

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

ΜΕΛΕΤΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΔΙΑΤΡΟΧΑΝΤΗΡΙΩΝ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ D.I.C. ΚΑΙ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ STRAIN GAUGES

του ΠΑΠΑΣΗΜΑΚΟΠΟΥΛΟΥ ΜΑΡΙΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΣΤΑΥΡΟΣ ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ

Αθήνα 2017

ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΤΟΜΕΑΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Διπλωματική Εργασία στην Επιστημονική Περιοχή της Εμβιομηχανικής

Επιβλέπων Καθηγητής

Σταύρος Κ. Κουρκουλής, Καθηγητής, Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, Ε.Μ.Π.

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Σταύρος Κ. Κουρκουλής , Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Δέσποινα Ν. Περρέα , Καθηγήτρια Ιατρικής Σχολής Αθήνας

Αντρέας Παναγόπουλος , Καθηγητής Ιατρικής σχολής Πατρών

Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο: "Μελέτη τεχνικών οστεοσύνθεσης διατροχαντήριων καταγμάτων μηριαίου οστού με τη μέθοδο D.I.C. και τη χρήση strain Gauges ", εκπονήθηκε στον Τομέα Μηχανικής της σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου από το Μάιο του 2016 έως και το Σεπτέμβρη του 2017 υπό την καθοδήγηση του επιβλέποντα Καθηγητή, Σταύρου Κουρκουλή.

Για την πολύτιμη βοήθειά του θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή του Ε.Μ.Π. Σταύρο Κουρκουλή, για την αδιάλειπτη καθοδήγηση που μου προσέφερε καθ΄ όλη την διάρκεια την εκπόνησής της εν λόγω εργασίας, αλλά και για το πάθος του για την επιστήμη της εμβιομηχανικής που μέσα από το αντίστοιχο μάθημά του, με ενέπνευσε να ασχοληθώ και εγώ.

Καίρια ήταν και η συνεισφορά της Ερμιόνης Πάσιου , Πολιτικό Μηχανικό και διδάκτορα του Τομέα Μηχανικής, της οποίας η υπομονή , η καθοδήγηση και η προθυμότητα κατέστησαν δυνατή την ολοκλήρωση της εργασίας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω εγκάρδια τους γιατρούς Δρ. Γεώργιο Αναστόπουλο, Διευθυντή της Α ΟΡΘ Κλινική ΓΝΑ Γ. Γεννηματάς, και τους ορθοπαιδικούς χειρούργους της ίδιας κλινικής, Γεώργιο Κυριακόπουλο και Οικονόμου Λέων, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξαν καθώς και για την άψογη συνεργασία μας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου και τους φίλους για την υποστήριξη και την υπομονή τους σε όλα τα χρόνια των σπουδών μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ
ΠΕΡΙΛΗΨΗ
ABSTRACT
ΜΕΡΟΣ ΠΡΩΤΟ
Ορισμός της Εμβιομηχανικής
Ιστορική ανασκόπηση
Κεφάλαιο 1: Οστίτης Ιστός
ΜΕΡΟΣ Α
1.Α.1. Ο Οστίτης ιστός: γενικά στοιχεία, βασική ανατομία, μορφολογία και λειτουργία των οστών
1.Α.2. Οι φάσεις- σύσταση του οστού και οι ρόλοι που επιτελούν
1.Α.3. Δομή του οστίτη ιστού
1.Α.4. Ιστογένεση
ΜΕΡΟΣ Β
1.Β.1. Μηχανικές ιδιότητες οστίτη ιστού και αντίδραση στα τασικά πεδία
1.Β.2. Κατάγματα
1.Β.3. Θεραπεία καταγμάτων
Κεφάλαιο 2: Το Μηριαίο Οστό
2.1. Μηριαίο οστό: Γενικά στοιχεία
2.2. Ανατομία Μηριαίου
2.3. Μύες Ισχίου
2.4. Κατάγματα Μηριαίου
2.5. Υλικά οστεοσύνθεσης

ΜΕΡΟΣ ΔΕΥΤΕΡΟ

Κεφάλαιο 3: Πειραματική Διάταξη, Μηχανήματα και Τεχνικές		
3.1. Ηλεκτρομηκυνσιόμετρα - Επιμηκυνσιόμετρα		
3.2. Τεχνική Συσχέτισης Ψηφιακών Εικονών (Digital Image Correlation)		
3.2.1. Γενικά		
3.2.2. Συνοπτική ανασκόπηση των οπτικών μεθόδων έως την D.I.C		
3.2.3. Αρχές λειτουργίας οπτικών μεθόδων		
3.2.4. Στερεοσκοπία		
3.2.5. Αρχές Ψηφιακής Απεικόνισης - CCD Camera		
3.2.6. Μέθοδος Συσχέτισης Ψηφιακών Εικόνων (Digital Image Correlation		
3.2.6.A. 2D- D.I.C		
3.2.6.Β. Αλγόριθμος Συσχέτισης		
3.2.6.Г. 3D- D.I.C		
Κεφάλαιο 4 : Πειραματική Διαδικασία και Πρωτογενή Δεδομένα		
4.1. Εισαγωγή		
4.2. Δοκίμια		
4.3. Πειραματικός Εξοπλισμός		
4.4. Πειραματική Διάταξη και Προετοιμασία Δοκιμίων		
4.5 Επεξεργασία πρωτογενών Δεδομένων		
4.5.Α. Πρωτογενή δεδομένα γέφυρας		
4.5.Β. Πρωτογενή δεδομένα D.I.C		
4.5.Γ. Επεξεργασία πρωτογενών δεδομένων (ψηφιακών εικόνων) από το σύστημα D.I.C		

Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα

5.1	L. Σειρά Πρώτη
	5.1.Α. Δοκίμιο Πρώτο
	5.1.Β. Δοκίμιο Δεύτερο

5.2. Σειρά Δεύτερη
5.2.Α. Δοκίμιο Πρώτο
5.2.Β. Δοκίμιο Δεύτερο
5.3. Σειρά Τρίτη
5.3.Α. Δοκίμιο Πρώτο
5.3.Β. Δοκίμιο Δεύτερο
Συμπεράσματα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα διατροχαντήρια κατάγματα θεωρούνται από τα πιο συχνά ορθοπαιδικά κατάγματα που χρήζουν χειρουργικής αντιμετώπισης στις μεγαλύτερες ηλικίες. Λόγω της γεωμετρίας της κεφαλής του μηριαίου , των φορτίων που αναπτύσσονται στο σημείο αυτό και των ανατομικών στοιχείων της περιοχής καθώς και του γεγονότος ότι όλοι οι μεγάλοι μυς που κινούν το ισχίο εκφύονται ή καταφύονται στον ελάσσονα ή τον μείζονα τροχαντήρα, η οστεοσύνθεση και η πόρωση των διατροχαντήριων καταγμάτων χρίζει ιδιαίτερης προσοχής καθώς αποτελεί μια δύσκολη διαδικασία τόσο από εμβιομηχανική όσο και από χειρουργική άποψη καθώς συνδέονται με μεγάλα ποσοστά θνητότητας από μετατραυματικές επιπλοκές. Οι τεχνικές αντιμετώπισης τους- οστεοσύνθεσης εμφανίζουν μεγάλη ποικιλία και διαφοροποιούνται ακόμα και στην εκάστοτε τεχνική, παρ΄ όλο που ο αριθμός των διαφορετικών διαθέσιμων οστεοσυνθέσεων είναι σχετικά μικρός. Αν και η χειρουργική αντιμετώπιση των καταγμάτων αυτών θεωρείται λιγότερο απαιτητική σε σχέση με άλλα κατάγματα όπως της κοτύλης ή του πυελικού δακτυλίου, λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας του μηριαίου και του ρόλου που επιτελεί στην ανθρώπινη βάδιση, καθίστανται η μελέτη και η αξιολόγηση τους από τη σκοπιά της Εμβιομηχανικής αρκετά δυσχερής. Η εξεύρεση πτωματικών δοκιμίων είναι αρκετά δύσκολη και τα αποτελέσματα υπόκειται στις διαφοροποιήσεις του κάθε οστού ως προς την γεωμετρία, την ηλικία, την οστεοπορωτικότητα κτλ., πράγμα που αν και αντιμετωπίζεται στα ομοιώματα, όπως στην παρούσα εργασία, διακυβεύονται άλλοι παράμετροι, όπως η ρεαλιστική συνοχή μεταξύ οστεοσύνθεσης και οστού. Οι συνθήκες φόρτισης επίσης είναι πολύ διαφορετικές από τους κύκλους φόρτισης που δέχεται το οστό κατά τη βάδιση, λόγω του βάρους και της πρόσφυσης των μυών. Παρά τον αριθμό των επιστημονικών εργασιών που έχουν ασχοληθεί με το θέμα, είτε σε πειραματικό επίπεδο είτε μέσω μοντέλων υπολογιστικής προσομοίωσης, η έλλειψη σαφών συνοριακών συνθηκών και η σχετική προτυποποίηση του προβλήματος αποτελούν μεγάλο τροχοπέδη στην εξαγωγή ξεκάθαρων συμπερασμάτων.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία γίνεται μια προσπάθεια σχολαστικής μελέτης των διατροχαντήριων καταγμάτων (σταθερών και ασταθών) μέσω της συνδυαστικής χρήσης ηλεκτρομηκυνσιομέτρων (παρόμοιες εργασίες έχουν δημοσιευθεί και στο παρελθόν [B.6]) και την εφαρμογή της πειραματικής τεχνικής της Συσχέτισης Ψηφιακών Εικόνων (Digital Image Correlation). Το πείραμα προσομοίωνε τις συνθήκες μονοποδικής φόρτισης, τεχνητών μηριαίων οστών sawbone ,ενός ενήλικου ατόμου υπό οιονεί στατικές συνθήκες για τέσσερα σταθερά και δύο ασταθή τεχνικά κατάγματα που πραγματοποιήθηκαν από ορθοπαιδικούς χειρούργους του Νοσοκομείου Γ. Γεννηματά, και αφού στην συνέχεια είχαν υποβληθεί σε οστεοσύνθεση τύπου gamma nail (stryker). Τα πειράματα διεκπεραιώθηκαν με τη χρήση του ηλεκτρομηχανικού πλαισίου φόρτισης MTS Insight 10kN ,ενώ η καταγραφή των σχετικών μετατοπίσεων των κατεαγότων ακρών αλλά και των παραμορφώσεων τους, έγινε με τη χρήση ηλεκτρομηκυνσιομέτρων και του συστήματος 3D -D.I.C. της Limess και του προγράμματος Istra4D. Τα πειράματα έγιναν με έλεγχο της μετατόπισης με πακτωμένους τους κόνδυλους και τμήμα της διαφύσεως διατηρώντας το επίπεδο έδρασής τους παράλληλο με τον ορίζοντα και την κλίση της διαφύσεως κάθετη σε αυτό, προσομοιώνοντας την στατική φόρτιση κατά την μονοποδική βάδιση, ενώ η κεφαλή ήταν ελεύθερη να κινείται στο επίπεδο της επίπεδης τράπεζας μέσω της οποίας ασκούταν το θλιπτικό φορτίο. Κατά την διάρκεια των πειραμάτων καταγραφόντουσαν το φορτίο συναρτήσει της μετατόπισης από την μηχανή MTS και τη γέφυρα, η μονοδιάστατη παραμόρφωση συναρτήσει του φορτίου και του χρόνου στα σημεία που είχαν τοποθετηθεί τα ηλεκτρομηκυνσιόμετρα μέσω της γέφυρας, και τέλος τα τρισδιάστατα πεδία μετατοπίσεων συναρτήσει του χρόνου μέσω του D.I.C..

Στόχος της έρευνας ήταν αρχικά η "διαπίστευση" της χρήσης της μεθόδου D.I.C. σε προβλήματα πολυσύνθετης γεωμετρίας και μετατοπίσεων σε εμβιομηχανικές εφαρμογές, η αξιολόγηση της και η διερεύνηση των δυνατοτήτων της, όσο και της ακρίβειάς της. Σε αρχικό πλάνο, αποδείχθηκε ότι η τεχνική πλεονεκτεί έναντι των λοιπών τεχνικών καταγραφής μετατοπίσεων- παραμορφώσεων όχι μόνο λόγω της ευελιξίας της και της ευκολίας εφαρμογής της αλλά και λόγω της δυνατότητας εκ των υστέρων επιλογής των σημείων και των μεγεθών μέτρησης χωρίς περιορισμό στον αριθμό τους δίνοντας την δυνατότητα λήψης σχετικών μετρήσεων με την δυνατότητα επίσης της απομόνωσης της στερεάς κίνησης του σώματος. Με την συνδυαστική χρήση των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων ,τέλος, επιτυγχάνεται ο σχηματισμός της πλήρης εικόνας των παραμορφώσεων καθώς λαμβάνονται μετρήσεις και στο εσωτερικό του οστού, πάνω στην οστεοσύνθεση, και σε σημεία εκτός του οπτικού πεδίου των καμερών.

ABSTRACT

Intertrochanteric fractures are considered as some of the most common orthopedic fractures that require surgical treatment at older ages. Due to the geometry of the femoral head, the loads that are developed at this point and the anatomical features of the area, considered the fact that all the large muscles that move the hip are attached to the minor or major trochanter, the repositioning and healing of the intertrochanteric fractures require particular attention. Due to the difficulty of the process, both from a biomechanical and surgical point of view as they are associated with high mortality rates from post-traumatic complications. Osteosynthesis techniques exhibit a wide variety, both in design and in the insertion technique, although the number of different available steosynthesis is relatively small. Although the clinical treatment of these fractures has been simplified considerably, compared to other fractures such as pelvis, due to the complexity of femoral geometry and the role it performs in human walking, their study and evaluation from the biomedical perspective is unarguably difficult. The finding of cadaveric specimens is quite difficult and the results are subject to the variations of each bone in geometry, age, osteoporosis, etc..Running the tests in dummies, as in the present work, eliminates this factor, other parameters such as the realistic cohesion between osteosynthesis and bone are compromised. Loading conditions are also very different from the real loading cycles that the bone receives during the act of walking due to the weight and muscle adhesion. Despite the number of scientific papers that have dealt with the subject, either experimentally or using computational simulation models, the lack of certain boundary conditions and the relative standardization of the problem are a major impediment to jumping into certain conclusions.

In this dissertation, an effort is being made to study the intertrochanteric fractures (fixed and unstable) through the combined use of strain gauges (similar works have been published in the past [B.6]) and the implementation of the Digital Image Correlation. The experiment had as a subject an artificial adult femur from sawbone, simulated the conditions of single foot under quasi-static conditions. We examined four fixed and two unstable technical fractures performed by orthopedic surgeons at G. Gennimatas Hospital, and then subjected to a gamma nail osteosynthesis (Stryker). The experiments were performed using the MTS Insight 10kN electromechanical loading frame, while the relative displacements of the carriages and their deformations were measured using strain gauges and the 3D-D.I.C. Limess, controlled by Istra4D program. The experiments happened under controlled displacement with the tuber tufts and part of the diaphysis kept aligned parallel to the horizon, with the slope of the diaphysis perpendicular to it, simulating the static, while the head was free to move on the plane of the flat bank through which the compressive load was applied. During the experiments, the load was recorded as related to the displacement from the MTS machine and the Wheatstone bridge, the one-dimensional deformation related to the load and the time at the points where the strain gauges were placed, through the Wheatstone bridge, and finally the three-dimensional displacement over time through D.I.C.

The aim of this research was initially to "accredit" the use of D.I.C. in biomechanical applications of complex geometry and multidimensional displacements , to evaluate it and

then investigate it's boundaries and precision. In an initial plan, it has been shown that the technique has advantages over other measuring techniques, not only due to its flexibility and ease of application, but also because of the possibility of retrospectively selecting the measuring points and without limitation on their number, and additionally by enabling the usedr of taking relative measurements isolating the solid body movement. With the combined use of strain gauges, the complete image of the deformations is achieved, as measurements are taken both inside the bone, on the osteosynthesis, and outside the optic field of the cameras.

ΟΡΙΣΜΟΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Η Εμβιομηχανική (Biomechanics) ορίζεται ως η επιστήμη δια της οποίας εφαρμόζοντας αρχές και μεθόδους της Μηχανικής, της Φυσικής, της Χημείας, των Μαθηματικών καθώς και της τεχνολογίας στη Βιολογία και την Ιατρική, οι επιστήμονες προσπαθούν να ερμηνεύσουν αλλά και να βελτιώσουν, ποιοτικά και ποσοτικά, τη συμπεριφορά των έμβιων οργανισμών. Το ερευνητικό πεδίο της Εμβιομηχανικής περιλαμβάνει τη μηχανική των βιολογικών συστημάτων, το σχεδιασμό και την ανάπτυξη οργάνων μετρήσεως, τη βιοϊατρική απεικόνιση ανθρωπίνων οργάνων με μοντέλα, το σχεδιασμό τεχνητών αρθρώσεων, τη συμπεριφορά του τεχνητού νεφρού, τη συμπεριφορά της τεχνητών αρθρώσεων, τη συμπεριφορά του τεχνητού νεφρού, τη συμπεριφορά της τεχνητών αρθρώσεων, τη συμβατότητα των βιοϊλικών κλπ. Επίσης, στο αντικείμενο της Εμβιομηχανικής ανήκει και η κατασκευή μικροσκοπικών συστημάτων, με σύνθετη λειτουργικότητα, για τον έλεγχο της λειτουργίας των ανθρωπίνων οργάνων οργάνων τος δομικός λίθος του ανθρωπίνου σώματος και κυριότερα αντικείμενα έρευνας της εμβιομηχανικής.

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Η Εμβιομηχανική είναι ίσως ο προγενέστερος τομέας της βιοϊατρικής τεχνολογίας με αναφορές που φτάνουν μέχρι την αρχαία Ελλάδα. Η λέξη «Εμβιομηχανική» χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά τη δεκαετία του 1970 για να περιγράψει κάθε εφαρμογή της επιστήμης του μηχανικού στη Βιολογία και την Ιατρική. Ως πατέρας της Εμβιομηχανικής θεωρείται ότι είναι ο Αριστοτέλης (384-322 π.Χ.) όπου στο έργο του, «Περί ζώων κινήσεως» περιγράφει την κίνηση των ζώων και αντιμετωπίζει το σώμα σαν μηχανικό σύστημα. Ως πρώτες απλές μελέτες Εμβιομηχανικής μπορούν να θεωρηθούν η μελέτη των δυνάμεων που ασκούνται στα άκρα, η αεροδυναμική της πτήσης των πτηνών και η υδροδυναμική της κίνησης των ψαριών. Την εποχή της ρωμαϊκής αυτοκρατορίας, ο Γαληνός (131-201μ.Χ.) συνέβαλε με τα έργα του «Περί της λειτουργίας των τμημάτων και «Περί της κινήσεως των μυών» στην πρόοδο της Εμβιομηχανικής όπου και κατέστη σημείο αναφοράς για τα επόμενα 1400 χρόνια. Κατά την Αναγέννηση, έγινε η πρώτη επιστημονική προσέγγιση της μηχανικής των σωμάτων των έμβιων οργανισμών από τον Leonardo da Vinci (1452-1519) ο οποίος μελέτησε εις βάθος την ανατομία τους εξάγωντας πρώιμα συμπεράσματα για τη μετάδοση των δυνάμεων από τους μύες αλλά και για τη λειτουργία των αρθρώσεων. Ο γνωστός Galileo Galilei (1564-1642) στη συνέχεια μελέτησε λεπτομερώς την αντοχή και τη δομή των οστών. Ο Galilei πρωτοπόρησε υποθέτοντας ότι τα οστά δεν είναι συμπαγή αλλά έχουν πόρους ώστε να εξασφαλίζουν τη μέγιστη αντοχή με το ελάχιστο βάρος. Την ίδια

εποχή ο Andreas Vesalius καινοτόμησε με τη δημοσίευση του βιβλίου του: «Περί της δομής του ανθρωπίνου σώματος» το οποίο παρουσίαζε πρωτοποριακή εικονογράφηση και απόψεις. Ο Ιταλός μαθηματικός και αστρονόμος Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), σε συνεργασία με τον ιατρό Malphigi, έδωσε μεγάλη ώθηση στην Εμβιομηχανική και θεμελίωσε την Ιατροφυσική προσέγγιση της Ιατρικής υποστηρίζοντας ότι η Φυσική και η Χημεία είναι τα κλειδιά για την κατανόηση της δομής και της λειτουργίας του σώματος. Το σημαντικότερο έργο του είναι το «De Motu Animalium». Μέχρι τα μέσα του 19ου αιώνα, τον οποίο ο Benno Nigg ονόμασε «αιώνα της βάδισης», η βασική εξέλιξη στην Εμβιομηχανική γίνεται στον τομέα της κινησιολογίας. Η εισαγωγή κινηματογραφικών τεχνικών στη μελέτη της κίνησης ώθησαν τους Christian Wilhelm Braune (1831-1892) και Otto Fischer (1861-1917) να μελετήσουν την ανθρώπινη βάδιση. Την ίδια περίοδο, άνθησε η επιστήμη της Μηχανικής των Υλικών σε Γερμανία και Γαλλία. Υπό το πρίσμα νέων θεωρητικών προσεγγίσεων, όπως της έννοιας των κύριων τάσεων από τον Augustin-Louis Cauchy (1789-1857) και υπό τις επιταγές της βιομηχανικής επανάστασης, Γερμανοί και Γάλλοι μηχανικοί αναπτύσσουν τα θεωρητικά τους εργαλεία. Αυτό οδήγησε στην αναγέννηση της Εμβιομηχανικής των οστών χάρη στη συμβολή των Karl Culmann (1821-1881) και Hermann von Meyer (1801-1869). Επηρεασμένος από τις μελέτες των Culmann και Meyer, ο Tulius Wolff διατύπωσε το 1892 τον κλασικό και ομώνυμο νόμο σύμφωνα με τον οποίο: «Κάθε αλλαγή στη μορφή και λειτουργία ή μόνο στη λειτουργία ενός οστού έχει σαν επακόλουθο την πρόκληση συγκεκριμένων αλλαγών στην εσωτερική δομή και αρχιτεκτονική του, καθώς και αλλαγών στην εξωτερική του μορφή». Μετά τον 19ο αιώνα τα εργαλεία που είχαν στα χέρια τους οι επιστήμονες για τη μελέτη των σωμάτων αυξήθηκαν ραγδαία είτε με τη μορφή νέων εργαλείων και τεχνικών είτε με τη δημιουργία πιστών ομοιωμάτων καθώς η μελέτη πτωματικών δοκιμίων παρουσιάζει πολλές δυσκολίες (από θρησκευτικές έως τον αριθμό και την ομοιότητα των δοκιμίων). Έτσι, και η Εμβιομηχανική γνώρισε μεγάλη άνθηση και ανάπτυξη και εξελίχθηκε σε μια από τις πιο αναπτυσσόμενες σύγχρονες επιστήμες.

<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΠΡΩΤΟ :</u>

ΟΣΤΙΤΗΣ ΙΣΤΟΣ

ΜΕΡΟΣ Α

1.Α.1. Ο Οστίτης ιστός: γενικά στοιχεία, βασική ανατομία, μορφολογία και λειτουργία των οστών

Τα οστά αποτελούν έναν από τους σημαντικότερους δομικούς λίθους των σπονδυλωτών οργανισμών και του ανθρωπίνου σώματος καθώς απαρτίζουν τον ενδοσκελετό. Ως οστό ορίζουμε το εξειδικευμένο εκείνο συνδετικό ιστό με στερεή δομή που του επιτρέπει να λειτουργεί στηρικτικά και προστατευτικά. Παρέχουν πρωτίστως μηχανική στήριξη και σταθερό σχήμα στο ανθρώπινο σώμα , συμβάλλουν στην κίνησή του μέσω των μακριών οστών , παρέχουν προστασία σε ευαίσθητα όργανα όπως ο εγκέφαλος , η καρδιά , οι πνεύμονες και ο νωτιαίος μυελός ενώ τέλος συνδράμουν στην αποθήκευση αλάτων ασβεστίου και φωσφόρου ενώ παράλληλα όσα φέρουν μυελό των οστών παράγουν λευκά και κόκκινα αιμοσφαίρια. Σε δευτερεύουσα φάση συντελούν στην μετάδοση του ήχου, στην άμυνα κατά της οξείδωσης ενώ τέλος δεσμεύουν - παγιδεύουν βαριά μέταλλα και επιβλαβή στοιχεία όπως ο μόλυβδος σε περίπτωση που εισέλθουν στο σώμα για τα οποία δεν υπάρχει κάποιος μηχανισμός απόρριψης. Αξίζει να σημειωθεί ότι λόγω της αντοχής τους στο χρόνο αλλά και στις κρούσεις κατά την προϊστορία τα οστά χρησιμοποιούνταν για την κατασκευή διαφόρων εργαλείων , όπλων αλλά και έργων τέχνης.

Τα οστά διακρίνονται σε επιμήκη (όπως τα οστά των άκρων), βραχέα(όπως οι σπόνδυλοι), αεροφόρα (όπως τα ζυγωματικά), πλατέα (όπως η ωμοπλάτη), ακανόνιστου σχήματος (όπως τα οστά της ποδοκνημικής άρθρωσης και τέλος τις πλευρές που δεν ανήκουν σε καμία εκ των άνω κατηγοριών.

Μέσω των αρθρώσεων (ειδικές συνδέσεις) τα οστά ενώνονται μεταξύ τους ενώ ταυτόχρονα προκαθορίζονται οι σχετικές τους κινήσεις και οι βαθμοί ελευθερίας που θα έχει το κάθε ένα οστό ξεχωριστά, περιορίζοντας τα ώστε να είναι ακίνητα (όπως τα οστά του κρανίου), είτε να εκτελούν άμεσες και απότομες κινήσεις σε πολλές κατευθύνσεις (όπως τα οστά που αποτελούν την άρθρωση ώμου), είτε να εκτελούν μικρές κινήσεις (όπως οι σπόνδυλοι). Το σύστημα των οστών και των αρθρώσεων απαρτίζουν το σκελετό (εικόνα 1.1) , πάνω στον οποίο προσφύονται οι μύες και μαζί δομούν το μυοσκελετικό σύστημα.

Ο ανθρώπινος σκελετός στο "τρέχον " στάδιο της εξελικτικής πορείας αποτελείται από 206 έως 212 οστά (ο αριθμός των οστών μειώνεται με την αύξηση της ηλικίας καθώς λόγω της συνοστέωσης κατά την ανάπτυξή του ο οργανισμός μερικά οστά όπου στα πρώιμα στάδια ήταν ανεξάρτητα ενώνονται μεταξύ τους) τα οποία μπορούν να κατηγοριοποιηθούν περεταίρω σε: οστά της κεφαλής (22 έως 23), σε οστά του κορμού (58 έως 59) και σε οστά των άκρων (126 έως 130). Τα σώματα των σπονδύλων είναι σχεδιασμένα με τέτοιο τρόπο ώστε να δέχονται κυρίως θλιπτικά φορτία και είναι προοδευτικά μεγαλύτερα όσο προχωρούμε προς τα κάτω καθώς το υπερκείμενο βάρος του σώματος μεγαλώνει. Τα οστά

ως ζωντανοί και ιδιαίτερα ενεργοί ιστοί του σώματος αν και αποτελούν μια από τις σκληρότερες δομές του, παρ΄ όλα αυτά, διαμορφώνονται και υπόκεινται σε μεταβολές της δομής και των ιδιοτήτων τους από εξωτερικούς όσο και εσωτερικούς παράγοντες καθ΄ όλη τη διάρκεια ζωής του ανθρώπου μεταβάλλοντας την πυκνότητα και το σχήμα τους.



THE HUMAN SKELETON

Εικόνα 1.1. Το σκελετικό σύστημα του ανθρώπου [Δ.10]

1.Α.2. ΟΙ ΦΑΣΕΙΣ- ΣΥΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ ΚΑΙ ΟΙ ΡΟΛΟΙ ΠΟΥ ΕΠΙΤΕΛΟΥΝ

Το οστό είναι σύνθετο "υλικό" χωρίς ενιαία σύσταση. Η χημική του σύσταση αποτελείται από 3,4% υδρογόνο (Η), 15,5 % άνθρακα (C), 4 % νάτριο (Ν), 44% οξυγόνο (Ο), 0,2 & Μαγνήσιο (Mg), 10,2 % φώσφορο (Ρ), 0,3% θείο, 22,2% ασβέστιο και 0,2 % διάφορα άλλα (σύμφωνα με τον Η. Q. Woodard στο Health and physics 8, 516, 1962). Χωρίζεται σε εξωκυττάρια (ή μεσοκυττάρια) θεμέλια ουσία, και σε κυτταρικό μέρος (οστεοβλάστες, οστεοκύτταρα και οστεοκλάστες που αν και αποτελούν μόνο το 2% του όγκου του οστού έχουν ιδιαίτερα σημαντική λειτουργία). Η εξωκυττάρια θεμέλια ουσία αποτελείται από δύο τμήματα : το οργανικό, που ονομάζεται και οστεοειδές, και το ανόργανο. Το ανόργανο τμήμα της εξωκυττάριας θεμέλιας ουσία περιέχει κυρίως υδροξυαπατίτη (ο υδροξυαπατίτης Ca10(PO4)6(OH)2 είναι το κυριότερο συστατικό του σμάλτου των δοντιών και υπάρχει η δυνατότητα παρασκευής τεχνητού με πανομοιότυπες ιδιότητες με τον βιολογικό διαφέρει όμως σε σχέση με τον ορυκτό καθώς εμφανίζει πολλές ατέλειες) και άλατα (φωσφορικό ασβέστιο, φωσφορικό μαγνήσιο και ανθρακικό ασβέστιο) τα οποία αποτελούν το 65% περίπου του οστίτη ιστού. Το υπόλοιπο 35% που αποτελεί το οργανικό κομμάτι (οστεοειδές)συνίσταται κυρίως από ινίδια κολλαγόνου (είδος πρωτεϊνης) τύπου" Ι " και γλυκοζαμινογλυκάνες, όπως οστεοκαλσίνη, οστεονεκτίνη και σιαλοπρωτείνες. Η σύνθεση αυτή επιτρέπει στο οστό να έχει τις μηχανικές ιδιότητες του, το κολλαγόνο είναι υπεύθυνο για την ελαστικότητα των οστών ενώ τα άλατα για την αντοχή και το σταθερό σχήμα.(Εικόνα1.2.) (Χαρακτηριστικό είναι το πείραμα της Nancy Clark όπου με τη χρήση διαλύματος 5% οξικού οξέως διέλυσε τα οστικά άλατα σε οστό κνήμης, αφαλατώνοντάς το με αποτέλεσμα να το λυγίσει με τα χέρια της σε σχήμα βρόγχου.)



Εικόνα 1.2. Εαν απομακρυνθούν τα μεταλλικά άλατα, το οστό γίνεται πολύ εύκαμπτο, ενώ αν απομακρυνθεί το κολλαγόνο, το οστό γίνεται πολύ εύθραυστο. [Γ2]

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως το οργανικό μέρος του οστίτη ιστού και πιο συγκεκριμένα οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες ευθύνονται για την διαδικασία της οστικής ανάπλασης και ανακατασκευής. Κατά τη διαδικασία αυτή αποσυντίθενται και απορροφούνται τα νεκρά οστικά κύτταρα λύοντας την συνέχεια του οστού και στη συνέχεια δημιουργούνται νέα οστεοκύτταρα συμβάλλοντας στην οστική σύνθεση επιδιορθώνοντας με αυτόν τον τρόπο τις "ζημιές" των οστών. Πιο συγκεκριμένα οι οστεοκλάστες, οι οποίοι προέρχονται από τα μονοκύτταρα του αίματος και είναι γιγαντοκύτταρα με πληθώρα πυρήνων και άφθονο κυτταρόπλασμα , προσκολλώνται στην ελεύθερη επιφάνεια των οστών και απορροφούν μέρος του μέσα στα βοθρία Howship. Οι οστεοβλάστες στην συνέχεια συνθέτουν το οργανικό τμήμα της εξωκυττάριας θεμέλιας ουσίας του οστού (κολλαγόνο, γλυκοζαμινογλυκάνες) και συμβάλλουν στην εναπόθεση των ανόργανων συστατικών. Οι οστεοβλάστες όταν είναι ενεργοί έχουν κυβικό ή σχήμα και βασεόφιλο κυτταρόπλασμα κυλινδρικό (μορφολογία πρωτεινοσυνθετικών κυττάρων),βρίσκονται στην επιφάνεια της οστικής δοκίδας ενώ όταν εγκλωβιστούν στο οστεοειδές που συνθέτουν μεταβάλλονται σε οστεοκύτταρα. Τα οστεοκύτταρα συνεπώς είναι οστεοβλάστες ο οποίες μετακινήθηκαν σε κοιλότητες των οστών (οστικά βοθρία). Μέσω ενός συστήματος μικροσωληνίσκων οι αποφυάδων τους επικοινωνούν με τα αγγεία του περιόστεου και του σωλήνα του Havers, για θρέψη και ανταλλαγή μηνυμάτων.

Μέσω αυτού του μηχανισμού ο οστίτης ιστός ανακατασκευάζεται συνεχώς με τέτοιο ρυθμό ώστε σε διάστημα περίπου 7 ετών να αναπαραχθεί ποσότητα οστού μέσω της οστικής ανακατασκευής ίση με έναν νέο σκελετό. Σε διάρκεια μια ημέρας οι οστεοκλάστες καταστρέφουν οστό το οποίο περιέχει ποσότητα 0.5 gr ασβεστίου (εκ του 1 κιλού που υπάρχει περίπου στα οστά του σώματος και οι οστεοβλάστες αναπλάθουν περίπου ίσης ποσότητας νέο οστό χρησιμοποιώντας περίπου ίση ποσότητα ασβεστίου). Είναι εύκολα αντιληπτό ότι κατά την ανάπτυξη οι οστεοβλάστες λειτουργούν περισσότερο από τους οστεοκλάστες, ενώ μετά την ηλικία των 35- 40 ετών η δραστηριότητα των οστεοβλαστών σταδιακά μειώνεται έως ότου οι οστεοκλάστες να αναλάβουν τα "ηνία" της διαδικασίας αυτής οδηγώντας στην μείωση της οστικής μάζας η οποία συνεχίζεται μέχρι τον θάνατο. Η διαδικασία της αποσύνθεσης του οστού σε σχέση με την ανοικοδόμησή του μπορεί να είναι μέχρι και 100 φορές ταχύτερη, ειδικότερα στις γυναίκες, που το φαινόμενο αυτό είναι συχνότερο και πιο έντονο. Η πάθηση αυτή ονομάστηκε "οστεοπόρωση" και προκαλεί αυτόματα κατάγματα κυρίως σε σπονδύλους και ισχία.



Εικόνα1.3. Διαφορά φυσιολογικού και οστεοπορωτικού οστού [Δ1]

1.Α.3. ΔΟΜΗ ΤΟΥ ΟΣΤΙΤΗ ΙΣΤΟΥ

Αρχικά μπορεί να γίνει ένας διαχωρισμός του ιστού σε δύο παραλλαγές: το πρωτογενές ή ανώριμο ή δικτυωτό οστό και το δευτερογενές ή πεταλιώδες οστό. Το πρωτογενές είναι αυτό που εμφανίζεται κατά την ανάπτυξη του εμβρύου και κατά την αποκατάσταση καταγμάτων, καθώς και σε άλλες επιδιορθωτικές διεργασίες, είναι συνήθως προσωρινός (εκτός πχ από τις ραφές πλατεών οστών του κρανίου και στις προσφύσεις μερικών τενόντων) και χαρακτηρίζεται από τυχαία διάταξη λεπτών ινών κολλαγόνου και χαμηλή περιεκτικότητα σε ανόργανα άλατα ενώ διαθέτει υψηλή περιεκτικότητα σε οστεοκύτταρα. Αντίθετα ο δευτερογενής είναι ο τύπος που απαντάται στου ενήλικες και έχει την δομή που θα περιγραφεί ακολούθως.

Μακροσκοπικά η δομή του οστού (δευτερογενή) αποτελείται από 2 κυρία μέρη, το φλοιώδες (cortical) και το σπογγώδες (cancellous ή trabecular) οστό. Το φλοιώδες τμήμα του είναι ιδιαίτερα συμπαγές με μεγάλη πυκνότητα(περίπου 1,9 x10³ kg/m³) και αποτελείται από μικρότερα τμήματα, τους οστεώνες. Ο κάθε οστεώνας είναι μια φυλλοειδής δομή ανόργανης μεταλλικής μήτρας κυλινδρικά δομημένης γύρω από ένα κεντρικό μικρό δίαυλο, τον χαβερσιανό δίαυλο, που περιέχει αιμοφόρα αγγεία και νευρικές ίνες.



Εικόνα 1.4. Δομή του οστεώνα [Α.5]

Το σπογγώδες οστό, το οποίο επικαλύπτεται απ' το φλοιώδες, είναι ιδιαίτερα πορώδες με μικρή πυκνότητα και ιδιότητες οι οποίες διαφέρουν τόσο από την ανατομική περιοχή που βρίσκεται όσο και από άτομο σε άτομο. Αποτελείται από λεπτές δοκίδες σε μία σχετικά χαλαρή δομή, είναι ουσιαστικά ένα χαοτικής σύνταξης χωροδικτύωμα. Οι κενοί χώροι μεταξύ των δοκίδων αυτών πληρούνται με ερυθρό μυελό. Η δομή της κάθε δοκίδας είναι όμοια με το φλοιώδες οστό αλλά δεν υπάρχουν χαβερσιανοί δίαυλοι στις συγκεντρικές στρώσεις του σπογγώδους ιστού και το οστό "τρέφεται" μέσω διαυλίσκων από αιμοφόρα αγγεία του ερυθρού μυελού.

Στα μακρά οστά (όπως το μηριαίο), τα σφαιροειδώς διογκωμένα άκρα - αποκαλούμενα επιφύσεις - αποτελούνται από σπογγώδες οστό, που καλύπτεται από μια λεπτή στιβάδα συμπαγούς οστού. Το ενδιάμεσο, κυλινδρικό μέρος, η διάφυση, αποτελείται σχεδόν εξ ολοκλήρου από συμπαγές οστό, εκτός από μια μικρή ποσότητα σπογγώδους στην εσωτερική της επιφάνεια γύρω από την κοιλότητα του μυελού των οστών. Τα βραχέα οστά έχουν συνήθως ένα κεντρικό τμήμα σπογγώδους οστού που περιβάλλεται πλήρως από συμπαγές. Τα οστά της κεφαλής αποτελούνται από δύο στοιβάδες συμπαγούς οστού που ονομάζονται πλάκες χωριζόμενα από μια στοιβάδα σπογγώδους που αποκαλείται διπλόη.



Εικόνα 1.5 Κατανομή των δύο φάσεων του οστού στο μηριαίο [Δ13]

1.Α.4. ΙΣΤΟΓΕΝΕΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Το οστό είναι δυνατόν να σχηματιστεί με δύο τρόπους : Με άμεση εφαλάτωση της θεμέλιας ουσίας που εκκρίνεται από τους οστεοβλάστες (ενδομεμβρανώδης οστεοποίηση) καθώς και με εναπόθεση οστικής θεμέλιας ουσίας σε προϋπάρχουσα θεμέλια ουσία χόνδρου (ενδοχόνδρια οστεοποίηση). Κατά τις διεργασίες αυτές ο σχηματιζόμενος οστίτης ιστός είναι πρωτογενής ο οποίος στη συνέχεια σταδιακά αντικαθιστάται από τον οριστικό δευτερογενή (πεταλιώδη) ιστό. Η αύξηση του οστού συνεπώς επιτυγχάνεται με την μερική απορρόφηση του προσχηματισμένου ιστού και την ταυτόχρονη εναπόθεση νέου (με ρυθμό ώστε να υπερβαίνει την απώλεια του οστού) προκειμένου να μπορέσει να διατηρηθεί το σχήμα κατά την ανάπτυξη.

Όταν ένα οστό υφίσταται κάταγμα, η θεμέλια ουσία του οστού καταστρέφεται και τα οστεοκύτταρα που πρόσκεινται στο σημείο του κατάγματος πεθαίνουν. Τα αιμοφόρα αγγεία που έχουν υποστεί βλάβη δημιουργούν μία εντοπισμένη ελεγχόμενη αιμορραγία και σχηματίζουν αιμόπηγμα. Κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης, το αιμόπηγμα, τα κύτταρα και η κατεστραμμένη θεμέλια ουσία απομακρύνονται από τα μακροφάγα κύτταρα. Το περιόστεο και το ενδόστεο γύρω από το κάταγμα ανταποκρίνονται με έντονο πολλαπλασιασμό και παραγωγή ιστού που περιβάλλει το κάταγμα και εισχωρεί μεταξύ των άκρων του οστού που έχει υποστεί κάταγμα.



Εικόνα 1.6. Αποκατάσταση ενός οστού που έχει υποστεί κάταγμα με σχηματισμό νέου ιστού διαμέσου του πολλαπλασιασμού των κυττάρων του ενδόστεου και του περιόστεου (φωτογραφία από βιβλίο) [A5]

Μέσω της ενδομεμβρανώδης και της ενδοχόνδριας οστεοποίησης στην συνέχεια σχηματίζεται το πρωτογενές οστό συμβάλλωντας στην επούλωση του κατάγματος. Οι ακανόνιστα σχηματιζόμενες δοκίδες του πρωτογενούς οστού ενώνουν προσωρινώς τα κατεαγότα άκρα σχηματίζοντας έναν οστικό πόρο όπως φαίνεται και στην άνω φωτογραφία.

Οι μηχανικές φορτίσεις που ασκούνται πάνω στο οστό κατά τη διάρκεια της αποκατάστασης βοηθούν στην ανακατασκευή του οστικού πόρου (εφ όσον έχουν μικρό μέτρο). Εάν αυτές είναι παρεμφερείς με εκείνες που είχαν επιδράσει κατά την ανάπτυξη του οστού και επομένων επηρεάζουν την δομή του ο πρωτογενής ιστός του πώρου απορροφάται βαθμιαία και αντικαθίσταται από δευτερογενή με συνέπεια την ανακατασκευή του οστού και την τελική πλήρη αποκατάσταση της αρχικής δομής χωρίς το σχηματισμού ουλής.

ΜΕΡΟΣ Β

1.Β.1. ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΟΣΤΙΤΗ ΙΣΤΟΥ ΚΑΙ Η ΑΝΤΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΣΤΑ ΤΑΣΙΚΑ ΠΕΔΙΑ

Τα οστά είναι σύνθετα ανισότροπα πολυφασικά υλικά, μακροσκοπικά όμως, όσων αφορά τις μηχανικές ιδιότητες, προσομοιώνονται από ένα διφασικό υλικό με διαχωρισμό αντίστοιχο της δομής του. Πιο συγκεκριμένα το φλοιώδες εμφανίζετε στιβαρότερο με υψηλότερη αντοχή αλλά μικρή ολκιμότητα (1.5%-2%, δηλαδή ψαθυρό υλικό). σε σχέση με το σπογγώδες, το οποίο είναι μικρής στιβαρότητας, μικρής αντοχής αλλά υψηλής ολκιμότητας (~50%) και υψηλότατης δυνατότητας απορρόφησης ενέργειας λόγω της πορώδους του δομής. Ο συνδυασμός των δύο αυτών φάσεων καθιστά το οστό ισχυρότερο ανά μονάδα βάρους και από τις δύο συνιστώσες φάσεις ξεχωριστά προκειμένου να παρέχεται ταυτόχρονα η απαιτούμενη στιβαρότητα για τον προστατευτικό και τον στηρικτικό ρόλο των οστών χωρίς να θυσιάζεται η ελαστικότητα που απαιτείται προκειμένου να είναι ανθεκτικό σε μεγάλες ή απότομες φορτίσεις (ιξωδοελαστικότητα).

