge 12-B2 bending wedge 12-B3 fragmented wedge			12-C complex fracture 12-C1 spiral 12-C2 segmental 12-C3 irregular		

4. Ο πίνακας Constant για την αξιολόγηση της λειτουργικότητας της άρθρωσης του Ωμου

Item	Score
Pain	15
None	15
Mild	10
Moderate	5
Severe	0
Activities of daily living	20
Full work	4
Full recreation/sports	4
Unaffected sleep	2
Hand position	
up to waist	2
up to xiphoid	4
up to top of head	8
above head	10
Range of motion	40
Abduction	10
Forward elevation	10
Int. rotation	10
Ext. rotation	10
Shoulder power	25
Pounds to resist	
Total	100

5. Δημοσιεύσεις

<p>Garnavos C.,</p> <p><i>“Humeral Nails: When to Choose What and How to Use”</i></p> <p>CURRENT ORTHOPAEDICS 2005; 19:294-304</p>
<p>Garnavos C., Lasanianos N., Kanakaris NK., Arnaoutoglou C., Papathanasopoulou V., Xenakis T.</p> <p><i>“A New Modular Nail for the Diaphyseal Fractures of the Humerus”</i></p> <p>INJURY 2009; 40:604–610</p>
<p>Garnavos C., Mouzopoulos G., Morakis E.</p> <p><i>“Fixed Intramedullary Nailing and Percutaneous Autologous Concentrated Bone-marrow Grafting can Promote Bone Healing in Humeral Shaft Fractures with Delayed Union”</i></p> <p>INJURY 2010; 41(6):563 - 567</p>
<p>Garnavos C., Lasanianos N.</p> <p><i>“Intramedullary Nailing of Combined/Extended Fractures of the Humeral Head and Shaft”</i></p> <p>JOURNAL OF ORTHOPAEDIC TRAUMA 2010, 24(4):199 - 206</p>
<p>REVIEW ARTICLE</p> <p>Garnavos C.</p> <p><i>“Diaphyseal Humeral Fractures and Intramedullary Nailing: Can we Improve Outcomes?”</i></p> <p>INDIAN JOURNAL OF ORTHOPAEDICS, 2010 [Epub ahead of print] [cited 2010 Aug 13]</p>