

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΜΗΧΑΝΙΑΣ

Μεταπτυχιακή Εργασία

“ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΠΟΔΙ”

ΤΟΥ

ΛΕΩΝΙΔΑ ΣΠΥΡΟΥ

Μηχανολόγου Μηχανικού Π.Θ.





**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ & ΚΕΝΤΡΟ ΠΛΗΡΟΦΟΡΗΣΗΣ
ΕΙΔΙΚΗ ΣΥΛΛΟΓΗ «ΓΚΡΙΖΑ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ»**

Αριθ. Εισ.: 5439/1
Ημερ. Εισ.: 28-06-2007
Δωρεά: Συγγραφέα
Ταξιθετικός Κωδικός: Δ
612.76
ΣΠΥ

© 2006 Λεωνίδα Σπύρου

Η έγκριση της μεταπτυχιακής εργασίας από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας της Πολυτεχνικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (Ν. 5343/32 αρ. 202 παρ. 2).

Εγκρίθηκε από τα Μέλη της Πενταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής:

Πρώτος Εξεταστής (Επιβλέπων) Δρ. Νικόλαος Αράβας
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Δεύτερος Εξεταστής Δρ. Κωνσταντίνος Μαλίζος
Καθηγητής, Τμήμα Ιατρικής, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τρίτος Εξεταστής Δρ. Ηλίας Χούστης
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Η/Υ, Τηλεπικοινωνιών και
Δικτύων, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Τέταρτος Εξεταστής Δρ. Γρηγόριος Χαϊδεμενόπουλος
Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Πέμπτος Εξεταστής Δρ. Αντώνιος Γιαννακόπουλος
Αναπληρωτής Καθηγητής, Τμήμα Πολιτικών Μηχανικών,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας

Σημείωμα του συγγραφέα

Πρώτα απ' όλα, θέλω να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα της μεταπτυχιακής εργασίας μου, Καθηγητή κ. Νικόλαο Αράβα, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε καθώς και για την σημαντική βοήθεια και καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της δουλειάς μου.

Επίσης ευχαριστώ τα υπόλοιπα μέλη της εξεταστικής επιτροπής της μεταπτυχιακής μου εργασίας, Καθηγητές κκ. Κωνσταντίνο Μαλίζο, Ηλία Χούστη, Γρηγόριο Χαϊδεμενόπουλο και Αντώνιο Γιαννακόπουλο για το ενδιαφέρον τους στην πρόοδο της εργασίας και τα αποτελέσματά της.

Οφείλω να ευχαριστήσω τον κ. Νικόλαο Χολέβα, Διοικητικό προσωπικό του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας για την ιδιαίτερη συμπαράστασή του στα πρώτα βήματα της δουλειάς μου και την συνεργασία του σε κάποια απαραίτητα επαγγελματικά ταξίδια.

Θερμά ευχαριστώ τους φίλους(ες) και την οικογένειά μου για την ηθική και όχι μόνο υποστήριξή τους.

Λεωνίδας Σπύρου

ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΠΟΔΙ

Λεωνίδας Σπύρου
Διπλωματούχος Μηχανολόγος Μηχανικός Βιομηχανίας

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Βιομηχανίας

Ιούνιος 2006

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή.....	1
2. Μέθοδος παραγωγής μοντέλου	
2.1 Παραγωγή γεωμετρίας μοντέλου.....	4
3. Περιγραφή μοντέλου	
3.1 Ανατομία του ποδιού σε αντιστοιχία με το μοντέλο	
3.1.1 Οστά.....	9
3.1.2 Αρθρικός χόνδρος.....	11
3.1.3 Σύνδεσμοι.....	13
3.2 Φάσεις βαδίσματος.....	15
4. Ανάλυση μοντέλου	
4.1 Επιλογή υλικών	
4.1.1 Οστά.....	16
4.1.2 Αρθρικός χόνδρος.....	17
4.1.3 Μαλακός ιστός.....	17
4.1.4 Σύνδεσμοι.....	20
4.1.5 Σύνοψη μοντελοποίησης υλικών.....	24
4.2 Προσομοίωση της φάσης βαδίσματος mid – stance.....	26
5. Αποτελέσματα	
5.1 Πελματιαία επιφάνεια ποδιού.....	28
5.2 Πτέρνα.....	34
5.3 Υπόλοιπα οστά του ποδιού.....	40
6. Συμπεράσματα.....	42
Βιβλιογραφία - Αναφορές	

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1: Οι συντελεστές που υπολόγισε το ABAQUS για το υπερελαστικό υλικό του μαλακού ιστού. Οι μονάδες είναι $N\text{ cm}^{-2}$ για τα C_{ij} και $\text{cm}^2\text{ N}$ για τα D_i	19
Πίνακας 2: Οι συντελεστές C_{ij} και D_i σε μονάδες $N\text{ cm}^{-2}$ και $\text{cm}^2\text{ N}$ αντίστοιχα για 2 και 3 φορές πιο άκαμπτο υλικό του μαλακού ιστού.....	20
Πίνακας 3: Οι συντελεστές που υπολόγισε το ABAQUS για το υπερελαστικό υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης. Οι μονάδες είναι $N\text{ cm}^{-2}$ για τα C_{i0} και $\text{cm}^2\text{ N}$ για τα D_i	24
Πίνακας 4: Ιδιότητες υλικών και τύποι στοιχείων για το μοντέλο με γραμμικώς ελαστική συμπεριφορά των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	24
Πίνακας 5: Ιδιότητες υλικών και τύποι στοιχείων για το μοντέλο με μη-γραμμική συμπεριφορά των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	25
Πίνακας 6: Τιμές των μέγιστων υδροστατικών τάσεων θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	30
Πίνακας 7: Τιμές μέγιστων υδροστατικών τάσεων για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού.....	31
Πίνακας 8: Τιμές των μέγιστων τάσεων von Mises θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	32
Πίνακας 9: Τιμές μέγιστων ισοδύναμων τάσεων von Mises στο πέλμα για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού.....	34
Πίνακας 10: Αποτελέσματα μέγιστων υδροστατικών και von Mises τάσεων που αφορούν το οστό της πτέρνας.....	38
Πίνακας 11: Αποτελέσματα μέγιστων και ελάχιστων κύριων ορθών τάσεων και μέγιστης διατμητικής τάσης για το οστό της πτέρνας.....	38
Πίνακας 12: Σύγκριση μέγιστων τάσεων στην πτέρνα μεταξύ δύο διαφορετικών ασυμπίεστων υλικών του μαλακού ιστού.....	39
Πίνακας 13: Τιμές μέγιστων ισοδύναμων τάσεων von Mises στην πτέρνα για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού.....	39
Πίνακας 14: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση γραμμικώς ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	40