Το σημαντικότερο ίσως χαρακτηριστικό του οστού που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη είναι η ικανότητά του να προσαρμόζει την πυκνότητα, το σχήμα και τις μηχανικές του ιδιότητες σύμφωνα με το τασικό πεδίο που αναπτύσσεται σε αυτό. Σύμφωνα με τον Julius Wolff " το οστό σε έναν υγιή άνθρωπο ή ζώο προσαρμόζεται στα φορτία τα οποία φέρει. Εάν η φόρτιση σε ένα συγκεκριμένο οστό αυξηθεί, το οστό θα αναδιοργανωθεί (remodelling) με την πάροδο του χρόνου για να γίνει πιο ισχυρό και να αντισταθεί στη φόρτιση αυτή. Η εσωτερική αρχιτεκτονική του σπογγώδους ιστού υφίσταται προσαρμοστικές αλλαγές, που ακολουθούνται από δευτερογενείς αλλαγές του εξωτερικού φλοιώδους οστού που ως αποτέλεσμα πιθανώς να γίνεται περισσότερο παχύ. Επίσης ισχύει και το αντίθετο: εάν η φόρτιση σε ένα οστό μειωθεί, το οστό θα αποδυναμωθεί μιας και έτσι θα έχει μικρότερο μεταβολικό κόστος συντήρησης και από τη στιγμή που δεν υπάρχει ερέθισμα για συνεχή αναδιοργάνωση που απαιτείται για τη διατήρηση της οστικής μάζας. Είναι δηλαδή ένας ζωντανός ιστός που αντιδρά στα μηχανικά ερεθίσματα που δέχεται. Αναμενόμενο είναι λοιπόν οι μηχανικές ιδιότητες του εκάστοτε οστού να διαφέρουν ανάλογα με το σημείο στο οποίο βρίσκονται και τον ρόλο που επιτελούν. Λόγω της δυνατότητας αυτής οι αστοχίες που συμβαίνουν καθημερινά στο οστούν σε μικροσκοπικό επίπεδο επιδιορθώνονται πριν προκαλέσουν μεγαλύτερο πρόβλημα. Από παρατηρήσεις που έγιναν σε ασθενείς με μακροχρόνια παραμονή στο κρεβάτι καθώς και σε αστροναύτες που επιστρέφουν από το διάστημα προκύπτει το συμπέρασμα ότι η διαδικασία αποδόμησης-επανασύνδεσης είναι ευαίσθητη σε μεταβολές του τασικού πεδίου στο εσωτερικό του οστού. Η αύξηση των φορτίων που δέχεται το οστό προκαλεί αύξηση της οστικής μάζας, ενώ η ελάττωση των φορτίων επιφέρει ελάττωσή της (αρχικά μέσω της μείωσης της ποσότητας των οστικών μετάλλων), πράγμα που επιβεβαίωσε το νόμο του γερμανού Wolff.



Εικόνα 1.7. Wolff's law [Δ14]

Λόγο της σύνθετης αυτής μορφής του οστού σε μικροσκοπικό επίπεδο, μακροσκοπικά το οστό περιγράφεται σαν ένα μη ομογενές ανισότροπο και ιξωδοελαστικό υλικό ενώ σε πειράματα προσομοιώνεται αρκετά ικανοποιητικά με γραμμικώς ελαστικά απολύτως πλαστικά υλικά όπως η συμπαγής πολυουρεθάνη (SRFP). (εικόνα 1.6 κάτω αριστερά διάγραμμα).

Σε αντίθεση με τα περισσότερο ισοτροπικά καθημερινά δομικά υλικά όπως ο χάλυβας όπου μπορούν να περιγραφούν με μια μοναδική τιμή του μέτρου ελαστικότητας, το οστό έχει διαφορετικές ιδιότητες σε διαφορετικές διευθύνσεις, όπου για παράδειγμα το μέτρο ελαστικότητας στην αξονική διεύθυνση του μηριαίου οστού, διαφέρει από αυτό στην εγκάρσια διεύθυνση. Πάραυτα κάποια ανισότροπα υλικά εμφανίζουν κοινά χαρακτηριστικά σε όλες τις διευθύνσεις ενός εγκαρσίου επιπέδου και συνεπώς ονομάζονται εγκαρσίως ισότροπα (ή ορθότροπα). Το οστό μπορεί να περιγραφεί από αυτό το φορμαλισμό αρκετά ικανοποιητικά.

Όπως γνωρίζουμε δύο μόνο σταθερές, το μέτρο ελαστικότητας Young και ο λόγος Poisson, είναι αρκετές για να περιγράψουν ένα ισότροπο υλικό. Αντίθετα, απαιτούνται 21 σταθερές για να περιγράψουν επαρκώς ένα ανισότροπο υλικό. Ένα ορθότροπο υλικό είναι απλούστερο λόγω συμμετρίας σε κάποιες διευθύνσεις και γι' αυτό απαιτούνται 9 σταθερές. Για ένα εγκαρσίως ορθότροπο υλικό όπως το οστό, απαιτούνται μόνο 5 σταθερές. Βέβαια ο προσδιορισμός τους δεν είναι τόσο απλός. Λαμβάνοντας υπόψη τη γεωμετρία του οστού γίνεται αντιληπτό ότι τέτοια πειράματα είναι αρκετά δύσκολα, επομένως για την πλήρη περιγραφή της απόκρισης του οστού στη φόρτιση, ο προσδιορισμός της σχέσης μεταξύ τάσης και παραμόρφωσης στο οστό απαιτείται μια σύνθετη αντιμετώπιση του προβλήματος.



Εικόνα 1.8.a. Απλουστευμένα διαγράμματα τάσεων παραμορφώσεων



Εικόνα 1.8.b. Α) Τυπικές καμπύλες (σ-τ) φλοιώδους και σπογγώδους οστού υπό θλιπτική καταπόνηση. Οι φυσικές διαφορές των δύο φάσεων εκφράζονται ποιοτικά μέσω της φαινόμενης πυκνότητας. Β) Παράθεση σε κοινό διάγραμμα των τυπικών καμπυλών (σ-τ) του οστού, ενός όλκιμου υλικού (σίδηρος) και ενός ψαθυρού (γυαλί). Γ) Διαφορές στις τυπικές καμπύλες (σ-τ) των οστών ατόμων διαφορετικής ηλικίας παρουσίας ή μη κάποιων παθήσεων, η διαφοροποίηση είναι μεγάλη.

Τα οστά δέχονται σύνθετες φορτίσεις ενώ λόγω του ότι οι μύες έχουν απολήξεις πάνω τους, βρίσκονται σε συνεχή φόρτιση ακόμα και όταν φαινομενολογικά είναι αφόρτιστα. Λόγω της λειτουργίας και της θέσης του εκάστοτε οστού αυτό υπόκειται σε σύνθετες μηχανικές καταπονήσεις που μπορεί να είναι ταυτόχρονα θλιπτικές , καμπτικές, στεπτικές και άλλες. Οι εντονότερες και συνηθέστερες φορτίσεις είναι οι θλιπτικές, οι καμπτικές και οι διατμητικές λόγο της δράσης της βαρύτητας και των μυών ενώ συνήθης είναι και οι εφελκυστικές στην περιοχή όπου οι τένοντες προσδένουν στο οστό. Λόγω της έλλειψης συμμετρίας των οστών ακόμα και απλές φορτίσεις εφαρμόζονται έκκεντρα και εγκάρσια στην επιμήκη άξονα οπότε ένα απλό θλιπτικό φορτίο μπορεί να δημιουργεί θλίψη, κάμψη, στρέψη και πιθανόν και διάτμηση. Για παράδειγμα το μηριαίο καθώς δρα στηρικτικά για το βάρος του σώματος κατά τη βάδιση καλείται να είναι δύσκαμπτο (μεγάλο μέτρο ελαστικότητας) ώστε να μην συμπιέζεται αποθηκεύοντας ενέργεια δρώντας ως ελατήριο. Λόγω της θέσης που θα πρέπει να είναι ανθεκτικό στην θλίψη κατά τον επιμήκη άξονα του, αλλά καθώς το φορτίο εφαρμόζεται στην κεφαλή του που βρίσκεται εκτός του άξονά του (έκκεντρη φόρτιση) θα πρέπει να αντέχει και σε φορτίσεις κάμψεως, στρέψης και κατά συνέπεια και σε εφελκυστικά φορτία που δημιουργούνται λόγω της κάμψης.



Εικόνα 1.8 Απλόι τύποι φόρτισης οστών

Ένα από τα σημαντικότερα ζητήματα που καλείται να απαντήσει η επιστήμη της εμβιομηχανικής είναι ο προσδιορισμός της αντοχή του οστού. Η μηχανική αντοχή ενός υλικού και κατά συνέπεια των οστών εκφράζεται είτε μέσω της τάσης αστοχίας (φορτίο αστοχίας προς το αρχικό εμβαδόν της διατομής του δοκιμίου) είτε μέσω της απορροφώμενης ενέργειας ανά μονάδα όγκου (και τα δύο μεγέθη προκύπτουν από το

διάγραμμα τάσεων - παραμορφώσεων, είτε ως σημείο είτε ως εμβαδόν , συνήθως όμως γίνεται χρήση της τάσης για τον προσδιορισμό της αστοχίας).(εικόνα 1.6 και 1.8.)



Stress-Strain Curve of the Bone

Εικόνα 1.9. Τυπική καμπύλη σ-ε για εφελκυσμό μακρού οστού και τα αντίστοιχα μεγέθη που προαναφέρθηκαν.

Δύο ακόμα χρήσιμα και κατασταλτικά άμεσα συνδεδεμένα με το διάγραμμα τάσεωνπαραμορφώσεων είναι η ολκιμότητα και η ακαμψία. Ως ολκιμότητα ορίζουμε την μέγιστη παραμόρφωση (η παραμόρφωση τη στιγμή της αστοχίας) εκφρασμένη σε ποσοστιαίες επί τοις εκατό μονάδες, ενώ η ακαμψία (συχνά γνωστή και ως στιβαρότητα) εκφράζεται ως η κλίση της γραμμικής περιοχής του διαγράμματος δηλαδή ως το γνωστό μέτρο ελαστικότητας (Young's modulus).

Τα μεγέθη αυτά αντιμετωπίζουν τα οστά ως υλικά, ανεξαρτητοποιώντας τις ιδιότητες τους από την γεωμετρία τους (πράγμα που αν και είναι αναληθές, στα πλαίσια αυτά θεωρείται αποδεκτό). Στον πραγματικό κόσμο κυριαρχεί η επιβολή δυνάμεων και όχι τάσεων συνεπώς το σχήμα και το μέγεθος τον οστών παίζει εξίσου σημαντικό ρόλο. Βάση του νόμου του Wolff και κάποιων άλλων (άσχετων με το αντικείμενο μας) παραδοχών τα οστά αναπτύσσουν συγκεκριμένη γεωμετρία προκειμένου να ανταπεξέλθουν στον μηχανικό ρόλο που επιτελούν. Η γεωμετρίας τους επηρεάζει τη μηχανική συμπεριφορά τους με διαφορετικό τρόπο ανάλογα το είδος της φόρτισης που τους ασκείται με αποτέλεσμα πχ. κατά τη θλίψη (ή τον εφελκυσμό) τόσο το φορτίο αστοχίας όσο και η στιβαρότητα του οστού να εξαρτώνται από το εμβαδόν της εγκάρσιας διατομής τους. Σε πιο σύνθετες φορτίσεις ή στην κάμψη και τη στρέψη σημαντικότατο ρόλο διαδραματίζει και η κατανομή της οστικής μάζας στην διατομή αυτή όπως και η ύπαρξη και ο προσανατολισμών δοκίδων στο οστό ως προς τον ουδέτερο άξονα του οστού.

Η τάση αστοχίας όμως, και κατά συνέπεια η αντοχή του οστού και τα άμεσα συνδεόμενα μεγέθη, δεν είναι μονοσήμαντα ορισμένη, εξαρτάται από κάποιος παράγοντες όπως το είδος, η διεύθυνση και η ταχύτητα της φόρτισης. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως τα οστά είναι ανισότροπες με ιξωδοελαστικό χαρακτήρα δομές.

Η ανισοτροπική συμπεριφορά προσδίδεται λόγω της διαφορετικής δομής και κατά συνέχεια διαφορετικής μηχανικής απόκρισης στην διαμήκη σε σχέση με την εγκάρσια διεύθυνσή , δηλαδή έχουν διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες ανάλογα με τη διεύθυνση φόρτισής τους. Τα οστά προκειμένου να επιτελέσουν το ρόλο τους με το ελάχιστο δυνατό

κόστος σε βάρος είναι δομημένα ώστε να είναι ισχυρότερα κατά τη διεύθυνση που δρουν συνηθέστερα τα καθημερινά φορτία στο ανθρώπινο σώμα.



Εικόνα 1.10 Απλουστευμένο διάγραμμα σ-ε μηριαίο φλοιώδες οστού υπό εφελκυσμό σε διάφορες διευθύνσεις. Είναι εμφανής η ότι η διαμήκης διεύθυνση είναι η στιβαρότερη, ισχυρότερη και ολκιμότερη με σταδιακή μείωση των μεγεθών αυτών μέχρι την εγκάρσια διατομή ανάλογα με τη συχνότητα διεύθυνσης και του μεγέθους των φορτίων που δέχεται.

Πέραν της διεύθυνσης και του μέτρου του φορτίου που δέχεται το οστό, το είδος, η συχνότητα και η ταχύτητα φόρτισης παίζουν εξίσου σημαντικό ρόλο στην μηχανική απόκρισή του. Η ιξωδοελαστική συμπεριφορά των οστών προδίδεται από τη διαφορετική απόκριση στην ταχύτητα φόρτισης τους. Η ιξωδοελαστικότητα είναι ιδιότητα των υλικών που παρουσιάζουν τόσο ιξώδη όσο και ελαστικά χαρακτηριστικά ενώ υποβάλλονται σε παραμόρφωση. Παχύρρευστα υλικά, όπως το μέλι, αντιστέκονται στη διατμητική φόρτιση γραμμικά με το χρόνο. Ελαστικά υλικά φορτίζονται στιγμιαία, και το ίδιο γρήγορα επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση αφού το φορτίο έχει αφαιρεθεί. Υλικά "viscoelastic" έχουν στοιχεία και των δύο από αυτές τις ιδιότητες και, ως εκ τούτου, παρουσιάζουν συμπεριφορά που εξαρτάται από το φορτίο. Σύμφωνα με το δεύτερο νόμο του Νεύτωνα, η δύναμη που ασκείται κατά τη διάρκεια μια σύγκρουσης είναι ίση με το ρυθμό μεταβολής της ορμής (ορμή του σώματος προς τη διάρκεια της κρούσης), συνεπώς όσο μικρότερη είναι η διάρκεια της κρούσης τόσο μεγαλύτερο είναι το φορτίο που αναπτύσσεται και αντίστροφα. Κατά συνέπεια τα οστά μπορούν να αντέχουν πολύ μεγάλα φορτία για μικρά χρονικά διαστήματα (η ιδιότητα αυτή των οστών ονομάζεται γλοιοελαστικότητα - η δυνατότητα δηλαδή να παραλαμβάνουν δυνάμεις που ξεπερνάνε το όριο αντοχής στη συμπίεση για πολύ μικρό χρονικό διάστημα χωρίς να επέρχεται κάταγμα) ή αντίστοιχα μικρά φορτία για μεγάλα χρονικά διαστήματα χωρίς να αστοχήσουν, ενώ ένας διαφορετικός συνδυασμός αυτών θα οδηγούσε πιθανώς σε κάταγμα.

Ένα ακόμα μηχανικό φαινόμενο που κάνει την εμφάνιση του στον οστίτη ιστό είναι το φαινόμενο της κόπωσης. Μέσω της επιβολής φορτίων ακόμα και κατά πολύ μικρότερων σε σχέση με το φορτίο αστοχίας αλλά με μεγάλη επαναληψιμότητα, μπορεί να προκληθεί αστοχία. Κατά το φαινόμενο της κόπωσης στα οστά το κάταγμα προκαλείται είτε μέσω της ψαθυροποίησης των οστών είτε με την συσωμάτωση - ένωση των δημιουργημένων

μικρορογμών στο εσωτερικό του οστού με αποτέλεσμα μια φαινομενικά ακίνδυνη, μικρή μεταγενέστερη φόρτιση να προκαλέσει το τελικό κάταγμα. Αυτό οφείλεται στην αδυναμία του μηχανισμού της οστικής ανάπλασης να επιδιορθώσει τις προκληθείσες μικροζημιές, με αποτέλεσμα αυτές να συνενώνονται και να δημιουργούν "ρήγματα". Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί έρευνα που διεξήχθη στο τμήμα τον Πεζοναυτών στην Αμερική όπου κατέδειξε υπαίτια για πολλαπλά κατάγματα κατά την απλή βάδιση των στρατιωτών γυμνάσια διάρκειας αρκετών εβδομάδων κατά τα οποία οι ασκούμενοι περπατούσα για εκατοντάδες μίλια ενώ μέρος της άσκησης ήταν και ο ερπισμός κάτω από εμπόδια για πολλές ώρες.

1.Β.2.ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ

Στα οστά η "αστοχία" είναι συνυφασμένη με τον όρο "κάταγμα", δηλαδή τη μερική έως ολική ρηγμάτωση, δηλαδή μέχρι το σπάσιμο. Ένα κάταγμα μπορεί να είναι αποτέλεσμα είτε τραύματος είτε ασθένειας του οστού-παθολογικό (όπως η οστεοπόρωση ή ο ανώμαλος εκ γενετής σχηματισμός του). Η ονομασία του κατάγματος και ο διαχωρισμός τους εξαρτάται από το καταγματικό μέλος (χέρι, πόδι κτλ.), το είδος της ρωγμής (σπειροειδές ,συντριπτικό κτλ), την κλινική του εικόνα (ανοιχτό ή κλειστό) και την αιτία που το προκάλεσε (" κάταγμα του boxxer " κτλ).

Τα είδη των καταγμάτων είναι :

-Τα κλειστά ή απλά, όπου τα κατεαγότα άκρα βρίσκονται εξ ολοκλήρου στο εσωτερικό του δέρματος χωρίς να δημιουργηθεί διάτρηση

-Τα ανοιχτά, στα οποία έχει επέλθει διάτρηση του δέρματος και είναι πιο επικίνδυνα λόγω πιθανής μόλυνσης καθώς δημιουργούν εκτεθειμένη πληγή

-Τα συντριπτικά, στα οποία εμφανίζεται μέρος του οστού συνθλιμμένο και κατακερματισμένο σε μικρά κομμάτια ακανόνιστου σχήματος και όγκου

-Τα εγκάρσια, που εμφανίζονται σε μακριά οστά διαχωρίζουν το οστό κατά μήκος του μακρύ άξονά του

-Τα ατελή ή χλωρού ξύλου (greenstick) ,τα οποία εμφανίζονται σε μακριά όπου κατά τη διατομή του οστού ένα μέρος έχει σπάσει ενώ το υπόλοιπο έχει καμφθεί με αποτέλεσμα την παραμόρφωση του οστού. Αυτά απαντώνται συνήθως σε νεαρές ηλικίες όπου τα μακριά οστά όπως το μηριαίο δεν έχουν πλήρως οστεοποιηθεί και υπάρχει ακόμα πρωτογενής ιστός.

-Τα σπειροειδή (spiral), εμφανίζονται και αυτά σε μακριά οστά και προκαλούνται από τη στροφικά φορτία και εμφανίζονται κατά μήκος του οστού.

-Κάταγμα του Κόουλς (Colles's) , σπάσιμο στο εξωτερικό τμήμα της ακτίνας του οστού του πήχη

- Κάταγμα του Ποτ (Pott's) , σπάσιμο στην περιοχή του αστραγάλου το οποίο προκαλείται και στα δύο οστά του κάτω άκρου (κνήμη και περόνη)

-Συμπίεσης, προκαλείται στου σπονδύλους κάτω από συνθήκες υπερβολικής φόρτισης

-Επιφύσεως, σε αντίθεση με τα προηγούμενα ,κύριο αίτιο δεν αποτελεί κάποιο φορτίο αλλά μία πάθηση του οστού κατά την οποία δημιουργείται κάταγμα μεταξύ της επίφυσης και της επιφυσιακής πλάκας λόγω ασβεστοποίησης της μήτρας και της θανάτωσης των χονδροκυττάρων

-Εκτοπισμένα και μη εκτοπισμένα, όπου υπάρχει, και δεν υπάρχει αντίστοιχα, αλλαγή στην κανονική διάταξη των οστών, των στοιχείων ή των θραυσμάτων

Ο μηχανισμός αστοχίας σαφώς διαφέρει ανάλογα με το είδος της επιβαλλόμενης φόρτισης. Υπό θλιπτικά φορτία αστοχία προκαλείται η διαρροή οφείλεται στην ρηγμάτωση των οστεώνων ενώ στην παρουσία εφελκυστικών φορτίων το κάταγμα στο οστό προκαλείται από την αποκόλληση των οστέωνων στις περιοχές που αυτοί ενώνονται μεταξύ τους. Το είδος συνεπώς και η γεωμετρία του κατάγματος είναι άμεσα συνυφασμένα με το είδος του φορτίου που το προκάλεσε αλλά και την κατάσταση του οστού. Μερικά από τα κυριότερα είδη καταγμάτων σε μακριά οστά (μηριαίο) φαίνονται στην ακόλουθη εικόνα.





διαφορετικά αίτια φορτίσεων



Συνήθη κατάγματα των οστών

Από τα παραπάνω συνάγεται ότι δεν δύναται να οριστούν με ακρίβεια μονοδιάστατα οι μηχανικές ποσότητες των οστών καθώς η δομή του ιστού διαφοροποιείται όχι μόνο από οργανισμό σε οργανισμό αλλά και κατά την διάρκεια της ζωής τους και από οστό σε οστό. Παρ' αυτά θεωρούμε ότι τα υγιή συμπαγή οστά μπορούν να αντέξουν τάσεις συμπίεσης περί τα 1,7 x 10⁸ N/m² πριν υποστούν κάταγμα. Όπως είναι αναμενόμενο τέτοιες τάσεις είναι πολύ σπάνιες στην καθημερινή ζωή συνεπώς τα οστά σπάνε πολύ σπάνια λόγω συμπίεσης. Συνήθως υφίστανται κατάγματα λόγω συστροφής (εικόνα 1.10 περιπτώσεις 3-5, διαγώνιο κάταγμα) ή ελκυσμό (εικόνα 1.10 περίπτωση 1 εγκάρσιο κάταγμα). Κατάγματα συστροφής συμβαίνουν συνήθως όταν το άκρο (αναφερόμαστε κυρίως σε μακριά οστά και κυρίως στα κάτω άκρα) παγιδεύεται κάπου και κατά την πτώση το οστό την κνήμης περιστρέφεται με αποτέλεσμα τη δημιουργία σπειροειδούς κατάγματος όπου το οστό μάλιστα μπορεί να διαπεράσει και το δέρμα. Μειωμένη αντοχή εμφανίζουν τα οστά και στον ελκυσμό (1,2 x 10⁸ N/m² δηλαδή 30% περίπου μικρότερη σε σχέση με τη θλίψη). [A1]

1.Β.3. ΘΕΡΑΠΕΙΑ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Η θεραπεία των καταγμάτων εξαρτάται από τον τύπο του κατάγματος, την σοβαρότητα και τη θέση του και μπορεί να χρήζουν απλή ακινησία και ξεκούραση αφήνοντας αφόρτιστο το πληγηθές οστό , ακινητοποίηση μέσω κάποιου νάρθηκα μέχρι και την χειρουργική επέμβαση. Η ακριβής διαδικασία της αυτοΐασης , πως δηλαδή ο ιστός αναπλάθετε στο καταγματικό σημείο, είναι διαφορετική από την διαδικασία ανάπλασης και είναι ακόμα άγνωστη, παρ΄ αυτά υπάρχουν κάποιες ενδείξεις ότι τα τοπικά ηλεκτρικά πεδία παίζουν σημαντικό ρόλο. Έρευνες έδειξαν ότι ένα οστό όταν κάμπτεται επάγει ηλεκτρικό φορτίο στην επιφάνεια του, φαινόμενο παραπλήσιο του πιεζοηλεκτρισμού, συνεπώς μπορεί αυτό να είναι το φυσικό ερέθισμα της ανάπτυξης και αποκατάστασης του οστού. Η διαδικασία της πόρωσης του οστού επίσης παρατηρήθηκε ότι επιταχύνεται παρουσία ηλεκτρικού δυναμικού εκατέρωθεν του κατάγματος. Σταδιακά λοιπόν εγκαταλείπεται η πεποίθηση της

Εικόνα 1.12. Συνήθη κατάγματα (μακριών) οστών

ολικής ακινητοποίησης του καταγματικού οστού και πλέον πιστεύεται ότι η μικρή και ελεγχόμενη σχετική κίνηση του κάτω από κάποιες προϋποθέσεις οδηγεί στην ταχύτερη επούλωσή του. Πιο συγκεκριμένα, σχετίζεται με το μέγεθος της μέγιστης παραμόρφωσης και την συχνότητα φόρτισης και φαίνεται ότι η οστεογενής απάντηση ενισχύεται με τις μέγιστες παραμορφώσεις πάνω από 0.4% που αντιστοιχούν σε 2 χιλιοστά παραμόρφωση σε μηριαίο οστούν ενήλικα και με κύκλο φορτίων της τάξης των 0.5Hz. Πιο συγκεκριμένα, σχετίζεται με το μέγεθος της μέγιστης παραμόρφωσης και την συχνότητα φόρτισης και φαίνεται ότι η οστεογενής απάντηση ενισχύεται με τις μέγιστες παραμορφώσεις πάνω από 0.4% που αντιστοιχούν σε 2 χιλιοστά παραμόρφωση σε μηριαίο οστό ενήλικα και με κύκλο φορτίων της τάξης των 0.5Hz. Το μηχανικό περιβάλλον επηρεάζει όχι μόνο τη διαδικασία της πώρωσης αλλά και το είδος του πώρου. Επομένως, επί παρουσίας τέλειας επαφής των κατεαγότων άκρων και απόλυτης σταθεροποίησής τους, υπάρχει η δυνατότητα να επιτευχθεί πώρωση με τη δημιουργία πεταλιώδους οστίτη ιστού, με ελάχιστο έως καθόλου ενδομυελικό και εξωτερικό πώρο (πρωτογενής πώρος). Σε αντίθετη περίπτωση, επί μη απόλυτης σταθεροποίησης υπερτερεί ο μηχανισμός της ενδοχόνδριας οστεογένεσης (δευτερογενής πώρος). Μελέτες έχουν αποδείξει ότι η δυναμική σταθεροποίηση των καταγμάτων κνήμης με ήλωση έχει μειώσει τον χρόνο της πώρωσης και το ποσοστό επανεγχειρήσεων. [Α5]

<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΔΕΥΤΕΡΟ :</u>

ΤΟ ΜΗΡΙΑΙΟ ΟΣΤΟ

2.1. Μηριαίο οστό: γενικά στοιχεία

Αντικείμενο της παρούσης έρευνας αποτελεί το μηριαίο οστό. Ανήκει στην κατηγορία των μακρών οστών και απαρτίζει το σκελετικό υπόβαθρο του μηρού. Το άνω άκρο του αποτελείται από την κεφαλή (που μέσω της κοτύλης απαρτίζει την άρθρωση του ισχίου), τον αυχένα και τους μείζονα και ελάσσονα τροχαντήρα. Το κάτω του άκρο αποτελείται από τον έσω και τον έξω μηριαίο κόνδυλο μέσω τον οποίον διαρθρώνεται με τη κνήμη και την επιγονατίδα και σχηματίζει την άρθρωση του γονάτου. Το μηριαίο είναι το επιμηκέστερο (αποτελεί το εικοσιπέντε με εικοσιέξι τοις εκατό (25-26%) του συνολικού ύψους του ανθρώπου), το βαρύτερο και ταυτόχρονα το ισχυρότερο οστό που απαντάται στον ανθρώπινο οργανισμό.

Τίποτα από αυτά δεν είναι τυχαίο καθώς το μηριαίο καλείται να προσφέρει στήριξη στον ανθρώπινο σκελετό και να συνδράμει καταλυτικά στην λειτουργία της βάδισης μέσω των

δύο ισχυρότερων αρθρώσεων , του ισχίου και του γονάτου. Κύριος ρόλος του είναι η μεταφορά των φορτίων από την κνήμη στην άρθρωση του ισχίου παρέχοντας ταυτόχρονα σημεία πρόσφυσης για μύες (τετρακέφαλο, δικέφαλο ή οπίσθιο μηριαίο κτλ.) και συνδέσμους απαραίτητους για την κίνηση του σώματος. Η γραμμή του κέντρου βάρους βρίσκεται πίσω από την ηβική σύμφιση και κατά συνέπεια κατά την όρθια στάση όπου το βάρος είναι κατανεμημένο ομοιόμορφα και στα δύο ισχία, το βάρος που υποδέχεται κάθε ένα εξ αυτών είναι ίσο με το μισό του βάρους του σώματος από τα ισχία και πάνω, ή περίπου ίσο με το ένα τρίτο του συνολικού βάρους του σώματος. Πέραν αυτού του φορτίου η συνολική επιβάρυνση του ισχίου είναι μεγαλύτερη καθώς η τάση των μεγάλων μυών προσθέτει επιπλέον θλιπτικά και καμπτικά φορτία τα οποία εξαρτώνται από την εκάστοτε κατάσταση των μυών(πχ μετά από πολύωρη ορθοστασία η δύναμη αυξάνεται). Στην φάση της αιώρησης κατά την βάδιση το ασκούμενο φορτίο ισούται με το σωματικό βάρος. Κατά την διαδικασία της βάδισης, στη φάση της μονοποδικής στήριξης (τη στιγμή που το σώμα στηρίζεται μόνο στο ένα κάτω άκρο) το μηριαίο παραλαμβάνει το βάρος όλου του σώματος αναπτύσσοντας φορτία ,κυρίως στην περιοχή της κεφαλής και του αυχένα μεγαλύτερα από το διπλάσιο του βάρους του σώματος (ένας μέσος άνθρωπος ζυγίζει περίπου 70kg -700N και σύμφωνα με τους Μ. Williams και Η.R. Lissner , προκύπτει ότι το βάρος πολλαπλασιάζεται λόγω γεωμετρίας και πρόσφυσης μυών με έναν παράγοντα R≈2,4 x W (2,38 για την ακρίβεια) με αποτέλεσμα να μας δίνει δυνάμεις μεγαλύτερες από τα 1600 Ν ([A.3]) - ενώ σε άλλες βιβλιογραφίες μπορούμε να βρούμε μέχρι και 2100 Ν. Κατά την ανάβαση σκαλοπατιών ο παράγοντας αυτός προσεγγίζει την τιμή των 2,51 ενώ κατά το αργό τρέξιμο μπορεί να φτάσει και τα 5,20. Τέλος ο παράγοντας αυτός αυξάνεται αρκετά όπως είναι λογικό, δηλαδή μεγαλώνει η επιβάρυνση του οστού, στη στήριξη κατά την διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων όπως το γρήγορο τρέξιμο και η άρση βαρών.

Για το λόγο αυτό το κυρίως σώμα του μηριαίου φέρει πολλές ομοιότητες με κύλινδρο προκειμένου να μπορεί να παραλαμβάνει φορτία διάφορων διευθύνσεων επιτυγχάνοντας την μέγιστη δυνατή αντοχή με την ελάχιστη ποσότητα υλικού. Εφ όσον οι δυνάμεις στο μηριαίο μπορούν να προέλθουν από διάφορες διευθύνσεις η κυλινδρική δομή είναι η πλέον κατάλληλη για την υποστήριξή του. Στην περίπτωση της θλίψης στα άκρα ενός σωληνοειδούς κυλίνδρου, ο κύλινδρος τείνει να λυγίσει στο μέσον του συνεπώς αυξάνοντας το πάχος του σε αυτό το σημείο, όπως ακριβώς παρατηρείται και στο μηριαίο οστό, αυξάνεται σημαντικά και η ανθεκτικότητά του. Επικουρικά συνδράμει και το σπογγώδες που βρίσκεται στα άκρα του μηριαίου καθώς είναι κατανεμημένο κατάλληλα ώστε να αυξάνει την ανθεκτικότητα του οστού. Σχηματίζοντας ένα δίκτυο δοκίδων, το οποίο μάλιστα ακολουθεί τις γραμμές συμπίεσης και ελκυσμού που εμφανίζονται στο μηριαίο, βοηθά στην παραλαβή των φορτίων (εικόνα 2.1.).



Εικόνα 2.1. Δεξιά : Γραμμές συμπίεσης και ελκυσμού λόγω του βάρους του σώματος στην κεφαλή και τον αυχένα του μηριαίου οστού Αριστερά : Διατομή στην οποία φαίνεται το φυσιολογικό δίκτυο δοκίδων. Παρατηρούμε ότι ακολουθούν τις γραμμές συμπίεσης και ελκυσμού [A1], [Γ2]

Όπως έχει αναφέρει και προηγουμένως λόγω των διαφορετικών ιδιοτήτων των δύο φάσεων του οστού, η κατανομή τους αλλάζει βάση των μηχανικών αναγκών του τμήματος του εκάστοτε μέλλους. Στις περιοχές των οστών που εφαρμόζονται κυρίως θλιπτικά φορτία-δυνάμεις συμπίεσης, όπως η κεφαλή και οι κόνδυλοι του μηριαίου, που προκαλούνται από τη βάδιση ή το τρέξιμο, το σπογγώδες παρέχει την απαραίτητη αντοχή με την λιγότερη ποσότητα ιστού, εξασφαλίζοντας ταυτόχρονα, μέσω των δοκίδων (οι οποίες είναι σχετικά ευλύγιστες), απορρόφηση ενέργειας. Στο κέντρο όμως του μηρού που η κατανομή των τάσεων είναι πιο σύνθετη το σπογγώδες αδυνατεί να παραλάβει τέτοια φορτία συνεπώς η παρουσία του φλοιώδους είναι επικρατέστερη. Το εμβαδόν της διατομής του μηριαίου στο μέσο του κεντρικού του τμήματος είναι περίπου 3,3 x 10⁻⁴ m² συνεπώς μπορεί να υποστηρίξει δυνάμεις μέχρι και 57 KN (\approx 6 tons). [A1]

2.2. ANATOMIA MHPIAIOY

Η βασική ανατομία του μηριαίου, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, το χωρίζει σε μία διάφυση [B], ή αλλιώς άξονα ή και σώμα, και σε δύο επιφύσεις ή αλλιώς άκρα τα οποία αρθρώνονται με τα υπόλοιπα οστά του κάτω άκρου και την λεκάνη στο γόνατο και τον πύελο αντίστοιχα [Α και Γ].

Μηριαίο Οστικές Προεξοχές



Εικόνα 2.2. Το Μηριαίο και οι ανατομικές περιοχές [A11]

Η εγγύς ή άνω επίφυση του μηριαίου αποτελείται ως επί το πλείστον από την κεφαλή [3], τον αυχένα και τους δύο τροχαντήρες (τον μείζονα [2] και τον ελάσσονα[4]). Η κεφαλή η οποία έχει σχεδόν σφαιρικό σχήμα (συνθέτει τα δύο τρίτα μιας σφαίρας) ώστε να αρθρώνεται με την κοτύλη του ανώνυμου οστού της λεκάνης (40 % της επιφάνειας της έρχεται σε επαφή με τον αρθρικό χόνδρο της κοτύλης ενώ το 10 % με τον επιχείλιο χόνδρο) συνδέεται με την διάφυση του μηριαίου μέσω του αυχένα. Στο κέντρο της έσω επιφάνειας της κεφαλής υπάρχει ένα μικρό βοθρίο [1] στο οποίο προσφύεται ο στρογγυλός σύνδεσμος της κεφαλής. Ο αυχένας έχει κυλινδροειδές σχήμα, μικρότερης διατομή στο κεντρικό και εμπρόσθιο τμήμα του και μεγαλύτερης στα άκρα και στο οπίσθιο μέρος ενώ το μήκος του κυμαίνεται μεταξύ τεσσάρων με πέντε εκατοστών . Η επιφάνειά του είναι αρκετά τραχεία προκειμένου να προσδεθεί ο ισχιομηρικός σύνδεσμος.Ο αυχένας σχηματίζει γωνία με την επίφυση περίπου 130 μοιρών με κατεύθυνση πάνω και λίγο πίσω. Η γωνία αυτή ονομάζεται αυχενοδιαφυσιαία και μεταβάλλεται από άνθρωπο σε άνθρωπο αλλά και κατά τη διάρκεια ζωής του ίδιου του ατόμου με το γήρας. Σε βρεφική ηλικία η γωνία αυτή έχει τιμή περί τις 150 μοίρες ενώ με το πέρας των χρόνων μειώνεται στις 125 μοίρες περίπου για έναν υγιή ενήλικα ενώ σε μεγαλύτερες ηλικίες φτάνει και μέχρι και τις 120 μοίρες. "Κλινικές περιπτώσεις " έχουν παρατηρηθεί όπου η τιμή της αυχενοδιαφυσιαίας γωνίας δεν βρίσκεται μέσα σε αυτά τα όρια. Η αυξημένη αυχενοδιαφυσιαία γωνία (άνω των 150 μοιρών) ονομάζεται coxa valga ενώ αντίστοιχα η μειωμένη (κάτω των 120 μοιρών) coxa vara (εικόνα 2.3.). Η περίπτωση coxa valga (βλαισό-ισχύο) έχει σαν χαρακτηριστικό την προσέγγιση του ποδιού στο σώμα (δηλαδή ένα ορθό ισχίο) με συνέπεια τον επιβάρυνσης κατά τη βάδιση από δέκα έως είκοσι φορές πολλαπλασιασμό της περισσότερο με αποτέλεσμα την πιθανή εμφάνιση οστεοαρθρίτιδας του ισχίου μετά τα είκοσι με τριάντα χρόνια. Στην περίπτωση της coxa vara (ραιβό ισχίο) το πόδι
απομακρύνεται από το σώμα κάνοντας ευκολότερη την απαγωγή του, όμως το άκρο βραχύνεται και η επιβάρυνση, αν και μικρότερη της valga,παίρνει τιμές τρεις έως τέσσερις φορές μεγαλύτερη της φυσιολογικής. Αν και σε αυτή την περίπτωση το φορτίο στην κεφαλή του μηριαίου μειώνεται, το φορτίο στον αυχένα αυξάνεται αισθητά ενώ πλέον επιδρά περισσότερο καμπτικά παρά θλιπτικά.

Αυχενοδιαφυσιαία Γωνία Μηριαίου



Γωνία ανάμεσα στον αυχένα και τη διάφυση του μηριαίου Φυσιολογική: 125° Στο βρέφος είναι περίπου 150° ενώ στον ενήλικα 125° έτσι επιτυγχάνονται οι κατάλληλες συνθήκες μοχλού για τους μυς της πυέλου Coxa valga: Βλαισό ισχίο (όρθιο ισχίο με αύξηση της γωνίας > 120-125°) Coxa vara: Ραιβό ισχίο (επίπεδο ισχίο με γωνία < 120-125°)

Εικόνα 2.3 Αυχενοδιαφυσιαία γωνία [Δ9]

Πέραν της αυχενοδιαφυσιαίας γωνίας ο αυχένας σχηματίζει και γωνία περίπου 15 μοιρών με το επίπεδο του μηριαίου, η οποία ονομάζεται γωνία πρόσθιας κλίσης. Αποκλίσεις από αυτή τη γωνία δημιουργούν προβλήματα κατά τη βάδιση (εάν είναι μικρότερη τότε έχουμε έξω στροφή κατά τη βάδιση ενώ αντίστοιχα εάν είναι μεγαλύτερη έχουμε έσω στροφή).

8

Γωνία πρόσθιας κλίσης ισχίου



Εικόνα 2.4. Γωνία πρόσθιας κλίσης ισχίου [Δ9]

Ο αυχένας του μηριαίου, όπως και η κοτύλη, περιβάλλονται από τον αρθρικό θύλακα ο οποίος καλύπτεται από πολλούς μυς και συνδέεται πρόσθια με την μεσοτροχαντήρια γραμμή (θα αναφερθεί στη συνέχεια), πάνω με τη βάση του αυχένα και οπίσθια με τον αυχένα περίπου ένα εκατοστό (1,25 cm) πάνω από την μεσοτροχαντήρια ακρολοφία.

Μετά την περιοχή του αυχένα βρίσκονται οι δύο τροχαντήρες στην επάνω μεριά ο μείζων και στην κάτω ο ελάσσονας. Ο μείζων διαθέτει σχεδόν κυβικό σχήμα και πάνω του καταφύονται ο απιοειδής μυς, ο μεσαίος και ο μικρος γλουτιαίος οι οποίοι ευθύνονται για τις κινήσεις της έξω στροφής και της απαγωγής. Ο ελάσσων τροχαντήρας έχει μικρότερο όγκο και κωνικό σχήμα και σε αντίθεση με τον μείζων που εξέχει προς τα επάνω, αυτός εξέχει προς τα πίσω, έσω και κάτω σε σχέση με τη διάφυση του μηριαίου. Μεταξύ των δύο τροχαντήρων εκτείνεται η μεσοτροχαντήρια γραμμή, στην οποία προσφύεται ο δυνατότερος σύνδεσμος τουανθρώπου- ο λαγονομηρικός, στην πρόσθια πλευρά και η μεσοτροχαντήρια ακρολοφία στην οπίσθια.

Η διάφυση του μηριαίου διαθέτει σχεδόν κυλινδρικό σχήμα και είναι επιμήκης και λεπτή ενώ σχηματίζει γωνία περίπου 7 μοιρών με τον κάθετο άξονα του μηριαίου. Το κεντρικό τμήμα της διάφυσης έχει τριγωνικό σχήμα κε ομαλά έσω και έξω χείλημεταξύ της πρόσθιας, οπισθοπλάγιας και έσω επιφάνειας. Το οπίσθιο χείλος εμφανίζεται παχύτερο και τραχύτερο και σχηματίζει μια υπερυψωμένη ακρολοφία εν ονόματι "τραχεία γραμμή". Η τραχεία γραμμή αποτελεί το σημείο κατάφυσης των προσαγωγών μυών του μηρού ενώ στο άνω μέρος της διάφυσης διαχωρίζεται στην κτενιαία γραμμή και στο γλουτιαίο τράχυσμα που εκτείνεται έως τον μείζονα τροχαντήρα. Στο κατώτερο μέρος του οστού η τραχεία γραμμή πλαταίνει σχηματίζοντας μια πρόσθετη οπίσθια επιφάνεια στην οποία φιλοξενείται ο ιγνυακός βόθρος ενώ τα χείλη της σχηματίζουν την έξω και έσω

υπερκονδύλια γραμμή, η οποία και καταλήγει στο φύμα του προσαγωγού στην άνω πλευρά του έσω κόνδυλου.

Σε ένα ποσοστό ανθρώπων περί τα είκοσι τοις εκατό (17%-22%) υπάρχει η περίπτωση εμφάνισης μιας οστέινης προεξοχής κοντά στο άνω όριο του γλουτιαίου κονδύλου η οποία έχει επιμήκη και στρογγυλό ή κωνικό σχήμα. Ο "τρίτος τροχαντήρας" όπως ονομάζεται είναι μείζονος σημασίας και η ύπαρξη του ή μη δεν διαφοροποιεί τη λειτουργία του οστού η τις ιδιότητές του.

