

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ
ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ
ΑΘΙΚΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΠΥΕΛΟΥ:
IN SILICO ΜΕΛΕΤΗ



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Διπλωματική Εργασία

**ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ
ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ
ΑΘΙΚΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΠΥΕΛΟΥ:
IN SILICO ΜΕΛΕΤΗ**

ΦΑΙΔΩΝ Φ. ΚΥΡΙΑΚΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Σ. ΚΟΥΡΚΟΥΛΗΣ, ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΘΗΝΑ 2013

*Στους γονείς μου
με αγάπη, γι' αυτό που είναι
κι ευγνωμοσύνη, γι' αυτό που είμαι*

Επιβλέπων καθηγητής

Σταύρος Κ. Κουρκουλής, Αναπληρωτής Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ

Τριμελής εξεταστική επιτροπή

Σταύρος Κ. Κουρκουλής, Αναπληρωτής Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ
(επιβλέπων)

Βασίλειος Κεφαλάς, Επίκουρος Καθηγητής
Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών, ΕΜΠ

Δέσποινα Ν. Περρέα, Καθηγήτρια
Ιατρική Σχολή Αθηνών, ΕΚΠΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	13
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	15
ABSTRACT	17
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ, ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΤΗΣ ΠΥΕΛΟΥ	19
1.1 Τα οστά.....	19
1.1.1 Οι λειτουργίες των οστών	19
1.1.2 Η μορφολογία των οστών	20
1.1.3 Η δομή των οστών.....	21
1.1.4 Η εμβιομηχανική των οστών.....	23
1.2 Η πύελος.....	28
1.2.1. Ανατομία της πυέλου	28
1.2.3. Οι μύες και οι σύνδεσμοι της πυέλου.....	33
1.2.4. Η γεωμετρία της πυέλου	34
1.2.5. Κατάγματα της πυέλου	35
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (ΜΠΣ)	39
2.1 Ιστορικά στοιχεία	39
2.2 Περιγραφή της μεθόδου	40
2.3 Η ΜΠΣ στην Ιατρική.....	41
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΤΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΚΑΙ Η ΔΙΕΘΝΗΣ ΕΡΕΥΝΑ	45
3.1 Περιγραφή του προβλήματος.....	45
3.2 Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας	46
3.3 Το ερευνητικό πρόγραμμα στο ΕΜΠ	60
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	61
4.1 Επεξεργασία των αξονικών τομογραφιών.....	61
4.2 Δημιουργία στερεού σώματος	66

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	69
5.1 Εισαγωγή στο Ansys	69
5.2 Προσομοίωση σπογγώδους και φλοιώδους οστού	71
5.3 Προσομοίωση τεχνητής κεφαλής μηριαίου οστού.....	75
5.3.1 Προθέσεις ισχίων	76
5.3.2 Προσομοίωση και τοποθέτηση σφαιρικής κεφαλής	76
5.3.3 Προσομοίωση εσωτερικής επένδυσης κυπελλίου	81
5.4 Καθορισμός δυνάμεων	82
5.5 Καθορισμός στηρίξεων.....	86
5.6 Δημιουργία πλέγματος.....	89
5.6.1 Δημιουργία πλέγματος ανωνύμου οστού.....	90
5.6.2 Δημιουργία πλέγματος τεχνητής κεφαλής μηριαίου	92
5.6.3 Δημιουργία διεπιφάνειας ανωνύμου οστού – τεχνητής κεφαλής μηριαίου	93
5.6.4 Έλεγχος σύγκλισης.....	94
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 ΕΠΙΚΥΡΩΣΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ	99
6.1 Επικύρωση του μοντέλου.....	100
6.2 Παραμετρική μελέτη	102
6.2.1 Μελέτη του υλικού του τεχνητού χόνδρου	102
6.2.2 Μελέτη του πάχους του χόνδρου	106
6.2.3 Μελέτη διαφόρων συνήθων φορτίσεων	110
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 ΣΥΝΟΠΤΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	115
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	119
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	121
Α. ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΑΡΘΡΑ.....	121
Β. ΒΙΒΛΙΑ ΚΑΙ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΕΣ ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ.....	123
Γ. ΙΣΤΟΤΟΠΟΙ	124

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία με τίτλο: «Προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς άθικτης ανθρώπινης πύελου: *in silico* μελέτη», εκπονήθηκε στον Τομέα Μηχανικής της σχολής Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου από τον Νοέμβριο του 2012 έως και τον Ιούλιο του 2013 υπό την καθοδήγηση του επιβλέποντα Αναπληρωτή Καθηγητή, Σταύρου Κουρκουλή.

Για την πολύτιμη βοήθεια που έχω δεχθεί κατά τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα:

Τον Αναπληρωτή Καθηγητή του Ε.Μ.Π. Σταύρο Κουρκουλή για τις επιστημονικές του παρατηρήσεις και την καθοδήγηση που μου προσέφερε τους τελευταίους μήνες της προπτυχιακής μου ζωής. Κυρίως όμως θα ήθελα να τον ευχαριστήσω για τα προηγούμενα έτη, διότι τότε, μέσω εκείνου και μέσω των μαθημάτων του, γνώρισα και αγάπησα την Μηχανική και δη, την Εμβιομηχανική, πεδία τα οποία νοηματοδότησαν τις σπουδές μου. Του εύχομαι ό,τι καλύτερο και επειδή είμαι βέβαιος ότι ο ιδιαίτερος, ασυμβίβαστος χαρακτήρας του θα εξακολουθεί να γεννά τόσο αγάπες όσο και αντιπάθειες, ελπίζω οι πρώτες να υπερκαλύπτουν πάντοτε τις δεύτερες γιατί τούτο του αξίζει.

Θα ήθελα, επίσης, να ευχαριστήσω τον Δρα Ευάγγελο Μαγνήσαλη ο οποίος όχι μόνο μου παρείχε αμέριστη υποστήριξη κατά τη διάρκεια της Πρακτικής μου Άσκησης (στο πλαίσιο του σχετικού θεσμού της Σ.Ε.Μ.Φ.Ε.), εμπειρία η οποία υπήρξε ιδιαίτερα πολύτιμη και εκπαιδευτική, αλλά εξακολουθεί να μου παρέχει γνώσεις και βοήθεια οποτεδήποτε τις έχω ανάγκη.

Ένα σημαντικό ευχαριστώ οφείλω και στον Δρα Παναγιώτη Χατζηστέργο για την πολύτιμη εισαγωγή που μου παρείχε στον κόσμο της μοντελοποίησης.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω την Σταυρούλα Στεφανάτου και τον Johannes Heydenreich για την σημαντική τεχνική βοήθεια που μου προσέφεραν σχετικά με το λογισμικό Ansys σε διάφορα στάδια της εργασίας όπως επίσης και τον ιατρό Σπυρίδων Δαρμανή για τις χρήσιμες διορθώσεις και παρατηρήσεις του.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου που με στηρίξε ψυχολογικά και υλικά καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου καθώς δίχως αυτήν είναι βέβαιο πως δεν θα βρισκόμουν εδώ, όπου κι αν αυτό το “εδώ” βρίσκεται.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η υπολογιστική προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς της άθικτης ανθρώπινης πυέλου. Η εργασία αυτή είναι ενταγμένη σε ένα μεγαλύτερο ερευνητικό πρόγραμμα που εκπονείται στη Μονάδα Εμβιομηχανικής του Τομέα Μηχανικής του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου σε συνεργασία με ιατρούς από το Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης και ιατρούς από το 401 Γενικό Στρατιωτικό Νοσοκομείο Αθηνών, εξειδικευμένους στην τραυματολογία της πυέλου.

Καθώς η αποκατάσταση των πυελικών καταγμάτων απασχολεί όλο και περισσότερο την ιατρική κοινότητα και με δεδομένο ότι το συγκεκριμένο αντικείμενο εμφανίζει πολύ μεγάλες δυσκολίες στη διερεύνησή του, οι υπολογιστικές προσεγγίσεις από τον διεπιστημονικό κλάδο της Εμβιομηχανικής αποτελούν ένα αξιόπιστο και διαρκώς αναπτυσσόμενο εργαλείο μελέτης της.

Το ευρύτερο ερευνητικό πρόγραμμα που λαμβάνει χώρα στο Ε.Μ.Π. αφορά στην συγκριτική αξιολόγηση διαφορετικών μεθόδων οστεοσύνθεσης της καταγματικής ανθρώπινης πυέλου. Η παρούσα εργασία, θέτοντας τα θεμέλια της υπολογιστικής ανάλυσης του προγράμματος, επικεντρώνεται στην δημιουργία ενός αξιόπιστου υπολογιστικού μοντέλου της άθικτης ανθρώπινης πυέλου ενώ, κατόπιν της επικύρωσης, προχωρά και στην μελέτη ορισμένων σημαντικών παραμέτρων που εμφανίζονται στο πείραμα.

Πιο αναλυτικά, στο *πρώτο κεφάλαιο* γίνεται αναφορά σε σημαντικά στοιχεία της ανατομίας και της φυσιολογίας των ανθρώπινων οστών. Επίσης, γίνεται εισαγωγή στις έννοιες της εμβιομηχανικής προκειμένου ο οστίτης ιστός να εξεταστεί υπό το φως αυτού του κλάδου. Εν συνεχεία, αναλύεται η ανατομία της πυέλου και οι λειτουργίες της ενώ στο τέλος, γίνεται μνεία και στους τύπους των καταγμάτων που εμφανίζει.

Στο *δεύτερο κεφάλαιο* επιχειρείται μία εισαγωγή στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Στην αρχή δίνονται ορισμένα ιστορικά στοιχεία που αφορούν στις ανάγκες που γέννησαν τη μέθοδο καθώς και στον τρόπο με τον οποίο η μέθοδος, τελικά, αναπτύχθηκε. Κατόπιν, παρουσιάζονται συνοπτικά τα στάδια που ακολουθούνται προκειμένου να εφαρμοστεί η μέθοδος.

Στο *τρίτο κεφάλαιο* παρουσιάζονται αναλυτικά ο σκοπός της εργασίας και το πλαίσιο εντός του οποίου αυτή εκπονείται. Παράλληλα, γίνεται μία κριτική βιβλιο-

γραφική ανασκόπηση των σημαντικότερων εργασιών που έχουν πραγματοποιηθεί και αφορούν σε *in silico* πειράματα σχετικά με την πύελο. Σκοπός αυτών των εργασιών ήταν είτε η μελέτη κάποιων κρίσιμων για το εκάστοτε μοντέλο παραμέτρων είτε απλά η εξασφάλιση ενός επικυρωμένου πυελικού μοντέλου.

Στο *τέταρτο κεφάλαιο* αναλύεται ο τρόπος κατασκευής του γεωμετρικού μοντέλου της πυέλου με τη χρήση αξονικών τομογραφιών, ενώ στο *πέμπτο κεφάλαιο* εξηγείται το κυρίως έργο της παρούσας μελέτης καθώς αναλύεται ο τρόπος που εφαρμόζεται η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων στο συγκεκριμένο μοντέλο της πυέλου. Ξεκινώντας από την εισαγωγή της γεωμετρίας στο πρόγραμμα προσομοίωσης με πεπερασμένα στοιχεία παρακολουθείται βήμα προς βήμα η κατασκευή του υπολογιστικού μοντέλου φτάνοντας έως και την εξαγωγή των πρώτων αποτελεσμάτων.

Στο *έκτο κεφάλαιο* γίνεται η επικύρωση του μοντέλου ενώ στη συνέχεια πραγματοποιείται παραμετρική μελέτη της επίδρασης διαφόρων παραγόντων. Πιο συγκεκριμένα, στο δεύτερο αυτό σκέλος του κεφαλαίου, μελετώνται οι τάσεις που αναπτύσσονται στο μοντέλο καθώς αλλάζει το υλικό του τεχνητού χόνδρου, καθώς μεταβάλλεται το πάχος του χόνδρου αλλά και καθώς επιβάλλονται διαφορετικές φορτίσεις κάθε μία εκ των οποίων αντιστοιχεί σε κάποια συνήθη, καθημερινή δραστηριότητα του ανθρώπου.

Τέλος, στο *έβδομο κεφάλαιο* επιχειρείται μία σύνοψη της εργασίας και των συμπερασμάτων της ενώ στο *όγδοο κεφάλαιο* δίδονται ορισμένες προτάσεις για μελλοντική έρευνα.

ABSTRACT

The purpose of this diploma thesis is the computational simulation of the mechanical behavior of an intact human pelvis. This thesis is part of a bigger research project which is being conducted in the Biomechanical Department of the Mechanical Faculty of the National Technical University of Athens (N.T.U.A.) in collaboration with physicians from the Demokritus University of Thrace and from the 401st general military hospital, who are specialized in pelvic fractures.

Nowadays, rehabilitation of pelvic fractures interests more and more the medical community. Because of that interest and because of the high complexity of this subject, it is no wonder why biomechanical modeling is a constantly developing tool for the research conducted in this area.

The aforementioned research program which takes place in N.T.U.A., resides in the mutual evaluation of different types of osteosynthesis of a fractured human pelvis. This diploma thesis sets the foundations of the computational analysis of the program and focuses on the creation of a reliable computational model of an intact human pelvis. Furthermore, after the validation of the model, some important experimental parameters were studied.

More extensively, in the *first chapter*, some important anatomical and physiological data concerning human bones are mentioned. There is also an introduction to the basic biomechanical notions in order to examine the bone tissue through the lit of that discipline. In the sequel, the anatomy of the pelvis is being elaborated as well as its functions and the fractures that may occur to it.

The *second chapter* is an introduction in the finite element method. In the beginning, some historical data are given concerning the needs which led to the creation of FE method and the way in which it was actually developed. Thence, the stages of the method are displayed summarily.

In the *third chapter*, the purpose of the thesis is displayed in detail as well as the purpose of the whole project conducted in N.T.U.A. Furthermore, a literature review is carried out; important scientific papers, concerning the in silico experiments of the human pelvis, are being analyzed.

In the *fourth chapter*, the creation of the 3D model via CT images is explained while in the *fifth chapter*, there is a step by step analysis of the construction of the

computational pelvic model using the finite element method. This chapter contains the major work of the thesis.

In the *sixth chapter*, the model is being validated. After that, a parametric analysis is performed in order to study the stresses of the pelvis *a.* while the material of the artificial cartilage is being changed, *b.* while the thickness of the cartilage changes and *c.* while different forces are applied simulating different load cases.

Finally, in the *seventh chapter*, the thesis and the results which came out of it are summarized while in the *eighth chapter*, suggestions for further future research are being made.

During the conduction of this diploma thesis valuable knowledge has been accumulated. First of all, vital anatomical elements and medical terminology concerning both the pelvic structure and the human body in general are now part of my vocabulary. More importantly, I have been accustomed to the methodology which is governing contemporary research. The extraction of useful information contained in academic papers has been greatly developed too. Last but not least, the ability to simulate has been fundamentally new. Hence, the theoretical and practical knowledge I acquired during the conduction of the mechanical simulation was the most important experience of all.

In the light of the aforementioned, this diploma thesis has helped me to improve both my academic and scientific abilities in terms of studying, analyzing and finally solving the problem being raised.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ, ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΤΗΣ ΠΥΕΛΟΥ

1.1 Τα οστά

Τα οστά είναι ένας εξειδικευμένος στηρικτικός ιστός καθοριστικής σημασίας για την επιβίωση, την ανάπτυξη και τη λειτουργία του σώματος.

Παρά την εικόνα τους, η οποία παραπέμπει σε ένα μάλλον νεκρό ή αδρανές μέρος του οργανισμού, στην πραγματικότητα τα οστά είναι ένας ζωντανός ιστός που διαθέτει αιμάτωση και νεύρωση. Πρόκειται για όργανα ιδιαίτερα ενεργά και διαρκώς αναδομούμενα υπό την επίδραση φυσικών δυνάμεων και ορμονικών παραγόντων.

Ιδιαίτερα χαρακτηριστικά τους από τη σκοπιά της Μηχανικής είναι η σκληρότητα, η αντοχή και η ακαμψία τους.

1.1.1 Οι λειτουργίες των οστών

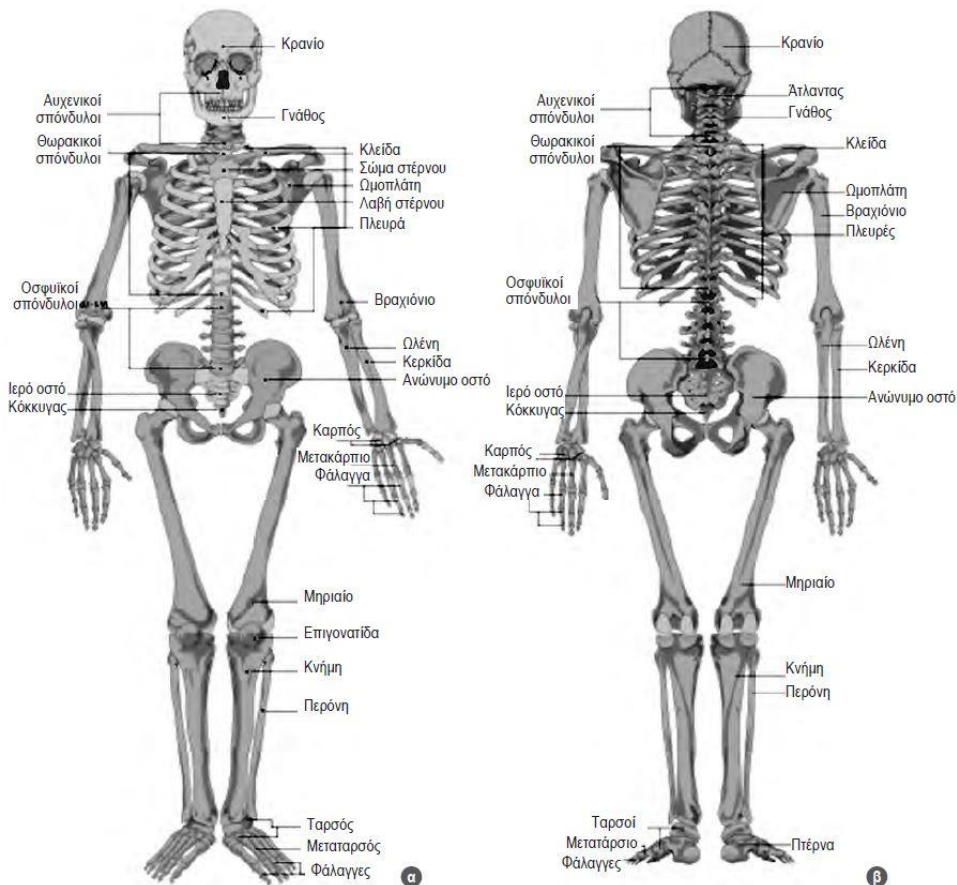
Τα οστά ενώνονται μεταξύ τους μέσω ειδικών συνδέσεων που ονομάζονται αρθρώσεις. Αυτές οι αρθρώσεις, ανάλογα με τη θέση τους στο σώμα, παρέχουν στα οστά διαφορετικούς βαθμούς ελευθερίας κινήσεων. Έτσι, υπάρχουν αρθρώσεις που επιτρέπουν στα παρακείμενα οστά να εκτελούν γρήγορες και απότομες κινήσεις (όπως στην περιοχή του γόνατος και του αγκώνα), άλλες που επιτρέπουν μόνο μικρές κινήσεις (όπως στους σπόνδυλους της σπονδυλικής στήλης) καθώς, τέλος, κι εκείνες που δεν επιτρέπουν καθόλου κινήσεις (όπως συμβαίνει στα οστά του κρανίου).

Το σύνολο των οστών και των αρθρώσεων σχηματίζει ένα οστικό συναρμολόγημα που καλείται σκελετός. Ο σκελετός του ανθρώπου (Εικ. 1.1) αποτελεί τη βάση επάνω στην οποία προσδένονται οι μύες του και συνολικά αποτελείται από 206 έως και 212 οστά.

Ο σκελετός του ανθρώπου χωρίζεται σε τρία μέρη:

- στο σκελετό της κεφαλής (αποτελείται από 22 έως 23 οστά)
- στο σκελετό του κορμού (αποτελείται από 58 έως 59 οστά)
- στο σκελετό των άκρων (αποτελείται από 126 έως 130 οστά)

Ο αριθμός των οστών δεν είναι σταθερός αλλά αντίθετα, μεταβάλλεται με την πάροδο του χρόνου μέσω μηχανισμών συνοστέωσης. Αύξηση της ηλικίας συνεπάγεται μείωση του αριθμού των οστών.



Εικ. 1.1 Ο σκελετός του ανθρώπου (α) από πρόσθια θέση και (β) από οπίσθια θέση [B1].

Οι βασικές λειτουργίες των οστών μπορούν να συνοψιστούν ως κάτωθι:

1. υποστήριξη του σώματος
2. προστασία των ευπαθών οργάνων
3. παροχή περιοχών πρόσφυσης των μυών
4. διευκόλυνση της δράσης των μυών και της κίνησης ολόκληρου του σώματος
5. αποθήκευση χημικών ουσιών

Μέσα από εκατομμύρια χρόνια εξέλιξης, η μάζα, ο όγκος και το σχήμα των οστών κατάφεραν να συνδυαστούν με το βέλτιστο τρόπο προκειμένου ο σκελετός να παρέχει τη μεγαλύτερη δυνατή λειτουργική ικανότητα στο ανθρώπινο σώμα.

1.1.2 Η μορφολογία των οστών

Ανάλογα με το σχήμα τους, τα οστά διακρίνονται σε:

- μακρά ή αυλοειδή οστά (π.χ. τα οστά των άκρων)
- βραχέα οστά (π.χ. οι σπόνδυλοι)
- πλατέα οστά (π.χ. ωμοπλάτη)
- αεροφόρα οστά (π.χ. ζυγωματικά οστά)
- οστά ακανόνιστου σχήματος (π.χ. τα οστά που βρίσκονται στην ποδοκνημική άρθρωση)
- οι πλευρές, οι οποίες δεν ανήκουν σε καμία απ' τις παραπάνω κατηγορίες

Είναι χρήσιμο να σημειωθεί ότι ανεξαρτήτως του σχήματός τους, τα οστά δεν αποτελούνται εξ ολοκλήρου από ομαλές και λείες επιφάνειες. Αντιθέτως, στο εξωτερικό τους εμφανίζουν [B2]:

- λείες αρθρικές επιφάνειες, καλυπτόμενες κυρίως από υαλοειδή χόνδρο που χρησιμεύει στην άρθρωση με τα παρακείμενα οστά
- διάφορες οστικές αναγλυφές (φύματα, ογκώματα, άκανθες, αποφύσεις, τραχύσματα, κέρατα, γραμμές, βόθροι, ακρολοφίες, αύλακες, εντυπώματα, εντομές) που σχηματίζονται κυρίως από την πρόσφυση μυών και συνδέσμων
- πόρους, σωλήνες, σχισμές και τρήματα, που διευκολύνουν την δίοδο των αγγείων και των νεύρων

1.1.3 Η δομή των οστών

Τα οστά αποτελούνται από τον οστίτη ιστό, έναν ζωντανό ιστό που υπόκειται σε μεταβολές καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής. Ο οστίτης ιστός αποτελείται από ένα οργανικό μέρος (περίπου 35%) και ένα ανόργανο (περίπου 65%).

Το ανόργανο μέρος του ιστού αποτελείται από άλατα (φωσφορικό ασβέστιο, ανθρακικό ασβέστιο, φωσφορικό μαγνήσιο) ενώ το οργανικό μέρος περιλαμβάνει:

- τα κύτταρα του οστίτη ιστού
- ινίδια κολλαγόνου (είδος πρωτεϊνών)
- τη θεμέλια ουσία (πρωτεΐνες και ανόργανα άλατα)

Επίσης, πολύ μεγάλο ποσοστό του οστού (το 25% του συνολικού του βάρους) είναι νερό, το μεγαλύτερο μέρος του οποίου βρίσκεται στην οργανική μήτρα.

Τα κύτταρά του οστίτη ιστού είναι οι οστεοβλάστες, τα οστεοκύτταρα και οι οστεοκλάστες και παρά την καθοριστική σημασία τους στην σωστή λειτουργία των οστών, αποτελούν μονάχα το 2% του όγκου τους.

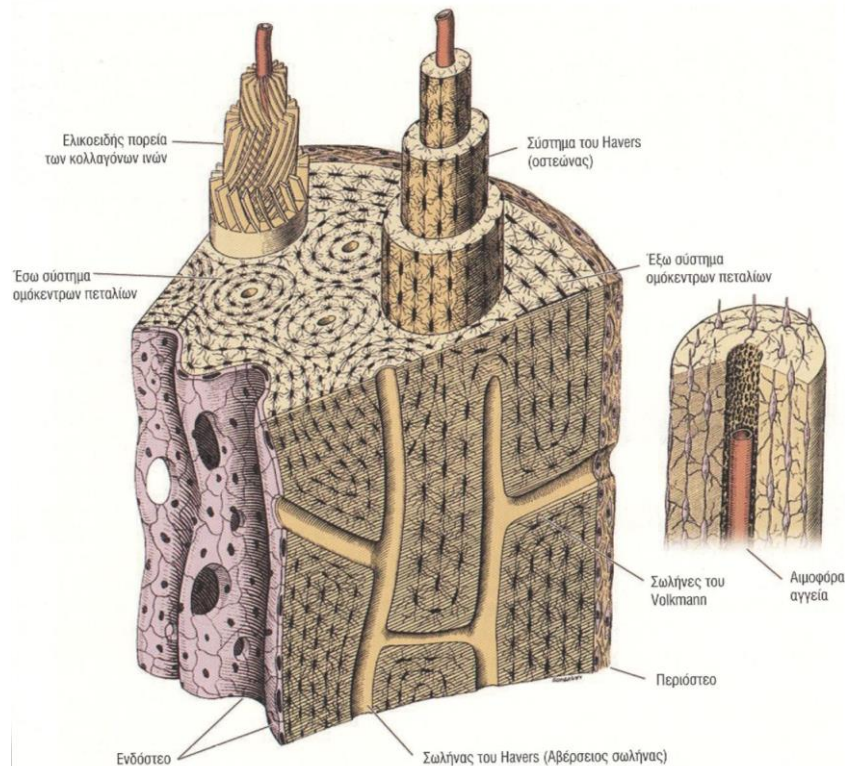
Μία πολύ βασική λειτουργία του οστίτη ιστού είναι η διαρκής ανανέωσή του. Χάρης σ' αυτήν, ο σκελετός του ανθρώπου προσαρμόζεται ασταμάτητα ώστε να επιτελεί με επιτυχία την αποστολή του σε όλη την διάρκεια της ζωής.

Η διαδικασία της ανανέωσης ονομάζεται *οστική ανακατασκευή* και συνίσταται στην οστική απορρόφηση (λύση του οστού) που ακολουθείται από την οστική σύνθεση (παραγωγή και ασβεστοποίηση της θεμέλιας ουσίας). Αυτή η καταστροφή και αναδημιουργία του οστού έχει ως αποτέλεσμα τη διασφάλιση της μηχανικής επάρκειας του σκελετού. Η οστική ανακατασκευή είναι δυνατή βάση συγκεκριμένης, συντονισμένης και με ακρίβεια προσδιορισμένης δραστηριότητας διαφορετικών κυτταρικών πληθυσμών.

Πιο συγκεκριμένα, οι οστεοκλάστες καταστρέφουν το οστό ενώ οι οστεοβλάστες, συνθέτοντας κολλαγόνο, διαφοροποιούνται βαθμιαία και γίνονται οστεοκύτταρα κατασκευάζοντας μ' αυτό τον τρόπο οστό σε μία ασταμάτητη, δια βίου διαδικασία. Είναι ενδιαφέρον να αναφερθεί πως κατά την ανάπτυξη του σώματος οι οστεοβλάστες λειτουργούν περισσότερο από τους οστεοκλάστες ενώ μετά την ηλικία των 35-40 ετών, το φαινόμενο αυτό αντιστρέφεται.

Ας σημειωθεί, επίσης, πως κάθε επτά χρόνια περίπου αναδομείται ποσότητα οστού που ισοδυναμεί με έναν νέο σκελετό.

Σε μικροσκοπικό επίπεδο, το κύριο στοιχείο του οστού είναι ο οστεώνας (Εικ. 1.2) που αλλιώς καλείται και χαβερσιανό σύστημα. Στο κέντρο αυτού του συστήματος υπάρχει ένας μικρός διάυλος, ο χαβερσιανός διάυλος, που περιέχει αιμοφόρα αγγεία και νευρικές ίνες. Ο οστεώνας αποτελείται από συγκεντρικές στρώσεις ανόργανης (μεταλλικής) μήτρας οι οποίες περιβάλλουν τον κεντρικό διάυλο.



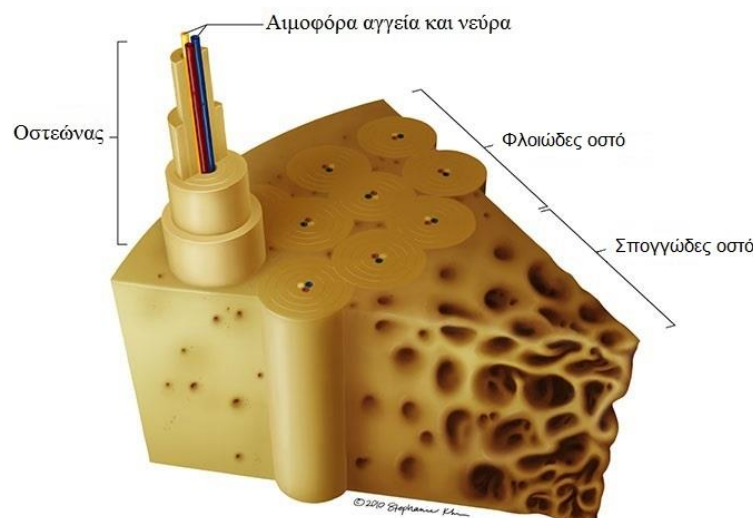
Εικ. 1.2 Η δομική μονάδα του οστού: ο οστεώνας [B6].

Κάθε οστό περιβάλλεται εξωτερικά από το περίοστεο, ένα πυκνό στρώμα ινών κολλαγόνου και ινοβλαστών, κάτω από το οποίο υπάρχουν μερικές στρώσεις οστεοκλαστών. Αντίστοιχα, το οστό εσωτερικά επενδύεται από ένα λεπτό στρώμα συνδετικού ιστού, γνωστό ως ενδόστεο. Κύριες λειτουργίες αυτών των στρώσεων είναι η διατροφή του οστίτη ιστού και η παροχή οστεοβλαστών όταν χρειάζεται.

Μακροσκοπικά, μπορεί κανείς να διακρίνει δύο είδη ιστών, το σπογγώδες οστό, το οποίο αποτελείται από ένα δίκτυο οστικών δοκίδων και το φλοιώδες ή συμπαγές οστό (Εικ. 1.3).

Κατά κύριο λόγο, το φλοιώδες οστό βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια των οστών ενώ το σπογγώδες είναι εκείνο το υλικό με το οποίο πληρούται το εσωτερικό τους τμήμα.

Παρά τις πολύ διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες που εμφανίζουν τα δύο αυτά είδη οστών, μικροσκοπικά δεν εμφανίζουν καμία απολύτως διαφορά. Πρόκειται για τον ίδιο ιστό σε διαφορετική όμως πυκνότητα και διάταξη. Μάλιστα, μεταξύ του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού, ο οστίτης ιστός δεν παρουσιάζει ασυνέχεια, η μετάβαση δηλαδή από το ένα είδος οστού στο άλλο γίνεται με απολύτως ομαλό τρόπο.



Εικ. 1.3 Το φλοιώδες οστό, το σπογγώδες οστό και η μετάβαση από το ένα στο άλλο [Γ2].

Παρά την κοινή δομή του οστίτη ιστού, μικρές έως και μεγαλύτερες διαφοροποιήσεις της μπορούν να εμφανιστούν μεταξύ των οστών ανάλογα με:

- τη θέση τους στο σώμα
- την ηλικία του ατόμου
- τη διατροφική του ιστορία
- τις ασθένειές του

1.1.4 Η εμβιομηχανική των οστών

Παρά την κοινή αντίληψη ότι μονάχα οι επιστήμες υγείας ασχολούνται με ζητήματα που σχετίζονται με το ανθρώπινο σώμα, μία ταχέως αναπτυσσόμενη επιστήμη που ακούει στο όνομα Εμβιομηχανική, έχει καταφέρει τα τελευταία χρόνια να εισχωρήσει σχεδόν σε κάθε πεδίο της Ιατρικής. Η Εμβιομηχανική μπορεί να οριστεί ως η Μηχανική εφαρμοσμένη στη Βιολογία. Είναι ο τόπος όπου Μηχανική, Ιατρική, Βιολογία, Μαθηματικά, Πληροφορική, Ηλεκτρονική και όχι μόνο, συναντιούνται και συνεργάζονται για να μελετήσουν το ανθρώπινο σώμα ως αντικείμενο που παράγει και υπόκειται σε μηχανικές φορτίσεις.

Η Εμβιομηχανική έχει ως σκοπό της την έρευνα και ανάλυση του ανθρώπινου σώματος (των οστών, των τενόντων και των μυών, των χόνδρων, του νευρικού συστήματος) σύμφωνα με τις αρχές και τους νόμους της Μηχανικής. Η σκοπιά του διεπιστημονικού αυτού κλάδου παρέχει έτσι μία καινούρια οπτική για το ανθρώπινο σώμα και τις λειτουργίες του, δίνοντας τη δυνατότητα να μελετηθούν δεδομένα, να κατανοηθούν συμπεριφορές και να εξαχθούν συμπεράσματα με έναν καινούριο, ρηξικέλευθο τρόπο.

Από άποψη, λοιπόν, Εμβιομηχανικής το οστό είναι ένα διφασικό σύνθετο υλικό.

Όσον αφορά στις φάσεις του, η μία εκ των δύο είναι οργανική (το οργανικό μέρος του οστού) ενώ η άλλη ανόργανη (το ανόργανο μέρος του).

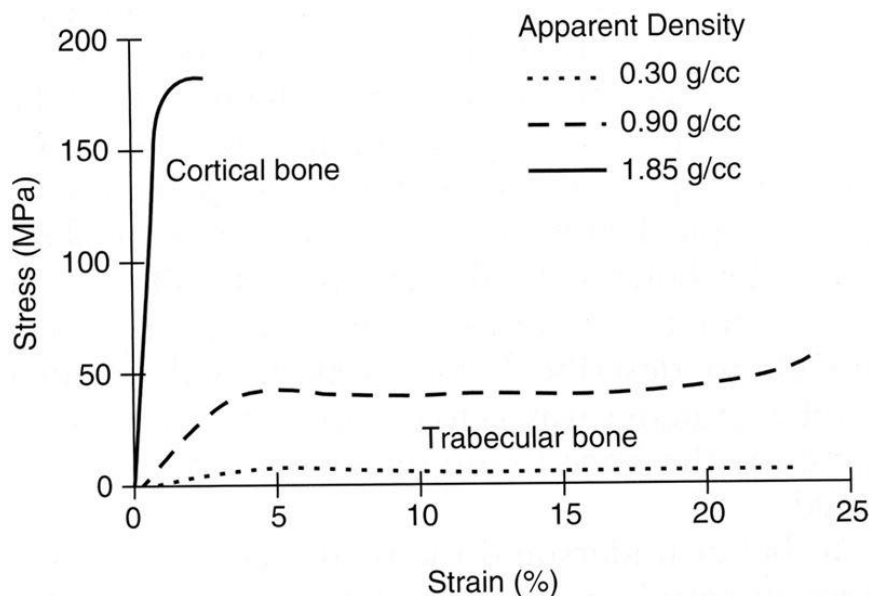
Υλικά στα οποία μια ισχυρή ψαθυρή φάση (ανόργανη φάση) εγκιβωτίζεται σε μια ασθενέστερη και πλέον εύκαμπτη μήτρα (οργανική φάση) είναι ισχυρότερα (ανά

μονάδα βάρους) από κάθε συνιστώσα φάση [B6]. Το γεγονός αυτό εξασφαλίζει στα οστά αφ' ενός μεν την απαραίτητη σκληρότητα και ανθεκτικότητα για να φέρουν εις πέρας το στηρικτικό και προστατευτικό τους έργο, αφ' ετέρου δε την απαιτούμενη ελαστικότητα ώστε να διασφαλίζεται η ακεραιότητά τους σε μεγάλες ή απότομες φορτίσεις.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, τα οστά διαθέτουν δύο διαφορετικές δομές, τη σπογγώδη και τη φλοιώδη, οι οποίες διαθέτουν πολύ διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες (Εικ. 1.4). Αυτές οι δομές παίζουν το ρόλο των στρώσεων ως εάν επρόκειτο για ένα σύνθετο (πολύστρωτο) υλικό.

Συνοπτικά, τα κύρια χαρακτηριστικά της κάθε δομής μπορούν να αποδοθούν ως εξής [B6]:

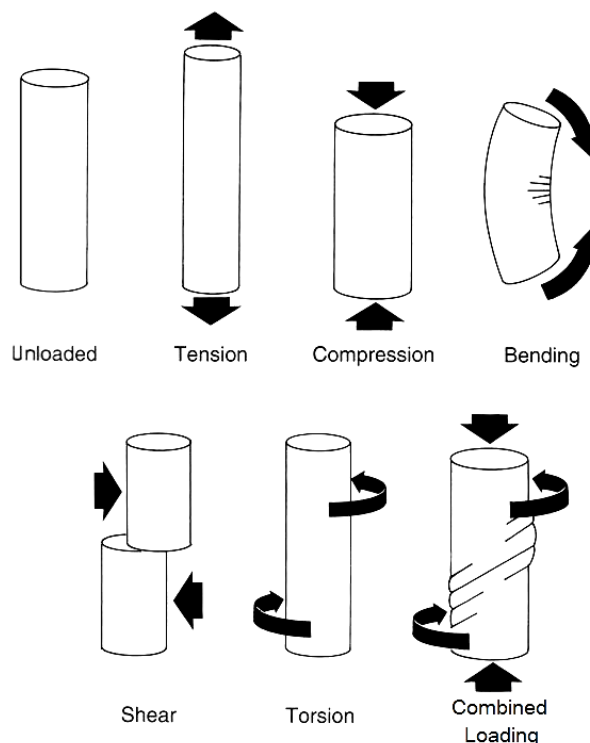
- Σπογγώδες οστό:
 - Μικρή στιβαρότητα¹
 - Μικρή αντοχή¹
 - Υψηλή ολκιμότητα¹ (~50%)
 - Υψηλότερη δυνατότητα απορρόφησης ενέργειας (λόγω της πορώδους του δομής)
- Φλοιώδες οστό:
 - Στιβαρότερο
 - Υψηλής αντοχής
 - Μικρής ολκιμότητας (1.5% - 2%)



Εικ. 1.4 Τυπικές καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης (stress-strain) φλοιώδους (cortical) και σπογγώδους (trabecular) οστού υπό θλιπτική καταπόνηση. Οι φυσικές διαφορές μεταξύ των δύο τύπων εκφράζονται και μέσω της φαινόμενης πυκνότητας (apparent density) η οποία είναι πολύ διαφορετική για κάθε έναν απ' τους δύο τύπους [B6].

¹ Η επεξήγηση αυτών των εννοιών ακολουθεί παρακάτω.

Τα οστά βρίσκονται σχεδόν διαρκώς κάτω από συνθήκες μηχανικών καταπονήσεων που δημιουργούνται από την επίδραση δυνάμεων και ροπών ποικίλων κατευθύνσεων (Εικ.1.5).



Εικ. 1.5 Οι πιθανοί τρόποι φόρτισης του οστίτη ιστού: Αφόρτιστη κατάσταση, εφελκυσμός, θλίψη, λυγισμός, διάτμηση, στρέψη, σύνθετη καταπόνηση [B6].

Συνήθως, εφελκυστικές δυνάμεις στα οστά αναπτύσσονται από την δράση των μυών στις περιοχές σύνδεσής τους με τους τένοντες ενώ θλιπτικές και διατμητικές φορτίσεις αναπτύσσονται τόσο από τη δράση των μυών όσο και από τις δυνάμεις βαρύτητας. Στρεπτικές φορτίσεις προκαλούνται από μυϊκές δυνάμεις και εξωτερικές δυνάμεις που εφαρμόζονται εγκάρσια και έκκεντρα στον επιμήκη άξονα των οστών ενώ καμπτικές φορτίσεις προκαλούνται από το βάρος του σώματος, τις μυϊκές δυνάμεις και τις εξωτερικές δυνάμεις που δρουν έκκεντρα στον επιμήκη άξονά τους.

Στην πραγματικότητα, ωστόσο, η καταπόνηση των οστών σπάνια αποτελείται από ένα μεμονωμένο είδος φορτίσεως. Συνήθως είναι σύνθετη καθώς συνυπάρχουν διάφορα είδη φορτίων λόγω:

- του πολλαπλώς αορίστου των φορτίων που δρουν στην καθημερινή πράξη
- της περίπλοκης γεωμετρίας των οστών

Κάτω από την επίδραση των παραπάνω φορτίσεων, και με την προϋπόθεση ότι τα οστά βρίσκονται σε κατάσταση ισορροπίας, αναπτύσσονται εσωτερικές τάσεις.

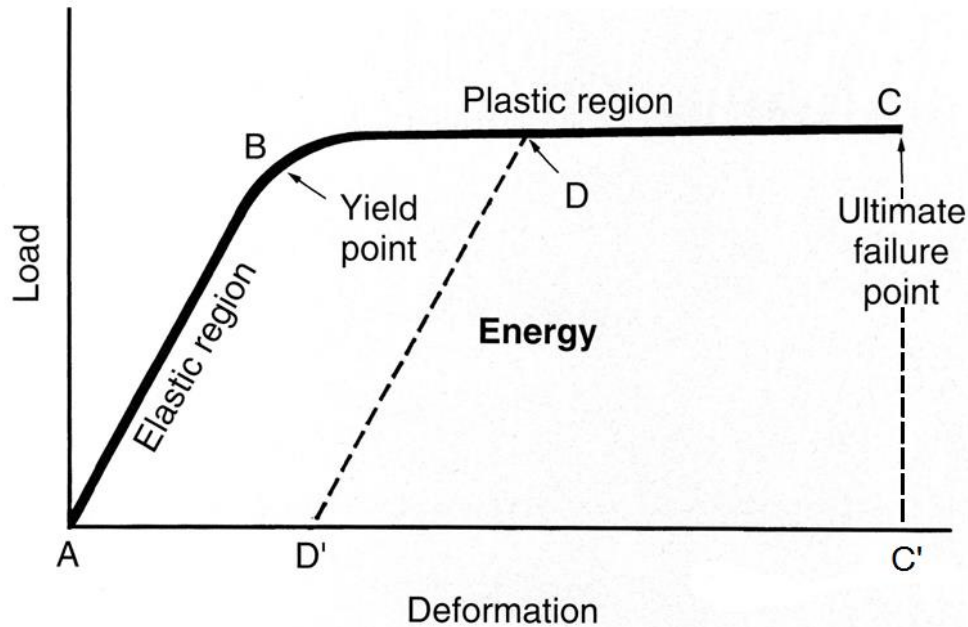
Η μηχανική συμπεριφορά των οστών υπό αυτές τις τάσεις εξαρτάται από:

- τις μηχανικές τους ιδιότητες
- τα γεωμετρικά τους χαρακτηριστικά και την κατανομή της οστικής μάζας ως προς τον ουδέτερο άξονά τους
- τον τύπο, την ταχύτητα και τη συχνότητα της φόρτισης

Πιο αναλυτικά, έχουμε:

A. Λειτουργικά, οι πλέον σημαντικές μηχανικές ιδιότητες του οστού είναι οι:

- Αντοχή
- Στιβαρότητα
- Ολκιμότητα



Εικ. 1.6 Τυπική καμπύλη φορτίου - παραμόρφωσης (load - deformation) για εφελκυσμό μακρού οστού [B6].

Η *αντοχή* εκφράζεται είτε μέσω του φορτίου αστοχίας (φορτίο αστοχίας προς αρχικό εμβαδόν διατομής δοκιμίου) είτε μέσω της απορροφώμενης ενέργειας ανά μονάδα όγκου (εμβαδόν κάτω από την καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων).

Η *στιβαρότητα* ή *ακαμψία* ισοδυναμεί αριθμητικά με την κλίση της γραμμικής περιοχής (elastic region AB) και εκφράζεται μέσω του μέτρου ελαστικότητας:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (\text{σταθερά ελαστικότητας του Young})$$

Η *ολκιμότητα* ορίζεται ως η μέγιστη παραμόρφωση AC' (παραμόρφωση τη στιγμή της αστοχίας) εκπεφρασμένη ως ποσοστό επί τοις εκατό.

B. Η γεωμετρία του οστού επηρεάζει σημαντικά τη μηχανική του συμπεριφορά. Πιο συγκεκριμένα, για την κάθε φόρτιση έχουμε:

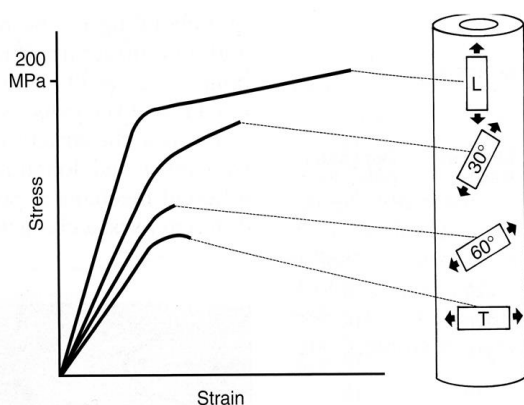
Εφελκυσμός και Θλίψη: Το φορτίο αστοχίας και η στιβαρότητα εξαρτώνται από το εμβαδόν της εγκάρσιας διατομής του μέλους

Κάμψη: Η μηχανική συμπεριφορά δεν εξαρτάται τόσο από το εμβαδόν της εγκάρσιας διατομής όσο από την κατανομή της μάζας του οστίτη ιστού ως προς τον ουδέτερο άξονα (επιφανειακή ροπή αδρανείας διατομής)

Στρέψη: Η στιβαρότητα και η αντοχή των οστών δεν εξαρτώνται από το εμβαδόν της διατομής όσο από την κατανομή του ιστού ως προς τον ουδέτερο άξονα (πολική ροπή αδρανείας διατομής)

C. Το είδος της φόρτισης καθώς και ο τρόπος επιβολής της (διεύθυνση, ταχύτητα, συχνότητα) είναι επίσης παράγοντες που επηρεάζουν την απόκριση και τη συμπεριφορά των οστών. Ως παράδειγμα μπορεί να αναφερθεί πως το φαινόμενο της κόπωσης (επαναλαμβανόμενη επιβολή μικρών σε σχέση με την τάση αστοχίας φορτίων) ψαθυροποιεί τα οστά και δημιουργεί μικρορωγμές στο εσωτερικό τους καθιστώντας τα ευάλωτα σε περαιτέρω φορτίσεις.

Λόγω διαφορετικής δομής στην διαμήκη και στην εγκάρσια διεύθυνση, τα οστά παρουσιάζουν ανισοτροπία, δηλαδή διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες όταν φορτίζονται κατά μήκος διαφορετικών αξόνων (Εικ. 1.7).



Εικ. 1.7 Μηριαίο φλοιώδες οστό υπό εφελκυσμό: η διαμήκης διεύθυνση είναι ισχυρότερη, στιβαρότερη αλλά και ολκιμότερη [B6].

Είναι εντυπωσιακό και ταυτόχρονα ύψιστης σημασίας πως τα οστά εμφανίζονται ισχυρότερα κατά την διεύθυνση στην οποία δρουν τα φορτία συχνότερα, δηλαδή κατά τη διεύθυνση που το ανθρώπινο σώμα δέχεται τις φορτίσεις στην καθημερινή του λειτουργία.

Παρ' όλα αυτά, παρά δηλαδή την πολύ καλή μηχανική συμπεριφορά των οστών δεδομένων των λειτουργιών που πρέπει να επιτελούν, ο συνδυασμός υψηλών, επαναλαμβανόμενων ή απότομων φορτίσεων είναι δυνατόν να προκαλέσει αστοχία (διαρροή). Η διαρροή των οστών σε εφελκυσμό οφείλεται στην αποκόλληση των οστεώνων στις περιοχές σύνδεσής τους ενώ σε θλίψη, η διαρροή των οστών οφείλεται στη ρηγμάτωση των οστεώνων τους.

Ένα τελευταίο, πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό των οστών είναι πως κατά τη διάρκεια της ζωής ο οστίτης ιστός δε μένει σταθερός, αντίθετα αναδιαμορφώνεται ως προς:

- το μέγεθος
- το σχήμα
- τη δομή του

ώστε να ανταποκρίνεται στις εξωτερικά προκύπτουσες απαιτήσεις.

Το φαινόμενο κατά το οποίο το οστό χάνει ή κερδίζει φλοιώδη ή σπογγώδη ουσία ως απόκριση στις εξωτερικές μηχανικές φορτίσεις διέπεται από τον νόμο του Wolff². Σύμφωνα με τον νόμο αυτό «η αναδιαμόρφωση του οστού επηρεάζεται και διαμορφώνεται από τις μηχανικές τάσεις που επιβάλλονται σε αυτό», ή απλούστερα: «το οστό προσαρμόζεται στις επιβαλλόμενες τάσεις».

Υπό το φως αυτής της διατύπωσης είναι φανερό ότι υπάρχει ένα βέλτιστο εύρος ασκουμένων τάσεων εντός του οποίου το οστό θα επιτύχει οστική γένεση και άρα θα ενδυναμωθεί. Τάσεις εκτός αυτού του εύρους, έχουν ως αποτέλεσμα την απορρόφηση οστού ή ακόμη και την αστοχία του.

² αναπτύχθηκε θεωρητικά από τον Γερμανό ανατόμο και χειρουργό Julius Wolff (1836-1902).

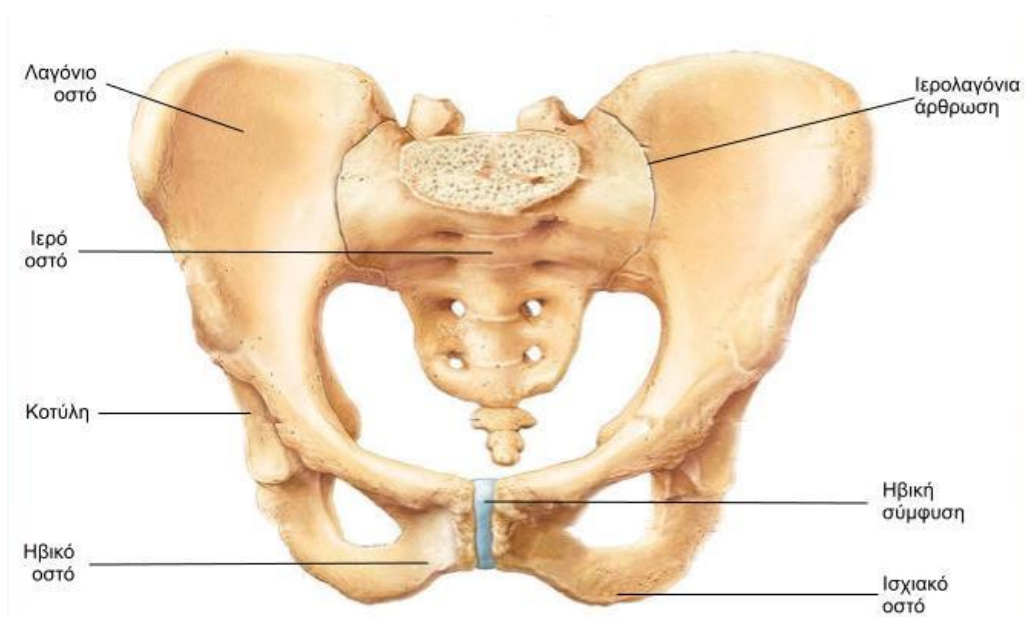
1.2 Η πύελος

1.2.1. Ανατομία της πύελου

Πύελος ή λεκάνη ονομάζεται το οστικό τμήμα που αποτελείται από τα ανώνυμα οστά ενώ πολύ συχνά ως τμήμα της πύελου θεωρείται και το ιερό οστό με τον κόκκυγα (τα κατώτατα μέρη της σπονδυλικής στήλης) (Εικ. 1.8). Τα δύο ανώνυμα οστά συνδέονται προσθίως στην ηβική σύμφυση ενώ όπισθεν ενώνονται με το ιερό οστό στην ιερολαγόνια άρθρωση μέσω δικτύου χόνδρων και συνδέσμων (Εικ. 1.9). Τα ανώνυμα οστά είναι πλατέα, έχουν ανώμαλο σχήμα και αποτελούν τον οστέινο σύνδεσμο μεταξύ της σπονδυλικής στήλης και των κάτω άκρων.