Πίνακας 15: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση γραμμικώς ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης και επιπλέον θεωρώντας ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	40
Πίνακας 16: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση μη-γραμμικώς ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	41

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1: Πελματιαία υδροστατική τάση θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	29
Σχήμα 2: Πελματιαία υδροστατική τάση για ένα περισσότερο συμπιεστό υλικό μαλακού ιστού θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση.....	30
Σχήμα 3: Πελματιαία υδροστατική τάση θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και (a) 2 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό (b) 3 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό.....	31
Σχήμα 4: Πελματιαία ισοδύναμη τάση κατά von Mises θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	32
Σχήμα 5: Πελματιαία τάση von Mises θεωρώντας ένα περισσότερο συμπιεστό υλικό για τον μαλακό ιστό θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση.....	33
Σχήμα 6: Πελματιαία τάση von Mises θεωρώντας θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και (a) 2 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό (b) 3 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό.....	33
Σχήμα 7: Η μέγιστη τάση von Mises στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία επαφής της πελματιαίας απονεύρωσης όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	34
Σχήμα 8: Η μέγιστη τάση von Mises στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα όταν χρησιμοποιούμε τις μη-γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	35
Σχήμα 9: Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα και η μέγιστη θλιπτική στο σημείο επαφής του περνοπερονικού συνδέσμου όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	35
Σχήμα 10: Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα και η μέγιστη θλιπτική στο σημείο επαφής της απονεύρωσης όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης και επιπλέον θεωρώντας ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται.....	36
Σχήμα 11: Η μέγιστη εφελκυστική και η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση στην πτέρνα όταν χρησιμοποιούμε τις μη-γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης.....	37

Κατάλογος Διαγραμμάτων

Διάγραμμα 1: Μη-γραμμική συμπεριφορά τάσης-παραμόρφωσης του μαλακού ιστού με βάση τα πειραματικά αποτελέσματα του Lemmon (1997).....	19
Διάγραμμα 2: Το κανονικό, το διπλάσια και τριπλάσια άκαμπτο υλικό του μαλακού ιστού.....	20
Διάγραμμα 3: Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης για σύνδεσμο.....	21
Διάγραμμα 4: Τρεις κύκλοι φόρτισης-αποφόρτισης συνδέσμου σε παράσταση δύναμης-μετατόπισης.....	21
Διάγραμμα 5: Γραμμικώς ελαστική συμπεριφορά συνδέσμων και απονεύρωσης.....	22
Διάγραμμα 6: Μη γραμμική συμπεριφορά συνδέσμων και απονεύρωσης σε σύγκριση με την γραμμική τους συμπεριφορά.....	23

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1: Αξονικός τομογράφος. Παρατηρούμε το κρεβάτι για τον ασθενή και την κυκλική διατομή από την οποία εισέρχεται και πραγματοποιείται η σάρωση.....	4
Εικόνα 2: Αξονική τομογραφία του ποδιού. Διακρίνονται τα οστά της πτέρνας, του αστραγάλου και του σκαφοειδούς.....	5
Εικόνα 3: Τμηματοποίηση τομής αξονικού τομογράφου. Διακρίνεται η οριοθέτηση των οστών και του δέρματος με διάφορους χρωματισμούς.....	6
Εικόνα 4: Παράδειγμα ανακατασκευής εικόνων για την παραγωγή στερεού αντικειμένου.....	7
Εικόνα 5: (a) Στερεό μοντέλο του σκελετού (b) Στερεό μοντέλο του μαλακού ιστού.....	7
Εικόνα 6: (a) 3D μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του σκελετού (b) 3D μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του μαλακού ιστού.....	8
Εικόνα 7: Συμπαγές και σπογκώδες οστό.....	10
Εικόνα 8: Ο σκελετός του ποδιού.....	10
Εικόνα 9: Ίνες κολλαγόνου ανάμεσα στις ετερογενείς ζώνες του χόνδρου.....	11
Εικόνα 10: Αρθρικός χόνδρος μεταξύ δύο οστών.....	12
Εικόνα 11: Με το κόκκινο χρώμα διακρίνονται οι περιοχές αρθρικού χόνδρου.....	13
Εικόνα 12: Ιεραρχική δομή του κολλαγόνου σε ένα σύνδεσμο.....	13
Εικόνα 13: Ορισμένοι σύνδεσμοι του ποδιού.....	14
Εικόνα 14: Με κόκκινο χρώμα διακρίνονται οι σύνδεσμοι και η πελματιαία απονεύρωση.....	14
Εικόνα 15: Στάσεις του ποδιού κατά την διάρκεια του βαδίσματος.....	15
Εικόνα 16: Το πόδι στηρίζεται στην άκαμπτη πλάκα.....	26
Εικόνα 17: Τα φορτία που ασκούνται στο πόδι.....	27
Εικόνα 18: Οι συνοριακές συνθήκες που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση.....	27