Το άπω ή αλλιώς κάτω άκρο του μηριαίου έχει αισθητά μεγαλύτερο μέγεθος σε σχέση με το άνω ενώ διαφέρει και στο σχήμα, έχει περίπου κυβική μορφή με την προσθιοπίσθια διάμετρο να έιναι μικρότερη της πλαγιοπλάγιας. Αποτελείται από τους δύο κόνδυλους([8],[9] εκόνα 2.2.), τον έσω και τον έξω, δύο επιμήκη ογκώματα που αρθρώνονται με το άνω άκρο της κνήμης. Οι κόνδυλοι από την εμπρόσθια πλευρά εξέχουν ελαφρώς ενώ διαχωρίζονται μεταξύ τους με ένα ρηχό και λείο αύλακα- την αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας. Στο οπίσθιο μέρος προεξέχουν περισσότερο , όπως επίσης και ο αύλακας είναι κατά πολύ βαθύτερος και διαθέτει μια εγκοπή εν ονόματι μεσοκονδύλοι βοθρίο, το οποίο διαχωρίζει τους δύο κόνδυλους. Διαφορετικό είναι και το μέγεθος των δύο κόνδυλων καθώς κ έξωεξέχει περισσότερο έχοντας επίσης και μεγαλύτεροόγκο ενω ο έσω είναι μακρύτερος. Η διαφορά αυτή υπάρχει προκειμένου όταν το μηριαίο έχει την ουδέτερη- φυσιολογική ελαφρά κεκλιμένη του θέση, δηλαδή όταν έχει κλίση περίπου επτά μοιρών ως προς τον κάθετο άξονα του οστού, οι δύο κόνδυλοι να ευθυγραμμίζονται και να βρίσκονται στο ίδιο ύψος. Αντίθετα όταν το μηριαίο είναι κάθετο στο έδαφος ο έσω κόνδυλος βρίσκετα χαμηλότερα του έξω από υψομετρικής σκοπιάς. Ο επιμήκης άξονας του έξω κονδύλου είναι παράλληλος προς τον προσθοπίσθιο άξονα ενώ ο έσω έχει μια ελαφριά κλίση προς το κέντρο του σώματος. Στις εξωτερικές περιοχές τον κονδύλων βρίσκονται δύο κυρτώματα που ονομάζονται υπερκονδύλια ([5],[7] εικόνα 3.2.). Το έσω είναι μεγαλύτερο σε σχέση με το έξω και πάνω σε αυτό προσφύεται ο κνημιαίος πλάγιος σύνδεσμος της άρθρωσης του γονάτου ενώ στον έξω προσδένει ο περονιαίος πλευρικός σύνδεσμος. Οι επιφάνειες των κονδύλων που αρθρώνονται με την κνήμη (κάτω και πίσω πλευρά) είναι από πίσω υποστρόγγυλες ενώ διαπλατύνονται σταδιακά προς τα κάτω έως ότου πάρουν σχεδόν επίπεδη μορφή. Τέλος στα τοιχώματά του μεσοκονδύλιου βόθρου υπάρχουν δύο μικρότερα βοθρία στα οποία γίνεται η έκφυση των χιαστών συνδέσμων, τους υπεύθυνους για την σταθεροποίηση του γόνατος.

Σε αμιγώς ανθρωπομετρικές μελέτες έχουν οριστεί κάποια συγκεκριμένα μεγέθη ως αντικείμενα παραμετρικής μελέτης τα οποία περιγράφουν το μηριαίο. Περαν των δύο προαναφερθέντων γωνιών (πρόσθιας κλίσης και αυχενοδιαφυσιαία [J]) έχει οριστεί το μήκος του μηχανικού άξονα του μηριαίου που συνδέει το κέντρο της κεφαλής με το μέσο του μεσοκονδύλιου βόθρου, της διαμέτρου της κεφαλής [B] η οποία προσομοιώνεται όπως προαναφέρθηκε με τα 3/4 μια σφαίρας, το μήκος του αυχένα που μετριέται από το κέντρο της κεφαλής έως τον μυελικό άξονα, το "offset" του μηριαίου ή αλλιώς το αποτύπωμα της κεφαλής [A] που είναι η οριζόντια απόσταστη του κέντρου της κεφαλής από τον άξονα του μηριαίου, τη θέση της κεφαλής συναρτήση του ελάσσον τροχαντήρα [C], το πλάτος του καναλιού της διάφυσης στο ύψος του ελάσσον τροχαντήρα [E] κάτω από αυτόν [F] και 20mm πάνω [D], το εσωτερικό [G] και εξωτερικό [H] πλάτος του καναλιού της διάφυσης και διάφορα άλλα δευτερευούσης σημασίας (εικόνα 2.5).



Εικόνα 2.5 Μεγέθη περιγραφής του μηριαίου

2.3. ΜΥΕΣ ΙΣΧΙΟΥ



Εικόνα2.6. Μυς ισχίου

Το ισχίο αποτελεί ένα είδος χωρικής άρθρωσης το οποίο διαθέτει εύρος κίνησης (σύμφωνα με το Human Kinetics Dance anatomy and Kinesiology, Magee 1997, (A7) βάση ενός μέσου γυμνασμένου ανθρώπου) 110 με 120 μοίρες στην κάμψη, 10 έως 15 μοίρες στην έκταση, 30 έως 50 στην απαγωγή, 30 μοίρες στην προσαγωγή,40 έως 60 μοίρες στην έσω στροφή και τέλος 30 έως 40 στην έξω στροφή. Η κίνηση αυτή επιτυγχάνεται μέσω των μυών που προσφύουν στο μηριαίο και του επιτρέπουν να κινηθεί μέσα σε αυτό το εύρος γωνιών ενώ ταυτόχρονα του απαγορεύουν να υπερβεί αυτές τις τιμές πράγμα που θα είχε σαν συνέπεια τον τραυματισμό των χόνδρων, των συνδέσμων και πιθανώς των οστών.

Η κάμψη επιτυγχάνεται μέσω της συνεργατικής λειτουργίας του λαγόνιου, του μείζων ψοϊτη, του κτενίτη, του ορθού μηριαίου, του ραπτικού και της λαγονοκνημιαίας ταινίας.

-Ο λαγονοψοϊτης μυς αποτελείται από δύο μυς, το μεγάλο ψοΐτη και το λαγόνιο μυς, οι οποίοι συνενώνονται σε έναν. Ο μείζων ψοΐτης μυς εκφύεται από το 12ο θωρακικό και τους πέντε οσφυικούς σπονδύλους και καταφύεται στο μηριαίο οστό. Ο λαγόνιος μυς εκφύεται από τη λαγόνια ακρολοφία, το λαγόνιο βόθρο και τον οσφυολαγόνιο σύνδεσμο στην πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα και καταφύεται επίσης στον ελάσσων τροχαντήρα ώστε να φέρνουν εις πέρας τις κινήσεις της κάμψης, της προσαγωγής και της έξω στροφής του μηρού. Όταν ο μηρός είναι ακίνητος κατά την ορθοστασία στρέφουν την πύελο προς τα εμπρός και κάτω σταθεροποιώντας την ενώ πάλι δρα ανταγωνιστικά με τους άλλους καμπτήρες των ισχίων ενάντια στους κοιλιακούς και τους γλουτιαίους. Είναι σύνηθες, και κυρίως στους άντρες, λόγω της καθιστικής πλέον ζωής η βράχυνσή του είναι μία από τις κύριες αιτίας του πόνου της μέσης καθώς αυτή δρα αρνητικά στην λόρδωση της μέσης (κοίλη μέση). Είναι από τους χαρακτηριστικούς μυς της βάδισης και του τρεξίματος καθώς οδηγεί τον μηρό προς τα εμπρός και πάνω ενώ στα αθλήματα που ποδοσφαίρου και του στίβου η δύναμή και η αντοχή του καθορίζουν το μήκος του διασκελισμού και τη δύναμη του λακτίσματος.

-Ο ορθός μηριαίος αποτελεί μία μοίρα του τετρακέφαλου μηριαίου και εκφύεται με δύο ισχυρές κεφαλές, την ευθεία από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και την ανεστραμμένη από το λαγόνιο οστό. Η κατάφυσή του βρίσκεται στην επιγονατίδα και στο κνημιαίο κύρτωμα. Ως διαρθρικός μυς στην άρθρωση του ισχίου εκτελεί κάμψη, συμμετέχει στη στροφή της πυέλου προς τα εμπρός και συνεισφέρει και αυτός στην σταθεροποίηση της πυέλου.

-Ο ραπτικός μυς εκφύεται από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα και καταφύεται στη κνημιαία περιτονία. Είναι και αυτός διαρθρικός στην άρθρωση του ισχίου και εκτελεί και αυτός κάμψη, έξω στροφή και απαγωγή.

-Ο "τείνων την πλατεία περιτονία" βρίσκεται στην εξωτερική μεριά του μηρού. Η έκφυση του βρίσκεται στην πρόσθια και άνω λαγόνια άκανθα και την λαγόνια ακρολοφία ενώ καταφύεται στον έξω κόνδυλο της κνήμης και της επιγονατίδας. Με την ενέργεια του εκτείνει τη λαγονοκνημιαία ταινία και συμβάλλει στη διατήρηση του γόνατος σε έκταση. Η κίνηση που προσφέρει είναι η εμπρόσθια κίνηση του ποδιού και η απαγωγή ενώ στο πόδι στήριξης υποστηρίζει την κάμψη του κορμού και της στροφής της πυέλου προς τα εμπρός.



Εικόνα 2.7.Πλάγια άποψη του μηριαίου [Δ9]

Αντίστοιχα η κίνηση της έκταση επιτυγχάνεται μέσω του μείζων γλουτιαίου, του δικέφαλου, του ημιτενοντώδους και του ημιυμενώδη.

-Ο μεγάλος γλουτιαίος μυς εκφύεται από το λαγόνιο οστό, το ιερό οστό και τον κόκκυγα, το μεγάλο ισχιοϊερό σύνδεσμο, την απονεύρωση του ιερονωτιαίου μυ και την περιτονία του μέσου γλουτιαίου μυ ενώ καταφύεται στην λαγονοκνημιαία ταινία και στο γλουτιαίο τράνυσμα του μηριαίου οστού. Ενεργεί κυρίως καθόσον το ισχίο είναι σε κάμψη και προφέρει αντίσταση στην έκταση του, εκτείνει και στρέφει προς τα έξω τον μηρό ενώ συμβάλλει στην καθήλωση της διάρθρωσης του γονάτου και εκτείνει το κορμό όταν ο μηρός είναι ακίνητος παρέχοντας στατικές λειτουργίες (πχ. κατά την κατάβαση στο σκι εμποδίζει την πτώση του κορμού προς τα εμπρός). Η σημασία του είναι πολύ μεγάλη καθώς σε περίπτωση ατροφίας τους έχουμε αύξηση της οσφυϊκής λόρδωσης καθώς συνεργατικά μαζί με τον ορθό κοιλιακό συγκρατεί την λεκάνη προς τα πίσω.

-Ο δικέφαλος ή οπίσθιος μηριαίος μυς εκφύεται με δύο εκφυτικές κεφαλές, τη μακρά από το ισχιακό κύρτωμα και τον ισχιοϊερό σύνδεσμο και τη βραχεία από την τραχεία γραμμή, την έξω υπερκονδύλια γραμμή και το έξω μεσομύϊο διάφραγμα. Η κατάφυσή του βρίσκεται στην έξω επιφάνεια της κεφαλής της περόνης όπου οι δύο κεφαλές του ενώνονται με κοινό τένοντα. Η λειτουργία του είναι απαραίτητη για τις διαδικασίες της βάδισης, του τρεξίματος αλλά ακόμα και την παραμονή σε όρθια στάση. Αυτό καθώς επιτελεί καθήκοντα κάμψης του γόνατος, έκτασης του ισχίου, ενώ ακόμα όταν το ισχίο βρίσκεται σε έκταση κάνει έξω στροφή και τέλος όταν το γόνατο είναι σε ημικάμψη κάνει έξω στροφή κάτω άκρου.

-Ο ημιτενοντώδης μυς εκφύεται από το ισχιακό κύρτωμα και καταφύεται στο έσω χείλος του κνημιαίου κυρτώματος και στην κνημιαία περιτονία. Με την ενέργεια του κάμπτει το γόνατο και εκτείνει το ισχίο. Όταν το ισχίο επίσης βρίσκεται σε έκταση προκαλεί έσω στροφή ενώ στη φάση την ημικάμψης του γονάτου προκαλεί έσω στροφή.

- Ο ημιυμενώδης μυς εκφύεται από την άνω και έσω επιφάνεια του ισχιακού κυρτώματος και καταφύεται στην οπίσθια έσω γωνία του έσω κνημιαίου κονδύλου. Προκαλεί και αυτός κάμψη του γόνατος και έκταση του ισχίου ενώ είναι υπεύθυνος και για την έσω στροφή του ισχίου όταν το ισχίο είναι σε έκταση και της έσω στροφής του κάτω άκρου όταν το γόνατο βρίσκεται σε ημικάμψη.



Εικόνα 2.8. Ο ημιτενοντώδης και ο ημιυμενώδης μυς [Δ9]

Η λειτουργία της προσαγωγής είναι αποτέλεσμα της δράσης των μακρύ, βραχύ, μείζον και ισχνό προσαγωγών καθώς επίσης και του κτενίτη. Και αυτοί οι μυς συνδράμουν στην διαδικασία της βάδισης καθώς διεκπεραιώνουν έκταση ή κάμψη των ισχίων ανάλογα με το εάν τη στιγμή της έναρξης της λειτουργίας τους βρίσκονται εμπρόσθια ή οπίσθια του άξονα περιστροφής. Παρέχουν ακόμα μέσω της διαρκούς ρύθμισης της θέσης της πυέλου εξισορρόπηση του ευρισκόμενου σε θέση ασταθούς ισορροπίας του κορμού.



Εικόνα 2.9. Προσαγωγείς μυς [Δ9]

-Ο κτενίτης εκφύεται στον άνω κλάδο του ηβικού οστού ενώ η κατάφυσή του βρίσκεται στην κτενιαία γραμμή του μηριαίου. Πέραν από καθήκοντα προσαγωγής συνδράμει στην κάμψη και την έξω στροφή.

-Ο μακρύς προσαγωγός εκφύεται κάτω από το ηβικό φύμα και καταφύεται στο μέσο τριτημόριο του έσω σκέλους της τραχείας γραμμής του μηριαίου οστού. Αποτέλεσμα της ενέργειάς του είναι η προσαγωγή και η κάμψη του ισχίου.

-Ο ισχνός προσαγωγός εκφύεται στο χείλος του κάτω κλάδου του ηβικού οστού ενώ καταφύεται στο κνημιαίο κύρτωμα μαζί με τον χήνειο πόδα. Αποτελεί και αυτός διαρθρικό και πέραν της προσαγωγής του ισχίου παρέχει κάμψη και έσω στροφή του γόνατος.

 Ο βραχύς προσαγωγός εκφύεται από τον κάτω κλάδο του ηβικού οστού και καταφύεται στο άνω τριτημόριο της τραχείας γραμμής και ενεργοποιείται κατά την προσαγωγή και την έξω στροφή.

-Ο μέγας προσαγωγός εκφύεται από τους κλάδο του ισχιακού οστού και το κάτω χείλος του ισχιακού κυρτώματος ενώ καταφύεται στο έσω χείλος της τραχείας γραμμής και στο έσω υπερκονδύλιο κύρτωμα του μηριαίου οστού. Ο μέγας προσαγωγός φέρει αυτό το όνομα καθώς είναι ο ισχυρότερος προσαγωγός.

Τέλος η απαγωγή επιτυγχάνεται μέσω της συνεργασίας του μέσου και του ελάσσων γλουτιαίου, τον έσω θυροειδή και τους άνω και κάτω δίδυμους.

-Ο μέσος γλουτιαίος εκφύεται από το έξω χείλος της λαγόνιας ακροφολίας και της έξω επιφάνειας του λαγόνιου οστού ενώ η κατάφυσή του βρίσκεται πάνω στον μείζον τροχαντήρα. Πέραν της κίνησης της απαγωγής όταν ο μηρός είναι σταθερός (πόδι στήριξης) ενεργώντας ετερόπλευρα κάμπτει το κορμό πλάγια ενώ κατά τη βάδιση και το τρέξιμο εμποδίζει την πλευρά του ποδιού του ποδιού στήριξης την πτώση του άνω μέρους του σώματος προς την πλευρά του κινούμενου ποδιού διατηρώντας έτσι την κατακόρυφη στάση του κορμού. Απαραίτητη είναι και η συνεισφορά του στην αιώρηση του άλλου σκέλους με συνέπεια την εμφάνιση της πάθησης εν ονόματι "χήνειο βάδισμα" σε περίπτωση παράλυσης του μυ.



Εικόνα 2.10. Ο μέσος γλουτιαίος

-Ο μικρός (ελάσσων) γλουτιαίος έχει την έκφυσή του στο έσω χείλος της λαγόνιας ακρολοφίας ενώ καταφύεται πάνω στον μείζον τροχαντήρα βοηθώντας και αυτός στην απαγωγή.

Για τη διαδικασία της βάδισης και όχι μόνο απαραίτητες χρήζονται και οι κινήσεις της έσω και έξω στροφής. Όπως περιπλεγμένα έχει αναφερθεί προηγουμένως η έξω στροφή επιτυγχάνεται με την συνεργασία του απιοειδή (1), των άνω και κάτω διδύμων (2 και 4) ,του έσω και έξω θυροειδή (3 και 5) και του τετράγωνου μηριαίου (6). Η έξω στροφή του μηριαίου σε κάθε βήμα χρειάζεται καθώς με αυτό τον μηχανισμό διευκολύνεται η στροφή της λεκάνης.



Εικόνα 2.11. Μυς της έξω στροφής. Απιοειδής (1),άνω και κάτω δίδυμοι (2 και 4) ,έσω και έξω θυροειδής (3 και 5) και τετράγωνος μηριαίος (6)

Η έσω στροφή αντίστοιχα επιτυγχάνεται μέσω της λειτουργίας των ελάσσων γλουτιαίου, τον τείνων την πλατεία περοτονία, των ημιτενοντώδη, ημιμενώδη και τέλος του μέσου γλουτιαίου. Λόγω της απουσίας φορτίσεων ή κινήσεων που να χρίζουν την έσω στροφή συχνά απαραίτητη, οι έσω στροφείς έχουν δύναμη 1/3 περίπου της δύναμης των έξω στροφέων με αποτέλεσμα οι μυς που συμβάλλουν αμιγώς στην έσω στροφή να εμφανίζονται πιο ατροφικοί.

Στην κατηγορία των "μαλακών μορίων" πέραν των μυών ανήκουν και οι τένοντες. Ο τένοντας ή τένων αποτελεί μια σκληρή ζώνη ινώδους συνδετικού ιστού που συνδέει μυς και οστά. Οι τένοντες οι οποίοι εκφύουν και καταφύουν σε οστά συνδέοντας τα ονομάζονται σύνδεσμοι. Η συνεισφορά τους είναι καίριας σημασίας καθώς χωρίς αυτούς δεν θα μπορούσε να μεταφερθεί η ενέργεια των μυών στα οστά και να "μεταφραστεί" σε κίνηση καθώς επίσης και η δομή των αρθρώσεων δεν θα παρέμενε σταθερή. Οι κυριότεροι από αυτούς στην περιοχή του μηρού είναι :

-Οι χιαστοί σύνδεσμοι. Βρίσκονται στην άρθρωση του γονάτου και "χιάζονται" μεταξύ τους καθώς προσφύονται στην κνήμη και τον μηρό. Ο πρόσθιος χιαστός είναι ο βασικότερος

στροφικός σταθεροποιητής του γονάτου ενώ ο οπίσθιος ο κυριότερος γραμμικός σταθεροποιητής.

-Οι πλάγιοι σύνδεσμοι. Βρίσκονται εκατέρωθεν πλαγίως της άρθρωσης του γονάτου αναλαμβάνοντας την σταθεροποίηση του. Ο έσω πλάγιος βρίσκεται στην εσωτερική μεριά και παρουσιάζει δύο μοίρες, την εν βάθει και την επιπολής (επιφανειακή) ενώ ο έξω πλάγιος στην εξωτερική.

-Ο λαγονομηριαίος σύνδεσμος. Εκφύεται από την πρόσθια επιφάνεια της κάτω λαγόνιας άκανθας και καταφύεται στην πρόσθια επιφάνεια της άρθρωσης. Είναι ένας εκ των ισχυρότερων συνδέσμων του ανθρωπίνου σώματος και αυτό εν μέρη οφείλεται και στην ιδιαίτερα παχιά διατομή του. Η λειτουργία του είναι να αντιτίθεται στην υπερέκταση της ισχιακής άρθρωσης όταν το βάρος του σώματος τείνει να στρέψει την πύελο προς τα πίσω προστατεύοντας το ισχίο.

-Ισχιομηριαίος σύνδεσμος. Εκφύεται από το χείλος της κοτύλης και καταφύεται στην έσω επιφάνεια του μείζονα τροχαντήρα. Η λειτουργία του έχει στόχο την μείωση της απόστασης της κοτύλης και της κεφαλής του μηριαίου ώστε να εξασφαλιστεί η καλύτερη επαφή των αρθρικών επιφανειών με σκοπό την ενίσχυση της στιβαρότητας της άρθρωσης όταν το σώμα βρίσκεται σε όρθια θέση.

-Ηβομηριαίος σύνδεσμος. Εκφύεται από το λαγονοκτενιαίο όγκωμα και καταφύεται στην πρόσθια μεσοτροχαντήρια γραμμή. Το έργο που επιτελεί είναι η προστασία της άρθρωσης του ισχίου από την υπερβολική απαγωγή συνδράμοντας επικουρικά με τους προσαγωγούς μυς. Όταν η άρθρωση βρίσκεται σε έκταση κατευθύνει και περιορίζει την έξω στροφή ενώ αντίστοιχα όταν βρίσκεται σε κάμψη ελέγχει την απαγωγή και την έξω στροφή.

-Στρογγυλός σύνδεσμος. Εκφύεται από το κέρατα της μηνοειδούς επιφάνειας της κοτύλης και καταφύεται στο βόθρο της κεφαλής του μηριαίου οστού. Στην θέση της έκτασης ελέγχει την απαγωγή του μηρού πριν από την ενεργοποίηση του λαγονομηριαίου συνδέσμου ενώ εμποδίζει την υπέρμετρη προσαγωγή και έξω στροφή όταν ο μηρός βρίσκεται σε μεγάλη κάμψη. Πάρ' αυτά η σημαντικότερη λειτουργία του είναι βιολογικής φύσεως καθώς μέσω αυτού μεταφέρεται το αίμα στην κεφαλή του μηριαίου οστού.

2.4 ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ ΜΗΡΙΑΙΟΥ

Όπως αναφέρθηκε στην προηγούμενη ενότητα η ονομασία ενός κατάγματος μπορεί να προέλθει από το καταγματικό μέλος. Συνεπώς μπορούμε να θεωρήσουμε τα κατάγματα του μηριαίου ως μια αυτοτελή κατηγορία και να μελετηθούν ξεχωριστά μιας και τα κατάγματα του μακρύτερου και ισχυρότερου ανθρώπινου οστού αποτελούν πεδίο ενδιαφέροντος και πρόκλησης στη θεραπεία. Η επιδημιολογία και το ενδιαφέρον όσον αφορά στη θεραπεία τους επικεντρώνεται σε τρεις κύριες κατηγορίες ασθενών: α) σε μεμονωμένα κατάγματα μηριαίου, β) σε κατάγματα υψηλής βίας σε πολυτραυματίες, που συνοδεύονται από άλλες κακώσεις, και γ) στα περιπροθετικά κατάγματα γύρω από αρθροπλαστική ισχίου και γόνατος. Η γνώση της ανατομίας και των βημάτων της χειρουργικής τεχνικής είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την επιτυχή έκβαση της θεραπείας, στην επιλογή και εξέλιξη της οποίας είναι σημαντική η διαπίστωση πως ακόμη και τα μεμονωμένα κατάγματα μηριαίου πρέπει να θεωρούνται ως μια «συστηματική νόσος», τόσο λόγω της ενέργειας που απαιτείται για το κάταγμα όσο και λόγω της απάντησης του οργανισμού στην κάκωση και της απαιτούμενης για τη θεραπεία ενδομυελικής ήλωσης ή κάποιας άλλης οστεοσύνθεσης.

Η θέση το μέγεθος και ο βαθμός συντριβής του κατάγματος εξαρτώνται από τη θέση του ισχίου τη στιγμή της κάκωσης, όσο λιγότερη είναι η κάμψη του ισχίου τη στιγμή της "πρόσκρουσης" (στην περίπτωση ενός μηχανισμού ισχυρής βίας όπως ένα αυτοκινητιστικό ατύχημα) τόσο πιθανότερο είναι το κάταγμα της κεφαλής και τόσο τείνει το οστικό τεμάχιο να είναι μεγαλύτερο. Λόγω της μηχανικής της βάδισης και της καθιστικής θέσης τα οπίσθια εξαρθρήματα απαντώνται κατά 90 % (βάση κλινικών παρατηρήσεων [Γ3]) ενώ συνοδεύονται κατά ένα ποσοστό 5-15 % με κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου. Το υπόλοιπο 10 % που αποτελούν τα πρόσθια συνδέονται συνήθως με ενσφηνωμένα κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου με πιθανές συνοδείς καταστάσεις το κάταγμα του αυχένα ή και της κοτύλης, την νευροαπραξία του ισχιακού νεύρου, την άσυπτη νέκρωση της κεφαλής του μηριαίου και τη σύστοιχη συνδεσμική αστάθεια του γονάτου (PCL).

Τα μηριαία κατάγματα φέρουν πολλές ομοιότητες με τα κατάγματα των μακριών οστών, παρ' αυτά το κάταγμα μπορεί να προκληθεί σε διάφορα ανατομικά σημεία του οστού. Αναφορικά υπάρχουν κατάγματα που προκαλούνται στην περιοχή της κεφαλής, στον αυχένα, στους κόνδυλους και φυσικά στην περιοχή της διάφυσης όπως έχουμε είδη δει.

Μία κατηγορία μηριαίων καταγμάτων αποτελούν τα "ισχιακά κατάγματα" στα οποία το κάταγμα έχει επέλθει είτε στην κεφαλή, είτε στον αυχένα είτε στην διάφυση του μηριαίου κάτω ακριβώς απλο τον ελάσσων τροχαντήρα είτε σε συνδιασμό αυτών.

Τα κατάγματα της διάφυσης χωρίζονται περαιτέρω σε τρεις κατηγορίες - τύπους (οι οποίοι έχουν προαναφερθεί στα κατάγματα μακριών οστών). Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν τα εγκάρσια και τα σπειροειδή, στην δεύτερη τα συντριπτικά και στην τρίτη τα ανοιχτά. Η πλέον χρησιμοποιούμενη ταξινόμηση αυτών γίνεται βάση της κατηγοριοποίηση κατά Winquist και Hansen κατατάσσοντας τα κατάγματα στις τρεις προαναφερθείσες κατηγορίες με βάση το ποσοστό του κατακερματισμού τους ή αλλιώς την διάμετρο της συντριβής σε σχέση με τη διάμετρο του αυλού. Αναλυτικότερα μηδενικής τάξης (grade 0) θεωρούνται τα

εγκάρσια ή λοξά μικρής έκτασης απουσία ύπαρξης κονιορτοποιημένων τμημάτων του οστού ενώ πρώτης τάξης (grade 1) εάν υπάρχει απώλεια μικρού τμήματος σε σχήμα πεταλούδας το οποίο είναι μικρότερο από το 25% της διαμέτρου του οστού . Δεύτερης τάξης (grade 2) θεωρούνται τα συντριπτικά κατάγματα με απώλεια μικρού τμήματος του οστού σε σχήμα πεταλούδας μεγέθους μεγαλύτερου από 25% και μικρότερο ή ίσο από 50% της διαμέτρου του οστού. Τρίτης τάξεως (grade 3) θεωρούνται τα συντριπτικά κατάγματα με απώλεια σχετικά μικρού τμήματος του οστού και πάλι σε σχήμα πεταλούδας το οποίο υπερβαίνει το 50% της διαμέτρου του οστού ενώ τέταρτης τάξης (grade 4) θεωρούνται τα κατάγματα στα οποίο το οστό έχει χωριστεί σε περισσότερων των δύο κομματιών.



Winquist's classification of femoral shaft fractures. (Reproduced with permission from Poss, R. Orthopaedic Knowledge Update 3, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1990.)

Εικόνα 2.12. Διαχωρισμός κατά Winquist των διαφυσιακών καταγμάτων του μηριαίου

Λόγω της πλούσιας περιβολής του μηριαίου από μεγάλες μυϊκές, τα ανοικτά κατάγματα μηριαίου απαιτούν υψηλή ενέργεια προκειμένου να προκαλέσουν διάσπαση των μυϊκών γαστέρων και συνεπώς ταξινομούνται αυτόματα και εξ' ορισμού σε ανοικτά κατάγματα τύπου ΙΙΙ κατά Gustilo-Anderson κάνοντας τον κλινικό και ακτινολογικό έλεγχο για πιθανή ύπαρξη συνοδού κατάγματος του μηριαίου αυχένα και κεφαλής καθώς και εξαρθρήματος ή συνδεσμικών κακώσεων του γόνατος επιτακτικώς.

Σχετικά με τα κατάγματα κεφαλής αλλά και του άπω άκρου (στην περιοχή των κονδύλων) του μηριαίου η κατηγοριοποίηση γίνεται κυρίως βάση της κατάταξης OTA (Orthopaedic Trauma Association) η οποία έχει τις βάσεις στην κατάταξη Müller (παρ' αυτά υπάρχουν πολλές ταξινομήσεις, κάποιες από τις οποίες θα αναφερθούν επιγραμματικά στη συνέχεια). Βάση αυτής η ονομασία ενός κατάγματος αποτελείται από ένα κωδικό αποτελούμενο από 5 τμήματα. Ο πρώτος αριθμός αντιστοιχεί στο οστό που έχει υποστεί το κάταγμα, στην περίπτωσή μας το μηριαίο αντιστοιχεί στον αριθμό "3", το δεύτερο τμήμα αντιστοιχεί σε ένα αριθμό από το 1 έως το 3 προσδιορίζοντας το τμήμα του μακρού οστού που έχει υποστεί το κάταγμα ("1" για το εγγύς άκρο, "2" για τη διάφυση και "3" για το άπω). Το τρίτο τμήμα περιγράφει τον τύπο του κατάγματος προσδιορίζοντας εάν το κάταγμα είναι ανοιχτό ή κλειστό, απλό ή σύνθετο (κάταγμα το οποίο συνοδεύεται από τραυματισμό γειτονικών

μαλακών μορίων, νεύρων, φλεβών είτε οργάνων) μέσω ενός αριθμού και των γραμμάτων "Α" για το απλό, "Β" για το σφηνοειδές και "C" για το σύνθετο, ενώ το τέταρτο τμήμα περιγράφει συντόμως λεκτικά τη γεωμετρία του κατάγματος. Τέλος το πέμπτο τμήμα της εν λόγω κωδικοποίησης προσδιορίζει την μετατόπιση των κατεαγότων άκρων.

Μία ακόμα κατηγοριοποίηση αφορά τα υποκεφαλικά κατάγματα κατά τον Garden (Garden classification) όπου διαχωρίζει και αυτός τα εν λόγω κατάγματα σε τέσσερις υποκατηγορίες , και κατά Pauwels όπως φαίνονται στο ακόλουθο πίνακα και στις εικόνες.

Garden Classification
(based on AP radiographs and does not consider lateral or sagittal plane alignment)
Incomplete, valgus impacted
Complete fx. nondisplaced
Complete, displaced < 50%
Complete, displaced
osterior roll-off and/or angulation of femoral head leads to increased reoperation rates

	Simplified Garden Classification
Nondisplaced	Includes Garden I and II
Displaced	Includes Garden IIII and IV

	Pauwels Classification (based on vertical orientation of fracture line)
Type I	< 30 deg from horizontal
Type II	30 to 50 deg from horizontal
Type III	> 50 deg from horizontal (most unstable with highest risk of nonunion and AVN)



Εικόνα 2.13 Κατηγοριοποίηση καταγμάτων μηριαίου, άνω κατά Garden και κατά Pauwels



Εικόνα 2.14 Παραδείγματα συνδυαστικών φορτίσεων που οδηγούς σε κατάγματα του αυχένα του μηριαίου

Βάση των προηγουμένων, τα κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου οστού ταξινομούνται και αυτά βάση του συστήματος ταξινόμησης ΟΤΑ/ΑΟ, και διαχωρίζονται σε τρεις υποκατηγορίες. Την πρώτη κατηγορία "Α" απαρτίζουν τα εξωαρθρικά κατάγματα της περιοχής του ελάσσων και του μείζων τροχαντήρα. Την δεύτερη κατηγορία "Β" αποτελούν τα εξωαρθρικά κατάγματα του αυχένα του οστού ενώ στην τρίτη "C" κατηγορία κατατάσσονται τα ενδοαρθρικά κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου. Η αιτία πρόκλησης αυτών των καταγμάτων είναι είτε η οστεοπόρωση ή σπανιότερα η άσυπτη νέκρωση του οστού σε μεγάλες ηλικίες είτε λόγω ενός μηχανισμού ισχυρής βίας εξ αιτίας κάποιου ατυχήματος.



Εικόνα 2.15 Ταξινόμηση κατά ΑΟ για τα κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου. Διατροχαντήρια κατάγματα (φωτογραφία από βιβλίο [Δ9])

Μια ακόμα αρκετά διαδεδομένη κατηγοριοποίηση είναι η κατά Pipkin (Pipkin classification, JBJS 1957) κατά την οποία τα κατάγματα της κεφαλής χωρίζονται σε τέσσερις κατηγορίες. Ο τύπος Ι περιλαμβάνει τα απλά κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου κάτωθεν του στρογγυλού συνδέσμου, ο τύπος ΙΙ, τα κατάγματα της κεφαλής άνωθεν του στρογγυλού συνδέσμου, ο τύπος ΙΙ, τα κατάγματα αυχένα του μηριαίου με κατάγματα τύπου Ι ή τύπου ΙΙ και τέλος τον τύπο ΙV, όπου συνδυάζει τα κατάγματα της κετάγματα της κατάγματα της κοτύλης με τύπου Ι ή τύπου ΙΙ αντίστοιχα.



Εικόνα 2.16 Κατηγοριοποίηση καταγμάτων κεφαλής μηριαίου κατά Pipkin (τύπου Ι , ΙΙ , ΙΙΙ, ΙV)



Εικόνα 2.17 Κάταγμα Pipkin ανοικτή ανάταξη και εσωτερική οστεοσύνθεση.



Εικόνα 2.18 Διάφορες κατηγοριοποιήσεις διατροχαντήριων καταγμάτων.

Η κατηγοριοποίηση των καταγμάτων του μηριαίου δεν είναι απόλυτη ούτε μοναδική όπως προαναφέρθηκε, καθώς μπορεί να γίνει βάση ανατομικών και βιολογικών κριτηρίων (πχ υποκεφαλικά κατάγματα κατά Garden όπου ο διαχωρισμός γίνεται βάση της αιμάτωσης ή μη της κεφαλής), αλλά και εμβιομηχανικών κριτηρίων (πχ υποκεφαλικά κατάγματα κατά Pauwels), η ανάπτυξη περεταίρω αυτού του θέματος ξεφεύγει από τα πλαίσια και το σκοπό αυτής της εργασίας.

Αντικείμενο της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη των διατροχαντήριων καταγμάτων (ακόμα γνωστό και ως ανεστραμμένο λοξό. Τα συνηθέστερα είναι τα AO 31A-1 και A-2 Τα ανάστροφης λοξότητας (31- A3) είναι κάπως σπάνια μάλλον να περιγράψεις τα σταθερά και ασταθή (η διαφορά είναι η ακεραιότητα του "calcar" που συνιστά τον οπίσθιο έσω φλοιό και είναι το βασικό τμήμα που μεταφέρει τα συμπιεστικά φορτία από την κεφαλή στη διάφυση) δηλαδή τα A1 και A2 και να πεις οτι τα A2 έχουν μεγαλύτερα ποσοστά μηχανικής αστοχίας και άλλων επιπλοκών που έχουν άμεση επίδραση στην επιβίωση και την ποιότητα ζωής των ασθενών (π.χ. αν κάνει cut out θα χρειαστεί επανεπέμβαση και αυτό αυξάνει τη θνησιμότητα και μειώνει την ποιότητα ζωής. Η ονομασία τους προέρχεται από την γραμμή του κατάγματος που διαχωρίζει τα δύο κατεαγότα και περνάει ανάμεσα από τους δύο τροχαντήρες. Τα κατάγματα αυτά εμφανίζονται κυρίως σε γυναίκες μεγάλης ηλικίας των οποίων τα οστά είναι αρκετά οστεοπορωτικά με συνέπεια την έλλειψη οστικής μάζας.

Τα διατροχαντήρια κατάγματα αν και απαντώνται σε ποσοστό 5 έως 10 % των καταγμάτων της κεφαλής το κλινικό ενδιαφέρον είναι αρκετά μεγάλο καθώς θεωρούνται αρκετά ασταθή και η επιτυχής ίασή χρήζει πάντα χειρουργικής θεραπείας μέσω τεχνικών οστεοσύνθεσης.

Τα διατροχαντήρια κατάγματα διαχωρίζονται περεταίρω σε δύο κατηγορίες, τα σταθερά και τα ασταθή που χαρακτηρίζονται από έσω- οπίσθια συντριπτικότητα (λείπει δηλαδή ο ελάσσων τροχαντήρας). Η διαφορά του ελλειπούς μέλους έγκειται στο ότι παρά την ανάταξη του κατάγματος ο φλοιός δεν μπορεί να παραλάβει φορτία καθώς λύεται η συνέχεια με αποτέλεσμα όλο το φορτίο να μεταφέρεται στην οστεοσύνθεση.

2.5 ΥΛΙΚΑ ΟΣΤΕΟΣΥΝΘΕΣΗΣ

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως βάση του είδους του κατάγματος είναι πάρα πολύ πιθανό αυτό να χρήζει εξωτερικής (χειρουργικής) παρέμβασης για την πιθανή ανάταξη και αποκατάστασή του. Η σύγχρονη αντιμετώπιση των περιτροχαντηρίων καταγμάτων είναι η χειρουργική θεραπεία. Η συντηρητική αντιμετώπιση εφαρμόζεται μόνο επι αδυναμίας του ασθενούς να υποβληθεί σε χειρουργική επέμβαση. Τα κατάγματα του μηριαίου, καθώς αυτό συντελεί στην στήριξη του σώματος και δεν δύναται να είναι ελεύθερο φορτίων, καθώς υπάρχει η ανάγκη για ανάκτηση της βάδισης το συντομότερο δυνατόν, η χειρουργική επέμβαση για την ανάταξη και ευθυγράμμιση των κατεαγότων άκρων και η χρήση υλικών οστεοσύνθεσης είναι σχεδόν πάντα επιτακτική. Τα υλικά οστεοσύνθεσης μπορούν να τοποθετηθούν είτε εξωτερικά (external fixation όπως είναι για παράδειγμα η τεχνική llizarov), είτε εσωτερικά (internal fixation όπως η ενδομυελική ήλωση). Τα θετικό της εξωτερική οστεσύνθεσης είναι ότι ο μηχανισμός της βρίσκεται σε απόσταση από την περιοχή του κατάγματος και μέσω των εκάστοτε διατάξεων που αποτελούνται από σύρματα, βίδες, ράβδους, μεταλλικούς δακτυλίους, πλάκες με ένσφαιρους τριβείς κτλ. επιτυγχάνεται ταυτόχρονα η σταθεροποίηση των κατεαγότων άκρων επιτρέποντας την κατά βούληση τροποποίηση της γεωμετρίας του εφ' όσον αυτό κρίνεται απαραίτητο. Αντιθέτως στην εσωτερική οστεοσύνθεση τα υλικά (ήλοι, πλάκες κτλ) βρίσκονται στην επιφάνεια ή στο εσωτερικό των οστών, απαιτώντας έτσι μια πιο πολύπλοκη εγχειρητική διαδικασία με την παρουσία τομών κτλ., προσφέροντας όμως μέγιστη σταθερότητα και αντοχή, ευκολία στην αποκατάσταση και πλήρη κινητοποίηση ενώ τέλος ελαχιστοποιείται και ο κίνδυνος μόλυνσης καθώς δεν υπάρχουν ανοιχτές πληγές κατά την διάρκεια της ίασης. Η εκάστοτε οστεοσύνθεση επιλέγεται βάση του οστού ή οστών και της ανάλογης περίστασης, καθώς οι παράγοντες που συντελούν σε αυτό είναι πολλοί. Σε μεγαλύτερες ηλικίες ή σε περιπτώσεις καταγμάτων σε αρθρώσεις ή της κεφαλής του μηριαίου πολλές φορές αποφεύγονται και οι δύο τεχνικές και γίνεται χρήση ολικής η μερικής αρθροπλαστικής (κάτω των 65 ετών βιολογικής ηλικίας προτιμάται η οστεοσύνθεση, 65 έως 75 βρίσκεται η λεγόμενη "γκρίζα ζώνη", άνω των 75 συνήθως η αρθροπλαστική ενώ άνω των 85 επιλέγεται η ημιολική αρθροπλαστική).



Εικόνα 2.19 Αριστερά : εξωτερική οστεοσύνθεση (τεχνική Ilizarov), Μέση : εσωτερική οστεοσύνθεση (ενδομυελική ήλωση κνήμης και πλάκα-λάμα στην περόνη), Δεξιά : Ολική αρθροπλαστική ισχίου

Όπως έχει προαναφερθεί, αντικείμενο της εν λόγω εργασίας είναι η μελέτη των διατροχαντήριων καταγμάτων. Λόγω της γεωμετρίας της κεφαλής του μηριαίου , των φορτίων που αναπτύσσονται στο σημείο αυτό και των ανατομικών στοιχείων της περιοχής καθώς και του γεγονότος ότι όλοι οι μεγάλοι μυς που κινούν το ισχίο επιφύονται ή καταφύονται στον ελάσσων ή τον μείζον τροχαντήρα ,η ανάταξη και η ίαση των διατροχαντήριων καταγμάτων χρίζει ιδιαίτερης προσοχής καθώς αποτελεί μια δύσκολη διαδικασία τόσο από εμβιομηχανική όσο και από χειρουργική άποψη. Δυστυχώς συνδέονται με μεγάλα ποσοστά θνητότητας από μετατραυματικές επιπλοκές όπως η φλεβοθρόμβωση, η πνευμονία, οι εμβολές κτλ. Η διάγνωση των παρεκτοπισμένων διαρτοχαντήριων καταγμάτων είναι σχετικά εύκολη καθώς συνοδεύεται από έντονο πόνο και αδυναμία βάδισης ενώ το σκέλος φαίνεται να είναι σε βράχυνση και να κάνει έξω στροφή. Αντιθέτως τα απερεκτόπιστα εύκολα διαφεύγουν ακόμα και ακτινολογικά συνεπώς σε τέτοια περίπτωση χρειάζεται αξονική τομογραφία και στα δύο σκέλη για σύγκριση με το υγιές. Πρωταρχικό ρόλο για την ίαση των διατροχαντήριων καταγμάτων ,περαν της άμεσης χειρουργικής αντιμετώπισης εντός 24 ωρών (48 -72 ώρες με βελτιστοποίηση της κλινικής κατάστασης του ασθενούς) από την στιγμή που συνέβη το κάταγμα για να ελαχιστοποιείται η πιθανότητα επιπλοκών (τόσο σε ζωτικά όργανα όπως η καρδιά, τα αγγεία, οι πνεύμονες , λοιμώξεις όσο και αποφυγή της άσυπτης νέκρωσης που είναι επιπλοκή των υποκεφαλικών κυρίως καταγμάτων),παίζει η άμεση ακινητοποίηση μέχρι την επέμβαση και η ορθή ανατομική ανάταξη του κατάγματος (επαναφορά των

οστικών τεμαχίων στην αρχική τους θέση) και η σταθερότητα- στιβαρότητα της οστεοσύνθεσης. Η ανάταξη επιτυγχάνεται μέσω ενός ειδικού κρεβατιού στο οποίο τοποθετείται ο ασθενής εφ όσον αυτή είναι κλειστή ή και με την παρεμβολή του χειρούργου (ανοικτή) το οποίο φέρει ένα βραχίονα στον οποίο δένεται το σκέλος στην περιοχή του πέλματος και εφελκύεται προκειμένου να επανέλθει το άκρο στο αρχικό του μήκος διορθώνοντας ταυτόχρονα και την αυχενοδιαφυσιαία γωνία.



Εικόνα 2.20 Ειδικό κρεβάτι για την ανάταξη των διατροχαντήριων καταγμάτων και την πραγματοποίηση της επέμβασης

Εφ όσον έχει επιτευχθεί η ανάταξη ξεκινάει η χειρουργική διαδικασία τοποθέτησης της οστεοσύνθεσης. Υπάρχουν δύο κύρια είδη οστεοσυνθέσεων για τα διατροχαντήρια κατάγματα, τα ενδομυελικά συστήματα (PFN, gamma nail) τα οποίο όπως φαίνεται από την λέξη τοποθετούνται στο εσωτερικό της διάφυσης, και οι ολισθαίνοντες ήλοι σε πλάκες σταθερής γωνίας (sliding hip screw όπως λέγονται με κυριότερα το AMBI και DHS, CHS, SHS). (Υπάρχει η δυνατότητα αποκατάσταση του κατάγματος μόνο με τη χρήση απλών ήλων αλλά η λύση αυτή έχει πολλά μειονεκτήματα).