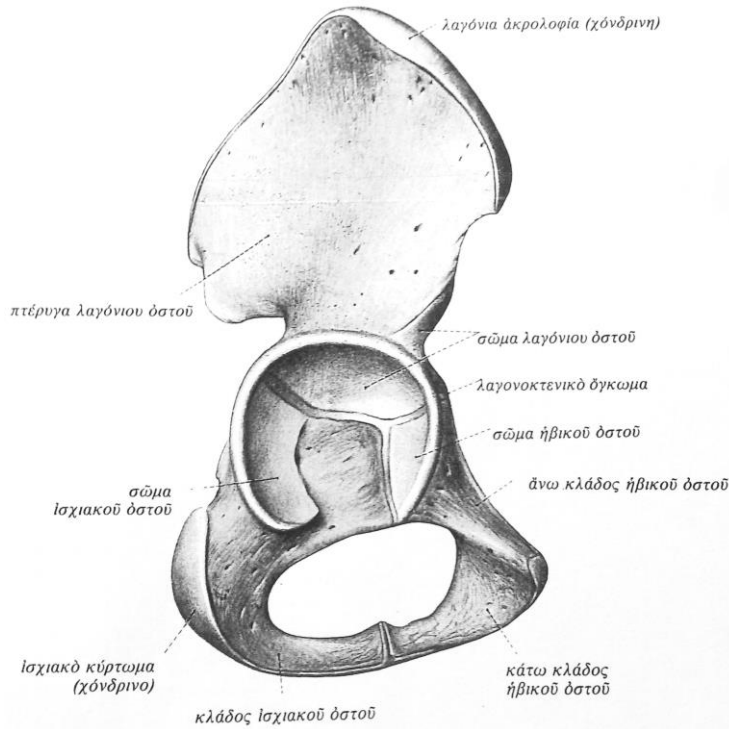
Εικ. 1.8 Τα ανώνυμα οστά της πύελου και το ιερό οστό. Άποψη από εμπρός [B10].



Εικ. 1.9 Τα ανώνυμα οστά συνδέονται προσθίως στην ηβική σύμφυση ενώ όπισθεν ενώνονται με το ιερό οστό στην ιερολαγόνια άρθρωση [Γ1].

Πιο αναλυτικά, κάθε ανώνυμο οστό αποτελείται από τρία επί μέρους οστά, το λαγόνιο, το ηβικό και το ισχιακό (Εικ. 1.10).

Αρχικά, κατά τη γέννηση, τα οστά αυτά είναι ενωμένα με χόνδρο αλλά με την πάροδο του χρόνου συνοστεώνονται.



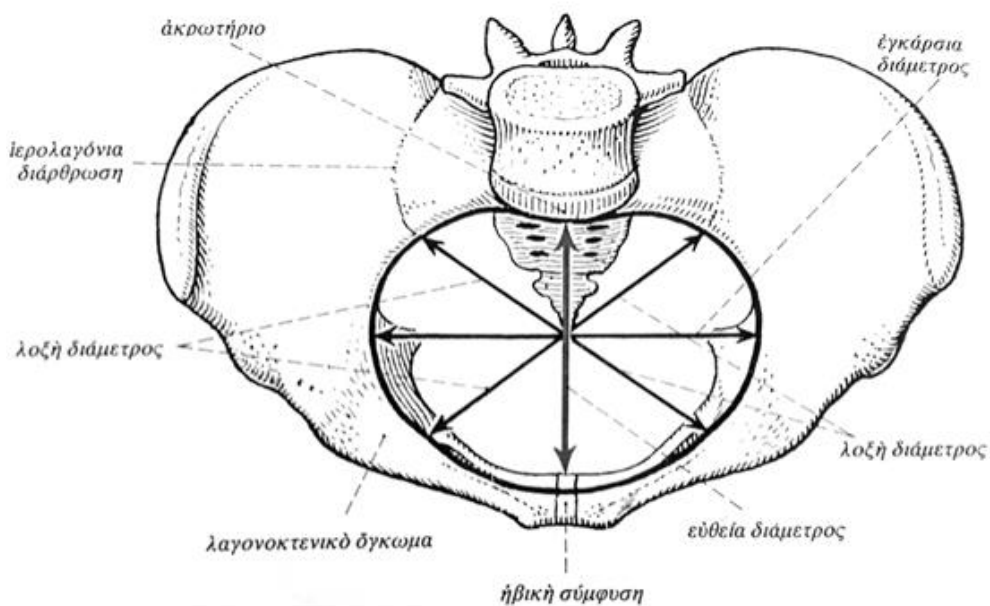
Εικ. 1.10 Το ανώνυμο οστό ως αποτέλεσμα της συνουστέωσης του λαγονίου, του ήβικου και του ισχιακού οστού [B11].

Το λαγόνιο οστό βρίσκεται στην ανώτερη θέση κάθε ανωνύμου οστού. Στην έσω πλευρά του βρίσκεται ένα χείλος, η τοξοειδής γραμμή, η οποία αποτελεί τμήμα της τελικής (ανώνυμης) γραμμής.

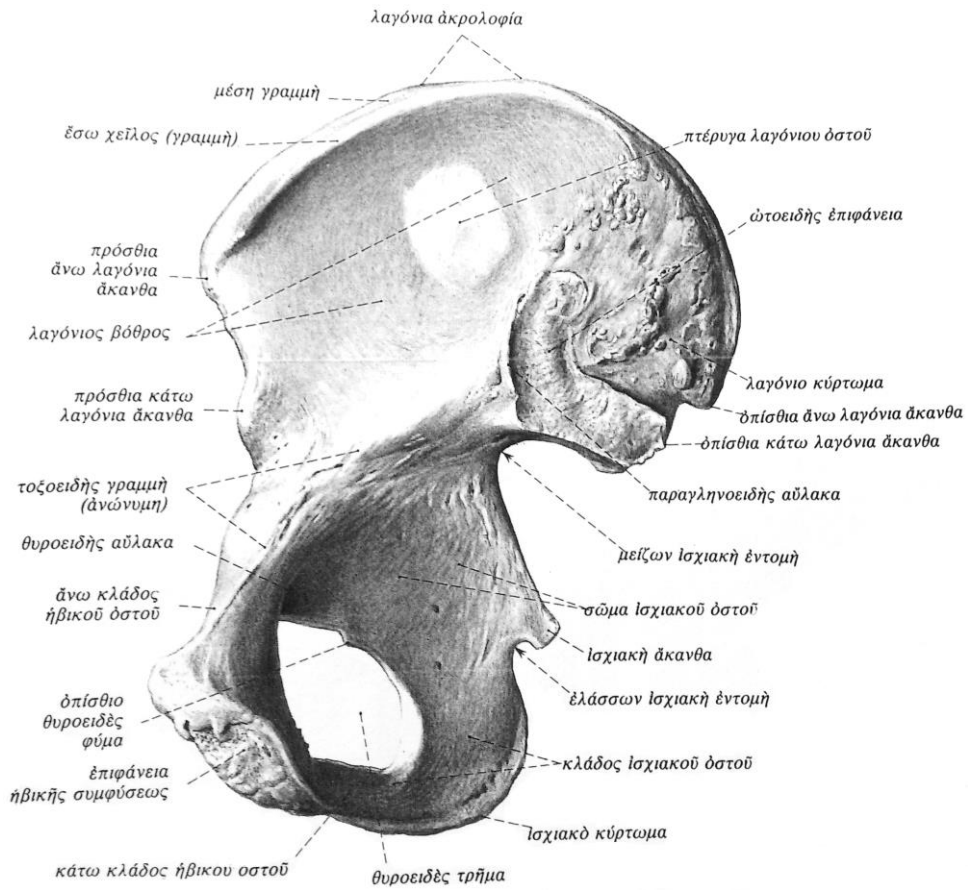
Το άνω χείλος του λαγονίου οστού αποτελεί τη λαγόνια ακρολοφία, η οποία βρίσκεται κοντά στην επιφάνεια του δέρματος και ψηλαφάται εύκολα. Εκτείνεται από την πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα μέχρι την οπίσθια άνω λαγόνια άκανθα και αποτελεί σημείο πρόσφυσης πολλών μυών του κοιλιακού τοιχώματος.

Στο κάτω και όπισθεν τμήμα του λαγονίου οστού βρίσκεται το ισχιακό οστό ενώ προσθίως του κείται το ήβικό. Τα δύο αυτά οστά σχηματίζουν το θυροειδές τρήμα το οποίο στο μεγαλύτερο μέρος του φράσσεται από τον θυροειδή υμένα.

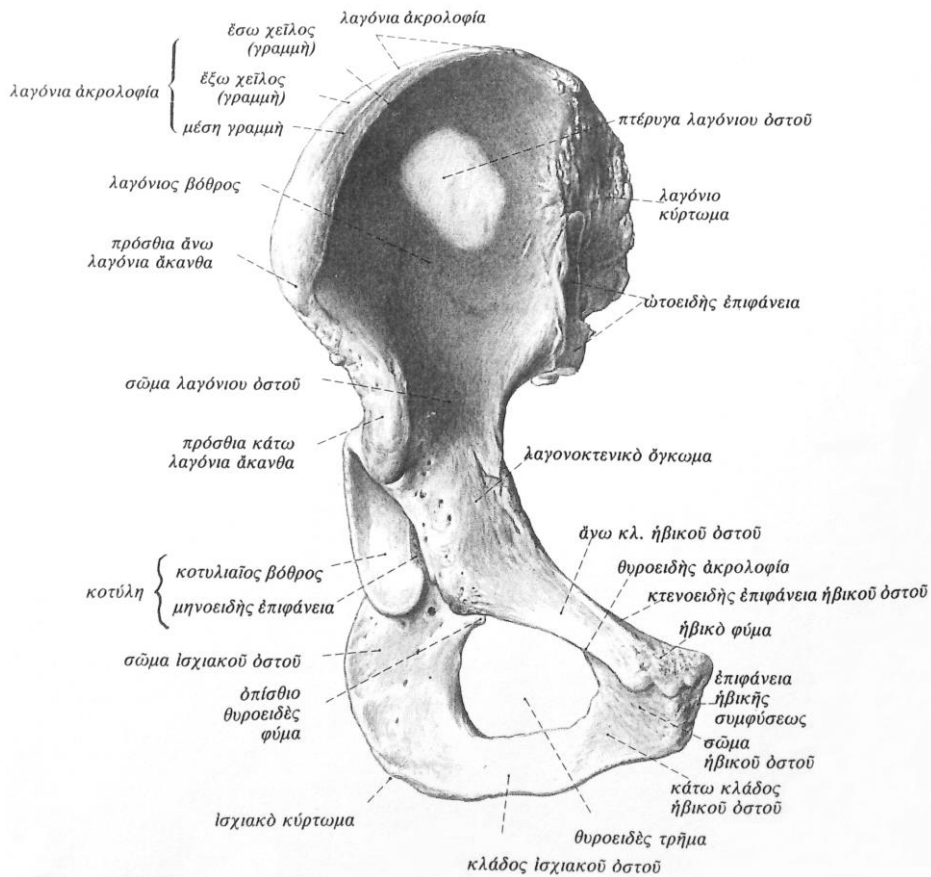
Λεπτομερώς τα κύρια ανατομικά στοιχεία των ανωνύμων οστών φαίνονται στις Εικ. 1.12-1.14.



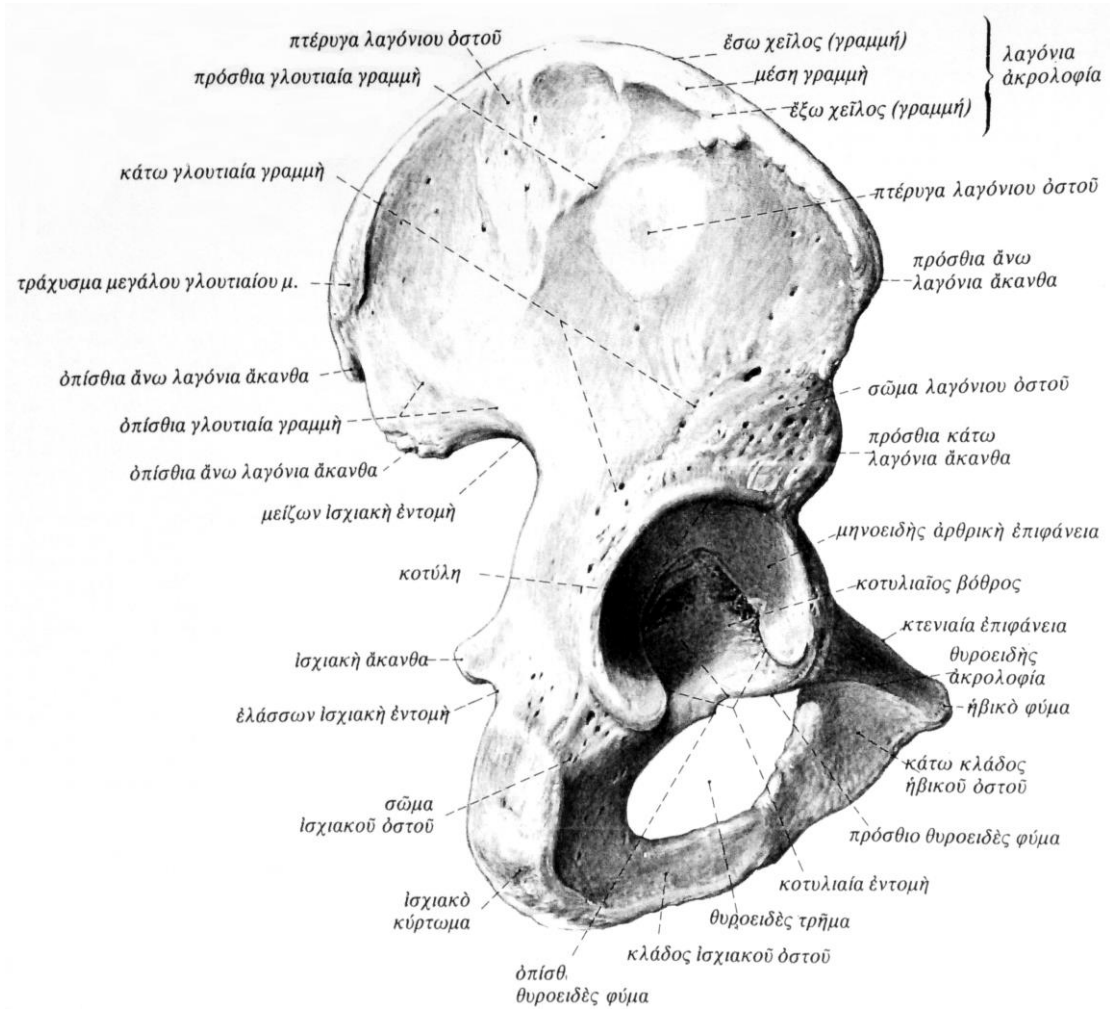
Εικ. 1.11 Είσοδος της ελάσσονος πυέλου. Αποψη από επάνω [B11].



Εικ. 1.12 Δεξιό ανόνυμο οστό. Άποψη από επάνω και πίσω [B11].



Εικ. 1.13 Δεξιό ανόνυμο οστό. Άποψη από εμπρός [B11].



Εικ. 1.14 Δεξιό ανώνυμο οστό. Άποψη από έξω [B11].

Μία πολύ σημαντική ανατομική περιοχή της πυέλου είναι η κοτύλη. Στην περιοχή αυτή, η πύελος, συνδέεται με την κεφαλή του μηριαίου οστού σχηματίζοντας την άρθρωση του ισχίου (Εικ.1.15). Έτσι, εξασφαλίζεται η σύνδεση της πυέλου με τα κάτω άκρα.

Παρά το σφαιροειδές σχήμα της άρθρωσης, η κεφαλή του μηριαίου οστού με την κοτύλη δεν αποτελούν μία τέλεια άρθρωση ένσφαιρου τριβέα (ball-socket joint). Αντ' αυτού, μεταξύ τους παρεμβάλλονται δύο σχετικά σκληρά και λεία στρώματα χόνδρου. Με αυτό τον τρόπο, οι αρθρικές επιφάνειες που αποτελούν την άρθρωση του ισχίου, περιβαλλόμενες από αρθρικό χόνδρο και αρθρικό υγρό, επιτρέπουν στα οστά να κινούνται μέσα σε ένα περιβάλλον ελαχίστων τριβών³.

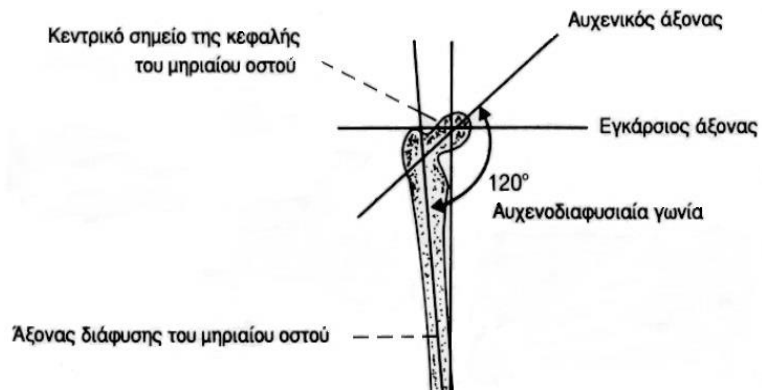


Εικ. 1.15 Η άρθρωση του ισχίου [Γ5].

³ Είναι ενδεικτικό πως ο συντελεστής στατικής τριβής σε μία κοινή άρθρωση κυμαίνεται στο 0.003 όταν ο ίδιος συντελεστής στη διεπιφάνεια πάγου-ατσαλιού ισούται με 0.03, δηλαδή είναι μία τάξη μεγέθους μεγαλύτερος!

Είναι σημαντικό ότι το σώμα του μηριαίου οστού παρουσιάζει σε σχέση με τον άξονα στήριξης και τον αυχένα του μηριαίου μια γωνία 120° περίπου (αυχνοδιαφυσιαία γωνία).

Αυτή η γωνία εξασφαλίζει κατάλληλες συνθήκες μοχλού για τους μύες της πυέλου [B5].



Εικ. 1.16 Η αυχνοδιαφυσιαία γωνία [B5].

1.2.2. Οι λειτουργίες της πυέλου

Ο κυριότερος ρόλος της πυέλου είναι να μεταφέρει τα φορτία ανάμεσα στα κάτω άκρα και στον κορμό. Ταυτόχρονα, παρέχει στο σώμα την απαραίτητη στήριξη τόσο κατά την όρθια στάση όσο και κατά τη διάρκεια πολύπλοκων κινήσεων (βάδιση, τρέξιμο κ.ά.). Για τους λόγους αυτούς τα ανώνυμα οστά διαθέτουν πολύ στιβαρές αρθρώσεις.

Όπως ειπώθηκε παραπάνω, τα λαγόνια οστά αρθρώνονται με το ιερό οστό μέσω της ιερολαγόνιας άρθρωσης. Η άρθρωση αυτή αποτελεί την ισχυρότερη και πιο πολύπλοκη άρθρωση του ανθρωπίνου σώματος η οποία διαθέτει πολύ μεγάλη σταθερότητα σε βάρος της κινητικότητας, πράγμα απαραίτητο για την βάδιση και την όρθια στήριξη. Προσθίως, τα δύο ανώνυμα οστά και συγκεκριμένα τα δύο ηβικά οστά, συνδέονται μεταξύ τους μέσω της ηβικής σύμφυσης, μίας σύνδεσης που αν και πολύ σταθερή, παρέχει μία ελάχιστη κινητικότητα μεταξύ των εκατέρωθεν ηβικών οστών.

Μία άλλη σημαντική λειτουργία της πυέλου είναι η παροχή ασφαλείας σε σημαντικά και ευαίσθητα όργανα. Στο εσωτερικό της περικλείονται το παχύ και το λεπτό έντερο, η ουροδόχος κύστη, η ουρήθρα και τα έσω γεννητικά όργανα, όλα τους προφυλαγμένα από εξωτερικά χτυπήματα.

Να σημειωθεί, τέλος, πως στο γυναικείο σώμα η πυέλος επιτελεί ακόμη έναν σπουδαίο ρόλο καθώς αποτελεί τον οστέινο σωλήνα από όπου διέρχεται το έμβρυο κατά τον τοκετό. Έτσι, το σχήμα και οι διαστάσεις της γυναικείας πυέλου έχουν μεγάλη σημασία στη μαιευτική.

Κυρίως για τον λόγο αυτό, τόσο το σχήμα όσο και οι διαστάσεις της πυέλου διαφέρουν ανάμεσα στους άνδρες και στις γυναίκες. Για τούτο, τα οστά της πυέλου, όταν αυτή είναι πλήρης (ανώνυμα και ιερό), αποτελούν το πιο ακριβές διαγνωστικό κριτήριο φύλου με ευρεία χρήση στην ιατροδικαστική επιστήμη. Ενδεικτικά αναφέρεται η διαφορά στο σχήμα της εισόδου της ελάσσοнос πυέλου, η ύπαρξη διαφορών στο πλάτος και στο βάθος της μείζονος ισχιακής εντομής και στην καμπυλότητα του ηβικού τόξου ανάμεσα στις ανδρικές και στις γυναικείες πυέλους (Εικ. 1.17).



Εικ. 1.17 Οι διαφορετικές καμπυλότητες του ηβικού τόξου στα δύο φύλα. Φαίνεται, επίσης, το διαφορετικό σχήμα της εισόδου της ελάσσονος πυέλου για καθένα φύλο [Γ1].

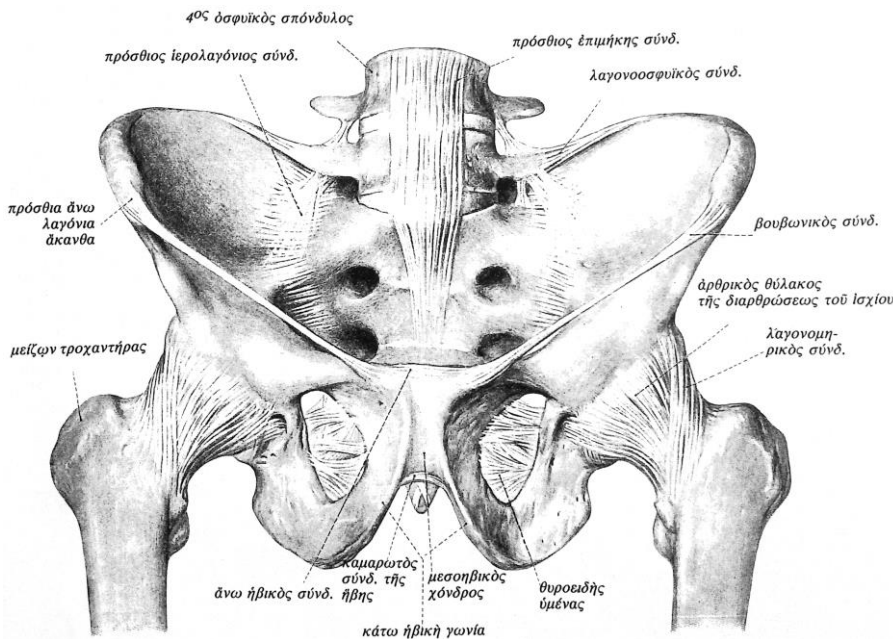
1.2.3. Οι μύες και οι σύνδεσμοι της πυέλου

Προκειμένου να εκτελεστούν οι απαραίτητες λειτουργίες της ισορροπίας, της βάδισης, της ούρησης, της αναπαραγωγής κ.ά. στην πυέλο εκφύεται και καταφύεται ένα μεγάλο πλήθος μυών. Οι σημαντικότεροι μύες της πυέλου είναι ο έσω θυροειδής μυς, ο οποίος καλύπτει τα πλάγιά της, ο απιοειδής μυς, ο λαγονοψοΐτης, ο πυραμιδοειδής, ο μέσος γλουτιαίος και φυσικά το περίνεο, ένα σύνολο μυών που σχηματίζει το έδαφος της λεκάνης μεταξύ των κάτω άκρων.

Εκτός των μυών, η πυέλος διαθέτει συνδεσμική στήριξη η οποία πραγματοποιείται από ένα εξαιρετικά ισχυρό συνδεσμικό σύστημα. Το σύστημα αυτό, στην περιοχή του ισχίου, μοιάζει με την κατασκευή μιας βίδας: στην έκταση της άρθρωσης οι σύνδεσμοι βιδώνουν, ενώ στην κάμψη ξεβιδώνουν (Εικ.1.19).



Εικ. 1.18 Η πυέλος διαθέτει ένα μεγάλο πλήθος μυών [Γ1].



Εικ. 1.19 Πύελος με συνδέσμους. Άποψη από εμπρός και κάτω [B11].

Τέσσερις σύνδεσμοι συμμετέχουν στην κατασκευή αυτού του συστήματος-βίδα: ο λαγονομηρικός, ο ηβομηρικός, ο ισχιομηρικός και η περιφερική ζώνη. Εξ αυτών, ο λαγονομηρικός έχει τη μεγαλύτερη σημασία ενώ είναι και ο ισχυρότερος σύνδεσμος του ανθρώπινου σώματος. Πέραν αυτών των συνδέσμων, καίριας σημασίας είναι και οι σύνδεσμοι της πυέλου όπως ο πρόσθιος ιερολαγόνιος καθώς και εκείνοι που βρίσκονται άνω της ηβικής γωνίας.

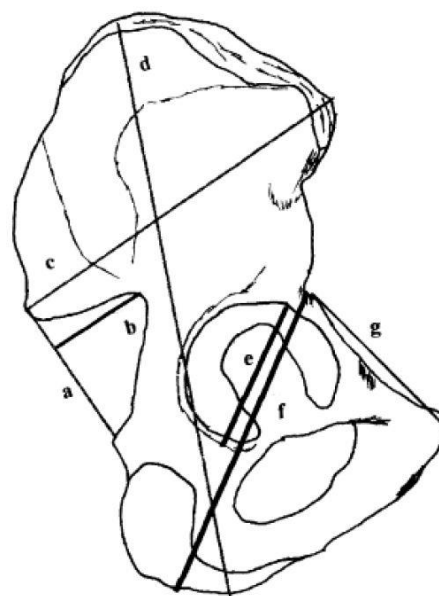
Σε αντίθεση με το ρόλο των μυών της πυέλου που είναι τόσο στηρικτικός όσο και κινητικός, η αποστολή των συνδέσμων είναι κατά κύριο λόγο η εξασφάλιση της σωστής θέσης της λεκάνης αλλά και του κορμού συνολικά.

1.2.4. Η γεωμετρία της πυέλου

Η γεωμετρία της πυέλου είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη. Αυτό συμβαίνει διότι εκτός από τα συνήθη κυρτώματα και τις σποραδικές εντομές που όλα τα οστά λίγο έως πολύ διαθέτουν, καθεαυτό το σχήμα της πυέλου εμφανίζεται μακριά από οποιοδήποτε εύκολα αναγνωρίσιμο σχήμα. Για τη μελέτη της είναι απαραίτητη η εφαρμογή πλήθους διαφορετικών μετρήσεων ώστε να αποτυπωθεί κατά το δυνατόν καλύτερα η μορφολογία της.

Τα σημαντικότερα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της πυέλου τα οποία συνήθως καθοδηγούν και τις πραγματοποιούμενες μετρήσεις στις ανθρωπομετρικές μελέτες είναι [B2]:

- ❖ το μέγιστο μήκος του ανωνύμου οστού
- ❖ η εγκάρσια διάμετρος της κοτύλης
- ❖ το ύψος του λαγονίου οστού
- ❖ το πλάτος του λαγονίου οστού
- ❖ το μήκος του ηβικού οστού
- ❖ το μήκος του ισχιακού οστού
- ❖ το πλάτος της μείζονος ισχιακής εντομής
- ❖ το βάθος της μείζονος ισχιακής εντομής
- ❖ η γωνία της ηβικής σύμφυσης



Εικ. 1.20 Γραφική παράσταση των μετρήσεων από Patriquin et al. [A16]

- a: το πλάτος της μείζονος ισχιακής εντομής
- b: το βάθος της μείζονος ισχιακής εντομής
- c: το πλάτος του λαγονίου οστού
- d: το μέγιστο μήκος του ανωνύμου οστού
- e: η εγκάρσια διάμετρος της κοτύλης

Όπως συμβαίνει με όλα τα οστά, έτσι κατά μείζονα λόγο και η πυέλος, διαφοροποιείται από άνθρωπο σε άνθρωπο. Για τον λόγο αυτό, η γεωμετρία που τελικώς έχει ποικίλει ανάλογα με το φύλο, τη φυλή, την ηλικία του ατόμου καθώς και άλλους εξατομικευμένους, ιδιοσυστατικούς (προσωπικούς) παράγοντες [B2].

1.2.5. Κατάγματα της πύελου

Με τον όρο κάταγμα ορίζεται η κατάσταση κατά την οποία λύεται η συνέχεια ενός οστού.

Τα κατάγματα διακρίνονται σε πολλές κατηγορίες ανάλογα με την αιτία πρόκλησής τους, τη συνύπαρξη ή μη βλάβης των παρακείμενων μαλακών μορίων και του υπερκειμένου δέρματος, τη μορφολογία τους κ.λπ.

Έτσι, ένα κάταγμα μπορεί να είναι τραυματικό ή παθολογικό (εάν προέκυψε μετά από άσκηση βίας ή μετά απ' την εξασθένηση του οστού), ανοικτό ή κλειστό (εάν συνοδεύεται από λύση της συνέχεια του δέρματος ή όχι), τέλειο ή ατελές (εάν η λύση αφορά όλο το πάχος του οστού ή κάποιο μέρος του) [B9].

Η πύελος είναι μία πολύστρωτη κατασκευή (τύπου sandwich) όπου το εξωτερικό, λεπτό στρώμα φλοιώδους οστού καταφέρνει και μεταφέρει το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου αφήνοντας το εσωτερικό, σπογγώδες στρώμα σχετικά αφόρτιστο. Με αυτό τον τρόπο, παρά τον μεγάλο της όγκο, καταφέρνει να παραμένει ελαφριά και παράλληλα να μεταφέρει με επιτυχία πολύ μεγάλα φορτία.

Παρά την αποτελεσματικότητα της κατασκευής της, ωστόσο, η πύελος είναι δυνατό να υποστεί πολύ σοβαρή βλάβη εάν το μέγεθος των φορτίων που καλείται να μεταφέρει περάσει το όριο αντοχής της, ή εάν η διεύθυνση των φορτίων αυτών πάψει να είναι η συνήθης [A2]. Κατάγματα που οφείλονται στην πρώτη αιτία είναι δυνατόν να προκληθούν εξαιτίας της πτώσης από μεγάλο ύψος ενώ χαρακτηριστικό παράδειγμα καταγμάτων που προκύπτουν από την δεύτερη, είναι οι πλάγιες κρούσεις, συχνές σε αυτοκινητιστικά δυστυχήματα.

Από τα μισά έως και τα δύο τρίτα των καταγμάτων της πύελου συμβαίνουν σε τροχαία ατυχήματα [A3]. Όσον αφορά στα κατάγματα από πτώση, αυτά είναι συνηθέστερα σε ηλικιωμένους ανθρώπους καθώς σε μεγάλες ηλικίες η πύελος έχει χάσει μέρος της ελαστικότητας και της αντοχής της (λόγω της οστεοπόρωσης⁴) και άρα είναι πιο ευπαθής.

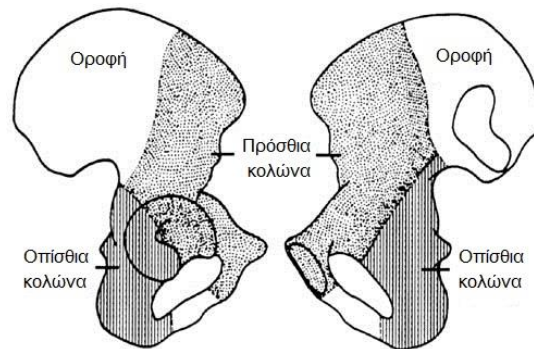
Εκτός από την ιδιαίτερα δύσκολη αποκατάσταση των πυελικών καταγμάτων, τα κατάγματα της περιοχής αυτής συχνά προκαλούν και πολλαπλά εσωτερικά τραύματα, γεγονός που οδηγεί σε ποσοστά θνησιμότητας από 12% έως 37% [A2].

Επίσης, καθώς η πύελος σχηματίζει έναν δακτύλιο, σε περίπτωση σοβαρού τραυματισμού δεν είναι δυνατόν να υπάρξει ρήξη με παρεκτόπιση σε ένα μόνο σημείο της αλλά πάντα σε δύο. Έτσι, υπάρχει μία καταγματική περιοχή (συνήθως η ιερολαγόνια άρθρωση) και τουλάχιστον άλλη μία (συνήθως η περιοχή του ιερού) η οποία μάλιστα δεν είναι πάντοτε εμφανής με αποτέλεσμα να απαιτείται ειδική εξέταση προκειμένου να ανιχνευθεί (π.χ. αξονική τομογραφία).

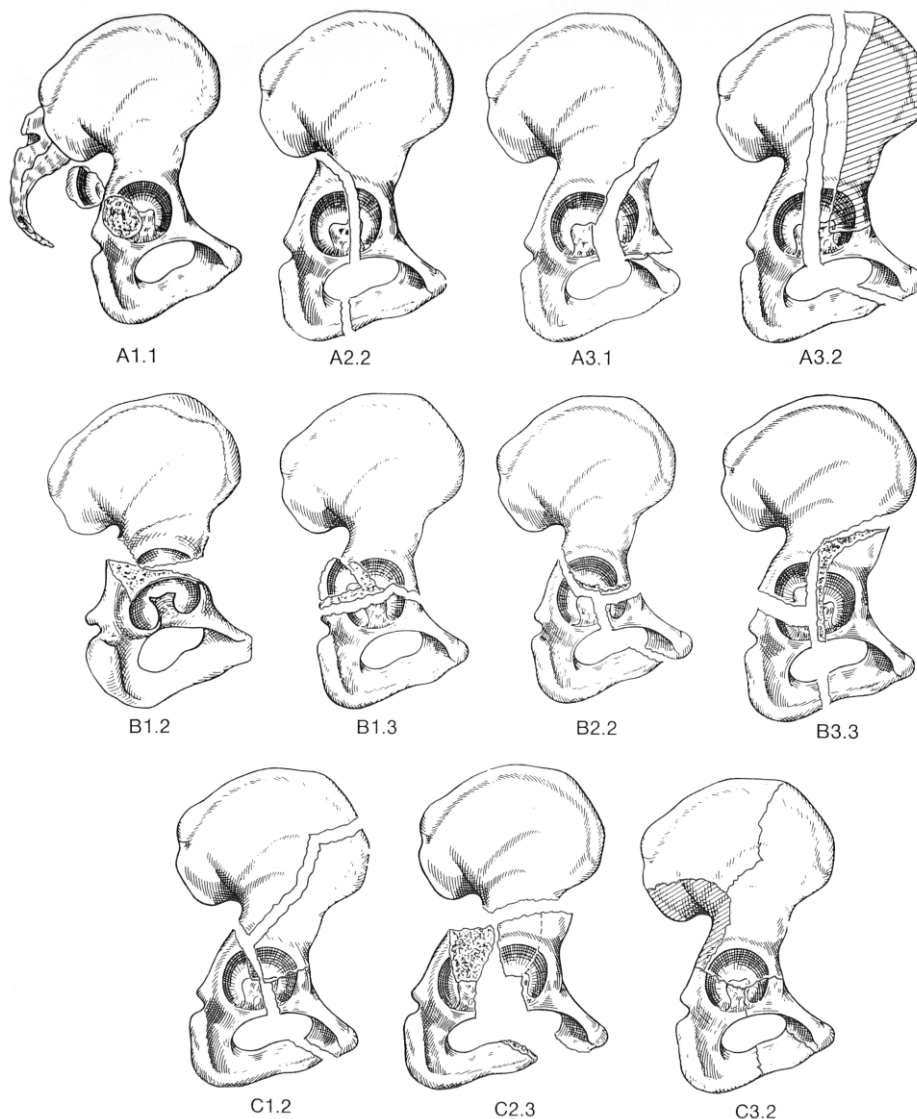
Επιπλέον, ιδιαίτερα περίπλοκα είναι τα κατάγματα που συντελούνται στην περιοχή της κοτύλης. Για τα κατάγματα αυτά, λόγω της μεγάλης ποικιλομορφίας που εμφανίζουν, είναι απαραίτητη η ταξινόμηση προκειμένου να καταστεί εφικτή η μελέτη και η αντιμετώπισή τους.

⁴ Χρόνια πάθηση του μεταβολισμού των οστών κατά την οποία παρατηρείται σταδιακή μείωση της πυκνότητας και ποιότητάς τους. Με την εξέλιξη της ασθένειας, τα οστά γίνονται πιο ψαθυρά και χάνουν μέρος της μάζας τους.

Η πρώτη κατάταξη των κοτυλιαίων καταγμάτων έγινε από τους Letournel και Judet τη δεκαετία του 50, ακολούθησαν όμως αρκετές παραλλαγές της (Εικ. 1.22).



Εικ. 1.21 Ο νοητός διαχωρισμός των μερών του ανωνύμου οστού για τη διευκόλυνση της μελέτης των καταγμάτων της κοτύλης [Γ10].



Εικ. 1.22 Παραλλαγή της κατάταξης των κοτυλιαίων καταγμάτων κατά Letournel και Judet [B12].

Τα κατάγματα τύπου A είναι αυτά που περιλαμβάνουν μία εκ των δύο κολώνων της κοτύλης.

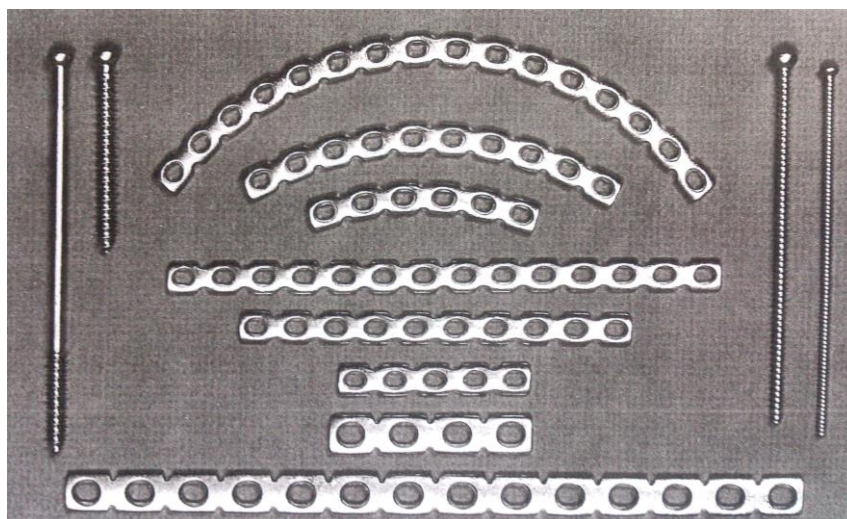
Τα κατάγματα τύπου B είναι αυτά που έχουνε εγκάρσιο κάταγμα ενώ τμήμα της οροφής του ανωνύμου οστού παραμένει σε επαφή με το άθικτο λαγόνιο οστό.

Τα κατάγματα τύπου C είναι εκείνα που περιλαμβάνουν κατάγματα και στις δύο κολώνες· κανένα τμήμα της οροφής του ανωνύμου οστού δεν παραμένει σε επαφή με το λαγόνιο οστό.

Τα παρεκτοπισθέντα κατάγματα, αυτά δηλαδή στα οποία τα μέρη του οστού έχουν εκτοπισθεί από τη φυσιολογική τους θέση, απαιτούν ανάταξη (διόρθωση της παραμόρφωσης) και στη συνέχεια συγκράτηση (οστεοσύνθεση) στη θέση αυτή με πλάκες και κοχλίες (Εικ. 1.23).

Η αποκατάσταση των κοτυλιαίων καταγμάτων συχνά περιλαμβάνει τη χρήση τέτοιων μεθόδων προκειμένου να επιτευχθεί τέλεια ανάταξη και συγκρότηση των οστών. Η οστεοσύνθεση είναι πιθανό να απαιτεί την τοποθέτηση πλακών είτε στην πρόσθια και οπίσθια κολώνα είτε σε μία εκ των κολώνων σε συνδυασμό με την τοποθέτηση διακαταγματικών κοχλιών (lag screws) στην άλλη κολώνα [A18]. Μάλιστα, επειδή στην κοτύλη οι αρθρικές επιφάνειες είναι υπό συνεχείς φορτίσεις, η ανάταξη θα πρέπει να είναι τέλεια, προκειμένου να προληφθεί η αυξημένη τριβή και άρα η καταστροφή της άρθρωσης λόγω βλάβης στον αρθρικό χόνδρο.

Πρόκειται για μία δύσκολη διαδικασία η οποία όμως τα τελευταία 30 χρόνια έχει βελτιώσει σημαντικά τα αποτελέσματά της. Κύριοι παράγοντες αυτής της βελτίωσης είναι οι εκτεταμένες έρευνες των Letournel και Judet, η συνεχής εξέλιξη της ακτινογραφικής ανάλυσης και φυσικά η συμβολή των υπολογιστικών πειραμάτων που κάνουν χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.



Εικ. 1.23 Συνήθεις πλάκες και βίδες που χρησιμοποιούνται στην αποκατάσταση κοτυλιαίων καταγμάτων [B12].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (ΜΠΣ)

2.1 Ιστορικά στοιχεία

Το τέλος του 19^{ου} αιώνα βρήκε τη μαθηματική θεωρία ελαστικότητας πλήρως θεμελιωμένη. Ωστόσο, τα προβλήματα στα οποία αυτή μπορούσε να δώσει λύση ήταν ελάχιστα καθώς η αναλυτική λύση των εξισώσεων με τις οποίες περιγράφονται τα διάφορα τεχνικά ή φυσικά προβλήματα ήταν (και εξακολουθεί να είναι) δυνατή μόνο σε ειδικές περιπτώσεις, όταν οι καταπονήσεις και τα γεωμετρικά σχήματα που περιγράφουν το πρόβλημα είναι πάρα πολύ απλά.

Έτσι, στις αρχές του 20^{ου} αιώνα, η προσοχή των ερευνητών στράφηκε στις προσεγγιστικές μεθόδους επίλυσης προκειμένου να γίνει εφικτή η αντιμετώπιση σύνθετων μηχανικών προβλημάτων. Τέτοιου είδους μέθοδοι απλοποιούν τις περισσότερες δυσκολίες, απαιτούσαν όμως την εφαρμογή ιδιαίτερα χρονοβόρων τεχνικών. Για τον λόγο αυτό, στα πρώτα χρόνια ανάπτυξής τους, ούτε αυτές ήταν ικανές να δώσουν απαντήσεις σε σύνθετα προβλήματα λόγω των περιορισμένων υπολογιστικών δυνατοτήτων της εποχής. Με την πάροδο των ετών όμως και καθώς η ανάπτυξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών γινόταν με ταχύτατους ρυθμούς, οι προσεγγιστικές μέθοδοι άρχισαν να εδραιώνονται.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (ΜΠΣ) είναι μια αριθμητική μέθοδος επίλυσης για την εύρεση προσεγγιστικών, πλην όμως αξιόπιστων, λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων. Η αρχική διατύπωση της μεθόδου έγινε με βάση την μητρική ανάλυση, αργότερα όμως δόθηκε ευρύτερη και πιο θεμελιώδης θεωρητική βάση [B7].

Το χαρακτηριστικό της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων είναι η χρήση μονοδιάστατων, διδιάστατων ή τρισδιάστατων στοιχειωδών όγκων για την προσομοίωση συνεχών μέσων.

Μια από τις πρώτες δημοσιεύσεις στις οποίες παρουσιάστηκε η ιδέα αυτή ήταν των Turner, Clough, Martin, και Topp (1956), ορισμένα όμως χαρακτηριστικά της είχαν ήδη περιγραφεί από τους Courant (1943) Hrenikoff (1941), McHenry (1943) και άλλους [B7]. Ακολούθησαν πολλές δημοσιεύσεις, συμπεριλαμβανομένων και αυτών

του Ιωάννη Αργύρη (1954-60) ο οποίος σήμερα θεωρείται ένας εκ των θεμελιωτών της μεθόδου.

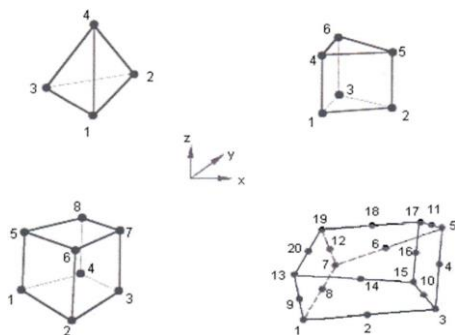
Τα πρώτα πεπερασμένα στοιχεία χρησιμοποιήθηκαν σε προβλήματα επίπεδης εντατικής κατάστασης, αργότερα όμως αναπτύχθηκαν πιο πολύπλοκα στοιχεία για τρισδιάστατα στερεά, ελάσματα υπό κάμψη, παχιά κελύφη και άλλες μορφές κατασκευών. Μάλιστα, μετά την καθιέρωσή τους στη γραμμική ελαστική περιοχή εφαρμόστηκαν και σε δυσκολότερα προβλήματα όπως η δυναμική συμπεριφορά ή η μη γραμμική συμπεριφορά των υλικών και ο λυγισμός.

Σήμερα, η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί ισχυρό εργαλείο στη μελέτη των κατασκευών και βρίσκει τεράστιο αριθμό εφαρμογών. Όπως άλλωστε έδειξαν οι Zienkiewicz και Cheung ήδη από το 1964, η μέθοδος μπορεί να εφαρμοσθεί σε όλα τα προβλήματα πεδίου που έχουν μεταβολική διατύπωση [B7].

2.2 Περιγραφή της μεθόδου

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μία εξέλιξη των μητρωϊκών μεθόδων αριθμητικής επίλυσης διαφορικών εξισώσεων. Συνοπτικά, η μέθοδος μπορεί να περιγραφεί σε πέντε στάδια [B3]:

1. *Διακριτοποίηση κατασκευής.* Η κατασκευή που ζητείται να επιλυθεί χωρίζεται σε έναν πεπερασμένο αριθμό ιδεατών όγκων πεπερασμένου μεγέθους. Οι όγκοι αυτοί (μονοδιάστατοι, δισδιάστατοι ή τρισδιάστατοι) ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία (finite elements). Ο τρόπος χωρισμού της κατασκευής δεν είναι μοναδικός ενώ το είδος των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν μπορεί επίσης να ποικίλει. Μερικά συνηθισμένα στοιχεία φαίνονται στην Εικ. 2.1.



Εικ. 2.1 Ενδεικτικά τρισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία με αριθμημένους τους κόμβους τους [Γ9].

Κάθε τέτοιο πεπερασμένο στοιχείο προσδιορίζεται μέσω ορισμένων σημείων, των κόμβων του. Επιπλέον, σε κάθε έναν από αυτούς τους κόμβους αντιστοιχούν ορισμένοι αριθμοί, οι κομβικές παράμετροι, οι οποίες δεν είναι τίποτε άλλο παρά γενικευμένες μετατοπίσεις (δηλαδή μετατοπίσεις και παράγωγοι μετατοπίσεων των χαρακτηριστικών σημείων του στοιχείου).

2. *Υπολογισμός του μητρώου ακαμψίας του στοιχείου.* Κάθε πεπερασμένο στοιχείο εξακολουθεί να έχει την ίδια ελαστική συμπεριφορά με το αρχικό σώμα και να υπόκειται στις ίδιες καταστατικές εξισώσεις. Το όφελος από την υποδιαίρεση της κατασκευής, λοιπόν, είναι ότι τα πεπερασμένα στοιχεία έχουν πολύ απλούστερη μορφή. Ο υπολογισμός ενός απαραίτητου για την περαιτέρω διαδικασία μητρώου, του μητρώου ακαμψίας κάθε στοιχείου, πραγματοποιείται σε δύο στάδια:

- i. *Προσδιορισμός των μετατοπίσεων κάθε στοιχείου.* Εφαρμόζεται μία κατάλληλη παρεμβολή ώστε η μετατόπιση κάθε σημείου μέσα σε ένα στοιχείο να εκφράζεται μέσω των μετατοπίσεων των κόμβων του.
- ii. *Εφαρμογή της αρχής των δυνατών έργων.* Απομονώνοντας ένα στοιχείο απ' όλη την κατασκευή και θεωρώντας τις τάσεις T που ασκούνται σ' αυτό απ' το υπόλοιπο σώμα σαν εξωτερικά φορτία, μέσω της αρχής των δυνατών έργων, προσδιορίζονται οι ισοδύναμες κομβικές δυνάμεις. Αυτές, αντιστοιχούν σε ιδεατές δυνάμεις που δρουν στους κόμβους του στοιχείου και παράγουν τόσο έργο όσο και οι τάσεις T . Εν συνεχεία, προσδιορίζεται το μητρώο ακαμψίας του στοιχείου, δηλαδή το μητρώο που συνδέει τις κομβικές δυνάμεις με τις κομβικές μετατοπίσεις:

$$F^e = k^e \cdot q^e$$

όπου F^e = κομβικές δυνάμεις, k^e = μητρώο ακαμψίας του στοιχείου, q^e = κομβικές μετατοπίσεις.

3. *Διαμόρφωση του τελικού συστήματος ακαμψίας.* Συνθέτοντας τα μητρώα ακαμψίας όλων των στοιχείων της κατασκευής προκύπτει το ολικό μητρώο ακαμψίας. Έπειτα, εφαρμόζοντας την αρχή των δυνατών έργων σ' ολόκληρο το σώμα προκύπτει ένα σύστημα της μορφής:

$$K \cdot r = R$$

όπου K = ολικό μητρώο ακαμψίας, r = κομβικές μετατοπίσεις, R = εξωτερικές δυνάμεις.

4. *Επίλυση του συστήματος ακαμψίας.* Η επίλυση του παραπάνω συστήματος (με γνωστά τα μητρώα K και R και άγνωστο το r) γίνεται μέσω μίας τυποποιημένης αριθμητικής διαδικασίας που αξιοποιεί το γεγονός ότι το μητρώο ακαμψίας K είναι αραιό, συμμετρικό και θετικά ορισμένο.
5. *Υπολογισμός εντατικών και παραμορφωσιακών μεγεθών.* Γνωρίζοντας τις κομβικές μετατοπίσεις r , εξασφαλίζεται η γνώση των μετατοπίσεων κάθε σημείου καθενός στοιχείου της κατασκευής, επομένως, η γνώση των μετατοπίσεων κάθε σημείου ολόκληρης της κατασκευής. Κατά συνέπεια, είναι εφικτός ο προσδιορισμός των παραμορφώσεων της κατασκευής κι έπειτα, ασφαλώς, των τάσεων της.

2.3 Η ΜΠΣ στην Ιατρική

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων βοηθάει ήδη και πρόκειται, στο εγγύς μέλλον, να βοηθήσει ακόμη περισσότερο την ιατρική πρακτική. Η ανάπτυξη εξελιγμένων ιατρικών εμφυτευμάτων, ελάχιστα επεμβατικών χειρουργικών τεχνικών αλλά και σύγχρονων βιοσυμβατών υλικών είναι μερικά μόνο από τα πεδία στα οποία η ΜΠΣ αποτελεί καταλυτικό εργαλείο στην εξέλιξη της Εμβιομηχανικής.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων, όπως έγινε φανερό απ' την περιγραφή της, αποδεικνύεται, επίσης, πολύ χρήσιμη στην λεπτομερή και ρεαλιστική υπολο-

γιστική απόδοση πολύπλοκων γεωμετριών. Τέτοιο παράδειγμα πολυπλοκότητας αποτελεί η μορφή των οστών, η οποία είναι ιδιαίτερα σύνθετη και η προσομοίωσή της στον υπολογιστή μπορεί να γίνει εξαιρετικά επίπονη.