1. Εισαγωγή

Οι τάσεις στην πελματιαία επιφάνεια του ποδιού μπορεί να μετρηθούν πειραματικά συνήθως με τη χρήση αισθητήρων στο πέλμα του ποδιού ή τις σόλες των παπουτσιών αλλά και με άλλες τεχνικές όπου χρησιμοποιούνται ειδικές συσκευές μέτρησης των πιέσεων που ασκούνται στο πόδι καθώς ο άνθρωπος βαδίζει ή τρέχει. Αντιθέτως λόγω των πολλών δυσκολιών και της έλλειψης κατάλληλης τεχνολογίας για αξιόπιστες μετρήσεις, οι εσωτερικές τάσεις στα οστά και τους άλλους ιστούς του ποδιού δεν μπορούν να εκτιμηθούν πειραματικά. Έτσι οι υπολογιστικές μέθοδοι και η ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία αποκτούν επιπλέον σημαντικό ρόλο αφού όχι μόνο θα αποτελούν εργαλεία παράλληλης δράσης με τα πειράματα, αλλά και θα παρέχουν πρωτογενή αποτελέσματα που δεν θα μπορούν να αποκτηθούν με άλλο τρόπο. Με την χρήση υπολογιστικών μοντέλων έχουμε την δυνατότητα να μελετούμε και να κατανοούμε καλύτερα την λειτουργία και συμπεριφορά, όχι μόνο του ποδιού αλλά κάθε ανθρώπινου τμήματος, υπό την επιβολή ποικίλων φορτίσεων.

Στην βιβλιογραφία έχουν καταγραφεί αρκετές προσπάθειες μοντελοποίησης του ανθρώπινου ποδιού, οι περισσότερες και οι πιο αξιόπιστες από τις οποίες είναι πολύ πρόσφατες και περιλαμβάνονται στις αναφορές μας. Πρόκειται για μοντέλα στατικής ανάλυσης όπου απουσιάζει η λειτουργία και η επίδραση των μυών. Πολλά επίσης μοντέλα που έχουν αναπτυχθεί βασίζονται σε συγκεκριμένες υποθέσεις όπως απλουστευμένη γεωμετρία, έλλειψη της σχετικής κίνησης στις αρθρώσεις, αγνόηση συγκεκριμένων συνδέσμων και απλουστευμένες ιδιότητες υλικών. Όσον αφορά το θέμα της γεωμετρίας, οι αξιόπιστες και επιστημονικά προχωρημένες τεχνικές αποτύπωσης ανθρώπινων μελών, κατασκευής στερεών και διακριτοποίησης πολύπλοκων κατασκευών που προέρχονται από ιατρικά δεδομένα, ανήκουν στα πολύ τελευταία χρόνια. Λόγω αυτού και μόνο του γεγονότος συμπεραίνουμε ότι τα μοντέλα που αναπτύχθηκαν σε προγενέστερους καιρούς πάσχουν καταρχήν ως προς την ακριβή αποτύπωση της γεωμετρίας. Η ύπαρξη σχετικής κίνησης στις αρθρώσεις υπονοεί ότι κάθε οστό αποτελεί ανεξάρτητο στερεό σώμα στο μοντέλο και ότι στα σημεία των αρθρώσεων υπάρχει ο αρθρικός χόνδρος. Η έγκυρη αποτύπωση της γεωμετρίας, η ύπαρξη του αρθρικού χόνδρου καθώς και η συμμετοχή των συνδέσμων αποτελούν βασικά χαρακτηριστικά ενός αξιόπιστου μοντέλου. Η αμέσως επόμενη επιδίωξη που παράλληλα θα διασφαλίσει και την εγκυρότητα του μοντέλου είναι η σωστή επιλογή ιδιοτήτων για τα υλικά των ιστών. Οι προσεγγίσεις και σε αυτόν τον

τομέα είναι αρκετές αφού πρόκειται για ιστούς με πολύπλοκη λειτουργία και συμπεριφορά.

Στο μοντέλο που κατασκευάσαμε προσπαθήσαμε να αποτυπώσουμε με όσο καλύτερη ακρίβεια την γεωμετρία του αντικειμένου. Χρησιμοποιήσαμε ένα μεγάλο όγκο δεδομένων από αξονικές τομογραφίες σε απόσταση 0.625 mm μεταξύ διαδοχικών τομών εκεί όπου τα περισσότερα μοντέλα της βιβλιογραφίας προέρχονται από τομές σε απόσταση περίπου 2 mm μεταξύ τους. Η διακριτοποίηση του στερεού αντικειμένου έγινε με τετραεδρικά πεπερασμένα στοιχεία αριθμού επίσης πολλαπλάσιου από τα συνήθη μοντέλα που έχουν παραχθεί. Η λεπτομερής περιγραφή της απόκτησης της γεωμετρίας του μοντέλου του ποδιού περιγράφεται στο Κεφάλαιο 2.