Εικόνα 2.21 Ακτινογραφίες από οστεοσυνθέσεις DHS και Gamma Nail [Δ9]

Ο κοχλιωτός ήλος DHS διατρέχει την διατροχαντήρια γραμμή και μέσω του αυχένα καταλήγει στην κεφαλή του μηριαίου ενώ ταυτόχρονα είναι προσδεμένος σε μία πλάκα η οποία βιδώνεται με έκκεντρους κοχλίες στην περιοχή της διάφυσης κάτω από τον μείζων τροχαντήρα. Προσφέρει ελεγχόμενη καθίζηση / οπισθολίσθηση συμπιέζοντας το κάταγμα με αποτέλεσμα να προωθείται η πώρωση ενώ ταυτόχρονα προασπίζει τον εαυτό του καθώς επιτρέποντας στον φλοιό να "έρθει σε επαφή" μεταφέρει σε αυτόν τα φορτία παρέχοντας χαμηλή μηχανική επιβάρυνση στο υλικό της οστεοσύνθεσης.



Εικόνα 2.22 Οστεοσύνθεση τύπου DHS

Αν και η τεχνική αυτή είναι η πλέον ευρέως χρησιμοποιούμενη (χαρακτηριστικό είναι ότι αποτελεί την πλέον πολυπληθέστερη ορθοπαιδική επέμβαση στις ΗΠΑ) διαθέτει αρκετά μειονεκτήματα. Πολλές είναι οι κλινικές μαρτυρίες για αστοχία του υλικού ενώ γνωστό είναι το κλινικό φαινόμενο " screw cut out" κατά το οποίο ο ήλος (lag screw) διατρυπά την κεφαλή και βγαίνει έξω προκαλώντας μεγάλη ζημιά (εξέρχεται της κεφαλής προκαλλώντας φθορά στην κοτύλη) (συχνά οφείλεται σε χειρουργικό λάθος) (εικόνα 2.23).



Εικόνα 2.23 Κλινικό φαινόμενο "cut out" σε CHS, δεξιά βλέπουμε τον ήλο να έχει διατρήσει την κεφαλή του μηριαίου

Η τοποθέτηση ακόμα του CHS (compression hip screw) απαιτεί μεγάλη σχετικά τομή η οποία οδηγεί σε μεγαλύτερο κίνδυνο λοίμωξης και μεγαλύτερη απώλεια αίματος, πιθανή ανισσοσκελία, πόνο σε δραστήριους ασθενής ενώ δύσκολα γίνεται η όποια αναθεώρηση.



Εικόνα 2.24 Χειρουργική επέμβαση τοποθέτησης SHS - DHS.

Η ανάγκη αντιμετώπισης αυτών των προβλημάτων οδήγησε το 1985 στην ανάπτυξη μιας νέας οστεοσύνθεσης διατροχαντήριων καταγμάτων με το όνομα "gamma nail". Η τεχνική αυτή, που αποτελεί και αντικείμενο μελέτης της εν λόγω εργασίας, είναι ουσιαστικά μια ενδομυελική ήλωση η οποία τοποθετείται κατά μήκος του άξονα της διάφυσης του μηριαίου μέσω μιας οπής που ανοίγεται στον μείζων τροχαντήρα. Ο ενδομυελικός ήλος φέρει μια οπή στο σημείο ακριβώς κάτω από τον μείζων τροχαντήρα, από την οποία περνάει μια συμπιεστική βίδα ("lag screw", μία βίδα στρογγυλής ή εξαγωνικής κεφαλής η οποία φέρει σπείρωμα στο άκρο του σώματός της) σε γωνία αντίστοιχη της αυχενοδιαφυσιαίας (στην εν λόγω εργασία χρησιμοποιήθηκαν 125 και 130 μοιρών) ώστε να συγκρατεί τα κατεαγότα άκρα στη σωστή θέση καθ΄ όλη τη διάρκεια της ίασης. Σκοπός της είναι να παραλαμβάνει τα φορτία που ασκούνται μέσω της κοτύλης στην κεφαλή του μηριαίου και να τα μεταφέρει στη διάφυση και στον ασθενή για άμεση κινητοποίηση και αποκατάσταση της βάδισης.



Εικόνα 2.25 Ενδομυελική Ήλωση τύπου Gamma nail

Ο ενδομυελικός ήλος Gamma nail όπως φαίνεται στην άνω φωτογραφία εκτείνεται έως και την διάφυση του μηριαίου και στο τέλος του φέρει μια ελλειπτική οπή από την οποία διέρχεται μια βίδα ώστε να σταθεροποιηθεί ο ήλος και να αποφευχθεί η όποια ανεπιθύμητη στροφή στο εσωτερικό της διάφυσης χωρίς να εμποδίζει την οπισθολίσθηση, ώστε να επιτευχθεί η συνένωση των φλοιών των κατεαγότων άκρων. Κλινικά συνήθως οι μη ασφαλιζόμενοι ήλοι παρατηρείται (δηλαδή αυτοί που δεν φέρουν αυτή την βίδα ή δεν τοποθετείται για κάποιο κλινικό λόγο) αποτυγχάνουν είτε στην περιοχή του κατάγματος είτε στις οπές εισαγωγής των βιδών. Οι ασφαλιζόμενοι ήλοι μπορούν να υποστούν κάταγμα στις περιοχές των βιδών και μάλιστα συχνότερα στην εγγύς βίδα της περιφερειακής ασφάλισης. Επιπλέον μπορεί να έχουμε θραύση των βιδών χωρίς θραύση του ήλου. Η μέθοδος αυτή συνδυάζει τα πλεονεκτήματα του ολισθαίνων κοχλιωτού ήλου και της κλειστής ασφαλιζόμενης ενδομυελικής ήλωσης και έτσι καταφέρνει να έχει μείωση της καμπτικής καταπόνησης μέχρι και 20 % καθώς μειώνεται αρκετά το μήκος της συμπιεστικής βίδας (έχουμε πρόβλημα προβόλου μικρότερου μήκους και μεγαλύτερης γωνίας συνεπώς ίδια φορτία επιφέρουν μικρότερο λυγισμό) μειώνοντας αρκετά την πιθανότητα μηχανικής αστοχίας. Ακόμα σε περίπτωση κατάγματος και στην περιοχή της διάφυσης μπορεί με τη χρήση μακρύτερου ενδομυελικού ήλου να αντιμετωπίσει ταυτόχρονα και τα δύο κατάγματα.



Εικόνα 2.26 Διαφορά Μηχανικής καταπόνησης μεταξύ Gamma nail και SHS. Εμφανής ο καλύτερος σχεδιασμός- μεγαλύτερη στιβαρότητα και λιγότερη καταπόνηση για το Gamma nail

Εκτός από τα εμβιομηχανικά οφέλη η τεχνική αυτή διαθέτει και αρκετά βιολογικά πλεονεκτήματα καθώς επιτυγχάνεται έμμεση ανάταξη μέσω της ήλωσης ενώ ταυτόχρονα είναι ελάχιστα επεμβατική (Minimally Invasive) ελαχιστοποιώντας την πιθανότητα λοίμωξης και όλες τις επιπλοκές που μπορεί να έχει μία μεγάλη χειρουργική τομή (τραυματισμό μυών, πολλά ράμματα και ταλαιπωρία λόγω και του μεγαλύτερου όπως φαίνεται ξεκάθαρα και από τις ακόλουθες διαστήματος επούλωσης κτλ) φωτογραφίες όπου η τομή είναι σαφώς μικρότερη από οποιαδήποτε άλλη τεχνική διατροχαντήριας οστεοσύνθεσης. (Η ενδομυελική ήλωση θεωρείται πιο απαιτητική χειρουργικά από την ανοικτή ανάταξη και οστεοσύνθεση λόγω της απουσίας οπτικών δεδομένων για το χειρουργό που πρέπει να δουλεύει με την ερμηνεία των ακτινολογικών εικόνων μέσα απο μικρές τομές.).Η τοποθέτηση της είναι σαφώς ευκολότερη και από την σκοπιά του χειρούργου ορθοπαιδικού καθώς μέσω του εικονιζόμενου μηχανισμού- οδηγού διευκολύνεται η διάνοιξη των άλλων δύο οπών από τις οποίες διέρχονται ο ήλος σταθεροποίησης και η συμπιεστική βίδα εξαλείφοντας τα περιθώρια του να υπάρξει κάποιο ανθρώπινο σφάλμα. Σε γενικές γραμμές λόγω ανατομίας και καθώς τραυματίζει πολύ λιγότερα το οστό ευνοεί τη δημιουργία νέου οστού επιτυγχάνοντας την συνοστέωση του άπω με το εγγύς καταγματικό άκρο.



Εικόνα 2.27 Χειρουργική διαδικασία τοποθέτησης Gamma nail . Φαίνεται αμέσως η διαφορά στο μέγεθος της τομής σε σχέση με τις τεχνικές SHS, CHS ,DHS που απεικονίζονται στην εικόνα 2.24

Στον αντίποδα, λόγω της μεγάλης στιβαρότητας της ενδομυελικής ήλωση σε σχέση με το φλοιώδες οστό που την περιβάλλει είναι πιο πιθανή η εμφάνιση του φαινομένου της θωράκισης τάσεων (stress shield). Κατά το φαινόμενο αυτό η ήλωση παραλαμβάνει το μεγαλύτερο αν όχι όλο (όπως γίνεται στα ασταθή κατάγματα) το ασκούμενο φορτίο μειώνοντας έτσι το φορτίο που παραλαμβάνει το οστό με άμεση συνέπεια, βάση του νόμου του Wolff που έχει προαναφερθεί, την επιβράδυνση της ίασης καθώς το οστό δεν δέχεται το απαιτούμενο φορτίο για την παραγωγή νέου οστικού ιστού ενώ μακροπρόθεσμα οδηγεί στην απώλεια οστικής μάζας.



Εικόνα 2.28 Εργαλεία και μέθοδος τοποθέτησης της οστεοσύνθεσης Gamma nail

Το υλικό κατασκευής των ήλων, κυρίως είναι τριών ειδών: Ήλοι κράματος τιτανίου (Titanium alloy), ήλοι από ανοξείδωτο χάλυβα (Stainless steel) και ήλοι από κράμα Χρωμίου-κοβαλτίου (Cobalt-Chrome alloys). Σήμερα χρησιμοποιούνται κυρίως, οι δύο πρώτοι. Το τιτάνιο έχει την μισή ελαστικότητα από το ανοξείδωτο ατσάλι (316L-Stainless Steel), γι αυτό και η ελαστικότητα του τιτανίου προσομοιώνει καλύτερα αυτή του οστού. Το τιτάνιο υπερτερεί σε αντοχή καταπόνησης (fatigue strength) καθώς και στον τομέα της βιοϊστοσυμβατότητας και μειονεκτεί σε στροφική ακαμψία. Αν και η στροφική ακαμψία του χάλυβα είναι 255 φορές μεγαλύτερη από αυτή του τιτανίου οι Aitchison et al 2007 έδειξαν ότι οι απόλυτες αντοχές μεταξύ των ήλων από ατσάλι και τιτάνιο, είναι παρεμφερείς.

ΜΕΡΟΣ ΔΕΥΤΕΡΟ

<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΡΙΤΟ :</u>

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ, ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

3.1. Ηλεκτρομηκυνσιόμετρα- Επιμηκυνσιόμετρα

Κατά την μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών για την κατανόηση και περιγραφή της συμπεριφοράς τους το "στοίχημα" είναι ο πλήρης προσδιορισμός της σχέσης μεταξύ εφαρμοσμένης τάσης και παραμόρφωσης. Ως παραμόρφωση ορίζεται η αλλαγή του σχήματος ή του μεγέθους ενός σώματος ως αποτέλεσμα της δράσης μιας δύναμης. Καθώς το μέγεθος αυτό έχει εξάρτηση από τις διαστάσεις του δοκιμίου για καλύτερη εποπτεία χρησιμοποιείται η έννοια της ανοιγμένης παραμόρφωσης που ορίζεται ως ο λόγος της αλλαγής μήκους (ή γωνίας) ως προς το αρχικό απαραμόρφωτο μήκος του δηλαδή ισχύει:

$\varepsilon = \Delta L/L_0$

Η σύγχρονη μηχανική έχει ως εργαλεία για την μέτρηση της ανοιγμένης παραμόρφωσης διάφορες πειραματικές τεχνικές, μία εκ των οποίων είναι και τα strain gauges. Οι μετρήσεις μηχανικών καταπονήσεων (strains) αποτελούνται από διατάξεις αντιστάσεων που προσκολλούνται στην επιφάνεια του προς μέτρηση αντικειμένου. Η αντίσταση μεταβάλλεται σαν συνάρτηση της επιφανειακής παραμόρφωσης που υφίσταται το αντικείμενο (Αν το υλικό είναι ισότροπο και απλής γεωμετρίας μπορεί εύκολα να γίνει συσχέτιση με την τάση). Χρησιμεύουν στην μέτρηση της επιμήκυνσης ή συμπίεσης , της στρέψης και της πίεσης που υφίσταται η επιφάνεια του καταπονούμενου αντικειμένου.

Ζωτικής σημασίας για τη διεξαγωγή της εν λόγω έρευνας ήταν ο προσδιορισμός των μηχανικών καταπονήσεων του οστού αλλά και της οστεοσύνθεσης στο σύνολο της επιφάνειας του οστού αλλά κυρίως σε κάποια καίρια σημεία όπως η άκρη του ήλου και εκατέρωθεν των κατεαγότων άκρων, τόσο στην επιφάνεια όσο και στο εσωτερικό του. Κάτι τέτοιο δεν θα μπορούσε να είναι εφικτό δίχως τη χρήση των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων.

Όπως γνωρίζουμε η αντίσταση κυλινδρικού αγωγού, εμβαδού διατομής **Α** μήκους **L** και ειδικής αγωγιμότητας **σ** δίνεται από τον τύπο:

$$R=\frac{L}{\sigma A}.$$

Αν ο αγωγός επιμηκυνθεί τότε το εμβαδόν της διατομής μικραίνει μεταβάλλοντας την αντίσταση (καθώς το εμβαδόν παραμένει αναλλοίωτο η επιμήκυνση προκαλεί μείωση της διατομής και αντίστροφα). Η σχέση αλλαγής του μέτρου της αντίστασης συναρτήσει της αλλαγής του μήκους προκύπτει από τη σχέση Gauge Factor:

Εξ ορισμού η επιμήκυνση είναι η ποσοστιαία αλλαγή μήκους του δοκιμίου,

δηλαδή

$$\varepsilon = \frac{\Delta \lambda}{\lambda}$$

και άρα

$\Delta R = R_0 GF \varepsilon$,

όπου **R**₀ η αντίσταση του ηλεκτρομηκυνσιομέτρου όταν δεν υφίσταται καμία μηχανική καταπόνηση. Η χρήση των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων γίνεται με τη βοήθεια της γέφυρας wheatstone, ενός κυκλώματος σταθερού ρεύματος το οποίο χρησιμοποιείται για την μέτρηση μιας άγνωστης αντίστασης κυκλώματος μέσω της σύγκρισης με μια γνωστή αντίσταση.



Εικόνα 3.1 Αναπαράσταση κυκλώματος γέφυρας



Εικόνα 3.2. Αναπαράσταση ηλεκτρομηκυνσιομέτρου

3.2. TEXNIKH SYSXETISHS WHOMAKON EIKONON D.I.C. (DIGITAL IMAGE CORRELATION)

3.2.1. ГENIKA

Όπως είδαμε προηγουμένως με τη χρήση ηλεκτρομηκινσυομέτρων , clip και άλλων πειραματικών τεχνικών μέτρησης ανοιγμένης παραμόρφωσης καταφέρνουμε να πάρουμε πληροφορίες για την μεταβολή των επιφανειακών χαρακτηριστικών σε μεμονωμένα σημεία (πολλές φορές με ιδιαίτερο κόπο). Καθώς το υλικό μπορεί να είναι ανισότροπο ή περίπλοκης γεωμετρίας και καθώς οι ανοιγμένες παραμορφώσεις είναι σε άμεση συσχέτιση με τις σημαντικότερες σταθερές των υλικών όπως το μέτρο ελαστικότητας (Young modulus), ο λόγος Poisson και άλλα , η γνώση του συνολικού πεδίου των παραμορφώσεων και των μετατοπίσεων πολλές φορές κρίνεται απαραίτητη. Αυτή την ανάγκη ήρθαν να καλύψουν οπτικές μέθοδοι, όπως η ολογραφία και η συμβολομετρία, όπου παρείχαν πλέον πληροφορίες για τις μετατοπίσεις και τις παραμορφώσεις στην ολότητα της επιφάνειας του δοκιμίου παρέχοντας μας μια πολύ ρεαλιστικότερη εικόνα της συμπεριφοράς υπό την εφαρμογή φορτίσεων.

Στις αρχές της δεκαετίας του '70 την εμφάνιση της έκανε η τεχνική της Συσχέτισης Ψηφιακών Εικόνων ή αλλιώς D. I. C. (Digital Image Correlation) ενώ ήδη από τις αρχές τις δεκαετίας του '80 υπάρχουν αναφορές για χρήση της σε εφαρμογές της μηχανικής στο πανεπιστήμιο της Νότιας Καρολίνας. Λόγω της ευκολίας στην εφαρμογή και της ακρίβεια στις μετρήσεις ακόμα και σε κλίμακες της τάξης μεγέθους micro και nano (10⁻⁶ έως 10⁻⁹) η τεχνική αυτή έχει γνωρίσει τεράστια απήχηση σε πλήθος εφαρμογών, όπως η μελέτη του πεδίου μετατοπίσεων, η παρακολούθηση ρωγμών, η ροομετρία και διάφορα άλλα. Η τεχνική αυτή βασίζεται σε μια ανάλυση μαθηματικής συσχέτισης για την εξέταση των δεδομένων ψηφιακών εικόνων. Δύο ή και περισσότερες κάμερες, που βρίσκονται υπό γωνία, κατά τη διάρκεια του πειράματος λαμβάνουν διαδοχικά ψηφιακές εικόνες της επιφάνειας του προς εξέταση δοκιμίου ανά ίσα χρονικά διαστήματα. Στην επιφάνεια του δομικίου έχει δημιουργηθεί ένας τυχαίος, ή μη, κάναβος κουκκίδων (speckle pattern) βάση των οποίων μετά από ταυτοποίηση κάποιων εξ αυτών στις εικόνες από τις δύο κάμερες επιτυγχάνεται ο προσδιορισμός της μέγιστης συσχέτισης μεταξύ των δύο εικόνων, ενώ βάση της κίνησης τους συναρτήσει του χρόνου- σειράς φωτογραφιών προσδιορίζουμε το πεδίο μετατοπίσεων και κατ' επέκταση την ανοιγμένη ή μη παραμόρφωση.



Εικόνα3.3 Εφαρμογή της μεθόδου DIC σε εμβιομηχανικά πειράματα οστεοσύνθεσης διατροχαντήριων καταγμάτων. Η εικόνα λήφθηκε κατά την διάρκεια των πειραμάτων

3.2.2. ΣΥΝΟΠΤΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΙΣΗ ΤΩΝ ΟΠΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΩΣ ΤΗΝ D.I.C.

Προκειμένου να κατανοήσουμε πως δουλεύουν οι σύγχρονες οπτικές μέθοδοι αλλά και πως κατέληξαν να έχουν την σημερινή μορφή θα πρέπει να αναφερθούμε στην "μητέρα" των οπτικών μεθόδων, την φωτογραμμετρία ή αλλιώς στην χρήση φωτογραφιών για την απόκτηση πληροφοριών σε σχέση με το σχήμα ενός αντικειμένου. Η πρώιμη μορφή αυτής κάνει την εμφάνιση της ήδη από την εποχή του Leonardo da Vinci (1452-1519 μ.Χ.) στην αποτύπωση της προοπτικής στους πίνακές του ενώ εφευρέτης αυτής ήταν ο Γάλλος ερευνητής Αιμέ Λωσεντά (Aimé Laussedat) όπου το 1851 πρώτος αντελήφθη την αξία της κάθετης και πλάγιας φωτογράφηση αντικειμένων. Χρειάστηκε όμως να παρέλθει σχεδόν

μισός αιώνας για να γίνει αντιληπτή η αξιοποίηση της μεθόδου αυτής, αρχικά για την χαρτογράφηση περιοχών, όπου όμως συνετέλεσε βέβαια η εξέλιξη του αεροπλάνου. Το μειονέκτημα όμως που παρουσίαζε αυτή η πρώιμη τεχνική ήταν η αδυναμία της να παρέχει ακριβείς μετρήσεις ειδικά σε μικρότερες κλίμακες με συνέπεια την ανάπτυξη άλλων μεθόδων όπως η συμβολομετρία και η μέθοδος Moire τα επόμενα χρόνια για την κάλυψη των αναγκών σε τομείς όπως η πειραματική μηχανική η οποία επήλθε κυρίως μετά το 1980 με την αλματώδη ανάπτυξη της τεχνολογίας και την πλέον ευρεία χρήση ψηφιακών καμερών εκτοξεύοντας έτσι τις οπτικές τεχνικές. Όπως προαναφέρθηκε την ίδια δεκαετία καταγράφονται τα πρώτα πειράματα με τη χρήση της μεθόδου της συσχέτισης ψηφιακών εικόνων στο Πανεπιστήμιο της Νότιας Καρολίνας για τον υπολογισμό των επιφανειακών μετατοπίσεων μιας επίπεδης επιφάνειας με τη χρήση ενός σχεδίου στιγμάτων (Sutton et al., 1983). Προς το τέλος της δεκαετίας αυτής, χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος της στερεοσκοπίας για τη μέτρηση των επιφανειακών μετατοπίσεων και στις τρεις διαστάσεις, μιας ανώμαλης επιφάνειας (Kahn-Jetter, et al., 1990) ενώ πλέον με την αρχή της δεκαετίας του 1990, η τεχνική D.I.C. αρχίζει να εφαρμόζεται σε ένα μεγάλο πλήθος εφαρμογών (π.χ. σε πειράματα ερπυσμού, κόπωσης καθώς και σε δοκιμές βιολογικών υλικών). Σήμερα, η τεχνική D.I.C. εξελίχθηκε και μπορεί να εφαρμοστεί και για μετρήσεις μικρής κλίμακας, τάξεως μεγέθους nano και micro (10^{-6} έως 10^{-9}), με χρήση καμερών υψηλής ταχύτητας και ηλεκτρονικών μικροσκοπίων.

3.2.3. ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΟΠΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ

Η λειτουργία αυτών των μεθόδων βασίζεται στην απλή ιδέα της δημιουργίας κροσσών συμβολής πάνω στο παρατηρούμενο δοκίμιο, η καταγραφή και παρατήρηση των οποίων καθιστά εφικτή την μέτρηση της παραμόρφωσης. Για να γίνει κατανοητή η λειτουργία των οπτικών μεθόδων έως την λειτουργία της D. I. C. είναι πρώτα απαραίτητη η συνοπτική ανάλυση των αρχών λειτουργίας των πρώιμων φωτογραμμετρικών τεχνικών.

Η πρώτη φωτογραφική μηχανή εν ονόματι pinhole camera αποτελούνταν ουσιαστικά από ένα σκοτεινό- αδιαφανές κουτί το οποίο στην μια του άκρη έφερε μια πολύ μικρή οπή (εκεί οφείλεται και το όνομα pinhole που σημαίνει τρύπα από καρφίτσα) ενώ στην απέναντι διέθετε μια στιλπνή επιφάνεια προβάλλοντας έτσι σε πραγματικό χρόνο την φωτεινή ή φωτιζόμενη εικόνα εξωτερικά της οπής ανεστραμμένη πάνω στην επιφάνεια. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται camera obscura effect για το οποίο ήδη γίνονται αναφορές από το 500 π.Χ. σε συγγράμματα του κινέζου Mozi αλλά και του Αριστοτέλη στη συνέχεια ενώ η πρώτη γνωστή αναφορά σε αυτού του είδους τη φωτογραφία βρίσκεται το 1856 στο βιβλίο "the stereoscope" του David Brewster.



Using a pinhole camera to create an image

Εικόνα 3.4 Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας Pinhole camara

Κάθε ακτίνα περιγράφεται από 3 σημεία: το σημείο που βρίσκεται το αντικείμενο, την οπή και το σημείο πάνω στην εικόνα. Η *εικοναπόσταση* είναι η κάθετη απόσταση από το επίπεδο της εικόνας μέχρι το προοπτικό κέντρο (την οπή). Για τις μηχανές που εστιάζουν στο άπειρο, η εικοναπόσταση είναι ίση με την εστιακή απόσταση. Διαφορετικά, η εικοναπόσταση υπολογίζεται από τις εξισώσεις των φακών. Τα μαθηματικά που χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν την προοπτική γίνονται καλύτερα κατανοητά όταν το επίπεδο της εικόνας βρίσκεται μπροστά από το προοπτικό κέντρο- οπή, όπως φαίνεται στο τμήμα β) του ακόλουθου σχεδιαγράμματος (ενώ στο τμήμα α) φαίνεται το τμήμα της εικόνας πίσω από το προοπτικό κέντρο).



Εικόνα 3.4 Μεγέθη συνδεδεμένα με το αντικείμενο, την οπή και το είδωλο στις pinhole cameras

Η σχέση αναλογίας μεταξύ του μεγέθους του πραγματικού αντικειμένου (**h**) και αυτού της αναπαράστασής του πάνω στην επιφάνεια (**Δ**r) δίνεται από το λόγο του εστιακού μήκους (**H**) προς τη μέγιστη απόσταση του αντικειμένου από το προοπτικό κέντρο (**r**_{top}), δηλαδή

$$h = H \left(\Delta r / r_{top} \right)$$



Εικόνα 3.5 Προβολή ενός 3D αντικειμένου πάνω στο επίπεδο της εικόνας. Οι πραγματικές διαστάσεις του αντικειμένου σε σχέση με την προβολή του πάνω στο επίπεδο της εικόνας.

3.2.4 ΣΤΕΡΕΟΣΚΟΠΙΑ

Το αντικείμενο, όπως προαναφέρθηκε, είναι τρισδιάστατο ενώ το είδωλό του καθώς προβάλλεται σε μια δισδιάστατη επιφάνεια είναι και αυτό δισδιάστατο χάνοντας έτσι την αίσθηση του "βάθους". Η ψευδαίσθηση όμως της τρίτης διάστασης στην εικόνα του βάθους μπορεί να δημιουργηθεί μέσω της τεχνικής της στερεοσκοπίας. Η στερεοσκοπία είναι βασισμένη και εμπνευσμένη από την φυσική τρισδιάστατη όραση η οποία πραγματοποιείται με την αποτύπωση της ίδια αντικείμενα από δύο ελαφρά διαφορετικές γωνίες μέσω δύο οφθαλμών. Βλέποντας τα ίδια αντικείμενα από δύο ελαφρά διαφορετικές κατευθύνσεις (η ελαφρά αυτή διαφοροποίηση των εικόνων ονομάζεται παράλλαξη) δίνει στον εγκέφαλο τη δυνατότητα συγκρίνοντας τις οπτικές πληροφορίες από διάφορες παραλλάξεις να προσδιορίσει τη σχετική θέση των αντικειμένων μεταξύ τους αλλά και την απόστασή τους από τον παρατηρητή.



Εικόνα 3.6 Αρχή Στερεοσκοπίας- Παράλλαξη και απόδοση της αίσθησης του βάθους.

Η ακριβής θέση στο χώρο ενός σημείου υπολογίζεται εύκολα μέσω μιας διάταξης δύο παράλληλα τοποθετημένων καμερών οι οποίες εστιάζουν στην ίδια επιφάνεια όπως στο ακόλουθο σχήμα. Η ιδέα της παράλλαξης χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό του σημείου στον χώρο.



Εικόνα 3.7. Σχεδιάγραμμα παράλλαξης μέσω δύο καμερών

Το σημείο **A** πάνω στην επιφάνεια του αντικειμένου απεικονίζεται από τα σημεία A_L και A_R . Η απόσταση των σημείων A_L και A_R από τα σημεία O_L και O_R συμβολίζονται ως X_L και X_R , αντίστοιχα. Η παράλλαξη (*p*) υπολογίζεται, μεταφέροντας το σημείο της δεξιάς εικόνας στην αριστερή εικόνα, A_R (αριστερά). Από όμοια τρίγωνα, η συντεταγμένη *z* του αντικειμένου μπορεί να υπολογιστεί μέσω της σχέσης

Z_{A=} B (d/p)

Αντίστοιχα μπορούν να προσδιοριστούν και οι συντεταγμένες **x** και **y** από τις σχέσεις (Kahn-Jetter *et al.,* 1990).

$Y_{A=} B (Y_R /p)$

$X_{A=} B [(X_{R} + X_{L}) / p]$

Όπως είναι αναμενόμενο η μέθοδος της παράλλαξης λειτουργεί εφ όσον τηρούνται κάποιες συνθήκες όπως το γεγονός ότι οι κάμερες πρέπει να είναι τοποθετημένες παράλληλα με το επίπεδο του αντικειμένου και να έχουν κλίση μέχρι και 5 μοίρες, όπως υποδείχθηκε από τους Kahn-Jetter *et al.*, 1990. Όπως όμως γνωρίζουμε κάθε διάταξη διαθέτει 6 βαθμούς ελευθερίας, τρεις για τη θέση και τρεις για στροφή, αυξάνοντας έτσι την πολυπλοκότητα του μαθηματικού υποβάθρου για τον υπολογισμό. Ευτυχώς όμως τα σημεία της προοπτικής L και R και οι ευθείες ακτίνες που δημιουργούνται από τα σημεία προοπτικής και τα συζυγή τους ορίζουν ένα τρίγωνο το οποίο φυσικά κείται πάνω σε ένα επίπεδο το οποίο ονομάζεται επιπολικό. *)*. Αυτό το επίπεδο διχοτομεί κάθε επίπεδο εικόνας δημιουργώντας επιπολική γραμμή σε κάθε επίπεδο εικόνας. Αυτή είναι μία σημαντική τεχνική, η οποία περιορίζει την αναζήτηση του συζυγούς σημείου στην αντίστοιχη επιπολική γραμμή.



Εικόνα 3.8 Το επιπολικό επίπεδο των Α, L και R και των αντίστοιχων διανυσμάτων

Καθώς λοιπόν τα σημεία Α , L και R είναι συνεπίπεδα το μεικτό τους γινόμενο θα ισούται με μηδέν , δηλαδή :

$$\vec{b}^*(\vec{A}_L \times \vec{A}_R) = 0$$

(καθώς το $(\vec{A}_L \times \vec{A}_R)$ είναι κάθετο στο επίπεδο και συνεπώς και στο \vec{b} με συνέπεια το εσωτερικό τους γινόμενο να είναι μηδενικό).

Έτσι καταφεύγουμε στην αναζήτηση συζυγών σημείων που να ικανοποιούν την προηγούμενη σχέση.

3.2.5. ΑΡΧΕΣ ΨΗΦΙΑΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ- CCD CAMERA

Η ανάπτυξη της τεχνολογίας και η καθιέρωση πλέον των ψηφιακών μέσων άνοιξε νέους ορίζοντες στις εφαρμογές της μηχανικής καθώς έδωσε την δυνατότητα της ψηφιακής πλέον επεξεργασίας των εικόνων καθιστώντας δυνατή την ταχεία επεξεργασία τεράστιου όγκου δεδομένων πολύ καλύτερης ποιότητας ξεφεύγοντας έτσι από τις κλασσικές αναλογικές τεχνικές φωτογραμμετρίας που αναφέρθηκαν προηγουμένως.

Με τον συνδυασμό των ψηφιακών καμερών και των ψηφιακών οθονών ,η ψηφιακή εικόνα *i(m,n)* προβάλλεται σε ένα διακριτό χώρο δύο διαστάσεων πάνω στο επίπεδο της οθόνης, παραγόμενη από την ψηφιοποίηση μιας αναλογικής εικόνας *i(x,y)* που αναπτύσσεται σε ένα συνεχή χώρο με διαστάσεις *x* και *y*. Η συνεχής αναλογική εικόνα διαιρείται σε *N* σειρές και *M* στήλες. Τα γνωστά μας εικονοστοιχεία ή pixels προκύπτουν ως τα σημεία τομής των σειρών με τις στήλες ενώ το μέγεθος τους και η εστιακή απόσταση είναι οι καθοριστικοί παράγοντες του μεγέθους του δείγματος του αντικειμένου (αφού αυτά είναι ανάλογα και ο αριθμός των εικονοστοιχείων - το εμβαδόν της οθόνης είναι σταθερό μεταβάλλεται το μέγεθος της λαμβανόμενης εικόνας), το οποίο αποτελεί την προβολή του μεγέθους του εικονοστοιχεία του αντικειμένου, όπως ακριβώς φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα.



Εικόνα 3.9. σχετικό μέγεθος εικονοστοιχείου με το αντικείμενο





Καθώς η εστιακή απόσταση μειώνεται ή το μέγεθος του εικονοστοιχείου αυξάνεται, η απόσταση του δείγματος του αντικειμένου αυξάνεται. Όσο η προβολή ενός εικονοστοιχείου καταλαμβάνει μεγαλύτερη επιφάνεια, τόσο μειώνεται η χωρική ανάλυση όπως είναι αναμενόμενο. Η χωρική ανάλυση βελτιστοποιείται μειώνοντας το μέγεθος του εικονοστοιχείου αλλά αυτό λόγω φαινομένων θορύβου από ατέλειες του φακού έως ποιότητα της οθόνης κτλ έχει κάποιο φυσικό όριο το οποίο δεν μπορεί εύκολα να ξεπεραστεί. Ωστόσο η εξέλιξη της τεχνολογίας επιτρέπει τη μείωση της επιρροής του θορύβου με την βελτίωση των υλικών και την ποιότητα - ακρίβεια κατασκευής και τη χρήση ξεπερνώντας συνεχώς τα όρια και επιτυγχνάνοντας καλύτερη ανάλυση μέσω της αύξησης του αριθμού των εικονοστοιχείων αλλά και την μείωση του μεγέθους τους.


Εικόνα 3.11. Βελτίωση της ανάλυσης και της ποιότητας της εικόνας από κάτω δεξιά προς τα πάνω αριστερά μέσω της αύξησης του αριθμού των εικονοστοιχείων ενώ παράλληλα μειώνεται το μέγεθός τους.

Η μεταφορά- μετάφραση της αναλογικής εικόνας σε ψηφιακή πληροφορία πραγματοποιείται μέσω της χρήση ενός ανιχνευτή εν ονόματι "συσκευή συζευγμένου φορτίου", ή πιο γνωστά, CCD από τα αρχικά του Charge- Coupled Device. Η συσκευή αυτή αποτελείται από μια πολύ μικρή πλάκα η οποία φέρει στην επιφάνεια της έως και μερικά εκατομμύρια στοιχεία ενός φωτοευαίσθητου ημιαγωγικού υλικού (συνήθως πυριτίου) που χρησιμεύει για την λήψη ειδώλων (φωτογραφιών ή και βίντεο). Όταν ο "καταχωρητής ολίσθηση" εκτεθεί στο φως, κάθε ένα εκ των στοιχείων απελευθερώνει ηλεκτρόνια (ηλεκτρικό φορτίο) κατ' αναλογία με τα φωτόνια (κβάντα φωτεινής ακτινοβολίας) που πέφτουν πάνω του. Η φωτεινότητα του αντίστοιχου εικονοστοιχείου, η οποία προσδιορίζεται βάση μιας κλίμακας του γκρι εύρους από 0 (μαύρο) έως 255 (λευκό), καθορίζεται από το φορτίο των συγκεντρωμένων ηλεκτρονίων.





Εικόνα 3.13 Αναπαράσταση και μεγεθυμένη φωτογραφία CCD (charge coupled device)

10 - 20 - 20 - 20 - 20 - 20 - 20 - 20 -	-			20	* x	20		70	1 10		200 151 1 100 101 100 100 100 100							40 x	1	80	100
	$\begin{array}{c} 188\\ 189\\ 190\\ 191\\ 193\\ 185\\ 175\\ 176\\ 176\\ 176\\ 180\\ 181\\ 180\\ 186\\ 185 \end{array}$	$186 \\ 189 \\ 190 \\ 188 \\ 185 \\ 183 \\ 181 \\ 176 \\ 171 \\ 171 \\ 175 \\ 179 \\ 183 \\ 181 \\ 174 \\ 172 \\ 176 \\ 178 \\ 177 \\ 178 \\ 188 \\ 188 \\ 178 \\ 178 \\ 178 \\ 178 \\ 178 \\ 188 \\ 188 \\ 188 \\ 188 \\ 178 \\ 178 \\ 188 $	$\begin{array}{c} 1888\\ 1888\\ 1888\\ 1889\\ 1788\\ 1778\\ 1772\\ 1773\\ 1776\\ 1744\\ 1688\\ 1801\\ 1777\\ 1700\\ 1688\\ 1711\\ 1711\end{array}$	$\begin{array}{c} 187\\ 181\\ 176\\ 175\\ 177\\ 164\\ 165\\ 159\\ 157\\ 156\\ 151\\ 144\\ 155\\ 147\\ 141\\ 140\\ 1422\\ 138 \end{array}$	$\begin{array}{r} 168\\ 163\\ 159\\ 158\\ 149\\ 145\\ 137\\ 128\\ 123\\ 117\\ 127\\ 127\\ 125\\ 113\\ 114\\ 109 \end{array}$	$\begin{array}{c} 130\\ 135\\ 139\\ 139\\ 138\\ 134\\ 135\\ 123\\ 119\\ 120\\ 119\\ 120\\ 119\\ 121\\ 111\\ 114\\ 110\\ 111\\ 114\\ 110\\ \end{array}$	$\begin{array}{c} 101\\ 109\\ 115\\ 114\\ 110\\ 118\\ 121\\ 120\\ 116\\ 121\\ 126\\ 127\\ 118\\ 111\\ 115\\ 118\\ 116\\ 114 \end{array}$	$\begin{array}{c} 99\\ 104\\ 103\\ 99\\ 112\\ 116\\ 118\\ 121\\ 109\\ 106\\ 107\\ 112\\ 113\\ 110\\ 110\\ \end{array}$	$\begin{array}{c} 1100\\ 113\\ 114\\ 113\\ 112\\ 119\\ 124\\ 119\\ 114\\ 113\\ 112\\ 109\\ 107\\ 105\\ 107\\ 113\\ 112\\ 108\\ 109 \end{array}$	$\begin{array}{c} 113\\ 113\\ 123\\ 126\\ 119\\ 117\\ 120\\ 122\\ 118\\ 102\\ 108\\ 106\\ 113\\ 109\\ 105\\ 105\\ 107\\ 104\\ 97\end{array}$	$\begin{array}{c} 1122\\110\\114\\112\\107\\118\\122\\125\\123\\122\\125\\123\\120\\119\\116\\110\end{array}$	$\begin{array}{c} 107\\ 109\\ 111\\ 113\\ 115\\ 106\\ 109\\ 112\\ 113\\ 113\\ 114\\ 115\\ 116\\ 133\\ 132\\ 132\\ 132\\ 132\\ 132\\ 132\\ 132$	$\begin{array}{c} 1117\\ 1117\\ 1127\\ 1223\\ 1223\\ 1222\\ 1223\\ 1225\\ 130\\ 131\\ 133\\ 132\\ 130\\ 128\\ 127\\ \end{array}$	$\begin{array}{c} 140\\ 134\\ 130\\ 133\\ 1409\\ 1399\\ 1399\\ 135\\ 135\\ 137\\ 135\\ 137\\ 139\\ 129\\ 129\\ 131\\ 133\\ 134\\ 134\\ 134\\ 136 \end{array}$	$\begin{array}{c} 153\\ 147\\ 135\\ 140\\ 141\\ 140\\ 141\\ 143\\ 145\\ 139\\ 140\\ 141\\ 144\\ 148\\ 150\\ \end{array}$	$\begin{array}{r} 153\\ 152\\ 154\\ 151\\ 144\\ 152\\ 156\\ 155\\ 156\\ 158\\ 153\\ 150\\ 153\\ 151\\ 150\\ 153\\ 161\\ 160\end{array}$	$\begin{array}{r} 1566\\ 155\\ 165\\ 165\\ 157\\ 154\\ 156\\ 158\\ 156\\ 155\\ 155\\ 156\\ 161\\ 157\\ 154\\ 156\\ 162\\ 163\\ 163\end{array}$	$\begin{array}{c} 1588\\ 163\\ 160\\ 1598\\ 1599\\ 160\\ 1598\\ 1592\\ 147\\ 148\\ 1499\\ 1488\\ 1499\\ 1588\\ 1599\\ 158\end{array}$	$\begin{array}{r} 156\\ 160\\ 152\\ 158\\ 155\\ 158\\ 155\\ 157\\ 160\\ 1552\\ 1552\\ 1552\\ 1552\\ 1552\\ 1552\\ 1557\\ 156\end{array}$	$\begin{array}{c} 153\\ 156\\ 151\\ 145\\ 150\\ 147\\ 148\\ 150\\ 1522\\ 150\\ 148\\ 157\\ 1597\\ 151\\ 148\\ 149\\ 150\end{array}$	

Εικόνα 3.14 Ψηφιοποίηση εικόνας. Πάνω αριστερά παριστάνεται η εικόνα , δεξιά το χωρικό διάγραμμα της κλίμακας του γκρι κατ' αναλογία της φωτεινότητας του κάθε στοιχείου και κάτω η εικόνα σε πίνακα πληροφορίας.

3.2.6. H MEOODOS SYSXETISHS Ψ H Φ IAK Ω N EIKON Ω N (DIGITAL IMAGE CORRELATION aka D.I.C.)

Η τεχνική συσχέτισης ψηφιακών εικόνων, αποτελεί μια σύγχρονη, ταχεία και ακριβή μέθοδο για την μελέτη και εξαγωγή συμπερασμάτων από την επεξεργασία δισδιάστατων και τρισδιάστατων μεταβολών σε εικόνες. Η χρήση της βρίσκει κυρίως εφαρμογές σε μετρήσεις παραμόρφωσης, μετατόπισης, καταπόνησης και optical flow (το πεδίο των μετατοπίσεων των αντικειμένων ή και της επιφάνειας τους). Η μέθοδος αυτή έχει ευρεία εφαρμογών σε πολλούς τομείς της επιστήμης και της μηχανικής (όπως προφανώς και στην εμβιομηχανική) καθώς επίσης και σε μια πληθώρα καθημερινών αντικειμένων όπως το" οπτικό ποντίκι" του υπολογιστή.

Η μέθοδος D.I.C. κάνει χρήση της θεωρίας της Μηχανικής Συνεχούς Μέσου για υπολογίσει την χωρική και επιφανειακή παραμόρφωση του υπό μελέτη δοκιμίου. Βάση αυτής, η καταπόνηση παραμορφωσίμων σωμάτων προσδιορίζεται από την κλίση ή βαθμίδα μετατόπισης (displacement gradient) που αποτελεί μέτρο προσδιορισμού της παραμόρφωσης. Ανάλογα με το είδος της περιγραφής (χωρική περιγραφή - spatial description ή κατά Euler και Υλική περιγραφή- material description ή κατά Lagrange) η βαθμίδα της μετατόπισης γράφεται:

Σε υλική περιγραφή :
$$\frac{\partial U}{\partial x} = lim_{\Delta X \to 0} \frac{\Delta \chi - \Delta X}{\Delta X}$$

Ένα άλλο μέτρο παραμόρφωσης των σωμάτων αποτελεί η διαφορά των τετραγώνων των γραμμικών στοιχείων του σώματος ή αλλιώς γνωστό ως τανυστή της τροπής (strain tensor).