Η γεωμετρική ανάλυση ενός οποιουδήποτε οστού έχει πολλές δυσκολίες καθώς δεν υπάρχουν ακριβώς ορισμένες γωνίες, καμπύλες ή αποστάσεις που να το χαρακτηρίζουν, αλλά αντίθετα, μία μορφολογία εξατομικευμένη για τον κάθε ασθενή. Έτσι, η χρήση πεπερασμένων στοιχείων (και μάλιστα με όσο το δυνατόν μικρότερο μέγεθος) εξασφαλίζει μία, κατά το δυνατόν πιστότερη, απόδοση του σχήματός του. Αυτό συμβαίνει διότι ο τεμαχισμός ενός σχήματος σε απειροστούς όγκους, αν και απλοποιεί την υπολογιστική ανάλυση, είναι δυνατόν να διατηρήσει όλη την πολυπλοκότητα της γεωμετρίας του.

Εκτός απ' το μεγάλο αυτό πλεονέκτημα, υπάρχουν και πολλές άλλες αιτίες που οδηγούν στην αντιμετώπιση των εμβιομηχανικών προβλημάτων κάνοντας χρήση της ΜΠΣ. Παρακάτω παρατίθενται οι βασικότερες από αυτές [B4]:

- ❖ Το πρόβλημα δεν μπορεί να αναλυθεί κλινικά:
 - Προ-κλινικό στάδιο ανάπτυξης του εμφυτεύματος
 - Μεταβολή μίας παραμέτρου η οποία δεν είναι ακόμη διαθέσιμη στα εμφυτεύματα που κυκλοφορούν στην αγορά
 - Η κλινική μελέτη μπορεί να μην είναι επαρκής ώστε να απαντήσει σε συγκεκριμένα ερωτήματα
 - Ηθικοί λόγοι είναι δυνατό να αποτρέπουν την διεξαγωγή ενός in vivo πειράματος
- ❖ Το πρόβλημα δεν μπορεί να αναλυθεί πειραματικά:
 - Η ανάλυση πολλών διαφορετικών παραμέτρων απαιτεί την κατασκευή πολλών πρωτοτύπων, γεγονός που ενδεχομένως να καταστήσει το πείραμα ιδιαίτερα δαπανηρό
 - Συνοριακές συνθήκες, όπως η ύπαρξη μυϊκών δυνάμεων, δεν μπορούν να ικανοποιηθούν πειραματικά
 - Πειράματα σε ανθρώπινα δείγματα μπορεί να μην είναι επαναλήψιμα λόγω της ποικιλομορφίας των βιολογικών ιδιοτήτων τους
- ❖ Αποτελέσματα από κλινικές ή πειραματικές μελέτες ενδέχεται να μην μπορούν να ερμηνευτούν:
 - Ένα αριθμητικό μοντέλο είναι ικανό να βοηθήσει στην ερμηνεία των κλινικών και των πειραματικών αποτελεσμάτων

Για να εφαρμοστεί επιτυχώς η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων απαιτείται να υλοποιηθούν τα εξής τέσσερα στάδια:

1. Εισαγωγή της γεωμετρίας της κατασκευής σε ένα σχεδιαστικό πρόγραμμα προκειμένου να δημιουργηθεί το τρισδιάστατο μοντέλο

2. Χωρισμός του μοντέλου σε πεπερασμένα στοιχεία μέσω της εφαρμογής ενός ιδεατού πλέγματος⁵ και επιπλέον, καθορισμός των απαραίτητων πρόσθετων δεδομένων (είδος στηρίξεων, είδος φόρτισης, καθορισμός υλικού κτλ.)
3. Επίλυση του μοντέλου με χρήση αριθμητικών μεθόδων
4. Ερμηνεία και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων

Τα τελευταία χρόνια η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων έχει γενικευτεί και χρησιμοποιείται τόσο επικουρικά όσο και ως κύριο εργαλείο για την αντιμετώπιση των (εμβιο)μηχανικών προβλημάτων. Μάλιστα, η ύπαρξη εξελιγμένων εμπορικών προγραμμάτων απλοποιεί την εφαρμογή της ΜΠΣ διευκολύνοντας την εισαγωγή και την επεξεργασία των φυσικών παραμέτρων του προβλήματος. Επιπλέον, τα εμπορικά αυτά προγράμματα, ως επί το πλείστον, παρέχουν τα αποτελέσματα των επιλύσεών τους μέσω γραφημάτων και διαγραμμάτων τα οποία είναι εύκολα αναγνώσιμα, διευκολύνοντας με τον τρόπο αυτό τον χρήστη στην εξαγωγή των συμπερασμάτων του.

⁵ Πλέγμα ή κάνναβος καλείται το αποτέλεσμα ενός εικονικού τεμαχισμού που πραγματοποιείται στο μοντέλο προκειμένου να εφαρμοστεί επί αυτού η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Στην πραγματικότητα πρόκειται για το πρώτο βήμα της §2.2 (για λεπτομέρειες βλ. §5.6).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΤΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ ΚΑΙ Η ΔΙΕΘΝΗΣ ΕΡΕΥΝΑ

3.1 Περιγραφή του προβλήματος

Το πρόβλημα που απασχολεί την παρούσα διπλωματική εργασία είναι η κατασκευή ενός ρεαλιστικού και αξιόπιστου τρισδιάστατου μοντέλου της ανθρώπινης πύελου με τη βοήθεια της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων.

Η δημιουργία ενός τέτοιου μοντέλου αποτελεί μέρος ενός ευρύτερου ερευνητικού προγράμματος που υλοποιείται στη Μονάδα Εμβιομηχανικής του Τομέα Μηχανικής του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (ΕΜΠ) σε συνεργασία με ιατρούς από το Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης και ιατρούς από το 401 Γενικό Στρατιωτικό Νοσοκομείο Αθηνών.

Σκοπός αυτού του προγράμματος είναι η συγκριτική αξιολόγηση διαφορετικών μεθόδων οστεοσύνθεσης καταγματικής πύελου. Λεπτομέρειες αυτής της έρευνας θα παρουσιασθούν παρακάτω.

Στην παρούσα εργασία θα αναλυθεί η κατασκευή ενός αξιόπιστου υπολογιστικού μοντέλου άθικτης ανθρώπινης πύελου με σκοπό την περαιτέρω χρήση του στην αξιολόγηση των μεθόδων οστεοσύνθεσης μέσω εικονικών (υπολογιστικών) πειραμάτων. Το υπολογιστικό αυτό μοντέλο θα προσομοιάζει την ελαστική συμπεριφορά της πραγματικής πύελου· ως εκ τούτου, δεν θα είναι ικανό να μοντελοποιήσει τον τρόπο αστοχίας της, ωστόσο, θα είναι ικανό να εκτιμήσει τις περιοχές που διατρέχουν τον μεγαλύτερο κίνδυνο αστοχίας. Κατόπιν, το μοντέλο θα αξιολογηθεί βάσει της διαθέσιμης, διεθνούς βιβλιογραφίας.

Για την δημιουργία ενός τέτοιου μοντέλου μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή και για την αξιοποίηση του μέσω υπολογιστικών προσομοιώσεων (πειράματα *in silico*) απαιτείται μία σειρά διαδικασιών, η χρήση διαφορετικών λογισμικών πακέτων και φυσικά, επαρκής υπολογιστική ισχύς (βλ. και Εικ. 7.1).

Η ύπαρξη όλων των παραπάνω προϋποθέσεων και ιδιαίτερα της τελευταίας, προκειμένου να πραγματοποιηθεί μία τέτοια μελέτη, ήταν η αιτία που οι πρώτες υπολογιστικές προσομοιώσεις της πύελου έκαναν την εμφάνισή τους μόλις πριν από τρεις δεκαετίες.

3.2 Κριτική ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας

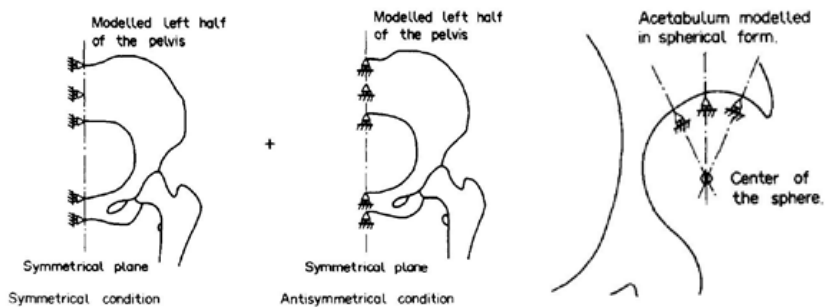
Η ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστών (αύξηση της ταχύτητας των επεξεργαστών, αύξηση της μνήμης τυχαίας προσπέλασης (RAM) και της χωρητικότητας των σκληρών δίσκων) επέτρεψε τα τελευταία χρόνια στην μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων να επεκταθεί σε δεκάδες ερευνητικές περιοχές. Η εξέλιξη αυτή προέκυψε κυρίως από τη δυνατότητα που υπάρχει σήμερα να αναπαριστώνται και να τίθενται υπό επεξεργασία ιδιαίτερα πολύπλοκες γεωμετρίες σε συνδυασμό με σύνθετες ιδιότητες των υλικών που αποτελούν την εκάστοτε υπό εξέταση κατασκευή. Έτσι, το τελικό αποτέλεσμα της εφαρμογής της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων μπορεί να είναι μία εντυπωσιακά πολύπλοκη όσο και ακριβής προσομοίωση της πραγματικότητας.

Στα πρώτα χρόνια της εφαρμογής της ΜΠΣ τα μοντέλα που κατασκευάζονταν είχαν λίγες εκατοντάδες βαθμούς ελευθερίας (ως β.ε. εννοούνται οι μη μηδενικές κομβικές παράμετροι, βλ. §2.2) ενώ σήμερα τα μοντέλα που προσομοιώνονται μπορούν να έχουν μερικές δεκάδες εκατομμύρια [A5].

Ένα από τα πρώτα τρισδιάστατα μοντέλα πυέλου και άρθρωσης του ισχίου παρουσιάστηκε από τους Hironobu et al. το 1983 [A13]. Στην πρωτοποριακή εργασία τους για τη μελέτη της τεχνητής άρθρωσης του ισχίου μετά την πραγματοποίηση αρθροπλαστικής επέμβασης⁶ δημιούργησαν δύο μοντέλα:

- ένα φυσιολογικό, υγιές μοντέλο πυέλου με την κεφαλή του μηριαίου
- ένα μοντέλο πυέλου με τεχνητή, κεραμική κεφαλή

Για την κατασκευή εκάστου μοντέλου χρειάστηκαν περίπου 2200 στοιχεία.



Εικ. 3.1 Οι περιορισμοί των β.ε. στο πείραμα των Hironobu et al.: άρθρωση στο μεσοκάθετο επίπεδο και επιπλέον περιορισμός στην περιοχή της κοτύλης σε 25 κόμβους κατά την ορθή διεύθυνση.

Το σημαντικότερο αποτέλεσμα της έρευνάς τους ήταν πως λόγω της ελαστικής παραμόρφωσης του χόνδρου (που υπήρχε μόνο στο πρώτο μοντέλο) τόσο η κατανομή των επιφανειακών τάσεων στην περιοχή της κοτύλης όσο και το μέγεθος των τάσεων αυτών προέκυψαν πολύ διαφοροποιημένα στα δύο μοντέλα. Στο δεύτερο μοντέλο δε, οι τάσεις ήταν έως και πέντε φορές πιο αυξημένες.

⁶ Πρόκειται για την χειρουργική αντικατάσταση των αρθρικών επιφανειών της κοτύλης και της κεφαλής του μηριαίου οστού που έχουν φθαρεί, με μια ειδική πρόθεση που μιμείται τη λειτουργία του φυσιολογικού ισχίου (για λεπτομέρειες βλ. §5.3).

Μετά από αυτή την εργασία, στα επόμενα χρόνια, δεν υπήρξε κάποια εντυπωσιακή πρόοδος στις σχετικές μοντελοποιήσεις. Χρειάστηκε να περάσει πάνω από μία δεκαετία, ώστε το 1995, ο Dalstra και οι συνεργάτες του να δημοσίευσαν δύο εργασίες που θα άλλαζαν τα μέχρι τότε δεδομένα στα *in silico* πειράματα. Η πρώτη εξ αυτών [A4] αφορούσε στην προσπάθεια δημιουργίας ενός εξελιγμένου και αξιόπιστου, τρισδιάστατου μοντέλου της πύελου.

Όπως σημειώνουν οι Dalstra et al.: «*τα πρώτα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που αφορούσαν στην μοντελοποίηση της πύελου και συγκεκριμένα, στην αρθροπλαστική ισχίου, ήταν είτε δισδιάστατα είτε τρισδιάστατα αλλά με αξονική συμμετρία. [...] Καθώς όμως η πύελος διαθέτει μία ιδιαίτερα πολύπλοκη γεωμετρία, τα μεν πρώτα μοντέλα υπερεκτιμούσαν τις τάσεις, τα δε δεύτερα την ακαμψία*».

Έτσι, προκειμένου να δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο, ρεαλιστικό μοντέλο πύελου, στην συγκεκριμένη εργασία έγινε χρήση αξονικών τομογραφιών. Μία πύελος ενός ασθενή τομογραφήθηκε ανά 4mm και κατόπιν ανακατασκευάστηκε μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή. Το αποτέλεσμα ήταν η δημιουργία ενός γεωμετρικού μοντέλου τριών διαστάσεων που αν και πρωτόλειο (με τα σημερινά δεδομένα), διέθετε γεωμετρικά χαρακτηριστικά πολύ συγγενή με αυτά μιας πραγματικής πύελου. Σκοπός τους ήταν η δημιουργία δύο διαφορετικών ως προς τις μηχανικές τους ιδιότητες μοντέλων, ενός ρεαλιστικού και ενός ομογενούς όπως τα ονόμασαν, που ωστόσο, θα διέθεταν την ίδια γεωμετρία.

Στο ρεαλιστικό μοντέλο έγινε προσπάθεια προσομοίωσης της πραγματικής μεταβολής του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους οστού καθώς και της διακύμανσης του πάχους του φλοιώδους οστού κατά μήκος της πύελου.

Αντίθετα, στο ομογενές μοντέλο, το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού θεωρήθηκε σταθερό και ίσο με 70 MPa, ενώ επίσης σταθερό θεωρήθηκε και το πάχος του φλοιώδους οστού (1mm).

Κατά τα άλλα, και στα δύο μοντέλα, το σπογγώδες οστό θεωρήθηκε ισότροπο (υπόθεση που είναι σύμφωνη με σχετικές εργαστηριακές μελέτες [A17]) με λόγο Poisson 0.2 ενώ στο φλοιώδες οστό, ο λόγος Poisson θεωρήθηκε ίσος με 0.3 και το μέτρο ελαστικότητας ίσο με 17 GPa. Και τα δύο μοντέλα έκαναν χρήση του ίδιου πλέγματος που απετελείτο από 2602 στοιχεία.

Για να αποδοθούν στα πεπερασμένα στοιχεία του πλέγματος οι μηχανικές ιδιότητες του ομογενούς μοντέλου η διαδικασία περιορίστηκε εντός του προγράμματος των πεπερασμένων στοιχείων. Αντίθετα, για να δημιουργηθεί το ρεαλιστικό μοντέλο, ήταν απαραίτητο να εξαχθούν εκ νέου πληροφορίες από τις αξονικές τομογραφίες. Μέσω αυτών, για κάθε οστική περιοχή, έγινε συσχέτιση της απορροφημένης ακτινοβολίας X και μιας ποσότητας που αντιστοιχούσε στο ασβέστιο που η συγκεκριμένη περιοχή διέθετε. Κατόπιν, δημιουργήθηκαν εικόνες που απεικόνιζαν την κατανομή του ασβεστίου.

Με τον τρόπο αυτό έγινε εφικτό πρώτον, να προσδιορισθεί το πάχος του φλοιώδους οστού “χειροκίνητα” ως η απόσταση που μεσολαβούσε μεταξύ δύο σημείων που επέλεγε ο χρήστης εσωτερικά και εξωτερικά της φλοιώδους περιοχής και δεύτερον, ο ακριβής καθορισμός της πυκνότητας του ασβεστίου σε όλη την έκταση του φλοιώδους οστού. Αυτή η τελευταία ποσότητα αντιστοιχίστηκε σε ένα χωρικά εξαρ-

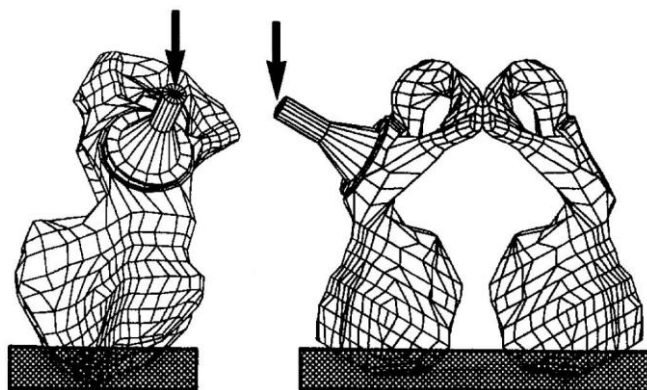
τώμενο μέτρο ελαστικότητας μέσω μιας σχέσης που συνδέει την πυκνότητα του ασβεστίου με την ακαμψία της πυέλου.

Στη συνέχεια, η τιμή του μέτρου ακαμψίας κάθε σημείου αποδόθηκε στο πεπερασμένο στοιχείο που καταλάμβανε τη σχετική θέση στην πυέλο. Με τον τρόπο αυτό, και σε συνδυασμό με μια παρόμοια αντιστοίχιση του πάχους του φλοιώδους οστού, δημιουργήθηκε και το ρεαλιστικό μοντέλο.

Για τα δύο αυτά υπολογιστικά μοντέλα της πυέλου έγινε εργαστηριακή αξιολόγηση με δύο πραγματικές πυέλους.

Στο εργαστηριακό πείραμα, τα οστά τοποθετήθηκαν ανάποδα και οι λαγόνιες ακρολοφίες τους βυθίστηκαν σε ακρυλικό τσιμέντο προκειμένου να πακτωθούν. Κατόπιν, ασκήθηκε κατακόρυφη δύναμη μέσω μιας τεχνητής κεφαλής μηριαίου προκειμένου να προσομοιωθεί η φόρτιση κατά τη στήριξη στο ένα πόδι.

Και στα δύο υπολογιστικά μοντέλα η παραπάνω στήριξη προσομοιώθηκε με την ακινητοποίηση των κόμβων της περιοχής της λαγόνιας ακρολοφίας ενώ η φόρτιση ασκήθηκε μέσω ενός μοντέλου της τεχνητής κεφαλής του μηριαίου το οποίο μπορούσε να κινηθεί μονάχα κατακόρυφα (Εικ. 3.2).



Εικ. 3.2 Το μοντέλο της πρώτης εργασίας των Dalstra et al.

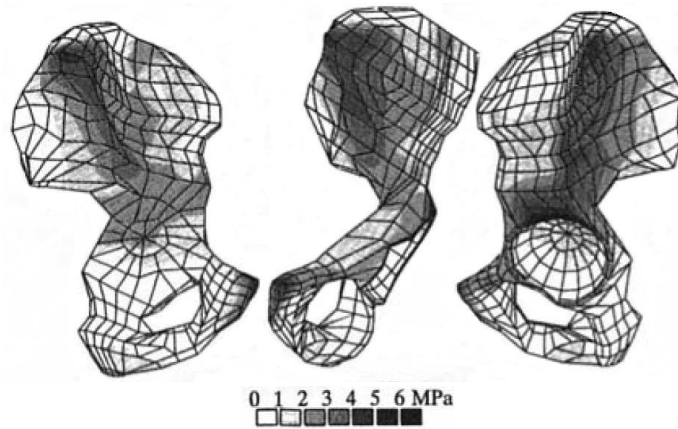
Η πυέλος απεικονίζεται με χαραγμένο επάνω της το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων.

Με τον τρόπο αυτό, το υπολογιστικό μοντέλο ήταν σε συμφωνία με το πειραματικό. Παρ' όλα αυτά, ούτε η έλλειψη δυνάμεων των μυών ούτε το είδος της στήριξης που είχε επιλεγεί αντιπροσώπευαν μία ρεαλιστική καταπόνηση. Αυτό, όμως, δεν ήταν ούτεως ή άλλως το ζητούμενό τους.

Τελικώς, η αντιστοιχία μεταξύ των υπολογιστικών και των πειραματικών αποτελεσμάτων υπήρξε πολύ ικανοποιητική. Συνοπτικά, τα συμπεράσματα που προέκυψαν απ' την εργασία ήταν:

- Η συμφωνία μεταξύ του αριστερού και του δεξιού ανωνύμου οστού, όσον αφορά στο πάχος του φλοιώδους οστού αλλά και στην κατανομή του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους οστού, είναι μεγάλη
- Εν γένει, το ομογενές μοντέλο προβλέπει υψηλότερες τάσεις από εκείνες που προβλέπει το ρεαλιστικό, ιδίως στις περιοχές όπου εμφανίζονται ούτεως ή άλλως αυξημένες τάσεις

- Για συγκριτικές μελέτες είναι επαρκές να χρησιμοποιηθεί ομογενές μοντέλο, παρ' όλα αυτά, εάν εξετάζονται μηχανικές ιδιότητες σε απόλυτες τιμές, τότε συνιστάται η χρήση ενός πιο εξεζητημένου, ρεαλιστικού μοντέλου



Εικ.3.3 Οι τάσεις σύμφωνα με το κριτήριο Mises (ισοδύναμων τάσεων) στο φλοιώδες οστό του ρεαλιστικού μοντέλου.

Η εργασία αυτή αποτέλεσε ορόσημο στην δημιουργία υπολογιστικών μοντέλων της πύελου και σχεδόν κάθε μετέπειτα εργασία που πραγματοποιήθηκε κάνει αναφορά σ' αυτήν.

Στην επόμενη εργασία των Dalstra et al. [A12], σκοπός της έρευνας ήταν ο προσδιορισμός των τασικών πεδίων κατά μήκος της πύελου με ένα ακόμη πιο ρεαλιστικό μοντέλο και μάλιστα, κατά τη διάρκεια διαφόρων φάσεων της βιάδισης.

Σε αυτό το μοντέλο, η πύελος πακτώθηκε στην ιερολαγόνια άρθρωση ενώ στην ηβική σύμφυση εφαρμόστηκε ελαστικότερη οριακή συνθήκη: τα δύο ανώνυμα οστά ενώνονταν μεταξύ τους δημιουργώντας μία ελαστική στήριξη. Στο πείραμα φορτίστηκε μόνο το αριστερό ανώνυμο οστό μέσω του σφαιρικού τμήματος της τεχνητής κεφαλής του μηριαίου. Η φόρτιση ήταν σύμφωνη με τα στοιχεία των Bergmann et al. [A14] ενώ συνυπολογίστηκαν επίσης και οι δυνάμεις που ασκούσαν 22 μύες της πύελου.



Εικ. 3.4 Το μοντέλο των Dalstra et al. αποτελείται από περίπου 2700 στοιχεία.

Σε αντίθεση με το πείραμα των Hironobu et al., στο εν λόγω πείραμα δεν προσομοιώθηκε ο χόνδρος του ισχίου ενώ η διεπιφάνεια κοτύλης – κεφαλής μηριαίου θεωρήθηκε χωρίς τριβές (frictionless). Ο λόγος αυτής της επιλογής είναι ότι σε στατικά πειράματα ο λιπαντικός ρόλος του χόνδρου δεν εμφανίζει κάποιο ενδιαφέρον. Αντίθετα, η ικανότητά του να κατανέμει το φορτίο σε μεγαλύτερη επιφάνεια είναι πάρα πολύ σημαντική, για τούτο και η κοτύλη προσομοιώθηκε με κοίλωμα σφαίρας προκειμένου η εφαρμογή της με την κεφαλή του μηριαίου να είναι πάρα πολύ καλή.

Το κυριότερο αποτέλεσμα αυτής της εργασίας

ήταν πως οι τάσεις στο φλοιώδες οστό προέκυψαν ως και 50 φορές μεγαλύτερες απ' αυτές που αναπτύχθηκαν στο σπογγώδες. Κατέστη δηλαδή σαφές πως στην πύελο, το φλοιώδες οστό είναι εκείνο που μεταφέρει τις μεγαλύτερες φορτίσεις και μάλιστα, σε σημαντικά μεγαλύτερο ποσοστό. Παρ' όλα αυτά, οι παραμορφώσεις που προέκυψαν στη φλοιώδη περιοχή ήταν μικρότερες από αυτές που αναπτύχθηκαν στη σπογγώδη.

Σε αυτό το σημείο θα πρέπει να τονιστεί πως η δημιουργία ενός αξιόπιστου υπολογιστικού μοντέλου δεν περιορίζεται στην δημιουργία μιας ρεαλιστικής γεωμετρίας. Όπως έγινε σαφές απ' τα παραπάνω πειράματα, η δημιουργία ενός μοντέλου που θα είναι ικανό να προβλέψει τα πραγματικά πεδία τάσεων και μετατοπίσεων, προϋποθέτει την ακριβή γνώση παραμέτρων όπως είναι οι μηχανικές ιδιότητες των υλικών που φορτίζονται· παράμετροι οι οποίες *μονάχα πειραματικά* μπορούν να προσδιορισθούν. Ακόμη και από ένα άρτιο γεωμετρικό μοντέλο μπορεί να εξαχθούν εντυπωσιακά λάθος αποτελέσματα εάν οι μηχανικές ιδιότητες που έχουν θεωρηθεί γι' αυτό είναι λανθασμένες.

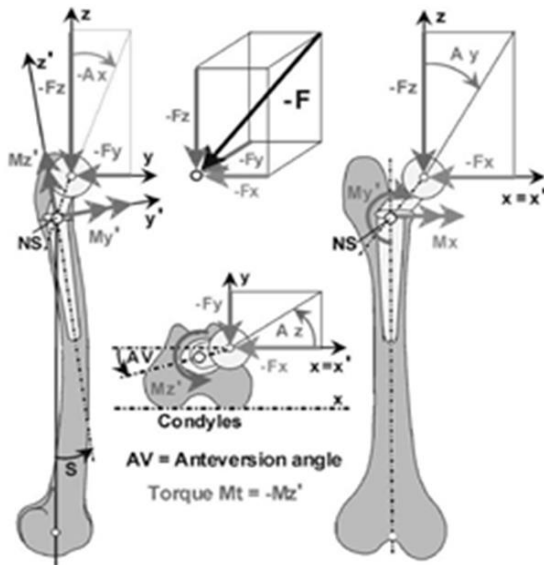
Μία, επίσης, πολύ σημαντική παράμετρος που εκ πρώτης όψεως ίσως δεν είναι τόσο εμφανής, είναι η διεύθυνση άσκησης των φορτίσεων. Στο δεύτερο πείραμα των Dalstra et al. υπήρχε η πρόθεση μοντελοποίησης μιας ρεαλιστικής φόρτισης κατά τη διάρκεια της βάδισης. Όμως η γνώση του ακριβούς προσανατολισμού των δυνάμεων εντός της κοτύλης κατά τη διάρκεια της βάδισης, μιας ιδιαίτερα πολύπλοκης κίνησης απ' τη σκοπιά της μηχανικής, κάθε άλλο παρά δεδομένη είναι. Για τον προσδιορισμό τέτοιων παραμέτρων, είναι απαραίτητη η διεξαγωγή περίπλοκων εργαστηριακών πειραμάτων που θα τροφοδοτήσουν με δεδομένα τα υπολογιστικά πειράματα.

Έτσι, για την αποτελεσματική μελέτη της πύελου αναδύεται ως μείζονος σημασίας η ανάγκη εύρεσης της κατανομής των φορτίων στην κοτύλη κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων. Σημαντικοί ερευνητές που μέσω εργαστηριακών πειραμάτων τους προσπάθησαν να δώσουν απαντήσεις σε αυτό το ζήτημα ήταν οι Rydell et al. [A15], Crownshield et al. [A1] και Bergmann et al. (1989) [A19], (1993) [A20], (2001) [A11].

Μιας και σε εμβιομηχανικές μελέτες, κύρια πηγή αναφοράς για τις φορτίσεις που ασκούνται στο μυοσκελετικό σύστημα αποτελούν οι μελέτες των Bergmann et al. [B4], παρακάτω θα παρουσιαστεί η πιο σύγχρονη εξ αυτών [A11], δεδομένα της οποίας έχουν αντλήσει ερευνητές σε αρκετά πρόσφατα υπολογιστικά πειράματα της πύελου [A7], [A10], [B4].

Στην εν λόγω έρευνα για την μέτρηση των δυνάμεων επαφής στην κοτύλη, επιλέχθηκαν τέσσερις ασθενείς που είχαν υποβληθεί σε ολική αρθροπλαστική του ισχίου. Σε αυτούς είχε τοποθετηθεί στην τεχνητή κεφαλή του μηριαίου ένα εμφυτεύματα με αισθητήρες και δυνατότητα τηλεμετρικής μετάδοσης των μετρήσεων πίεσης που καταγράφονταν στην περιοχή της άρθρωσης.

Με αυτό τον τρόπο, ελήφθησαν μετρήσεις από τέσσερις ασθενείς καθένας εκ των οποίων κλήθηκε να πραγματοποιήσει 4-6 φορές κάθε μία εκ των εννέα συνηθέστερων δραστηριοτήτων που εκτελεί ένας άνθρωπος στην καθημερινότητά του (αργό



Εικ. 3.5 Σύστημα αναφοράς των μετρήσεων των Bergmann et al. (2001).

Αρχή των αξόνων O: το κέντρο της εμφυτευμένης, σφαιρικής κεφαλής του μηριαίου

Άξονας x: ενώνει τα κέντρα των σφαιρικών κεφαλών

Άξονας y: σημαδεύει στην πρόσθια διεύθυνση

Άξονας z: σημαδεύει στην κατακόρυφη διεύθυνση, παράλληλα του εξιδανικευμένου άξονα του

μηριαίου οστού

περπάτημα, φυσιολογικό περπάτημα, γρήγορο περπάτημα, άνοδο σκάλας, κάθοδο σκάλας, μετάβαση από καθιστή σε όρθια θέση, μετάβαση από όρθια σε καθιστή θέση, στάση στο ένα πόδι, λύγισμα γονάτων).

Το σύστημα αναφοράς σύμφωνα με το οποίο θα γίνονταν οι μετρήσεις τοποθετήθηκε στο μηριαίο οστό (Εικ 3.5). Με την τοποθέτηση των αξόνων όπως δείχνει η εικόνα, τα επίπεδα που προέκυψαν είναι:

- ❖ Επίπεδο xOy: εγκάρσιο επίπεδο
- ❖ Επίπεδο xOz: μετωπιαίο επίπεδο
- ❖ Επίπεδο yOz: οβελιαίο επίπεδο

Συνοπτικά, τα αποτελέσματα της μελέτης τους έδειξαν ότι η άρθρωση του ισχίου φορτίζεται κατά μέσο όρο με τα κάτωθι ποσοστά:

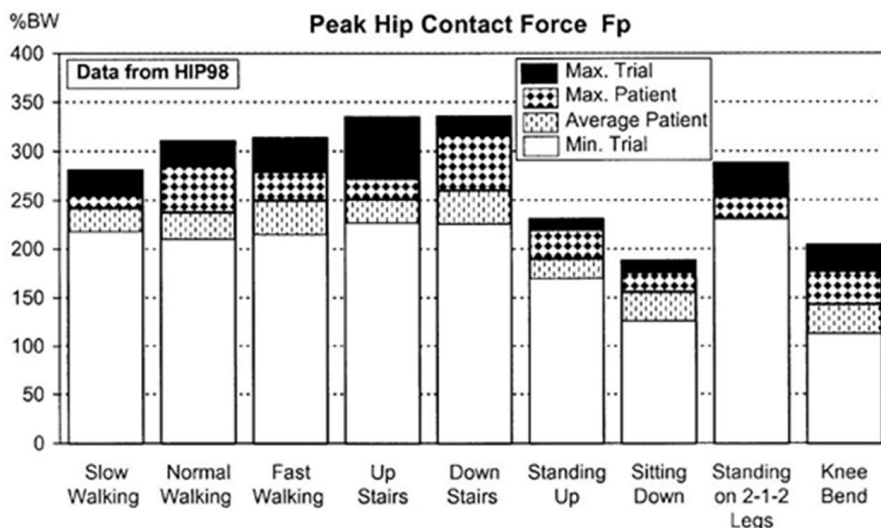
- 238% του σωματικού βάρους σε φυσιολογική βάδιση ταχύτητας 4 km/h (ελαφρώς περισσότερο απ' ό,τι όταν στέκεται κανείς στο ένα πόδι)
- 251% του σωματικού βάρους σε άνοδο σκάλας
- 260% του σωματικού βάρους σε κάθοδο σκάλας
- 190% του σωματικού βάρους σε μετάβαση από καθιστή σε όρθια στάση
- 156% του σωματικού βάρους σε μετάβαση από όρθια σε καθιστή στάση
- 143% του σωματικού βάρους σε στάση με λυγισμένα γόνατα

Κατά τη διάρκεια όλων των υπολοίπων συνήθων δραστηριοτήτων η άρθρωση δε φορτίζεται με μεγαλύτερα φορτία ενώ εξαιρούνται οι περιπτώσεις:

- σκοντάμματος (όπου οι δυνάμεις φτάνουν ως και το 870% του σωματικού βάρους)
- τραυματισμένου μυός (όπου οι δυνάμεις φτάνουν ως και το 409% του σωματικού βάρους)

Εν γένει, οι τιμές των ευρημάτων προέκυψαν χαμηλότερες από εκείνες προηγούμενων μελετών.

Λίγο πιο αναλυτικά παρουσιάζονται τα αποτελέσματα στο παρακάτω γράφημα:



Εικ. 3.6 Οι μεγαλύτερες, οι μικρότερες και οι μέσες τιμές της μέγιστης δύναμης επαφής F_p κατά τη διάρκεια εννέα δραστηριοτήτων εκπεφρασμένες ως ποσοστό του σωματικού βάρους (%BW).

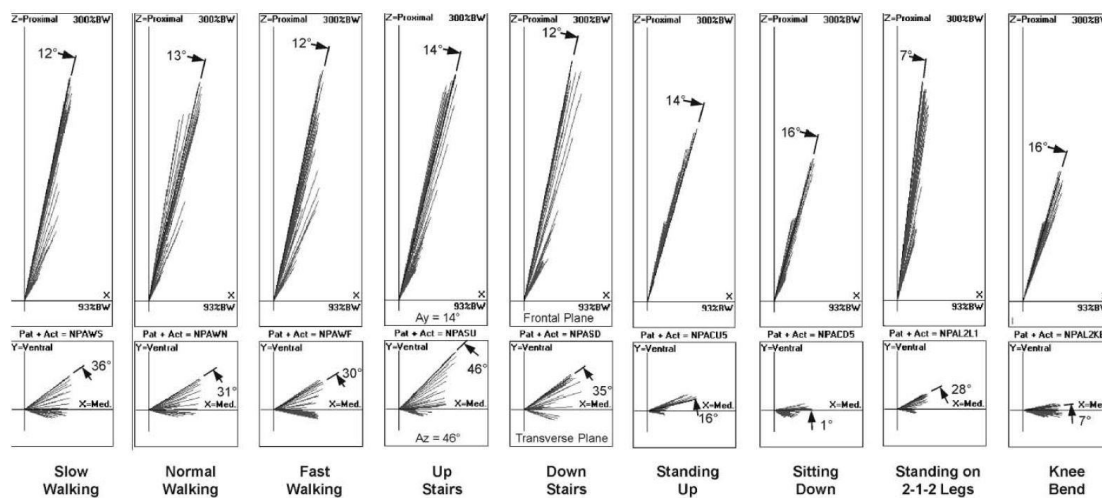
Max. Trial = Οι μεγαλύτερες τιμές όλων των δοκιμών, ανεξαρτήτως ασθενή

Max. Patient = Οι μεγαλύτερες τιμές όλων των ασθενών

Average Patient = Οι τιμές που αντιπροσωπεύουν το μέσο ασθενή (μέσος όρος των μέσων όρων)

Min. Trial = Οι μικρότερες τιμές όλων των δοκιμών, ανεξαρτήτως ασθενή

Οι γωνίες που σχηματίζει κάθε φορά η δύναμη επαφής F ως προς το σύστημα αναφοράς εμφανίζονται στα ακόλουθα διαγράμματα:



Εικ. 3.7 Επάνω γραμμή: A_y (μετωπιαίο επίπεδο), κάτω γραμμή: A_z (εγκάρσιο επίπεδο).

Οι γωνίες που σημειώνονται με αριθμούς αντιστοιχούν στην μέγιστη δύναμη επαφής F_p .

Εύκολα παρατηρεί κανείς πως τόσο οι φορτίσεις όσο και οι γωνίες παρουσιάζουν μεγάλη διασπορά. Μάλιστα, η διασπορά είναι μεγάλη για κάθε είδους δραστηριότητα τόσο σε κάθε ασθενή χωριστά (κατά την επανάληψη κάθε δραστηριότητας) όσο κυρίως και μεταξύ των ασθενών (από τους μέσους όρους που υπολογίζονται για τον καθένα). Παρ' όλα αυτά, είναι ενδιαφέρον πως η μικρότερη διασπορά παρατηρείται κατά τη βόδιση, γεγονός που ίσως οφείλεται στην ανατομική βελτιστοποίηση του ισχίου σ' αυτή τη δραστηριότητα μιας και αποτελεί την πιο συχνά πραγματοποιούμενη διαδικασία.

Το 2005 οι Anderson et al. πραγματοποίησαν ένα πείραμα για τη στήριξη και τη φόρτιση του οποίου ακολούθησαν το πρωτόκολλο που πρωτοχρησιμοποίησαν οι Dalstra et al. [A4]. Το πείραμά τους περιελάμβανε την καταπόνηση μίας πύελου σε ένα πείραμα in vitro το οποίο εκ των υστέρων θα μοντελοποιείτο in silico χρησιμοποιώντας μονάχα το ένα εκ των δύο ανωνύμων οστών [A2].

Στο εργαστηριακό πείραμα η πύελος πακτώθηκε στη λαγόνια ακρολοφία έως το βάθος που ορίστηκε από τα σύρματα οδηγούς (σημάδια που είχαν τοποθετηθεί στην πύελο πριν ακόμη την υποβάλλουν σε αξονική τομογραφία) και φορτίστηκε κατακόρυφα (Εικ.3.8).

Στην υπολογιστική προσομοίωση, οι κόμβοι άνω των συρμάτων και οι κόμβοι κατά μήκος της ηβικής σύμφυσης ακινητοποιήθηκαν. Θεωρήθηκε χόνδρος πάχους 2mm στην περιοχή της κοτύλης ενώ ειδικά πεπερασμένα στοιχεία επαφής (contact elements) τοποθετήθηκαν ανάμεσα στην κεφαλή του μηριαίου εμφυτεύματος και στο χόνδρο. Η δύναμη ασκήθηκε στο εμφύτευμα με ίδιο μέτρο και κατεύθυνση όπως και στο εργαστηριακό πείραμα.

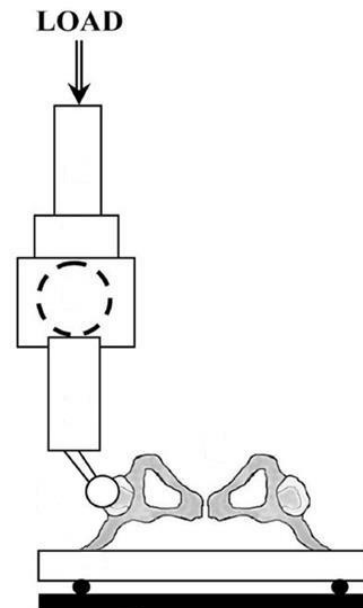
Το οστό χωρίστηκε σε δύο επιμέρους όγκους, ο ένας περιφερικά του άλλου. Έτσι, έγινε διάκριση μεταξύ σπογγώδους (εσωτερικά) και φλοιώδους (εξωτερικά) οστού. Και τα δύο οστά θεωρήθηκαν ισότροπα, υπερελαστικά ενώ για τις μηχανικές τους ιδιότητες θεωρήθηκε:

- φλοιώδες οστό: $E = 17 \text{ GPa}$, λόγος Poisson⁷ = 0.3, πάχος: χωρικά εξαρτώμενο
- σπογγώδες οστό: E : χωρικά εξαρτώμενο ανάλογα με τη φωτεινότητα κάθε εικονοστοιχείου στις αξονικές τομογραφίες, λόγος Poisson = 0.3

Το μοντέλο που δημιουργήθηκε είχε περίπου 220.000 στοιχεία.

Όπως προέκυψε από τα πειράματά τους, δύο σημαντικές παράμετροι που επηρεάζουν τις παραμορφώσεις της πύελου είναι το πάχος του φλοιώδους οστού και το μέτρο ελαστικότητάς του. Η μεταβολή στο πάχος του φλοιώδους οστού έχει σημαντική επίδραση στις παραμορφώσεις του ενώ η μεταβολή του μέτρου ελαστικότητάς του προκαλεί περίπου 15 φορές μεγαλύτερες μεταβολές στις παραμορφώσεις της πύελου έναντι της μεταβολής του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους οστού.

Πιο αναλυτικά, το πάχος του φλοιώδους οστού επηρεάζει περισσότερο τις παραμορφώσεις της πύελου απ' ό,τι το μέτρο ελαστικότητάς του. Παρ' όλα αυτά, επειδή οι μεταβολές του πάχους του φλοιώδους οστού δεν είναι μεγάλες, η χρήση μιας κατάλληλης μέσης τιμής πάχους μπορεί να οδηγήσει σε πολύ ικανοποιητικά αποτελέ-



Εικ. 3.8 Η διάταξη του πειράματος των Anderson et al. (2005).

⁷ Λόγος Poisson καλείται το πηλίκο της εγκάρσιας παραμόρφωσης προς την αξονική παραμόρφωση στην ελαστική περιοχή του διαγράμματος σ-ε (περιοχή AB Εικ. 1.6) όταν το υλικό υποβάλλεται σε μονοαξονική φόρτιση.

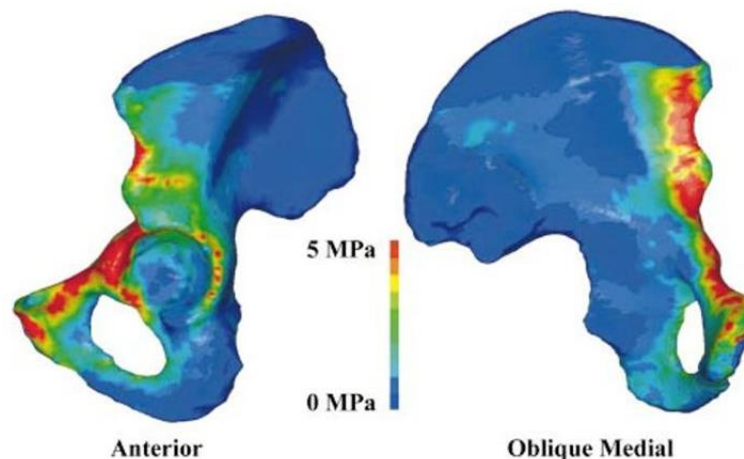
σματα. Όπως έδειξαν, το πάχος του φλοιώδους οστού μπορεί να θεωρηθεί σταθερό στα 0.7 mm και το σφάλμα να είναι μικρότερο του 10%.

Παρ' όλα αυτά, οι αποκλίσεις στις τιμές του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους οστού είναι πολύ μεγάλες (γι' αυτή την παράμετρο σημειώνουν τιμές από 2.5 έως 3829.0 MPa) γι' αυτό και η χρήση χωρικά εξαρτώμενου μέτρου ελαστικότητας για το σπογγώδες οστό είναι ιδιαίτερα σημαντική.

Σύμφωνα με την ανάλυσή των Anderson et al., η χρήση χωρικά εξαρτώμενου μέτρου ελαστικότητας για το σπογγώδες οστό, με σταθερό ωστόσο πάχος φλοιώδους οστού, οδηγεί σε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα.

Συνοπτικά, τα αποτελέσματά τους έχουν ως εξής:

- Οι παραμορφώσεις της πυέλου επηρεάζονται από το πάχος του φλοιώδους οστού και το μέτρο ελαστικότητάς του (καμία απ' τις δύο παραμέτρους όμως δεν μεταβάλλεται πολύ)
- Το πάχος του φλοιώδους οστού μπορεί να θεωρηθεί σταθερό (0.7 mm)
- Οι αποκλίσεις στις τιμές του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους οστού είναι πολύ μεγάλες γι' αυτό και η χρήση χωρικά εξαρτώμενου μέτρου ελαστικότητας συστήνεται

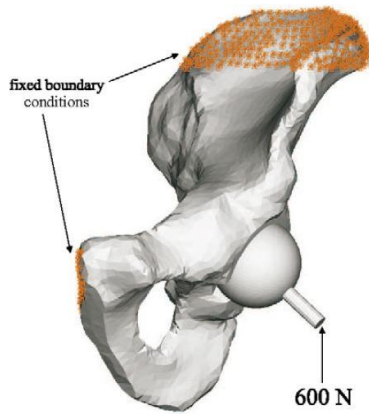


Εικ. 3.9 Οι τάσεις σύμφωνα με το κριτήριο Mises (ισοδύναμων τάσεων) από το πείραμα των Anderson et al. σε φόρτιση ίση του σωματικού βάρους (2005).

Ένα πολύ σημαντικό, εξ' ολοκλήρου υπολογιστικό πείραμα πραγματοποιήθηκε το 2006 από τους Philips et al [A10]. Κατά την εκτέλεσή του δημιουργήθηκαν 3 διαφορετικά μοντέλα της πυέλου προκειμένου να εξεταστούν διαφορετικά σενάρια συνοριακών συνθηκών καθώς και η σημασία της εισαγωγής στο μοντέλο μυών και τενόντων.

Για κάθε ένα απ' τα τρία αυτά μοντέλα χρησιμοποιήθηκε το ίδιο γεωμετρικό μοντέλο πυέλου με τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

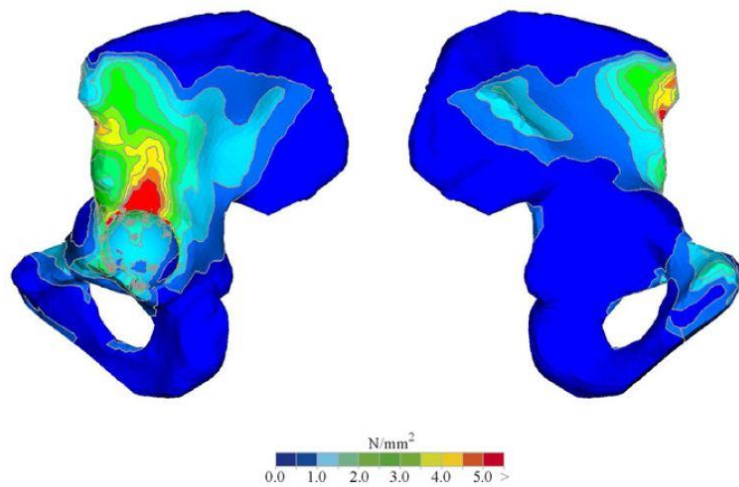
- σπογγώδες οστό: $E = 150 \text{ MPa}$, λόγος Poisson = 0.2
- φλοιώδες οστό: $E = 18 \text{ GPa}$, λόγος Poisson = 0.3, πάχος 2mm
- διεπιφάνεια φλοιώδους – σπογγώδους οστού: tied conditions
- κεφαλή του μηριαίου: σφαιρική και λεία
- διεπιφάνεια μηριαίου – κοτύλης: sliding surface interactions



Εικ. 3.10 Οι στηρίξεις και οι φορτίσεις στο hemi pelvis model.

Το πρώτο μοντέλο (hemi pelvis model) υλοποιήθηκε υιοθετώντας τις στηρίξεις που χρησιμοποίησαν και οι Dalstra [A4] και Anderson [A2] ώστε να μπορέσει να γίνει μια σύγκριση με παλαιότερα αποτελέσματα. Σ' αυτή την περίπτωση η δύναμη ασκήθηκε μέσω μηριαίου εμφυτεύματος (Εικ. 3.10).

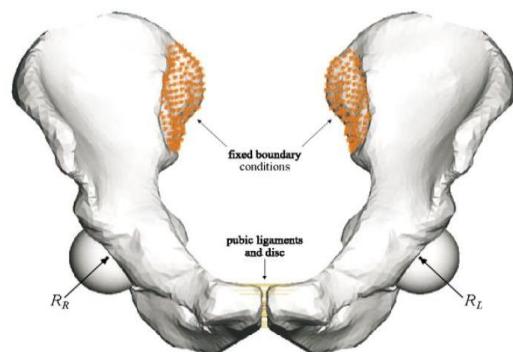
Αυτού του είδους η διάταξη είναι που πραγματοποιείται στα in vitro πειράματα, ωστόσο δεν αντιπροσωπεύει την in vivo καταπόνηση της



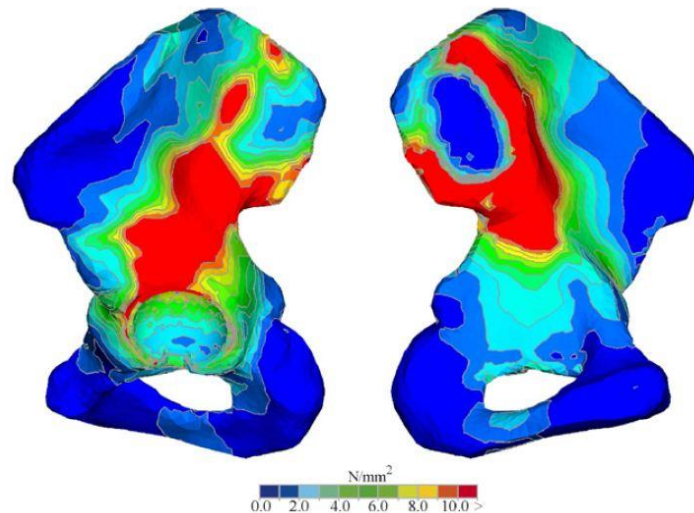
Εικ.3.11 Οι τάσεις σύμφωνα με το κριτήριο Mises (ισοδύναμων τάσεων) στο hemi pelvis model.

Τα αποτελέσματα για το μοντέλο αυτό ήταν παρόμοια μ' εκείνα των Dalstra και Anderson. Επομένως, οι Philips et al, αναγνωρίζοντας ότι το μοντέλο τους ήταν αξιόπιστο, άλλαξαν τις στηρίξεις προκειμένου να δημιουργήσουν τα άλλα δύο μοντέλα.

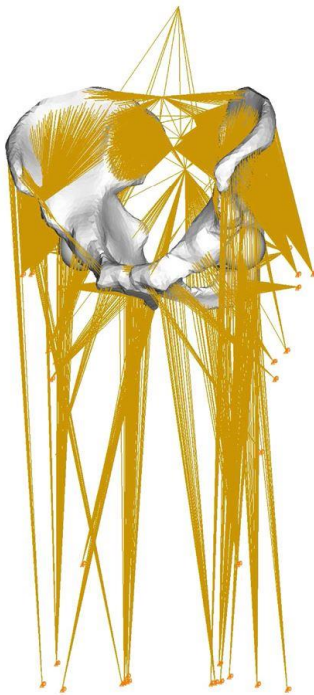
Στο δεύτερο μοντέλο (fixed boundary condition model) οι στηρίξεις διαφοροποιήθηκαν έτσι ώστε να βοηθήσουν στην αναγωγή στο τελικό (τρίτο) μοντέλο με τους μύες και τους τένοντες. Σε αυτή την περίπτωση αφαιρέθηκε η πάκτωση στην ηβική περιοχή και στη θέση της τοποθετήθηκε ένας δίσκος ενώ περιορίστηκε κάθε κίνηση στην ιερολαγόνια άρθρωση (γεγονός συνεπές με την πραγματικότητα, με τον τρόπο δηλαδή που στο ανθρώπινο σώμα μεταφέρονται οι δυνάμεις μεταξύ της πυέλου και του ιερού οστού). Οι δυνάμεις αυτή τη φορά ασκήθηκαν στο κέντρο των σφαιρικών κεφαλών (Εικ. 3.12).