Στο Κεφάλαιο 3 περιγράφουμε την ανατομία του ποδιού και ερχόμαστε σε πρώτη επαφή με τα οστά, τον αρθρικό χόνδρο και τους συνδέσμους του ποδιού ανακαλύπτοντας τα συστατικά στοιχεία όλων αυτών των ιστών, την δομή και την χρησιμότητά τους για την ασφαλή λειτουργία κατά τις διάφορες κινήσεις. Αναφέρουμε τις ονομασίες των οστών του ποδιού και μοντελοποιούμε τον αρθρικό χόνδρο, τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση. Επίσης παρατηρούμε το ανθρώπινο βάδισμα και τις στάσεις τις οποίες αποκτά το πόδι σε σχέση με το έδαφος κατά την διάρκεια του βαδίσματος.

Στο Κεφάλαιο 4 ασχολούμαστε με την επιλογή των ιδιοτήτων για τα υλικά των ιστών. Οι επιλογές μας αφορούν τον μαλακό ιστό, τα οστά, τον αρθρικό χόνδρο, τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση. Όλες οι επιλογές βασίστηκαν σε δημοσιευμένες εργασίες στα πιο έγκυρα περιοδικά στην περιοχή της εμβιομηχανικής. Για τον μαλακό ιστό χρησιμοποιήσαμε μοντέλο υπερελαστικού υλικού και για τα οστά και τον αρθρικό χόνδρο γραμμικώς ελαστικά υλικά. Μελετήσαμε την επιρροή του μεγέθους της ασυμπίεστότητας και της μεταβολής της ακαμψίας του μαλακού ιστού στις τάσεις που ασκούνται στο πόδι. Στους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση εφαρμόσαμε δύο τύπους υλικών και συγκρίναμε τα αποτελέσματα των αναλύσεων. Αρχικά χρησιμοποιήσαμε γραμμικώς ελαστικά υλικά και στη συνέχεια εφαρμόσαμε ένα μη-γραμμικά ελαστικό υλικό, μοντελοποιημένο ως υπερελαστικό. Επίσης χρησιμοποιήσαμε την ιδιότητα της μη-συμπίεσης των συνδέσμων και παρακολουθήσαμε πώς επηρέασε τα αποτελέσματα της ανάλυσης. Παράλληλα περιγράφουμε την ισορροπημένη στάση βαδίσματος (mid-stance), την μοντελοποίηση του εδάφους, τις συνοριακές συνθήκες που αναλογούν στην στάση αυτή του

Στο Κεφάλαιο 5 παρέχονται τα αποτελέσματα των εφαρμογών και οι συγκρίσεις αυτών με βάση τις διάφορες θεωρήσεις μας. Παρέχονται αποτελέσματα τόσο για τις πελματιαίες τάσεις όσο και για τις τάσεις στα οστά του ποδιού. Τέλος στο Κεφάλαιο 6 αναφέρουμε τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την ανάλυσή μας.

2. Μέθοδος παραγωγής μοντέλου

Ένα από τα βασικά βήματα της ανάλυσης είναι να αποτυπώσουμε με ακρίβεια την γεωμετρία του τμήματος του σώματος που επιθυμούμε να μελετήσουμε και συγκεκριμένα το ανθρώπινο πόδι. Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφουμε την μέθοδο που συνήθως ακολουθείται για την παραγωγή του διακριτοποιημένου μοντέλου που θα αναλύσουμε τασικά στη συνέχεια.

2.1 Παραγωγή γεωμετρίας μοντέλου

Για να καταλήξουμε στο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων του αντικειμένου ακολουθείται μια διαδικασία που αποτελείται κυρίως από τρία βήματα :

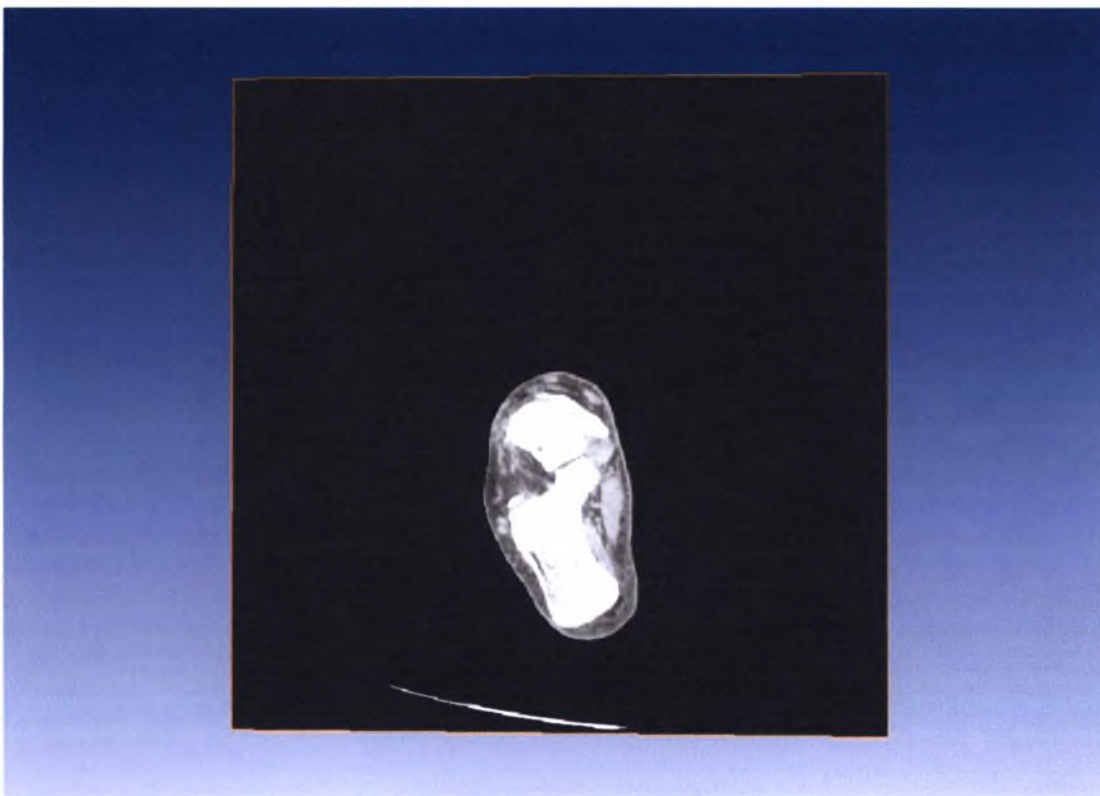
Βήμα 1^ο : Αξονική ή Μαγνητική Τομογραφία (CT or MRI scan)