Στην μονοδιάστατη κατάσταση η *τροπή κατά Euler* δίνεται από τον ακόλουθο τύπο:

$$\varepsilon = \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2$$

ενώ σε γενικότερη μορφή το πεδίο των τροπών υπολογίζεται από τις ακόλουθες σχέσεις όπου **u, v , w** οι αντίστοιχες μετατοπίσεις των **x, y , z**

$$\begin{aligned} \varepsilon_{\rm xx} &= \frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm x}} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm x}} \right)^2 + \left(\frac{\partial {\rm v}}{\partial {\rm x}} \right)^2 + \left(\frac{\partial {\rm w}}{\partial {\rm x}} \right)^2 \right] \\ \varepsilon_{\rm yy} &= \frac{\partial {\rm v}}{\partial {\rm y}} + \frac{1}{2} \left[\left(\frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm y}} \right)^2 + \left(\frac{\partial {\rm v}}{\partial {\rm y}} \right)^2 + \left(\frac{\partial {\rm w}}{\partial {\rm y}} \right)^2 \right] \\ \varepsilon_{\rm xy} &= \varepsilon_{\rm yx} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm y}} + \frac{\partial {\rm v}}{\partial {\rm x}} + \left(\frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm x}} \frac{\partial {\rm u}}{\partial {\rm y}} + \frac{\partial {\rm v}}{\partial {\rm x}} \frac{\partial {\rm w}}{\partial {\rm y}} \right) \right] \end{aligned}$$

3.2.6.A. <u>2D-D.I.C.</u>

Για την περίπτωση μελέτης του πεδίου μετατοπίσεων και παραμορφώσεων μιας περιοχής ενός δοκιμίου η οποία κινείται πάνω στα όρια μιας δυσδιάστατης επιφάνειας η τεχνική ψηφιακής συσχέτισης εικόνων καλείται 2D-D.I.C. και αποτελεί την απλουστευμένη μορφή της χρησιμοποιούμενης στην παρούσα εργασία. Για μελέτη δύο διαστάσεων απαιτείται μία μόνο κάμερα και ένα μοτίβο κουκκίδων πάνω στην προς μελέτη επιφάνεια που προβάλλεται στο επίπεδο της εικόνας (είδωλο). Η κάθε κουκίδα αποτελεί ένα " σημείο ελέγχου" του δοκιμίου συνεπώς η κίνηση της κάθε κουκίδας αντιστοιχίζεται άμεσα με την κίνηση της επιφάνειας του προς παρακολούθηση δοκιμίου με τη βοήθεια ενός αλγορίθμου συσχέτισης (ανάλογο με το κριτήριο παρεμβολής) καθιστώντας εφικτό τον υπολογισμό των επιφανειακών μετατοπίσεων και κατ' επέκταση των επιφανειακών παραμορφώσεων. Η δυνατότητα μέτρησης και η ορθότητα της, ώστε να ανταποκρίνεται στον χαρακτηρισμό της ως μια ισχυρής και ακριβής οπτική τεχνική πλήρους πεδίου, βασίζεται στην παραδοχή ότι καθ' όλη τη διάρκεια των μετρήσεων η επίπεδη επιφάνεια του υπό μελέτη δοκιμίου παραμένει παράλληλη με το επίπεδο της εικόνας ενώ και όλες οι μετατοπίσεις εκτός επιπέδου είναι ιδιαίτερα μικρές με αμελητέα επίδραση στις επιφανειακές μετατοπίσεις , (βάση των Chu et al., 1985).



Εικόνα 3.15. Μοτίβο κουκίδων στην επιφάνεια του προς μελέτη δοκιμίου



Εικόνα 3.16. Διάταξη 2D- D.I.C.

Για την ορθή λειτουργία της τεχνικής, καθοριστικό ρόλο ακόμα επιτελεί το μοτίβο των κουκκίδων, ο αριθμός, το μέγεθος, και η απόσταση των οποίων καθορίζει την ποιότητα των αποτελεσμάτων καθώς όπως έχει ήδη αναφερθεί βάση των μετατοπίσεων των εκάστοτε κουκκίδων υπολογίζονται οι επιφανειακές μετατοπίσεις. Η παρακολούθηση των κινήσεων ενός τετραγωνικού συνόλου εικονοστοιχείων , το οποίο ονομάζεται υποπεριοχή, γίνεται βάση του αλγόριθμου συσχέτισης.



Εικόνα 3.17. Η δόμηση της υποπεριοχής - τετραγωνικό σύνολο εικονοστοιχείων

Το μοτίβο των κουκίδων πρέπει να μην είναι επαναλαμβανόμενο ενώ οι ίδιες οφείλουν να έχουν υψηλή αντίθεση συγκριτικά με την επιφάνεια πάνω στην οποία έχουν σχεδιαστεί. Καθώς αυτό είναι πρακτικά αδύνατο να συμβαίνει στην φυσική επιφάνεια ενός αντικειμένου, ο σχεδιασμός του γίνεται με τεχνητό τρόπο (Asundi, 2000). Ο πιο κοινός, αποδεκτός και παράλληλα αποτελεσματικός τρόπος δημιουργίας ενός σχεδίου στιγμάτων, είναι με τη χρήση λευκής και μαύρης ματ βαφής (spray), εξασφαλίζοντας και την απαιτούμενη αντίθεση ενώ με προσεκτική χρήση μπορεί να παρέχει και τις απαραίτητες συνθήκες διασποράς- απόστασής τους,(όπως βάση των Lecompte *et al.*, 2007, προσδιορίστηκε όπως στο ακόλουθο σχήμα).



Εικόνα 3.18 Αποτελεσματικότητα μοτίβου κουκκίδων βάση της μελέτης Lecompte et al. , 2007 [Δ11]

Λόγω εντροπίας τα στίγματα κάθε υποπεριοχής είναι μοναδικά (είναι στατιστικά πρακτικά αδύνατον να έχουμε επανάληψη μιας υποπεριοχής όσο αυξάνεται το μέγεθος της) και ως εκ τούτου το ιδανικό μέγεθος μιας υποπεριοχής καθορίζεται σε (2M+1)x(2M+1) εικονοστοιχεία, όπου **M** σταθερά.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένων, ο αλγόριθμος συσχέτισης "παρακολουθεί" ένα σημείο στην επιφάνεια του δοκιμίου από την ορισμένη ως εικόνα αναφοράς **P** και το αναζητά με σκοπό τον εντοπισμό του στις μεταγενέστερες εικόνες που λήφθηκαν κατά την εξέλιξη του πειράματος, σε μια πιθανώς νέα θέση που εξαρτάται από το πεδίο μετατοπίσεων. Κάθε σημείο **P(x,y)** έχει συντεταγμένες θέσεως x,y (καθώς αναφερόμαστε στην δισδιάστατη τεχνική) και υποτίθεται ότι βρίσκεται στο κέντρο μιας υποπεριοχής. Σε κάθε σημείο αντιστοιχίζεται μια τιμή της έντασης του γκρι (Grey), **I(P(x,y))**, το μέγεθος της οποίας στην εικόνα αναφοράς ταυτίζεται με αυτήν στην παραμορφωμένη κατάσταση **I(P*(x*,y*))**, δηλαδή ισχύει :

$$I(P) = I(x,y)$$

$$I^{*}(P^{*}) = I(x^{*}, y^{*}) = I(x+u(P), y+v(P))$$

I(P)=I(P*)*

Εάν θεωρήσουμε ένα δεύτερο σημείο ονόματι **Q**, διαφορετικό του **P**, το οποίο ανήκει και αυτό στην υποπεριοχή του **P**, και διαθέτει συντεταγμένες **x+dx**, **y+dy** με αντίστοιχη τιμή της έντασης του γκρι **I(Q)** στην αρχική κατάσταση αναφοράς και **I(Q*)** στην μετέπειτα, πιθανώς παραμορφωμένη κατάσταση, η οποία διέπεται - περιγράφεται από τις ακόλουθες σχέσεις:

$$I(Q) = I(x+dx, y+dy)$$

$$I^{*}(Q^{*}) = I(x^{*} + dx^{*}, y^{*} + dy^{*}) = I(x + u(P) + dx^{*}, y + v(P) + dy^{*})$$
$$I(Q) = I^{*}(Q^{*})$$

Οι στοιχειώδεις μετατοπίσεις **dx***, **dy*** συνδέονται με τα **dx** και **dy** αντίστοιχα μέσω των ακόλουθων σχέσεων

$$dx^* = \frac{\partial u}{\partial x} dx + \frac{\partial u}{\partial y} dy + dx$$

$$dy^* = \frac{\partial v}{\partial x} \, dx + \frac{\partial v}{\partial y} \, dy + dy$$

Και εν τέλη προκύπτει ότι :

$$I^{*}(Q^{*})=I(x+u(P)+\frac{\partial u}{\partial x}dx+\frac{\partial u}{\partial y}dy+dx, y+v(P)+\frac{\partial v}{\partial x}dx+\frac{\partial v}{\partial y}dy+dy)$$

Για καλύτερη εποπτεία παρατίθεται η ακόλουθη φωτογραφία που σχηματοποιεί τα άνωθεν προσδιορίζοντας τις θέσεις και τις σχετικές μετατοπίσεις των σημείων **P**, **Q** σε κάποιο "στιγμιότυπο" του πειράματος σε σχέση με την "απαραμόρφωτη" κατάσταση αναφοράς.



Εικόνα 3.19 Οι σχετικές θέσεις των σημείων Ρ, Ο [Δ11]

Μέσω αυτών των εξισώσεων καθιστάτε δυνατός ο προσδιορισμός της νέας θέσης του σημείου **P*** εάν είναι γνωστή η μετατόπιση του σημείου **P** καθώς και η σχετική θέση του **Q**. Αντίστοιχα υπολογίζεται και η νέα θέση του **Q*** για κάθε **Q**. Συνεπώς ο αλγόριθμος συσχέτισης προκειμένου να καταγράψει τη σχετική κίνηση και να αποδώσει την επιφανειακή παραμόρφωση διεκπεραιώνει αυτούς τους υπολογισμούς ακολουθώντας την άνω διαδικασία προσδιορισμού των νέων σημείων όπως φαίνεται στην ακόλουθη φωτογραφία.



Εικόνα 3.20 Υπολογισμός των νέων θέσεων Q* & P* [Δ11]

3.2.6.Β. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ

Όπως είναι εύλογο υπάρχει μια πληθώρα διαφορετικών αλγορίθμων συσχέτισης ψηφιακών εικόνων, η αξιολόγηση των οποίων γίνεται με βάση την αξιοπιστία της ακρίβειας των μετρήσεων συναρτήσει της υπολογιστικής του ταχύτητας καθώς επίσης και της αποτελεσματικότητας του να "αντιμετωπίζει" εξωτερικούς παράγοντες και να παρουσιάζει ένα αποτέλεσμα ανεξάρτητο αυτών. Ο αλγόριθμος θα πρέπει να μπορεί να διαχειριστεί τις παρεμβολές σε επίπεδο υπο-εικονοστοιχείου ενώ επίσης οφείλει να είναι το κατά δύναμη ανεπηρέαστος από αστάθμητους εξωτερικούς παράγοντες, όπως παραδείγματος χάρη, οι αλλαγές του φωτισμού κατά τη διάρκεια του πειράματος.

Η αρχή λειτουργίας του είναι κοινή για τις εκάστοτε μεθόδους. Αρχικά ο αλγόριθμος διαιρεί την εικόνα αναφοράς σε πολλές υποπεριοχές χρησιμοποιώντας ως σημείο αναφοράς το σημείο *P*, που αναφέρθηκε προηγουμένως, στο κέντρο κάθε υποπεριοχής ως "ταυτότητα" προκειμένου να μπορέσει στη συνέχεια να την ταυτοποιήσει μετά την όποια παραμόρφωση. Αντιστοιχίζοντας σε κάθε υποπεριοχή την αντίστοιχη υποπεριοχή της παραμορφωμένης κατάστασης, με αυτό τον τρόπο, σχηματοποιούμε το πλήρες πεδίο των μετατοπίσεων. Όπως έχει προαναφερθεί κάθε υποπεριοχή περιγράφεται από ένα πίνακα διαστάσεων (2M+1)x(2M+1) εικονοστοιχείων, τα στοιχεία του οποίου είναι οι λαμβανόμενες τιμές της κλίμακας του γκρι (που διαβαθμίζεται από το 0-255). Ακολουθεί παράδειγμα ενός τέτοιου πίνακα στο οποίο φαίνεται χαρακτηριστικά η μετατόπιση της υποπεριοχής (επιλεγμένη περιοχή 9 στοιχείων στον αριστερό πίνακα):

0	0	0	255	255	255	O	0	0	D	0	O	0	Z 5	255	255	0	Γ
0	8	0	255	255	255	0	0	0	0	0	0	0	255	255	255	0	
0	8	0	255	255	255	8	0	8	255	255	255	255	255	255	255	255	
Z 55	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	Z 55	255	255	255	
255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	255	
Z 55	255	Z 55	Z 55	Z 55	Z 5	Z 55	Z 55	255	٥	0	٥	0	Z 5	255	Z 55	0	
0	8	0	255	255	255	8	0	0	8	0	0	0	255	255	255	8	
0		0	255	255	255	0	0	8	0	0	0	0	255	255	255		Γ
		0	255	255	255	0	0	0	0	0	0	0	Z 55	255	255	0	Γ

Εικόνα 3.21 Χαρακτηριστικός πίνακας εικονοστοιχείων στον οποίο φαίνεται η μετατοπισμένη θέση της υποπεριοχής κατά την παραμορφωμένη κατάσταση [Δ11]

Για την αποτελεσματική συσχέτιση των υποπεριοχών χρησιμοποιείται ως επί των πλείστων η Μέθοδος των Τετραγωνικών Διαφορών (Sum of Squared Differences aka SSD) η οποία συγκρίνει, στην παραμορφωμένη κατάσταση, την διαβάθμιση του γκρι κάθε εικονοστοιχείου με τα υπόλοιπα μέσω του ορισμού ενός συντελεστή C_{SSD} , ο οποίος δίνεται από τον τύπο:

$$C_{SSD}(x, y, u, v) = \sum_{i=-M}^{M} \sum_{j=-M}^{M} [I(x+i, y+j) - I^{*}(x+u+i, y+v+j)]^{2}$$

Η βέλτιστη συσχέτιση επιτυγχάνεται μέσω της ελαχιστοποίησης του συντελεστή αυτού. Μια εναλλακτική βελτιωμένη μορφή του εν λόγω κριτηρίου- συντελεστή δημοσιεύτηκε από τον Chu το 1985, ο οποίος όρισε το **C** ως :

$$C\left(x, y, u, v, \frac{\partial u}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}, \frac{\partial v}{\partial x}, \frac{\partial v}{\partial y}\right) = \frac{\int_{\Delta M^*} I(x, y) \cdot I^* \left(x + \xi, y + \eta\right) dA}{\sqrt{\int_{\Delta M} [I(x, y)]^2 \, dA \cdot \int_{\Delta M^*} [I^*(x + \xi, y + \eta)]^2 dA}}$$

όπου το **ΔΜ** αναφέρεται στην υποπεριοχή στην εικόνα αναφοράς (απαραμόρφωτη κατάσταση) ενώ το **ΔΜ*** στην παραμορφωμένη κατάσταση. Οι τιμές των μεταβλητών **ξ** και **η** δίνονται από :

$$\xi = \frac{\partial u}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial u}{\partial y} \Delta y + u$$
$$\eta = \frac{\partial v}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial v}{\partial y} \Delta y + v$$

Αρχικά αποδίδονται οι αρχικές τιμές των μεταβλητών **u, v, du/dx, du/dy, dv/dx, dv/dy**, μέσω μιας επαναληπτικής μεθόδου ενώ μέσω μια άλλης, εξετάζονται όλες οι υποπεριοχές της υπό εξέταση υποπεριοχής και εν τέλει η παραμόρφωση καθορίζεται από τις τιμές των άνω μεταβλητών που μεγιστοποιούν τον συντελεστή συσχέτισης **C**, όπως αποδίδεται από την ακόλουθη εικόνα :





Μία παραμόρφωση μιας υποπεριοχής αποδίδεται μέσω κβαντισμένων ποσοτήτων, δηλαδή παίρνει τιμές ακέραιων πολλαπλασίων εικονοστοιχείων, στην περίπτωση όμως που κάτι τέτοιο δεν συμβαίνει χρησιμοποιείται μια αριθμητική μέθοδος παρεμβολής σε επίπεδο υπο-εικονοστοιχείου. Η μέθοδος αυτή δέχεται ως δεδομένα τις τιμές μιας συνάρτησης σε ορισμένα σημεία προσεγγίζει τις τιμές της συνάρτησης σε κάποια άλλα σημεία μεταξύ των δεδομένων σημείων.

3.2.6.Г. <u>3D-D.I.C.</u>

Η τεχνική συσχέτισης ψηφιακών εικόνων σε τρεις διαστάσεις παρουσιάζει, πολλές ομοιότητες με τη δισδιάστατη μέθοδο, όπως ο τρόπος υπολογισμού των μετατοπίσεων μέσω του σχεδιασμού των μαύρων στιγμάτων σε άσπρο υπόστρωμα. Η χρήση δύο cameras είναι απαραίτητη ώστε να είναι δυνατός ο προσδιορισμών των μετατοπίσεων και κατ' επέκταση των παραμορφώσεων στο χώρο. Σαφώς οι χρησιμοποιούμενοι αλγόριθμοι είναι πολυπλοκότεροι και πιο πολυσύνθετοι σε σχέση με την 2D και συνεπώς χρειάζονται κάποια επιπλέον βήματα όπως η απαίτηση βαθμονόμησης (calibration) των καμερών πριν από κάθε πείραμα μέσω συγκεκριμένων calibration panels, ανάλογων με τις απαιτήσεις του εκάστοτε πειράματος. Μια τυπική διάταξη φαίνεται στην εικόνα- σχήμα που ακολουθεί:



Εικόνα 3.23 Απλή διάταξη τρισδιάστατης D.I. C. [Δ11]

Η βαθμονόμηση, όπως αναφέρθηκε, είναι η απαραίτητη διαδικασία κατά την οποία αντιστοιχίζεται κάθε εκάστοτε "ακτίνα" που "επανεκπέμπεται - ανακλάται από το δοκίμιο σε κάποιο συγκεκριμένο σημείο της εικόνας - εξόδου. Οι ακτίνες φωτός που λαμβάνει η camera από το τρισδιάστατο αντικείμενο που βρίσκεται στον τρισδιάστατο χώρο προβάλλονται στη συνέχεια σε ένα επίπεδο "χάνοντας" ουσιαστικά μία διάσταση καθιστώντας έτσι απαραίτητη τη διαδικασία της βαθμονόμησης αφού μέσω αυτής είναι πλέον δυνατή η εξαγωγή ποσοτικών στοιχείων - δεδομένων από την εικόνα. Κατά τη διαδικασία αυτή υπολογίζεται ένα σύνολο παραμέτρων που διαχωρίζονται σε εσωτερικές και εξωτερικές. Οι εξωτερικές παράμετροι καθορίζουν την θέση και τον προσανατολισμό των καμερών σε σχέση με το καθολικό σύστημα συντεταγμένων (3 συντεταγμένες θέσης και 3γωνίες προσανατολισμού). Οι εσωτερικές παράμετροι αναφέρονται στο θεωρητικό μοντέλο που χρησιμοποιείται για την αναπαράσταση των καμερών, όπως είναι η εστιακή απόσταση.

Για τη βαθμονόμηση μιας κάμερας χρειάζεται ένα σύνολο φωτογραφιών, μέσα στο οποίο μπορεί να ανιχνευθεί ένας αριθμός χαρακτηριστικών σημείων με γνωστή θέση στον τρισδιάστατο χώρο, σύμφωνα με τις αρχές της φωτογραμμετρίας. Συνήθως χρησιμοποιούνται μοντέλα δύο διαστάσεων, όπως άκαμπτες επίπεδες επιφάνειες, πάνω στις οποίες εμφανίζονται γεωμετρικά σχήματα γνωστών διαστάσεων (Calibration panels) τα χαρακτηριστικά των οποίων εισάγονται σαν δεδομένα στο πρόγραμμα. Η βαθμονόμηση των καμερών γίνεται βάσει της παρατήρησης αυτών των χαρακτηριστικών σημείων από διαφορετικές γωνίες. Το μέγεθος αυτών των panel εξαρτάται από τις διαστάσεις του υπό μελέτη δοκιμίου και επιλέγεται να είναι περίπου ίσο με το "οπτικό παράθυρο" των καμερών (την "επιφάνεια " που βλέπουν οι κάμερες). Η ακόλουθη εικόνα είναι ένα στιγμιότυπο της οθόνης του υπολογιστή κατά τη διαδικασία του calibration στην οποία φαίνεται το calibration panel μέσω του οποίου γίνεται η βαθμονόμηση. Για την επιτυχή διαδικασία απαιτείται ένας αριθμός φωτογραφιών (συνήθως 7 με 8) στην ίδια απόσταση αλλά σε διάφορετικές γωνίες.



Εικόνα 3.24 Στιγμιότυπο κατά την διαδικασία της βαθμονόμησης στο οποίο φαίνεται το calibration panel

Ο συνδυασμός των ανιχνευμένων δισδιάστατων χαρακτηριστικών με τα τρισδιάστατα δεδομένα, επιτρέπει τον υπολογισμό των παραμέτρων της κάμερας.

Μετά τη διαδικασία της βαθμονόμησης των καμερών, ακολουθεί ο συσχετισμός των δύο καμερών, αφού το υπό μελέτη δοκίμιο τοποθετηθεί μέσα στο οπτικό πεδίο τους. Οι δύο εικόνες που λαμβάνονται από τις δύο κάμερες συσχετίζονται και προσδιορίζονται οι διαστάσεις του αντικειμένου καθώς και η θέση του στο χώρο. Πριν την έναρξη του πειράματος, λαμβάνεται το πρώτο ζεύγος φωτογραφιών το οποίο αντιστοιχεί στην αρχική απαραμόρφωτη κατάσταση. Κατά τη διάρκεια του πειράματος, για να τις συσχετίσει με τις εικόνες αναφοράς και τέλος, με τον τρόπο αυτό, να δημιουργηθεί το τρισδιάστατο πεδίο μετατοπίσεων.

Το πρόγραμμα το οποίο χρησιμοποιήθηκε είναι το INSTRA 4D V4 ενώ οι κάμερες και το hardware της LIMESS .

<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΤΕΤΑΡΤΟ :</u>

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΚΑΙ ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

4.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σύμφωνα με τους P. Kane et al. (Dec. 2014) [B1 εως B4] στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής αντιμετωπίζονται περίπου 250.000 διατροχαντήρια κατάγματα ετησίως (τουλάχιστον μέχρι την μελέτη του 2014) ενώ υπολογίζεται ότι μέχρι το 2040 αυτός ο αριθμός θα έχει διπλασιαστεί. Καθώς τα διατροχαντήρια κατάγματα αποτελούν ιδιαίτερη πρόκληση για τους χειρούργους και λαμβάνοντας υπ' όψη τον αριθμό τους, ήταν φυσικό να δημιουργηθεί ένα μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον για τα εν λόγω κατάγματα με στόχο τον προσδιορισμό της καλύτερης δυνατής λύσης.

Η αντιμετώπιση των διατροχαντήριων καταγμάτων γίνεται μέσω διάφορων τεχνικών οστεοσύνθεσης όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο. Στην παρούσα εργασία στόχος ήταν η καθιέρωση μιας συνδιαστικής τεχνικής ολοκληρωμένου προσδιορισμού των μετατοπίσεων και των παραμορφώσεων του μηριαίου μαζί με την οστεοσύνθεση προκειμένου να αξιολογηθούν οι υπάρχουσες και τυχόν μελλοντικές οστεοσυνθέσεις βάση αξιοκρατικών και αντικειμενικών κριτηρίων. Αυτό θα ήταν εφικτό μέσω ενός υπολογιστικού μοντέλου το οποίο θα χρησιμοποιούσε τα πειραματικά δεδομένα της εν λόγω εργασίας ως βαθμονόμηση. Λόγω δυσκολιών και άλλων παραγόντων η εργασία αυτή περιορίστηκε μόνο στο αρχικό πειραματικό κομμάτι ελέγχοντας κατά πόσο είναι εφικτός και αξιόλογος αυτός ο προσδιορισμός μέσω της χρήσης των εργαλείων των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων και του D.I.C.

Για την υλοποίηση των πειραμάτων, χρησιμοποιήθηκαν 7 ομοιώματα μηριαίου οστού synthetic composite 4th generation femurs medium της SAWBONE με εξομοίωση οστεοπορωτικού οστού με περιεχόμενο (ισοδύναμο σπογγώδους) 12,5 pfc και αυχενοδιαφυσιαίας γωνίας 130 μοιρών. Σε αυτά δημιουργήθηκε πανομοιότυπο (το κατά δύναμην) τεχνητό διατροχαντήριο κάταγμα (ένα δοκιμαστικό , 4 ευσταθή και 2 ασταθή) τα οποία "αντιμετωπίστηκαν" με την οστεοσύνθεση τύπου "Gamma Nail" Stryker (Gamma 3 Ti 11x 180mm /125° & 130°). Τα δοκίμια φορτίστηκαν στην περιοχή της κεφαλής μέσω της μηχανής MTS insight (max load 10 kN , electromagnetical) με τρόπο να προσομοιώνει την μονοποδική στήριξη υπό "οιονεί στατικές συνθήκες" στην κατακόρυφη θέση με την βοήθεια ενός αυτοσχέδιου καλουπιού που σταθεροποιούσε το οστό στην περιοχή των κονδύλων και ενός μέρους της διάφυσης. Η μηχανή ασκούσε μετατόπιση ανά σταθερό χρονικό βήμα και μέσω αυτής, του συστήματος 3D- D.I.C. και της γέφυρας Wheatstone στην οποία ήταν συνδεδεμένα τα ηλεκτρομηκυνσιόμετρα λήφθηκαν μετρήσεις συσχέτισης φορτίου και μετατοπίσεων. Συγκεκριμένα τα πρωτογενή δεδομένα που λήφθηκαν είναι τα εξής:

- 1. Ασκούμενο φορτίο
- 2. Μετατόπιση της τράπεζας του πλαισίου φόρτισης
- 3. Σχετικές μετατοπίσεις- Παραμορφώσεις των σημείων στα οποία είχαν προσκολληθεί τα ηλεκτρομηκυνσιόμετρα (strain gauges)

4. Ψηφιακές φωτογραφίες από το σύστημα 3-D D.I.C.

4.2. ΔΟΚΙΜΙΑ

Τα πειράματα υλοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Αντοχής Υλικών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου Μεταξύ Δεκέμβρη του 2016 και Ιούλιο του 2017. Το πειραματικό πρωτόκολλο περιλάμβανε 7 ομοιώματα αριστερού μηριαίου οστού "synthetic composite 4th generation femurs medium" της εταιρίας SAWBONES με εξομοίωση οστεοπορωτικού οστού με περιεχόμενο (ισοδύναμο σπογγώδους) 12,5 pfc , 130 μοιρών αυχενοδιαφυσιαίας γωνίας στα οποία αρχικά δημιουργήθηκε διατροχαντήριο κάταγμα (ένα δοκιμαστικό , στα 4 πρώτα σταθερό και στα 2 τελευταία ασταθές) σε αυτοσχέδιο οδηγό για επαναληψιμότητα από τον μείζονα προς τον ελάσσονα τροχαντήρα ενώ στη συνέχεια οστεοσυντέθηκαν με την οστευσύνθεση Stryker τύπου Gamma Nail (Gamma 3 Ti 11x 180mm /125° & 130°) μήκος 180 χιλιοστών και διαμέτρου 11χιλιοστών.



Εικόνα 4.1. Φωτογραφία δοκιμίου μαζί με την οστεοσύνθεση αφού έχουν τοποθετηθεί τα strain gauges.



Εικόνα 4.2 Φωτογραφία κατάγματος από την εμπρόσθια μεριά



Εικόνα 4.3 Φωτογραφία οστεοσύνθεσης

Τα δοκίμια χωρίστηκαν σε τρεις ομάδες των δύο δοκιμίων, όπου και ανά δύο ήταν όσο το δυνατόν πανομοιότυπα και οι μετρήσεις του λήφθηκαν την ίδια χρονική περίοδο.

Μηδενικό πείραμα : έλεγχος καλουπιού και διάταξης χωρίς την καταγραφή των δεδομένων ηλεκτρομηκυνσιομέτρων και του D.I.C.

1ο σετ (Δεκέμβρης του '16) : 2 δοκίμια σταθερού κατάγματος με stryker στις 125 μοίρες, χωρίς προφόρτιση έως το φορτίο της αστοχίας και χρήση φορητού ακτινογραφικού

2ο σετ (Απρίλης του '17) : 2 δοκίμια σταθερού κατάγματος με stryker στις 130 μοίρες με προφόρτιση (έως τα 200 N) και επαναφόρτιση έως το φορτίο των 2500 N

30 σετ (Ιούλιος '17) : 2 δοκίμια ασταθούς κατάγματος με stryker στις 130 μοίρες με προφόρτιση έως τα 200N και επαναφόρτιση έως τα 2100N (στην οστεοσύνθεση είχε προστεθεί και η βίδα στο εσωτερικό της ήλωσης που απέτρεπε την στροφή του διαυχενικού κοχλία).

4.3.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Κατά την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας έγινε χρήση του ακόλουθου εξοπλισμού του εργαστηρίου Εμβιομηχανικής του Εργαστιρίου Αντοχής Υλικών του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου :

- Διάταξη της πειραματικής τεχνικής της συσχέτισης ψηφιακής εικόνας 3D-D.I.C., της εταιρείας Limess (κάμερες και λογισμικό ISTRA 4D) (Εύρος του Πεδίου Μέτρησης: 10 mm²- 100 m², Ακρίβεια των μετατοπίσεων: 0,01 pixel, Ακρίβεια των ανηγμένων παραμορφώσεων: 200 μstrains (=0,02%))
- Ηλεκτρομηχανικό πλαίσιο φόρτισης, MTS INSIGHT μέγιστου φορτίου 10 kN, το οποίο ελέγχεται από το λογισμικό Testworks 4. Το συγκεκριμένο πλαίσιο

ενδείκνυται για πειράματα Εμβιομηχανικής. Έχει την δυνατότητα ακριβούς καταγραφής του ασκούμενου φορτίου στο δοκίμιο κάθε χρονική στιγμή μέσω κατάλληλης δυναμοκυψέλης (load cell) η οποία έχει ευαισθησία 0,01N.

- Πλάκες βαθμονόμησης (calibration panels) της εταιρείας Dantec (συγκεκριμένα οι AI-11-BMB_9x9 και AI-20-BMB_9x9)
- Διάταξη στήριξης δοκιμίων (τράπεζα) με ειδική μέγγενη στερέωσης του δοκιμίου
- Αυτοσχέδιο σύνθετο καλούπι μήτρας εποξικής ρητίνης και filler ινών γυαλιού και υαλοϋφάσματος πάχους ενός χιλιοστού το οποίο πλαισιώνονταν από ένα κέλυφος χυτοσίδηρου πάχους 8 χιλιοστών ώστε να στερεωθεί - πακτωθεί το δοκίμιο στην περιοχή των κονδύλων.
- Ηλεκτρομηκυνσιόμετρα (strain gauges)
- Μια γέφυρα Wheatstone καταγραφής δεδομένων
- δύο πηγές λευκού φωτός (προβολείς απαλής διάχυσης)
- Αλφάδια
- σφικτήρα

Επίσης έγινε χρήση αναλώσιμων όπως:

- λευκό και μαύρο ματ spray
- epoxy resin 2 συστατικών
- κόντρα πλακέ για την δημιουργία του καλουπιού
- υαλοϋφάσματος
- λιπαντικά

4.4. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ ΚΑΙ ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΔΟΚΙΜΙΩΝ

Το πρώτο πρόβλημα που θα έπρεπε να αντιμετωπιστεί για την εκκίνηση των πειραμάτων ήταν η στήριξη των δοκιμίων στη μηχανή. Αποφασίστηκε ότι η φόρτιση θα είναι υπό "οιονεί στατικές" συνθήκες προσομοιώνοντας την μονοποδική στήριξη, συνεπώς θα έπρεπε οι κόνδυλοι να εδράζονται σε ένα επίπεδο παράλληλο με τον ορίζοντα (η κατακόρυφη από το βοθρίο της κεφαλής θα έπρεπε να διέρχεται από το μέσο το κονδύλων) και η εμπροσθοπίσθια κλίση της διάφυσης να είναι κάθετη σε αυτό, ενώ το φορτίο να εφαρμόζεται σημειακά μέσω μιας επίπεδης επιφάνειας (παράλληλης με τον ορίζοντα και με το επίπεδο έδρασης των κονδύλων) στην σφαιροειδή κεφαλή του επιτρέποντας τρεις βαθμούς ελευθερίας κίνησης κάθετα στη διεύθυνση φόρτισης.

Για το σκοπό αυτό κατασκευάστηκε ένα χυτευτό διαιρούμενο καλούπι από εποξική ρητίνη και υαλοΰφασμα όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως. Αρχικά κατασκευάστηκε ένα ξύλινο ορθογώνιο πλαίσιο το οποίο έφερε μια εγκοπή για να τοποθετηθεί σε αυτό το ομοίωμα του μηριαίου (όπως φαίνεται στην εικόνα) και το οποίο αλείφθηκε με αυτοσχέδιο λιπαντικό (με βάση το πράσινο σαπούνι) που δεν αντιδρούσε χημικά με τη ρητίνη. Η ρητίνη αναμείχθηκε με σκληρυντή σε αναλογία όγκων 2:1 και χρειάστηκαν 24 ώρες για την στερεοποίησή της.



Εικόνα 4.4 1) κατασκευή καλουπιού από κόντρα πλακέ 2)τοποθέτηση μέσω αλφαδιών του δοκιμίου μέσα στο αρχικό καλούπι και χύτευση της ρητίνης με το υαλούφασμα 3) χύτευση του δεύτερου μισού του τελικού καλουπιού μετά την σκλήρυνση του πρώτου και 4,5)τελικό καλούπι

Η ρητίνη έκανε εξώθερμη αντίδραση και είχε περίοδο πήξης 24 ώρες συνεπώς χρειάστηκαν 3 αποτυχημένες προσπάθειες μέχρι την κατασκευή του τελικού καλουπιού (καθώς μεταβαλλόταν ο όγκος της από την υγρή μορφή στη στερεά ήταν δύσκολο να προβλεφθεί ακριβώς το επιθυμητό σημείο όπου μόνο σε αυτό το διαιρούμενο καλούπι θα ήταν λειτουργικό (εύκολη εισαγωγή και εξαγωγή του δοκιμίου χωρίς περιθώρια κίνησής του). Για την προάσπιση του καλουπιού κατασκευάστηκε και ένα εξωτερικό μεταλλικό κέλυφος από χυτοσίδηρο πολύ μεγάλου μέτρο ελαστικότητας σε σχέση με το καλούπι αλλά και το δοκίμιο και πάχους άνω των 8 χιλιοστών ώστε στα πλαίσια των φορτίων που ασκήθηκαν λόγω της μεγάλης του στιβαρότητας το όλο σύστημα εξωκελύφους - καλουπιού και δοκίμιο μέσα στο καλούπι να θεωρούνται και να είναι ουσιαστικά απαραμόρφωτα.



Εικόνα 4.5 καλούπι και εξωκέλυφος τελική μορφή



Εικόνα 4.6. εφαρμογή του δοκιμίου



Εικόνα 4.7. τελική μορφή καλουπιού- δοκιμίου

Το καλούπι με το δοκίμιο στερεώθηκαν μέσω μιας ειδικής τράπεζας- μέγγενης στην μηχανή MTS. Αξίζει να σημειωθεί ότι τέθηκε το ερώτημα της χρήσης λιπαντικού στην άνω επιφάνεια για την εξάλειψη όσο το δυνατών παρασιτικών φορτίων κάθετων στη διεύθυνση κίνησης- επιβαλλόμενης μετατόπισης λόγω τριβών. Μετά από το πρώτο πείραμα κρίθηκε ότι κάτι τέτοιο είναι μη αναγκαίο καθώς η επιρροή της (τριβή) μπορεί να θεωρηθεί ασήμαντη (η μεθοδολογία εξαγωγής αυτού του συμπεράσματος θα αναλυθεί στη συνέχεια).



Εικόνα 4.8. Η στερέωση του δοκιμίου στο πλαίσιο φόρτισης

Η πειραματική διαδικασία ξεκινούσε με την ονομασία του κάθε δοκιμίου και την φωτογράφισή τους. Τα δοκίμια ερχόντουσαν έτοιμα μετά την επέμβαση από τους ιατρούς για να κολληθούν τα strain gauges και να βαφτούν ώστε να ετοιμαστούν για το πείραμα.

Τα gauges τοποθετήθηκαν τόσο στην επιφάνεια του οστού όσο και στο εσωτερικό τουστην επιφάνεια της οστεοσύνθεσης. Αυτά που τοποθετούνταν στην επιφάνεια του οστού φλοιού στα σταθερά κατάγματα ήταν : στον ελάσσων τροχαντήρα κάτω από τον αυχένα και ακριβώς κάτω από την τομή του κατάγματος για να ελεγχθεί εάν και πότε έρχονται σε επαφή τα κατεαγότα άκρα και ποια η παραμόρφωση του φλοιού εκεί, στην εμπρόσθια επιφάνεια του οστού στο 1/3 περίπου της διατροχαντήριας απόστασης κοντά στον ελάσσων τροχαντήρα -κάτω ακριβώς από την τομή και πάνω από την κεφαλή της βίδας σταθεροποίησης στην μέση περίπου της διάφυσης ,όπως φαίνεται στην παρακάτω φωτογραφία.



Εικόνα 4.9 Τοποθέτηση εξωτερικών gauges

Στα ασταθή διατροχαντήρια κατάγματα καθώς λείπει τμήμα του ελάσσων τροχαντήρα το τελευταίο gauge παραλήφθηκε (όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί) καθώς κλινικά επειδή δεν υπάρχει επαφή των κατεαγότων δεν υπάρχουν φαινόμενα προάσπισης της οστεοσύνθεσης ώστε να παραληφθούν φορτία από το φλοιό και όλο το φορτίο διοχετεύεται στην οστεοσύνθεση.

Η "καινοτομία" αυτής της εργασίας ήταν η πρόσθεση "εσωτερικών μετρητικών" δηλαδή η εφαρμογή gauges στην επιφάνεια της οστεοσύνθεσης στο εσωτερικό του οστού παίρνοντας πληροφορίες- μετρήσεις και από το εσωτερικό του. Η εφαρμογή τους είχε πολλές τεχνικές δυσκολίες κατά την εξέλιξη των πειραμάτων. Αρχικά διανοίχτηκε ένα αυλάκι στην άκρη του σπειρώματος του διαυχενικού ήλου και κολλήθηκε εκεί το gauge. Στην συνέχεια, μετά την διεξαγωγή των πειραμάτων παρατηρήθηκε στροφή της κεφαλής γύρω από τον άξονα του διαυχενικού κοχλία χωρίς να είμαστε απόλυτα σίγουροι αν η στροφή ήταν στον κοχλία ως προς την ενδομυελική ήλωση ή στην κεφαλή ως προς τον κοχλία ώστε να διαπιστωθεί αν οι μετρήσεις αντιστοιχούν σε θλίψη ή κάμψη ή κάποιο συνδυασμό των δύο (για παράδειγμα η θλίψη έχει ίδια επιφανειακή συμπεριφορά με την κάμψη ενός προβόλου στο κάτω του μέρους όπου έχουμε θλίψη θετικής ίνας καθώς και στις δύο αυτές περιπτώσεις το δοκίμιο

σε αυτό το σημείο βραχύνεται) αποφασίστηκε να τοποθετηθεί και δεύτερο gauge παράλληλο με το πρώτο σε γωνία 90 ° που θα αντιστοιχούσε στην ουδέτερη ίνα - άξονα ώστε να επιτευχθεί ο διαχωρισμός.



Εικόνα 4.10 Τοποθέτηση gauge στην άκρη του ήλου μετά από τρόχισμα των σπειρών του. Καθώς ο ήλος είναι κούφιος το καλώδιο διέρχεται από το εσωτερικό του και βγαίνει από πίσω

Δυστυχώς λόγω τριβής στην διεπιφάνεια ήλου και εσωτερικού του οστού καθώς αυτός στη συνέχεια βιδωνόταν στο οστό ενώ λόγω δυσκολίας την επανάληψης της διαδικασίας και για λόγους περιορισμού του κόστους (καθώς το φορτίο των 2500 N στην όλη διάταξη δεν ήταν αρκετό για να διαρρεύσει η οστεοσύνθεση της οποίος το κόστος ξεπερνούσε τα 780 ευρώ σε μερικά πειράματα επαναχρησιμοποιήθηκαν οι ίδιοι ήλοι και οστεοσυνθέσεις) δεν ήταν επιτυχείς όλες οι μετρήσεις καθ όλη τη διάρκεια των πειραμάτων από αυτά τα gauges καθώς κοβόντουσαν τα ευπαθή καλώδια τους.

Τέλος στα ασταθή κατάγματα προστέθηκε ένα ακόμα gauge στον διαυχενικό κοχλία στο κάτω του μέρος ακριβώς πριν από την οπή που έφερε η ενδομυελική ήλωση από την οποία και διερχόταν (στην ένωση των στελεχών). Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως αναμενόταν να έχουμε μεγαλύτερες παραμορφώσεις στην οστεοσύνθεση σε σχέση με τα σταθερά, όπως φαίνεται στην ακόλουθη φωτογραφία.

Τα gauges που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα KFG-02-120-C1-11 (gauge length: 0,2mm, gauge factor : 2,22) για της μετρήσεις πάνω στα μέλη τιτανίου (ήλοι) και τα KFG-5-120-C1-11 (gauge length: 0,5mm, gauge factor : 2,10) για της μετρήσεις πάνω στα πολυμερή (επιφάνεια του οστού).



Εικόνα 4.11 Επιπλέον gauge πάνω στον διαυχενικό κοχλία στην ένωση των στελεχών στα ασταθή κατάγματα

Το επόμενο βήμα αποτελούνταν από το στήσιμο και το καλυμπράρισμα του συστήματος του 3D- D.I.C.. Οι δύο κάμερες ,ανάλυσης 1624 x 1234 pixels, τοποθετούνταν κατάλληλα πάνω σε τρίποδο, σχηματίζοντας μεταξύ τους γωνία περίπου 40° ούτος ώστε να βελτιστοποιείται η απόδοσή τους. Καθώς το δοκίμιο ήταν μακρόστενο, οι κάμερες στήνονταν κατακόρυφα προκειμένου η μεγάλη διάσταση να αντιστοιχεί στα 1624 pixels. Οι κάμερες επικοινωνούσαν μέσω καλωδίων μεταξύ τους αλλά και με υπολογιστή με εγκατεστημένο λογισμικό (ISTRA 4D).



Εικόνα 4.12 στήσιμο 3D- D.I.C. σχετική θέση των καμερών και τα καλώδια επικοινωνίας με τον υπολογιστή και μεταξύ τους.

Η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, οι κυριότεροι από τους οποίους είναι ο φωτισμός και η εστιακή απόσταση. Και οι δύο αυτοί παράμετροι ρυθμίζονται έτσι ώστε να επιτευχθεί το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Η εστιακή απόσταση ρυθμίζεται μέσω την εστίασης της εκάστοτε κάμερας ξεχωριστά πάνω στο δοκίμιο μέσω της απόστασης του προσοφθάλμιου φακού ενώ η φωτεινότητα μέσω του εμβαδού του διαφράγματος της κάμερας. Επιπλέον για τον επαρκή φωτισμό του δοκιμίου χρησιμοποιήθηκαν δύο πηγές λευκού φωτός, ώστε το αποτέλεσμα να μην επηρεάζεται από τυχαίες εξωτερικές μεταβολές του φωτισμού.

Προκειμένου να εφαρμοστεί η μέθοδος της ψηφιακής συσχέτισης, όπως έχει προαναφερθεί, απαραίτητο είναι το βάψιμο των δοκιμίων, όπου μετά την απομάκρυνσή τους από τη μηχανή, αρχικά βάφονταν λευκά και στη συνέχεια πάνω στο άσπρο υπόστρωμα σχεδιάζονταν μαύρες κουκίδες κάποιου επιθυμητού μεγέθους ώστε να υπάρχει μεγάλη αντίθεση ως προς το λευκό. Ο προσδιορισμός του μεγέθους (η διάμετρος της κουκίδας) υπολογίστηκε βάση του οπτικού παραθύρου μήκους **L** και ύψους **h** μέσω μιας εκ των ακόλουθων εξισώσεων:

 $\alpha = \frac{3[pixel]x L[mm]}{1624}$ $\boldsymbol{\beta} = \frac{3[pixel]x h[mm]}{1234}$

Είναι προφανές ότι οι τιμές των **α** και **β** θα πρέπει να είναι περίπου ίσες (καθώς στην περίπτωσή μας οι κάμερες ήταν στραμμένες κατακόρυφα για να αντιστοιχίσουμε τη μεγάλη διάσταση στην κατακόρυφη ουσιαστικά τα **L** και **h** είχαν αντιμετατεθεί στους τύπους).