Εικ. 3.12 Οι στηρίξεις και οι φορτίσεις στο fixed boundary condition model.

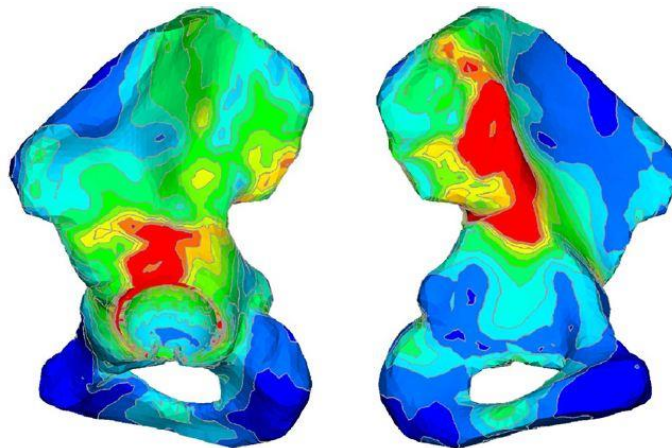


Εικ.3.13 Οι τάσεις σύμφωνα με το κριτήριο Mises (ισοδύναμων τάσεων) στο φλοιώδες οστό του fixed boundary condition model.



Εικ. 3.14 Οι στηρίξεις και οι φορτίσεις στο muscular and ligamentous boundary condition model.

Στο τρίτο και τελευταίο μοντέλο (muscular and ligamentous boundary condition model) προστέθηκαν τένοντες και μύες ενώ αφαιρέθηκαν όλες οι πακτώσεις. Η φόρτιση ήταν όμοια με αυτή του δευτέρου μοντέλου (Εικ. 3.14).

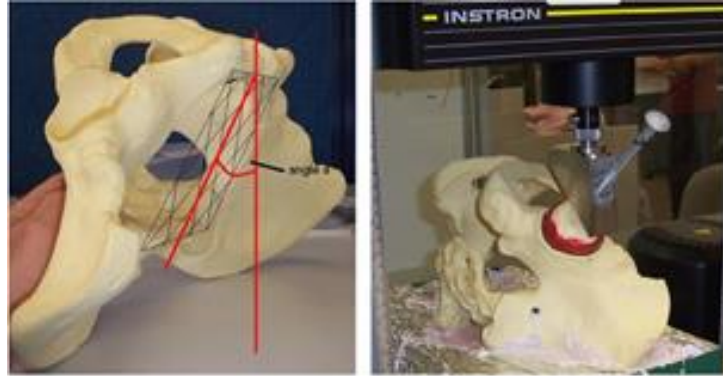


Εικ. 3.15 Οι τάσεις σύμφωνα με το κριτήριο Mises (ισοδύναμων τάσεων) στο φλοιώδες οστό του muscular and ligamentous boundary condition model.

Τα τελικά συμπεράσματα αυτής της εργασίας ήταν:

- Με την προσθήκη μυών και τενόντων τα πεδία τάσεων-μετατοπίσεων αλλάζουν αρκετά
- Οι τένοντες και οι μύες συμβάλλουν στην μείωση των συγκεντρώσεων τάσεων στο φλοιώδες οστό και στη δημιουργία ενός πιο ομοιόμορφου πεδίου τάσεων
- Η χρήση fixed boundary conditions είναι απαραίτητη για τη μοντελοποίηση in vitro πειραμάτων αλλά δεν είναι αντιπροσωπευτική για in vivo συνθήκες
- Μέσα στην κοτύλη οι τάσεις και οι παραμορφώσεις δεν αλλάζουν μεταξύ του δευτέρου και του τρίτου μοντέλου

Το 2010 οι Shim et al. [A9] δημιούργησαν ένα μη-γραμμικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων με σκοπό να προβλέπει κατάγματα της κοτύλης. Εκτός απ' το υπολογιστικό μοντέλο πραγματοποίησαν και εργαστηριακά πειράματα με συνθετικές πυέλους κατασκευασμένες από πολυουρεθάνη προκειμένου να γίνει η αξιολόγησή του.



Εικ. 3.16 Η διάταξη του πειράματος των Shim et al. (2010) στην οποία σημειώνεται η χαρακτηριστική γωνία α .

Τόσο στο εργαστηριακό όσο και στο in silico πείραμα, η δύναμη ησκείτο στην κοτύλη μέσω της κεφαλής του μηριαίου οστού ενώ η πυέλος, πακτωμένη στην λαγόνια ακρολοφία, σχημάτιζε γωνία α με το κάθετο επίπεδο (Εικ. 3.16).

- Για $\alpha=30^\circ$, η γωνία του ισχίου αντιστοιχούσε στην όρθια στάση και άρα η διάταξη θα προσομοίαζε τα κατάγματα πτώσης από ύψος
- Για $\alpha=0^\circ$, η γωνία του ισχίου αντιστοιχούσε στην καθιστή στάση και άρα η διάταξη θα προσομοίαζε τα dashboard fractures⁸

Για το υπολογιστικό μοντέλο, οι ιδιότητες που αποδόθηκαν στα υλικά είχαν τις κάτωθι τιμές:

- φλοιώδες οστό: $E = 260 \text{ MPa}$, χωρικά εξαρτώμενο πάχος
- σπογγώδες οστό: $E = 23 \text{ MPa}$
- διεπιφάνεια μηριαίου – κοτύλης: με τριβή ($\mu=0.3$)

→ Παρά το γεγονός ότι η άρθρωση του ισχίου στην πραγματικότητα λειτουργεί με σχεδόν μηδενική τριβή, η εν λόγω διεπιφάνεια μοντελοποιήθηκε με τριβή για να προσομοιώνει το πείραμα (synthetic bone and latex)

Όπως προέκυψε από το πείραμα, το υπολογιστικό μοντέλο που δημιουργήθηκε ήταν αξιόπιστο. Επίσης, τόσο στο εργαστήριο όσο και στον υπολογιστή, το φορτίο αστοχίας από όρθια στάση (μέση τιμή 3400N) ήταν υψηλότερο απ' το φορτίο αστοχίας από καθιστή (μέση τιμή 2600N).

Ένα πολύ εκτενές και ενδιαφέρον πείραμα σχετικά με την μοντελοποίηση της πυέλου πραγματοποιήθηκε το 2011 από τους Clarke et al. [A7]. Το πείραμα (εξ ολοκλήρου in silico) περιόριζε το ενδιαφέρον του μονάχα στην περιοχή της κοτύλης, ωστόσο, για την εξαγωγή συμπερασμάτων εξετάστηκε ένα πολύ μεγάλο πλήθος δυνα-

⁸ κατάγματα της πυέλου από μετάδοση της βίας μέσω του γόνατος το οποίο χτυπά στο πρόσθιο μέρος του αυτοκινήτου σε μετωπική σύγκρουση.

τών σεναρίων. Πιο συγκεκριμένα, υλοποιήθηκαν και εξετάστηκαν όλοι οι συνδυασμοί των ζευγών:

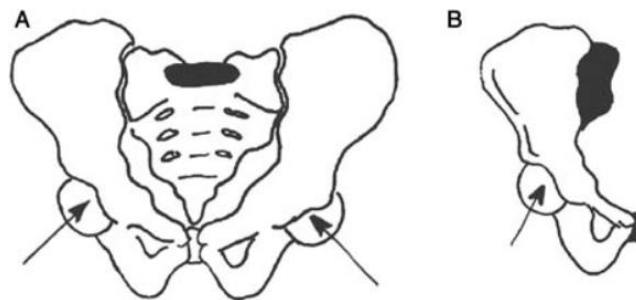
- μέτρο ελαστικότητας πυέλου σταθερό & χωρικά εξαρτώμενο
- προσθήκη & παράληψη μυϊκών δυνάμεων
- προσθήκη & παράληψη τριβής στην ισχιακή άρθρωση
- πάκτωση στον Ι1⁹ σπόνδυλο & σε ιερολαγόνια άρθρωση και ηβική σύμφυση

Για την εξέταση όλων των συνδυασμών (16 τον αριθμό) με 8 διαφορετικά γεωμετρικά μοντέλα πυέλου (που αντιστοιχούσαν σε 8 διαφορετικούς ασθενείς), χρειάστηκαν να δημιουργηθούν και να αξιολογηθούν $16 \cdot 8 = 128$ μοντέλα.

Καθένα από αυτά είχε περίπου 380.000 στοιχεία (2 ανώνυμα οστά, ιερό οστό και κεφαλή μηριαίου) ενώ σε κανένα δεν προσομοιώθηκε ο χόνδρος του ισχίου. Όλα τα υλικά θεωρήθηκαν γραμμικά και ισότροπα ενώ η κεφαλή του μηριαίου και το ιερό, καθώς δεν ήταν του άμεσου ενδιαφέροντος, θεωρήθηκαν πως είχαν μέτρο ελαστικότητας ίσο με αυτό του φλοιώδους οστού. Τέλος, οι φορτίσεις ασκούσαν μέσω της κεφαλής του μηριαίου οστού σύμφωνα με τις τιμές των Bergmann et al. (2001) [A11].

Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης ήταν:

- Το μοντέλο με την πάκτωση στην ιερολαγόνια άρθρωση και στην ηβική σύμφυση είναι επαρκές



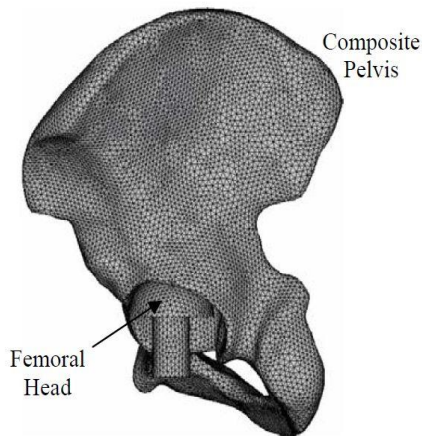
Εικ. 3.17 Τα δύο είδη στηρίξεων: Α. πάκτωση στον σπόνδυλο Ι1 Β. πάκτωση στην ιερολαγόνια άρθρωση και στην ηβική σύμφυση.

- Συνιστάται η χρήση μηδενικής τριβής ($\mu=0$) στη διεπιφάνεια κοτύλης – μηριαίου αντί οι δύο επιφάνειες να είναι δεμένες μεταξύ τους (bonded)
- Η προσθήκη των μυϊκών δυνάμεων δεν έχει σημαντικές συνέπειες
- Συνιστάται η χρήση τοπικά εξαρτώμενου μέτρου ελαστικότητας

Τέλος, θα μπορούσε να αναφερθεί ένα πολύ πρόσφατο υπολογιστικό πείραμα που πραγματοποιήθηκε από τους Ghosh et al. το 2012 [A8]. Σκοπός του πειράματος αυτού ήταν η επικύρωση ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων μέσω μιας οπτικής τεχνικής και συγκεκριμένα της DIC (digital image correlation).

Η πύελος πακτώθηκε στην ιερολαγόνια άρθρωση και στην ηβική σύμφυση. Η δύναμη ασκήθηκε κάθετα, μέσω ενός ατσάλινου ($E=200\text{GPa}$), σφαιρικού μηριαίου εμφυτεύματος διαμέτρου 46mm ενώ τα δύο οστά θεωρήθηκαν γραμμικά, ισότροπα και ομογενή με τις κάτωθι ιδιότητες:

⁹ Ι1 είναι ο πρώτος ιερός σπόνδυλος.



Εικ. 3.18 Το μοντέλο των Ghosh et al.

- σπογγώδες οστό: $E = 155 \text{ MPa}$, λόγος Poisson = 0.3
- φλοιώδες οστό: $E = 16.7 \text{ GPa}$, λόγος Poisson = 0.3

Το μοντέλο αποτελείτο από περίπου 269.000 στοιχεία.

Επίσης, μεταξύ της κεφαλής του μηριαίου οστού και της κοτύλης μοντελοποιήθηκαν στοιχεία επαφής με συντελεστή τριβής $\mu = 0.1$.

Το αποτέλεσμα του πειράματος ήταν η ικανοποιητική συσχέτιση των δύο μεθόδων και άρα η επικύρωση του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων.

Όπως φαίνεται απ' την παραπάνω παρουσίαση, η εξέλιξη των δυνατοτήτων της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων ήταν ραγδαία τα τελευταία χρόνια οδηγώντας σε όλο και πιο πολύπλοκα, μεγάλα και πολυπαραμετρικά υπολογιστικά πειράματα. Ενδεικτικά μπορεί να τονιστεί ότι ενώ οι Hironobu et al. το 1983 έφτιαξαν ένα μοντέλο με 2200 στοιχεία, δώδεκα ολόκληρα χρόνια μετά, το 1995, οι Dalstra et al. δημιούργησαν ένα μοντέλο που περιείχε μόλις 500 στοιχεία παραπάνω. Στην επόμενη όμως δεκαετία η αύξηση ήταν εξαιρετικά ταχύτερη. Έτσι, τα μοντέλα που δημιουργήθηκαν ήταν εκατό φορές μεγαλύτερα φτάνοντας τα 200 ως και 300 χιλιάδες στοιχεία.

Η εξέλιξη, επομένως, μας έχει επιτρέψει να δημιουργούμε πολύ ρεαλιστικά υπολογιστικά μοντέλα του πολύπλοκου φυσικού κόσμου. Η πύελος, αν και αποτελεί ένα ιδιαίτερα περίπλοκο σύμπλεγμα οστών τόσο από άποψη γεωμετρίας όσο και από άποψη φορτίσεων, είναι δυνατόν να μελετηθεί. Οι τελευταίες δεκαετίες απέδειξαν ότι τα μοντέλα των πεπερασμένων στοιχείων μπορούν να παράσχουν πλήθος αξιόπιστων πληροφοριών και συμπερασμάτων, γενικά, σε όλο το φάσμα των δραστηριοτήτων της εμβιομηχανικής και ειδικά, στις μελέτες της περιοχής της πυέλου.

Είναι γεγονός ότι η μέχρι σήμερα μελέτη της πυέλου με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιήθηκε ως επί το πλείστον προκειμένου να μελετηθεί η άρθρωση του ισχίου. Αναλυτικό χρονολόγιο τέτοιων μελετών μέχρι και το 2010 μπορεί να βρει κανείς στην εργασία των Stops et al. [A5].

Σήμερα, ωστόσο, που η διαθέσιμη υπολογιστική ισχύς το επιτρέπει και η διεθνής βιβλιογραφία εμπλουτίζεται, υπάρχει μία αύξηση της ερευνητικής δραστηριότητας στο πεδίο της κατασκευής υπολογιστικών μοντέλων που θα ελέγχουν περισσότερα στοιχεία σε όλη την έκταση της πυέλου. Σημαντική συνιστώσα των προσπαθειών που γίνονται προς αυτή την κατεύθυνση αποτελούν τα *in silico* πειράματα που σκοπό τους έχουν να μελετήσουν τις συνθήκες αστοχίας της πυέλου και να αξιολογήσουν διαφορετικές τεχνικές οστεοσύνθεσής της.

3.3 Το ερευνητικό πρόγραμμα στο ΕΜΠ

Μέσα στα πλαίσια της αυξημένης ερευνητικής μελέτης των πυελικών καταγμάτων διεθνώς, εκπονείται στη Μονάδα Εμβιομηχανικής του Τομέα Μηχανικής του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου ένα σχετικό ερευνητικό πρόγραμμα σε συνεργασία με ιατρούς από το Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης και ιατρούς από το 401 Γενικό Στρατιωτικό Νοσοκομείο Αθηνών, εξειδικευμένους στην τραυματολογία της πυέλου.

Όπως έχει ήδη ειπωθεί, σκοπός της έρευνας αυτής, μέρος της οποίας είναι και η παρούσα διπλωματική εργασία, είναι η συγκριτική αξιολόγηση διαφορετικών μεθόδων οστεοσύνθεσης καταγματικής πυέλου.

Πιο αναλυτικά, η έρευνα στοχεύει στην αξιολόγηση τεσσάρων διαφορετικών μεθόδων οστεοσύνθεσης πυέλων που έχουν υποστεί κατάγματα τύπου B1.2 (βλ. Εικ. 1.22).

Κατά τη διάρκεια της μελέτης, 40 πρωματικά ανώνυμα οστά θα υποστούν θλίψη έως την αστοχία τους. Σε κάθε ένα απ' αυτά θα έχει δημιουργηθεί τεχνητό κάταγμα το οποίο και θα έχει οστεοσυντεθεί με μία από τις 4 μεθόδους που μελετώνται.

Κάθε ένα απ' αυτά τα οστά θα βυθίζεται κατά ένα τμήμα της λαγόνιας ακρολοφίας του σε ένα δοχείο με woods metal¹⁰ σε υγρή μορφή το οποίο καθώς θα στερεοποιείται θα πακτώνει το ανώνυμο οστό. Κατόπιν, το συσσωμάτωμα δοχείο-ανώνυμο οστό θα τοποθετείται στη βάση της μηχανής MTS INSIGHT 10kN και θα υφίσταται θλίψη μέσω μιας τεχνητής κεφαλής μηριαίου οστού. Η κεφαλή αυτή θα ασκεί πίεση στην κοτύλη του εκάστοτε ανωνύμου οστού.

Στο εργαστηριακό πείραμα θα λαμβάνονται μετρήσεις του ανοίγματος της οστεοσύνθεσης προκειμένου να μελετηθεί η εξάρτησή του από το φορτίο που ασκείται. Επίσης, θα καταγράφονται η μετατόπιση του δοκιμίου και το φορτίο αστοχίας του.

Παράλληλα, μέσω της παρούσας διπλωματικής εργασίας, θα δημιουργηθεί ένα υπολογιστικό μοντέλο ενός ανωνύμου οστού προκειμένου να προσομοιωθεί το εργαστηριακό πείραμα. Αυτό θα επιτρέψει, κατόπιν της ρύθμισης (calibration) και της επικύρωσης (validation) του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων, να εξετασθούν παράμετροι που δεν μπορούν να ελεγχθούν εργαστηριακά. Με τον τρόπο αυτό θα είναι εφικτό, μετά το πέρας των εργαστηριακών πειραμάτων, να συνεχίσουν να εκτελούνται *in silico* πειράματα προκειμένου να εξαχθούν συμπεράσματα για ένα πολύ μεγαλύτερο εύρος παραμέτρων.

¹⁰ Πρόκειται για ένα κράμα μετάλλου το οποίο έχει θερμοκρασία τήξης 66 °C, ως εκ τούτου ενδείκνυται να εμβυθίζονται εντός του δοκίμια που πρόκειται να πακτωθούν. Η περιεκτικότητά του σε κάδμιο το καθιστά ιδιαίτερα επιβλαβές για την υγεία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

4.1 Επεξεργασία των αξονικών τομογραφιών

Όπως ειπώθηκε στην παράγραφο 1.1.4, η γεωμετρία επηρεάζει καθοριστικά τη μηχανική συμπεριφορά των οστών. Επομένως, καθίσταται σαφές πως η όσο το δυνατόν ρεαλιστικότερη και λεπτομερέστερη απεικόνιση της πυέλου είναι μείζονος σημασίας προκειμένου τα συμπεράσματα για τη μηχανική συμπεριφορά που θα προκύψουν απ' την υπολογιστική μελέτη να είναι όσο το δυνατόν πλησιέστερα στην πραγματικότητα.

Για τη δημιουργία, λοιπόν, ενός αξιόπιστου γεωμετρικού μοντέλου, τα αρχικά δεδομένα που αφορούν στο σχήμα της πυέλου ελήφθησαν μέσω αξονικών τομογραφιών¹¹. ο αξονικός τομογράφος που χρησιμοποιήθηκε ήταν 4 τομών General Electric. Με τον τρόπο αυτό, προέκυψε ένα σετ δισδιάστατων λήψεων που απεικόνιζαν την πύελο ενός συγκεκριμένου ασθενή σε διαδοχικές εγκάρσιες τομές.

Κατόπιν, με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή, αυτές οι διαδοχικές εικόνες χρησιμοποιήθηκαν προκειμένου να αναδομηθεί η απεικονιζόμενη πύελος. Κατασκευάστηκε μ' αυτό τον τρόπο ένα τρισδιάστατο μοντέλο πυέλου δημιουργημένο απ' τις συγκεκριμένες τομογραφίες που απεικόνιζαν τη γεωμετρία μίας πραγματικής πυέλου και όχι κάποιου εξιδανικευμένου και απλοποιημένου μοντέλου της.

Η επεξεργασία των δεδομένων του αξονικού τομογράφου έγινε με τη χρήση του εμπορικού λογισμικού 3D-Doctor v. 4.0.

Στην αρχή της εργασίας παρελήφθησαν δύο σετ αξονικών τομογραφιών και τα δύο σε DICOM format¹². Τα χαρακτηριστικά του κάθε σετ παρουσιάζονται παρακάτω:

¹¹ Αξονική τομογραφία είναι μια διαδικασία απεικόνισης ενός τρισδιάστατου αντικειμένου μέσω διαδοχικών δισδιάστατων εικόνων που λαμβάνονται με τη βοήθεια ακτίνων Χ.

¹² Το πρωτόκολλο DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) είναι ένα κοινό, ευρέως χρησιμοποιούμενο είδος αρχείου για όλους τους τύπους αξονικών τομογράφων.

- Πρώτο σετ
 - ❖ Τεχνικά χαρακτηριστικά:
 - voxel width¹³: 0.703125 mm
 - voxel height¹⁴: 0.703125 mm
 - slice thickness¹⁵: 1.25 mm
 - number of slides¹⁶: 191
 - ❖ Περιγραφή:
 - (Από επάνω προς τα κάτω): Απεικόνιση από την αρχή της λεκάνης έως και 100 mm περίπου του μηριαίου οστού.
 - (Σε τομή): Απεικόνιση όλου του εύρους του σώματος.

- Δεύτερο σετ
 - ❖ Τεχνικά χαρακτηριστικά:
 - voxel width: 0.742188 mm
 - voxel height: 0.742188 mm
 - slice thickness: 2.5 mm
 - number of slides: 91
 - ❖ Περιγραφή:
 - (Από επάνω προς τα κάτω): Απεικόνιση από την αρχή της λεκάνης έως και 100 mm περίπου του μηριαίου οστού.
 - (Σε τομή): Απεικόνιση όλου του εύρους του σώματος.

Για την δημιουργία του γεωμετρικού μοντέλου επιλέχθηκε το πρώτο σετ αξονικών τομογραφιών λόγω της σημαντικά μεγαλύτερης πυκνότητας εικόνων που παρείχε. Με βήμα 1.25mm αντί 2.5mm προέκυπταν 191 τομογραφίες αντί 91, για την ίδια ανατομική περιοχή. Να σημειωθεί πως η πρώτη σειρά αξονικών είχε και καλύτερη ανάλυση (μικρότερο μέγεθος pixel, βλ. voxel width/height).

Το σετ που επιλέχθηκε αντιστοιχεί σε πύελο ανδρός, ηλικίας 33 ετών, βάρους 95kg, ύψους 1,84m και ΔΜΣ¹⁷ 28.

Να σημειωθεί ότι σε αυτό το σετ, το δεξί ανώνυμο οστό οριακά δεν φτάνει μέχρι το απώτατο σημείο του, μολαταύτα, απολύτως καμία ανωμαλία δεν εισάγεται απ' αυτό.

Τα δεδομένα, λοιπόν, του πρώτου σετ εισήχθησαν στο λογισμικό 3D-Doctor. Η διάταξη που επιλέχθηκε κατά την εισαγωγή ήταν τέτοια ώστε η αξονικές να εμφανίζονται από την ανώτερη λήψη προς την κατώτερη· η φορά ανάγνωσης των τομο-

¹³ Αντιστοιχεί στο πλάτος του εικονοστοιχείου (pixel) με το οποίο έγινε η απεικόνιση του τομογράφου.

¹⁴ Αντιστοιχεί στο ύψος του εικονοστοιχείου (pixel) με το οποίο έγινε η απεικόνιση του τομογράφου.

¹⁵ Αντιστοιχεί στην απόσταση που μεσολαβεί ανάμεσα σε κάθε αξονική. Πρόκειται ουσιαστικά για το βήμα του τομογράφου.

¹⁶ Ο συνολικός αριθμός των τομογραφιών.

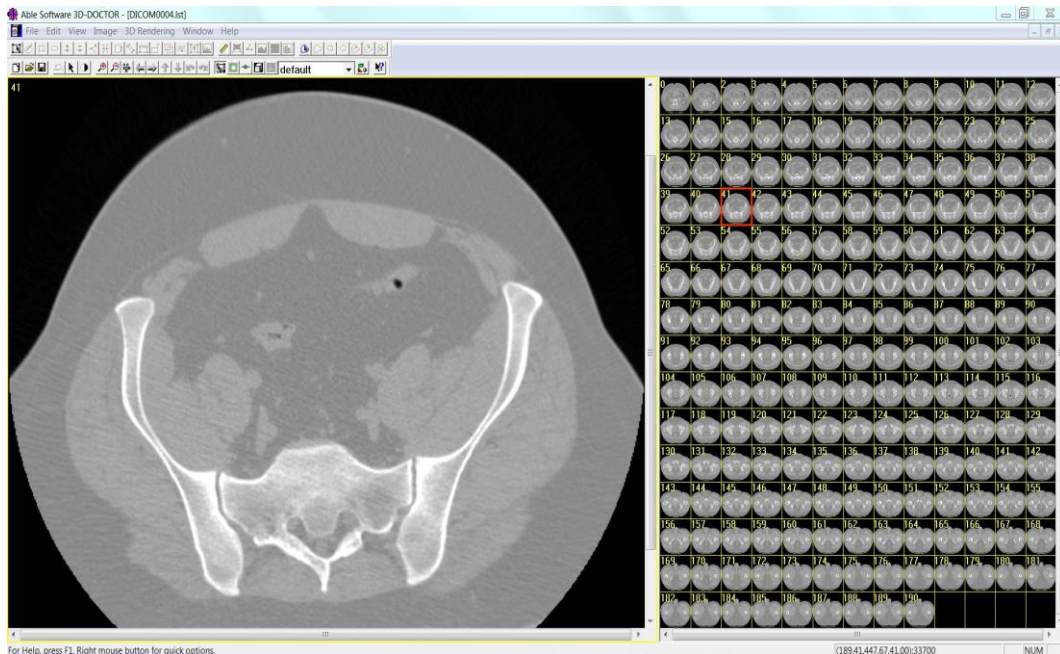
¹⁷ ΔΜΣ (σύντμηση του Δείκτη Μάζας Σώματος) καλείται το πηλίκο του βάρους προς το τετράγωνο του ύψους.

γραφιών, δηλαδή, ήτανε από επάνω (λαγόνιες ακρολοφίες) προς τα κάτω (ισχιακά οστά).

Η επιλογή αυτή δεν είναι τυχαία μιας και το 3D-Doctor θεωρεί αυτό τον τρόπο διάταξης ως τον προκαθορισμένο, επομένως, αντίστροφη τοποθέτηση των τομογραφιών θα είχε ως αποτέλεσμα την δημιουργία του κατοπτρικού μοντέλου της πυέλου (το δεξί ανώνυμο οστό θα απεικονιζόταν αντεστραμμένο στα αριστερά και αντίστοιχα το αριστερό στα δεξιά).

Το περιβάλλον εργασίας του 3D-Doctor φαίνεται στην εικόνα 4.1. Στην δεξιά πλευρά βρίσκονται διαταγμένες οι εγκάρσιες τομογραφίες που σαρώθηκαν από τον αξονικό τομογράφο ενώ στην αριστερή πλευρά, εμφανίζεται η εκάστοτε επιλεγθείσα τομογραφία μεγεθυμένη. Σε κάθε τομογραφία διακρίνονται σχήματα δημιουργημένα από διαφορετικές αποχρώσεις του λευκού, του γκρι και του μαύρου.

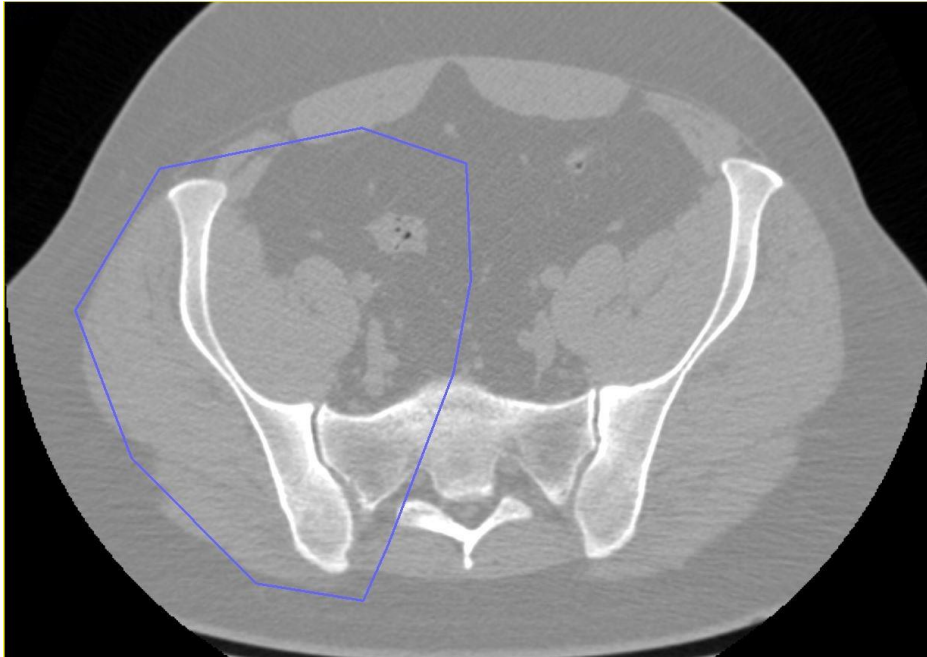
Αυτό συμβαίνει διότι κατά την λήψη των τομογραφιών, οι ιστοί που ακτινοβολούνται, ανάλογα με τη σύστασή τους, απορροφούν διαφορετική ποσότητα ακτινοβολίας. Έτσι, τα οστά, τα οποία αποτελούν την πιο συμπαγή μάζα στο ανθρώπινο σώμα και άρα απορροφούν και τη μεγαλύτερη ποσότητα ακτινοβολίας, διακρίνονται σε αποχρώσεις του λευκού, οι μαλακοί ιστοί αποτυπώνονται με γκρι χρώματα, ενώ ο αέρας (είτε εντός είτε εκτός του οργανισμού), μιας και δεν απορροφά ακτινοβολία, διακρίνεται με μαύρο χρώμα. Κατ' αυτό τον τρόπο, όσο πιο συμπαγής είναι μία δομή, τόσο πιο ευδιάκριτη γίνεται στην τομογραφία.



Εικ. 4.1 Το περιβάλλον εργασίας του 3D-Doctor. Στο αριστερό παράθυρο εικονίζεται μία αξονική τομή της πυέλου σε αποχρώσεις του λευκού. Έυκολα διακρίνει κανείς πως οι λευκότερες περιοχές της βρίσκονται στην περιφέρεια. Οι περιοχές αυτές δεν είναι τίποτε άλλο παρά το φλοιώδες οστό.

Για να δημιουργηθεί το τρισδιάστατο μοντέλο της πυέλου θα πρέπει πρώτιστα να γίνει η επιλογή των διακριτών αντικειμένων που την αποτελούν. Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας τα αντικείμενα αυτά είναι το αριστερό και το δεξί ανώνυμο οστό εφόσον το ιερό οστό, μένοντας εκτός της πειραματικής διαδικασίας, δε χρειάζεται να μοντελοποιηθεί.

Γύρω από κάθε αντικείμενο δημιουργήθηκε μία τεθλασμένη γραμμή η οποία, ορίζοντας μία σταθερή περιοχή ενδιαφέροντος (ROI: region of interest), περιείχε ολόκληρη την επιφάνεια της τομής του σε κάθε μία αξονική τομογραφία (Εικ.4.2).



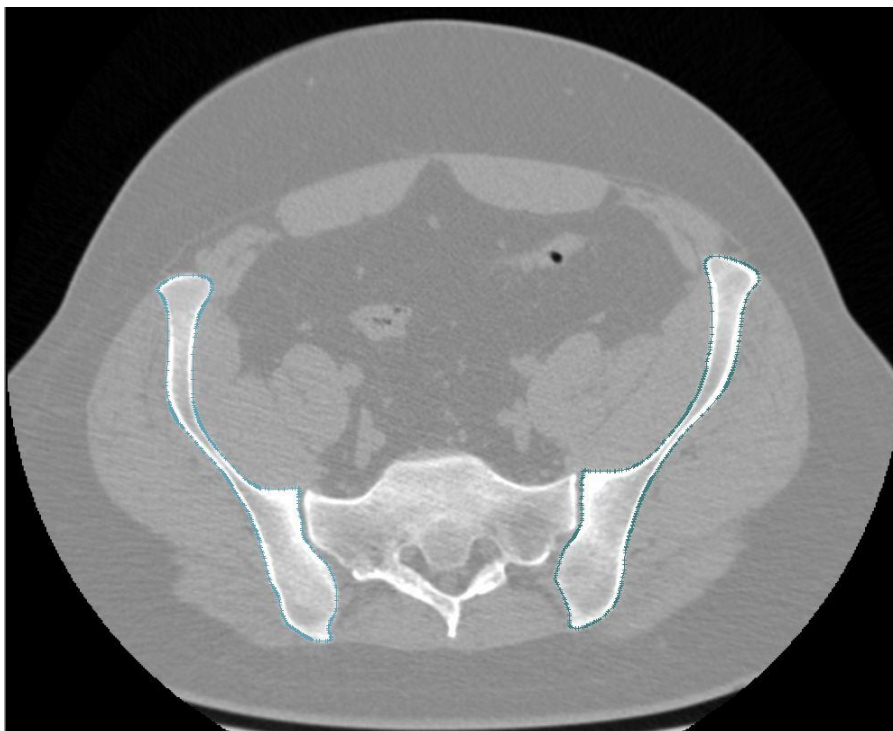
Εικ. 4.2 Η τεθλασμένη γραμμή ορίζει την περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) για το αριστερό ανώνυμο οστό. Και στις 191 τομογραφίες, το αριστερό ανώνυμο οστό βρίσκεται εντός των συνόρων της.

Κατόπιν, για να δημιουργηθεί το μοντέλο θα πρέπει να επιλεγούν τα ακριβή περιγράμματά κάθε ανώνυμου οστού από κάθε μία αξονική τομογραφία. Κάτι τέτοιο είναι δυνατόν να γίνει κατ' αρχάς με έναν αυτοματοποιημένο τρόπο. Έτσι, επιλέγοντας ένα κατάλληλο εύρος φωτεινότητας των εικονοστοιχείων που είναι αποθηκευμένα στο αρχείο DICOM, το λογισμικό μπορεί αυτόματα να δημιουργήσει περιγράμματα γύρω από όλες τις περιοχές που βρίσκονται εντός αυτού του εύρους σε κάθε μία περιοχή ενδιαφέροντος.

Στην παρούσα εργασία, το εύρος φωτεινότητας (threshold) για όλα τα σώματα (αριστερό και δεξί ανώνυμο οστό) τοποθετήθηκε από 34072 έως και 41320 μονάδες.

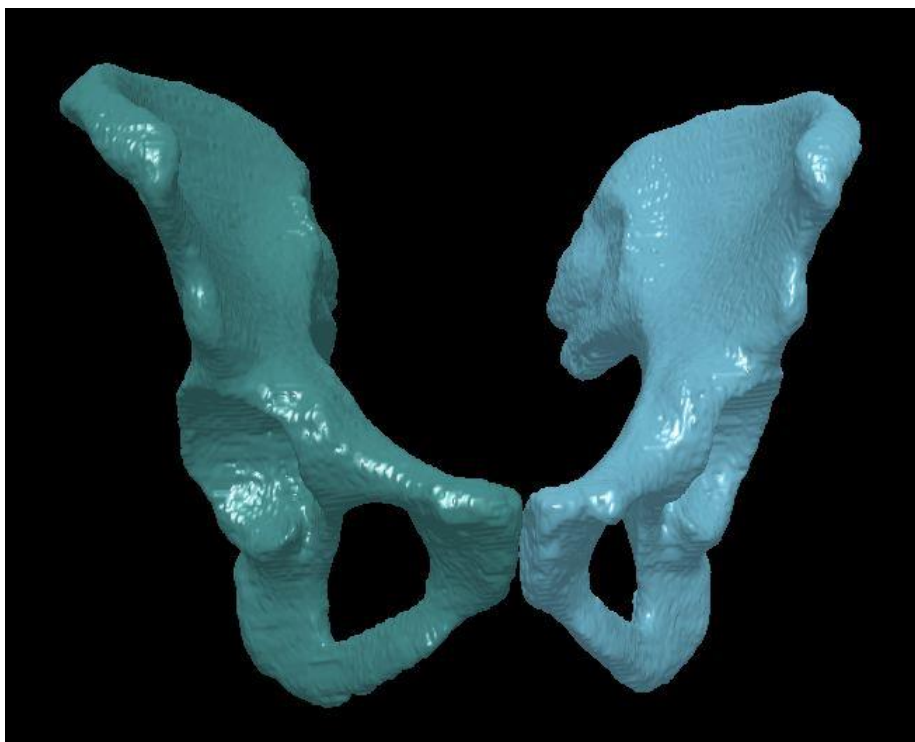
Το αποτέλεσμα που προκύπτει από αυτή τη διαδικασία, αν και τάχιστο, είναι δυνατόν να περιέχει αρκετά λάθη. Αυτό συμβαίνει διότι εντός του εύρους φωτεινότητας που ορίζεται μπορεί να περιέχονται δομές που δεν ανήκουν στην επιθυμητή οστική μάζα (τένοντες, σύνδεσμοι κ.ά.). Επίσης, είναι πιθανό να μοντελοποιηθούν οστά που περικλείονται στην περιοχή ενδιαφέροντος αλλά δεν είναι επιθυμητό να περιληφθούν στο μοντέλο (π.χ. ιερό οστό).

Για τους λόγους αυτούς, μετά την αυτοματοποιημένη διαδικασία δημιουργίας περιγραμμάτων, είναι απαραίτητος ο έλεγχος και η “χειροκίνητη” διόρθωση κάθε μίας από τις αξονικές τομογραφίες. Αυτό, αν και μπορεί να είναι επίπονο, διασφαλίζει την πιστότητα του γεωμετρικού μοντέλου. Το αποτέλεσμα αυτής της εργασίας φαίνεται στην Εικ. 4.3.



*Εικ. 4.3 Δημιουργία περιγράμματος γύρω από μία αξονική τομογραφία.
Το μπλε περίγραμμα αποτελεί το όριο του αριστερού ανωνύμου οστού ενώ το πράσινο
περίγραμμα, του δεξιού.*

Συνθέτοντας τα 191 διαδοχικά περιγράμματα των αξονικών τομογραφιών δημιουργείται ένα τρισδιάστατο μοντέλο της πυέλου (Εικ. 4.4).

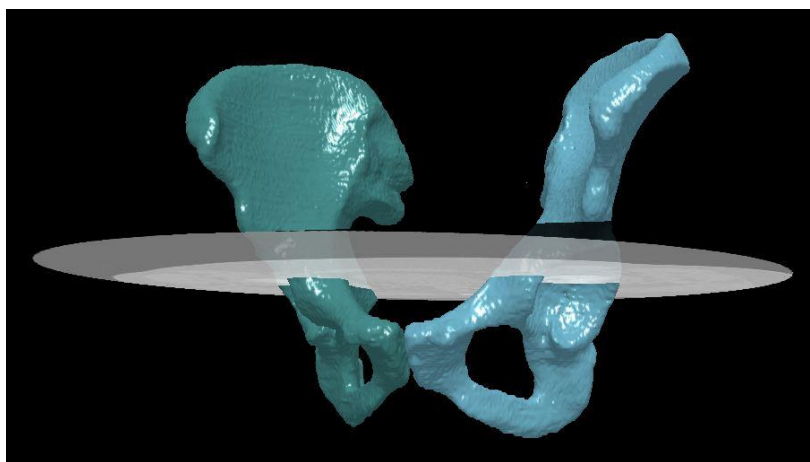


*Εικ. 4.4 Τρισδιάστατο μοντέλο της πυέλου.
Το αριστερό ανώνυμο οστό απεικονίζεται με μπλε χρώμα ενώ το δεξί με πράσινο.*

Αυτό το μοντέλο είναι πιθανό να περιέχει ορισμένα λάθη. Η εποπτεία, όμως, που παρέχει η τρισδιάστατη μοντελοποίηση επιτρέπει την αξιολόγηση τρημάτων και αναγλυφών προκειμένου να διευκρινιστεί εάν πρόκειται πράγματι για φυσιολογικές, αναμενόμενες ανωμαλίες ή για λάθη κατά το σχεδιασμό των περιγραμμάτων.

Σε αυτό, επομένως, το στάδιο υπάρχει μία συνεχής ανάδραση μεταξύ του τρισδιάστατου μοντέλου και των δισδιάστατων αξονικών. Με τον τρόπο αυτό, αξιολογείται ο σχεδιασμός των ορίων κάθε τομογραφίας προκειμένου η γεωμετρία του τελικού μοντέλου που θα προκύψει να είναι αντιπροσωπευτική της πραγματικής πυέλου. Μέσω συνεχών διορθώσεων και βελτιώσεων, προκύπτει τελικά ένα, κατά το δυνατόν, άρτιο γεωμετρικό μοντέλο.

Σε αυτό το μοντέλο εφαρμόζονται κάποιες συμπληρωματικές εντολές “λείανσης” (smooth surface) και το τελικό αποτέλεσμα αποθηκεύεται σε PLY format.



Εικ. 4.5 Το τρισδιάστατο μοντέλο της πυέλου εμφυτευμένο σε μία αξονική τομογραφία.

4.2 Δημιουργία στερεού σώματος

Το αρχείο που δημιουργεί το λογισμικό 3D-Doctor, αν και οπτικά φαίνεται σαν ένας συμπαγής όγκος, για τον υπολογιστή δεν είναι παρά ένα αρχείο mesh, ένα σύνολο δηλαδή σημείων και όχι μία συνεχής, κλειστή επιφάνεια.

Για να μετατραπεί αυτό το νέφος σημείων σε ένα στερεό σώμα είναι απαραίτητο το αρχείο PLY να περάσει από ένα δεύτερο λογισμικό πακέτο. Στην παρούσα εργασία τα δεδομένα εισήχθησαν στο πρόγραμμα SolidWorks 2010.

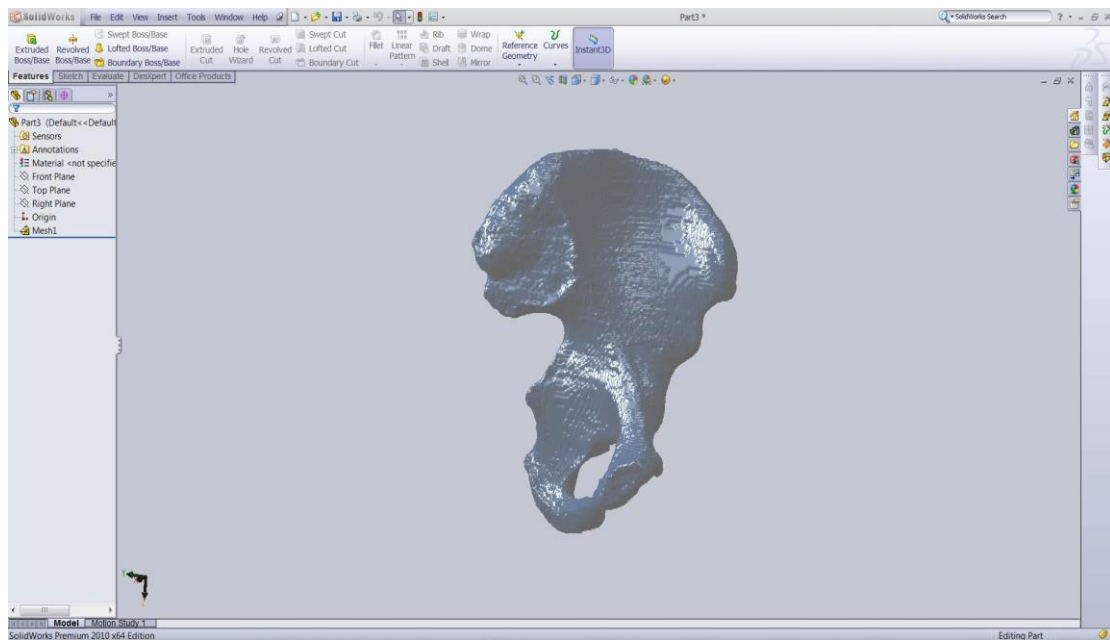
Καθώς στην τελική μοντελοποίηση του εργαστηριακού πειράματος θα γίνει χρήση μόνο ενός ανώνυμου οστού (εφόσον στο εργαστήριο θα φορτίζεται ένα ανώνυμο οστό τη φορά) δεν περάστηκαν στο SolidWorks και τα δύο σώματα. Εξάλλου, όπως έχουν δείξει έρευνες στο παρελθόν [A4], υπάρχει συμμετρία των φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων μεταξύ δεξιού και αριστερού ανώνυμου οστού, καθιστώντας ασφαλή τα πειράματα που ασχολούνται με ένα εκ των δύο μερών.

Για την κατασκευή του μοντέλου, επιλέχθηκε το αριστερό ανώνυμο οστό. Επειδή και τα δύο οστά ήταν εξίσου λεπτομερειακά και ρεαλιστικά απεικονισμένα, ο ρόλος της συγκεκριμένης εκλογής δεν είναι ιδιαίτερα καίριος. Η επιλογή αυτή έγινε, τελικά, διότι λόγω της θέσης του ασθενή στον τομογράφο, όπως έχει ήδη αναφερθεί,

απ' το δεξί ανώνυμο οστό έλειπε ένα πολύ μικρό τμήμα, καθιστώντας το αριστερό ανώνυμο οστό αρτιότερο.

Έτσι, το μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων που τελικά θα προκύψει, θα είναι ένα μοντέλο του αριστερού ανωνύμου οστού.

Εισάγοντας, λοιπόν, αυτό το αρχείο στο SolidWorks, έχουμε το ίδιο μοντέλο που δημιουργήθηκε προηγουμένως, σε ένα πολύ πιο ισχυρό σχεδιαστικό (CAD) πρόγραμμα (Εικ. 4.6).



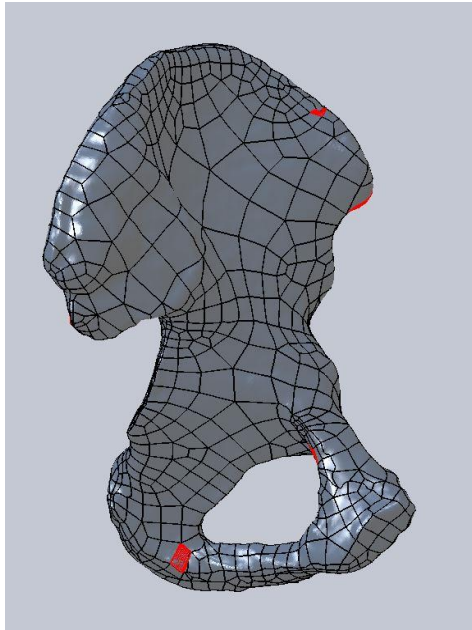
Εικ. 4.6 Το περιβάλλον του SolidWorks εισάγοντας το αρχείο PLY του αριστερού ανωνύμου οστού.

Κατόπιν, κάνοντας χρήση του εργαλείου ScanTo3D και “τρέχοντας” το Mesh Prep Wizard επιλέγουμε να μην γίνει “απλοποίηση” του μοντέλου (simplification) αλλά μόνο “λείανση” του (smoothing). Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την απαλοιφή εξογκωμάτων και τραχυσμάτων που οφείλονται στις περιορισμένες δυνατότητες που προσφέρει το 3D-Doctor όσον αφορά στον υπολογισμό μεγάλης τάξης παρεμβολών από σημείο σε σημείο και άρα στη δημιουργία επιφανειών με μεγάλες αλλά ομαλές αλλαγές στην καμπυλότητά τους.

Συνεχίζοντας, επεξεργαζόμαστε το μοντέλο με το Surface Wizard κατά τη διάρκεια του οποίου βοηθάμε το λογισμικό να ορίσει επιφάνειες πάνω απ' τα σημεία του νέφους. Αυτή η διαδικασία μπορεί να προκύψει αρκετά χρονοβόρα διότι η τελική επιφάνεια του μοντέλου θα αποτελείται από επιμέρους επιφάνειες (patches) οι οποίες θα πρέπει να ορίζονται δίχως προβλήματα.

Αυτές οι επιφάνειες (οι οποίες κατ' αρχήν χαράσσονται αυτόματα απ' το πρόγραμμα) οριοθετούνται από κάποιες εικονικές γραμμές· εικονικές υπό την έννοια ότι ούτε η ύπαρξη ούτε η γεωμετρία τους επηρεάζουν το τελικό μοντέλο. Τελικά όμως, η κατάλληλη χάραξη αυτών των γραμμών είναι που επιτρέπει την σωστή δημιουργία των patches και άρα και της τελικής επιφάνειας που θα ορίσει το στερεό.

Οι απότομες αλλαγές στην καμπυλότητα και οι αναδιπλώσεις αυτών των patches αποτελούν συνήθη προβλήματα που πρέπει να αντιμετωπιστούν (Εικ. 4.7).

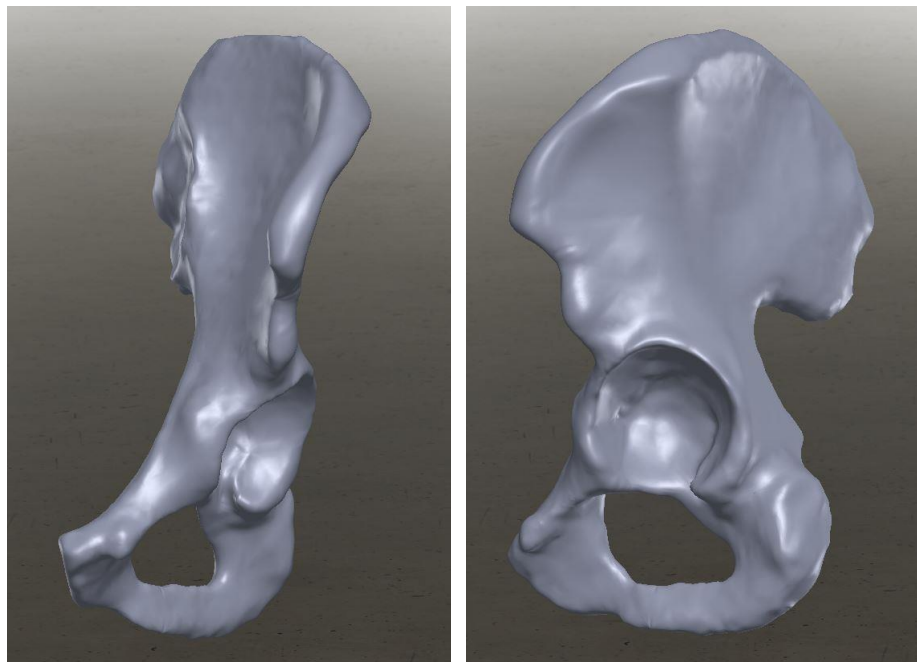


Εικ. 4.7 Το αριστερό ανώνυμο οστό επικαλυμμένο με εικονικές, επιμέρους επιφάνειες (patches). Οι κόκκινες περιοχές αποτελούν προβληματικά patches τα οποία θα οδηγήσουν σε ανατεμαχισμό ολόκληρης της επιφάνειας προκειμένου να διορθωθούν.

κλειστής, ομαλής επιφάνειας και άρα στην δημιουργία ενός στερεού σώματος (Εικ. 4.8).