Ο τομογράφος (Εικόνα 1) σαρώνει την περιοχή του σώματος για την οποία επιθυμούμε να εξάγουμε πληροφορίες.



Εικόνα 1: Αξονικός τομογράφος. Παρατηρούμε το κρεβάτι για τον ασθενή και την κυκλική διατομή από την οποία εισέρχεται και πραγματοποιείται η σάρωση

Αποτελεί από τα πιο βασικά και κρίσιμα μέρη της διαδικασίας διότι από τα δεδομένα των τομογραφιών θα παράξουμε το τελικό διακριτοποιημένο αντικείμενο. Πρόκειται για 2D εικόνες – τομές (slices) (Εικόνα 2) οι οποίες αποτυπώνουν με μεγάλη ακρίβεια το περιεχόμενο ενός μικρού μέρους του σώματος σε μια συγκεκριμένη θέση. Η εξαγωγή των εικόνων γίνεται με αρχεία τύπου DICOM (Digital Imaging in Communications and Medicine) που αποτελούν τον καθιερωμένο τύπο αρχείων στη Ραδιολογία. Η συγκεκριμένη μορφή αρχείων εξυπηρετούν την εύκολη μεταχείριση, αποθήκευση και μετάδοση πληροφοριών σχετικών με ιατρικές εικόνες.

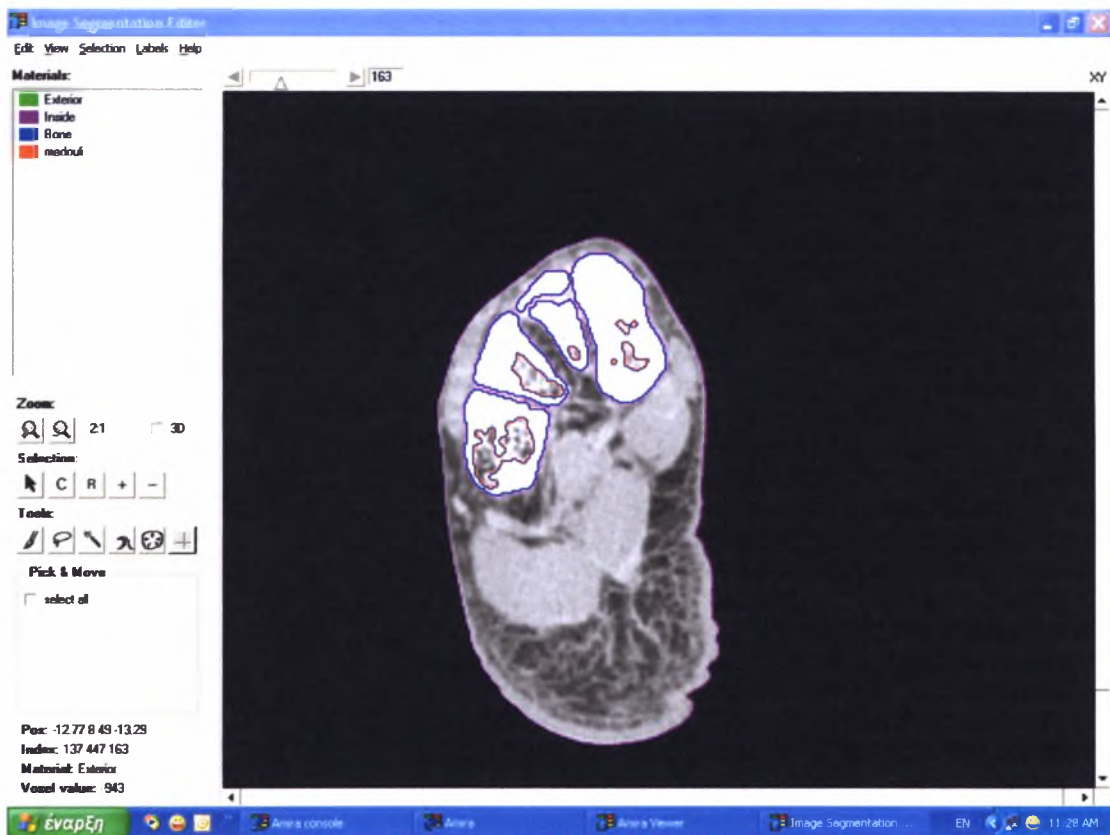


Εικόνα 2: Αξονική τομογραφία του ποδιού. Διακρίνονται τα οστά της πτέρνας, του αστραγάλου και του σκαφοειδούς

Ένα επιπλέον σημαντικό σημείο στη φάση αυτή είναι να επιλέξουμε το πάχος των τομών αυτών να είναι όσο το δυνατόν μικρότερο. Έτσι θα έχουμε να επεξεργαστούμε ένα αρκετά μεγάλο όγκο δεδομένων και πληροφοριών αλλά θα επιτύχουμε όσο το δυνατόν μεγαλύτερη λεπτομέρεια στην αποτύπωση της γεωμετρίας των οστών που γίνεται με τη μέθοδο της ανακατασκευής (reconstruction) και περιγράφεται στο επόμενο βήμα.