Εικόνα 25 Δοκίμιο μετά τη διαδικασία βαψίματος. Φαίνεται το σχέδιο των μαύρων κουκίδων στο άσπρο φόντο

Για τη βαθμονόμηση των καμερών για τις σειρές πειραμάτων 1 και 2 επιλέχθηκε ως η κατάλληλη πλάκα βαθμονόμησης, η Calibration Panel *AI -11- 9x9_BMB*, ενώ για το τελευταίο πείραμα επιλέχθηκε η *AI -20- 9x9_BMB* (για κάποιο λόγο η βαθμονόμηση με την 11 ήταν πολύ πιο "φτωχή" σε σχέση με τα προηγούμενα πειράματα και δοκιμάστηκε η 20 η οποία έδωσε πολύ καλύτερο συντελεστή), η οποίες τοποθετούνταν σε τέτοια απόσταση από τις κάμερες όση είναι και η απόσταση μεταξύ των καμερών και του δοκιμίου. Η πλάκα φωτογραφιζόταν υπό διάφορες γωνίες με αποτέλεσμα να προκύπτει ο συντελεστής σφάλματος (residuum) από το λογισμικό, ο οποίος έπρεπε την λήψη τιμής εντός ενός συγκεκριμένου εύρους.

Το δοκίμιο επανατοποθετούνταν με προσοχή στη τράπεζα στο πλαίσιο φόρτισης στην ίδια ακριβώς θέση όπου ήταν κατά τη διαδικασία εστίασης της κάμερας για την εκκίνηση του πειράματος αφού πρώτα ακολουθούσε η διαδικασία επιλογής σημείων αναφοράς και συσχέτισής τους στις δύο κάμερες και η λήψη της πρώτης φωτογραφίας στην αφόρτιστη απαραμόρφωτη κατάσταση ως εικόνα αναφοράς όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα.



Εικόνα 26 Φωτογράφιση του δοκιμίου πριν την εκκίνηση του πειράματος ως εικόνα αναφοράς και απόδοση χρωματοκλίμακας ώστε να προσδιοριστεί η επιφάνεια του δοκιμίου στην οποία θα μπορούμε να έχουμε μετρήσεις

Όλα τα πειράματα υλοποιήθηκαν με έλεγχο της επιβαλλόμενης μετατόπισης (displacement control) υπό οιονεί σταθερές συνθήκες (quasi-static). Ο ρυθμός επιβολής της μετατόπισης ήταν ίσος με **0.4 mm/min.** Η επιβαλλόμενη κατακόρυφη μετατόπιση της τραβέρσας της μηχανής καθώς και η ασκούμενη δύναμη καταγράφονται μέσω του λογισμικού **Testworks 4** ενώ σε μερικά πειράματα συνδέθηκε και το **Istra 4D** με το πλαίσιο φόρτισης ώστε να απλοποιηθεί ο συσχετισμός των δύο τεχνικών. Ταυτόχρονα μέσω της συνδεδεμένης γέφυρας Wheatstone γινόταν καταγραφή των δεδομένων των gauges κατά τη διάρκεια του πειράματος ανά δευτερόλεπτο. Η συνδεσμολογία - αντιστοίχιση κάθε καναλιού σε μετρούμενο μέγεθος αν και σε γενικές γραμμές ήταν κοινή, δεν ήταν ίδια σε όλα τα πειράματα η σύνδεση ήταν:

- channel 0 : displacement (max 50mm)
- channel 1 : load (max 5000N)
- channel 2 : εσωτερικό gauge στον ήλο (άνω θέση)
- channel 3 : εσωτερικό gauge στον ήλο (θέση στις 90 °- πλάγια θέση)
- channel 4 : εξωτερικό gauge στον φλοιό στον ελάσσονα τροχαντήρα
- channel 5 : εξωτερικό gauge στον φλοιό στην εμπρόσθια θέση
- channel 6: εξωτερικό gauge στον φλοιό πάνω από την κεφαλή του ήλου σταθεροποίησης



Η γέφυρα που χρησιμοποιήθηκε ήταν η TDS-530 Data Logger

Εικόνα 4.15 γέφυρα α όψη





Όπως έχει αναφερθεί και σε προηγούμενη ενότητα, η γέφυρα είναι ένα μετρητικό σταθερού ρεύματος που προσδιορίζει άγνωστες αντιστάσεις μέσω την σύγκρισή τους με κάποια γνωστή μέσω της καταγραφής των μετρούμενων τάσεων. Η μετατροπή από ρεύματα και διαφορά τάσης σε δύναμη και μετατόπιση γίνεται μέσω μιας σταθεράς ονόματι "coeff" η οποία προκύπτει από τον τύπο :

όπου **gf** ο gauge factor. Μετά τον προσδιορισμό της σταθεράς και την εισαγωγή της στο σύστημα, αφού πρώτα έχει γίνει η συνδεσμολογία, γνωρίζοντας σε ποιο κανάλι βρίσκεται τι, και ορίζοντας τις αντίστοιχες παραμέτρους και τις ανώτατες τιμές, επιλέγεται το όνομα του αρχείου στο οποίο θα αποθηκευτούν τα δεδομένα του πειράματος και μηδενίζονται οι αρχικές τιμές.

Αξίζει να σημειωθεί ότι για την καταγραφή των δεδομένων της τεχνικής 3D- D.I.C. μέσω του προγράμματος Istra4D, μετά την λήψη της πρώτης φωτογραφίας πριν την εκκίνηση του πειράματος ως εικόνα αναφοράς (reference step) και για έλεγχο των σημείων τα οποία αναγνωρίζει το λογισμικό ως σημείων αναφοράς, καθώς ο αριθμός φωτογραφιών ανά πείραμα είναι προκαθορισμένος (ο αριθμός καθορίζεται από το μέγεθος της διαθέσιμης προσωρινής μνήμης του λογισμικού) έπρεπε να γίνει μια εκτίμηση της χρονικής διάρκειας του πειράματος προκειμένου να υπολογιστούν τα χρονικά διαστήματα ανά τα οποία θα γινόταν λήψη φωτογραφίας. Καθώς η μηχανή μας εφήρμοζε μετατοπίσεις ενώ το πείραμα γινόταν βάση μέγιστου φορτίου που προσομοίωνε την μονοποδική στήριξη (άνω των 2100 Ν στα ασταθή και 2500 Ν στα σταθερά) η διάρκεια του πειράματος ήταν συνάρτηση της στιβαρότητας του δοκιμίου. Συνεπώς καθώς ο αριθμός των διαθέσιμων φωτογραφιών κυμαίνεται από 250 περίπου έως 300 (στα πειράματά μας ήταν γύρω στις 250) και ο ρυθμός επιβολής της μετατόπισης ήταν 0,4 mm / min με μέγιστη κατακόρυφη μετατόπιση τα 50 mm, στο πρώτο σετ πειραμάτων το χρονικό διάστημα από φωτογραφία σε φωτογραφία ορίστηκε σε 11 και σε 9 sec ενώ πλέον από το δεύτερο σετ στο δεύτερο δοκίμιο, καθώς υπήρχε πλέον μια εικόνα για τη χρονική εξέλιξη του, το διάστημα αυτό μειώθηκε σε 5 sec. (στα ασταθή κατάγματα δυστυχώς δεν προβλέφθηκε σωστά η χρονική διάρκεια του πειράματος και το διάστημα μεταξύ κάθε φωτογραφίας παρέμεινε 5 sec, συνεπώς χρειάστηκαν περισσότερα του ενός αρχεία - σετ φωτογραφιών για την κάλυψη του πειράματος).

Μετά το πρώτο σετ πειραμάτων (δηλαδή μετά τα 2 πρώτα δοκίμια) αποφασίστηκε ότι μια διαδικασία προφόρτισης και αποφόρτισης σε ένα φορτίο περί το 10 % του ανώτατου (ορίστηκε στα 200 N) θα έδινε καλύτερα αποτελέσματα καθώς το τριφασικό μας υλικό το οποίο αποτελούνταν από 4 ανεξάρτητα μέλη των οποίων οι σχέσεις τριβής και πάκτωσης του ενός στο άλλο ήταν αναμφίβολες και συνεπώς τα αποτελέσματα θα ήταν συναρτήσει παρασιτικών φαινομένων σχετικής κίνησης αυτών, μία προφόρτιση θα μπορούσε να βελτιώσει αυτή την εικόνα εξαλείφοντας σε ένα βαθμό τις όποιες μικροκινήσεις των μελλών μεταξύ τους.

Τέλος στην πρώτη σειρά δοκιμίων έγινε και μια αποτυχημένη προσπάθεια καταγραφής της κίνησης της οστεοσύνθεσης και παρατήρησης του κλινικού φαινομένου "cut out" (το φαινόμενο κατά το οποίο ο ήλος "τρώει" το σπογγώδες μέχρι να τερματήσει στο φλοιώδες και να το διατρήσει) μέσω της χρήσης ακτινογραφιών, η οποία εγκαταλείφθηκε στη συνέχεια καθώς δεν είχε την απαιτούμενη ευκρίνεια για την εξαγωγή συμπερασμάτων.

4.5. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΠΡΩΤΟΓΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, οι μετρήσεις καταγράφηκαν σε ηλεκτρονικό υπολογιστή μέσω των λογισμικών **TestWorks4** της μηχανής και **Istra4D** του 3D-D.I.C. και ακολούθησε η επεξεργασία τους για την εξαγωγή πρωτογενών δεδομένων.

4.5.Α. ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΓΕΦΥΡΑΣ

Πρώτο στάδιο της επεξεργασίας των δεδομένων των πειραμάτων ήταν μετά από την διεξαγωγή κάθε ενός ξεχωριστά να γίνεται συγκέντρωση των αρχείων των μετρήσεων της δύναμης και της μετατόπιση της μηχανής καθώς και τις παραμορφώσεις των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων από την γέφυρα και η επεξεργασία μέσω του Excel και του origin. Στόχος ήταν η συσχέτιση του ασκούμενου φορτίου με την επιβαλλόμενη κατακόρυφη μετατόπιση και τις παραμορφώσεις των gauges.

4.5.Β. ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ D.I.C.

Κατά τη διάρκεια του πειράματος οι φωτογραφίες του δοκιμίου αποθηκεύονταν στον ηλεκτρονικό υπολογιστή ενώ μετά το πέρας του, ήταν δυνατή η επεξεργασία τους μέσω του προγράμματος **Istra4D**. Μέσω της συσχέτισης των σημείων (αυτόματη ή χειροκίνητη) που πραγματοποιείται επιλέγοντας στο αρχικό ζεύγος φωτογραφιών (reference step) έναν αριθμό κουκίδων ίσο των χωρίων που έχει χωριστεί το δοκίμιο, το πρόγραμμα υπολογίζει τον αριθμό των σημείων - στιγμάτων που δύναται να συσχετίσει δημιουργώντας μια χρωματοκλίμακα, η επιφάνεια της οποίας υποδεικνύει το εύρος της πληροφορίας που μπορεί να ανακτηθεί (την επιφάνεια που δύναται να υπάρχουν μετρήσεις) ενώ η χρωματοκλίμακα αποτελεί την δισδιάστατη απεικόνιση των θέσεων των στιγμάτων στο χώρο.

Στην ακόλουθη εικόνα φαίνεται η αρχική φωτογραφία (reference step) στην οποία έχει γίνει χωρισμός της υπό εξέτασης περιοχής σε 4 χωρία μέσω πολυγώνων, όπου κάθε ένα εξ αυτών φέρει ένα σημείο συσχέτισης , δηλαδή ένα σημείο το οποίο αντιστοιχίζεται αυτόματα ή χειροκίνητα στην αντίστοιχη εικόνα της άλλης κάμερας. Πάνω από την φωτογραφία δημιουργείται μια έγχρωμη επιφάνεια κάποια χρωματοκλίμακας η κάλυψη της οποίας εξαρτάται από τους διάφορους προαναφερθείς παράγοντες , το σωστό calibration και την σταθερά που έχει προκύψει από αυτό, τον χωρισμό των πολυγώνων και την επιλογή των σημείων. Η συγκεκριμένη χρωματοκλίμακα δεν χρησιμοποιήθηκε καθώς χαρακτηρίστηκε ως "φτωχή" λόγω της μικρής κάλυψής της , δηλαδή την αδυναμία μέτρησης σε μεγάλη περιοχή της επιφάνειας όπου θα θέλαμε να έχουμε μετρήσεις.



Εικόνα4.17 χωρισμός του δοκιμίου σε περιοχές και επιλογή σημείων συσχέτισης για την εμφάνιση της χρωματοκλίμακας



Εικόνα 4.18 Εμφάνιση της χρωματοκλίμακας κατά την πρώτη επεξεργασία των εικόνων. Πολύ μεγαλύτερη κάλυψη σε σχέση με την " αποτυχημένη" προηγούμενη προσπάθεια

Το πρόγραμμα μετά από αυτό το στάδιο υπολόγιζε τις απόλυτες και σχετικές θέσεις των κηλίδων - σημείων στο χώρο για κάθε ζεύγος φωτογραφιών καθ΄ όλη τη διάρκεια του πειράματος. Συγκρίνοντας κάθε εικόνα σε σχέση με την εικόνα αναφοράς (η οποία ήταν η αρχικά ορισμένη, παρ΄ όλα αυτά μπορούσε να επιλεγεί οποιαδήποτε άλλη εικόνα έχοντας

την δυνατότητα σύγκρισης και εξαγωγής των μεγεθών αυτών σε δύο οποιεσδήποτε φάσεις του πειράματος) ήταν εφικτός ο προσδιορισμός των πεδίων μετατοπίσεων και παραμορφώσεων στον χώρο αλλά και σε κάθε ένα εκ των αξόνων ξεχωριστά.

4.5.Γ. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΠΡΩΤΟΓΕΝΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ (ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ) ΑΠΟ ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ D.I.C.

Αντικείμενο μελέτης της εν λόγω εργασίας ήταν ο προσδιορισμός της συμπεριφοράς του συστήματος καταγματικό οστό - οστεοσύνθεση, συνεπώς ως μετρητικά μεγέθη αυτής, πέραν της στιβαρότητας και των επιφανειακών παραμορφώσεων (στα οποία σημειακά χρησιμοποιήθηκαν τα gauges και η γέφυρα), με τη χρήση του D.I.C., έγινε δυνατός ο προσδιορισμός των μετατοπίσεων όχι μόνο του φλοιού αλλά και της πολύ σημαντικής σχετικής μετατόπισης των κατεαγότων ακρών συναρτήσει του φορτίου. Για την καλύτερη εποπτεία και εξαγωγή των ζητούμενων μεγεθών ορίστηκαν δύο διαφορετικά συστήματα αναφοράς : ένα με άξονα να ταυτίζεται με την διεύθυνση κίνησης της τραβέρσας του πλαισίου φόρτισης (προκειμένου να έχουμε μετρήσεις της μετατόπισης της κεφαλής σε αυτή τη διεύθυνση για την εξαγωγή του μέτρου στιβαρότητας , τον έλεγχο της αναγκαιότητας ή μη της χρήσης λιπαντικού, την οριζόντια μετατόπιση στην επιφάνεια της άνω τράπεζας και τον έλεγχο των μετρητικών μεταξύ και για καλυμπράρισμα των χρόνων συσχετισμό τους καθώς αυτά τα μεγέθη υπάρχουν και από την γέφυρα) και έναν με τον Οχ να βρίσκεται πάνω στο επίπεδο του κατάγματος στην διεύθυνση της φοράς τομής του οστού (προκειμένου να μελετήσουμε την σχετική μετατόπιση των κατεαγότων ακρών). Οι υπόλοιπες διαστάσεις προέκυπταν από την ορθοκανονικότητα του ευκλείδιου χώρου ενώ η τρίτη διάσταση, Oz, προφανώς ταυτιζόταν στα δύο συστήματα αναφοράς.

Για την διασταύρωση των μετρήσεων και την μελέτη της κίνησης της οστεοσύνθεσης και του οστού ως σύνολο λήφθηκε στο όσο το δυνατόν ανώτερο τμήμα του οστού που να φέρει χρωματοκλίμακα ένα πολύγωνο και λήφθηκαν οι μετατοπίσεις στους 3 άξονες, με τον Οχ να έχει την διεύθυνση του νήματος της στάθμης.



Εικόνα 4.19 Διακρίνεται με κάποια δυσκολία η επιλογή του πολυγώνου στην περιοχή της κεφαλής στον ύψος της χρωματοκλίμακας στο χρώμα κίτρινο περί το 0

Παρακάτω παρατίθεται ο σχεδιασμός του συστήματος αναφοράς με τον Οχ να ταυτίζεται με την προβολή του επιπέδου του κατάγματος ενώ στο βάθος αριστερά φαίνεται το νήμα της στάθμης που κρεμάστηκε στην άνω τράπεζα για τον προσδιορισμό της κατακόρυφης και τον ορισμό του άλλου συστήματος αναφοράς. Ο σχεδιασμός τους έγινε με σχετική ακρίβεια με την βοήθεια ενός χάρακα.

Για τον υπολογισμό της σχετικής μετατόπισης των κατεαγότων, ορίστηκαν ,μέσω του συστήματος, 6 πολύγωνα - μικρές περιοχές εκατέρωθεν του κατάγματος σε όσο το δυνατόν μικρότερη και σταθερή απόσταση από αυτό (περίπου 1 εκατοστού) όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα. Το σύστημα είχε τη δυνατότητα να παρέχει εκ των υστέρων οποιονδήποτε αριθμό μετρητών είτε σε μορφή σημείων, είτε γραμμής, είτε επιφάνειας σε όλη την επιφάνεια που έφερε χρωματοκλίμακα. Για τον υπολογισμό της σχετικής κίνησης των ακρών για τα 6 αυτά πολύγωνα λήφθηκαν οι μέσες απόλυτες μετατοπίσεις της επιφάνειας τους κατά τους άξονες *x*, *y*, *z*. Η επιλογή των πολυγώνων έναντι των σημείων προτιμήθηκε για μεγαλύτερη ακρίβεια και κυρίως για την εξασφάλιση όσο το δυνατών μετρήσεις καθ΄ όλη της διάρκεια του πειράματος αφού κάθε πολύγωνο περιείχε τουλάχιστον ένα σημείο. Τα πολύγωνα αυτά έπρεπε να βρίσκονται μέσα στη χρωματοκλίμακα και να φέρουν στο εσωτερικό τους κηλίδες των επιθυμητών



Εικόνα 4.20 Ορισμός άξονα παράλληλο με την καταγματική γραμμή και σχεδιασμός πολυγώνων ως μετρητές. Καθώς η χρωματοκλίμακα απουσιάζει από της περιοχή που θα θέλαμε ιδανικά να τοποθετήσουμε το πολύγωνο poly6 αναγκαστήκαμε να το ορίσουμε πιο μακρυά. Ο σχεδιασμός και οι θέσεις τους προσδιορίζονταν με τη βοήθεια ενός χάρακα πάνω στην οθώνη ενώ στη συνέχεια μετά το σχεδιασμό τους χρησιμοποιούνταν γραμμές μετρητές για την ακριβέστερη μέτρηση. Πιθανές μεγάλες αποκλίσεις όπου ήταν δυνατόν διορθώνονταν ενώ οι γραμμές καθώς δεν είχαν κάποια άλλη χρηστικότητα συνήθως διαγράφονταν.

Για τον υπολογισμό των σχετικών μετατοπίσεων και την παρατήρηση της αλλαγής στην γεωμετρία του κατάγματος, πάρθηκαν οι διαφορές των μετατοπίσεων των ζευγών poly1poly2, poly3-poly4, poly5-poly6, ενώ με τη βοήθεια του προγράμματος Excel και OriginPro 8 έγινε δυνατός ο συσχετισμός αυτών με τα δεδομένα της γέφυρας και κατά συνέπεια του φορτίου. Βάση αυτών των δεδομένων σχεδιάστηκαν τα διαγράμματα τα οποία συσχέτιζανπαρουσίαζαν τη σχέση δύναμης - μετατόπισης κατά κύριο λόγο στους δύο άξονες, ενώ εξετάστηκε και η στροφή ως προς τον άξονα του διαυχενικού ήλου.

Για την εξαγωγή των δευτερογενών μεγεθών χρειάστηκαν να γίνουν κάποιες παραδοχές απλοποιήσεις- θεωρήσεις εντός των πλαισίων των σφαλμάτων. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως στις θέσεις των "σημείων" ελέγχου σχεδιάστηκαν πολύγωνα (τετράπλευρα κυρίως αλλά και πεντάπλευρα) μικρού εμβαδού. Για τον προσδιορισμό των γωνιών τα πολύγωνα θεωρήθηκαν ότι είχαν πολύ μικρό εμβαδό το οποίο εκφυλιζόταν σε σημείο ώστε να μπορέσει να οριστεί η απόσταση δύο πολυγώνων - σημείων. Κατά την μέτρηση λοιπόν της απόστασης των πολυγώνων - σημείων αναφοράς οριζόταν μια ευθεία μέσω του προγράμματος *Istra4D* η οποία είχε τα άκρα της "διαισθητικά" στα γεωμετρικά κέντρα των πολυγώνων. Για τον προσδιορισμό επίσης των γωνιών τα πολύγωνα είχαν όσο το δυνατόν μεγαλύτερη απόσταση για την ελαχιστοποίηση του σφάλματος, χρησιμοποιήθηκαν δηλαδή πολύγωνα με απόσταση τουλάχιστον 45mm προκειμένου να μπορέσει να αγνοηθεί και η παραμόρφωση του σώματος λόγω του φορτίου (για τη σχετική κίνηση των κατεαγότων ακρών, στην μέτρηση της γωνίας χρησιμοποιούνταν τα πολύγωνα poly2-poly4, poly1-poly3 τα οποία απείχαν απόσταση 45-48mm κατά κύριο λόγω ενώ σε συνθήκες μέγιστου φορτίου η αλλαγή της μεταξύ τους απόστασης δεν ξεπερνούσε τα 0,2 mm συνεπώς κρίθηκε ότι μπορούσε να αγνοηθεί. Στην περίπτωση στροφής περί τον άξονα του κοχλία που η παραμόρφωση ήταν μεγαλύτερη και οι αλλαγές στον άξονα των Oz ήταν μικρές, η παραμόρφωση λήφθηκε υπόψη.

Τα δεδομένα του D.I.C. λήφθηκαν με χρονικά βήματα 4, 5, 9 και 11 δευτερολέπτων. Στα δεδομένα του D.I.C. μετριέται η μετατόπιση συναρτήσει του χρόνου η οποία βάση κοινής εκκίνησης των μετρητικών και με τη βοήθεια την επαλήθευσης κάποιων κοινών μεγεθών με τη γέφυρα (η χρονική στιγμή όπου προσεγγίζεται το μέγιστο φορτίο της προφόρτισης των 200 Ν και η εκκίνηση της αποφόρτισης), με σχετική ακρίβεια η οποία αυξάνεται όσο μειώνεται το χρονικό βήμα, μπορεί να επιτευχθεί χρονική συσχέτιση μεταξύ τους, αντιστοιχίζοντας το φορτίο στην μετρούμενη από το D.I.C. μετατόπιση - παραμόρφωση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ ΠΕΜΠΤΟ :

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Μετά τη συλλογή των πρωτογενών δεδομένων ακολούθησε η επεξεργασία τους προκειμένου να δημιουργηθούν τα διαγράμματα δύναμης μετατόπισης και παραμόρφωσης για τον προσδιορισμό της στιβαρότητας αλλά και της αλλαγής της γεωμετρίας του κατάγματος που ποσοτικοποιείται σε μοίρες συναρτήσει του φορτίου.

Αρχικά έγινε συλλογή όλων των τιμών που παρείχε η γέφυρα και των μετατοπίσεων των πολυγώνων αναφοράς στους 3 άξονες και μετά μέσω του προγράμματος excel έγινε συσχέτιση, δια μέσω των χρόνων και των κοινών μετατοπίσεων, της μετατόπισης με το φορτίο.

Καθώς υπήρξαν διαφοροποιήσεις τόσο στα δοκίμια όσο στα μετρητικά και τη διαδικασία δεν είναι η εφικτή η ομαδοποίηση των και η εξαγωγή στατιστικών μεγεθών, παρά η μελέτη και σύγκριση ανά δύο που αποτελούταν η κάθε σειρά πειραμάτων. Για το λόγω αυτό η παρουσίαση των αποτελεσμάτων θα γίνει ανά δύο δοκίμια της κάθε σειράς ξεχωριστά κάνοντας αναφορά στις εκάστοτε αλλαγές και ιδιαιτερότητες του κάθε ενός.
5.1. ΣΕΙΡΑ ΠΡΩΤΗ

Τα δύο πειράματα της πρώτης σειράς έλαβαν χώρα στις 6 Δεκεμβρίου του 2016 και αποτελούνταν από δύο σταθερά κατάγματα. Σε αυτή τη σειρά έγινε φόρτιση των δοκιμίων χωρίς προφόρτιση άνω των 3000N έως ότου επέλθει θραύση. Η αυχενοδιαφυσιαία γωνία του οστού ήταν 130° ενώ της οστεοσύνθεσης 125°. Ο ρυθμός φόρτισης, που παρέμεινε σταθερός για όλα τα πειράματα, ορίστηκε στα 0,4mm/min ενώ το μέγιστο φορτίο στα 5KN και η μέγιστη μετατόπιση στα 50mm.

Σε αυτή τη σειρά υπήρχε μόνο ένα gauge στην άκρη του ήλου ενώ έλλειπε ο κοχλίας σταθεροποίησης του διαυχενικού κοχλία ως προς την ενδομυελική ήλωση που αποτρέπει την στροφή χωρίς να εμποδίζει την οπισθολίσθηση.

5.1.Α. Δοκίμιο 1ο



Εικόνα 5.1. Σειρά 1 Δοκίμιο1

Το δοκίμιο 1 έφτασε μέχρι το φορτίο των 3133 N όπου και στη συνέχεια προκλήθηκε αστοχία τύπου εγκάρσιου διαφυσιαίου κατάγματος στην περιοχή του σταθεροποιητικού κοχλία στο μέσο της διάφυσης.

Στο πείραμα αυτό το D.I.C. λάμβανε φωτογραφίες ανά 9 δευτερόλεπτα.

Στο φορτίο των 2500 N υπήρξε μετατόπιση της τραβέρσας κατά 10,16mm ενώ στα 2100 N - 8,856 mm.

Αρχικά παρατίθεται το διάγραμμα ασκούμενης δύναμης - μετατόπισης (παρατηρούμε ικανοποιητική συμφωνία μετρούμενων τιμών γέφυρας και μηχανής) μέσω του οποίου είναι δυνατή η εξαγωγή του μέτρου στιβαρότητας.



Διάγραμμα 5.1.Α.1.

Παρατηρούμε ότι η σχέση του φορτίου με τη μετατόπιση αρχικά έχει εκθετική μορφή και στη συνέχεια γίνεται κατά διαστήματα γραμμική. Οι ασυνέχειες αυτές στο διάγραμμα μπορεί να οφείλονται σε τυχόν ατέλειες της τοποθέτησης της οστεοσύνθεσης μέσα στο οστό, την σχετική κίνηση της οστεοσύνθεσης μέσα στο οστό έως ότου ξαναέρθουν σε επαφή και συνεχίσει εκ νέου να παραλαμβάνει φορτίο, την σταδιακή καταστροφή του σπογγώδους έως ότου φτάσει ο ήλος στον φλοιό, τον συνδυασμό όλων αυτών ή κάποια άλλα λιγότερο πιθανά ενδεχόμενα. Η εξαγωγή από αυτό το διάγραμμα ενός μέτρου στιβαρότητας δεν αποτελεί "λαμπρή" επιλογή εάν δεν εξαλειφθούν αρχικά οι ασυνέχειες (πράγμα που αντιμετωπίζεται στη συνέχεια σε ικανοποιητικό βαθμό με τη βελτίωση της μεθόδου και την εισαγωγή προφόρτισης), παρ΄όλα αυτά ένα μέτρο στιβαρότητας για εποπτικούς λόγους θα υπολογιζόταν στα **279 N/mm**. Εαν κάνουμε τον διαχωρισμό του διαγράμματος σε τρεις περιοχές μετατόπισης (0 -7 χιλιοστά, 7-9 χιλιοστά, 9-11,65) τότε τα δύο γραμμικά πιο αντιπροσωπευτικά μέτρα στιβαρότητας στα οποία δεν επηρεάζουν οι ασυνέχειες και έχοντας μια πιο ακριβή εικόνα υπολογίζονται στα **406 N/mm** και **363 Ν/mm αντίστοιχα.**

Η σχέση δύναμης- μετατόπισης είναι γνωστό ότι πρέπει να έχει σημείο εκκίνησης την αρχή των αξόνων. Στην αυτόματη εκλογή της γραμμής τάσης ως πρωτοβάθμια- γραμμική εξίσωση δεν παρατηρούμε ως αφετηρία το μηδέν αλλά απεναντίας η γραμμή τέμνει τον άξονα των Ογ στο σημείο -408. Αυτό είναι αποδεκτό καθώς εκ των πραγμάτων η περιγραφή της συμπεριφοράς μέσω μιας γραμμικής σχέσης δεν είναι η βέλτιστη και γίνεται ,όπως αναφέρθηκε για εποπτικούς λόγους, προκειμένου να εξαχθεί ένα μέτρο στιβαρότητας. Καθώς αυτό αποτελεί την κλίση του διαγράμματος θεωρήθηκε προτιμότερο η γραμμή τάσης να προσεγγίζει καλύτερα την κλίση της καμπύλης και κατ΄ επέκταση του μέτρου στιβαρότητας παρά να έχει αρχή εκκίνησης το 0 παρουσιάζοντας σαφώς μικρότερη κλίση.

Στη συνέχεια παρατίθενται οι σημειακές μετρήσεις της παραμόρφωσης που λήφθηκαν από τα strain gauges, τα οποία τοποθετήθηκαν σε όλα τα δοκίμια όσο το δυνατόν σε ταυτόσημες θέσεις, με τη βοήθεια της γέφυρας συναρτήσει του φορτίου.

Στο δοκίμιο 1 της σειράς 1 τοποθετήθηκαν : ένα εσωτερικό gauge στον ήλο και τέσσερα εξωτερικά, ένα πάνω από την κεφαλή της βίδας στην διάφυση, ένα κάτω από τον αυχένα ακριβώς κάτω από το επίπεδο της τομής (ελάσσονα τροχαντήρα) και δύο στο εμπρόσθιο και το οπίσθιο μέρος του οστού κάτω ακριβώς από το επίπεδο της τομής του κατάγματος όπως έχει περιγραφεί σε προηγούμενο κεφαλαίο.

Τα διαγράμματα των δύο gauges στην εμπρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια του οστού συναρτήσει του φορτίου παρατίθενται στο ακόλουθο διάγραμμα.



Διάγραμμα 5.1.Α.2.

Τα gauges παρουσιάζουν θετικές τιμές όταν βρίσκονται υπό εφελκυστικά φορτία, δηλαδή όταν επιμηκύνονται ενώ αποδίδουν αρνητικές τιμές όταν βρίσκονται υπό θλίψη, δηλαδή όταν βραχύνονται. Παρατηρούμε ότι σε γενικές γραμμές τα δύο gauges παρουσιάζουν σχετικά παρόμοια ποιοτική συμπεριφορά με μικρές τιμές παραμόρφωσης. Μέχρι τα 1300 Ν περίπου εμφανίζουν την μέγιστη θετική παραμόρφωση (επιμήκυνση πιθανώς λόγω της κάμψης προς τα αριστερά) ενώ στη συνέχεια η κλίση γίνεται αρνητική και για διαφορετικές τιμές (1460 N για τον οπίσθιο και 2094 N για τον εμπρόσθιο) επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση μέχρι να συνεχίσουν να θλίβονται λαμβάνοντας αρνητικές τιμές μέχρι το ανώτατο φορτίο. Παρατηρούμε ότι στο φορτίο των 2150 N συμβαίνει κάποιο γεγονός και η κλίση της καμπύλης γίνεται μεγαλύτερη δηλαδή εμφανίζεται μια στιβαρότερη συμπεριφορά. Το εμπρόσθιο gauge επανέρχεται στο μηδέν ενώ το οπίσθιο διατηρεί μία παραμένουσα παραμόρφωση (βραχυνόμενο) κατά 80μstrain βέβαια όχι σε μηδενικό φορτίο αλλά στα 570 N καθώς για κάποιο λόγο δεν έχουμε μετρήσεις κατά την πλήρη αποφόρτιση.

To gauge κάτω από τον αυχένα όπως ήταν αναμενόμενο εμφάνισε αρνητικές τιμές μετά το φορτίο των 1400 N περίπου όπου αρχίζει η επαφή των φλοιών. Μετά τα 2120 N παρατηρείται μια γραμμική εκτόξευση της παραμόρφωσης έως το μέγιστο φορτίο που φτάνει τα 2886 μstrain στο φορτίο των 3133 N.



Διάγραμμα 5.1.Α.3.

Παρατηρείται δεκαπλάσια παραμόρφωση σε αυτό το σημείο σε σχέση με τα δύο προηγούμενα, αναμενόμενα καθώς από ένα φορτίο και έπειτα επέρχεται επαφή των φλοιών στο σημείο αυτό, ενώ μέχρι αυτό το φορτίο το σημείο παραμένει ελεύθερο παραμορφώσεων. Παρατηρούμε και σε αυτόν τον αισθητήρα μια απότομη μεταβολή περί το φορτίο των 2130-2150 Ν όπως και στους δύο προηγούμενους με αντίστροφη όμως επενέργεια.

Το τελευταίο εξωτερικό gauge τοποθετήθηκε στον φλοιό ακριβώς πάνω από την κεφαλή του σταθεροποιητικού ήλου από την δεξιά μεριά στη φορά της κατακορύφου-διάφυσης (την πλευρά αντίθετα κατά την οποία κάμπτεται το δοκίμιο). Ακολουθεί το διάγραμμα φορτίου -παραμόρφωσης για το σημείο αυτό.



Διάγραμμα 5.1.Α.4.

Και εδώ βλέπουμε θετικές τιμές παραμόρφωσης όπως είναι λογικό λόγο της κάμψης καθώς κείται στην περιοχή όπου βρίσκεται υπό εφελκυστικά φορτία. Το διάγραμμα παρουσιάζει ίδια ποιοτική συμπεριφορά με το διάγραμμα στιβαρότητας του δοκιμίου εμφανίζοντας τις ίδιες ασυνέχειες στα ίδια σημεία (1300-1400 N και στα 2150 N). Αξίζει να σημειωθεί ότι η παραμόρφωση αυτή των 2299 μstrain ήταν η μέγιστη που καταγράφηκε από τα gauges ενώ στο σημείο αυτό επήλθε η αστοχία.

Τέλος παρατίθεται το διάγραμμα του φορτίου-παραμόρφωσης στο εσωτερικό του οστού και πάνω στην άκρη του διαυχενικού κοχλία στην περιοχή του σπειρώματος.



Διάγραμμα 5.1.Α.5.

Παρατηρούμε ότι τα φορτία στον ήλο αρχικά είναι θλιπτικά (οι τιμές παραμόρφωσης είναι σχεδόν αμελητέες) ενώ μετά, καθώς η παραμόρφωση παίρνει θετικές τιμές, ο ήλος στο σημείο αυτό αρχίζει να κάμπτεται. Βέβαια οι πολύ μικρές αρνητικές τιμές δεν αποκλείεται να είναι και παρασιτικά φορτία ή, καθώς είναι στα όρια της διακριτικής ικανότητας του οργάνου (-6 μstrain), και απλά σφάλμα του οργάνου με άμεσο επακόλουθο να είναι σε θέση να αγνοηθούν λόγω των μετέπειτα τιμών που λαμβάνει η παραμόρφωση. Παρατηρείται και εδώ η εμφάνιση των ασυνεχειών στα φορτία των 1300 - 1400 N και 2150N. Δυστυχώς λόγω τεχνικών δυσκολιών που έχουν περιγραφεί προηγουμένως το ηλεκτρομηκυνσιόμετρο δεν λειτούργησε έως το πέρας του πειράματος και έφτασε μέχρι το φορτίο των 2802 N στο οποίο εμφάνισε παραμόρφωση 1035 μstrain. Εμφανίζεται αρκετή παραμόρφωση στο σημείο αυτό παρά το γεγονός ότι αντιστοιχεί σε μεταλλικό στέλεχος και όχι σε πολυμερές όπως τα υπόλοιπα gauges.

Με τη χρήση του D.I.C. αρχικά έγινε έλεγχος για την αναγκαιότητα ή μη της χρήσης λίπανσης στην διεπιφάνεια οστού - τράπεζας για την εξάλειψη παρασιτικών διατμητικών και καμπτικών φορτίων . Με την επιλογή πολυγώνου πλησίον της τράπεζας και άξονα Ux παράλληλο με την επιφάνεια της τράπεζας με κατεύθυνση προς τα δεξιά βρέθηκαν οι μετατοπίσεις της κεφαλής συναρτήσει της τράπεζας. Η επιλογή του πολυγώνου φαίνεται στο ακόλουθο στιγμιότυπο της οθόνης του υπολογιστή.



Εικόνα 5.2. στιγμιότυπο σχεδιασμού πολυγώνου



Διάγραμμα 5.1.Α.6.

Πράγματι παρατηρείται ομαλή κίνηση της κεφαλής προς τα αριστερά με πολύ καλή γραμμική συμπεριφορά. Συνεπώς η χρήση λιπαντικού κρίνεται μάλλον μη αναγκαία καθώς η τριβή δεν προσθέτει αθέμιτες ασυνέχειες (σε αντίθετη περίπτωση όπου θα

παρατηρούνταν "πριονωτές" περιοχές με την τριβή να εμποδίζει την ολίσθηση έως μια οριακή τιμή της και στη συνέχεια να υπάρχει ολίσθηση μέχρι να σταματήσει λόγω τριβής "και πάει λέγοντας").

Στην συνέχεια παρατίθενται τα αποτελέσματα από το D.I.C. συσχετισμένα με την γέφυρα μέσω χρόνου(η μέθοδος και η επιλογή των σημείων - πολυγώνων έχει περιγραφεί προηγουμένως) προκειμένου να ελεγχθεί η συμπεριφορά του κατεαγότων ακρών μέσω της αλλαγής της μεταξύ τους γωνίας. Στην ακόλουθη φωτογραφία παρουσιάζονται τα 3 σημεία ελέγχου στα οποία μετρούνται οι σχετικές απομακρύνσεις. Αρνητικές τιμές εμφανίζονται όταν τα σημεία πλησιάζουν μεταξύ τους δηλαδή το "χάσμα κλείνει" ενώ θετικές, στην αντίθετη περίπτωση, όταν η μεταξύ τους απόσταση μεγαλώνει με συνέπεια την απομάκρυνσή τους (σε περίπτωση που δεν υπάρχει σχετική μετατόπιση τότε η απόσταση παραμένει σταθερή στην περιοχή του μηδέν).



Εικόνα 5.3. Περιοχές ελέγχου



Διάγραμμα 5.1.Α.7

Παρατηρούμε ότι οι περιοχές 1 και 2 πλησιάζουν με τον ίδιο ρυθμό μέχρι το φορτίο των 1350 N περίπου ενώ αντίθετα η περιοχή 3 στον μείζον τροχαντήρα απομακρύνεται με εμφανή την ύπαρξη στροφής. Σε αυτό το φορτίο περίπου εμφανίζονται και στα διαγράμματα της γέφυρας οι ασυνέχειες- ανωμαλίες, ειδικά στο gauge κάτω από τον αυχένα, από αυτό το φορτίο και έπειτα αρχίζουν οι μετρούμενες παραμορφώνεις, ενώ και μέσω του D.I.C. εκεί προσδιορίζεται και η επαφή των φλοιών. Στην συνέχεια η περιοχή 1 συνεχίζει να πλησιάζει μέχρι το μέγιστο φορτίο αλλά με πολύ πιο αργό ρυθμό (πιθανότατα αυτό οφείλεται στην παραμόρφωση του φλοιού- στοιχεία που ταιριάζουν με τα δεδομένα της γέφυρας), η περιοχή δύο παραμένει σχεδόν ανεπηρέαστη (τα gauges σε αυτό το σημείο περίπου έχουν πολύ μικρές τιμές παραμόρφωσης) ενώ τέλος η τρίτη περιοχή αρχίζει να πλησιάζει πάλι προς την αρχική της απόσταση (πιθανά ενδεχόμενα είναι η θέση του του ενδομυελικού ήλου που εξέχει και δεν αφήνει το άνω άκρο στην περιοχή του μείζον τροχαντήρα να κινηθεί περαιτέρω, του φαινομένου "cut out", η οπισθολίσθηση σε κάποιο μικρό βαθμό ή και κάποιος συνδιασμός αυτών).

Φαίνεται ότι η άνω επιφάνεια του κατάγματος παραμορφώνεται αρκετά και σε συνδυασμό με κάποιες ακόμα δυσκολίες της μεθόδου D.I.C. στο εν λόγω πείραμα, η μέτρηση της γωνίας συναρτήσει του φορτίου δεν ήταν εφικτή. Εποπτικά όμως παρατίθεται το διάγραμμα την σχετικής θέσης των αρχικά σχεδόν παράλληλων καταγματικών επιφανειών στο μέγιστο φορτίο των 3130 Ν περίπου (η τελική θέση των σχετικά μετατοπισμένων γραμμών που αρχικά ήταν παράλληλες μεταξύ τους και με το κάταγμα). Οι γραμμές line 1 line 2 διέρχονται από τα πολύγωνα ελέγχου 1,5 και 3 και 2, 6 και 4 αντίστοιχα. Και εδώ φαίνεται η στροφή αλλά και η παραμόρφωση της άνω επιφάνειας.



Εικόνα 5.4. Αναπαράσταση κίνηση κεφαλής συναρτήσει της διάφυσης



Διάγραμμα 5.1.Α.8

5.1.Β .Δοκίμιο 2ο



Εικόνα 5.5 Σειρά 1 Δοκίμιο 2

Το δοκίμιο 2 έφτασε μέχρι το φορτίο των 3520 Ν όπου και στη συνέχεια προκλήθηκε αστοχία τύπου κατάγματος "V κατά Evans" στην περιοχή του μείζονα τροχαντήρα.

Στο πείραμα αυτό το D.I.C. λάμβανε φωτογραφίες ανά 9 δευτερόλεπτα.

Στο φορτίο των 2500N παρατηρείται μετατόπιση της τραβέρσας κατά 6,52 mm ενώ στα 2100N - 5,858 mm



Παρατίθεται το διάγραμμα φορτίου μετατόπισης, κοινό για την γέφυρα και τη μηχανή.

Διάγραμμα 5.1.Β.1.

Στο δεύτερο δοκίμιο οι μετρήσεις της μηχανής και της γέφυρας είναι πλέον ταυτόσημες ενώ το δοκίμιο 2 εμφανίζεται εμφανώς στιβαρότερο σε σχέση με το πρώτο και με διαφορετική συμπεριφορά, δεν εμφανίζεται αρχικά η εκθετική συμπεριφορά, απουσιάζουν οι ασυνέχειες ενώ διακρίνονται δύο γραμμικές περιοχές (ενδεχομένως και μια μικρή τρίτη μετά τα 3250N). Το μέτρο στιβαρότητας του υπολογίζεται στα **437** *N/mm* ενώ με τον διαχωρισμό της καμπύλης σε δύο γραμμικές περιοχές, πριν και μετά τα 850 N (3,72 mm displacement) παίρνουμε δύο τιμές του μέτρου **227** *N/mm* και **572** *N/mm*.

Το δεύτερο δοκίμιο της σειράς "1" ήταν πανομοιότυπο με το πρώτο συνεπώς ακολουθεί η παράθεση των αντιστοίχων διαγραμμάτων, εκκινώντας με τα εμπροσθοπίσθια gauges.



Διάγραμμα 5.1.Β.2.