Η μέθοδος που ακολουθείται για την διόρθωσή τους είναι να ορίζονται “χειροκίνητα” κάποιες επιπλέον, βοηθητικές γραμμές σε περιοχές όπου υπάρχουν προβληματικά patches. Αυτές οι επιπλέον γραμμές θα λειτουργήσουν ως οδηγοί στη δημιουργία νέων επιφανειών. Δυστυχώς, όμως, κάθε φορά που δημιουργούνται επιπλέον γραμμές ξαναορίζεται το σύνολο των patches. Αυτό, έχει συχνά ως αποτέλεσμα, η επίλυση των προβλημάτων μίας περιοχής να συνοδεύεται από τη δημιουργία προβλημάτων σε μία άλλη περιοχή, ενίοτε απομακρυσμένη ως προς την πρώτη. Για τον λόγο αυτό, η παραπάνω διαδικασία είναι απαραίτητο να επαναληφθεί πολλές φορές προκειμένου να αντιμετωπισθούν όλα τα προβλήματα από όλες τις επιμέρους επιφάνειες.

Τελικά, μετά από αρκετή προσπάθεια, κι εφόσον όλα τα patches είναι καλώς ορισμένα, καταλήγουμε στη δημιουργία μίας ενιαίας,



Εικ. 4.8 Το τελικό γεωμετρικό μοντέλο του αριστερού ανώνυμου οστού. Άποψη από εμπρός και άποψη από έξω.

Το αποτέλεσμα αποθηκεύεται σε ένα αρχείο SLDPRT (SolidWorks Part Document) το οποίο είναι, εν τέλει, αναγνώσιμο από το πρόγραμμα των πεπερασμένων στοιχείων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

5.1 Εισαγωγή στο Ansys

Για την δημιουργία του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων θα χρησιμοποιηθεί το πρόγραμμα Ansys 12.0. Πρόκειται για ένα ιδιαίτερα ανεπτυγμένο εμπορικό λογισμικό που παρέχει τη δυνατότητα μοντελοποίησης πλήθους διαφορετικών μηχανικών συστημάτων. Αποτελείται από δύο κύριες πλατφόρμες, το Ansys Classical View (ή APDL) και το Workbench. Και τα δύο αυτά λογισμικά δύναται να επιλύσουν περίπου τα ίδια προβλήματα. Κύρια διαφορά τους είναι ότι το πρώτο στηρίζεται κυρίως στη χρήση κώδικα¹⁸ ενώ το δεύτερο σε παραθυρικό περιβάλλον, γεγονός που το καθιστά φιλικότερο στο χρήστη.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε χρήση της πλατφόρμας Workbench. Πρόκειται για ένα ολοκληρωμένο λογισμικό σχεδιασμού της γεωμετρίας του μοντέλου, χωρισμού του, κατόπιν, σε πεπερασμένα στοιχεία και τελικά επίλυσής του (αυτά είναι τα τρία πρώτα στάδια που παρουσιάστηκαν στην §2.3).

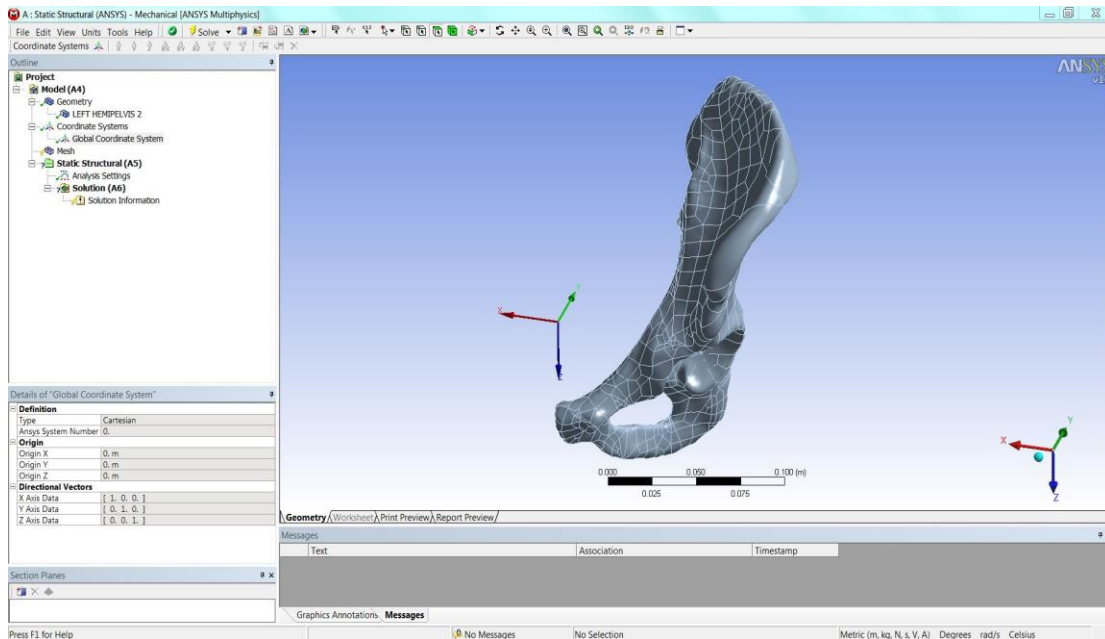
Εντός του Workbench, ο χρήστης επιλέγει το είδος της ανάλυσης που επιθυμεί να πραγματοποιήσει (ανάλυση ρευστών, ανάλυση κόπωσης, ανάλυση σε συστήματα που ταλαντώνονται κτλ.).

Για το μοντέλο που θα δημιουργηθεί εδώ, επιλέγεται η ανάλυση Static Structural (ANSYS). Ο λόγος είναι ότι στην πύελο πρόκειται να ασκηθούν στατικά φορτία¹⁹ και τα μεγέθη που ενδιαφέρουν είναι οι τάσεις και οι παραμορφώσεις στην ελαστική περιοχή. Για μια ανάλυση αυτού του είδους η πλατφόρμα Workbench διαθέτει ένα πρόγραμμα που καλείται Mechanical. Εντός του προγράμματος αυτού θα γίνει το μεγαλύτερο μέρος της δημιουργίας και της επίλυσης του μοντέλου των πεπερασμένων στοιχείων.

¹⁸ Οι εντολές προς εκτέλεση εισάγονται με τη μορφή προγραμματιστικών εντολών οι οποίες είναι ορισμένες από το Ansys. Παρ' όλα αυτά, δεν απαιτείται η χρήση αυστηρής σύνταξης υπό την έννοια μιας γλώσσας προγραμματισμού· η απλή παράθεση των σχετικών εντολών αρκεί.

¹⁹ Στατική φόρτιση καλείται η φόρτιση η οποία επιβάλλεται σε ένα σώμα "αργά". Στα στατικά πειράματα θα πρέπει ο ρυθμός επιβολής του φορτίου να μην επηρεάζει τα αποτελέσματα του πειράματος.

Το περιβάλλον του Mechanical, αμέσως μετά την εισαγωγή της γεωμετρίας του αριστερού ανωνύμου οστού, φαίνεται στην Εικ. 5.1.



Εικ. 5.1 Το περιβάλλον του Mechanical κατά την εισαγωγή της γεωμετρίας του μοντέλου.

Όπως είναι εμφανές, το ανώνυμο οστό έχει περάσει ως στερεό σώμα αλλά έχει διατηρήσει τις επιμέρους επιφάνειες, τα patches, που χαραχτήκαν στο SolidWorks. Φαίνεται, επίσης, ότι έχει εισαχθεί αυτόματα και ένα κύριο σύστημα συντεταγμένων. Το σύστημα αυτό έχει προκύψει ήδη από το 3D-Doctor και ο προσανατολισμός του είναι διαμορφωμένος σύμφωνα με τη θέση ολόκληρης της πυέλου. Ο άξονας x βρίσκεται στην πλαγιοπλάγια διεύθυνση, ο άξονας y στην προσθιοπίσθια και ο άξονας z στην κατακόρυφη. Σε όλες τις εικόνες που θα ακολουθήσουν ο άξονας x θα εικονίζεται πάντα με κόκκινο χρώμα, ο άξονας y με πράσινο και ο άξονας z με μπλε.

Εκτός απ' το κεντρικό παράθυρο στο οποίο εμφανίζεται το μοντέλο και όσες αλλαγές πρόκειται να υποστεί, υπάρχουν ακόμη τρία βασικά παράθυρα.

Το πρώτο εξ αυτών βρίσκεται αριστερά του κεντρικού παραθύρου και απεικονίζει επιγραμματικά τα σημαντικότερα σημεία ή στάδια που περιέχει η πραγματοποιούμενη ανάλυση. Στην παρούσα περίπτωση έχουμε:

- *Geometry*: παραθέτει όλες τις γεωμετρίες (εισαχθείσες ή δημιουργηθείσες στο πρόγραμμα) που αποτελούν το μοντέλο
- *Coordinates Systems*: αναφέρει όλα τα συστήματα συντεταγμένων που υπάρχουν στο μοντέλο
- *Mesh*: παραθέτει όλες τις εντολές και διαδικασίες που έχουν δοθεί στο πρόγραμμα για τη δημιουργία ενός κατάλληλου πλέγματος
- *Static Structural*: αναφέρει όλες τις στηρίξεις και τις φορτίσεις του μοντέλου ενώ παράλληλα διαθέτει και εργαλεία παράθεσης των αποτελεσμάτων της ανάλυσης

Κατά την εξέλιξη της ανάλυσης, περισσότεροι τίτλοι θα προστεθούν μεταξύ των παραπάνω.

Κάτω απ' το παράθυρο αυτό βρίσκεται ένα παράθυρο στο οποίο εμφανίζονται όλες οι πληροφορίες ή εντολές που σχετίζονται με τον εκάστοτε επιλεγέντα τίτλο. Επιλέγοντας, για παράδειγμα, απ' τους παραπάνω τίτλους το Global Coordinate System (Εικ. 5.1), στο παράθυρο που βρίσκεται κάτω αριστερά παρουσιάζονται οι λεπτομέρειες και οι ιδιότητες που αφορούν στον τρόπο ορισμού του κυρίως συστήματος αναφοράς. Αντίστοιχα, επιλέγοντας τον τίτλο Mesh, θα εμφανιζόταν στο ίδιο παράθυρο ένα πλήθος διαφορετικών επιλογών διαθέσιμων στο χρήστη προκειμένου να δημιουργήσει το είδος του πλέγματος που επιθυμεί. Κατόπιν της δημιουργίας του, το συγκεκριμένο παράθυρο θα παρείχε τις πληροφορίες για τον κάρναβο που χαραχτηκε.

Τέλος, το παράθυρο που βρίσκεται κάτω απ' το κεντρικό, παραθέτει χρήσιμα γραφήματα αλλά και μηνύματα προειδοποιήσεων και σφαλμάτων για οτιδήποτε δεν εξελίσσεται ομαλά σε οποιοδήποτε στάδιο της δημιουργίας και της ανάλυσης του μοντέλου.

Στα επόμενα υποκεφάλαια θα γίνει εκτενής παρουσίαση της διαδικασίας που ακολουθήθηκε για να δημιουργηθεί το τελικό μοντέλο. Κατά την παρουσίαση αυτή θα αναφερθούν με λεπτομέρειες επιλογές και εντολές που δόθηκαν στο πρόγραμμα για κάθε στάδιο της ανάλυσης.

5.2 Προσομοίωση σπογγώδους και φλοιώδους οστού

Μετά την εισαγωγή ενός γεωμετρικού μοντέλου σε ένα πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων συνηθίζεται να επιχειρείται ένας πρώτος τεμαχισμός του υπό μελέτη όγκου. Η χάραξη ενός πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων σε αυτό το πρώιμο στάδιο δεν έχει ως σκοπό της τον οριστικό καθορισμό του καννάβου. Το τελικό πλέγμα που θα διαθέτει το μοντέλο θα είναι προϊόν προσεκτικής μελέτης, ανάδρασης και βελτιστοποίησης (για λεπτομέρειες βλ. §5.6).

Παρ' όλα αυτά, η χάραξη ενός πλέγματος έχει νόημα υπό δύο έννοιες. Πρώτον, διασφαλίζεται η δυνατότητα του προγράμματος των πεπερασμένων στοιχείων να παρέμβει στον όγκο που εισήχθη. Μιας και στην προκειμένη περίπτωση το ανώνυμο οστό δεν δημιουργήθηκε εντός του Ansys, η δημιουργία ενός πρωτόλειου πλέγματος εξασφαλίζει ότι το πρόγραμμα μπορεί πράγματι να το διαχειριστεί ως εάν είχε δημιουργηθεί εντός του.

Δεύτερον, δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη, μέσω διαφορετικών ειδών πλέγματα, να προσδιορίσει ιδιότητες και χαρακτηριστικά που επιθυμεί να έχει το μοντέλο του. Η δυνατότητα αυτή θα γίνει σαφής στην ανάπτυξη της παρούσας παραγράφου.

Όπως έχει φανεί ήδη από το 3^ο Κεφάλαιο, τα περισσότερα μοντέλα πύελου που έχουν δημιουργηθεί στο παρελθόν, κατά την υλοποίησή τους, μοντελοποιούσαν τη διάκριση μεταξύ σπογγώδους και φλοιώδους οστού. Έτσι, στα περισσότερα in silico πειράματα που παρουσιάστηκαν, ο όγκος της πύελου χωριζόταν σε δύο επιμέρους όγκους διαφορετικών ιδιοτήτων: ο μεγαλύτερος εξ αυτών διέθετε τις μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού ενώ ο μικρότερος, του φλοιώδους. Ο όγκος που αναπαριστούσε το φλοιώδες οστό, αν και ιδιαίτερα σημαντικός, δεν ήταν παρά ένα λεπτό

στρώμα που κάλυπτε εξωτερικά τον σπογγώδη όγκο ο οποίος πληρούσε και το μεγαλύτερο μέρος της πυέλου· με τον τρόπο αυτό, η εικονική πυέλος μεταμορφωνόταν στο σύνθετο υλικό τύπου sandwich που είναι και στην πραγματικότητα. Στην παρούσα εργασία, η διάκριση μεταξύ σπογγώδους και φλοιώδους οστού θα μοντελοποιηθεί επίσης.

Προτού γίνει οποιαδήποτε ενέργεια προς αυτή την κατεύθυνση, είναι απαραίτητο να εξασφαλιστεί η ύπαρξη των υλικών που πρόκειται να χρησιμοποιηθούν. Επειδή το Ansys στις βιβλιοθήκες των υλικών του δεν διαθέτει υλικά που προσομοιάζουν οστά, ξεκινώντας την δημιουργία του μοντέλου θα πρέπει να οριστούν απ' το χρήστη τα υλικά που θα μοντελοποιήσουν τα μέρη του ανωνύμου οστού. Η εφαρμογή Engineering Data του Workbench παρέχει ακριβώς αυτή η δυνατότητα. Μέσω αυτού του υποπρογράμματος, νέα υλικά μπορούν να οριστούν από το χρήστη με οποιοδήποτε είδους μηχανικές ή φυσικές ιδιότητες είναι επιθυμητό.

Για τα υλικά που θα οριστούν εδώ, θα χρησιμοποιηθούν τιμές μηχανικών ιδιοτήτων που έχουν προκύψει από εργαστηριακά πειράματα της διεθνούς βιβλιογραφίας και έχουν χρησιμοποιηθεί ήδη σε *in silico* πειράματα του παρελθόντος.

Για το σπογγώδες οστό, επιλέχθηκαν οι κάτωθι ιδιότητες:

- $E = 700 \text{ MPa}$ [A7]
- $\nu = 0.2$ [A4], [A7], [A10]

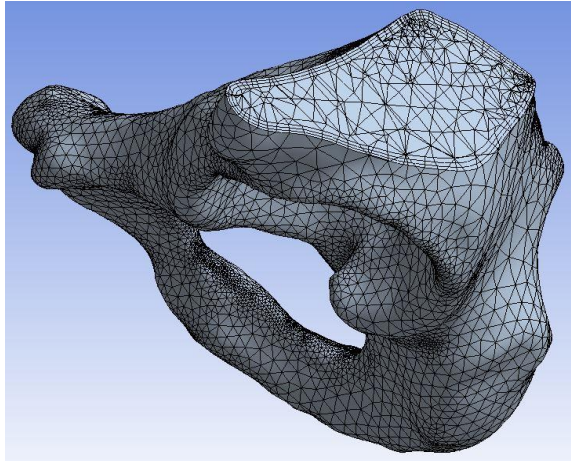
Αντίστοιχα, για το φλοιώδες οστό επιλέχθηκαν οι ιδιότητες:

- $E = 17 \text{ GPa}$ [A2], [A4], [A7]
- $\nu = 0.3$ [A2], [A4], [A7], [A8], [A10]
- πάχος = 0.9 mm [A6], [A7]

Εφόσον το σπογγώδες και το φλοιώδες οστό της πυέλου έχουν οριστεί ως υλικά, το επόμενο βήμα είναι ο προσδιορισμός του όγκου που το κάθε υλικό θα πρέπει να καταλάβει. Δηλαδή, το γεωμετρικό μοντέλο της πυέλου θα πρέπει να διαχωριστεί προκειμένου να δημιουργηθούν δύο όγκοι οι οποίοι, εκ των υστέρων, θα λάβουν τις μηχανικές ιδιότητες που τους αντιστοιχούν.

Καθώς η χρήση των αξονικών τομογραφιών για τον προσδιορισμό του πάχους του φλοιώδους οστού οδηγεί σε υπερεκτιμημένα αποτελέσματα [A2], ο ορισμός του φλοιώδους οστού θα γίνει κατευθείαν μέσω του Ansys. Η διαδικασία μάλιστα που θα ακολουθηθεί κάνει χρήση του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων.

Κατά τη διαδικασία χάραξης του πλέγματος (meshing) επιλέγεται η ενεργοποίηση της εντολής Inflation. Με την εντολή αυτή, για μια δεδομένη περιοχή που έχει επιλεγεί, δημιουργείται ένα στρώμα πεπερασμένων στοιχείων το οποίο ακολουθεί τις καμπύλες της εξωτερικής επιφάνειας της περιοχής αυτής. Έτσι, εάν η εντολή Inflation επιλεγεί να πραγματοποιηθεί σε ολόκληρο το ανώνυμο οστό, αυτό που τελικά δημιουργείται είναι ένα στρώμα πεπερασμένων στοιχείων που μοιάζει σαν να περιβάλλει τα πεπερασμένα στοιχεία του υπολοίπου όγκου (Εικ. 5.2).

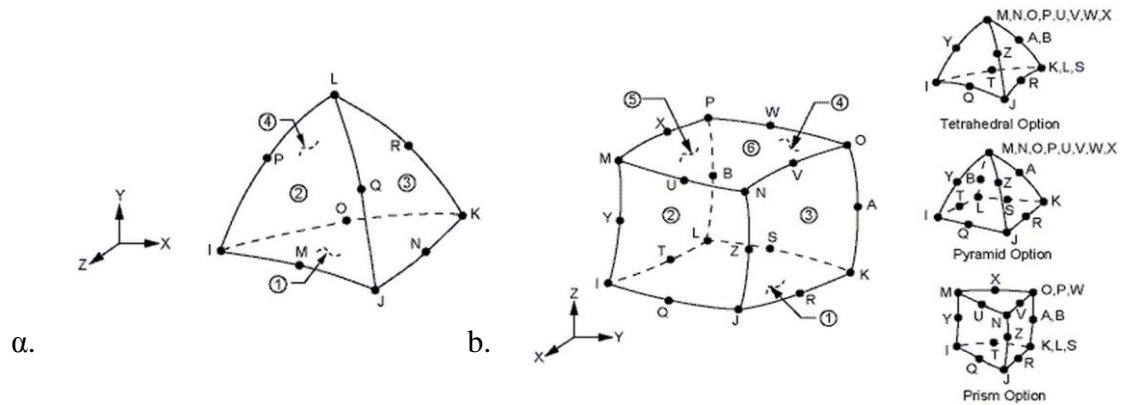


Εικ. 5.2 Κάθετη τομή λίγο πιο πάνω απ’ το άνω χείλος της κοτύλης. Είναι εμφανές ένα στρώμα στοιχείων στην περιφέρεια της τομής. Αυτό το στρώμα αποτελείται από 3 στρώσεις πεπερασμένων στοιχείων.

από 3 επάλληλες στρώσεις πεπερασμένων στοιχείων συνολικού πάχους 0.0009m. Μάλιστα, οι στρώσεις αυτές δεν είναι ισοπαχείς αλλά αντίθετα, κάθε μία είναι κατά 20% παχύτερη από την εξωτερική της. Ο λόγος αυτής της διαφοροποίησης σχετίζεται με την ευστάθεια της λύσης²⁰ που παρέχει μια τέτοια επιλογή και έγινε στα πρότυπα αντίστοιχων προβλημάτων της αεροδυναμικής [B8]. Πιο συγκεκριμένα, η σταδιακή αύξηση του πάχους των στρώσεων βοηθάει στην ομαλή μετάβαση από το ένα είδος στοιχείων (SOLID187, Εικ. 5.3 α.) στα άλλα είδη που βρίσκονται περιμετρικά (SOLID186, Εικ. 5.4 b.) και κατά συνέπεια στην ευστάθεια των λύσεων.

Επειδή ο αρχικός σχεδιασμός του γεωμετρικού μοντέλου του ανωνύμου οστού έγινε βάσει των εξωτερικών περιγραμμάτων των αξονικών τομογραφιών, ο όγκος του φλοιώδους οστού θα έπρεπε να εκτείνεται προς το εσωτερικό των συνόρων του μοντέλου που δημιουργήθηκε στο 3D-Doctor. Με την παραπάνω λοιπόν διαδικασία έχει δημιουργηθεί, πράγματι, ένας διαχωρισμός στην επιθυμητή περιοχή.

Πριν την εκτέλεση της εντολής Inflation έχει επιλεγθεί το εξωτερικό στρώμα των πεπερασμένων στοιχείων που θα δημιουργηθεί να αποτελείται



Εικ. 5.3 α. Το πεπερασμένο στοιχείο SOLID187. Ο κυρίως όγκο του ανωνύμου οστού καλύπτεται από στοιχεία αυτού του είδους [Γ7].
 b. Το πεπερασμένο στοιχείο SOLID186 στις τρεις διαφορετικές υλοποιήσεις του. Η περιφέρεια του ανωνύμου οστού καλύπτεται από στοιχεία τύπου prism και pyramid [Γ8].

Για την εύρεση του πάχους h_1 της εξωτερικής στρώσης έχουμε:

$$h_1 + 1.2 h_1 + 1.2 \cdot 1.2 h_1 = 0.9 \rightarrow h_1 = 0.9 / 3.64 \rightarrow h_1 = 0.24725 \text{ mm}$$

²⁰ Ευστάθεια καλείται η ιδιότητα ενός συστήματος να παρέχει φραγμένες λύσεις για οποιαδήποτε μεταβολή των παραμέτρων του.

Έτσι, το πάχος κάθε μίας εκ των στρώσεων είναι:

$$h_1 = 0.24725 \text{ mm}$$

$$h_2 = 0.2967 \text{ mm}$$

$$h_3 = 0.35604 \text{ mm}$$

και φυσικά, $h_1 + h_2 + h_3 = h = 0.9 \text{ mm}$.

Έχοντας, με τους παραπάνω τρόπους, ορίσει τόσο τα υλικά όσο και τους διακριτούς όγκους, το τελευταίο στάδιο για τη δημιουργία φλοιώδους και σπογγώδους οστού είναι η απόδοση σε κάθε όγκο του υλικού που του αντιστοιχεί.

Η απόδοση των μηχανικών ιδιοτήτων του σπογγώδους οστού γίνεται κατ' αρχάς σε ολόκληρο τον όγκο του ανωνύμου οστού. Μέσω της επιλογής Assignment το γεωμετρικό μοντέλο αποκτά τις ιδιότητες του Trabecular pelvic bone, του υλικού που ορίστηκε παραπάνω κι έχει τα μηχανικά χαρακτηριστικά του πυελικού σπογγώδους οστού.

Για την απόδοση των μηχανικών ιδιοτήτων του φλοιώδους οστού η διαδικασία είναι πιο περίπλοκη. Για να συμβεί αυτό θα πρέπει να επιλεγούν τα περιφερικά πεπερασμένα στοιχεία και σε αυτά και μόνο να αλλάξουν οι μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού ώστε να συμφωνούν με αυτές του φλοιώδους.

Για να πραγματοποιηθεί αυτό είναι απαραίτητο να γίνει χρήση εντολών ως εάν η εργασία γινόταν στο Ansys APDL. Ο παρακάτω κώδικας είναι ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε και εισήχθη στο μοντέλο μέσω της επιλογής Commands (ANSYS) του κλάδου Static Structural:

```
!et,1,SOLID187 spoggodes osto
```

```
!et,2,SOLID186 fliodes osto
```

```
/prep7
```

```
mp,ex,22,17000000000 ! Pa
```

```
mp,prxy,22,0.3
```

```
esel,s,type,,2
```

```
cm,cortical_bone,elem
```

```
emodif,cortical_bone,mat,22
```

```
allsel,all
```

```
elist,all,,1,0
```

```
/solu
```


Στην αρχή του κώδικα αυτού, μέσω της εντολής `mp`, ορίζονται οι μηχανικές ιδιότητες του φλοιώδους οστού. Κατόπιν, μέσω της εντολής `esel` επιλέγεται ο εξωτερικός όγκος του μοντέλου καθώς αυτός και μόνον αποτελείται από τα πεπερασμένα στοιχεία τύπου 2 (SOLID186). Μέσω της εντολής `cm` τα παραπάνω στοιχεία ομαδοποιούνται και τέλος, με την εντολή `emodif`, όλα τα στοιχεία που ανήκουν σ' αυτή την ομάδα αποκτούν τις μηχανικές ιδιότητες του φλοιώδους οστού. Οτιδήποτε βρίσκεται κατόπιν θαυμαστικού για κάθε δεδομένη γραμμή αποτελεί σχόλιο το οποίο δεν “διαβάζεται” από το πρόγραμμα.

Με την ολοκλήρωση και αυτού του βήματος, η δημιουργία σπογγώδους και φλοιώδους οστού έχει επιτευχθεί. Με τον τρόπο αυτό, το παρόν μοντέλο διαθέτει πλέον σταθερές και διακριτές μηχανικές ιδιότητες. Πιο συγκεκριμένα, η ύπαρξη σταθερού πάχους φλοιώδους οστού και σταθερού μέτρου ελαστικότητας σπογγώδους οστού αποτελούν χαρακτηριστικά που καθορίζουν ένα ομογενές (όπως ονομάζεται στη βιβλιογραφία) μοντέλο. Τέτοιου είδους μοντέλα έρχονται σε αντιδιαστολή με μοντέλα που έχουν χωρικά εξαρτώμενο μέτρο ελαστικότητας σπογγώδους οστού και χωρικά εξαρτώμενο πάχος φλοιώδους οστού, τα οποία, αν και ρεαλιστικότερα, δεν εμφανίζουν πολλά πλεονεκτήματα έναντι των πρώτων.

Όπως έχει δειχθεί ήδη από το 1995, η χρήση ενός ομογενούς μοντέλου είναι κατάλληλη για συγκριτικές μελέτες [A4]. Επίσης, οι προβλέψεις της κατανομής των παραμορφώσεων στο φλοιώδες οστό δεν είναι στατιστικά διαφορετικές μεταξύ ενός ομογενούς μοντέλου και ενός subject-specific μοντέλου [A2].

Επιπλέον, η χρήση ομογενούς μοντέλου, οδηγεί εν γένει σε προβλέψεις υψηλότερων τάσεων απ' αυτές που προκύπτουν από ένα ρεαλιστικότερο μοντέλο [A4]. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα πως αν μη τι άλλο, το μοντέλο που δημιουργείται, παρουσιάζοντας σε απόλυτες τιμές υψηλότερες τάσεις απ' τις πραγματικές, παρέχει έναν επιπλέον δείκτη ασφαλείας ως προς το ποιες τάσεις, τελικά, μπορούν να θεωρηθούν επικίνδυνες και ποιες όχι.

5.3 Προσομοίωση τεχνητής κεφαλής μηριαίου οστού

Όπως φάνηκε ήδη από το 3^ο Κεφάλαιο, η επιβολή της δύναμης στην κοτύλη προκειμένου να φορτιστεί η πύελος, είναι χρήσιμο να πραγματοποιείται μέσω μιας τεχνητής κεφαλής μηριαίου. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι πως κατά το εργαστηριακό κυρίως πείραμα, η χρήση μιας τεχνητής σφαίρας εξασφαλίζει πως τα αποτελέσματα δεν επηρεάζονται από την ανώμαλη και ανά ασθενή διαφοροποιήσιμη γεωμετρία μιας πραγματικής κεφαλής μηριαίου. Τα αποτελέσματα κατ' αυτό τον τρόπο είναι πιο εύκολο να συσχετιστούν με παραμέτρους της πυέλου ή του τρόπου φόρτισης και μόνο.

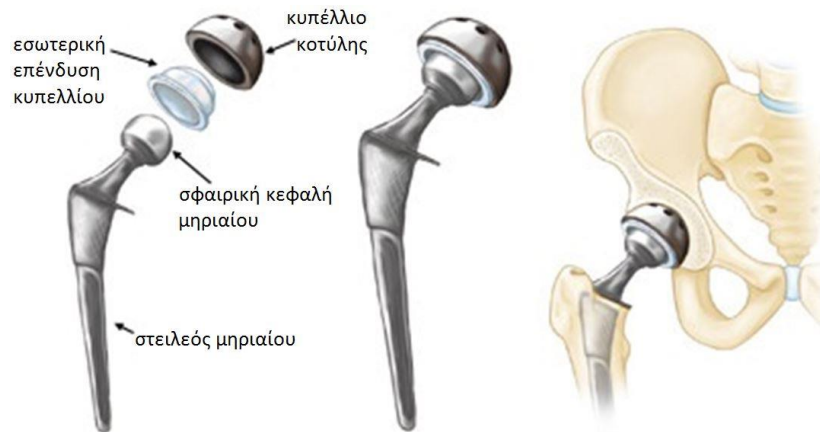
Επιπλέον, η χρήση πραγματικών μηριαίων οστών δημιουργεί δυσεπίλυτα προβλήματα σχετικά με τη λίπανση της άρθρωσης. Ενώ η τεχνητή κεφαλή διαθέτει ένα σύστημα λίπανσης το οποίο, εφόσον είναι κατασκευασμένο από τον άνθρωπο, είναι εύκολα αναπαράξιμο, στην πραγματική άρθρωση του ισχίου, οι αρθρικές επιφάνειες και ο χόνδρος είναι πολύ πιο δύσκολα προσομοιώσιμες.

Κατ' αντιστοιχία, και στα *in silico* πειράματα προτιμάται η χρήση τεχνητών κεφαλών μηριαίων. Για τον λόγο αυτό, προτού παρουσιασθεί η διαδικασία κατασκευής τεχνητής κεφαλής που ακολουθήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία, κρίνεται σκόπιμο να αναφερθούν λίγα στοιχεία σχετικά με τις προθέσεις των ισχίων.

5.3.1 Προθέσεις ισχίων

Όπως ήδη ειπώθηκε, αρthroπλαστική επέμβαση είναι η χειρουργική αντικατάσταση των αρθρικών επιφανειών της κοτύλης και της κεφαλής του μηριαίου οστού που έχουν φθαρεί, με μια ειδική πρόθεση που μιμείται τη λειτουργία του φυσιολογικού ισχίου.

Έτσι, μια πρόθεση ισχίου, είναι μια τεχνητή άρθρωση που αποτελείται από ένα μηριαίο στειλέο με σφαιρική κεφαλή και ένα κυπέλλιο κοτύλης που λειτουργεί ως υποδοχή της σφαίρας (Εικ 5.4).



Εικ. 5.4 Πρόθεση ισχίου [Γ4].

Ο στειλέος είναι συνήθως κατασκευασμένος από κράμα τιτανίου προκειμένου να υπάρχει η μέγιστη βιοσυμβατότητα ενώ η μηριαία κεφαλή είναι κατασκευασμένη από κεραμικό υλικό ή μέταλλο (ανοξειδωτος χάλυβας²¹ ή κράμα χρωμιοκοβαλτίου). Επίσης, το κυπέλλιο είναι κατασκευασμένο από κράμα τιτανίου και στην εξωτερική του πλευρά διαθέτει μια πορώδη επιφάνεια, η οποία διασφαλίζει την καλύτερη δυνατή οστεοενσωμάτωση. Μια εσωτερική επένδυση του κυπέλλιου από κεραμικό υλικό ή πολυαιθυλένιο, εξασφαλίζει την υποκατάσταση του χόνδρου και άρα τη μακρά διάρκεια ζωής της τεχνητής άρθρωσης [Γ3].

5.3.2 Προσομοίωση και τοποθέτηση σφαιρικής κεφαλής

Από την παραπάνω κατασκευή, για την άσκηση της δύναμης στο μοντέλο του ανωνύμου οστού, θα χρειαστεί μονάχα η σφαίρα η οποία θα μοντελοποιεί την σφαιρική, τεχνητή κεφαλή του μηριαίου που θα χρησιμοποιηθεί στο εργαστηριακό πείραμα καθώς και η εσωτερική επένδυση του κυπέλλιου. Αυτός ο τρόπος φόρτισης έχει εφαρμοστεί στις περισσότερες εργασίες του παρελθόντος [A2], [A4], [8-11] χωρίς ποτέ

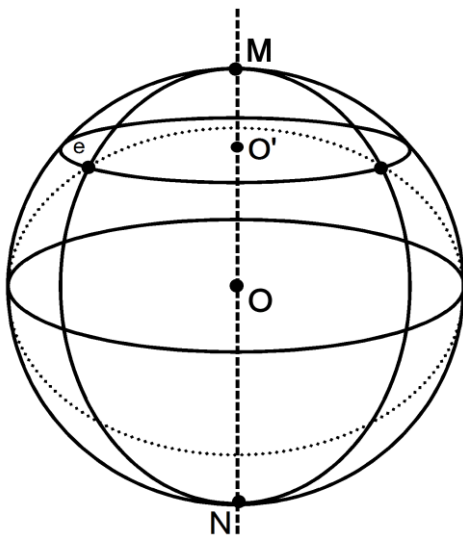
²¹ κοινώς: ανοξειδωτο ατσάλι.

ωστόσο να αναφέρονται οι τεχνικές που κάθε φορά ακολουθήθηκαν τόσο για την δημιουργία της σφαίρας όσο και για την εισαγωγή της στην κοτύλη της πυέλου.

Για την κατασκευή και την τοποθέτηση της εν λόγω σφαίρας στην αριστερή κοτύλη του μοντέλου, είναι απαραίτητο να προσδιοριστεί η ακτίνα της καθώς φυσικά και οι ακριβείς συντεταγμένες του κέντρου της. Καμία όμως απ' τις τέσσερις αυτές μεταβλητές (ακτίνα και τρεις χωρικές συντεταγμένες) δεν είναι εκ των προτέρων γνωστές. Παρ' όλα αυτά, είναι σημαντικό να τονιστεί πως η σωστή τοποθέτηση του εμφυτεύματος παίζει, τελικά, καθοριστικό ρόλο στην δημιουργία ενός κατάλληλου μοντέλου της κατασκευής εμφύτευμα-οστό [B4].

Ο προσδιορισμός της ακτίνας της σφαίρας θα πρέπει να βρεθεί μέσω δοκιμών. Καθώς στην πραγματικότητα υπάρχει ένα πλήθος σφαιρών διαφορετικής διαμέτρου, δεν είναι δυνατόν εκ των προτέρων να είναι γνωστή η δέουσα ακτίνα σφαίρας για την κοτύλη του παρόντος πειράματος. Καθώς όμως η βέλτιστη δυνατή επαφή είναι το ζητούμενο, θα δοκιμαστούν διάφορες ακτίνες σφαιρών ανεξάρτητα από το εάν υπάρχουν ή όχι τέτοιες ακτίνες διαθέσιμες στο εμπόριο. Το μόνο κριτήριο για τον ορισμό της κατάλληλης ακτίνας είναι η βελτιστοποίηση της εφαρμογής που τελικά θα έχει η σφαίρα με την κοτύλη του ανωνύμου οστού.

Παρά τη δυσκολία που μπορεί να παρουσιάσει η εύρεση της κατάλληλης ακτίνας, ο προσδιορισμός του κέντρου της είναι που εμφανίζει την μεγαλύτερη πρόκληση. Αυτό συμβαίνει διότι αντίθετα με την πραγματικότητα όπου η τοποθέτηση της σφαίρας στην κοιλότητα της κοτύλης γίνεται σχεδόν αυτόματα καθώς το κάθε σώμα “κουμπώνει” μέσα στο άλλο με την άσκηση ελαφριάς πίεσης μεταξύ τους, μέσα σε ένα υπολογιστικό περιβάλλον τα σώματα τοποθετούνται χρησιμοποιώντας συντεταγμένες. Αυτό σημαίνει ότι δεν υπάρχει η δυνατότητα σχετικής μετακίνησης του ενός σώματος ως προς το άλλο μετά την αρχική τοποθέτησή τους. Η σφαίρα θα πρέπει να βρεθεί εξ αρχής στην κατάλληλη θέση.



Εικ. 5.5 Τέμνοντας μία σφαίρα με ένα επίπεδο e δημιουργείται ένας κύκλος το κέντρο του οποίου (O') βρίσκεται επάνω σε μία διάμετρο του κύκλου (MN) [Γ12].

Για τον προσδιορισμό του κέντρου της σφαίρας χρησιμοποιήθηκε ένα “τέχνασμα” προκειμένου να ελαττωθεί ο αριθμός των χωρικών συντεταγμένων που πρέπει να προσδιοριστούν. Όπως θα εξηγηθεί, μονάχα μία απ' τις τρεις συντεταγμένες χρειάστηκε τελικά να καθοριστεί στο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε έκανε για μία ακόμη φορά χρήση του σετ των αξονικών τομογραφιών.

Καθώς η κεφαλή του μηριαίου έχει σφαιροειδές σχήμα, η τομή της με το επίπεδο κάθε αξονικής τομογραφίας, δημιουργεί έναν κύκλο ή έστω, ένα σχήμα που ομοιάζει πολύ με κύκλο. Όπως είναι εύκολο να παρατηρήσει κανείς, εάν η κεφαλή αυτή

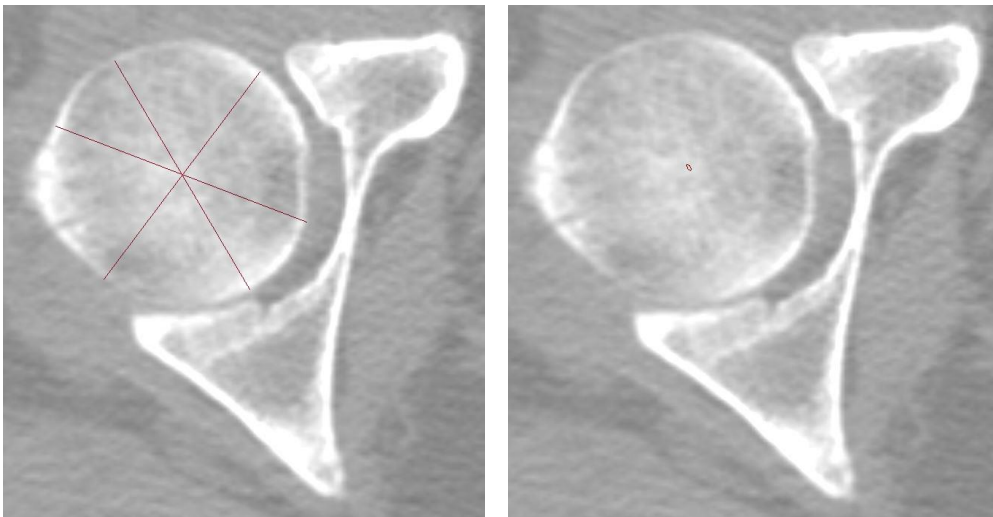
ήταν μία τέλεια σφαίρα, τότε τα κέντρα των εν λόγω κύκλων θα αποτελούσαν μία

διάμετρο της σφαίρας, θα δημιουργούσαν, δηλαδή, ένα ευθύγραμμο τμήμα το μέσον του οποίου θα συνέπιπτε με το κέντρο της σφαίρας (Εικ. 5.5).

Παρά το γεγονός ότι η κεφαλή του μηριαίου δεν είναι μία τέλεια σφαίρα, σε μια μεγάλη έκταση γύρω απ' την κοτύλη (και ιδίως στο ανώτερο τμήμα της που ασκούνται οι φορτίσεις), η γεωμετρία της δεν διαφέρει πολύ από αυτή της σφαίρας. Για τον λόγο αυτό, είναι δυνατόν να εφαρμοστεί η παραπάνω ιδέα προκειμένου να σχεδιαστεί ένα ευθύγραμμο τμήμα (θα ονομάζεται άξονας της κεφαλής) το οποίο θα περιέχει το κέντρο της σφαίρας· θα το περιέχει, χωρίς κατ' ανάγκην να βρίσκεται στο μέσον του. Ο λόγος αυτής της διαφοροποίησης πηγάζει απ' το γεγονός πως η κεφαλή του μηριαίου στα κατώτερα μέρη της αποκλίνει αρκετά απ' το σχήμα της σφαίρας και άρα τα κέντρα εκείνων των κύκλων δεν είναι θεμιτό να περιληφθούν στο σχεδιασμό του άξονα της κεφαλής. Τελικά, δηλαδή, ο άξονας θα έχει μικρότερο μήκος από τη διάμετρο της σφαίρας και άρα το μέσον του δε θα συμπίπτει με το κέντρο της.

Θα σχεδιαστεί, επομένως, ένας άξονας αποτελούμενος από τα κέντρα των κύκλων που εμφανίζονται στις τομογραφίες από το ανώτερο μέρος της κεφαλής του μηριαίου οστού μέχρι και σχεδόν το κατώτερο άκρο της. Σε κάποιο σημείο μέσα σ' αυτόν τον άξονα θα βρίσκεται τελικά το κέντρο της σφαίρας.

Ο προσδιορισμός του κέντρου για κάθε έναν κύκλο έγινε ποιοτικά με τη χρήση τριών διαφορετικών διαμέτρων. Επειδή (προφανώς) το κέντρο κάθε κύκλου δεν ήταν εκ των προτέρων γνωστό, τα ευθύγραμμα τμήματα που χαράσσονταν εν είδει διαμέτρων, ήταν πολύ πιθανό να περιέχουν σφάλματα. Για τον λόγο αυτό, η χάραξη τριών τέτοιων “διαμέτρων” προσδιόρισε με σχετική ασφάλεια μία περιοχή εντός της οποίας θα πρέπει να κείται το κέντρο κάθε κύκλου. Αυτή η περιοχή σημειώθηκε σε κάθε τομογραφία με ένα περίγραμμα και κατόπιν, τα ευθύγραμμα τμήματα διαγράφηκαν (Εικ. 5.6).

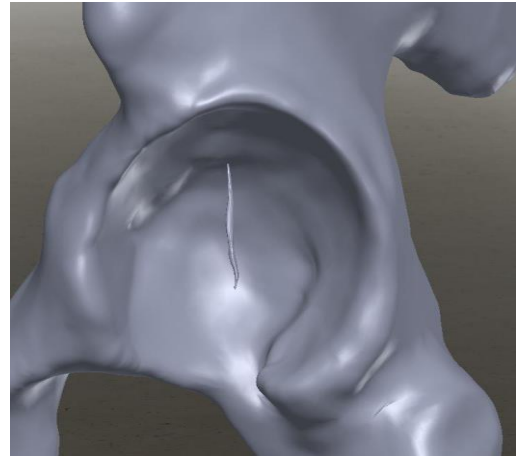


Εικ. 5.6 Σε κάθε τομογραφία *a)* χαράχτηκαν 3 διάμετροι ώστε *b)* να καθοριστεί μία περιοχή μέσα στην οποία θα έπρεπε να βρίσκεται το κέντρο του κύκλου.

Η παραπάνω διαδικασία ακολουθήθηκε σχεδόν για όλες τις τομογραφίες στην περιοχή της κοτύλης. Το γεγονός αυτό παρείχε μία επιπλέον ασφάλεια. Αυτό συνέβη διότι ακόμη κι αν σε κάποιους κύκλους δεν έγινε καλή εκτίμηση των κέντρων τους, τα

λάθη αυτά “απαλείφθηκαν” κατά το σχεδιασμό του άξονα της κεφαλής, από τις εκτιμήσεις των κέντρων των άνωθεν και κάτωθεν κύκλων τους. Ακριβώς αυτός ήταν και ο λόγος που ο άξονας της κεφαλής δεν επιλέχθηκε να καθοριστεί μέσω δύο μονάχα κέντρων όπως άλλωστε θα ήταν εφικτό.

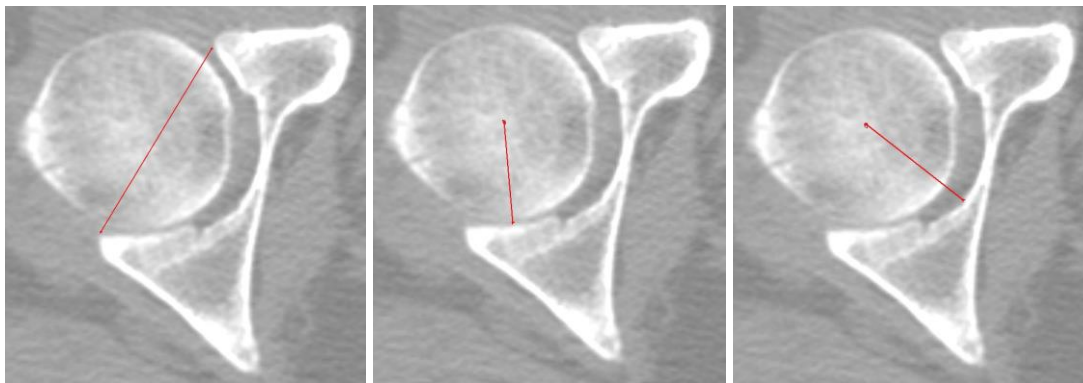
Επειδή η παραπάνω διαδικασία έγινε στο περιβάλλον του 3D-Doctor ήταν δυνατό να ακολουθηθούν τα ίδια βήματα που ακολουθήθηκαν και με το μοντέλο της πυέλου. Οι οριοθετημένες περιοχές δημιούργησαν ένα νέφος σημείων, αυτό περάστηκε στο SolidWorks, μετατράπηκε σε στερεό σώμα κι έπειτα, εισήχθη στο Ansys, στην ίδια σχετική θέση ως προς το ανώνυμο οστό που είχε και αρχικά, στις αξονικές τομογραφίες (Εικ. 5.7).



Εικ. 5.7 Ο άξονας της κεφαλής.

Κατόπιν τούτων, οι χωρικές συντεταγμένες x και y του κέντρου της σφαίρας προσδιορίστηκαν με μεγάλη ακρίβεια και μονάχα η συντεταγμένη z (κατά μήκος του άξονα της κεφαλής) έμενε προς διερεύνηση στο κύριο σύστημα συντεταγμένων.

Για την εκτίμηση της ακτίνας της σφαίρας αξιοποιήθηκαν, επίσης, ορισμένα στοιχεία από τις αξονικές τομογραφίες. Αρχικά, επιλέχθηκε η τομογραφία που απεικόνιζε τον μεγαλύτερο κύκλο (τομογραφία 117). Προφανώς, αυτός ο κύκλος δεν αποτελεί κατ' ανάγκη έναν μέγιστο κύκλο της σφαιροειδούς κεφαλής του μηριαίου, είναι απλώς ο μεγαλύτερος εκ των κύκλων που έχουν αποτυπωθεί στις αξονικές τομογραφίες. Παρ' όλα αυτά, η μέτρηση της συγκεκριμένης ακτίνας είναι δυνατό να δώσει μία εκτίμηση για την πραγματική ακτίνα της σφαίρας.



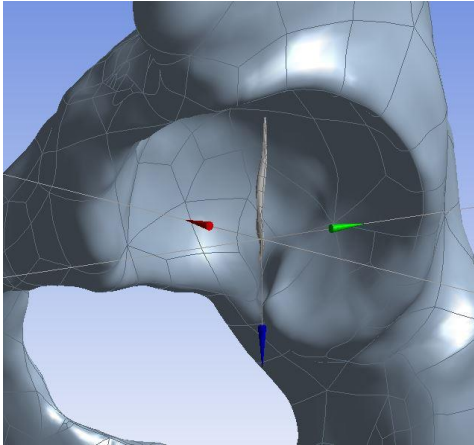
Εικ. 5.8 Μετρήσεις μήκους στην τομογραφία 117.

Στην εν λόγω τομογραφία μετρήθηκαν τρεις ποσότητες:

- το άνοιγμα της κοτύλης: 56mm
- η μέγιστη ακτίνα: 31mm
- η ελάχιστη ακτίνα: 26mm

Αυτές οι μετρήσεις δεν αποτελούν τίποτε άλλο παρά ενδείξεις για την τιμή που τελικώς θα λάβει η ακτίνα της σφαίρας.

Έπειτα απ' όλα τα παραπάνω, ο ακριβής προσδιορισμός των τεσσάρων αρχικώς άγνωστων μεταβλητών έγινε πολύ ευκολότερος. Για να πραγματοποιηθεί, επιστρέφοντας στο Ansys, ορίστηκε ένα δευτερεύων σύστημα συντεταγμένων. Αυτό το σύστημα προέκυψε από απλές μετατοπίσεις κατά τις κατευθύνσεις x, y, z του κυρίου συστήματος συντεταγμένων έτσι ώστε, τελικά, ο ένας εκ των αξόνων του να διαπερνά τον άξονα της κεφαλής (Εικ. 5.9).



Εικ. 5.9 Δευτερεύων σύστημα συντεταγμένων στην αρχή του οποίου θα είναι τοποθετημένο το κέντρο της σφαίρας.

Έπειτα, μέσω ενός σχεδιαστικού προγράμματος της πλατφόρμας Workbench, του Design Modeler, δημιουργήθηκε μία σφαίρα και το κέντρο της τοποθετήθηκε στην αρχή αυτού του συστήματος συντεταγμένων. Οι τέσσερις μεταβλητές, ακτίνα της σφαίρας και 3 μετατοπίσεις ως προς το κύριο σύστημα αναφοράς, παραμετροποιήθηκαν.

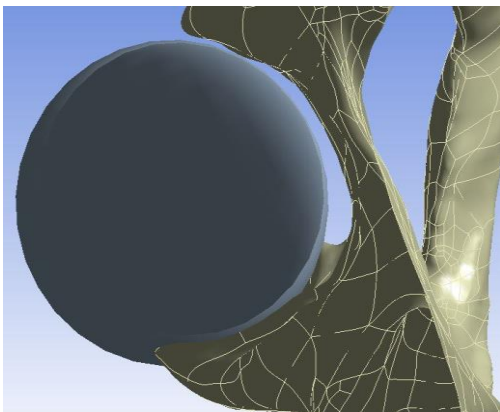
Με την παραμετροποίηση μιας ποσότητας, δίνεται η δυνατότητα στο χρήστη του προγράμματος να επηρεάζει την τιμή της εύκολα, μέσω μιας ειδικής πλατφόρμας του Ansys, χωρίς να χρειάζεται κάθε φορά, για οποιαδήποτε διόρθωση επιθυμεί να κάνει, να την ξαναορίζει.

Οι αρχικές τιμές που έλαβαν οι μεταβλητές είναι:

- μετατόπιση κατά τον άξονα x: -0.08m
- μετατόπιση κατά τον άξονα y: 0.017m
- μετατόπιση κατά τον άξονα z: 0.03m
- ακτίνα κύκλου: 0.026m

Μέσω πολλών δοκιμών με τιμές κοντά στις παραπάνω και επηρεάζοντας κυρίως την μετατόπιση κατά z, έγινε προσπάθεια βελτιστοποίησης της εφαρμογής της κεφαλής του μηριαίου οστού και της κοτύλης.

Ο εποπτικός έλεγχος που πραγματοποιήθηκε δεν περιορίστηκε μονάχα στην εξωτερική όψη του μοντέλου. Αντίθετα, έγινε χρήση του εργαλείου Section Plane. Το εργαλείο αυτό δύναται να “κόψει” το μοντέλο σε όποιο επίπεδο επιθυμεί ο χρήστης και να εξασφαλίσει μ' αυτό τον τρόπο μία εκ των έσω άποψη (Εικ. 5.10). Μάλιστα,



Εικ. 5.10 Τομή του μοντέλου κατά το εγκάρσιο επίπεδο στο ύψος της κοτύλης.