Βήμα 2^ο : Παραγωγή στερεού αντικειμένου

Στο στάδιο αυτό πραγματοποιείται η εισαγωγή των δεδομένων σε πρόγραμμα επεξεργασίας ιατρικών εικόνων όπου επεξεργάζονται οι εικόνες που προέκυψαν από τον αξονικό τομογράφο (Medical Image Processing). Αρχικά χωρίζουμε σε τμήματα (segments) τις εικόνες ώστε να αποκτήσουμε τις εξωτερικές επιφάνειες του δέρματος και όλων των οστών που αποτελούν το σκελετό. Η διαδικασία αναφέρεται ως τμηματοποίηση (segmentation) (Εικόνα 3).

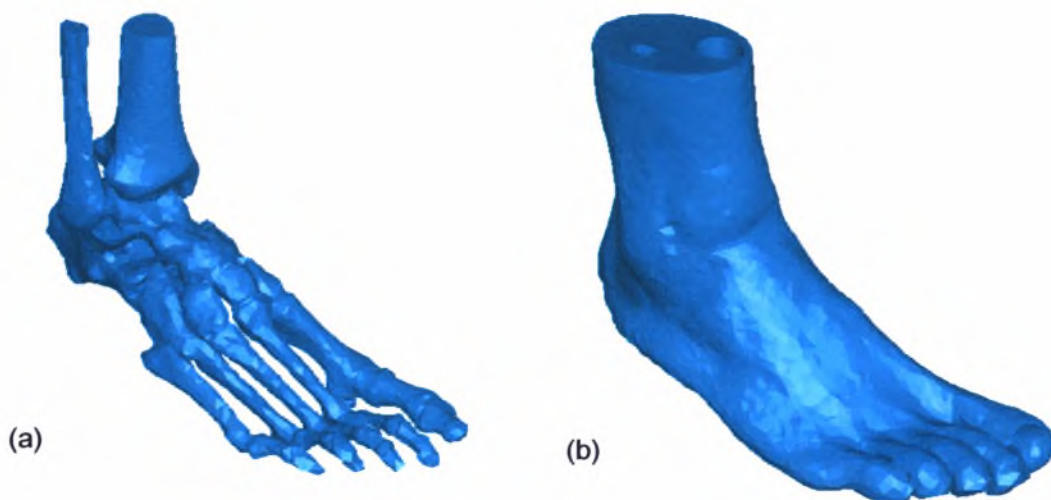


Εικόνα 3: Τμηματοποίηση τομής αξονικού τομογράφου. Διακρίνεται η οριοθέτηση των οστών και του δέρματος με διάφορους χρωματισμούς

Αφού ολοκληρώσουμε τη διαδικασία της τμηματοποίησης όλων των εικόνων συνεχίζουμε με την ανακατασκευή (reconstruction) των τμηματοποιημένων εικόνων. Στην ανακατασκευή ενώνονται όλες οι τομές – slices (Εικόνα 4) για την παραγωγή τελικά της 3D γεωμετρίας του μοντέλου.

Εικόνα 4: Παράδειγμα ανακατασκευής εικόνων για την παραγωγή στερεού αντικειμένου

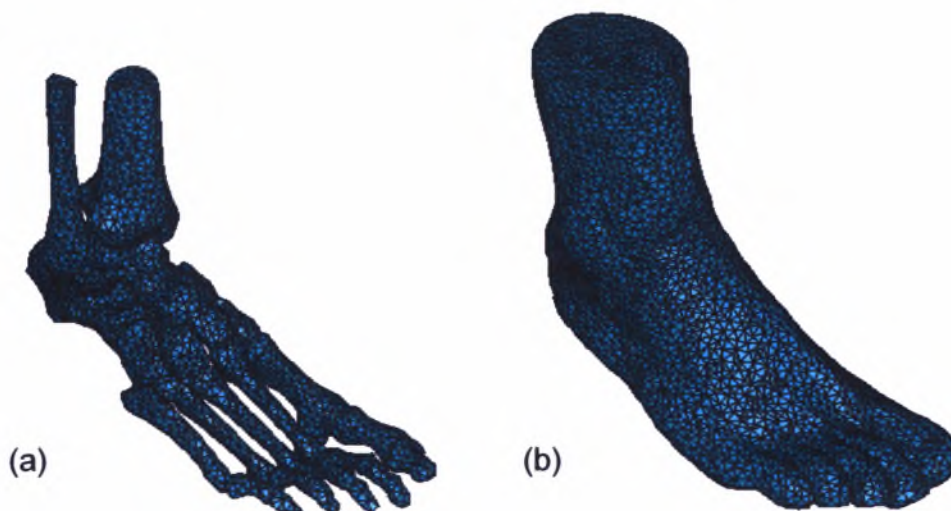
Με την ολοκλήρωση της φάσης της ανακατασκευής έχουμε κατασκευάσει το στερεό αντικείμενο που προέκυψε από τις αρχικές τομογραφίες (Εικόνα 5).