Στο διάγραμμα αυτό παρατηρούμε σχετικά μικρές τιμές παραμόρφωσης ιδίως μέχρι τα 1000 N, για το λόγο αυτό εμφανίζονται και οι καμπύλες "μη ομαλές". Στο δοκίμιο 2, αν και η διαδικασία παραγωγής και μέτρησης του ήταν πανομοιότυπη με το δοκίμιο 1, παρατηρούνται μεγάλες διαφοροποιήσεις τόσο ποσοτικές όσο και ποιοτικές. Εδώ οι παραμορφώσεις εμφανίζονται αντίθετες σε σχέση με το δοκίμιο 1, με τον εμπρόσθιο να βραχύνεται και τον οπίσθιο να επιμηκύνεται ενώ μετά τα 3000N να είναι και οι δύο υπό εφελκυσμό. Αξίζει να αναφερθεί ότι κάπου μεταξύ 2000 και 2200N αλλάζει η αρνητική κλίση και των δύο αισθητήρων παρουσιάζοντας κοινό "trend" το οποίο έχει εκκινήσει από τα 1500 N ήδη αλλά μέχρι εκείνο το φορτίο είχαν τελείως αντιδιαμετρική συμπεριφορά. Στην περιοχή του ελάσσονα τροχαντήρα το δεύτερο δοκίμιο εμφανίζει πανομοιότυπη συμπεριφορά με το πρώτο, παραμένοντας απαραμόρφωτο μέχρι το φορτίο των 850 Ν περίπου και στη συνέχεια αρχίζει να βραχύνεται ομαλά. Αν και αρχίζει να παραμορφώνεται πολύ νωρίτερα η κλίση παραμένει μεγαλύτερη με αποτέλεσμα η τελική παραμόρφωση στο μέγιστο φορτίο να είναι σχεδόν η μισή σε σχέση με το πρώτο δοκίμιο.



Διάγραμμα 5.1.Β.3.

Στη συνέχεια βλέπουμε και το τελείως διαφορετικό διάγραμμα στην περιοχή της διάφυσης. Παρατηρούμε ότι σε αυτό το δοκίμιο δεν εμφανίζεται επιμήκυνση στο σημείο αυτό αλλά απεναντίας οι παραμορφώσεις προκαλούν βράχυνση. Πιθανότατα αυτός είναι και ο λόγος που δεν επήλθε αστοχία στη διάφυση σε αυτό το δοκίμιο (η απουσία των μεγάλων καμπτικών φορτίων). Αποτελεί το μοναδικό εκ των 6 δοκιμίων που παρουσιάζει τέτοια συμπεριφορά και τα αίτια αυτού είναι υπό διερεύνηση.



Διάγραμμα 5.1.Β.4.

Τέλος παρατίθεται και το διάγραμμα από το στην άκρη του ήλου. Δυστυχώς και εδώ το gauge "έγραψε" μόνο μέχρι τα 732 N, φορτίο πολύ μικρό σε σχέση με το φορτίο που μας απασχολεί καθώς μέχρι αυτό το φορτίο τα περισσότερα μέρη του δοκιμίου παραμένουν απαραμόρφωτα ή εμφανίζουν πολύ μικρές μη υπολογίσιμες παραμορφώσεις, με συνέπεια να μην μπορεί να εξαχθεί κάποιο σαφές συμπέρασμα. Στο φορτίο των 730 N παρουσιάζει τη μισή παραμόρφωση σε σχέση με το πρώτο δοκίμιο, εικόνα που ταιριάζει με τη συνολική συμπεριφορά του δοκιμίου , αν και μέχρι τα 600 N η συμπεριφορά του δεν είναι σταθερή και εμφανίζεται ποιοτικά αντίθετη από το πρώτο.



Διάγραμμα 5.1.Β.5.

Με τη χρήση του D.I.C. αρχικά πάρθηκε μια μέτρηση επαλήθευσης. Καθώς η τραβέρσα έχει σταθερό ρυθμό μετατόπισης 0,4 χιλιοστά / λεπτό η σχέση αριθμού φωτογραφίας που με τη μετατόπιση θα πρέπει να είναι γραμμική. Πράγματι παρατηρούμε κάτι τέτοιο από το διάγραμμα ενώ η μετατόπιση κατά το μέγιστο φορτίο του πλησιέστερου σημείο του δοκιμίου που μπορεί να μετρήσει το D.I.C. στην άνω τράπεζα είναι σε συμφωνία με τις μετρήσεις της μηχανής και της γέφυρας.



Διάγραμμα 5.1.Β.6.

Σε αντίθεση με τη σχέση της μετατόπισης η σχέση του φορτίου συναρτήσει του αριθμού φωτογραφίας - χρόνου, δεν είναι κατ' ανάγκη γραμμική αλλά εξαρτάται από το μέτρο στιβαρότητας.



Διάγραμμα 15.1.Β.7

Στη συνέχεια μετρήθηκαν με τον ίδιο τρόπο οι σχετικές μετατοπίσεις των πολυγώνων στα σημεία ελέγχου για την μελέτη της εξέλιξης του κατάγματος συναρτήσει του φορτίου. Και εδώ είναι εμφανής η στροφή της κεφαλής.



Διάγραμμα 5.1.Β.8.

Παρατηρούμε ότι αρχικά το κάταγμα "κλείνει" στην περιοχή του ελάσσων τροχαντήρα με σταθερό ρυθμό μέχρι το φορτίο των 850 N όπου και έχουμε την εκκίνηση των παραμορφώσεων σε αυτή την περιοχή (από το διάγραμμα του gauge στην περιοχή αυτή) ενώ η απόσταση στη μεριά του μείζονα να παραμένει σχεδόν ανεπηρέαστη. Μετά το σημείο αυτό της επαφής των φλοιών η απόσταση των σημείων ελέγχου στην περιοχή 1 σχεδόν σταθεροποιείται (η περεταίρω μείωση της απόστασής τους - μισό χιλιοστό στα επόμενα 2800 N έναντι 2 χιλιοστών στα πρώτα 850 N οφείλεται στην παραμόρφωση των φλοιών), ενώ στην περιοχή 2 σχεδόν σταθεροποιείται και εκεί, μέχρι τα 1500 N όπου αρχίζει και απομακρύνεται, σαν να περιστρέφεται αριστερόστροφα το άνω άκρο περί την περιοχή 1.

Τέλος παρουσιάζεται η γωνιακή μετατόπιση του άνω κατεαγότος άκρου συναρτήσει του κάτω (έχουν γίνει κάποιες προσεγγίσεις που έχουν αναφερθεί σε προγενέστερο κεφάλαιο, οι τιμές αυτές δεν είναι απόλυτα ακριβείς αλλά καθώς η μεθοδολογία είναι κοινή αποσκοπούν στην ποιοτική σύγκριση των δοκιμίων). Το διάγραμμα έρχεται σε συμφωνία με αυτό των σχετικών απομακρύνσεων καθώς η μικρή κλίση στην αρχή του διαγράμματος (μέχρι τα 850 Ν περίπου που αντιστοιχεί στην επαφή των φλοιών) εμφανίζεται ο μεγαλύτερος ρυθμός στρέψης, ο οποίο σταθεροποιείται μέχρι τα 2000 Ν περίπου και μετά φθίνει.



Διάγραμμα 5.1.Β.9.

Το δοκίμιο 2 σε γενικές γραμμές εμφανίστηκε στιβαρότερο σε σχέση με το 1 ίσως λόγω και της νωρίτερα επαφής των φλοιών που η οποία έγινε και λίγο πιο ομοιόμορφα.

5.2. ΣΕΙΡΑ ΔΕΥΤΕΡΗ

Τα δύο πειράματα της δεύτερης σειράς έλαβαν χώρα στις 7 και στις 10 Απριλίου του 2017 και αποτελούνταν από δύο σταθερά κατάγματα. Σε αυτή τη σειρά έγινε φόρτιση των δοκιμίων έως τα 200 N (προφόρτιση), επήλθε αποφόρτιση και στη συνέχεια επαναφόρτιση έως τα 2500N χωρίς να επέλθει θραύση. Η αυχενοδιαφυσιαία γωνία του οστού ήταν 130° όπως και της οστεοσύνθεσης 130°. Ο ρυθμός φόρτισης, που παρέμεινε σταθερός στα 0,4mm/min ενώ το μέγιστο φορτίο στα 5KN και η μέγιστη μετατόπιση στα 50mm.

Σε αυτή τη σειρά προστέθηκε και δεύτερο gauge στην άκρη του ήλου παράλληλα με το πρώτο και σε γωνία 90° ενώ έλλειπε ο κοχλίας σταθεροποίησης του διαυχενικού κοχλία ως προς την ενδομυελική ήλωση που αποτρέπει την στροφή χωρίς να εμποδίζει την οπισθολίσθηση. Η προσθήκη του δεύτερου gauge σε αυτή τη θέση αποσκοπούσε στο να "διαλευκανθεί" αν υπάρχει στροφή του ήλου γύρω από τον άξονά του και να εξεταστεί η το αίτιο των παραμορφώσεων, αν είναι αξονικές τάσεις ή καμπτικά φορτία καθώς από τα διαγράμματα της πρώτης σειράς δεν ήταν εύκολη η εξαγωγή συμπερασμάτων. Ακόμα αφαιρέθηκε το οπίσθιο gauge από την περιοχή του κατάγματος.

Αξίζει να σημειωθεί ότι στο δεύτερο δοκίμιο έγινε επαναφόρτιση μετά την ολοκλήρωση του πειράματος μέχρι τα 5000 Ν χωρίς να παρατηρηθεί αστοχία.

5.2.Α.Δοκίμιο 1



Εικόνα 5.6 Σειρά 2 Δοκίμιο 1

Στο δοκίμιο αυτό στο φορτίο των 2500 N σημειώθηκε παραμόρφωση 4,932 mm ενώ στα 2100 N -4,268 mm.

Στο πείραμα αυτό το D.I.C. λάμβανε φωτογραφίες ανά 11 δευτερόλεπτα.

Αρχικά έγινε έλεγχος συμφωνίας των δεδομένα της γέφυρας με τις μετρήσεις της μηχανής για επαλήθευση αλλά και ταυτοποίηση των χρόνων. Με χαρά οι μετρήσεις αποδείχθηκαν ταυτόσημες. Συνεπώς μπορούσε με ασφάλεια και ακρίβεια να γίνει άμεση συσχέτιση με τους χρόνους του D.I.C. με ένα εκ των δύο μετρητικών όπου και για ευκολία επιλέχτηκε η γέφυρα (data logger).



Διάγραμμα 5.2.Α.1. Στιβαρότητα, απόλυτη συμφωνία μεταξύ γέφυρας και μηχανής



Διάγραμμα 5.2.Α.2. Εξαγωγή μέτρου στιβαρότητας

Παρατηρείται ότι το διάγραμμα δύναμης μετατόπισης είναι πλέον πολύ πιο ομαλό σε σχέση με την πρώτη σειρά χάρη στην προφόρτιση αλλά και την καλύτερη κλινική τεχνική δημιουργίας του κατάγματος και τοποθέτησης της οστεοσύνθεσης. Πλέον μπορεί να θεωρηθεί πολύ καλύτερα μια γραμμική προσέγγιση της συμπεριφοράς του δοκιμίου με το μέτρο στιβαρότητας να υπολογίζεται στα **501** *N/mm* περίπου. (το διάγραμμα δεν περιλαμβάνει την προφόρτηση).

Παρακάτω προβάλλεται η επίδραση της προφόρτισης στην συμπεριφορά του δοκιμίου, παρατηρούμε την εξάλειψη της ασυνέχειας και την στιβαρότερη - γραμμικότερη συμπεριφορά του δοκιμίου.



Διάγραμμα 5.2.Α.3. Επίδραση προφόρτισης

Πιο αναλυτικά στα καίρια σημεία του οστού οι παραμορφώσεις όπως καταγράφηκαν από τα strain gauges :

Αρχικά στο άνω μέρος στην άκρη του ήλου από το gauge καταγράφηκαν πολύ μικρές παραμορφώσεις της τάξης των 37 μstrain στο φορτίο των 2505 Ν. Μετά τα 1000 Ν μπορεί να θεωρήσουμε ότι υπάρχουν αποδεκτές- υπολογίσιμες τιμές (με ακόμα μεγαλύτερη ασφάλεια μετά τα 1800Ν) καθώς μέχρι αυτό το φορτίο οι τιμές φαίνονται "κβαντισμένες" καθώς είναι στα μετρητικά όρια του οργάνου. Μπορεί να ειπωθεί ότι η παραμόρφωσή του λαμβάνει τιμές με κάποιο "trend" μετά τα 2000Ν όπου η παραμόρφωση παρουσιάζει κάποια γραμμικότητα. Πάρ' αυτά οι τιμές παραμένουν σε ιδιαίτερα χαμηλά επίπεδα ενώ πλεονάζον είναι να αναφερθεί ότι δεν υπάρχουν παραμένουσες παραμορφώσεις.



Διάγραμμα 5.2.Α.4. Κεφαλή -άκρη διαυχενικού κοχλία στην άνω θέση. Πολύ μικρές παραμορφώσεις

Για να ελεγχθεί εάν υπάρχει στροφή στον κοχλία και κατά πόσο τα φορτία που παραλαμβάνει οδηγούν σε κάμψη τοποθετήθηκε και ένα ηλεκτρομηκυνσιόμετρο στο ίδιο σημείο πάνω στον κοχλία με την ίδια φορά σε γωνία 90 μοιρών, όπως έγινε λόγος προηγουμένως.



Διάγραμμα 5.2.Α.5.Κεφαλή -άκρη διαυχενικού κοχλία στην οπίσθια θέση

Εάν είχαμε καθαρή κάμψη χωρίς στροφή του ήλου τότε καθώς το προηγούμενο gauge θα βρισκόταν στην περιοχή που θα εφελκυόταν θα απέδιδε θετικό strain ενώ το ακόλουθο καθώς θα αντιστοιχούσε στη θέση του ουδέτερου άξονα θα έπρεπε να δίνει αποτελέσματα μέσα στον θόρυβο δηλαδή σχεδόν μηδενικά. Για καλύτερη εποπτεία τα δύο προηγούμενα διαγράμματα προβάλλονται μαζί. Σύμφωνα με το γράφημα αυτό αρχικά έως περίπου τα 700 N ο ήλος παραμένει απαραμόρφωτος ενώ στην συνέχεια αρχίζει να κάμπτεται προς τα κάτω και πίσω έως τα 1700N όπου η οπίσθια κίνηση μεγιστοποιείται και αρχίζει να κινείται προς τα μπροστά. Σε φορτίο περί τα 2200N ο κοχλίας έχει επιστρέψει στο αρχικό του επίπεδο ως αναφορά τον Ζ άξονα ενώ από το φορτίο αυτό και έπειτα ξεκινά η κάμψη προς τα εμπρός. Η εμπροσθοπίσθια βέβαια κάμψη επιφέρει παραμορφώσεις που δεν ξεπερνούν τα 10 μstrain , τιμή παραμόρφωσης ιδιαίτερα μικρή, που ενδεχομένως θα μπορούσε να αγνοηθεί.



Διάγραμμα 5.2.Α.6. Ταυτόχρονη παράθεση των παραμορφώσεων του ήλου στις δύο διευθύνσεις. Φανερή είναι η κάμψη του ήλου προς τα κάτω.

Ηλεκτρομηκυνσιόμετρα τοποθετήθηκαν και στην εξωτερική επιφάνεια του οστού. Στο κάτω κατεαγός άκρο τοποθετήθηκε στην περιοχή του ελάσσονα τροχαντήρα το πρώτο ηλεκτρομηκυνσιόμετρο καθώς το σημείο αυτό είναι το πρώτο στο οποίο παρατηρείται επαφή του φλοιώδους κατά την φόρτιση. Το αντίστοιχο διάγραμμα του gauge προδίδει αρκετά μεγάλες παραμορφώσεις σε σχέση με τα εσωτερικά δεδομένα (2 τάξεις μεγέθους μεγαλύτερα) ενώ οι τιμές εμφανίζονται αρνητικές καθώς έχουμε θλίψη σε αυτό το σημείο. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι πλέον το υλικό έχει πιθανώς διαρρεύσει ή η οστεοσύνθεση έχει κινηθεί σε σχέση με το οστό δημιουργώντας ένα αυτεντατικό πρόβλημα (γι αυτό σε αντίθεση με τα άλλα διαγράμματα προβάλλεται και η αποφόρτιση) καθώς έχουμε παραμένουσες παραμορφώσεις μετά την αποφόρτιση την τάξης των 360 μstrain.



Διάγραμμα 5.2.Α.7. Θλίψη- παραμόρφωση φλοιού στην περιοχή του ελάσσων τροχαντήρα

Στην εμπρόσθια θέση παρατηρείται αντίστοιχη συμπεριφορά, παραμορφώσεις που εμφανίζονται είναι κάτω του 20% σε σχέση με τις αντίστοιχες του ελάσσων τροχαντήρα ενώ η παραμένουσα παραμόρφωση είναι της τάξης των 76 μstrain.



Διάγραμμα 5.2.Α.8. Παραμόρφωση φλοιού στην εμπρόσθια επιφάνεια του κάτω κατεαγότος άκρου στο κάταγμα

Τέλος παραθέτονται οι μετρήσεις των gauges συναρτήσει του φορτίου για το μέσο της διάφυσης πάνω από την κεφαλή του κοχλία. Τα φορτία εκεί είναι εφελκυστικά και συνεπώς έχουμε θετική παραμόρφωση παρά τη θλίψη του δοκιμίου καθώς λόγω κάμψης προς τα αριστερά η δεξιά μεριά στην οποία βρίσκεται το sg εφελκύεται. Η παραμένουσα παραμόρφωση είναι ελάχιστη, της τάξης των 27 μstrain οπότε το οστό διαρρέει σε αυτό το σημείο σε φορτίο λίγο λιγότερο από 2500N.



Διάγραμμα 5.2.Α.8 Παραμόρφωση φλοιού στην περιοχή της διάφυσης πάνω από τον κοχλία σταθεροποίησης.

Στην συνέχεια θα παρουσιαστούν τα συνδυαστικά αποτελέσματα του D.I.C. με την γέφυρα. Λόγω φυσιολογίας των μεθόδων η αποφόρτιση απουσιάζει από τα διαγράμματα όπως επίσης και οι τιμές του μέγιστου φορτίου των 2500N καθώς η μέγιστη τιμή που έχουμε είναι τα 2473,65N για τις μετρήσεις του D.I.C..

Για καλύτερη εποπτεία και αντιστοίχιση- αναζήτηση pattern παρατίθεται το διάγραμμα που αντιστοιχεί το ασκούμενο φορτίο σε κάθε φωτογραφία του DIC που έχουμε.



Διάγραμμα 5.2.Α.9. Συσχέτιση φορτίου -φωτογραφίας.

Στην ακόλουθη φωτογραφία παρατίθενται τα σημεία- πολύγωνα ελέγχου που χρησιμοποιήθηκαν για την επεξεργασία- εξαγωγή συμπερασμάτων.



Εικόνα 5.7. Μεθοδολογία επιλογής πολυγώνων-σημείων για τον προσδιορισμό της σχετικής κίνησης των κατεαγότων ακρών και της κίνησης του δοκιμίου

Παραθέτεται αρχικά η κατακόρυφη μετατόπιση ενός σημείο της κεφαλής εγγύς της τράπεζας. Η μετατόπιση του ισούται με την μετατόπιση της τραβέρσας μείων την παραμόρφωση του τμήματος του δοκιμίου που είναι πάνω από το σημείο αυτό (που με ασφάλεια μπορεί να θεωρηθεί μηδενική) συν ή πλην τη στροφή της κεφαλής περί κάποιον άξονα.



Διάγραμμα 5.2.Α.10 Κατακόρυφη μετατόπιση σημείου στην κεφαλή του οστού όσο το δυνατός πλησιέστερα στην τράπεζα

Καθώς το "Σημείο" poly1 βρίσκεται πάνω στην κεφαλή του μηριαίου το οποίο πέραν από τις μετατοπίσεις υπόκειται και σε στροφές, προβάλλεται ταυτόχρονα η μετατόπιση της τράπεζας και του σημείου το οποίο βρίσκεται εγγύς την τράπεζας για να παρατηρηθούν οι τυχόν αυτές στροφές. Πράγματι το "poly1" φαίνεται να κατεβαίνει περισσότερο σε σχέση με τη τράπεζα, πράγμα που υποδηλώνει την ύπαρξη στροφής προς τα αριστερά καθώς είναι αριστερότερα του σημείου περιστροφής.



Διάγραμμα 5.2.Α.11. Συνδυαστικό διάγραμμα μετατόπισης τραβέρσας- τράπεζας και σημείου-poly1

Έχοντας ορίσει άξονα παράλληλο με την τράπεζα με θετικές τιμές προς τα δεξιά παρατηρούμε την μη ομαλή κίνηση του σημείου Poly1 της κορυφής της κεφαλής προς τα αριστερά η μετατόπιση του οποίο κοντά στο μέγιστο φορτίο αγγίζει τα 4,2811 χιλιοστά.



Διάγραμμα 5.2.Α.12. Κίνηση προς τα αριστερά στο επίπεδο της τράπεζας της κεφαλής του δοκιμίου

Πέραν της κίνησης της κεφαλής (σε κάποια μεγέθη της οποίας θα επανέλθουμε στη συνέχεια) μέγιστης σημασίας είναι η σχετική κίνηση των κατεαγότων άκρων. Ορίζοντας 3 ζευγάρια αναφοράς παράλληλα μεταξύ τους πλησίον του κατάγματος στα 2 άκρα και στην μέση υπολογίσαμε τις σχετικές μετατοπίσεις. Πλέον ο άξονας uX έχει οριστεί παράλληλος στο κάταγμα ενώ ο uY κάθετος σε αυτό. Τα επόμενα διαγράμματα έχουν ως "μηδέν"-σημείο αφετηρίας την αρχική αφόρτιστη κατάσταση του δοκιμίου και προβάλλουν το πόσο πλησιάζουν ή απομακρύνονται μεταξύ τους κατά απόλυτη τιμή).



Διάγραμμα 5.2.Α.13 Σχετική κίνηση των δύο κατεαγότων ακρών παράλληλη με το επίπεδο του κατάγματος

Στο ακόλουθο προβάλλεται η σχετική κατακόρυφη απομάκρυνση των κατεαγότων άκρων στα σημεία ελέγχου (αρνητικές τιμές ισοδυναμούν με σύγκλιση ενώ οι θετικές αντιστοιχούν σε απομάκρυνση).



Διάγραμμα 5.2.Α.14 Σχετική Απομάκρυνση σημείων ελέγχου

Από αυτό το διάγραμμα γίνεται εμφανής και η στροφή πάνω στο μετωπιαίο επίπεδο προς τα αριστερά (αντίθετα με τη φορά των δεικτών του ρολογιού). Η κίνηση είναι αρκετά γραμμική και συνεπώς δεν παρατηρούνται ξεκάθαρα κρίσιμα σημεία κατά την διάρκεια της φόρτισης.

Για επαλήθευση πέραν των "σημείων" πάρθηκαν και γραμμές με πέρατα τα αντίστοιχα 2 σημεία ελέγχου. Τα αποτελέσματα είχαν εξαιρετική ομοιότητα.

Από την ανάλυση των γραμμών συνδυαστικά με τις φωτογραφίες του DIC παρατηρείται ότι στο σημείο του ελάσσονα τροχαντήρα έχουμε επαφή των δύο κατεαγότων άκρων σε φορτίο 1703N ενώ στην συνέχεια συνεχίζουν με μικρότερο βέβαια ρυθμό να πλησιάζουν παραμορφώνοντας τον φλοιό. Πράγματι στο διάγραμμα του ηλεκτρομηκυνσιομέτρου στα 1700N φαίνεται μια μικρή αλλαγή στην κλίση του διαγράμματος προς τιμές μεγαλύτερης στιβαρότητας λόγω της παραλαβής πλέον φορτίων και από τον φλοιό.

Τα 1703 Ν είναι και το φορτίο στο οποίο παρατηρείται η αλλαγή στην κίνηση στον uZ άξονα σύμφωνα με τα ηλεκτρομηκυνσιόμετρα του κοχλία, εάν θεωρήσομε ότι δεν υπάρχει στροφή του ήλου.

Παρατίθενται οι φωτογραφίες από το DIC για τα φορτία των 1703N και των 2478N (max load) αντίστοιχα.

Αρχικά παρουσιάζεται η κατακόρυφη μετατόπιση (κατά υΥ) κατά το φορτίο των 1703Ν (δηλαδή 61η φωτογραφία).Είναι φανερή η στροφή σε αυτή τη φωτογραφία. Οι ορισμένες γραμμές line4 & line 5 παρουσιάζονται σχεδόν παράλληλες (έχουν αρχική γωνία περίπου 4,1 μοιρών). Στην φωτογραφία αυτή, δηλαδή τη στιγμή της πρώτης επαφής η γωνία έχει τιμή έχει διπλασιαστεί στις 8,2 μοίρες.



Εικόνα 5.7. Ενδεικτική αναπαράσταση της χρωματοκλίμακας για την κάθετη μετατόπιση στο επίπεδο του κατάγματος στο φορτίο των 1703 Ν

Αντίστοιχα στο μέγιστο φορτίο των 2473N η γωνία τους διαμορφώνεται στις 9,8 μοίρες, δηλαδή 5,7 μοίρες στροφή σε σχέση με την αρχική και 1,6 σε σχέση με την πρώτη επαφή.



Εικόνα 5.8. Ενδεικτική αναπαράσταση της χρωματοκλίμακας για την κάθετη μετατόπιση στο επίπεδο του κατάγματος στο φορτίο των 2473 Ν

Τέλος ελέγχεται και η γωνιακή μετατόπιση γύρω από τον υΖ. Αρχικά όλο το επάνω μέρος αλλά και γενικά το δοκίμιο κινείται προς τα πίσω με μεγαλύτερες μετατοπίσεις κατά υΖ στο φορτίο της πρώτης επαφής (1703N) στις περιοχές του μείζονα τροχαντήρα και στην κεφαλή κάτω από το βοθρίο και στην ευθεία μέχρι τον ελάσσων τροχαντήρα. Η γωνία στροφής της γραμμής 5 (άνω άκρο κοντά και παράλληλα στο κάταγμα) φαίνεται να προσεγγίζει οριακά τις 2 μοίρες σε αυτό το φορτίο.



Εικόνα 5.9. Στροφή γύρω από το άξονα του διαυχενικού κοχλία - μετατοπίζεις κατά τον άξονα κάθετο στο επίπεδο της εικόνας.

Αντίστοιχα στην φωτογραφία νούμερο 78 όπου παρουσιάζεται το μέγιστο φορτίο η γωνία αυτή παίρνει τιμή περίπου 2,3 μοιρών σε σχέση με την αρχική αφόρτιστη θέση της και μόλις 0,3 μοίρες σε σχέση με τη στιγμή επαφής των φλοιών.



Φωτογραφία 5.10 Μετατόπιση κατά τον Ζ στο μέγιστο φορτίο. Αρνητικές τιμές εμφανίζονται όταν το δοκίμιο "απομακρύνεται" προς τις κάμερες δηλαδή προς τα πίσω

Παρατηρήθηκε και μια κλίση της διάφυσης του μηριαίου προς τα πίσω καθώς υπάρχει μια συνολική κάμψη που στρέφει τα κοίλα προς τα μπροστά, με την κεφαλή να στρέφεται προς τα πίσω και αυτή. Μετρήθηκε με σχετική ακρίβεια η κλίση σε σχέση με την ουδέτερη - αρχική θέση της διάφυσης συναρτήσει του φορτίου.



Διάγραμμα 5.2.Α.15. Κλίση διάφυσης συναρτήσει φορτίου

Η κίνηση προς τα εμπρός - λυγισμός είναι λογικός και αναμενόμενος λόγω της γωνίας εμπρόσθιας κλίσης του αυχένα τοποθετώντας την κεφαλή του μηριαίου και συνεπώς το σημείο άσκησης του φορτίου εκτός του επιπέδου που βρίσκεται η διάφυση και οι κόνδυλοι.

5.2.Β. Δοκίμιο 2



Εικόνα 5.11 Σειρά 2 Δοκίμιο 2

Το δοκίμιο αυτό παρουσίασε στο φορτίο των 2500N -3,204 mm μετατόπιση ενώ στο φορτίο των 2100N -2,794 mm.

Στο πείραμα αυτό το D.I.C λάμβανε φωτογραφίες ανά 5 δευτερόλεπτα.

Αρχικά ελέγχθηκε κατά πόσο τα δεδομένα της γέφυρας συμπίπτουν τις μετρήσεις της μηχανής για επαλήθευση αλλά και ταυτοποίηση των χρόνων. Με χαρά οι μετρήσεις αποδείχθηκαν ταυτόσημες επιτρέποντάς τη χρήση όποιου εκ των δύο μετρητικών αυτούσιο.



Διάγραμμα 5.2.Β.1. Συμφωνία μετρητικών

Στην συνέχεια ελέγχθηκε η επίδραση της προφόρτισης.





Παρατηρείται ότι κατά την επαναφόρτιση το δοκίμιο εμφανίζεται σαφώς στιβαρότερο ,παρ' όλα αυτά η συμπεριφορά του δεν αλλάζει παρουσιάζοντας 2 διαφορετικά μέτρα στιβαρότητας μεταξύ των φορτίων 0-75N και 75-200N.

Η γενική συμπεριφορά του δοκιμίου είναι γραμμική με μέτρο στιβαρότητας ίσο με **789 N/mm**, ενώ εάν θεωρηθεί για μεγαλύτερη ακρίβεια ότι υπάρχουν δύο διαφορετικά μέτρα στιβαρότητας, καθώς το διάγραμμα αποτελείται από δύο γραμμικές περιοχές που ενώνονται στα 1150N, τότε αυτά προκύπτουν περίπου ίσα με 654 και 1004 N/mm (παρουσιάζεται ιδιαίτερα στιβαρότερο σε σχέση με το πρώτο δοκίμιο της ίδιας σειράς).






Πιο αναλυτικά στα καίρια σημεία του οστού οι παραμορφώσεις όπως καταγράφηκαν από τα strain gauges :

Διάγραμμα 5.2. Β.4. Παραμόρφωση στην άκρη του κοχλία

Οι μετρήσεις του gauge από τον ήλο δυστυχώς δεν μπορούν να ληφθούν, υπ όψην καθώς είτε οι παραμορφώσεις είναι μηδενικές όπως φαίνεται από το διάγραμμα (παρουσιάζονται "κβαντισμένες" οι τιμές καθώς είναι στο μετρητικό όριο του οργάνου και κάλλιστα μπορούν να θεωρηθούν "θόρυβος") είτε προκλήθηκε κάποιο σφάλμα στο μετρητικό καθώς επίσης δεν έχουμε ενδείξεις και από το δεύτερο gauge του κοχλία.

Στην περιοχή του ελάσσων τροχαντήρα το ηλεκτρομηκυνσιόμετρο δίνει το ακόλουθο διάγραμμα. Παρατηρείται ότι το σημείο στο οποίο αρχίζει να γράφει αρνητικές παραμορφώσεις δηλαδή να συμπιέζεται-θα φανεί στη συνέχεια μέσω του DIC - ότι τότε έρχονται σε επαφή τα δύο κατεαγότα άκρα και συμπίπτει με το σημείο αλλαγής της στιβαρότητας της συνολικής διάταξης.



Διάγραμμα 5.2.Β.5. Θλίψη φλοιού στον ελάσσων τροχαντήρα

To sg το οποίο τοποθετήθηκε στην κεφαλή της βίδας (στην δεξιά πλευρά του δοκιμίου δίνει το ακόλουθο διάγραμμα φόρτισης- αποφόρτισης μετά την αρχική προφόρτιση.



Διάγραμμα 5.2.Β.6. Επιμήκυνση φλοιού στην περιοχή του κοχλία σταθεροποίησης στην διάφυση λόγω κάμψης.

Οι τιμές είναι θετικές κατά την φόρτιση που σημαίνει ότι το σημείο που βρίσκεται το sg επιμηκύνεται. Καθώς έχουμε πείραμα θλίψης λόγω της γεωμετρίας και των διαστάσεων παρουσιάζεται λυγισμός με αποτέλεσμα το sg να βρίσκεται στην εφελκυστική ίνα και να επιμηκύνεται. Τέλος παρατίθεται και το διάγραμμα δύναμης- παραμόρφωσης του gauge στο εμπρόσθιο τμήμα του οστού. Καθώς όλο το γράφημα βρίσκεται στον θετικό ημιάξονα έχουμε επιμήκυνση του δοκιμίου σε αυτή την περιοχή ενώ πάλι περί το φορτίο των 1200 N περίπου παρουσιάζεται μια μεγάλη ποιοτική διαφοροποίηση όπου σταματάει η περεταίρω επιμήκυνση και το δοκίμιο βραχύνεται μέχρι το ανώτατο φορτίο έως ότου φτάσει σχεδόν στην αρχική του κατάσταση. Παρατηρείται ότι η παραμόρφωση παίρνει θετικές τιμές, πράγμα που έχει συμβεί μόνο στο δοκίμιο 1 της σειράς 1 όπου μετά από φορτίο 2083 N περνάει στις αρνητικές τιμές. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό δεν είναι γνωστός.



Διάγραμμα 5.2.Β.7. Παραμόρφωση φλοιού στο κέντρο κοντά στο κάταγμα.

Στην συνέχεια παρατίθεται η επεξεργασία της κίνησης του δοκιμίου με την χρήση του D.I.C.. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε ήταν πανομοιότυπη με αυτή που περιγράφηκε στο πρώτο δοκίμιο της ίδιας σειράς.



Διάγραμμα 5.2.B.8. Κατακόρυφη μετατόπιση τράπεζας και του σημείου του οστού κοντά σε αυτήν. Είναι εμφανής η ύπαρξη στροφής.

Έχοντας ορίσει άξονα παράλληλο με την τράπεζα με θετικές τιμές προς τα δεξιά παρατηρούμε την μη ομαλή κίνηση του σημείου Poly1 της κορυφής της κεφαλής προς τα αριστερά η μετατόπιση του οποίο κοντά στο μέγιστο φορτίο αγγίζει τα 1,66 χιλιοστά (υποδιπλάσιο σε σχέση με τα 4,26 του προηγούμενου δοκιμίου).



Διάγραμμα 5.2.Β.9. Οριζόντια μετατόπιση κεφαλής προς τα αριστερά πάνω στο επίπεδο της τράπεζας

Ελέγχοντας την σχετική κίνηση των κατεαγότων άκρων μέσω της σχετικής μετατόπισης των σημείων ελέγχου βρίσκουμε το κατά πόσο πλησιάζουν (αρνητικές τιμές) ή απομακρύνονται (τα σημεία μεταξύ τους). Πράγματι αν και δεν έχει την καλύτερη δυνατή ευκρίνεια, το παρακάτω διάγραμμα φαίνεται ότι στο φορτίο 1135 Ν, όπου υπάρχει σχετική προσέγγιση των δύο σημείων κατά 0,7655 χιλιοστά, αλλάζει τη κλίση της καμπύλης και "σαν να σταθεροποιείται" καθώς γίνεται αρκετά πιο κάθετη. Καθώς αυτό το σημείο ταυτίζεται με την 76η φωτογραφία και με τις αλλαγές στα διαγράμματα των sg στον ελάσσων τροχαντήρα και με το διάγραμμα ολικής στιβαρότητας αποδίδεται στο "πάτημα" των φλοιών. Η περεταίρω προσέγγιση των δύο σημείων οφείλεται στην παραμόρφωση των φλοιών (οι τιμές σε αυτό το σημείο του sg γίνονται αρνητικές).



Διάγραμμα 5.2.Β.10. Απομάκρυνση κατεαγότων ακρών στο σημείο του ελάσσων τροχαντήρα

Στη συνέχεια προβάλλονται σε κοινό διάγραμμα όλες οι σχετικές μετατοπίσεις των σημείων ελέγχου. Από αυτό το διάγραμμα γίνεται εμφανής και η στροφή πάνω στο μετωπιαίο επίπεδο προς τα αριστερά (αντίθετα με τη φορά των δεικτών του ρολογιού). Η κίνηση είναι αρκετά γραμμική για την περιοχή του μείζων τροχαντήρα και συνεπώς δεν παρατηρούνται ξεκάθαρα κρίσιμα σημεία κατά την διάρκεια της φόρτισης. Αντίθετα παρατηρείται μια ανωμαλία στον ελάσσων αλλά και στο εμπρόσθιο τμήμα όπου βρίσκεται το εμπρόσθιο sg. Το κεντρικό τμήμα, φαίνεται να πλησιάζει- οπισθολισθαίνει μέχρι την επαφή των φλοιών και στη συνέχεια να στρέφεται ξεκινώντας μια αντίθετη πορεία παραμένοντας όμως σε τιμές μικρότερες της αρχικής.





Στη συνέχεια ελέγχθηκε η οριζόντια μετατόπιση κατά την διεύθυνση του κατάγματος. Η συνολική συμπεριφορά της κεφαλής ήταν να κινηθεί προς τα αριστερά κατά μεγέθη που φαίνονται στο ακόλουθο διάγραμμα. Εμφανής είναι η αλλαγή της κλίσης πάλι σε φορτίο περί τα 1190 N για τα σημεία ελέγχου στο κέντρο και στον μείζων τροχαντήρα 1180N ενώ το ίδιο παρατηρείται και για τον ελάσσων τροχαντήρα αν και όχι τόσο έντονα, φορτίο που συμπίπτει με το "πάτημα" των φλοιών και που λόγο επιπρόσθετης τριβής και άλλων παραγόντων αντιστέκονται στην σχιστοειδή κίνηση.



Διάγραμμα 5.2.B.12 . Οριζόντια μετατόπιση παράλληλη με το επίπεδο του κατάγματος.

Ενώ σε κοινό διάγραμμα παρατίθεται η χωρική σχετική κίνηση των σημείων ελέγχου της κεφαλής συναρτήσει της διάφυσης. Ο χρόνος και το φορτίο αντίστοιχα αυξάνονται από τα αριστερά προς τα δεξιά. Για το κεντρικό σημείο (6-7) φαίνεται ξεκάθαρα ο αλλαγή στην κατακόρυφη κίνηση πάλι στο φορτίο των 1150 Ν όπου πλέον αρχίζει να στρέφεται εντονότερα.



Διάγραμμα 5.2.Β.13. Επίπεδη σχετική κίνηση άνω άκρου συναρτήσει της διάφυσης

Πλέον εύκολα προκύπτει με σχετική ακρίβεια και η γωνία των δύο κατεαγότων ακρών συναρτήσει του φορτίου. Παρατηρείται και πάλι μια μικρή αλλαγή στην κλίση γύρω από το φορτίο των 1150N πράγμα που υποδηλώνει την ταχύτερη στροφή από εκεί και έπειτα.



Διάγραμμα 5.2.Β.14. Κλίση κεφαλής σε σχέση με τη διάφυση συναρτήσει του φορτίου



Παρατηρείται όμως και μια δεύτερη περιστροφή λόγω της απουσίας του ήλου που θα απέτρεπε τη στροφή γύρω από τον διαυχενικό ήλο όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα.

Εικόνα 5.12. Στροφή κεφαλής περί τον άξονα του διαυχενικού κοχλία



Διάγραμμα 5.2.Β.15. Στροφή κεφαλής περί τον άξονα του διαυχενικού κοχλία συναρτήσει του φορτίου

5.3. ΣΕΙΡΑ ΤΡΙΤΗ

Τα δύο πειράματα της τρίτης σειράς έλαβαν χώρα στις 11 Ιουλίου του 2017 και αποτελούνταν από δύο ασταθή κατάγματα. Σε αυτή τη σειρά έγινε φόρτιση των δοκιμίων έως τα 200 N (προφόρτιση), επήλθε αποφόρτιση και στη συνέχεια επαναφόρτιση έως τα 2100N χωρίς να επέλθει θραύση. Η αυχενοδιαφυσιαία γωνία του οστού ήταν 130° όπως και της οστεοσύνθεσης 130°. Ο ρυθμός φόρτισης, που παρέμεινε σταθερός στα 0,4mm/min ενώ το μέγιστο φορτίο στα 5KN και η μέγιστη μετατόπιση στα 50mm.

Σε αυτή τη σειρά διατηρήθηκε το δεύτερο gauge στην άκρη του ήλου παράλληλα με το πρώτο και σε γωνία 90° ενώ τοποθετήθηκε ο κοχλίας σταθεροποίησης του διαυχενικού κοχλία ως προς την ενδομυελική ήλωση που αποτρέπει την στροφή χωρίς να εμποδίζει την οπισθολίσθηση. Απουσίαζε και εδώ το οπίσθιο gauge από την περιοχή του κατάγματος όπως και το εμπρόσθιο καθώς έλλειπε το τμήμα του οστού στο οποίο λαμβάνονταν οι εν λόγω μετρήσεις. Τέλος το gauge στην άκρη της καταγματικής επιφάνειας κάτω από τον αυχένα μετατοπίστηκε προς τα κάτω καθώς έλλειπε και εδώ το κοχλία (lag screw), στο κάτω του μέρος, στη πλησιέστερη δυνατή θέση στην οπή της ενδομυελικής ήλωσης από την οποία διέρχεται, κατά τη φορά του άξονά του (στην ένωση των στελεχών). Οι διαφοροποιήσεις των θέσεων των 2 gauges φαίνεται στην ακόλουθη φωτογραφία.

Διαφοροποίηση υπήρχε και στη θέση του διαυχενικού κοχλία ως προς την κεφαλή καθώς στην τρίτη σειρά πειραμάτων εσκεμμένα παρεμβαλλόταν περισσότερο υλικό μεταξύ της άκρης του κοχλία και την επιφάνειας του οστού (Tip- Apex distance). Σε αυτό οδηγηθήκαμε λόγω των μικρών τιμών παραμόρφωσης στην άκρη του κοχλία που λαμβάναμε μέσω των gauges. Καθώς δεν ήταν δυνατή η μετακίνηση των gauges από την άκρη του κοχλία για τεχνικούς κυρίως και οικονομικούς λόγους, λαμβάνοντας υπ όψη την εργασία του P. Kane et al., " Is tip apex distance as important as we think? A biomechanical study examining optimal lag screw placements" -October 2013, διαφοροποιήθηκε η θέση του κοχλία προκειμένου να διαλευκανθεί αν οι σχεδόν μηδενικές τιμές παραμόρφωσης που λαμβάναμε οφείλονταν στην διεύθυνση του φορτίου και την θέση των gauges (το φαινόμενο κατά το οποίο εάν σε ένα πρόβολο η δύναμη δεν ασκηθεί στην άκρη του αλλά σε κάποιο σημείο του, το κομμάτι του προβόλου μετά την δύναμη θα παραμείνει απαραμόρφωτο) ή εάν όντων οι τιμές της παραμόρφωσης κυμαίνονται σε αυτά τα επίπεδα στο σημείο αυτό.

Αξίζει να σημειωθεί ότι στο πρώτο δοκίμιο έγινε επαναφόρτιση μετά την ολοκλήρωση του πειράματος μέχρι τα 2100 N για δεύτερη φορά χωρίς να παρατηρηθεί αστοχία.



Εικόνα 5.13. Νέες θέσεις gauges στα ασταθή

5.3.Α. Δοκίμιο Πρώτο



Διάγραμμα 5.14

Μέσω του D.I.C. λαμβάνονταν φωτογραφίες ανά 5 δευτερόλεπτα.

Στο φορτίο των 2100 Ν παρουσιάζει μετατόπιση 11,78 χιλιοστών.

Δυστυχώς σε αυτό το δοκίμιο εξ αρχής απέτυχε η καταγραφή των δεδομένων από το δεύτερο gauge στην οπίσθια πλευρά του κοχλία.

Στο πρώτο δοκίμιο της 3ης σειράς ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία. Αρχικά έγινε προφόρτιση έως τα 200Ν, ακολούθησε αποφόρτιση και στη συνέχεια έγινε επαναφόρτιση έως τα 2100 Ν, παρόμοια με τη δεύτερη σειρά πειραμάτων, αλλά λόγω μεγάλης κάμψης καθώς έτεινε να ακουμπήσει η ενδομυελική ήλωση στην άνω τράπεζα του πλαισίου φόρτισης το ανώτατο φορτίο δεν μπόρεσε να ξεπεράσει τα 2100Ν. Στην συνέχεια ακολούθησε επαναφόρτιση του δοκιμίου πάλι μέχρι τα 2100 Ν. Παρατίθεται το διάγραμμα φορτίου μετατόπισης της προαναφερθείσας διαδικασίας για το δοκίμιο για τα δεδομένα της μηχανής αλλά και της γέφυρας ταυτόχρονα. Παρατηρείται και εδώ πλήρης συμφωνία της μηχανής και της γέφυρας ενώ σε κάθε φόρτιση το δοκίμιο παρουσιάζει πολύ πιο ομαλή- γραμμική συμπεριφορά ενώ σχεδόν διπλασιάζεται κάθε φορά και η στιβαρότητά του.