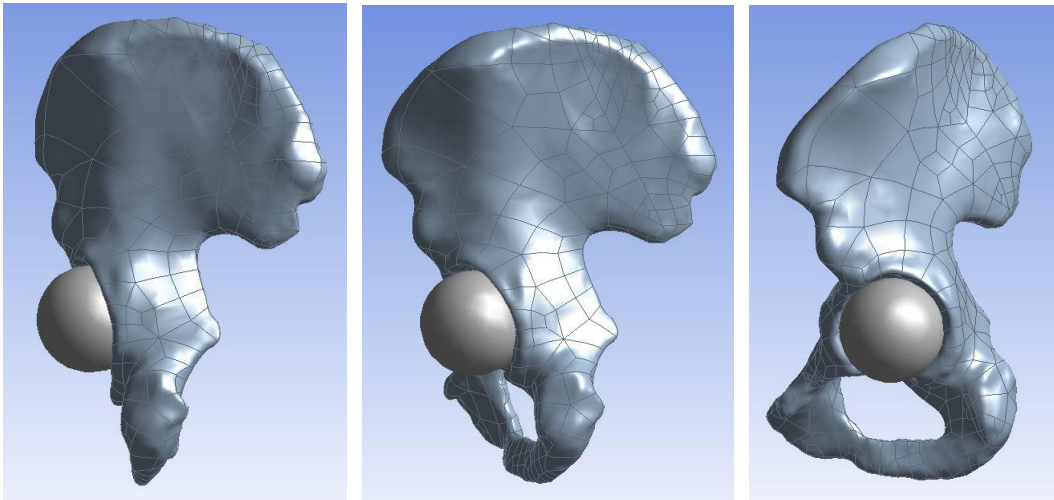
είναι πολύ εύκολη η μετακίνηση του επιπέδου τομής παράλληλα στον εαυτό του έτσι ώστε η εποπτεία της εφαρμογής της σφαίρας να συντελείται σε όλη την έκταση της κοτύλης.

Η πρόθεση είναι, μέσα στα πλαίσια που έχουν καθοριστεί από το 3D-Doctor και την προηγούμενη ανάλυση, το κέντρο της σφαίρας να πλησιάζει όσο το δυνατόν περισσότερο στην κοτύλη καθ' όλη την έκτασή της και φυσικά η ακτίνα της να μεγαλώνει κι αυτή όσο περισσότερο είναι εφικτό.

Μετά από αρκετές δοκιμές, οι τέσσερις μεταβλητές αποκτούν τέτοιες τιμές ώστε κάθε επιπλέον πρόθεση βελτίωσης της εφαρμογής οδηγεί τελικά στην τομή των δύο στερεών σε κάποιο σημείο της επιφάνειάς τους. Τούτο σημαίνει ότι δεν υφίσταται περαιτέρω βελτίωση της θέσης της σφαίρας και άρα τα δύο σώματα βρίσκονται τοποθετημένα στο χώρο με τον καλύτερο δυνατό τρόπο.

Οι τελικές τιμές που λαμβάνουν οι μεταβλητές είναι:

- μετατόπιση κατά τον άξονα x: -0.083m
- μετατόπιση κατά τον άξονα y: 0.017m
- μετατόπιση κατά τον άξονα z: 0.0254m
- ακτίνα κύκλου: 0.0255m



Εικ. 5.11 Η σφαίρα της τεχνητής κεφαλής του μηριαίου τοποθετημένη εντός της κοτύλης.

5.3.3 Προσομοίωση εσωτερικής επένδυσης κυπελλίου

Στην περίπτωση που η παραπάνω σφαίρα λάμβανε τις μηχανικές ιδιότητες του ατσαλιού και μέσω αυτής, ησκειότο η επιθυμητή δύναμη στο ανώνυμο οστό, το πείραμα θα αποτύγχανε λόγω τοπικών αστοχιών στην κοτύλη. Ο λόγος είναι ότι στην κοτύλη υπάρχουν αρκετές ανωμαλίες στην επιφάνειά της γεγονός που απαγορεύει σε οποιαδήποτε σφαίρα να ακουμπήσει ομαλά σε όλη την έκτασή της.

Για την αποφυγή αυτής της δυσάρεστης εξέλιξης είναι πολύ χρήσιμο να μοντελοποιηθεί ο χόνδρος της άρθρωσης του ισχίου, το “μαξιλάρι” που έχει παρεμβάλει η φύση μεταξύ της κεφαλής του μηριαίου και της κοτύλης και το οποίο αποτρέπει τις τοπικές αστοχίες.

Η μοντελοποίηση του χόνδρου θα γίνει στα πρότυπα του εργαστηριακού πειράματος. Θα υπάρξει, δηλαδή, εξωτερικά τις ατσάλινες σφαίρας μία κοίλη σφαίρα η οποία θα την περιβάλλει και η οποία θα αποτελείται από πολυαιθυλένιο, ένα πολύ πιο ενδοτικό υλικό. Αυτό το υλικό που αποτελεί την εσωτερική επένδυση του κυπελλίου, είναι ικανό να παραλαμβάνει υψηλά φορτία και μέσω της μεγάλης παραμορφωσιμότητάς του να τα ισομοιράζει στην κοτύλη η οποία βρίσκεται στην άλλη της μεριά. Με τη χρήση του πολυαιθυλενίου, η ιξωδοελαστική συμπεριφορά του χόνδρου δε θα προ-

σομοιωθεί, καθώς όμως αυτό που ενδιαφέρει είναι οι τάσεις στην κατάσταση ισορροπίας του μοντέλου, αυτή η πολύπλοκη συμπεριφορά του χόνδρου δε χρειάζεται να αποτυπωθεί [A5].

Έχοντας πλέον γνωστές τις συντεταγμένες του κέντρου της σφαίρας καθώς και την ακτίνα της, η μοντελοποίηση του χόνδρου δεν έχει κάποια ιδιαίτερη δυσκολία.

Στο κέντρο που έχει προσδιοριστεί ορίζεται μία σφαίρα ακτίνας 0.0235m. Αυτή η σφαίρα θα προσομοιάζει την ατσάλινη σφαίρα η οποία θα βρίσκεται στο εσωτερικό της κεφαλής που θα ασκεί το φορτίο. Δημιουργείται ως Solid και γίνεται χρήση της εντολής Add material προκειμένου να ενοποιηθεί με τον όγκο του άξονα της κεφαλής, ο οποίος μ' αυτό τον τρόπο, παύει πλέον να υπάρχει για το πρόγραμμα.

Έπειτα, προστίθεται σ' αυτή τη σφαίρα μία εξωτερική κοίλη σφαίρα μέσω της εντολής Enclosure με Cushion = 0.002m, επίσης ως Solid. Αυτό σημαίνει ότι γύρω από την αρχική σφαίρα δημιουργείται ένα σφαιρικό στρώμα πάχους 2mm το οποίο θα προσομοιάζει το χόνδρο.

Τέλος, στους δύο αυτούς όγκους, δίνονται οι μηχανικές ιδιότητες που έχουν τα αντίστοιχα μέρη στο εργαστηριακό πείραμα. Έτσι, έχουμε:

- εσωτερική σφαίρα (ατσάλι): $E = 200 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
- χόνδρος (πολυαιθυλένιο): $E = 650 \text{ MPa}$, $\nu = 0.39$

Με τον τρόπο αυτό η τεχνητή κεφαλή του μηριαίου έχει μοντελοποιηθεί πλήρως, έχει τοποθετηθεί στις κατάλληλες συντεταγμένες και το συνολικό μήκος της ακτίνας της είναι $0.0235 + 0.0020 = 0.0255\text{m}$.

5.4 Καθορισμός δυνάμεων

Ο ακριβής καθορισμός της κατεύθυνσης της δύναμης που ασκείται στην κοτύλη μέσω της κεφαλής του μηριαίου οστού είναι καθοριστικής σημασίας για την δημιουργία ενός ρεαλιστικού και αξιόπιστου μοντέλου της πυέλου. Δεν συμβαίνει όμως, κατ' ανάγκην, το ίδιο και με το μέτρο της.

Καθώς η παρούσα εργασία αποτελεί μελέτη της πυέλου στην ελαστική και μόνον περιοχή, το μοντέλο που αναπτύσσεται δεν πρόκειται να αστοχήσει. Αυτό σημαίνει ότι θα μελετηθούν τα πεδία τάσεων και μετατοπίσεων που θα αναπτυχθούν σε όλη την έκτασή της και θα δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στις περιοχές που θα εμφανίσουν τις υψηλότερες τιμές για κάθε μεταβλητή. Το εάν οι εκάστοτε υψηλές τιμές είναι τελικά ικανές να προκαλέσουν την αστοχία της πυέλου είναι κάτι που δεν ενδιαφέρει την παρούσα μελέτη.

Για τον παραπάνω λόγο, το μέτρο της ασκούμενης δύναμης δεν αποτελεί κρίσιμη παράμετρο στην εργασία αυτή. Απ' την βιβλιογραφία, εξάλλου, είναι γνωστά τα επίπεδα που κυμαίνεται το μέτρο της δύναμης στην κοτύλη για πλήθος δραστηριοτήτων και άρα εντός αυτών των τιμών θα βρίσκονται και οι φορτίσεις που θα επιβληθούν παρακάτω.

Τα δεδομένα για την κατεύθυνση της δύναμης που θα ασκηθεί στο μοντέλο θα προκύψουν από την εργασία των Bergmann et al. [A11]. Όπως έχει ήδη αναφερθεί (βλ. §3.2), σ' εκείνη την εργασία, το σύστημα αναφοράς των μετρήσεων ορίστηκε στην κεφαλή του δεξιού μηριαίου οστού (βλ. Εικ. 3.3). Σύμφωνα μ' εκείνο τον ορι-

σμό, τα τρία κάθετα επίπεδα βάσει των οποίων καταγράφηκαν οι μετρήσεις των δυνάμεων, ήταν:

- ❖ Επίπεδο zOx: μετωπιαίο επίπεδο
- ❖ Επίπεδο zOy: οβελιαίο επίπεδο
- ❖ Επίπεδο xOy: εγκάρσιο επίπεδο

Για να αξιοποιηθούν τα δεδομένα εκείνης της εργασίας θα πρέπει να υπάρξει ένα αντίστοιχο σύστημα αναφοράς στο παρόν μοντέλο. Το δευτερεύον σύστημα αναφοράς που τοποθετήθηκε στο κέντρο της σφαίρας στην προηγούμενη παράγραφο μπορεί να επιτελέσει θανυμάσια αυτό τον ρόλο.

Όπως ήδη ειπώθηκε, το συγκεκριμένο σύστημα είναι μετατοπισμένο ως προς το κύριο σύστημα αναφοράς σύμφωνα με τις παρακάτω τιμές:

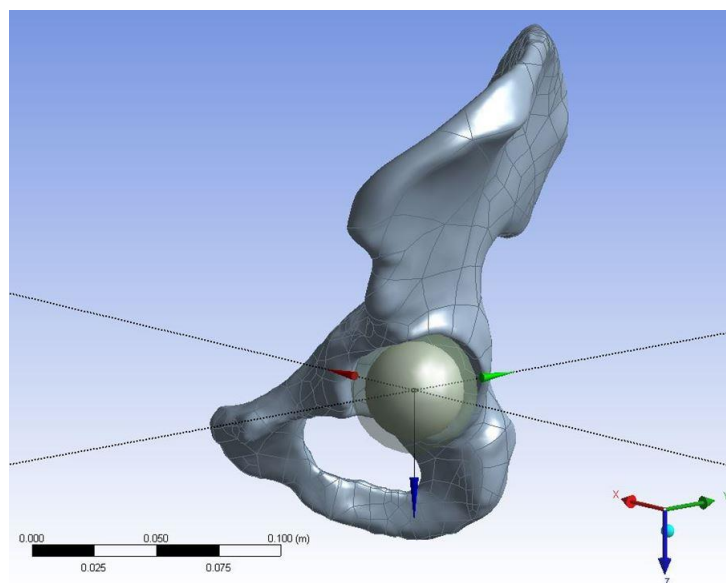
- μετατόπιση κατά τον άξονα x: -0.083m
- μετατόπιση κατά τον άξονα y: 0.017m
- μετατόπιση κατά τον άξονα z: 0.0254m

Έτσι, το σύστημα αναφοράς που θα χρησιμοποιηθεί στην παρούσα εργασία, αν και ορίζει τα ίδια επίπεδα με εκείνα που ορίστηκαν από τους Bergmann et al., διαφέρει από το σύστημα αναφοράς των τελευταίων ως προς την φορά του άξονα z. Για τον λόγο αυτό θα υπάρξει, τελικά, μια διόρθωση στο πρόσημο της συνιστώσας της δύναμης κατά την διεύθυνση αυτή.

Πιο αναλυτικά, δεδομένης της αναστροφής που πρέπει να συντελεστεί στο σύστημα συντεταγμένων, εφόσον το παρόν μοντέλο είναι μοντέλο αριστερού και όχι δεξιού ανωνύμου οστού, έχουμε:

- ✓ Ο άξονας x έχει φορά προς τα έσω
- ✓ Ο άξονας y έχει φορά προς τα πίσω
- ✓ Ο άξονας z έχει φορά προς τα πάνω

Το δευτερεύον σύστημα αναφοράς βάσει του οποίου θα υπολογιστούν οι ασκούμενες δυνάμεις φαίνεται στην Εικ. 5.12.



Εικ. 5.12 Το σύστημα αναφοράς βάσει του οποίου θα υπολογιστούν οι ασκούμενες δυνάμεις. Με αχνό περίγραμμα γύρω απ' τη συμπαγή σφαίρα διακρίνεται ο μοντελοποιημένος χόνδρος.

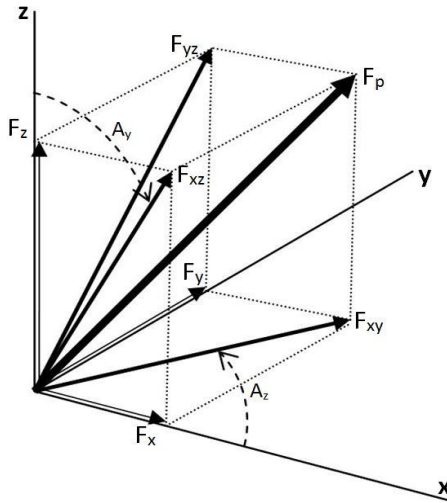
Όπως έχει ήδη παρουσιασθεί, τα στοιχεία της εργασίας των Bergmann et al. αφορούν στο μέτρο της μέγιστης δύναμης, F_p , που αναπτύσσεται στην κοτύλη, καθώς και στις τιμές δύο γωνιών, των A_y και A_z , που σχηματίζουν οι προβολές αυτής της δύναμης στα επίπεδα xOz (μετωπιαίο επίπεδο) και xOy (εγκάρσιο επίπεδο) ως προς τους άξονες z και x αντίστοιχα (Εικ. 3.3).

Δυστυχώς, παρ' όλο που αυτός ο τρόπος ορισμού μιας δύναμης είναι επαρκής, δεν είναι κατάλληλα διαμορφωμένος ώστε να χρησιμοποιηθεί άμεσα από το Ansys.

Για να μοντελοποιηθεί η εν λόγω δύναμη, θα πρέπει να εισαχθούν στο Ansys οι τιμές των συνιστωσών της F_p ως προς το δευτερεύον σύστημα αναφοράς. Θα πρέπει, δηλαδή, να βρεθούν βάσει των F_p , A_y και A_z οι συνιστώσες δυνάμεις στο σύστημα αναφοράς που ορίστηκε παραπάνω.

Οι συνιστώσες αυτές θα συμβολίζονται με F_x , F_y και F_z για τους άξονες x , y και z αντίστοιχα. Επίσης, θα συμβολίζονται με F_{xy} και F_{xz} οι προβολές της F_p , κατ' αντιστοιχία, στα επίπεδα xOy και xOz (βλ. Εικ. 5.13). Όλες αυτές οι ποσότητες στους παρακάτω υπολογισμούς θα θεωρούνται ως τα μέτρα των αντίστοιχων διανυσμάτων. Σκοπός είναι η έκφραση των F_x , F_y και F_z μέσω των F_p , A_y και A_z .

Από το Πυθαγόρειο Θεώρημα ισχύουν οι σχέσεις:



$$F_{xy}^2 + F_z^2 = F_p^2 \quad (1)$$

$$F_{xz}^2 + F_y^2 = F_p^2 \quad (2)$$

Επιπλέον, ισχύει:

$$F_x = F_{xy} \cdot \cos A_z \quad (3)$$

$$F_y = F_{xy} \cdot \sin A_z \quad (4)$$

$$F_z = F_{xz} \cdot \cos A_y \quad (5)$$

Εικ. 5.13 Η ανάλυση της F_p στις συνιστώσες της.

Η (1), κάνοντας χρήση της (5), γίνεται:

$$\begin{aligned} F_{xy}^2 + F_{xz}^2 \cdot \cos^2 A_y &= F_p^2 \xrightarrow{(2)} \\ \rightarrow F_{xy}^2 + (F_p^2 - F_y^2) \cdot \cos^2 A_y &= F_p^2 \xrightarrow{(4)} \\ \rightarrow F_{xy}^2 + F_p^2 \cdot \cos^2 A_y - F_{xy}^2 \cdot \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y &= F_p^2 \rightarrow \\ \rightarrow F_{xy}^2 \cdot (1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y) &= F_p^2 \cdot (1 - \cos^2 A_y) \rightarrow \\ \rightarrow F_{xy}^2 &= F_p^2 \frac{\sin^2 A_y}{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y} \rightarrow \\ \rightarrow F_{xy} &= F_p \frac{\sin A_y}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (6) \end{aligned}$$

Ομοίως, η (2), κάνοντας χρήση της (4), γίνεται:

$$\begin{aligned}
 F_{xz}^2 + F_{xy}^2 \cdot \sin^2 A_z &= F_p^2 \xrightarrow{(1)} \\
 \rightarrow F_{xz}^2 + (F_p^2 - F_z^2) \cdot \sin^2 A_z &= F_p^2 \xrightarrow{(5)} \\
 \rightarrow F_{xz}^2 + F_p^2 \cdot \sin^2 A_z - F_{xz}^2 \cdot \cos^2 A_y \cdot \sin^2 A_z &= F_p^2 \rightarrow \\
 \rightarrow F_{xz}^2 \cdot (1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y) &= F_p^2 \cdot (1 - \sin^2 A_z) \rightarrow \\
 \rightarrow F_{xz}^2 &= F_p^2 \frac{\cos^2 A_z}{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y} \rightarrow \\
 \rightarrow F_{xz} &= F_p \frac{\cos A_z}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (7)
 \end{aligned}$$

Επομένως, οι σχέσεις (3), (4), (5) γίνονται αντίστοιχα, βάσει των (6), (7):

$$F_x = F_p \frac{\sin A_y \cdot \cos A_z}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (8)$$

$$F_y = F_p \frac{\sin A_y \cdot \sin A_z}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (9)$$

$$F_z = F_p \frac{\cos A_z \cdot \cos A_y}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (10)$$

Με τον τρόπο αυτό, οι σχέσεις (8), (9), (10), παρέχουν τους τύπους βάσει των οποίων τα δεδομένα των Bergmann et al. μπορούν να εισαχθούν στο Ansys.

Παραδείγματος χάριν, κατά τη στάση στο ένα πόδι, σύμφωνα με τους Bergmann et al. [A11], ισχύουν $A_y=7^\circ$ και $A_z=28^\circ$. Ως εκ τούτου, οι συνιστώσες της F_p (σχέσεις (8-10)) γίνονται:

$$F_x = 0.12 \cdot F_p$$

$$F_y = 0.06 \cdot F_p$$

$$F_z = 0.99 \cdot F_p$$

Έτσι, αν θεωρήσουμε έναν άνθρωπο μάζας 80kg ο οποίος θα έχει βάρος $W = 80 \cdot 9.8 = 784$ N τότε, η μέγιστη δύναμη F_p που θα ασκηθεί στην κοτύλη του, δεδομένου ότι η F_p είναι περίπου 230% BW [A11], θα είναι

$$F_p = 784 \cdot 2.3 = 1803.2 \text{ N}$$

Στην περίπτωση λοιπόν αυτή, οι παραπάνω σχέσεις γίνονται:

$$F_x = 219.29 \text{ N}$$

$$F_y = 116.60 \text{ N}$$

$$F_z = 1786.01 \text{ N} \rightarrow F_z = -1786.01 \text{ N} \text{ (λόγω της αντίστροφης κατεύθυνσης του κατακόρυφου άξονα στο σύστημα αναφοράς που ορίστηκε παραπάνω)}$$

Οι τιμές αυτές μπορούν να χρησιμοποιηθούν ώστε να ορίσουν μέσω συνιστωσών (Defined by Components) τη φόρτιση που αντιστοιχεί σε στήριξη στο ένα πόδι. Η φόρτιση αυτή θα εφαρμοστεί στην ατσάλινη σφαίρα και κατά την άσκηση της θα προκαλέσει τάσεις στον χόνδρο και μέσω αυτού στην κοτύλη και άρα στο ανώνυμο οστό. Να σημειωθεί, βεβαίως, ότι η φόρτιση θα επιβληθεί κλιμακωτά (ramped) έτσι ώστε να προσομοιωθεί η στατική φύση της.

5.5 Καθορισμός στηρίξεων

Οι στηρίξεις που θα μοντελοποιηθούν στην παρούσα εργασία θα συνάδουν με τις στηρίξεις που θα υλοποιηθούν στο αντίστοιχο εργαστηριακό πείραμα. Ως εκ τούτου θα χρειαστεί να πακτωθεί η λαγόνια ακρολοφία ενώ στην περιοχή του ηβικού οστού που ακουμπάει στην ηβική σύμφυση θα πρέπει να εφαρμοστεί κύλιση.

Ξεκινώντας από την πάκτωση της λαγόνιας ακρολοφίας θα πρέπει να καθοριστεί με σαφήνεια η περιοχή στην οποία θα υπάρξει ακινητοποίηση των κόμβων. Καθώς η ακινητοποίηση κόμβων είναι το υπολογιστικό ανάλογο της πάκτωσης, είναι απαραίτητο να οριοθετηθεί η περιοχή εντός της οποίας όλοι οι κόμβοι των πεπερασμένων στοιχείων δεν θα μπορούν να κινηθούν σε καμία χωρική διεύθυνση.

Για να συμβεί αυτό θα οριστεί μία κλειστή καμπύλη η οποία θα λειτουργήσει ως σύνορο. Από το Design Modeler μετράται η κατακόρυφη απόσταση από το κύριο σύστημα συντεταγμένων έως και το ανώτατο άκρο της λαγόνιας ακρολοφίας· η απόσταση αυτή προκύπτει πως είναι 0.1175m. Έπειτα, δημιουργείται ένα τοπικό σύστημα συντεταγμένων, ως εξής:

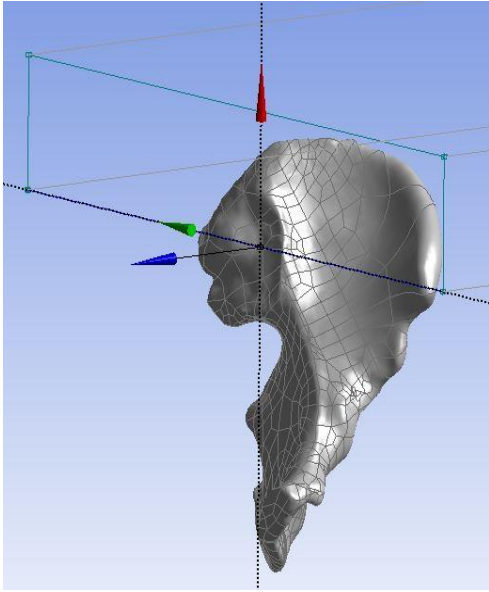
- Transform 1: Offset Global Z \rightarrow -0.09m
- Transform 2: Rotate about Y \rightarrow 90°

Ο πρώτος μετασχηματισμός κινεί το δευτερεύον σύστημα συντεταγμένων κατά την κατακόρυφη διεύθυνση με κατεύθυνση προς τα επάνω κατά 0.09m, αφήνοντας με αυτό τον τρόπο 0.1175-0.09 = 0.0275m του ανωνύμου οστού επάνω απ' το σύστημα αυτό. Ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός παραμετροποιείται προκειμένου να είναι εφικτό, εάν κριθεί σκόπιμο στη συνέχεια, να μεταβληθεί ποσοτικά.

Ο δεύτερος μετασχηματισμός περιστρέφει το σύστημα περίξ του άξονα y κατά 90° προκειμένου να μεταβληθεί η διεύθυνση του επιπέδου xOy.

Κατόπιν, στο επίπεδο xOy που πλέον έχει τον επιθυμητό προσανατολισμό, σχεδιάζεται ένα sketch το οποίο επιλέγεται να γίνει Extrude \rightarrow Imprint Faces με

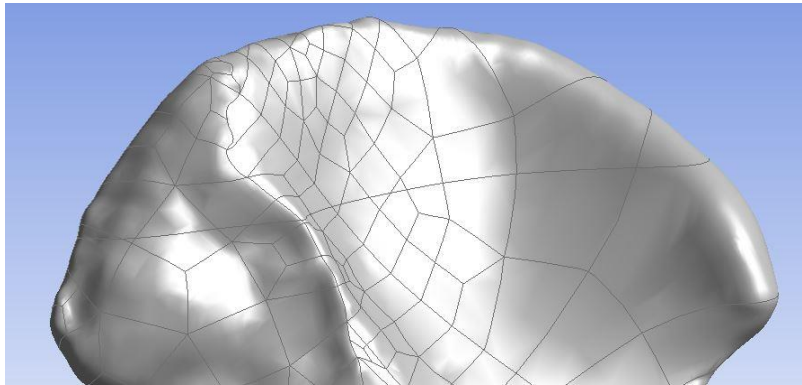
Direction προς το ανώνυμο οστό. Αυτό σημαίνει πως το σχήμα που σχεδιάστηκε (επιλέχθηκε ένα ορθογώνιο παραλληλόγραμμο), προβάλλεται επάνω στο μοντέλο κατά την κάθετη κατεύθυνση του επιπέδου (Εικ. 5.14). Καθώς όμως επιλέχθηκε το συγκεκριμένο σχήμα να έχει διαστάσεις που καλύπτουν το μοντέλο, στο ανώνυμο οστό προβάλλεται, τελικά, μόνο μία εκ των πλευρών του παραλληλογράμμου.



Εικ. 5.14 Το ορθογώνιο παραλληλόγραμμο προβάλλεται επάνω στο ανώνυμο οστό.

Ωστόσο, η προβολή της συγκεκριμένης πλευράς εμφανίζεται και απ' τις 2 μεριές του ανώνυμου οστού. Με τον τρόπο αυτό, προκύπτει, εν τέλει, μία κλειστή καμπύλη στην περιφέρεια του μοντέλου.

Αυτή η καμπύλη αποτυπώνεται στο ανώνυμο οστό υπό τη μορφή νέων patches τα οποία οριοθετούν με ακρίβεια την περιοχή που είναι επιθυμητό να πακτωθεί (Εικ. 5.15).

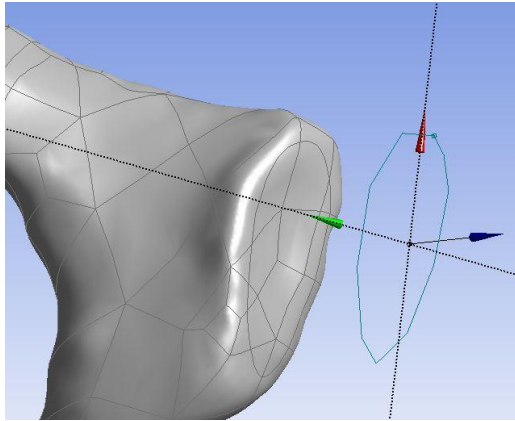


Εικ. 5.15 Λεπτομέρεια της λαγόνιας ακρολοφίας. Στην εικόνα είναι εμφανής η δημιουργία νέων patches μετά την προβολή του παραλληλογράμμου.

Η ίδια ακριβώς τεχνική ακολουθείται και για τη δημιουργία της κύλισης στην περιοχή της ηβικής σύμφυσης. Απ' το Design Modeler ορίζεται ένα βοηθητικό σύστημα συντεταγμένων με τους κάτωθι μετασχηματισμούς:

- Transform 1: Offset Global X → 0.1m
- Transform 2: Offset Global Y → -0.028m (P)
- Transform 3: Offset Global Z → 0.03m (P)
- Transform 4: Rotate about Y → 90°
- Transform 5: Rotate about Z → -30°

Κατόπιν, σε αυτό το σύστημα σχεδιάζεται πάλι ένα σχήμα, αυτή τη φορά όμως μέσω της επιλογής Spline η οποία δημιουργεί ακανόνιστες πλην όμως ομαλές καμπύλες σύμφωνα με τους χειρισμούς του χρήστη. Αυτό το σχήμα, όπως και πριν, προβάλλεται επάνω στο ανώνυμο οστό (Εικ. 5.16).



Εικ. 5.16 Λεπτομέρεια της ηβικής σύμφυσης. Στην εικόνα είναι εμφανές τόσο το σχέδιο όσο και η προβολή του επάνω στο μοντέλο.

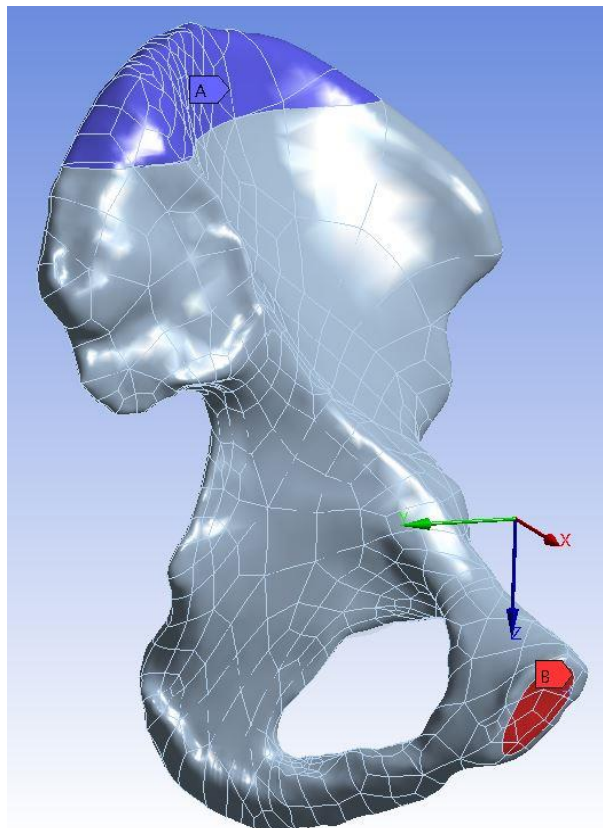
Επιστρέφοντας στο Mechanical, είναι πλέον εύκολο να οριστούν οι επιθυμητές στηρίξεις.

Για την πάκτωση στη λαγόνια ακρολοφία χρησιμοποιείται η εντολή Fixed Support και επιλέγονται όλα τα patches (το Ansys τα ονομάζει faces) που βρίσκονται πάνω από την καμπύλη που ορίστηκε αρχικά. Με τον τρόπο αυτό, όλοι οι κόμβοι των πεπερασμένων στοιχείων που βρίσκονται πάνω απ' την εν λόγω καμπύλη ακινητοποιούνται πλήρως.

Αντίστοιχα, για την κύλιση στην ηβική σύμφυση χρησιμοποιείται η εντολή Displacement και επιλέγονται όλα τα patches που βρίσκονται εντός της καμπύλης που ορίστηκε προηγουμένως. Για την εντολή αυτή θα πρέπει να δοθούν οι μετατοπίσεις που είναι επιθυμητό να συντελεστούν. Στην περίπτωση που μελετάται, προκειμένου να υπάρξει κύλιση στην x διεύθυνση (του κυρίου συστήματος συντεταγμένων), οι μετατοπίσεις έχουν ως εξής:

- X Component → 0 m
- Y Component → Free
- Z Component → Free

Το μοντέλο με όλες τις επιθυμητές στηρίξεις φαίνεται στην Εικ. 5.17.



Εικ. 5.17 Το αριστερό ανώνυμο οστό με πάκτωση στην λαγόνια ακρολοφία (μπλε περιοχή) και κύλιση στην ηβική σύμφυση (κόκκινη περιοχή).

5.6 Δημιουργία πλέγματος

Για την δημιουργία ενός αξιόπιστου και βελτιστοποιημένου πλέγματος χρειάστηκε να δημιουργηθούν πάρα πολλοί τεμαχισμοί του μοντέλου. Κάθε φορά ζητούμενο αποτελούσε η εξασφάλιση ενός πλέγματος που θα ήταν πυκνό στις περιοχές όπου υπήρχαν έντονες γεωμετρικές αλλαγές καθώς και υψηλές τιμές τάσεων και παραμορφώσεων. Την ίδια στιγμή, ήταν απαραίτητο το πλέγμα που κατασκευαζόταν να είναι αραιό όπου ήταν δυνατόν και όσο ήταν δυνατόν προκειμένου να μειωθεί ο υπολογιστικός χρόνος.

Γενικά, η δημιουργία του πλέγματος σε ένα μοντέλο αποτελεί μία πολύ σημαντική διαδικασία απ' την οποία εξαρτάται η ποιότητα της λύσης που πρόκειται να εξαχθεί. Για τον λόγο αυτό, σημαντική ποσότητα χρόνου και προσπάθειας σε μία υπολογιστική προσομοίωση αφιερώνεται στο στάδιο αυτό.

Η αξιολόγηση ενός πλέγματος γίνεται τόσο άμεσα, με οπτικούς ελέγχους στο πλέγμα καθ' αυτό όσο και έμμεσα, με αξιολόγηση των λύσεων που προκύπτουν βάσει του συγκεκριμένου πλέγματος.

Όσον αφορά στους οπτικούς ελέγχους λίγα μπορούν να ειπωθούν. Η επιθυμητή εικόνα για ένα πλέγμα είναι εκείνη η οποία παρουσιάζει πυκνώσεις των κόμβων (ελάττωση δηλαδή του όγκου των πεπερασμένων στοιχείων που αποτελούν τον κάναβο) σε σημεία με έντονες αλλαγές στην κλίση της γεωμετρίας, σε γωνίες και ακμές, σε ασυνέχειες και ρωγμές, σε αλλαγές στις φάσεις των υλικών, σε συγκεντρωμένα φορτία κ.λπ. Είναι, επίσης, επιθυμητό να μην υπάρχουν πολύ κόμβοι σε σημεία που δεν παρουσιάζουν ενδιαφέρον στην εκάστοτε μηχανική ανάλυση. Παρ' όλα αυτά, το πόσο πυκνό ή το πόσο αραιό θα είναι ένα πλέγμα στην έκτασή του καθώς και το πόσο απότομα ή ομαλά θα μεταβάλλεται από τις αραιότερες στις πυκνότερες περιοχές του είναι μάλλον κάτι υποκειμενικό και ο κάθε ερευνητής καλείται με την εμπειρία και τις γνώσεις του να δώσει μία, κατά τη δική του κρίση, βέλτιστη απάντηση.

Στην ίδια περίπτωση λογική βρίσκεται και η επιλογή του είδους των πεπερασμένων στοιχείων που θα πληρώσουν κάθε όγκο. Αν και υπάρχουν ενδεικτικές ομάδες πεπερασμένων στοιχείων σχεδόν για κάθε είδους ανάλυση, η τελική επιλογή του εκάστοτε συγκεκριμένου στοιχείου που θα χρησιμοποιηθεί είναι στην κρίση του ερευνητή. Η βελτιστοποίηση αυτών των επιλογών, αν και δεν είναι μονοσήμαντα καθορισμένη, επηρεάζει ουσιαστικά τα εξαγόμενα αποτελέσματα.

Απ' την άλλη μεριά, ο έμμεσος τρόπος αξιολόγησης ενός πλέγματος, εκείνος που περιλαμβάνει την εκτίμηση των λύσεων, δεν είναι τόσο υποκειμενικός. Εκτός από την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων σύμφωνα με την εμπειρία του ερευνητή και σύμφωνα με τη συνάφεια που αυτά παρουσιάζουν σε σχέση με αποτελέσματα αντίστοιχων μελετών, υπάρχει και μία πολύ σημαντική μεθοδολογία που τα αποτελέσματά της είναι αντικειμενικώς αξιολογήσιμα. Η μεθοδολογία αυτή στηρίζεται στο γεγονός ότι η αύξηση του αριθμού των πεπερασμένων στοιχείων θα πρέπει να οδηγεί σε σταδιακή σταθεροποίηση των τιμών των τάσεων που αναπτύσσονται στο μοντέλο. Σε πιο μαθηματική γλώσσα, οι αναπτυσσόμενες τάσεις θα πρέπει να συγκλίνουν σε κάποια τιμή όσο αυξάνεται ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων που χρησιμοποιούνται.

Για το λόγο αυτό, μετά την κατασκευή ενός πλέγματος και μετά την επίλυση του μοντέλου βάσει αυτού, πραγματοποιούνται διαδοχικές αυξήσεις του αριθμού των πεπερασμένων στοιχείων (που ακολουθούνται από τις αντίστοιχες λύσεις) προκειμένου να αξιολογηθεί η παραπάνω συμπεριφορά.

Να σημειωθεί, επίσης, ότι στην παραπάνω τεχνική προτιμάται η μελέτη των τάσεων αντί των μετατοπίσεων καθώς αυτές είναι πιο ευαίσθητες στις μεταβολές του αριθμού των χρησιμοποιούμενων στοιχείων.

Στις επόμενες παραγράφους παρατίθενται οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για τη δημιουργία του τελικού πλέγματος σε κάθε επιμέρους όγκο του μοντέλου.

5.6.1 Δημιουργία πλέγματος ανωνύμου οστού

Η δημιουργία του πλέγματος του ανωνύμου οστού, όπως ήταν αναμενόμενο, αποτέλεσε την μεγαλύτερη πρόκληση. Αν και το Mechanical είναι ικανό για οποιονδήποτε όγκο να κατασκευάσει ένα πλέγμα, συνίσταται έντονα ο χρήστης να παρέμβει προκειμένου να δημιουργηθεί ένας κάρναβος που θα ανταποκρίνεται καλύτερα στις ανάγκες του εκάστοτε μοντέλου. Όταν μάλιστα η γεωμετρία του μοντέλου είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη, η παρεμβολή του χρήστη σχεδόν επιβάλλεται.

Για τη χάραξη του πλέγματος του ανωνύμου οστού κατ' αρχάς χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Patch Independent. Με τη μέθοδο αυτή το λογισμικό δημιουργεί το πλέγμα από μέσα προς τα έξω. Αντί, δηλαδή, της συνηθούς πορείας χάραξης που ξεκινάει από τις εξωτερικές επιφάνειες του μοντέλου και προχωράει προς το εσωτερικό του όγκου του, με τη μέθοδο αυτή, η κανναβοποίηση ξεκινάει στο εσωτερικό και καταλήγει στις επιφάνειές του. Με τον τρόπο αυτό, το πρόγραμμα δεν επηρεάζεται από τα patches που έχει το μοντέλο ήδη απ' την εισαγωγή του στο Ansys. Το όφελος μιας τέτοιας επιλογής είναι πως το λογισμικό χάραξης του πλέγματος, μη έχοντας ανάγκη να σεβαστεί τις ήδη χαραγμένες γραμμές, μπορεί να δημιουργήσει ένα πλέγμα αρκετά βελτιστοποιημένο. Επιπλέον, μικροσκοπικές περιοχές που εμφανίζουν ιδιαίτερα ανώμαλη μορφολογία, με την παραπάνω μέθοδο, δεν δημιουργούν προβλήματα κατά την κανναβοποίηση.

Η παραπάνω τεχνική επιλέχθηκε να δημιουργήσει τετραεδρικά στοιχεία. Έτσι, το πλέγμα, κατόπιν αυτής της χάραξης, αποτελείτο εξ ολοκλήρου από στοιχεία τύπου SOLID187 (Εικ. 5.3).

Επιπλέον, για την κατασκευή του πλέγματος επιλέχθηκαν:

- ✓ Relevance → 10
- ✓ Relevance Center → Coarse
- ✓ Element Size → Default
- ✓ Smoothing → Medium
- ✓ Transition → Fast
- ✓ Span Angle Center → Coarse

προκειμένου να ρυθμιστούν οι επιθυμητές ιδιότητες πυκνότητας και πιστότητάς του.

Όπως ήδη ειπώθηκε στην §5.2, προκειμένου να δημιουργηθεί φλοιώδες οστό, χρησιμοποιήθηκε η εντολή Inflation η οποία έδρασε σε ολόκληρο τον όγκο του ανωνύμου οστού. Με τον τρόπο αυτό, ο εξωτερικός όγκος διαμορφώθηκε από στρώσεις πεπερασμένων στοιχείων τύπου SOLID186, πυραμιδοειδών και σφηνοειδών (pyramid και prism) (Εικ. 5.3). Μιας και τα πυραμιδοειδή στοιχεία, όμως, δεν είναι, εν γένει, εξ ίσου καλής ποιότητας με τα σφηνοειδή, ζητούμενο ήταν η ελαχιστοποίησή τους.

Για τον λόγο αυτό, ο βέλτιστος αριθμός των στρώσεων για το φλοιώδες οστό, ο οποίος έμενε να προσδιοριστεί, θεωρήθηκε πως ήταν εκείνος ο αριθμός που οδηγούσε στα λιγότερα πυραμιδοειδή στοιχεία. Έτσι, δημιουργήθηκαν τέσσερα διαφορετικά πλέγματα καθένα εκ των οποίων διέθετε από 2 έως 5 εξωτερικές στρώσεις στοιχείων SOLID186.

Τα συμπεράσματα από τα πλέγματα αυτά ήταν:

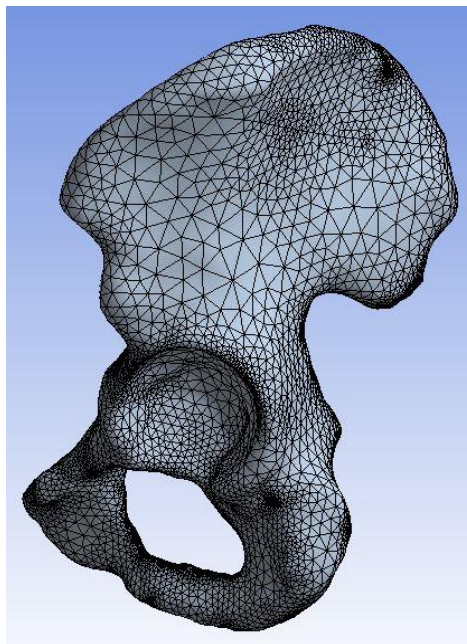
- Η αύξηση των στρώσεων από 2 σε 5 δεν συνοδεύεται από διαφορά στην ποιότητα των στοιχείων SOLID187 (τα στοιχεία που βρίσκονται στον εσωτερικό όγκο του μοντέλου)
- Ο ελάχιστος αριθμός πυραμιδοειδών στοιχείων SOLID186 επιτυγχάνεται με 3 εξωτερικές στρώσεις
- Η χρήση 10 επαναλήψεων “λείανσης” (Smoothing Iterations) έχει πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα

Κατόπιν τούτων, η χρήση τριών στρώσεων πεπερασμένων στοιχείων κρίθηκε βέλτιστη. Επίσης, για λόγους πληρότητας αναφέρεται ότι για την εκτέλεση της εντολής Inflation επιλέχθηκαν και οι κάτωθι παράμετροι:

- ✓ Collision Avoidance → Stair Stepping
- ✓ Maximum Height over Base → 1.0
- ✓ Gap Factor → 0.5
- ✓ Maximum Angle → 140.0°
- ✓ Smoothing Iterations → 10

Η λειτουργία κάθε μίας εξ αυτών των παραμέτρων δεν κρίνεται σκόπιμο να αναπτυχθεί. Όλες αυτές οι εντολές είναι επικουρικές και σκοπό τους έχουν το αποτέλεσμα που θα προκύψει να είναι όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικό και οι λύσεις όσο το δυνατόν πιο ευσταθείς.

Κατά την κατασκευή των παραπάνω πλεγμάτων δημιουργήθηκαν ιστογράμματα αξιολόγησης της ποιότητας των πεπερασμένων στοιχείων. Τέτοιου είδους ιστογράμματα αξιολογούν με μαθηματικές μεθόδους την ποιότητα των στοιχείων κρίνοντας το κατά πόσον μπορούν τελικά να παράσχουν αξιόπιστες λύσεις.

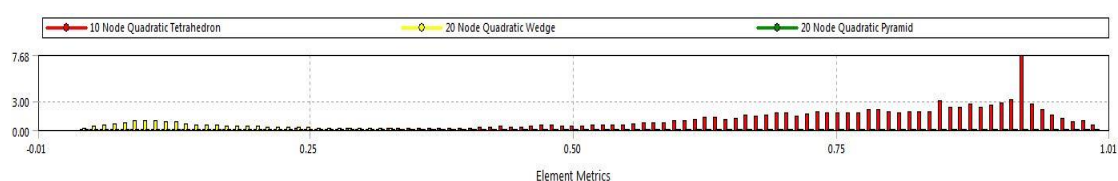


Εικόνα 5.18 Το τελικό πλέγμα του ανωνύμου οστού.

Καθώς η ποιότητα ενός πεπερασμένου στοιχείου εξαρτάται τόσο από τον τύπο του όσο και από τη θέση που τελικώς κατέχει στον κάρναβο, τέτοιου είδους διαγράμματα διευκολύνουν στον εντοπισμό περιοχών που διαθέτουν στοιχεία χαμηλής ποιότητας.

Για τα παραπάνω πλέγματα, ωστόσο, τα αντίστοιχα ιστογράμματα δεν παρουσίαζαν σημαντικές διαφορές (Εικ. 5.19). Εν γένει, η εικόνα των γραφημάτων ήταν πολύ ικανοποιητική για τα στοιχεία SOLID187 και μετρίως ικανοποιητική για τα στοιχεία SOLID186.

Όπως και να έχει, ωστόσο, όσο καλή ή κακή κι αν παρουσιάζεται η διαγραμματική εικόνα των πεπερασμένων στοιχείων, η λυδία λίθος του πλέγματος θα είναι η σύγκλιση των σημείων ελέγχου (βλ. §5.6.3).



Εικ. 5.19 Τυπικό ιστόγραμμα της ποιότητας των πεπερασμένων στοιχείων. Όσο πιο αυξημένο το ύψος των στηλών στις υψηλές τιμές (δεξιά του διαγράμματος), τόσο πιο ικανοποιητική η ποιότητα των στοιχείων στα οποία αντιστοιχούν. Οι κόκκινες στήλες αντιπροσωπεύουν τα στοιχεία SOLID187 και οι κίτρινες τα στοιχεία SOLID186.

5.6.2 Δημιουργία πλέγματος τεχνητής κεφαλής μηριαίου

Σε αντίθεση με το παραπάνω πλέγμα, ο παρών κάρναβος δεν έχει κάποια δυσκολία στην κατασκευή του. Ο λόγος αυτής της διαφοροποίησης εντοπίζεται σε δύο βασικά σημεία. Αφ' ενός, η τεχνητή κεφαλή του μηριαίου δεν είναι τίποτε άλλο παρά δύο ομόκεντρες σφαίρες, σχήμα το οποίο είναι πολύ εύκολο να τεμαχιστεί κατάλληλα από το λογισμικό με αυτοματοποιημένο τρόπο. Αφ' ετέρου, ο συγκεκριμένος όγκος δεν χρειάζεται να διαθέτει ένα ιδιαίτερα πυκνό πλέγμα καθώς η κεφαλή του μηριαίου δεν αποτελεί αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας.

Η τεχνητή κεφαλή δημιουργήθηκε στο μοντέλο προκειμένου να αποτελέσει το μέσον άσκησης των επιθυμητών φορτίσεων. Ως εκ τούτου, για την καναβοποίησή της δεν απαιτείται τίποτε παραπάνω από ένα απλό πλέγμα, μέτριας πυκνότητας.

Το πλέγμα που τελικά θα χρησιμοποιηθεί για το μοντέλο θα είναι ο κάρναβος που δημιουργείται αυτόματα και από προεπιλογή, με ιδιότητες όμοιες με τις προηγούμενες:

- ✓ Relevance → 10
- ✓ Relevance Center → Coarse
- ✓ Element Size → Default
- ✓ Smoothing → Medium
- ✓ Transition → Fast
- ✓ Span Angle Center → Coarse

και τύπο πεπερασμένων στοιχείων: SOLID187.

5.6.3 Δημιουργία διεπιφάνειας ανώνυμου οστού – τεχνητής κεφαλής μηριαίου

Έχοντας δημιουργήσει το ανώνυμο οστό και την τεχνητή κεφαλή του μηριαίου, το τελευταίο στάδιο της κατασκευής του πλέγματος αφορά στην δημιουργία της διεπιφάνειας κοτύλης – μηριαίου ή καλύτερα, κοτύλης – χόνδρου.

Στα προγράμματα των πεπερασμένων στοιχείων κάθε είδους διεπιφάνεια αποτελεί μία περιοχή που χρήζει ιδιαίτερης προσοχής και μεταχείρισης. Ο λόγος που ισχύει αυτό είναι πως δύο επιφάνειες που ανήκουν σε διαφορετικά αντικείμενα όταν έρχονται σε επαφή αναγκάζουν να έρθουν σε επαφή και τα διαφορετικά πλέγματά τους. Έτσι, όταν ασκηθούν φορτίσεις, ο κάρναβος του ενός σώματος θα κληθεί να αλληλεπιδράσει με τον κάρναβο του άλλου σώματος. Το σημαντικό είναι πως ο τρόπος με τον οποίο θα συντελεστεί εν τέλει αυτή η αλληλεπίδραση μπορεί να ποικίλει, για τον λόγο αυτό, οι ιδιότητες της διεπιφάνειας καθορίζονται από τον χρήστη.

Στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων κάθε διεπιφάνεια μοντελοποιείται με πεπερασμένα στοιχεία. Τα ιδιαίτερα αυτά στοιχεία ονομάζονται στοιχεία επαφής (contact elements) και μπορεί κανείς να τα φανταστεί σαν μια λεπτή στρώση φιλμ που παρεμβάλλεται μεταξύ των σωμάτων που έρχονται σε επαφή. Αυτά τα στοιχεία θα δημιουργήσουν την επιθυμητή αλληλεπίδραση μεταξύ των εμπλεκόμενων πλεγμάτων. Στο Ansys υπάρχουν οι εξής πέντε κατηγορίες επαφής (οι επεξηγήσεις αφορούν στις εμπλεκόμενες επιφάνειες):

- ❖ Bonded: χωρίς αποχωρισμό & χωρίς ολίσθηση
- ❖ No separation: χωρίς αποχωρισμό & με μικρή ολίσθηση
- ❖ Frictional: με αποχωρισμό & με ολίσθηση με τριβή
- ❖ Frictionless: με αποχωρισμό & με ολίσθηση χωρίς τριβή
- ❖ Rough: με αποχωρισμό & χωρίς ολίσθηση

Κάτι πολύ σημαντικό που πρέπει να τονιστεί είναι πως ενώ οι δύο πρώτοι τρόποι ορισμού της διεπιφάνειας οδηγούν σε γραμμική επίλυση, οι επόμενοι τρεις επιβάλλουν μη γραμμική επίλυση του μοντέλου. Αυτό σημαίνει ότι προκειμένου να προκύψει μία λύση είναι απαραίτητο η επίλυση να γίνει επαναληπτικά μέσω πολλαπλών βημάτων μέχρις ότου το πρόγραμμα επιτύχει σύγκλιση στη δύναμη που ασκείται (Force Convergence). Αντί, δηλαδή, η δύναμη να ασκηθεί σε ένα βήμα, στους ορισμούς διεπιφανειών που περιέχουν τη δυνατότητα αποχωρισμού, η δύναμη ασκείται σε πολλές δόσεις-ποσοστά της ολικής φόρτισης. Κάθε φορά που προστίθεται ένα ποσοστό της ολικής δύναμης στη δύναμη που δέχεται η υπό μελέτη κατασκευή, το πρόγραμμα επιλύει το μοντέλο και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρις ότου επιβληθεί τελικά στην κατασκευή το 100% της ολικής δύναμης. Το γεγονός αυτό εκτινάσσει τον απαιτούμενο υπολογιστικό χρόνο εύρεσης της λύσης.