Εικόνα 5: (a) Στερεό μοντέλο του σκελετού (b) Στερεό μοντέλο του μαλακού ιστού

Βήμα 3^ο : Διακριτοποίηση στερεού μοντέλου

Πρόκειται για μια αρκετά περίπλοκη γεωμετρία και για να αποτυπωθούν όσο το δυνατόν περισσότερες λεπτομέρειες επιλέγονται αρχικά τριγωνικά πεπερασμένα στοιχεία για να διακριτοποιήσουν τις εξωτερικές επιφάνειες και εν συνεχεία τετραεδρικά για την τελική διακριτοποίηση του τριδιάστατου μοντέλου. Το πρόγραμμα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων ABAQUS χρησιμοποιήθηκε τόσο για την παραγωγή του τελικού μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων (Εικόνα 6) όσο και για την ανάλυση των τάσεων.



Εικόνα 6: (a) 3D μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του σκελετού (b) 3D μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του μαλακού ιστού

3. Περιγραφή μοντέλου

Μετά την εξαγωγή του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων του ποδιού συνεχίζουμε επιπλέον επεξεργασία ώστε να αναλύσουμε τις τάσεις που ασκούνται στο ανθρώπινο πόδι υπό συνθήκες συγκεκριμένης φόρτισης.

3.1 Ανατομία του ποδιού σε αντιστοιχία με το μοντέλο

3.1.1 Οστά

Τα οστά έχουν πολύπλοκη δομή και από το γεγονός αυτό εγείρεται και η πολυπλοκότητα στις ιδιότητές τους.

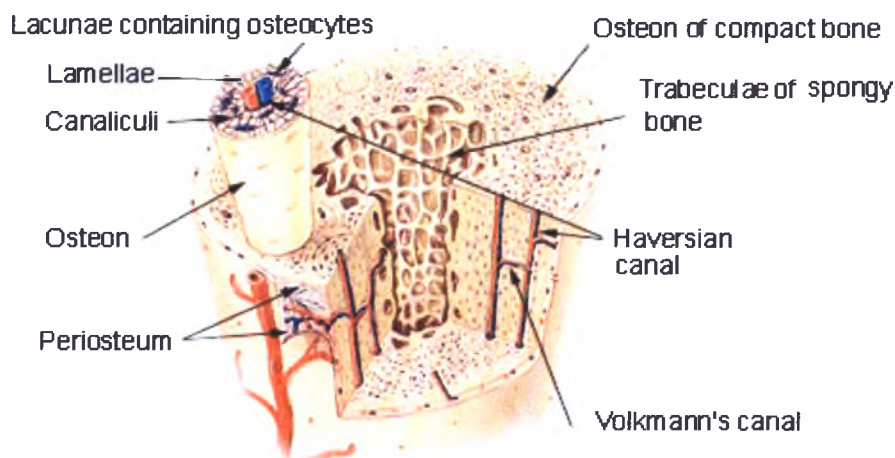
Η σύνθεση του οστού με μια γενική εκτίμηση είναι 1/3 απατίτης (Ap), 1/3 κολλαγόνο (collagen) μαζί με άλλα οργανικά συστατικά και 1/3 νερό. Η σύνθεση του οστού βέβαια εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως το ποιο είναι, η περιοχή του οστού, η ηλικία, το γένος και ο τύπος (π.χ. συμπαγές, σπογκώδες).

Ο απατίτης ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{F}, \text{Cl}, \text{OH})$) είναι μια ομάδα μεταλλικών ενώσεων που περιέχουν κυρίως το ανιόν PO_4^{-3} (phosphate anion) αλλά και τα ανιόντα AsO_4^{-3} (arsenate anion) και VO_4^{-3} (vanadate anion) σε διαφορετικές παραλλαγές. Τα ιόντα του χλωρίου (Cl^-), του φθορίου (F^-) και του υδροξυλίου (OH^-) επίσης μπορούν να αποκτήσουν μια θέση στο κρυσταλλικό του πλέγμα. Οι κρύσταλλοι απατίτη εμφανίζουν να έχουν μέγεθος $4 \times 20 \times 60$ nm και δομή εξαγωνική.

Το κολλαγόνο είναι η κύρια πρωτεΐνη που περιέχουν τα οστά. Η ινώδης κατασκευή του το κάνει να έχει σκληρότητα και πολύ υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό. Προσφέρει στο οστό την ελαστικότητά του και συνεισφέρει στην δυσθραυστότητά του.