Διάγραμμα 5.3.Α.1. Διάγραμμα δύναμης - μετατόπισης για γέφυρα και μηχανή.

Καθώς η μέχρι τώρα μελέτη των δοκιμίων αφορούσε την πρώτη φόρτιση του δοκιμίου και καθώς οι κύκλοι φόρτισης επιφέρουν μεγάλες διαφορές στην συμπεριφορά του δοκιμίου, τα διαγράμματα θα αφορούν την πρώτη φόρτιση.

Αρχικά παρατίθεται το διάγραμμα εξαγωγής του μέτρου Στιβαρότητας (για την όσο το δυνατόν ακριβέστερη προσέγγιση του απαλείφεται η προφόρτιση όπως και στη σειρά 2 των πειραμάτων).



Διάγραμμα 5.3.Α.2. Εξαγωγή μέτρου στιβαρότητας

Η στιβαρότητα του πρώτου ασταθούς δοκιμίου είναι πολύ μικρότερη των σταθερών όπως προδίδει το άνω διάγραμμα, η οποία και προσεγγίζεται πολύ ικανοποιητικά από ένα γραμμικό μοντέλο με μέτρο στιβαρότητας στα **161** *N/mm*. Με πολύ λεπτομερή παρατήρηση διαχωρίζονται 3 γραμμικές περιοχές στο διάγραμμα, έως τα 1080 N όπου το μέτρο στιβαρότητας θα μπορούσε να είναι περί τα 170 N/mm , 1080 - 1500N με ελαφρά μικρότερο μέτρο περί τα 153 N/mm και τέλος 1500- 2100N με μέτρο στιβαρότητας στα 210 N/mm.

Στην συνέχεια εξετάζονται οι σημειακές παραμορφώσεις μέσω των gauges με τη βοήθεια της γέφυρας ενώ στα διαγράμματα προβάλλεται και η αρχική προφόρτιση καθώς δεν επηρεάζει στην εξαγωγή μεγεθών. Καθώς το κάταγμα είναι ασταθές, λείπει τμήμα του ελάσσονα τροχαντήρα , συνεπώς η θέση του gauge κάτω από τον αυχένα έχει μεταφερθεί πιο χαμηλά ενώ δεν αναμένονται μεγάλες τιμές παραμόρφωσης λόγο του ότι δεν υπάρχει πλέον επαφή φλοιών σε αυτό το σημείο ώστε να παραλαμβάνεται πλέον η περίσσεια του φορτίου από το φλοιό "προασπίζονταν" την οστεοσύνθεση.



Διάγραμμα 5.3.Α.3. Διάγραμμα παραμόρφωσης στην περιοχή του ελάσσων τροχαντήρα κάτω από το κομμάτι που λείπει κοντά στο ΄κάταγμα

Πράγματι οι τιμές της παραμόρφωσης είναι πολύ μικρές σε σχέση με τα σταθερά (πάνω από μιάμιση τάξη μεγέθους κάτω) και αυτή μάλιστα πρέπει να οφείλεται σε κάποιο ή κάποια " event " μετατοπίσεων των υλικών μας καθώς μέχρι τα 260 Ν λαμβάνει ακανόνιστα τιμές στα πλαίσια της προφόρτισης-αποφόρτισης και επαναφόρτισης χωρίς να επιστρέφει στο μηδέν μετά την αποφόρτιση , στη συνέχεια μέχρι τα 1000Ν σταθεροποιείται

στα 20 μstrain και στη συνέχεια μέχρι τα 1500 Ν εκτοξεύεται στα 85 μstrain μέχρι να μειωθεί σταδιακά ελαφρά στα 82 μstrain μέχρι το ανώτατο φορτίο. Το γεγονός ότι οι τιμές παρουσιάζονται θετικές, δηλαδή ότι υπάρχει έστω και μικρή επιμήκυνση σε αυτό το σημείο ενώ όλα δείχνουν ότι το δοκίμιο κάμπτεται προς τα εκεί θα μπορούσε να δημιουργήσει κάποια ερωτήματα.



Ο δεύτερος εξωτερικός αισθητήρας στην περιοχή της διάφυσης απέδωσε το ακόλουθο διάγραμμα. Οι θετικές τιμές προδίδουν την κάμψη του δοκιμίου.

Διάγραμμα 5.3.Α.4. επιφάνεια διάφυσης πάνω από τον κοχλία σταθεροποίησης.

Στην συνέχει παρατίθενται τα διαγράμματα από την επιφάνεια της ήλωσης στην ένωσή της με τον διαυχενικό κοχλία καθώς και το ένα διάγραμμα από την κεφαλή του κοχλία(το δεύτερο gauge όπως προαναφέρθηκε από τεχνικό σφάλμα σταμάτησε να λαμβάνει μετρήσεις από την αρχή σχεδόν του πειράματος). (Οι θέσεις τους έχουν παρουσιαστεί προηγουμένως).

Οι μετρήσεις από την κεφαλή του κοχλία σταμάτησαν στα 1790 Ν. Στην πραγματικότητα όμως έγκυρες με σιγουριά μπορούν να θεωρηθούν μέχρι το φορτίο των 1062 Ν όπου η παραμόρφωση του κοχλία είναι σχεδόν μηδενική. Στη συνέχεια υπήρχε μια διακοπή των μετρήσεων μέχρι το φορτίο των 1207 Ν ενώ πάλι απουσιάζουν και οι μετρήσεις στο διάστημα 1272 Ν-1452Ν.. Το πραγματικό διάγραμμα είναι το ακόλουθο:



Διάγραμμα 5.3.Α.5. Παραμόρφωση συναρτήσει του φορτίου στην άκρη του κοχλία

Καθώς παρατηρούνται 3 μετρήσεις στον αριθμό, αμέσως μετά από το σημείο όπου ο αισθητήρας δεν γράφει, με αρνητικό πρόσημο της τάξεως των μετρήσεων δηλαδή -539, -641, -404 μstrain ενώ η αμέσως επόμενη είναι 529 μstrain, (πράσινη περιοχή) μπορούν με ασφάλεια να εξαιρεθούν από το διάγραμμα και αυτό να γίνει εκ νέου χρησιμοποιώντας την αυτόματη συμπλήρωση μέσω παρεμβολής των κενών διαστημάτων.



Διάγραμμα 5.3.Α.6. Διορθωμένο διάγραμμα δύναμης- παραμόρφωσης στην άκρη του κοχλία

Οι τιμές της παραμόρφωσης στον κοχλία σε σχέση με τα σταθερά, είναι πολύ μεγαλύτερες καθώς στο φορτίο των 1600 N ξεπερνάνε τα 600μstrain, ήδη μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη σε φορτίο πολύ χαμηλότερο (900 N κάτω) σε σχέση με τα σταθερά. Αυτό οφείλεται στο ότι καθώς λείπει ο ελάσσων τροχαντήρας έχουμε μεγαλύτερη ελευθερία ως προς την κάμψη καθώς ο κοχλίας φορτίζεται ως πρόβολος παραλαμβάνοντας όλο το φορτίο από το πλαίσιο φόρτισης, ενώ στα σταθερά μετά την επαφή των φλοιών προασπίζεται σε μεγάλο βαθμό. Η περεταίρω στροφή της κεφαλής δεν είναι εφικτή ενώ μεγάλο μέρος του φορτίου διοχετεύεται μέσω του φλοιού στη διάφυση προασπίζοντας από φορτία την οστεοσύνθεση.

Τέλος παρουσιάζεται το διάγραμμα φορτίου- παραμόρφωσης της διαυχενικού κοχλία, παράλληλα προς τον άξονά του μπρόστά ακριβώς από την οπή που διέρχεται ο διαυχενικός κοχλίας μέσα από την ενδομυελική ήλωση. Όπως είναι αναμενόμενο οι τιμές είναι αρνητικές διότι το σημείο αυτό θλίβεται ενώ οι τιμές είναι αρκετά μεγάλες.



Διάγραμμα 5.3.Α.7. Παραμόρφωση - κοχλία συναρτήσει του φορτίου

Παρατίθεται ξανά το προηγούμενο διάγραμμα μαζί με την επαναφόρτιση στα 2100 Ν. Παρατηρούμε ότι παρά τις τιμές των παραμορφώσεων δεν παρατηρείται παραμένουσα παραμόρφωση (η ήλωση δεν έχει διαρρεύσει) ενώ διατηρείται ο γραμμικός χαρακτήρας της και μάλιστα παριστάνεται στιβαρότερη πιθανώς λόγω αναδιάταξης του δοκιμίου.



Διάγραμμα 5.3.Α.8. Επίδραση επαναφόρτισης

Η επεξεργασία των δεδομένων του DIC συνάντησε μια αντιξοότητα. Καθώς ασκούνται μετατοπίσεις μέσω του πλαισίου φόρτισης συναρτήσει του χρόνου, και αφού η διάρκεια του πειράματος καθορίζεται από το μέγιστο φορτίο τότε και αυτή θα εξαρτάται από την στιβαρότητα του δοκιμίου. Όπως τέθηκε προηγουμένως ορίστηκε ως χρόνος για το D.I.C. τα 5 δευτερόλεπτα μεταξύ κάθε λήψης, χρόνος υπεραρκετός για τα σταθερά. Όμως το δοκίμιο προέκυψε πολύ λιγότερο στιβαρό με αποτέλεσμα να τελειώσουν οι φωτογραφίες εν μέσω του πειράματος χωρίς αυτό να γίνει άμεσα αντιληπτό , χάνοντας μετρήσεις αλλά διακυβεύοντας και την συσχέτιση των μετρήσεων από εκεί και έπειτα καθώς η συσχέτιση των μετατοπίσεων του D.I.C. με το φορτίο της γέφυρας γίνεται μέσω χρόνων. Αρχικά έγινε το διάγραμμα χρόνου (της γέφυρας) - μετατόπισης της γέφυρας που ως γνωστόν είναι μια απολύτως ευθεία γραμμή. Στην τρίτη σειρά πειραμάτων είχε βαφεί κομμάτι χαρτί με την αντίστοιχη διαδικασία που είχε βαφεί το δοκίμιο και είχε κολληθεί πάνω στην τράπεζα για να βοηθήσει με αυτό τον τρόπο στην συσχέτιση. Με αυτό τον τρόπο δημιουργήθηκε το διάγραμμα χρόνου (του D.I.C.) - μετατόπισης του πολυγώνου που επιλέχτηκε πάνω στο χαρτί στην γέφυρα και προβλήθηκε κοινώς με το προηγούμενο.



Διάγραμμα 5.3.Α.9. Διάγραμμα χρόνου μετατόπισης για την τράπεζα από την γέφυρα και το D.I.C. Παρατηρείται η ασυνέχεια περί τα 1240 sec

Καθώς η μετατόπιση ήταν 3 με 4 φορές μεγαλύτερη σε σχέση με το προηγούμενο δοκίμιο, ο χρόνος διεξαγωγής του πειράματος διήρκεσε αντίστοιχο χρόνο με συνέπεια να χρειαστούν 3 σετ φωτογραφιών. Συνεπώς μέχρι την προφόρτιση στο φορτίο των 200 N και σε ένα σημείο της αποφόρτισης υπάρχει πλήρης συμφωνία μετά, τα 250 δευτερόλεπτα όμως παρατηρείται μια απόκλιση που δεν οφείλεται στο εν λόγω σφάλμα, καθώς η πρώτη σειρά φωτογραφιών τελειώνει στην 248 φωτογραφία, δηλαδή στα 1240 δευτερόλεπτα, όπως φαίνεται και στο διάγραμμα. Μετά από έλεγχο του αρχείου excel παρατηρήθηκε μεταξύ των μετρήσεων 248 και 249 ένα μεγάλο άλμα στις τιμές της μετατόπισης. Μετά από δοκιμές έγινε μετατόπιση "προς τα κάτω" των μετρήσεων των χρόνων κατά 60 δευτερόλεπτα μέχρι τα δύο τμήματα εκατέρωθεν των 1240 δευτερολέπτων να γίνου όσο το δυνατότερο συνευθειακά.



Διάγραμμα 5.3.Α.10 Διόρθωση DIC

Για το διάστημα αυτό δυστυχώς δεν θα υπάρχουν τιμές στα μετρούμενα μεγέθη όμως σε αυτό το διάγραμμα με ασφάλεια μπορούμε να ενώσουμε στην συνέχεια τα ελλειπούντα στοιχεία.

Όπως και στο προηγούμενο πείραμα μετά την προφόρτιση το δοκίμιο εμφανίζεται κοντύτερο συνεπώς για τη γέφυρα επαναπροσδιορίζεται η μηδενική θέση κατά την επαναφόρτιση. Για να συνάδουν τα δεδομένα θεωρούμε ως μηδέν το αρχικό ελεύθερο μήκος του δοκιμίου και διορθώνεται η μετατόπιση για τη γέφυρα μετά την αποφόρτιση.



Διάγραμμα 5.3.Α.11 διόρθωση Data logger για συμφωνία με DIC

Στην συνέχεια γίνεται επιλογή ενός σημείου- πολυγώνου στην κεφαλή του μηριαίου μέσα στη χρωματοκλίμακα, όσο το δυνατόν πλησιέστερα στην τράπεζα. Η μετατόπισή του ισούται με την μετατόπιση της γέφυρας μείον την παραμόρφωση του υλικού του δοκιμίου πάνω από το σημείο αυτό, συν ή πλην (ανάλογα τη θέση του σε σχέση με το σημείο επαφής) της στροφής.



Διάγραμμα 5.3.Α.12. Συγκριτικό διάγραμμα.

Παρατίθενται τα διαγράμματα της χωρικής κίνησης του σημείου-πολυγώνου αυτού στην κεφαλή του μηριαίου κοντά στο σημείο έδρασης, αρχικά η κατακόρυφη μετατόπιση συναρτήσει του φορτίου (παρατηρείται έντονη στροφή) και στη συνέχεια στις άλλες δύο διαστάσεις.



Διάγραμμα 5.3.Α.13. μετατόπιση προς τα αριστερά του σημείου της κεφαλής πλησίον της τράπεζας



Διάγραμμα 5.3.Α.14. Εμπροσθοπίσθια κατά τον 'ΖΖ μετατόπιση του σημείου της κεφαλής πλησίον της τράπεζας



Διάγραμμα 5.3.Α.15 Μετατόπιση στην επιφάνεια της τράπεζας (εγκάρσια)

Στην συνέχεια παρουσιάζεται η σχετική απομάκρυνση στα σημεία ελέγχου όπως έχουν οριστεί προηγουμένως. Παρατηρείται πολύ έντονη στροφή ενώ η επαφή των φλοιών ξεκινάει ήδη πριν το φορτίο των 1500 Ν. Η στροφή είναι πολύ μεγαλύτερη σε σχέση με οποιοδήποτε άλλο δοκίμιο, ενδείξεις για αυτό υπήρχαν ήδη από το Διάγραμμα 5.3.Α.12 όπου η διαφορά του σημείου poly1 με την μετατόπιση της τράπεζας είναι σχεδόν 4 χιλιοστά.



Διάγραμμα 5.3.Α.16 Σχετικές απομακρύνσεις στα σημεία ελέγχου

Στην συνέχεια αποδίδεται με κάποια σχετική ακρίβεια και κάποιες παραδοχές η σχετική αλλαγή στη γωνία μεταξύ των κατεαγότων ακρών που αρχικά θεωρούνται παράλληλα,



στην αρχική θέση πριν την προφόρτιση (μετά την προφόρτηση αλλάζει η σχετική τους θέση οπότε στα πλαίσια της μίας φόρτισης η σχετική γωνία θα είναι κατά 1,5 μοίρα μικρότερη).

Διάγραμμα 5.3.Α.17 Σχετική κλίση κατεαγότων ακρών συναρτήσει του φορτίου

Τέλος παρά την προσθήκη του ήλου σταθεροποίησης στον διαυχενικό κοχλία που εμποδίζει την στροφή του παρατηρείται μια στροφή της τάξεως των 3 σχεδόν μοιρών με άξονα γύρω από τον διαυχενικό κοχλία. Η στροφή αυτή είναι αντίστοιχη της στροφής που παρουσιαζόταν χωρίς τον ήλο σταθεροποίησης και δύσκολα μπορεί να αποδοθεί σε στρέψη του ήλου. Πιθανώς δεν ήταν καλά πακτωμένος ο κοχλίας στην κεφαλή με συνέπεια τη στροφή της. Αρχικά κινείται με φορά αντίθετη των δεικτών του ρολογιού και στη συνέχεια μετά τα 500 N κινείται δεξιόστροφα. Φαίνεται η μετακίνηση της κεφαλής και η συστροφή της έντονα κατά της διαδικασία της προφόρτισης.



Διάγραμμα 35.3.Α.18 Στροφή κεφαλής περί τον άξονα του διαχενικού κοχλία

5.3.Β. Δοκίμιο 2



Εικόνα 5.14 Σειρά 3 Δοκίμιο 2

Μέσω του D.I.C. λαμβάνονταν φωτογραφίες ανά δευτερόλεπτα.

Στο φορτίο των 2100 Ν παρουσιάζει μετατόπιση 7,319 χιλιοστών.

Δυστυχώς και σε αυτό το δοκίμιο εξ αρχής απέτυχε η καταγραφή των δεδομένων από τα gauges πάνω στον κοχλία.

Στο δεύτερο δοκίμιο της 3ης σειράς ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία. Αρχικά έγινε προφόρτιση έως τα 200Ν, ακολούθησε αποφόρτιση και στη συνέχεια έγινε επαναφόρτιση έως τα 2100 Ν. Παρατίθεται το διάγραμμα φορτίου μετατόπισης της προαναφερθείσας διαδικασίας για το δοκίμιο για τα δεδομένα της μηχανής αλλά και της γέφυρας ταυτόχρονα. Παρατηρείται και εδώ πλήρης συμφωνία της μηχανής και της γέφυρας.



Διάγραμμα 5.3.Β.1 Διάγραμμα δύναμης μετατόπισης για τα δεδομένα της γέφυρας και τη μηχανής

Ο υπολογισμός του μέτρου στιβαρότητας γίνεται βάση του ακολούθου διαγράμματος. Παρατηρείται ότι η σχέση είναι τελείως γραμμική με μέτρο στιβαρότητας **290 N/mm**, αισθητά πιο στιβαρό σε σχέση με το προηγούμενο δοκίμιο.



Διάγραμμα 5.3.Β.2. Εξαγωγή μέτρου στιβαρότητας

Στην συνέχεια εξετάζονται οι σημειακές παραμορφώσεις μέσω των gauges με τη βοήθεια της γέφυρας ενώ στα διαγράμματα προβάλλεται και η αρχική προφόρτιση καθώς δεν επηρεάζει στην εξαγωγή μεγεθών.



Διάγραμμα 5.3.Β.3. Διάγραμμα παραμόρφωσης στην περιοχή του ελλειπούντα ελάσσον τροχαντήρα

Πράγματι και εδώ οι τιμές της παραμόρφωσης είναι πολύ μικρές και ομαλές σε σχέση με τα σταθερά κατάγματα, ενώ δεν παρατηρείται η αλλαγή της κλίσης ή κάποια ασυνέχεια λόγω της απουσίας επαφής των φλοιών. Οι τιμές σε αντίθεση με το πρώτο δοκίμιο, είναι αρνητικές (βράχυνση του δοκιμίου) όπως είναι πιο λογικό και αναμενόμενο.

Ο δεύτερος εξωτερικός αισθητήρας στην περιοχή της διάφυσης απέδωσε το ακόλουθο διάγραμμα. Οι θετικές τιμές προδίδουν την έντονη κάμψη του δοκιμίου. Παρατηρείται ότι παρά το γεγονός ότι το δοκίμιο αυτό εμφανίζεται αρκετά στιβαρότερο σε σχέση με το προηγούμενο ασταθές αφού στο μέγιστο φορτίο η τραβέρσα έχει κατέβει μόλις 7,3 χιλιοστά έναντι 11,8 του πρώτου, η παραμόρφωση σε αυτό το σημείο λόγω κάμψης είναι μεγαλύτερη.



Διάγραμμα 5.3.Β.4. Παραμόρφωση στο κέντρο της διάφυσης πάνω από την κεφαλή του κοχλία

Τέλος παρουσιάζεται το διάγραμμα φορτίου- παραμόρφωσης του διαυχενικού κοχλία στην κάτω του μεριά κατά την φορά του άξονά του ακριβώς πριν την οπή της ενδομυελικής ήλωσης από την οποία και διέρχεται, μόνο, καθώς τα gauges από την κεφαλή του κοχλία δεν κατέγραψαν τίποτα λόγω αποτυχίας ήδη από την εκκίνηση του πειράματος. Δεδομένης της θέσης του gauge οι τιμές προκύπτουν αρνητικές διότι το σημείο αυτό θλίβεται ενώ οι τιμές είναι αρκετά μεγάλες και αισθητά μεγαλύτερες σε σχέση με το προηγούμενο δοκίμιο. (παρατίθεται η κλίση του προηγούμενου στα -0,4 έναντι -0,28 σε αυτό με αποτέλεσμα στα 2100 N να μετράται παραμόρφωση της τάξης 7700 μstrain αντί για 5050 που μετρήθηκε στο πρώτο δοκίμιο). Και εδώ η σχέση προκύπτει γραμμική.

Τέλος παρατίθεται και το διάγραμμα του αισθητήρα πάνω στον διαχενικό κοχλία κοντά στην οπή από την οποία διέρχεται μέσα από την ενδομυελική ήλωση.



Διάγραμμα 5.3.B.5 Παραμόρφωση διαυχενικού κοχλία κοντά στην ένωση των στελεχώς- οπή της ενδομυελικής ήλωσης

Και εδώ η καμπύλη είναι σχεδόν απόλυτη ευθεία ενώ παρατηρείται ότι παίρνει αισθητά μεγαλύτερες τιμές παραμόρφωσης σε σχέση με το πρώτο δοκίμιο. Σε αυτό το αποτέλεσμα θα ανατρέξουμε στην συνέχεια καθώς μέσω του DIC οι στροφές- κάμψεις της κεφαλής σε σχέση με το προηγούμενο δοκίμιο είναι πολύ μικρότερες πράγμα που φαινομενικά αντιτίθεται στα αποτελέσματα μας. Στην πραγματικότητα αυτό μπορεί να πηγάζει στην ισχνή συνοχή του κοχλία και της κεφαλής και σε παρασιτικές κάμψεις αν και όπως θα φανεί στη συνέχεια στα διαγράμματα κίνησης της κεφαλής στο εγκάρσιο επίπεδο της τράπεζας τα μεγέθη είναι παρεμφερή.

Στη συνέχεια ακολουθεί η επεξεργασία των δεδομένων του D.I.C.. Αρχικά παρατίθεται το διάγραμμα της μετατόπισης συναρτήσει του χρόνου ταυτόχρονα για το D.I.C. και την γέφυρα (η γέφυρα ταυτίζεται με την μηχανή).



Διάγραμμα 5.3.Β.6. Πρωτογενή δεδομένα γέφυρας και DIC

Εστιάζοντας στην "προβληματική" περιοχή της αποφόρτισης :



Διάγραμμα 5.3.Β.7 Offset DIC

Όπως διαπιστώθηκε και στο πρώτο δοκίμιο, τα ασταθή δοκίμια λόγω ελλιπούς συνοχής μεταξύ της οστεοσύνθεσης και του τεχνητού οστού εμφάνισαν κατά την προφόρτιση διαφορετικό ελεύθερο μήκος, δηλαδή μετά την εφαρμογή των 200 N "πακτώθηκαν" και εμφανίστηκαν κοντύτερα. Στο εν λόγω δοκίμιο φαίνεται και από το διάγραμμα αλλά και από τα δεδομένα του excel ότι έγινε μηδενισμός για την επαναφόρτιση της μετατόπισης στο σημείο των 0,338 χιλιοστών. Η διαφορά με την μέτρηση του D.I.C. που εκεί λαμβάνει την τιμή 0,238, δηλαδή διαφοράς 0,1 χιλιοστών είναι αποδεκτή στα πλαίσια της επαφής του δοκιμίου και τη διαφοροποίηση από τα μετρητικά σημεία (για το D.I.C. το πολύγωνο πάνω στο δοκίμιο ενώ για την γέφυρα η μετατόπιση της γέφυρας). Συνεπώς για να επιτευχθεί η καλύτερη συσχέτιση, θα προστεθεί στις μετρήσεις του data logger μετά την προφόρτιση η ποσότητα 0,338 mm.



Διάγραμμα 5.3.Β.8 Διόρθωση data logger για συσχέτιση με DIC

Αρχικά παρατίθεται το διάγραμμα της οριζόντιας μετατόπισης του σημείου-poly1 στην κεφαλή του μηριαίου στο επίπεδο της τράπεζας συναρτήσει του φορτίου.



Διάγραμμα 5.3.Β.9 Μετατόπιση προς τα αριστερά της κεφαλής

Είναι εμφανής η επανατοποθέτηση του δοκιμίου μετά την επαναφόρτιση σε μία θέση 0,46 χιλιοστά προς τα αριστερά σε σχέση με την αρχική θέση. Συνεπώς στα πλαίσια της μίας μόνο φόρτισης η συνολική μετατόπιση σε αυτή τη διεύθυνση είναι κατά κάτι μεγαλύτερη του ενός χιλιοστού.

Αντίστοιχα κατά τον άξονα Ζ'Ζ (δηλαδή προς τα εμπρός) παρατηρείται και εδώ μία επανατοποθέτηση κατά την προφόρτιση, ενώ στο ανώτατο φορτίο η συνολική μετατόπιση είναι της τάξεως των 1,4 χιλιοστών.



Διάγραμμα 5.3. Β.10 Εμπροσθοπίσθια μετατόπιση κεφαλής

Στην συνέχεια παρατίθεται και η συνολική μετατόπιση στο επίπεδο της τράπεζας, δηλαδή στην εγκάρσια τομή από το επίπεδο της εικόνας. Ο χρόνος και το φορτίο ουσιαστικά αυξάνουν από αριστερά προς τα δεξιά κατά μήκος της καμπύλης.



Διάγραμμα 5.3.Β.11 εγκάρσια κίνηση της κεφαλής πάνω στη τράπεζα

Στην συνέχεια παρατίθεται η απομάκρυνση των σημείων ελέγχου εκατέρωθεν του κατάγματος κατά διεύθυνση κάθετη στο επίπεδο του.



Διάγραμμα 5.3.Β.12 Σχετική απομάκρυνση των σημείων ελέγχου εκατέρωθεν του κατάγματος

Παρατηρείται η έντονη στροφή μέσω των αρνητικών τιμών των καμπυλών poly3-poly2 & poly7-poly6 που σημαίνει ότι στα σημεία αυτά τα κατεαγότα άκρα πλησιάζουν, σε αντίθεση με την έντονη απομάκρυνση στην περιοχή του μείζον τροχαντήρα. Παρατηρείται ότι μετά την προφόρτιση η κεφαλή επανατοποθετείται σε διαφορετική θέση. Ακόμα από τη καμπύλη της γραμμής "poly7-poly6", τα πολύγωνα όπου εκ των υστέρων επιλέχθηκαν στις θέσεις όπου από τις φωτογραφίες παρατηρείται η επαφή των φλοιών, πιστοποιείται ότι περί το φορτίο των 1700N η κλίση γίνεται κατακόρυφη σχεδόν παρά την αύξηση του φορτίου, γεγονός που αποδίδεται σε αυτή την αιτία.

Ακολουθεί το διάγραμμα της κλίσης σε μοίρες του άνω κατεαγότος άκρου σε σχέση με το κάτω, που αρχικά υποτέθηκαν παράλληλα. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως για την εξαγωγή του διαγράμματος έχουν γίνει κάποιες απλοποιήσεις (όπως η παραμόρφωση της απόστασης μεταξύ των σημείων ελέγχου που είναι της τάξης των 0,78 χιλιοστών θεωρείται μηδενική σε σχέση με την απόσταση των 42,48 χιλιοστών). Η γωνία αυτή είναι σαφώς μεγαλύτερη από τα σταθερά κατάγματα αλλά εμφανώς μικρότερη σε σχέση με την υπερβολική κλίση του πρώτου ασταθούς δοκιμίου.



Διάγραμμα 5.3.Β.13 Σχετική κλίση κατεαγότων ακρών.

Τέλος παρουσιάζεται και το διάγραμμα της στροφής της κεφαλής περί τον άξονα του διαυχενικού κοχλία. Οι τιμές της στροφής είναι πολύ μικρές όπως θα ήταν αναμενόμενο λόγω του ήλου που αποτρέπει την στροφή του. Συνεπώς η όποια μηδαμινή στροφή αποδίδεται σε μικροκινήσεις κυρίως του οστού σε σχέση με τον ήλο οι οποίες όπως μάλλον φαίνεται είναι και τυχαίες αφού ήδη σε μηδενικό φορτίο αγγίζει τα 2/3 της μέγιστης στροφής που φτάνει στα 1500 Ν όπου λίγο μετά παρατηρείται και η επαφή των φλοιών.



ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ- ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκε η εμβιομηχανική απόκριση τεχνικών αποκατάστασης διατροχαντήριων καταγμάτων. Το συγκεκριμένο πρόβλημα εμφανίζει αυξημένο ενδιαφέρον τόσον από κλινικής όσον και από καθαρά μηχανικής σκοπιάς. Η εργασία αποτελεί μέρος ευρύτερου ερευνητικού πρωτοκόλλου, τελικός στόχος του οποίου είναι η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας υφιστάμενων τεχνικών οστεοσύνθεσης σε σχέση με νέες προτεινόμενες από την κλινική εμπειρία των αντίστοιχων μελλών της ερευνητικής ομάδας. Η παρούσα εργασία εστιάστηκε στο καθαρό (έμβιο)μηχανικό μέρος της μελέτης, το δε κλινικό συνεχίζει να ερευνάται και αναμένεται ότι συντόμως θα προκύψουν εξίσου ενδιαφέρονται συμπεράσματα.

Σήμερα η επικρατέστερη τεχνική οστεοσύνθεσης διατροχαντήριων καταγμάτων είναι η ενδομυελική ήλωση διαυχενικού κοχλία (gamma nail). Η συγκεκριμένη τεχνική προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με προγενέστερες (όπως πχ. η SHS), εντούτοις υλοποιείται διεθνώς συστηματική έρευνα για τη περεταίρω βελτίωση τόσον από τη σκοπιά των τεχνικών χαρακτηριστικών όσον και από τη σκοπιά της μείωσης του (αυξημένου) κόστους.

Οποιαδήποτε βελτίωση από την πλευρά των τεχνικών γνωρισμάτων, προκειμένου να τεκμηριωθεί επαρκώς , απαιτεί τον ποσοτικό προσδιορισμό ικανού αριθμού εμβιομηχανικών παραμέτρων. Ο προσδιορισμός των παραμέτρων αυτών πρέπει ιδεατά να προκύπτει από πειραματικά πρωτόκολλα. Δυστυχώς μεταξύ των προς προσδιορισμό παραμέτρων εμφανίζονται παράγοντες οι οποίοι απαιτούν μηχανικές μετρήσεις επί του σώματος του ήλου ενόσω αυτός ευρίσκεται υπό φόρτιση εντός των κατεαγότων ακρών. Προφανώς η υλοποίηση των σχετικών μετρήσεων είναι εξαιρετικά δυσχερής αν όχι αδύνατη. Τη λύση στο συγκεκριμένο πρόβλημα πιστεύεται ότι μπορεί να δώσουν υπολογιστικές προσομοιώσεις μέσω της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων. Εντούτοις οι υπολογιστικές προσομοιώσεις απαιτείται να έχουν κατάλληλα και αξιόπιστα βαθμονομηθεί και επικυρωθεί (calibration and validation), είτε με τη βοήθεια αποτελεσμάτων από αναλυτικές επιλύσεις είτε με τη βοήθεια και πάλι πειραματικών δεδομένων. Δεδομένου ότι αναλυτικά αποτελέσματα δεν υφίστανται (και δεν προβλέπεται να είναι στη διάθεσή μας στο άμεσο μέλλον λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας, των υλικών και των φορτίσεων, είναι προφανές ότι η υλοποίηση πειραματικών πρωτοκόλλων δεν μπορεί να αποφευχθεί. Πρέπει απλώς να σχεδιαστούν με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτρέπουν την εξαγωγή συμπερασμάτων για τα τεκταινόμενα στο εσωτερικό των δοκιμίων με την βοήθεια μετρήσεων από την επιφάνεια των δοκιμίων.

Τα συγκεκριμένα πειράματα, όπως προέκυψε, είναι εξαιρετικά δυσχερή και χρονοβόρα, λαμβάνοντας υπ' όψη την ανάγκη προσομοίωσης σύνθετων συνοριακών συνθηκών. Επίσης το κόστος της υλοποίησης τους είναι αρκετά υψηλό. Επομένως επιβάλλεται να αντληθεί ο μέγιστος δυνατός όγκος πειραματικών δεδομένων από τον ελάχιστο δυνατό αριθμό πειραμάτων. Οι παραδοσιακές τεχνικές μέτρησης (ηλεκτρομηκυνσιόμετρα και μηχανικά μηκυνσιόμετρα - strain and clip gauges) παρέχουν πληροφορίες από συγκεκριμένα σημεία του δοκιμίου τα οποία πρέπει να καθοριστούν εκ των προτέρων ώστε να επικολληθούν οι σχετικοί αισθητήρες. Ο σοβαρότατος αυτός περιορισμός επιβάλλεται να αρθεί, και στην κατεύθυνση αυτή μελετήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία η δυνατότητα άντλησης των απαιτούμενων δεδομένων με τη βοήθεια μιας σχετικά νέας πειραματικής τεχνικής, της αποκαλούμενης "Τεχνική Συσχέτισης Ψηφιακών Εικονών" (Digital Image Correlation). Η συγκεκριμένη τεχνική πλεονεκτεί ως τεχνική Πλήρως Πεδίου (full field), μη επαφής (contactless) και ως επιτρέπουσα την εκ των υστέρων (post mortem) επιλογή σημείων προσδιορισμού παραμορφωσιακών πεδίων. Αν και η συγκεκριμένη τεχνική εμφανίζεται σε εμβριακή μορφή ήδη από την δεκαετία του 1980 εντούτοις γνώρισε ραγδαία ανάπτυξη την τελευταία δεκαετία μόλις, ενώ οι εφαρμογές στην εμβιομηχανική είναι ακόμα και σήμερα σχετικά περιορισμένες (ειδικά στον τομέα των διατροχαντηρίων καταγμάτων εντοπίστηκαν ελάχιστες σχετικές εργασίες).

Κρίθηκε επομένως αναγκαίο να αξιολογηθεί η δυνατότητα εφαρμογής της συγκεκριμένης τεχνικής στην περίπτωση οστεοσυνθέσεων διατροχαντήριων καταγμάτων και να τεκμηριωθεί το κατά πόσο μπορεί να παράσχει τον απαιτούμενο όγκο δεδομένων τα οποία θα επιτρέψουν την ασφαλή επικύρωση υπολογιστικών προσομοιώσεων. Για την επίτευξη του σκοπού αυτού η τεχνική D.I.C. χρησιμοποιήθηκε παράλληλα με την τεχνική των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων. Παράλληλα κατεβλήθη ιδιαίτερη προσπάθεια (τα αποτέλεσμα της οποίας δεν έχουν εις έτη αξιολογηθεί επαρκώς) για τη μέτρηση παραμορφώσεων από το σώμα του ήλου.

Η ανάλυση και επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων επιτρέπει ήδη την εξαγωγή χρήσιμων (ελπίζεται) συμπερασμάτων. Τεκμηριώθηκε ότι οι μετρήσεις της τεχνικής D.I.C. είναι σε απόλυτη συμφωνία με τις αντίστοιχες των ηλεκτρομηκυνσιομέτρων (εννοείται στα σημεία που επικολλούνταν τα ηλεκτρομηκυνσιόμετρα). Παράλληλα απεδείχθη ότι η τεχνική D.I.C. επιτρέπει τον διαχωρισμό των πεδίων μετατοπίσεων σε πεδία οφειλόμενα αποκλειστικά και μόνο σε μετακινήσεις και στροφές στερεού σώματος και σε πεδία οφειλόμενα σοφειλόμενα του D.I.C. κατέδειξε τη συνύπαρξη πεδίων μετατοπίσεων στερεού σώματος τα οποία οφείλονται σε στερεή στροφή και στερεή μετατόπιση της κεφαλής. Η συνύπαρξη των πεδίων αυτών καθιστά εκ των πραγμάτων δυσχερή την αξιολόγηση των πειραματικών δεδομένων, εντούτοις είναι ιδιαίτερα σημαντικό το γεγονός ότι υπεδείχθη η ύπαρξη των πεδίων αυτών.

Στην διπλωματική αυτή εργασία μελετήθηκαν δύο τύποι διατροχαντήριων καταγμάτων, ήτοι σταθερών και ασταθών. Οι μεγάλες αποκλίσεις μεταξύ των πειραμάτων ακόμα και για τον ίδιο τύπο κατάγματος υπέδειξαν εγγενής παράγοντες διαφοροποιήσεως (variabilities), ο ρόλος των οποίων δεν ήταν δυνατόν να διαφωτιστεί πλήρως στα πλαίσια μιας διπλωματικής εργασίας. Κατέστη εντούτοις απολύτως σαφές ότι οι παράγοντες αυτοί πρέπει να περιορισθούν, αν όχι να αποκλεισθούν, διαφορετικά η εξαγωγή κλινικών συμπερασμάτων θα παραμείνει επισφαλής. Ενδεικτικά και μόνο ως παράγοντας εγγενούς διαφοροποίησης των αποτελεσμάτων αναφέρεται ο κοχλίας σταθεροποίησης του διαυχενικού κοχλία ο οποίος περιορίζει ορισμένους βαθμούς ελευθερίας και ήλου. Είναι καθοριστική όχι μόνο η τοποθέτηση αυτού του ήλου αλλά και ο ακριβής τρόπος κοχλίωσης του και επαφής του με το σώμα του ήλου.

Ήδη έχουν γίνει αρκετές στρατηγικές βελτιώσεις της τεχνικής από την εκκίνηση των πειραμάτων ενώ έχει ξεκινήσει ακόμα και μια προσπάθεια συμπληρωματικής χρήσης της
τεχνικής "Ακουστικών Εκπομπών" για την πληρέστερη κατανόηση των γεγονότων που διαδραματίζονται στο εσωτερικό του δοκιμίου κατά τη διάρκεια του πειράματος, η οποία αναμένεται να συνεχιστεί. Προτείνεται ακόμα η μέτρηση αντιστοίχων μεγεθών σε μη καταγματικό οστό προκειμένου να δημιουργηθεί ένα μοντέλο αναφοράς καθώς στο δια ταύτα απώτερος σκοπός είναι η όσο το δυνατόν πλησιέστερη προσομοίωση ενός υγιούς οστού, ενώ ιδιαίτερο ενδιαφέρον θα παρουσίαζε και η φόρτιση υπό περιορισμούς κινήσεων προκειμένου να απομονωθούν κάποιες από τις πολυσύνθετες κινήσεις.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΒΙΒΛΙΑ ΚΑΙ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΠΕΡΙΟΔΙΚΑ

A1) "Φυσική του ανθρωπίνου σώματος (Physics of the body)", John R.Cameron, James G. Skofronick, Roderick M. Grant 1992 κεφάλαιο 3.3.6.(61-64) & κεφάλαιο 4.1, 4.2(87-105)

A2) H. Q. Woodard στο Health and physics 8, 516, 1962

A3) M. Williams και H.R. Lissner , "Biomechanics of Human Motion" , Philadelpia, W. B. Saunders Company 1962 pg. 110

A4) G.B. Benedek και M.H. Vilars at "Physics with Illustrative Examples from Medicine and Biology Vol. 1 , Mechanics" , Addison - Wesley , 1973

A5) "Βασική Ιστολογία Ι",Luiz Carlos Junueira, Josi Carneiro Ιατρικές εκδόσεις Πασχαλίδης 5η έκδοση, 192-215

- A6) "Body Works physics and chemistry for nurses", Paul Strube ,εκδόσεις prentice hall
- A7) "Dance anatomy and Kinesiology", Human Kinetics, Magee 1997
- A8)"Εμβιομηχανική", Εκδόσεις Παρισιάνου, Hall Susan J. (2005)
- A9) "Ανατομική της άθλησης", Εκδόσεις Σάλτο, Weineck Jurgen (1998)
- A10)"Κινισιολογία", Εκδόσεις Παρισιάνου, Hamilton N., Luttgens K. (2003)
- A11) "Εγχειρίδιο Περιγραφικής Ανατομίας", Εκδόσεις ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ, Werner Platzer, 2009

ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΑΡΘΡΑ

B1. Cummings SR, Rubin SM, Black D. The future of hip fractures in the United States.
Numbers, costs, and potential effects of postmenopausal estrogen. Clin Orthop Relat Res.
1990; (252):163–6. [PubMed: 2302881]

B2. Cooper C, Campion G, Melton LJ 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. Osteoporos Int. 1992; 2(6):285. [PubMed: 1421796]
B3. Gullberg B, Johnell O, Kanis JA. World-wide projections for hip fracture. Osteoporos Int. 1997; 7(5):407–13. [PubMed: 9425497]

B4. Kannus P, Parkkari J, Sievanen H, Heinonen A, Vuori I, Jarvinen M. Epidemiology of hip fractures. Bone. 1996; 18(1 Suppl):575–63S. [PubMed: 8717549]

B5. P. Kane et al., " Is tip apex distance as important as we think? A biomechanical study examining optimal lag screw placements", Clinical Orthopaedics and Related Research - october 2013

B6. Shepherd F. Rosenblum et al. , "A biomechanical evaluation of the gamma nail", Hospital for Joint Diseases 1992 New York

ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ ΜΑΘΗΜΑΤΩΝ

Γ1) Κουρκουλής Σ., Σημειώσεις μαθήματος «Εισαγωγή στην Εμβιομηχανική», Σχολή εφαρμοσμένων μαθηματικών και φυσικών επιστημών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, 2011.

Γ2) Διαφάνειες του μαθήματος Έισαγωγή στην Ιατρική Φυσική - Φυσική του σκελετού"
Ακαδ. έτος 2008-2009 - Διδάσκουσα: Μυρσίνη Μακροπούλου

http://www.physics.ntua.gr/~mmakro/index_files/latriki_Fysiki_skeletos2008.pdf

Γ3) Κατάγματα Ισχίου, Ιατρική σχολή αθηνών, Γορθοπαιδική πανεπιστημίου αθηνών Γ.Ν."
ΚΑΤ", ΠΑΠΑΔΕΛΗΣ, αθήνα 2015

ΙΣΤΟΤΟΠΟΙ

Δ1)http://www.sakellaris.med.gr/%CE%BF%CF%83%CF%84%CE%B5%CE%BF%CF%80%CF%8C %CF%81%CF%89%CF%83%CE%B7

 $\Delta 2$)http://www.med.duth.gr/undergraduate/courses/dd2.shtml

- Δ3) www.elembio.gr
- Δ4) http://www.asbweb.org/
- Δ5) http://www.european-hip-society.org/index.php?id=1
- Δ6) http://www.hip-int.com/

Δ7) http://www.orthobullets.com/trauma/1038/intertrochantericfractures?expandLeftMenu=true

- $\Delta 8) \ http://www.e-rheumatology.gr/scientific-articles/thylakitida-lagonopsoiti$
- Δ9) http://slideplayer.gr/slide/2020347/
- Δ10) http://www.orthopatras.gr/

(ορθοπαιδική κλινική πανεπιστημίου πατρών)

 $\label{eq:linear_line$

Ebook - History of digital image correlation

Δ 12) https://www.osapublishing.org/ao/abstract.cfm?uri=ao-53-19-4216

 Δ 13) www.researchgate.net/figure/311820296_fig1_Fig-2-Cortical-and-trabecular-bone-distribution-in-the-entire-femur-left-and-internal

Δ14) https://secure.thehubedu.com/shelves/7048-qualitative-biomechanics?item_id=36454