Η παρατήρηση αυτή αποτέλεσε τον καθοριστικό παράγοντα επιλογής του τρόπου ορισμού της διεπιφάνειας. Καθώς δοκιμαστικές επιλύσεις τόσο με Frictional όσο και με Frictionless αλληλεπίδραση είχαν ως αποτέλεσμα (λόγω του μεγέθους του κάρναβου και της πολύπλοκης γεωμετρίας του μοντέλου) το πρόγραμμα να τρέχει ως και 50 συνεχόμενες ώρες χωρίς να εξάγει κάποια λύση, η διεπιφάνεια κοτύλης – μηριαίου

ορίστηκε ως Bonded. Η διεπιφάνεια αυτού του είδους είναι ιδιαίτερα σταθερή παρέχοντας ευσταθείς λύσεις.

Επίσης ως Bonded ορίστηκε και η διεπιφάνεια μεταξύ των δύο σφαιρών, της εσωτερικής σφαίρας που προσομοιώνει την ατσάλινη κεφαλή και της εξωτερική που προσομοιώνει τον τεχνητό χόνδρο.

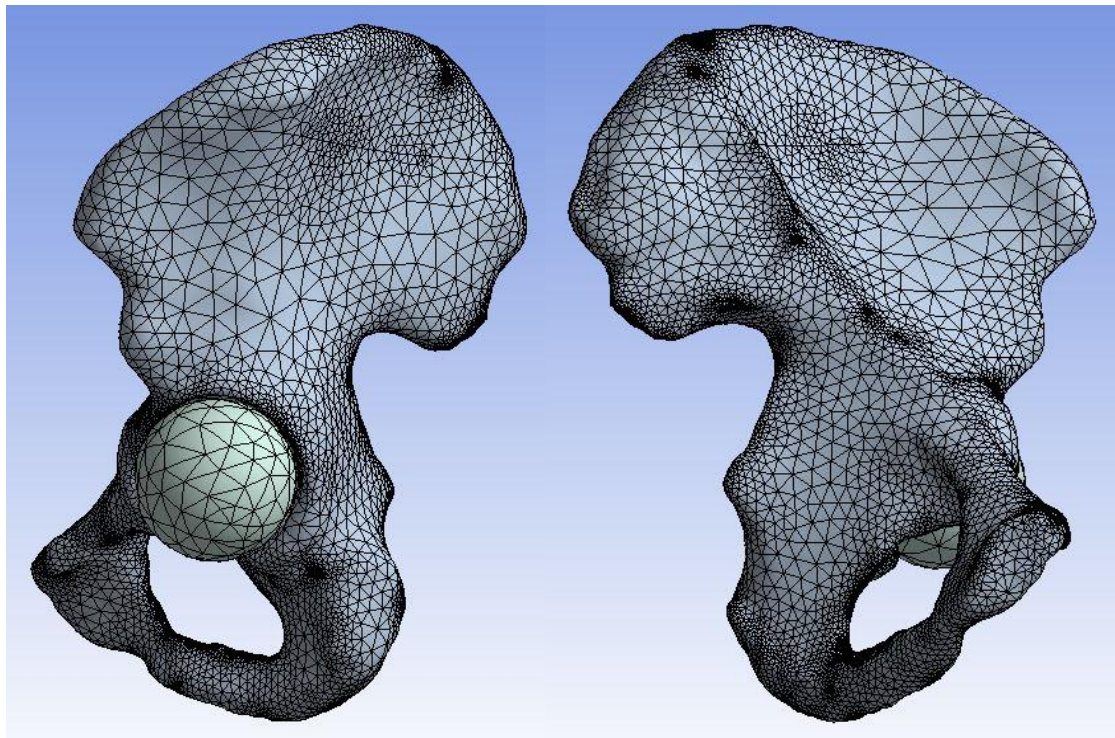
Τα στοιχεία επαφής της κοτύλης και της ατσάλινης σφαίρας ήταν του τύπου Conta174 ενώ τα στοιχεία επαφής του τεχνητού χόνδρου, τόσο απ' τη μεριά της κοτύλης όσο και απ' τη μεριά της σφαίρας, ήταν τύπου Targe170.

Επιπλέον, επιλέχθηκαν οι εντολές:

- ✓ Behavior → Symmetric
- ✓ Formulation → Pure Penalty

για τη βελτίωση της συμπεριφοράς της διεπιφάνειας.

Ο πλήρης κάρναβος όπως τελικά διαμορφώθηκε εικονίζεται παρακάτω:



Εικ. 5.20 Το τελικό πλέγμα του μοντέλου αποτελούμενο από 204,084 στοιχεία.

5.6.4 Έλεγχος σύγκλισης

Έχοντας ετοιμάσει όλο το set up του πειράματος (τη γεωμετρία, τις ιδιότητες των υλικών, τις στηρίξεις, τη φόρτιση, τον κάρναβο), το τελευταίο και καθοριστικό στάδιο για την ολοκλήρωση της προετοιμασίας του μοντέλου είναι ο έλεγχος σύγκλισης του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων.

Όπως ειπώθηκε παραπάνω, όσο αυξάνεται ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων που χρησιμοποιούνται στον κάρναβο, τόσο οι αναπτυσσόμενες τάσεις θα πρέπει να συγκλίνουν σε κάποια τιμή.

Για να ελεγχθεί η συγκεκριμένη συμπεριφορά στο παρόν μοντέλο, δημιουργήθηκαν και επιλύθηκαν πέντε ίδια μοντέλα που η μόνη τους διαφορά εντοπιζόταν στον αριθμό των πεπερασμένων στοιχείων που διέθεταν.

Τα μοντέλα αυτά στηρίχθηκαν με πάκτωση στη λαγόνια ακρολοφία και με κύλιση στην ηβική σύμφυση ενώ φορτίστηκαν με μία δύναμη που αντιστοιχεί στη δύναμη που δέχεται η κοτύλη κατά τη στάση ενός ανθρώπου 80kg στο ένα πόδι σύμφωνα με τα στοιχεία των Bergmann et al. [A11]. Επίσης, οι μηχανικές ιδιότητες που αποδόθηκαν στα διάφορα τμήματα του μοντέλου ήταν:

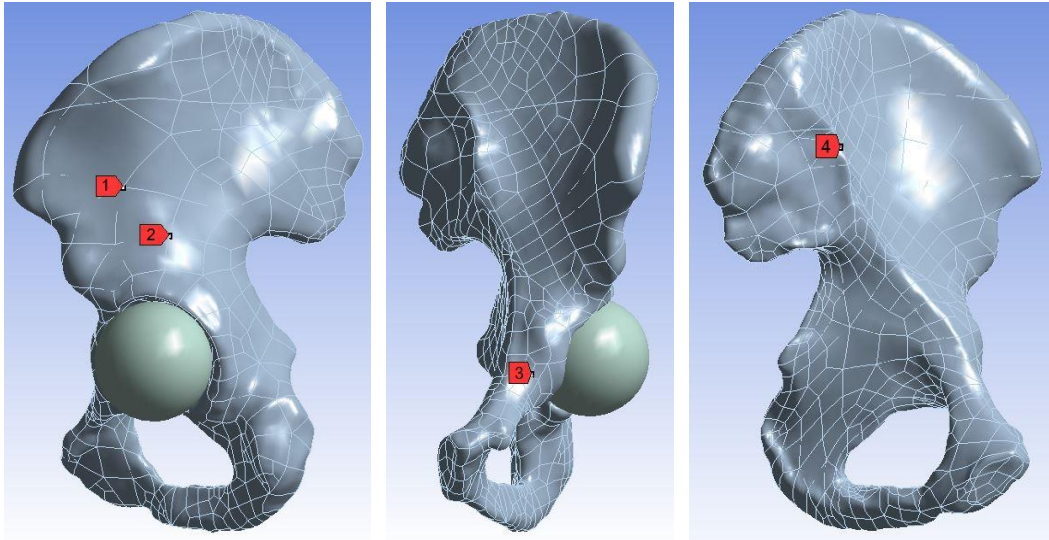
- ✓ φλοιώδες οστό: $E = 17 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
- ✓ σπογγώδες οστό: $E = 700 \text{ MPa}$, $\nu = 0.2$
- ✓ τεχνητή κεφαλή μηριαίου: $E = 200 \text{ GPa}$, $\nu = 0.3$
- ✓ τεχνητός χόνδρος: $E = 650 \text{ MPa}$, $\nu = 0.39$

Δεδομένων των παραπάνω, δημιουργήθηκαν πέντε πλέγματα που διαφοροποιούνταν ως προς το ελάχιστο μέγεθος που ήταν επιτρεπτό να λάβουν τα πεπερασμένα στοιχεία (Min Size Limit). Όσο το ελάχιστο μέγεθος μικραίνει, τόσο ο αριθμός των στοιχείων αυξανόταν κάνοντας κάθε φορά τον κάρναβο όλο και πυκνότερο. Για όλα τα πλέγματα που κατασκευάστηκαν ισχύει:

Minimum Edge Length $\rightarrow 3.4465e-004 \text{ m}$

- ❖ Στο πρώτο τρέξιμο του μοντέλου είχαμε:
Min Size Limit $\rightarrow 0.005\text{m}$
και προέκυψαν 44,360 στοιχεία
- ❖ Στο δεύτερο τρέξιμο του μοντέλου είχαμε:
Min Size Limit $\rightarrow 0.001\text{m}$
και προέκυψαν 132,771 στοιχεία
- ❖ Στο τρίτο τρέξιμο του μοντέλου είχαμε:
Min Size Limit $\rightarrow 0.0005\text{m}$
και προέκυψαν 144,088 στοιχεία
- ❖ Στο τέταρτο τρέξιμο του μοντέλου είχαμε:
Min Size Limit $\rightarrow 0.0001\text{m}$
και προέκυψαν 177,967 στοιχεία
- ❖ Στο πέμπτο τρέξιμο του μοντέλου είχαμε:
Min Size Limit $\rightarrow 0.00005\text{m}$
και προέκυψαν 204,084 στοιχεία

Για να ελεγχθεί η σύγκλιση των τάσεων κατά τη διάρκεια των παραπάνω πυκνώσεων είχαν οριστεί εξ αρχής 4 σημεία σε κρίσιμες περιοχές όπου εμφανίζονταν αυξημένες τάσεις (Εικ. 5.21). Τα σημεία αυτά σκοπό τους είχαν να λειτουργήσουν ως σημεία ελέγχου της σύγκλισης και άρα οι τιμές των τάσεων στα σημεία αυτά καταγράφηκαν για κάθε ένα εκ των πέντε πλεγμάτων.



Εικ. 5.21 Τα τέσσερα σημεία ελέγχου για τη σύγκλιση των τάσεων κατά τη διαδικασία πύκνωσης του πλέγματος.

Για το 1^ο πλέγμα οι τάσεις ανά σημείο προέκυψαν:

- Σημείο ελέγχου 1: 10.175 MPa
- Σημείο ελέγχου 2: 13.177 MPa
- Σημείο ελέγχου 3: 15.483 MPa
- Σημείο ελέγχου 4: 30.446 MPa

Για το 2^ο πλέγμα οι τάσεις ανά σημείο προέκυψαν:

- Σημείο ελέγχου 1: 10.060 MPa
- Σημείο ελέγχου 2: 13.064 MPa
- Σημείο ελέγχου 3: 15.535 MPa
- Σημείο ελέγχου 4: 29.132 MPa

Για το 3^ο πλέγμα οι τάσεις ανά σημείο προέκυψαν:

- Σημείο ελέγχου 1: 10.094 MPa
- Σημείο ελέγχου 2: 13.416 MPa
- Σημείο ελέγχου 3: 15.601 MPa
- Σημείο ελέγχου 4: 29.489 MPa

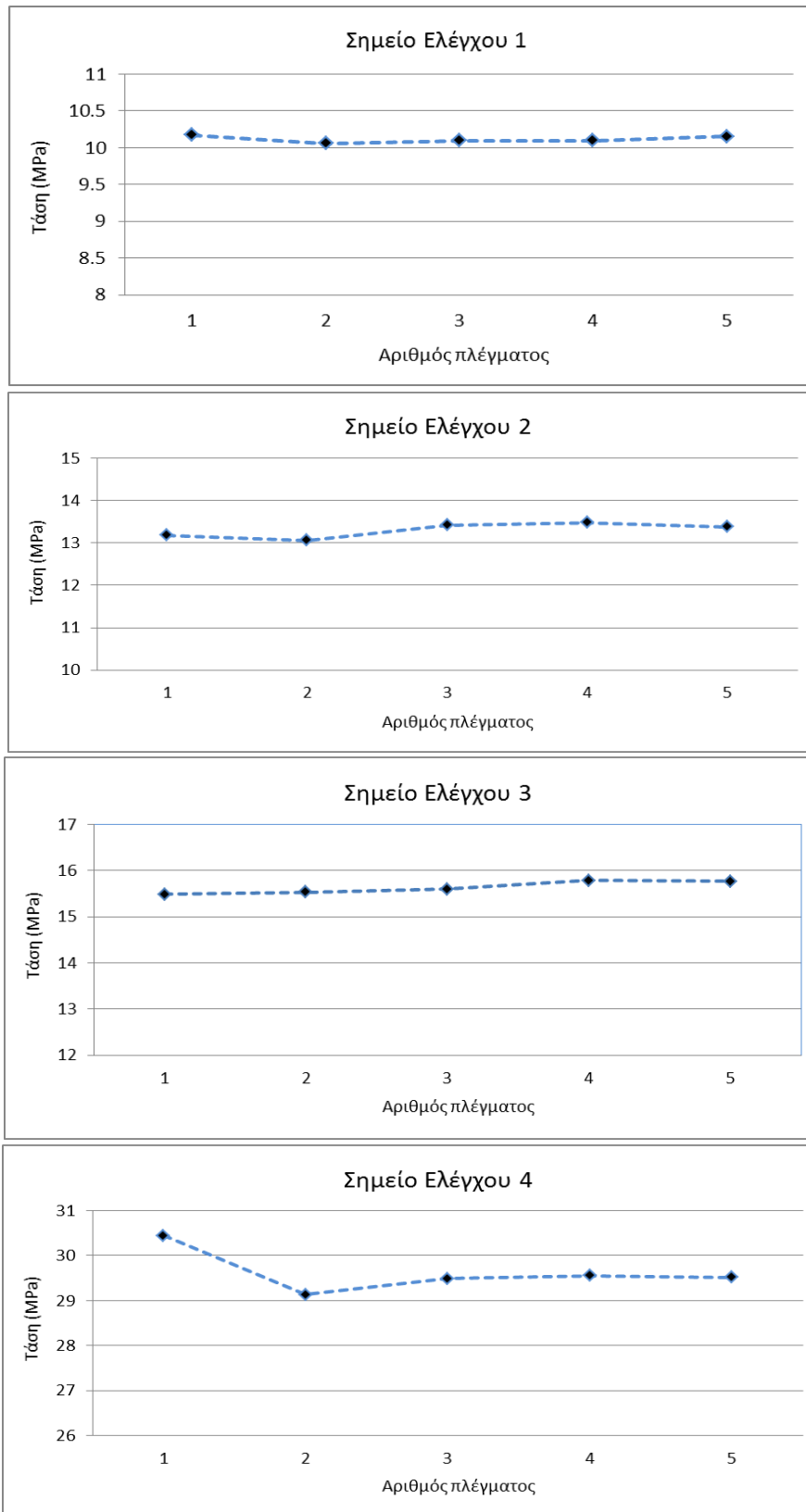
Για το 4^ο πλέγμα οι τάσεις ανά σημείο προέκυψαν:

- Σημείο ελέγχου 1: 10.096 MPa
- Σημείο ελέγχου 2: 13.477 MPa
- Σημείο ελέγχου 3: 15.786 MPa
- Σημείο ελέγχου 4: 29.557 MPa

Για το 5^ο πλέγμα οι τάσεις ανά σημείο προέκυψαν:

- Σημείο ελέγχου 1: 10.152 MPa
- Σημείο ελέγχου 2: 13.382 MPa
- Σημείο ελέγχου 3: 15.771 MPa
- Σημείο ελέγχου 4: 29.517 MPa

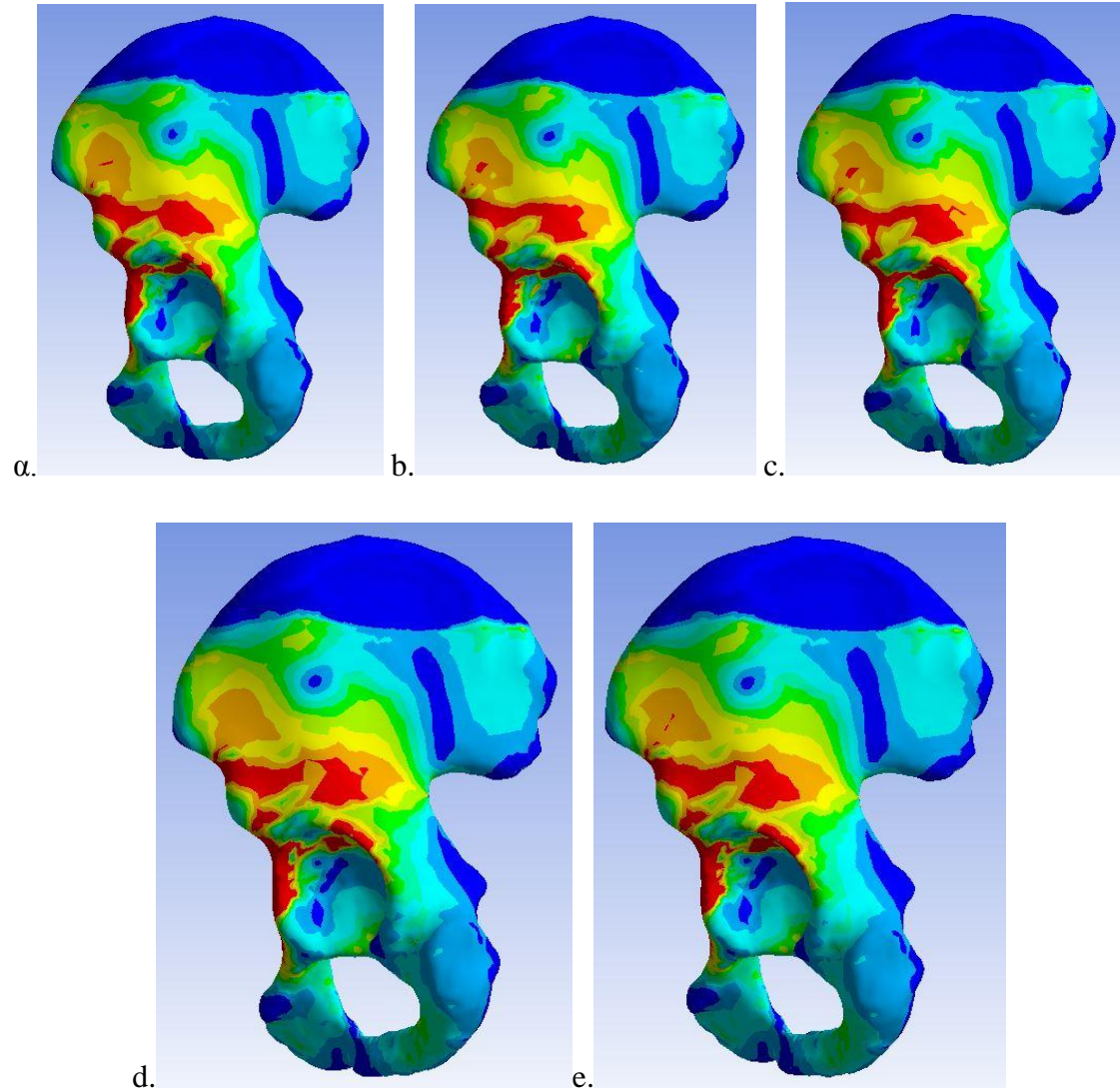
Διαγραμματικά, τα παραπάνω αποτελέσματα παίρνουν τη μορφή:



Εικ. 5.22 Διαγράμματα τάσεων για κάθε ένα από τα τέσσερα σημεία ελέγχου συναρτήσει των πλεγμάτων που έχουν δημιουργηθεί. Όσο πυκνότερο το πλέγμα, τόσο η τάση σταθεροποιείται γύρω από μία τιμή.

Από τα παραπάνω διαγράμματα καθίσταται εμφανές ότι η επιθυμητή συμπεριφορά σύγκλισης των τάσεων καθώς ο κάνναβος πυκνώνει, πράγματι λαμβάνει χώρα στο μοντέλο που έχει δημιουργηθεί.

Επιπλέον, είναι εύκολο να δει κανείς, μέσω χρωματοκλίμακας, ότι το πεδίο των τάσεων σε όλες τις περιπτώσεις των πλεγμάτων είναι σχεδόν πανομοιότυπο:



Εικ. 5.23 Το πεδίο των τάσεων όπως απεικονίζεται μέσω χρωματοκλίμακας (πλαγιοπίσθια όψη του μοντέλου). Το πεδίο που προκύπτει απ' το 1^ο πλέγμα (a.) είναι όμοιο με εκείνα που προκύπτουν απ' το 2^ο πλέγμα (b), το 3^ο πλέγμα (c), το 4^ο πλέγμα και το 5^ο πλέγμα (d). Αντίστοιχη εικόνα εμφανίζει το πεδίο και στην πρόσθια όψη.

Δεδομένης της παραπάνω ανάλυσης, προκύπτει με ασφάλεια το συμπέρασμα ότι τα αποτελέσματα που πρόκειται να εξαχθούν δεν θα εξαρτώνται από το είδος του πλέγματος που έχει δημιουργηθεί και άρα από χαρακτηριστικά άσχετα με το πραγματικό, φυσικό πρόβλημα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΕΠΙΚΥΡΩΣΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ

Σε κάθε επίλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων είναι σημαντικό να έχουμε κατά νου ότι η λύση που θα προκύψει για το μοντέλο αποτελεί μία προσέγγιση της πραγματικής λύσης διότι:

- η γεωμετρία που χρησιμοποιείται είναι μία εξιδανίκευση της γεωμετρίας του φυσικού μοντέλου
- το πλέγμα είναι ένα σύνολο διακριτών στοιχείων που παριστούν μία συνεχή γεωμετρική κατασκευή
- η ακρίβεια της λύσης εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως η πυκνότητα του πλέγματος, η κατάλληλη επιλογή του είδους των πεπερασμένων στοιχείων, η σύγκλιση της αριθμητικής μεθόδου επίλυσης κ.ά.

Έχοντας αυτά υπ' όψιν, είναι ιδιαίτερα σημαντικό, προτού υπάρξει οποιαδήποτε μελέτη μέσω ενός υπολογιστικού μοντέλου, να γίνει προσπάθεια επικύρωσής του. Η επικύρωση ενός μοντέλου (validation) είναι ένα πάρα πολύ σημαντικό στάδιο αξιολόγησής του καθώς σχετίζει τα αποτελέσματα που το συγκεκριμένο μοντέλο παρέχει, με αποτελέσματα που έχουν προκύψει είτε από εργαστηριακά πειράματα είτε από άλλα *in silico* πειράματα του παρελθόντος.

Με άλλα λόγια, ενώ η μέχρι τώρα διαδικασία εκτίμησης της ποιότητας του μοντέλου αφορούσε σε ενδογενή χαρακτηριστικά του (ρεαλιστικότητα στηρίξεων και φορτίσεων, ποιότητα των πεπερασμένων στοιχείων, σύγκλιση τάσεων κατόπιν πυκνώσης του πλέγματος κ.ά.), η επικύρωσή του αφορά στη συσχέτιση του μοντέλου με εξωγενή σημεία αναφοράς.

Μέχρι τώρα έχει αξιολογηθεί η εσωτερική συνέπεια του μοντέλου: τα αποτελέσματα που προκύπτουν συναρτώνται με τον κάρναβο με τον δέοντα τρόπο. Τώρα, σκοπός είναι η εκτίμηση της συνέπειας των αποτελεσμάτων του μοντέλου ως προς άλλα αντίστοιχα μοντέλα. Η επικύρωση ενός μοντέλου σημαίνει την εξασφάλιση ότι για δεδομένες μηχανικές ιδιότητες, στηρίξεις και φορτίσεις, το υπό μελέτη μοντέλο δίνει παρόμοια αποτελέσματα με αυτά που δίνουν είτε τα εργαστηριακά πειράματα είτε άλλες υπολογιστικές μελέτες.

6.1 Επικύρωση του μοντέλου

Καθώς στην παρούσα φάση που εκπονείται η διπλωματική εργασία δεν υπάρχουν εργαστηριακά δεδομένα διαθέσιμα, η επικύρωση του μοντέλου που έχει δημιουργηθεί θα πραγματοποιηθεί με παλαιότερα *in silico* πειράματα.

Πιο συγκεκριμένα, στην παρούσα παράγραφο θα κατασκευαστεί ένα μοντέλο με set up σχεδόν πανομοιότυπο με εκείνο που χρησιμοποιήθηκε σε 3 προηγούμενες εργασίες:

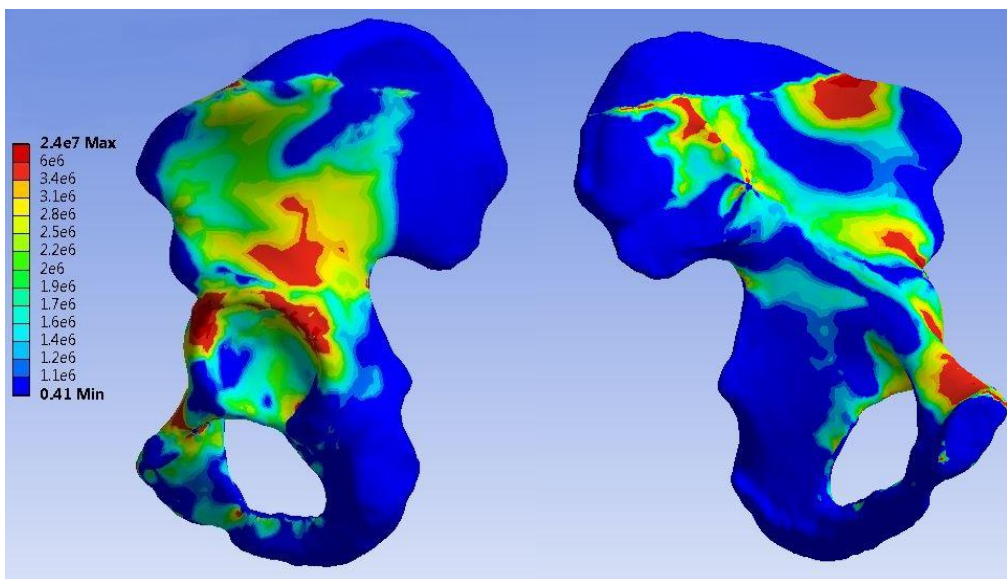
1. στην εργασία των Dalstra et al. [A4]
2. στην εργασία των Anderson et al. [A2]
3. στην εργασία των Philips et al. [A10]

Αναλυτικότερα, ως προς τα ομογενή μοντέλα των προηγούμενων εργασιών, στο μοντέλο που θα δημιουργηθεί θα υπάρχουν:

- ίδιες μηχανικές ιδιότητες φλοιώδους και σπογγώδους οστού
- ίδιο πάχος φλοιώδους οστού
- ίδιες στηρίξεις
- φόρτιση ίδιου τύπου (αντιστοιχεί σε στήριξη στο ένα πόδι), ωστόσο:
 - μιας και η δύναμη προέκυψε από πιο σύγχρονα δεδομένα των Bergmann et al. δεν ήταν ίδια με των προηγούμενων εργασιών. Αντίθετα, ήταν ελαφρώς διαφοροποιημένη έχοντας παρόμοια διεύθυνση και παρόμοιο μέτρο. Επίσης, επιβλήθηκε στο κέντρο της τεχνητής κεφαλής και όχι μέσω στείλεού όπως είχε συμβεί παλαιότερα

Έχοντας καθορίσει όλα τα παραπάνω δεδομένα, ζητήθηκε από το λογισμικό να επιλύσει το μοντέλο ενώ επιλέχθηκαν και οι εντολές Analysis Settings → Solver Type → Direct, προκειμένου να μην χρησιμοποιηθεί επαναληπτική μέθοδος επίλυσής του.

Ο κάρναβος του μοντέλου αποτελείται από 164,929 στοιχεία και τα αποτελέσματα που προέκυψαν παρατίθενται παρακάτω σε χρωματοκλίμακα:



Εικ. 6.1 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στο μοντέλο της επικύρωσης.

Όπως προκύπτει από την Εικ. 6.1, το πεδίο των τάσεων κατά Mises του φλοιώδους οστού εμφανίζει ικανοποιητική συμφωνία με τα πεδία των τάσεων των αντίστοιχων μοντέλων του παρελθόντος [A2], [A4], ιδίως δε με το πεδίο του μοντέλου που δημιουργήθηκε στην πιο πρόσφατη εργασία των Philips et al. (2006) [A10] (Εικ. 3.11).

Όπως φαίνεται και από τα δύο πεδία, οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στο άνω χείλος της κοτύλης και στο λαγόνιο οστό, ιδιαίτερα στην περιοχή πάνω απ' την κοτύλη. Επίσης, το ισχιακό οστό παραμένει σχετικά αφόρτιστο όπως, επίσης, και το οπίσθιο μέρος του λαγονίου οστού.

Η μικρή διαφορά στον τρόπο φόρτισης, καθώς φυσικά και η αναπόφευκτη διαφοροποίηση της γεωμετρίας του παρόντος μοντέλου με τα μοντέλα που έχουν προηγηθεί, είναι ικανή να εξηγήσει μεταβολές του πεδίου των τάσεων σε μεμονωμένες περιοχές όπως, για παράδειγμα, στην περιοχή κοντά στην πρόσθια άνω λαγόνια άκανθα.

Το εύρος των τάσεων που αναπτύσσονται στο παρόν μοντέλο βρίσκεται, επίσης, σε συμφωνία με τις τιμές των προηγούμενων εργασιών. Εξαιρουμένων ορισμένων σημείων εντός της κοτύλης, οι μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις είναι μεταξύ 5 και 6 MPa.

Τα λιγοστά εκείνα σημεία στο εσωτερικό της κοτύλης που παρουσιάζουν αυξημένες τάσεις δεν προκαλούν ανησυχία για δύο βασικούς λόγους:

- πρώτον, υπάρχει πολύ μεγάλη ποικιλομορφία της μορφολογίας του ισχίου. Ενδεικτικά μπορεί να αναφερθεί ότι λόγω αυτής της ποικιλομορφίας, σε έναν τυπικό κύκλο βάρδισης, η κοτυλιαία περιοχή επαφής κυμαίνεται από 304 έως 2265 mm² [A5]. Αυτή η ποικιλομορφία επηρεάζει το μέγεθος του ανοίγματος της κοτύλης (άρα και το μέγεθος της σφαίρας της τεχνητής κεφαλής), παράμετρος η οποία επηρεάζει το πεδίο των τάσεων τόσο εντός της κοτύλης όσο και στις γειτονικές περιοχές της [A4].
- δεύτερον και κυριότερο, αυτές οι ακραίες τιμές οφείλονται ως επί το πλείστον σε τοπικές ανωμαλίες της διεπιφάνειας σφαίρα – κοτύλη. Όπως μάλιστα αναφέρουν οι Stops et al. [A5], στη βιβλιογραφία υπάρχουν αναφορές για αντίστοιχες τιμές που ξεπερνούν τα 10 ή ακόμη και 20 MPa.

Τέτοιες ακραίες τιμές αποφεύχθηκαν στις εργασίες [A2], [A4], [A10] καθώς κατά τη διαδικασία κατασκευής του γεωμετρικού μοντέλου της πυέλου είχε επιλεγθεί η κοτύλη να υποστεί “λείανση” προκειμένου να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή εφαρμογή μεταξύ αυτής και της τεχνητής κεφαλής του μηριαίου. Μιας και στο παρόν μοντέλο, ωστόσο, κάτι τέτοιο δεν συνέβη, ήταν αναμενόμενο να υπάρξουν τοπικά ακραίες τιμές στα σημεία όπου η σφαίρα, καθώς ασκούσε τη φόρτιση, συναντούσε μικρές προεξοχές της επιφάνειας της κοτύλης.

Εν κατακλείδι, είναι δυνατό να ειπωθεί πως το πεδίο των τάσεων του μοντέλου που δημιουργήθηκε σε αυτή την παράγραφο βρίσκεται σε συμφωνία με τα αντίστοιχα πεδία των μοντέλων προηγούμενων in silico πειραμάτων. Αυτή η συμφωνία επιτρέπει την επικύρωση του μοντέλου του ανωνύμου οστού που έχει δημιουργηθεί στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

6.2 Παραμετρική μελέτη

Καθώς το μοντέλο έχει δημιουργηθεί και επικυρωθεί, είναι πλέον δυνατό να χρησιμοποιηθεί προκειμένου να εξαχθούν λύσεις για διάφορα σενάρια που διαφοροποιούν το πειραματικό set up ή τις ιδιότητες που έχουν μέχρι στιγμής ενσωματωθεί σ' αυτό. Τέτοιες τροποποιήσεις θα βοηθήσουν στη διερεύνηση του τρόπου απόκρισης του ανωνύμου οστού ως προς κρίσιμες παραμέτρους που παρουσιάζουν ενδιαφέρον.

Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας πρόκειται να μελετηθούν τρεις ανεξάρτητες παράμετροι. Πρώτον, θα μελετηθεί η σημασία του υλικού που αποτελεί τον τεχνητό χόνδρο, δεύτερον, θα αξιολογηθεί η μεταβολή του πάχους του τεχνητού χόνδρου και τρίτον, θα εξεταστεί η μεταβολή των αποτελεσμάτων ανάλογα με τη διαφοροποίηση του τρόπου φόρτισης του οστού.

6.2.1 Μελέτη του υλικού του τεχνητού χόνδρου

Προκειμένου να μελετηθεί η σημασία του υλικού που προσομοιώνει τον χόνδρο θα εξεταστούν βάσει του πολυαιθυλενίου ($E = 0.65 \text{ GPa}$, $\nu = 0.39$), δύο υλικά που διαφοροποιούνται ως προς το μέτρο ελαστικότητάς του και δύο υλικά που διαφοροποιούνται ως προς τον λόγο Poisson του. Τα εικονικά αυτά υλικά δεν αντιπροσωπεύουν κάποια συγκεκριμένα υπαρκτά υλικά. Αποτελούν, παρ' όλα αυτά, τα μέσα ώστε να εξετασθεί πώς επηρεάζεται το πεδίο των τάσεων του ανωνύμου οστού καθώς αυξομειώνονται οι μεταβλητές E , ν .

Αναλυτικότερα, για:

- σταθερή στήριξη όπως έχει εφαρμοστεί μέχρι τώρα (πάκτωση στην λαγόνια ακρολοφία, κύλιση στην ηβική σύμφυση)
- σταθερή φόρτιση 1803.2 N (που αντιστοιχεί σε στάση στο ένα πόδι για άνθρωπο 80kg)
- σταθερό πάχος φλοιώδους οστού (0.9mm)
- σταθερές μηχανικές ιδιότητες φλοιώδους οστού ($E = 17\text{GPa}$, $\nu = 0.3$) και σπογγώδους οστού ($E = 0.7\text{GPa}$, $\nu = 0.2$)
- σταθερές μηχανικές ιδιότητες σφαιρικής κεφαλής μηριαίου (ατσάλι: $E = 200\text{GPa}$, $\nu = 0.3$)
- σταθερό πάχος τεχνητού χόνδρου (2mm)

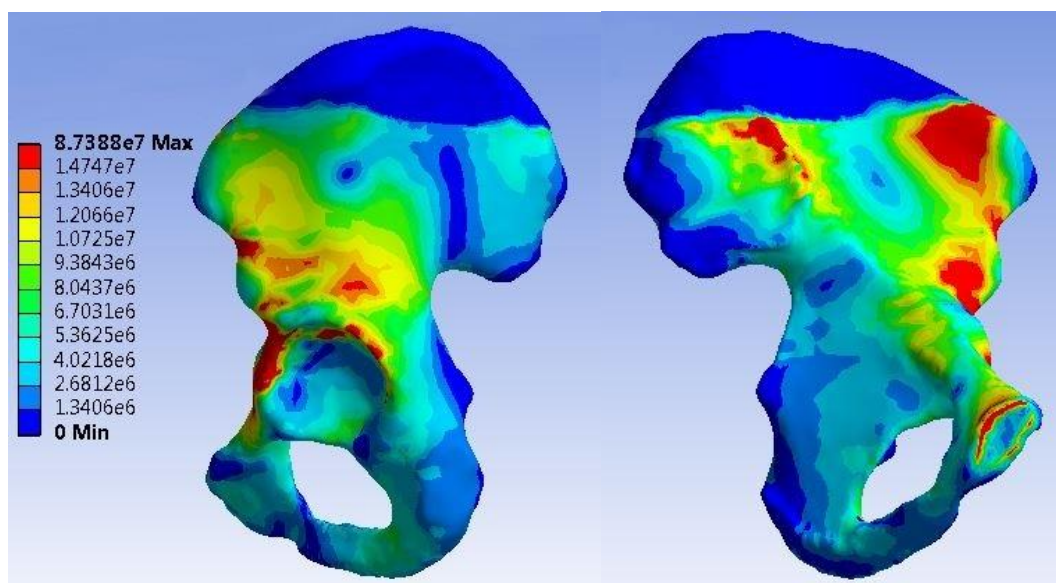
πρόκειται να εξεταστούν τα ακόλουθα ζεύγη μηχανικών ιδιοτήτων του τεχνητού χόνδρου:

- Σχετικά με τη μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας:
 - ✓ $E = 0.45 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$
 - ✓ $E = 0.85 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$
- Σχετικά με τη μεταβολή του λόγου Poisson:
 - ✓ $E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.25$
 - ✓ $E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.45$

Για να πραγματοποιηθεί η παραπάνω μελέτη, αυτό που απαιτείται, είναι η δημιουργία πέντε ξεχωριστών μοντέλων, ένα με τις ιδιότητες αναφοράς (ιδιότητες πολυαιθυλενίου) και ένα για κάθε έναν από τους παραπάνω τέσσερις συνδυασμούς.

Το πρώτο μοντέλο, το μοντέλο αναφοράς, ασφαλώς είναι το ίδιο με το μοντέλο που δημιουργήθηκε στην §5.6.3.

Παρακάτω, όπως και στην Εικ. 5.21, παρουσιάζεται το πεδίο ισοδύναμων τάσεων κατά Mises του ανωνύμου οστού για το μοντέλο με το πολυαιθυλένιο. Η επίλυση αυτή έχει προκύψει από το (πέμπτο) πλέγμα των 204,084 στοιχείων. Να σημειωθεί πως για όλες τις επιλύσεις που πραγματοποιήθηκαν και θα παρουσιαστούν παρακάτω, τόσο σε αυτή όσο και στις επόμενες παραγράφους, έγινε χρήση του ίδιου πλέγματος.



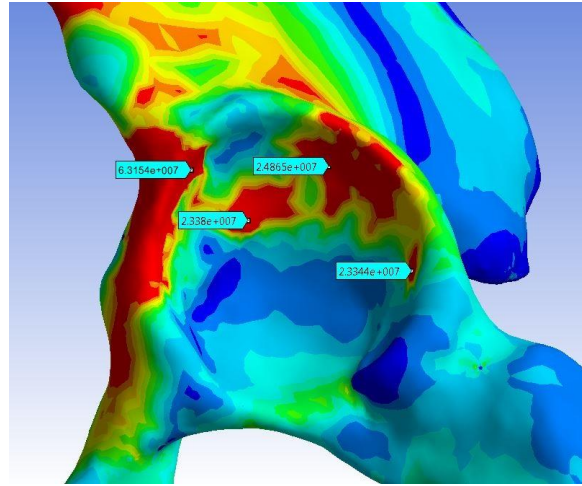
Εικ. 6.2 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στο μοντέλο αναφοράς.

Τα αντίστοιχα πεδία τάσεων για κάθε έναν από τους συνδυασμούς των μηχανικών ιδιοτήτων του τεχνητού χόνδρου δεν κρίνεται σκόπιμο να παρουσιαστούν. Ο λόγος είναι πως και τα τέσσερα πεδία είναι σχεδόν πανομοιότυπα με το αρχικό.

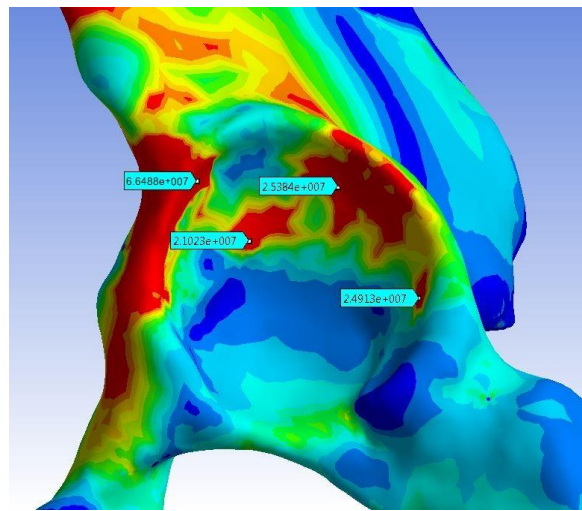
Η μελέτη έδειξε πως ούτε η μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας του τεχνητού χόνδρου ούτε η μεταβολή του λόγου Poisson επιφέρει κάποια ουσιώδη αλλαγή στην μεγαλύτερη έκταση του οστού. Εξαιρέση αποτελεί μονάχα η περιοχή της κοτύλης.

Πιο συγκεκριμένα, όσον αφορά στο μέτρο ελαστικότητας, έγινε σαφές ότι αύξηση της στιβαρότητας του χόνδρου ισοδυναμεί με αύξηση των τάσεων εντός της κοτύλης.

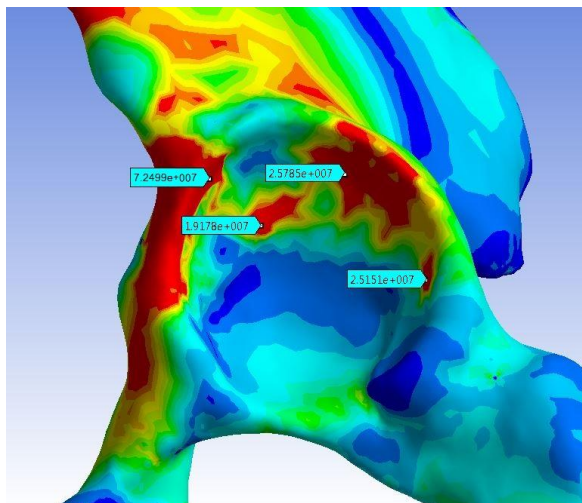
Όπως φαίνεται κι απ' την Εικ. 6.3 στην οποία έχουν σημειωθεί ενδεικτικά τέσσερις τιμές τάσεων, καθώς αυξάνεται η τιμή του E, αυξάνονται και οι τιμές των τάσεων. Αυτό το φαινόμενο είναι ορατό σε ολόκληρη την κοτύλη με εξαίρεση την περιοχή στην οποία είναι τοποθετημένη η τρίτη (με φορά ανάγνωσης από επάνω προς τα κάτω) ετικέτα. Η περιοχή αυτή (Εικ. 6.4) φιλοξενεί ένα έντονο εξόγκωμα το οποίο βρίσκεται στην κατεύθυνση που επιβάλλεται η φόρτιση. Η περιοχή αυτή, λοιπόν, ανακουφίζεται καθώς αυξάνεται το μέτρο ελαστικότητας.



α.



b.



c.

Εικ. 6.3 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στην περιοχή της κοτύλης:

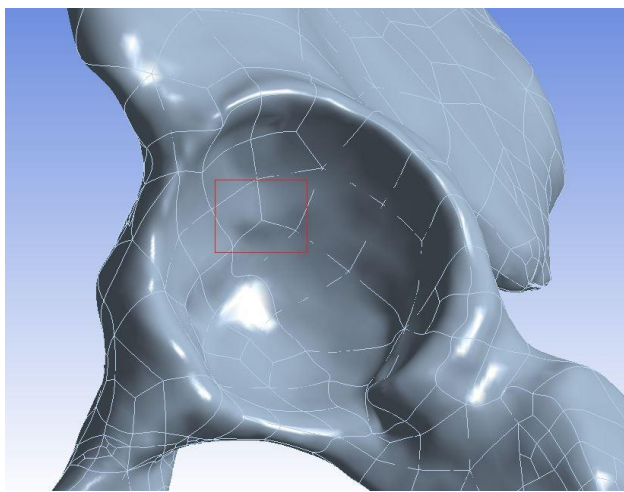
a. για το μοντέλο με $E = 0.45 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$

b. για το μοντέλο αναφοράς ($E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$)

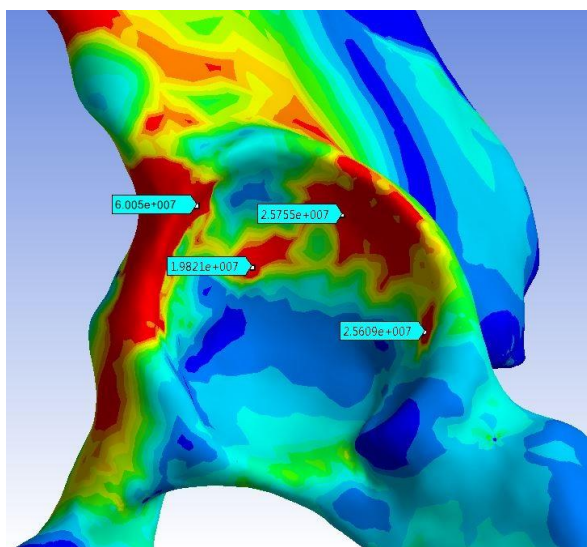
c. για το μοντέλο με $E = 0.85 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$

Όσον αφορά στον λόγο Poisson, τα αποτελέσματα δεν είναι τόσο ξεκάθαρα.

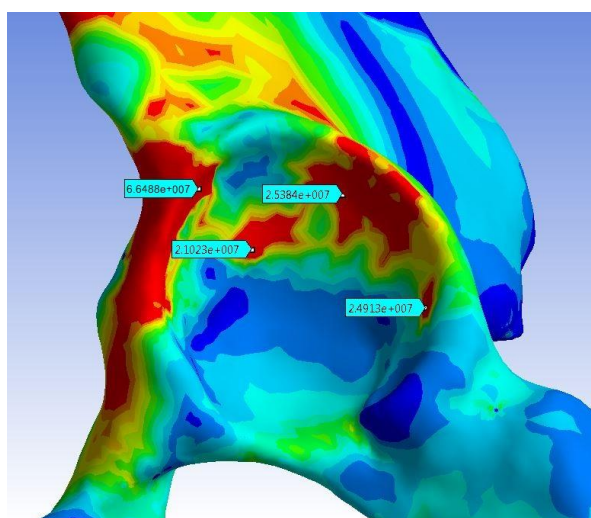
Αν και υπάρχουν και σε αυτή την περίπτωση αλλαγές στο πεδίο των τάσεων εντός της κοτύλης, ο τρόπος με τον οποίο εμφανίζονται δεν είναι ομοιογενής. Όπως φαίνεται κι απ' την Εικ. 6.5, υπάρχουν περιοχές η οποίες με την αύξηση του ν παρουσιάζουν αύξηση των τάσεών τους ενώ υπάρχουν και περιοχές που με την αύξηση του ν εμφανίζουν μείωση αυτών.



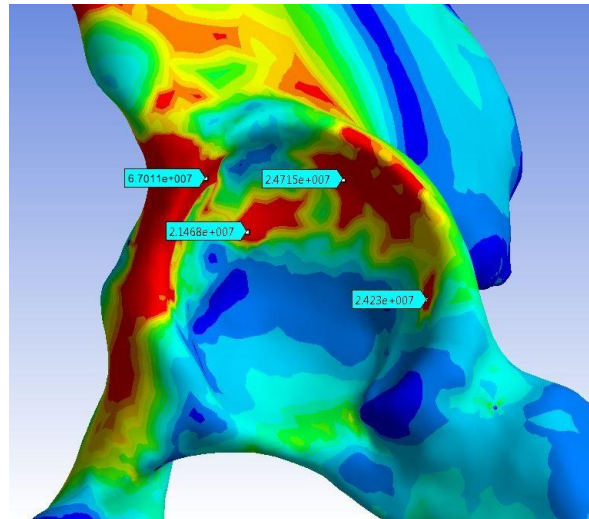
Εικ. 6.4 Το εντονότερο εξόγκωμα της κοτύλης. Βρίσκεται στην κατεύθυνση άσκησης της φόρτισης από την κεφαλή του μηριαίου στο οστό.



α.



β.



c.

Εικ. 6.5 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στην περιοχή της κοτύλης:

a. για το μοντέλο με $E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.25$

b. για το μοντέλο αναφοράς ($E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.39$)

c. για το μοντέλο με $E = 0.65 \text{ GPa}$ & $\nu = 0.45$

Από την παραπάνω ανάλυση, επομένως, προκύπτει πως ορατές αλλαγές παρουσιάζονται στο πεδίο των τάσεων της κοτύλης τόσο με την αλλαγή του μέτρου ελαστικότητας όσο και με την αλλαγή του λόγου Poisson. Αυτές οι αλλαγές αντιστοιχούν κατά μέσο όρο σε αυξομείωση των τάσεων κατά 15% από τις τάσεις που αναπτύσσονται στο μοντέλο αναφοράς.

Τέλος, υπενθυμίζεται πως μακριά από την κοτύλη κανένα από τα παραπάνω φαινόμενα δεν γίνεται ορατό καθώς μεταβάλλονται τα E , ν .

6.2.2 Μελέτη του πάχους του χόνδρου

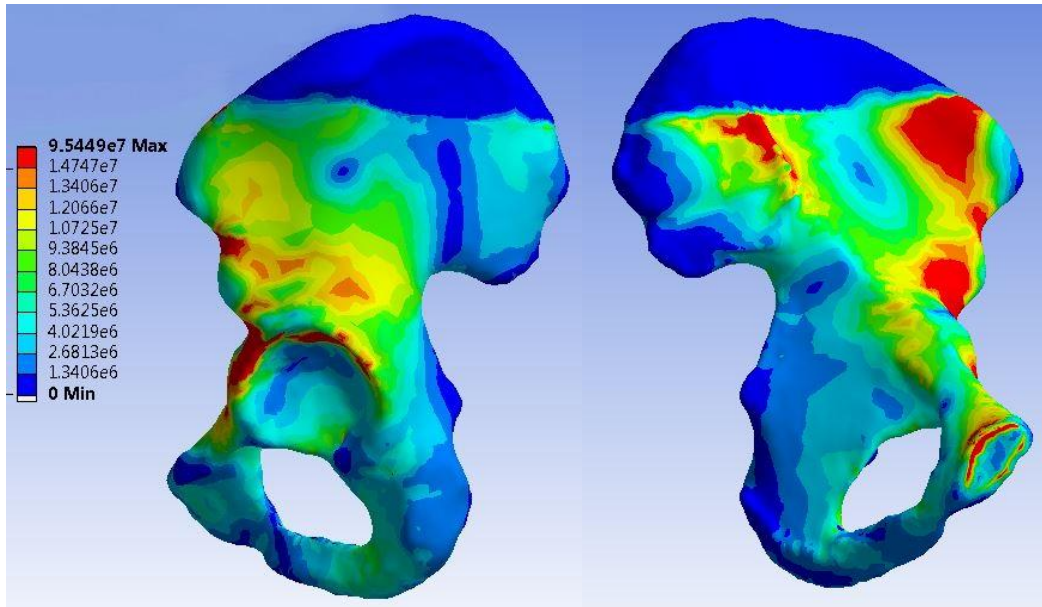
Ομοίως με την προηγούμενη διαδικασία, για να μελετηθεί ο τρόπος που επηρεάζει το πάχος του χόνδρου το πεδίο των τάσεων, θα κατασκευαστούν δύο ξεχωριστά μοντέλα, ένα με μικρότερο κι ένα με μεγαλύτερο πάχος από το πάχος του μοντέλου αναφοράς.

Όλες οι παράμετροι σχετικά με τις στηρίξεις, τη φόρτιση και τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών είναι ίδιες με αυτές που ενσωματώθηκαν στο μοντέλο αναφοράς της προηγούμενης παραγράφου. Υπενθυμίζεται ότι το μοντέλο αναφοράς διαθέτει πάχος τεχνητού χόνδρου ίσο με 2mm.

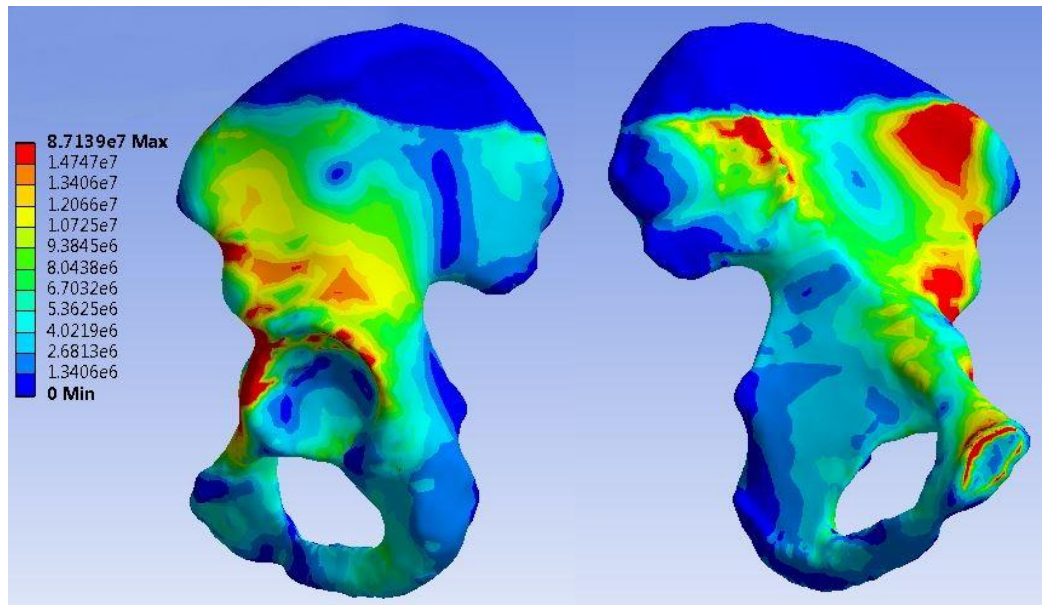
Τα μοντέλα που δημιουργήθηκαν στην παρούσα παράγραφο διέθεταν:

- ✓ 1.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου
- ✓ 2.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου

Ακολουθούν οι χρωματοκλίμακες των τάσεων κατά Mises για καθένα από αυτά τα μοντέλα.



Εικ. 6.6 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises στο μοντέλο που είχε 1.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.



Εικ. 6.7 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises στο μοντέλο που είχε 2.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.

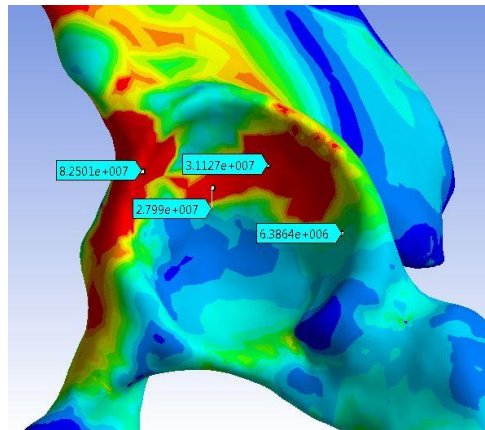
Όπως γίνεται αντιληπτό από τις παραπάνω εικόνες, λαμβάνοντας φυσικά υπ' όψιν και την Εικ. 6.2, η μεταβολή του πάχους του χόνδρου επηρεάζει το πεδίο των τάσεων συνολικά. Πιο αναλυτικά, γίνεται πρώτα απ' όλα φανερό ότι η ελάττωση του πάχους του χόνδρου αυξάνει τις αναπτυσσόμενες τάσεις στην μεγαλύτερη έκταση της κοτύλης πλην ορισμένων περιοχών της που ανακουφίζονται. Αυτό συμβαίνει διότι η μείωση του χόνδρου δεν επιτρέπει στη φόρτιση να κατανεμηθεί ομαλά, ανεξάρτητα από τις ανωμαλίες της κοτύλης. Έτσι, υπάρχουν ορισμένες μεμονωμένες περιοχές που ανακουφίζονται, τη στιγμή που στη μεγαλύτερη έκταση της κοτύλης, οι τάσεις αυξάνονται. Αυτό το γεγονός, βεβαίως, έχει επιπτώσεις που δεν περιορίζονται εντός της κοτύλης.

Καθώς αλλάζει ο τρόπος που συντελείται η επαφή μεταξύ της κεφαλής του μηριαίου και του ανωνύμου οστού, ο τρόπος που εξαπλώνεται η φόρτιση στο μοντέλο

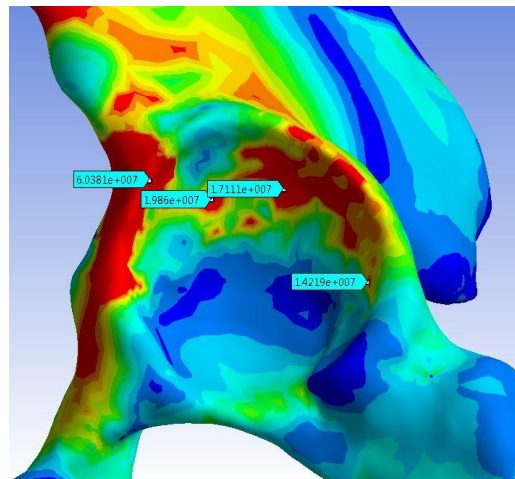
είναι κατ' ανάγκην διαφορετικός. Φυσικά, αυτή η διαφοροποίηση δεν μπορεί να είναι μεγάλη, είναι ωστόσο παρατηρήσιμη.

Με τη μείωση του πάχους του χόνδρου, το ισχιακό κύρτωμα καθώς και η περιοχή άνω της κοτύλης ανακουφίζεται ενώ η περιοχή του λαγονίου βόθρου κοντά στο έσω χείλος, όπως επίσης και η πρόσθια κάτω λαγόνια άκανθα, αναπτύσσουν μεγαλύτερες τάσεις. Επίσης, η μέγιστη τάση για το μοντέλο που είχε 2.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου είναι 87MPa ενώ για εκείνο που είχε 1.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου, είναι 95MPa. Αυτό, σε συνδυασμό με τη συνολική εικόνα των γραφημάτων, δείχνει πως σε γενικές γραμμές, μείωση του πάχους του χόνδρου οδηγεί σε πεδία αυξημένων τάσεων.

Ακολουθούν εικόνες από λεπτομέρειες των παραπάνω πεδίων των τάσεων.



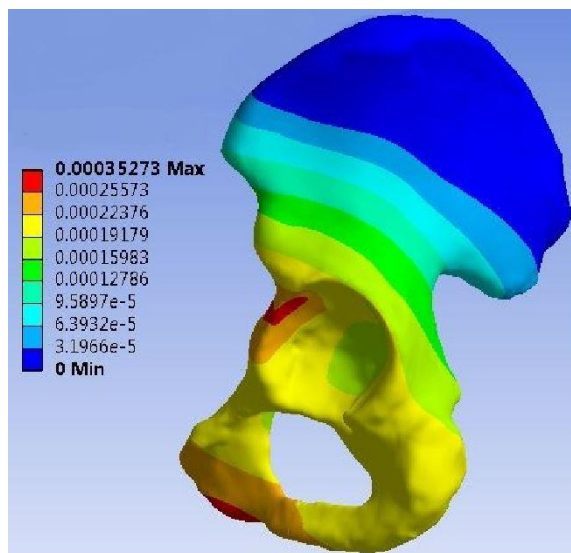
Εικ. 6.8 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στην περιοχή της κοτύλης για το μοντέλο που είχε 1.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.



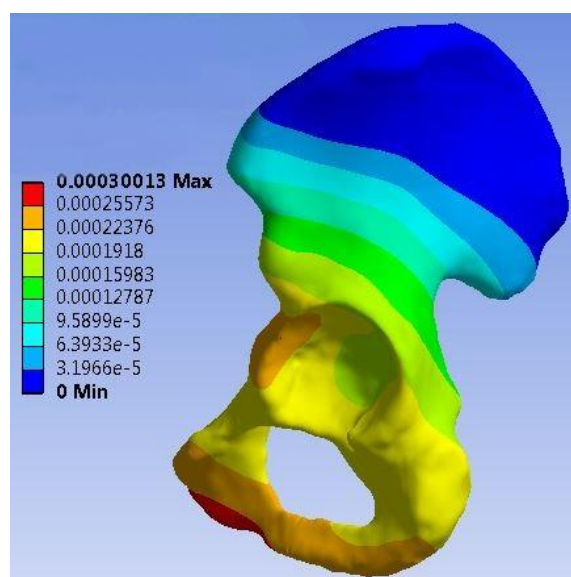
Εικ. 6.9 Το πεδίο των τάσεων (σε Pa) κατά Mises στην περιοχή της κοτύλης για το μοντέλο που είχε 2.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι εάν αντί της στηρίξεως στο ένα πόδι, η φόρτιση αντιστοιχούσε σε άλλη δραστηριότητα, τότε ασφαλώς θα ήταν διαφορετικές οι περιοχές που αναπτύσσουν μεγαλύτερες τάσεις καθώς και οι περιοχές που εμφανίζουν ελάττωση των τάσεών τους.

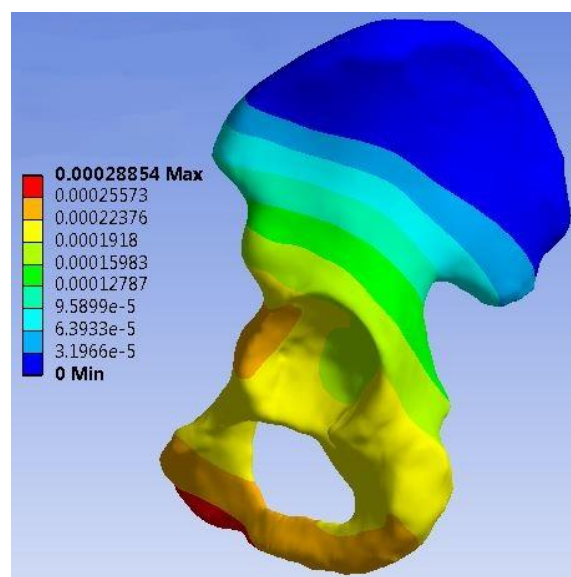
Παρακάτω εικονίζονται και οι παραμορφώσεις των τριών μοντέλων. Όπως ήταν αναμενόμενο, μείωση του πάχους του χόνδρου οδηγεί σε αυξημένα πεδία παραμορφώσεων ενώ αντίθετα, αύξηση του πάχους του έχει ως αποτέλεσμα οι τιμές του πεδίου των παραμορφώσεων να προκύπτουν μειωμένες.



Εικ. 6.10 Οι παραμορφώσεις στο μοντέλο που είχε 1.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.



Εικ. 6.11 Οι παραμορφώσεις στο μοντέλο αναφοράς (2mm πάχος τεχνητού χόνδρου).



Εικ. 6.12 Οι παραμορφώσεις στο μοντέλο που είχε 2.5mm πάχος τεχνητού χόνδρου.

6.2.3 Μελέτη διαφόρων συνήθων φορτίσεων

Ακολουθώντας ακριβώς την ίδια διαδικασία που εφαρμόστηκε στην §5.4 είναι εύκολο να εξαγάγουμε τις μέγιστες φορτίσεις που ασκούνται στην κοτύλη για διάφορες δραστηριότητες. Κάνοντας χρήση των τύπων:

$$F_x = F_p \frac{\sin A_y \cdot \cos A_z}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (8)$$

$$F_y = F_p \frac{\sin A_y \cdot \sin A_z}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (9)$$

$$F_z = F_p \frac{\cos A_z \cdot \cos A_y}{\sqrt{1 - \sin^2 A_z \cdot \cos^2 A_y}} \quad (10)$$

όπως ακριβώς και στην §5.4, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τα δεδομένα της εργασίας των Bergmann et al. [A11], προκειμένου να δημιουργήσουμε καινούρια μοντέλα στο Ansys.

Παρακάτω, με τα ίδια δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για το μοντέλο αναφοράς, θα δημιουργηθούν τέσσερα νέα μοντέλα που θα διαφοροποιούνται μονάχα ως προς τον τρόπο με τον οποίο φορτίζονται. Υπενθυμίζεται ότι το μοντέλο αναφοράς δεχόταν φόρτιση σύμφωνη με τη στάση σε ένα πόδι (συγκεκριμένα, το αριστερό).

Παρακάτω, θα δημιουργηθούν μοντέλα για τις εξής δραστηριότητες:

- ✓ συνήθη βάδιση με μέτρια ταχύτητα
- ✓ άνοδος σκάλας
- ✓ κάθοδος σκάλας
- ✓ λύγισμα γονάτων

Για όλα αυτά τα μοντέλα που πρόκειται να δημιουργηθούν θα θεωρείται πως η φόρτιση είναι προϊόν του βάρους μέσου ανθρώπου 784 N (80kg).

Το πρώτο μοντέλο που θα δημιουργηθεί αφορά στη φόρτιση που προκύπτει κατά τη **συνήθη βάδιση με μέτρια ταχύτητα**. Σύμφωνα με τα δεδομένα των Bergmann et al. [A11] για την περίπτωση αυτή ισχύουν $A_y=13^\circ$ και $A_z=31^\circ$. Ως εκ τούτου, οι συνιστώσες της F_p (σχέσεις (8-10)) γίνονται:

$$F_x = 0.22 \cdot F_p$$

$$F_y = 0.13 \cdot F_p$$

$$F_z = 0.97 \cdot F_p$$

Έτσι, δεδομένου ότι η μέγιστη δύναμη για τη συγκεκριμένη δραστηριότητα είναι περίπου 238% BW, η F_p θα γίνει:

$$F_p = 784 \cdot 2.38 = 1865.92 \text{ N}$$

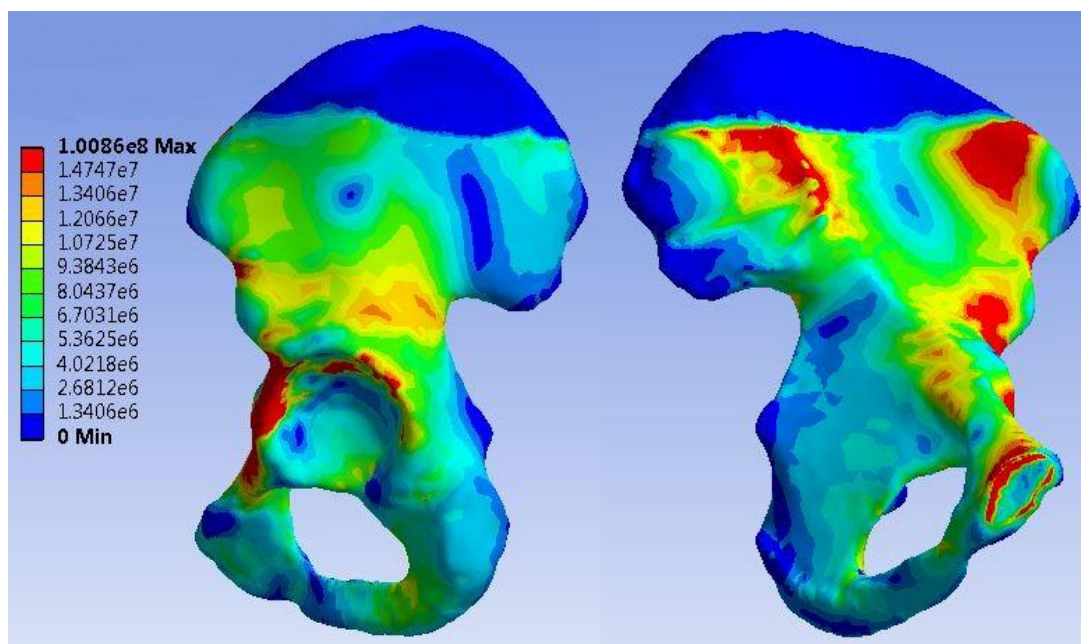
και επομένως, οι συνιστώσες της F_p για την περίπτωση αυτή είναι:

$$F_x = 415.96 \text{ N}$$

$$F_y = 249.93 \text{ N}$$

$$F_z = 1801.71 \text{ N} \rightarrow F_z = -1801.71 \text{ N}$$

Επιλύοντας το μοντέλο για τις συγκεκριμένες τιμές προκύπτει το ακόλουθο πεδίο τάσεων:



Εικ. 6.13 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises κατά τη συνήθη βάδιση με μέτρια ταχύτητα.

Το δεύτερο μοντέλο που θα δημιουργηθεί αφορά στη φόρτιση που προκύπτει κατά την **άνοδο σκαλοπατιών**. Σύμφωνα με τα δεδομένα των Bergmann et al. [A11] για αυτή την περίπτωση ισχύουν $A_y=14^\circ$ και $A_z=46^\circ$. Επομένως, οι συνιστώσες της F_p (σχέσεις (8-10)) γίνονται:

$$F_x = 0.23 \cdot F_p$$

$$F_y = 0.24 \cdot F_p$$

$$F_z = 0.94 \cdot F_p$$

Έτσι, δεδομένου ότι η μέγιστη δύναμη για τη συγκεκριμένη δραστηριότητα είναι περίπου 251% BW, η F_p προκύπτει πως είναι:

$$F_p = 784 \cdot 2.51 = 1967.84 \text{ N}$$

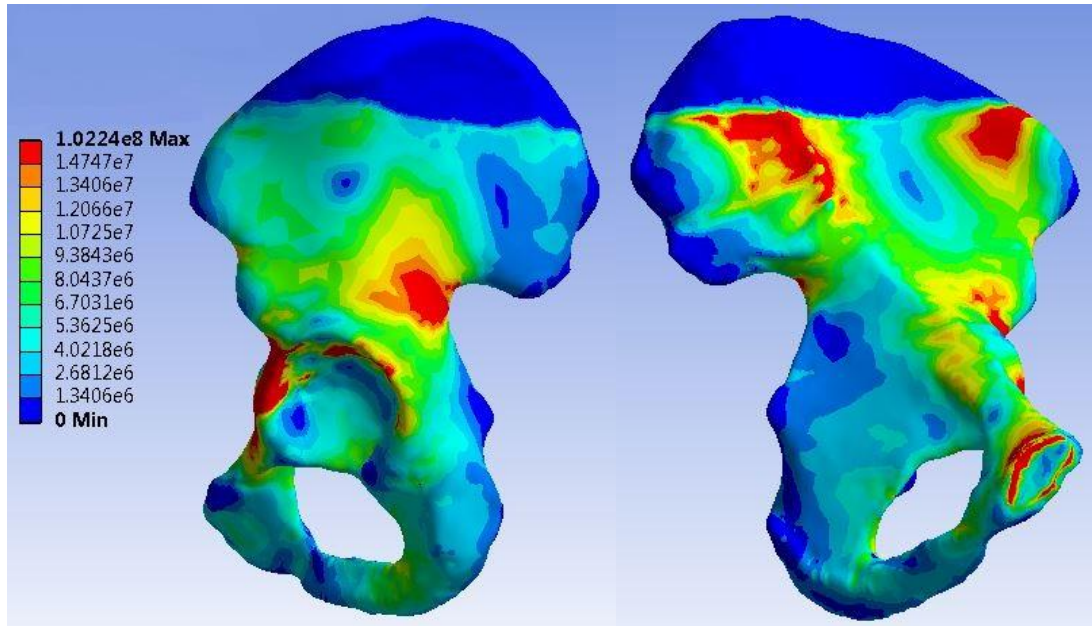
Στην περίπτωση λοιπόν αυτή, οι συνιστώσες της F_p γίνονται:

$$F_x = 461.79 \text{ N}$$

$$F_y = 478.20 \text{ N}$$

$$F_z = 1852.15 \text{ N} \rightarrow F_z = -1852.15 \text{ N}$$

και επιλύοντας το μοντέλο για τις συγκεκριμένες τιμές εξάγεται το ακόλουθο πεδίο τάσεων:



Εικ. 6.14 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises κατά την άνοδο σκαλοπατιών.

Το τρίτο μοντέλο που θα δημιουργηθεί αφορά στη φόρτιση που προκύπτει κατά την **κάθοδο σκαλοπατιών**. Σύμφωνα, και πάλι, με τα δεδομένα των Bergmann et al. [A11] για την περίπτωση αυτή ισχύουν $A_y=12^\circ$ και $A_z=35^\circ$. Οι συνιστώσες της F_p , λοιπόν, (σχέσεις (8-10)) γίνονται:

$$F_x = 0.21 \cdot F_p$$

$$F_y = 0.14 \cdot F_p$$

$$F_z = 0.97 \cdot F_p$$

Έτσι, δεδομένου ότι η μέγιστη δύναμη για τη συγκεκριμένη δραστηριότητα είναι περίπου 260% BW, η F_p θα γίνει:

$$F_p = 784 \cdot 2.60 = 2038.4 \text{ N}$$

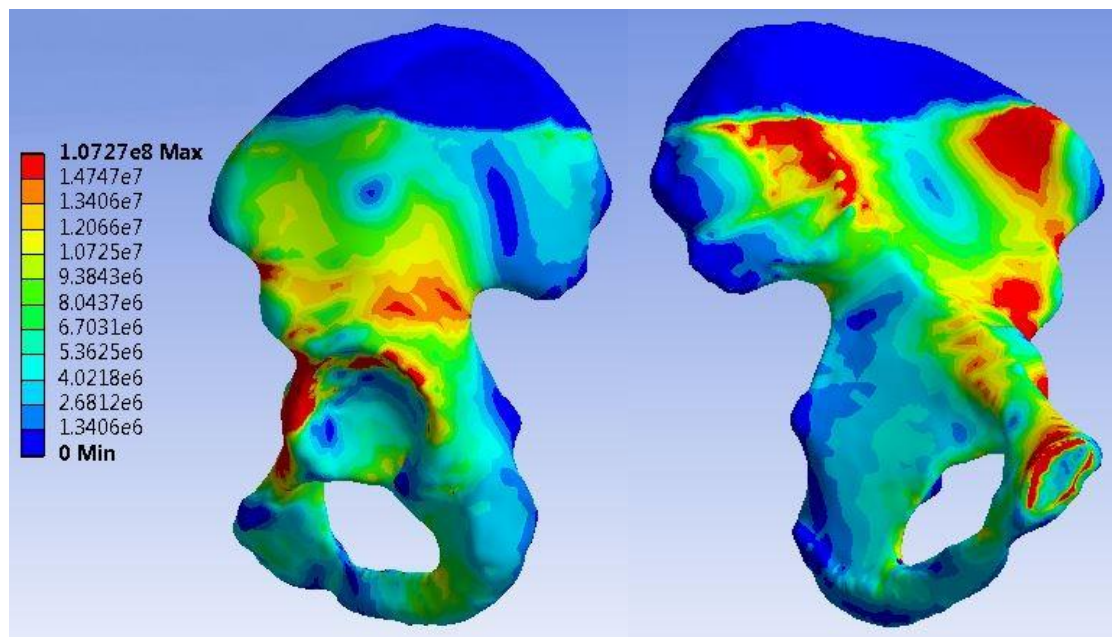
Ως εκ τούτου, οι συνιστώσες της F_p θα είναι:

$$F_x = 419.39 \text{ N}$$

$$F_y = 293.66 \text{ N}$$

$$F_z = 1973.06 \text{ N} \rightarrow F_z = -1973.06 \text{ N}$$

και επιλύοντας πάλι το μοντέλο για τις συγκεκριμένες τιμές των συνιστωσών της F_p , προκύπτει το παρακάτω πεδίο τάσεων:



Εικ. 6.15 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises κατά την κάθοδο σκαλοπατιών.

Το τέταρτο και τελευταίο μοντέλο που θα δημιουργηθεί αφορά στη φόρτιση που προκύπτει κατά την **στάση με λυγισμένα γόνατα**. Σύμφωνα, λοιπόν, με τα δεδομένα των Bergmann et al. [A11] για την περίπτωση αυτή ισχύουν $A_y=16^\circ$ και $A_z=7^\circ$. Βάσει αυτών των τιμών, οι συνιστώσες της F_p (σχέσεις (8-10)) γίνονται:

$$F_x = 0.28 \cdot F_p$$

$$F_y = 0.03 \cdot F_p$$

$$F_z = 0.96 \cdot F_p$$

και δεδομένου ότι η μέγιστη δύναμη για τη συγκεκριμένη δραστηριότητα είναι περίπου 145% BW, η F_p θα γίνει:

$$F_p = 784 \cdot 1.45 = 1136.8 \text{ N}$$

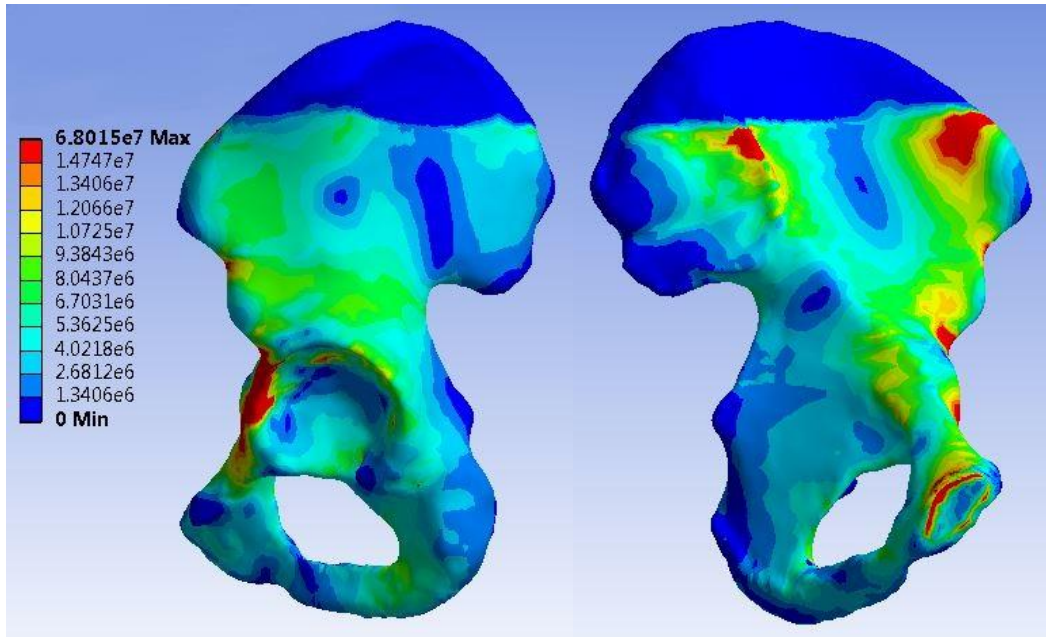
Στην περίπτωση αυτή, οι συνιστώσες της F_p γίνονται:

$$F_x = 313.17 \text{ N}$$

$$F_y = 38.45 \text{ N}$$

$$F_z = 1092.14 \text{ N} \rightarrow F_z = -1092.14 \text{ N}$$

Τελικά, επιλύοντας το μοντέλο και για τις παραπάνω τιμές των F_x , F_y και F_z προκύπτει το κάτωθι πεδίο τάσεων:



Εικ. 6.16 Τάσεις (σε Pa) κατά Mises κατά την στάση με λυγισμένα γόνατα.

Για τον ταχύτερο υπολογισμό των σχέσεων (8)-(10) για κάθε ζεύγος των A_y , A_z , οι τύποι υπολογίστηκαν στο Mathematica σύμφωνα με τις εντολές (π.χ. για $A_y=13^\circ$ και $A_z=31^\circ$):

$$\begin{aligned} & \text{Sin}[13*\text{Pi}/180]*\text{Cos}[31*\text{Pi}/180]/\text{Sqrt}[1 - \text{Cos}[13*\text{Pi}/180]^2*\text{Sin}[31*\text{Pi}/180.]^2] \\ & \text{Sin}[13*\text{Pi}/180]*\text{Sin}[31*\text{Pi}/180]/\text{Sqrt}[1 - \text{Cos}[13*\text{Pi}/180]^2*\text{Sin}[31*\text{Pi}/180.]^2] \\ & \text{Cos}[13*\text{Pi}/180]*\text{Cos}[31*\text{Pi}/180]/\text{Sqrt}[1 - \text{Cos}[13*\text{Pi}/180]^2*\text{Sin}[31*\text{Pi}/180.]^2] \end{aligned}$$

Όπως είναι φανερό από τις παραπάνω χρωματοκλίμακες (Εικ. 6.13 - 6.16), η αλλαγή της ασκούμενης φόρτισης επιφέρει πολύ σημαντικές αλλαγές στο πεδίο των τάσεων. Με την αλλαγή του μέτρου και της κατεύθυνσης της δύναμης F_p , τόσο το μοτίβο όσο και το μέγεθος των αναπτυσσόμενων τάσεων διαφοροποιούνται.

Η μεγαλύτερη από τις μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις εμφανίζεται στο μοντέλο που προσομοιώνει τη φόρτιση κατά την κάθοδο σκαλοπατιών και είναι ίση με 107 MPa. Ακολουθούν οι μέγιστες τάσεις κατά την άνοδο σκαλοπατιών (102 MPa) και κατά τη βάδιση με μέτρια ταχύτητα (100 MPa). Κατά τη στάση στο ένα πόδι (μοντέλο αναφοράς), η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση είναι 87 MPa ενώ αρκετά χαμηλότερη είναι η τάση που αναπτύσσεται κατά τη στάση με λυγισμένα γόνατα, η οποία μόλις και φτάνει τα 68 MPa.

Επομένως, εάν, θεωρήσουμε ότι η συνήθης φόρτιση της πυέλου δεν είναι παρά η φόρτιση που αναπτύσσεται κατά τη βάδιση με μέτρια ταχύτητα, τότε η μέγιστη τάση που εμφανίζεται στο ανώνυμο οστό κατά την κάθοδο σκαλοπατιών είναι μεγαλύτερη (από τη μέγιστη φόρτιση αναφοράς της βάδισης) κατά 7% ενώ αντίθετα, είναι μικρότερη κατά 32% κατά τη στάση με λυγισμένα γόνατα. Αυτά τα ποσοστά μπορούν να δώσουν μία πρώτη εκτίμηση του φυσιολογικού εύρους εντός του οποίου οι συνήθεις μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις βρίσκονται.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΣΥΝΟΠΤΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Στην παρούσα εργασία δημιουργήθηκε ένα υπολογιστικό προσομοίωμα (μοντέλο) άθικτης ανθρώπινης πύελου. Σήμερα, στη διεθνή βιβλιογραφία, υπάρχουν αρκετά συναφή προσομοιώματα δεδομένου ότι εμφανίζονται πλείστες δυσκολίες στην περίπτωση που η σχετική έρευνα υλοποιείται εργαστηριακά.

Έτσι, η μελέτη της ανθρώπινης πύελου, ως επί τω πλείστον, συντελείται (και) υπολογιστικά, ενώ δεδομένης της διαρκούς ανάπτυξης των ηλεκτρονικών υπολογιστών, είναι εύλογο πώς η πάροδος των ετών έχει οδηγήσει, τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, σε όλο και πιο ρεαλιστικά υπολογιστικά μοντέλα.

Παρ' όλα αυτά, ακόμα και σήμερα, υπάρχουν αρκετά σημεία στις πραγματοποιούμενες προσομοιώσεις τα οποία απέχουν από την κλινική πραγματικότητα και τα οποία επιδέχονται περεταίρω βελτίωσης. Χαρακτηριστικά αναφέρεται η απουσία υπερελαστικών ιδιοτήτων στον αρθρικό χόνδρο καθώς και η δυσκολία ακριβούς μοντελοποίησης των συνοριακών συνθηκών της πύελου.

Στην κατεύθυνση αυτή, επιχειρήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία η δημιουργία ενός ρεαλιστικού προσομοιώματος το οποίο θεραπεύει εν μέρει αδυναμίες υπαρχόντων προσομοιωμάτων.

Το μοντέλο αυτό δημιουργήθηκε συνθέτοντας τις αξονικές τομογραφίες μίας αληθινής ανθρώπινης πύελου, δέχθηκε κατάλληλη επεξεργασία ώστε να είναι δυνατό να εισαχθεί στο πρόγραμμα με το οποίο θα γινόταν η ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, και τελικά, μέσω του προγράμματος αυτού, απέκτησε κατάλληλες μηχανικές ιδιότητες και συνεπείς με την εργαστηριακή πραγματικότητα συνοριακές συνθήκες ώσπου, εν τέλει, επικυρώθηκε με στοιχεία από τη διεθνή βιβλιογραφία (Εικ. 7.1).

Κατόπιν, χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη διαφόρων παραμέτρων που επηρεάζουν τη μηχανική συμπεριφορά της ανθρώπινης πύελου. Στη φάση αυτή, αξιολογήθηκε η σημασία:

- i. του υλικού που αποτελεί τον τεχνητό χόνδρο
- ii. του πάχους του τεχνητού χόνδρου
- iii. της φόρτισης του μοντέλου

και ο τρόπος με τον οποίο οι μεταβολές των παραπάνω παραμέτρων επηρεάζουν τις αναπτυσσόμενες τάσεις στην πύελο.

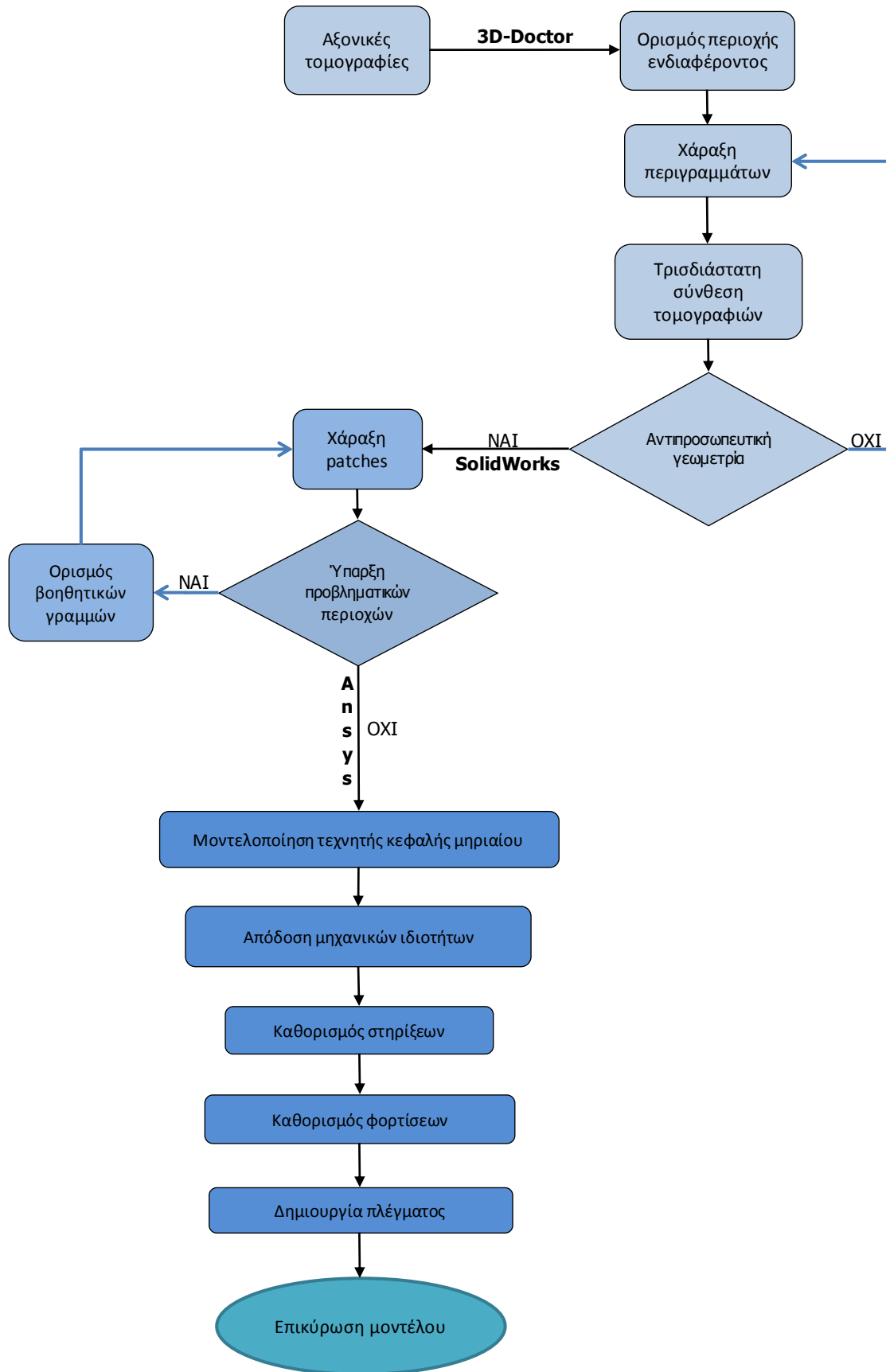
Όσον αφορά στην πρώτη παράμετρο, η ανάλυση κατέδειξε ότι η μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας τόσο του τεχνητού χόνδρου όσο και του λόγου Poisson επιφέρει ουσιώδεις αλλαγές (της τάξης του 15%) μονάχα στην περιοχή της κοτύλης. Ιδιαίτερα δε, φάνηκε ότι αύξηση της στιβαρότητας του χόνδρου ισοδυναμεί με αύξηση των τάσεων εντός της κοτύλης.

Σχετικά με τη δεύτερη παράμετρο, προέκυψε ότι η μεταβολή του πάχους του χόνδρου επηρεάζει το πεδίο των τάσεων συνολικά. Μάλιστα, σε γενικές γραμμές, η μείωση του πάχους του χόνδρου οδηγεί σε πεδία αυξημένων τάσεων.

Τέλος, όσον αφορά στην τρίτη παράμετρο, ήταν σαφές πως η αλλαγή της ασκούμενης φόρτισης επιφέρει πάρα πολύ σημαντικές αλλαγές, συνολικά, στο πεδίο των τάσεων. Με την αλλαγή του μέτρου και της κατεύθυνσης της δύναμης F_p , τόσο το μοτίβο όσο και το μέγεθος των αναπτυσσομένων τάσεων διαφοροποιούνται. Μάλιστα, εάν θεωρήσουμε ότι η συνήθης φόρτιση της πυέλου είναι η φόρτιση που αναπτύσσεται κατά τη βάδιση με μέτρια ταχύτητα, τότε η μέγιστη τάση που εμφανίζεται στο ανώνυμο οστό κατά την κάθοδο σκαλοπατιών είναι μεγαλύτερη από τη συνήθη φόρτιση της πυέλου κατά 7% ενώ αντίθετα, είναι μικρότερη από αυτή κατά 32% κατά τη στάση με λυγισμένα γόνατα.

Σε αυτό το σημείο, είναι σημαντικό να τονιστεί ότι και το παρόν μοντέλο στηρίχθηκε σε ορισμένες παραδοχές οι οποίες προφανώς σκιάζουν τα τελικά αποτελέσματα. Αναφέρεται χαρακτηριστικά η υιοθέτηση γραμμικώς ελαστικών καταστατικών εξισώσεων που πόρω απέχουν της πραγματικότητας. Παρομοίως, η σαφής διαχωριστική γραμμή φλοιώδους και σπογγώδους οστού δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα.

Το σύνολο των παραμέτρων αυτών περιγράφεται στις προτάσεις για μελλοντική έρευνα που ακολουθούν και ελπίζεται ότι μερικές από τις προτάσεις αυτές θα υλοποιηθούν στην επόμενη φάση του προγράμματος εντός του οποίου η παρούσα διπλωματική εργασία εντάχθηκε.



Εικ. 7.1 Διάγραμμα ροής όπου απεικονίζονται τα βασικά βήματα που ακολουθήθηκαν στην προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς άθικτης ανθρώπινης πνέλου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Με την ολοκλήρωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας, κρίνεται σκόπιμο να παρουσιασθούν ορισμένες προτάσεις οι οποίες προτείνεται να ληφθούν υπ' όψιν σε μελλοντικές εργασίες σχετικές με τη μοντελοποίηση της πύελου ειδικά, ή ίσως και με τη μοντελοποιήσεις οστών, γενικά.

Πρώτη και σημαντικότερη βελτίωση του μοντέλου που έχει δημιουργηθεί στην παρούσα εργασία θα ήταν η κατασκευή ενός μοντέλου το οποίο θα έχει σπογγώδες οστό με χωρικά μεταβαλλόμενο μέτρο ελαστικότητας. Όπως έχουν δείξει αρκετές εργασίες της διεθνούς βιβλιογραφίας, είναι εφικτό να συσχετιστεί η φωτεινότητα των εικονοστοιχείων των αξονικών τομογραφιών με το μέτρο ελαστικότητας της πύελου, παρέχοντας με τον τρόπο αυτό ένα μεγάλο εύρος τιμών του E για το σπογγώδες οστό, αντί μίας σταθερής (μέσης) τιμής, γεγονός συνεπές με την πραγματικότητα.

Αντίστοιχη χωρική μεταβολή του πάχους του φλοιώδους οστού, αν και θα είχε ως αποτέλεσμα ένα ρεαλιστικότερο μοντέλο, δεν κρίνεται σκόπιμο να επιχειρηθεί καθώς η μεταβολή αυτής της παραμέτρου είναι πολύ μικρή κατά μήκος των ανωνύμων οστών και άρα τα αποτελέσματα που θα προέκυπταν μετά από μία τέτοια εργασία είναι αμφίβολο εάν θα διέφεραν από τα αποτελέσματα που θα προέκυπταν από ένα μοντέλο με σταθερό πάχος φλοιώδους οστού.

Μία άλλη σημαντική βελτίωση του παρόντος μοντέλου θα μπορούσε να συντελεστεί με ένα διαφορετικό ορισμό της διεπιφάνειας κοτύλης – μηριαίου οστού. Πιο συγκεκριμένα, η αλλαγή του ορισμού της διεπιφάνειας από bonded σε frictional με πολύ μικρό συντελεστή τριβής ή ακόμη και σε frictionless, θα οδηγούσε σε μια ρεαλιστικότερη μοντελοποίηση του συμπλέγματος πύελος – (τεχνητό) μηριαίο οστό.

Επίσης, για την βελτίωση του τρόπου απόκρισης του χόνδρου στις φορτίσεις που δέχεται (και άρα και του τρόπου με τον οποίο μεταφέρει τις φορτίσεις αυτές στην πύελο), θα ήταν χρήσιμο ο χόνδρος να μοντελοποιηθεί ως υπερελαστικό υλικό. Επιπλέον, για μία ακόμη πιο προχωρημένη ανάλυση, σκόπιμη, ενδεχομένως, θα ήταν και η προσομοίωση της ιξωδοελαστικής συμπεριφοράς του.

Τέλος, δεν θα πρέπει να παραλειφθεί πως στο μέλλον θα ήταν επιθυμητό να δημιουργηθεί ένα μοντέλο το οποίο, λαμβάνοντας υπ' όψιν του κριτήρια αστοχίας, θα είναι σε θέση να προβλέπει τα φορτία εκείνα τα οποία θα είναι ικανά να προκαλέσουν αστοχία στην πύελο.

Όλες αυτές οι προτάσεις, είναι πολύ πιθανό να ληφθούν υπ' όψιν στις προσεχείς επεκτάσεις του μοντέλου που δημιουργήθηκε στην παρούσα εργασία. Καθώς, όπως έχει ήδη ειπωθεί, το παρόν μοντέλο πρόκειται να είναι η βάση για το υπολογιστικό πείραμα του προγράμματος που θα αξιολογεί διαφορετικές μεθόδους οστεοσύνθεσης καταγματικής πυέλου, το μοντέλο που αναπτύχθηκε εδώ πρόκειται να τροποποιηθεί και ενδεχομένως, να βελτιωθεί.

Καθώς με την παρούσα εργασία έχουν τεθεί οι βάσεις για ένα αξιόπιστο μοντέλο της πυέλου, πρωτίστως η μοντελοποίηση καταγμάτων και δευτερευόντως η εφαρμογή κάποιων εκ των παραπάνω διορθώσεων, είναι στοιχεία ικανά να οδηγήσουν στο επιθυμητό, τελικό, μοντέλο καταγματικής πυέλου. Με τον τρόπο αυτό θα είναι εφικτή η πραγματοποίηση αξιόπιστων *in silico* πειραμάτων σε ανθρώπινες πυέλους με κατάγματα και κατόπιν η, καθ' οιανδήποτε επιθυμητή παράμετρο, μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς που η πύελος αυτή θα εμφανίζει.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

A. ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΑ ΑΡΘΡΑ

[A1] R. D. Crowninshield, R. C. Johnston, J. G. Andrews, R. A. Brand, A biomechanical investigation of the human hip, *J. Biomechanics*, 1978

[A2] A. E. Anderson, C. L. Peters, B. D. Tuttle, J. A. Weiss, Subject-specific finite element model of the pelvis, *Journal of biomechanical engineering*, 2005

[A3] J. M. Dawson, B. V. Khmelniker, M. P. McAndrew, Analysis of the structural behavior of the pelvis during lateral impact using the finite element method, *Accident analysis & prevention*, 1998

[A4] M. Dalstra, R. Huiskes, L. van Erning, Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone, *Journal of biomechanical engineering*, 1995

[A5] A. Stops, R. Wilcox, Z. Jin, Computational modelling of the natural hip, a review of finite element and multibody simulations, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2011

[A6] M. Ikeda, S. Suzuki, Y. Gunji, Y. Takahashi, Y. Motozawa, M. Hitosugi, Development of an advanced finite element model for a pedestrian pelvis, *Proceedings of the 22nd international technical conference on the enhanced safety of vehicles (ESV)*, 2011

[A7] S. G. Clarke, A. T. M. Phillips, A. M. J. Bull, Evaluating a suitable level of model complexity for finite element analysis of the intact acetabulum, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 2011

[A8] R. Ghosh, S. Gupta, A. Dickinson, M. Browne, Experimental validation of a finite element model of the composite pelvis, *Journal of biomechanical engineering*, 2012

- [A9] V. Shim, J. Bohme, P. Vaitl, S. Klima, C. Josten, I. Anderson, Finite element analysis of acetabular fractures - development and validation with a synthetic pelvis, *Journal of biomechanics*, 2010
- [A10] A. T. M. Philips, P. Pankaj, C. R. Howie, A. S. Usmani, A. H. R. W. Simpson, Finite element modelling of the pelvis Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions, *Medical engineering & physics*, 2006
- [A11] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, G.N. Duda, Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of biomechanics*, 2001
- [A12] M. Dalstra, R. Huiskes, Load transfer across the pelvic bone, *J. Biomechanics*, 1995
- [A13] H. Oonishi, H. Isha, T. Hasegawa, Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint, *J. Biomechanics*, 1983
- [A14] G. Bergmann, F. Graichen and A. Rohlmann, Instrumentation of a hip joint prosthesis in: *Implantable Telemetry in Orthopaedics* (Edited by Bergmann, Graichen. Rohlmann), 1990, Freie Universitat Berlin
- [A15] N. W. Rydell, Forces acting on the femoral head prosthesis, *Acta orthop. scand. Suppl.*, 1966
- [A16] M. L. Patriquin, M. Steyn and S.R. Loth, Metric analysis of sex differences in South African black and white pelvises, *Forensic science international*, 2005
- [A17] M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaards and L. Van Erning, Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone, *Journal of Biomechanics*, 1993
- [A18] K. Khajavi. A. T. Lee, D. P. Lindsey, P. Leucht, M. J. Bellino, N. J. Giori, Single column locking plate fixation is inadequate in two column acetabular fractures. A biomechanical analysis, *Journal of orthopaedic surgery and research*, 2010
- [A19] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, Five month in vivo measurement of hip joint forces, *Proc. Congr. Int. Soc. Biomech.* 1989
- [A20] G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann, Hip Joint Loading During Walking and Running, Measured in Two Patients, *J. Biomechanics*. 1993,

B. ΒΙΒΛΙΑ ΚΑΙ ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΕΣ ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ

- [B1] Ε. Π. Νεοφύτου, Πειραματική βιολογική ανθρωπολογία, Εκδόσεις Ζήτη, 2010
- [B2] Ι. Π. Τερζίδης, Ανατομικές παραλλαγές και οστικές ανθρωπομετρικές παράμετροι του ανωνύμου και των μακρών οστών του κάτω άκρου, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Ιατρική σχολή, Εργαστήριο περιγραφικής ανατομίας, 2007
- [B3] Μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων Ι, Γ.Ι. Τσαμασφύρος, Ε.Ε. Θεοτόκογλου, Εκδόσεις Συμμετρία, 2005
- [B4] Daniel Kluess (2010). Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics, Finite Element Analysis, David Moratal (Ed.), ISBN: 978-953-307-123-7, InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/finiteelement-analysis/finite-element-analysis-in-orthopaedic-biomechanics>
- [B5] Δρ. Αθανάσιος Τσιόκανος, ΕΠΕΑΕΚ Αναμόρφωση του προγράμματος σπουδών του Τ.Ε.Φ.Α.Α. πανεπιστημίου Θεσσαλίας – Αυτεπιστασία, 9^η διάλεξη: Κάτω άκρο – ισχίο, Κινησιολογία, Τμήμα επιστήμης φυσικής αγωγής & αθλητισμού, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας
- [B6] Σ. Κουρκουλής, Σημειώσεις μαθήματος «Εισαγωγή στην εμβιομηχανική», Σχολή εφαρμοσμένων μαθηματικών και φυσικών επιστημών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, 2011
- [B7] Π. Α. Καρύδης, Υπολογιστικές Μέθοδοι και Εφαρμογές σε Λεπτότοιχες Κατασκευές, Σχολή Ναυπηγών Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, διαθέσιμο στο σύνδεσμο: http://users.ntua.gr/caridis/methodoi/chapters_pdf.html
- [B8] Best practice guidelines for handling Automotive External Aerodynamics with FLUENT, Marco Lanfrit, February 2005
Available from: <http://www.scribd.com/doc/48010874/External-Aerodynamics>
- [B9] Σ. Κοτρώτσιου, Χ. Μωραΐτη, Νεότερα δεδομένα στην αντιμετώπιση των καταγμάτων του ισχίου, Πρόγραμμα συμπληρωματικής εκπαίδευσης Ψυχική υγεία – Ειδική αγωγή, 2009,
διαθέσιμο στο σύνδεσμο: <http://www.imlarisis.gr/images/pdf/isxio.pdf>
- [B10] Φ. Παπασιδέρης, Το ανθρώπινο σώμα, Στοιχεία ανατομίας και φυσιολογίας
διαθέσιμο στο σύνδεσμο: <http://www.ebooks4greeks.gr/forum/viewtopic.php?p=171>

[B11] J. Sobotta, Άτλας ανατομικής του ανθρώπου 2: θώρακας, κοιλιά, πύελος, κάτω άκρα, δέρμα, Επιστημονικές Εκδόσεις Γρηγ. Κ. Παρισιάνου, 1983

[B12] M. E. Muller, M. Allgower, R. Schneider, H. Willenegger, Manual of internal fixation: techniques recommended by the AO-ASIF group, Εκδόσεις Springer-Verlag, 1991

Γ. ΙΣΤΟΤΟΠΟΙ

[Γ1] <http://1epal-dafnis.att.sch.gr/bima/ergask/anatomy/lekani.htm>

[Γ2] <http://againformed.wordpress.com/>

[Γ3] <http://www.advancedorthopedics.gr/Page.asp?page=4>

[Γ4] <http://www.saveyourknees.org/topic.cfm?topic=A00377>

[Γ5] http://www.goudelis.gr/index.php?page=body&subsubcat_id=51

[Γ6] https://en.wikipedia.org/wiki/Human_pelvis

[Γ7] http://www.kxcad.net/ansys/ANSYS/ansyshelp/Hlp_E_SOLID187.html

[Γ8] http://www.kxcad.net/ansys/ANSYS/ansyshelp/Hlp_E_SOLID186.html

[Γ9] http://www.fem-infos.com/Element_types/Element_types_of_FEM_system_MEANS_V9.html

[Γ10] <http://myradnotes.wordpress.com/category/msk/>

[Γ11] <http://i-physiotherapy.com/?p=1568>

[Γ12] <http://www.verniana.org/volumes/02/HTML/SphericalGeometry.html>