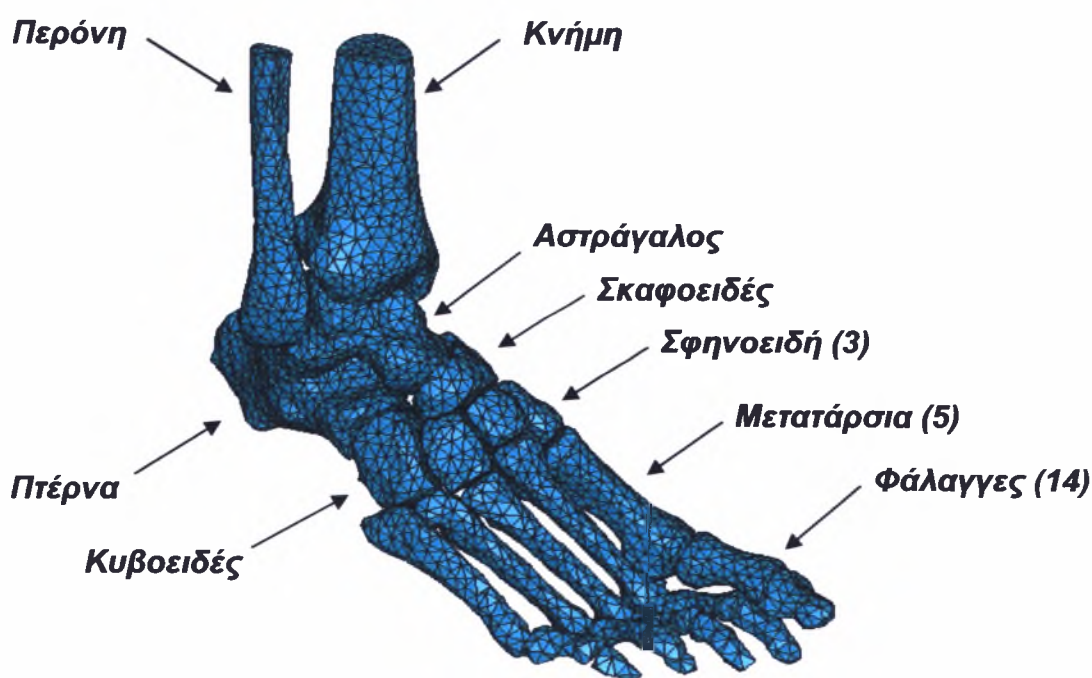
Παράλληλα υπάρχουν δυο βασικοί τύποι οστού: το συμπαγές (compact or cortical bone) και το σπογκώδες (spongy, cancellous or trabecular bone). Όπως προκύπτει και από την ονομασία τους συμπεραίνουμε ότι διαφέρουν ως προς την πυκνότητα ή γενικά ως προς την αρχιτεκτονική τους κατασκευή. Η διαφορά αυτή αποτυπώνεται στις ιδιότητές τους. Στην Εικόνα 7 εκτός των διάφορων τμημάτων της δομής ενός οστού παρατηρούμε τη μορφή που έχει ένα συμπαγές και ένα σπογκώδες οστό.

Compact Bone & Spongy (Cancellous Bone)



Εικόνα 7: Συμπαγές και σπογγώδες οστό

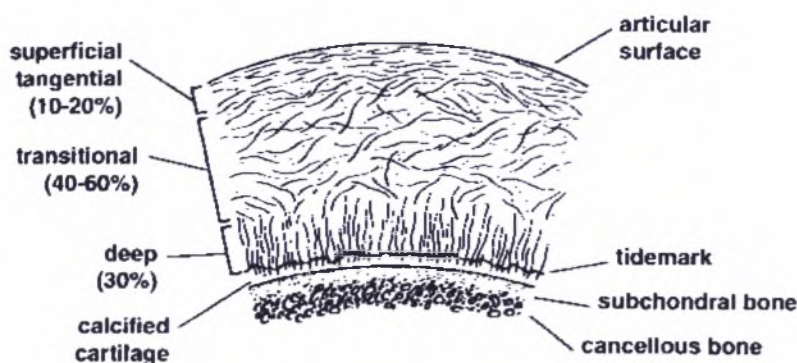
Στο μοντέλο των πεπερασμένων στοιχείων περιλαμβάνονται 28 οστά: τα τμήματα της κνήμης (tibia) και της περόνης (fibula) και 26 οστά του ποδιού που είναι ο αστράγαλος (talus), η πτέρνα (calcaneus), το κυβοειδές (cuboid), το σκαφοειδές (navicular), 3 σφηνοειδή (cuneiforms), 5 μετατάρσια (metatarsals) και 14 μέρη των φαλαγγών των δακτύλων (phalanges) (Εικόνα 8).



Εικόνα 8: Ο σκελετός του ποδιού

3.1.2 Αρθρικός χόνδρος

Ο αρθρικός χόνδρος είναι μια λεπτή στρώση από ινώδη συνδετικό ιστό στις επιφάνειες των οστών της άρθρωσης. Αποτελείται από κύτταρα ($\approx 5\%$) και τη μήτρα ($\approx 95\%$) της οποίας το κυρίαρχο συστατικό είναι το νερό ($65-80\%$). Η δομή του είναι ετερογενής. Αλλάζει με το βάθος από την επιφάνεια της άρθρωσης. Μολονότι οι αλλαγές αυτές είναι συνεχείς μπορεί να χωριστούν σε τέσσερις ζώνες: την επιφανειακή (superficial), την μεταβατική (transitional), τη βαθιά (deep) και την ασβεστούχα (calcified) (Εικόνα 9).



Εικόνα 9: Ίνες κολλαγόνου ανάμεσα στις ετερογενείς ζώνες του χόνδρου

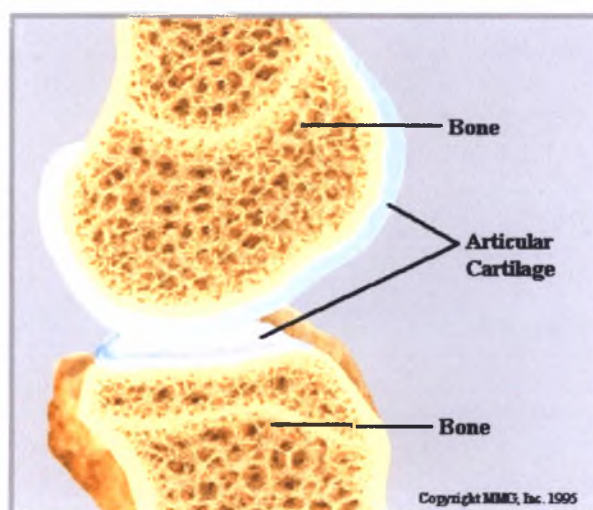
Η επιφανειακή ζώνη είναι η πιο λεπτή από όλες και έχει δύο στρώσεις: την επιφανειακή και μια βαθύτερη. Η επιφανειακή στρώση έχει περίπου $2\ \mu\text{m}$ πάχος και αποτελείται από δέσμες ινιδίων κολλαγόνου. Η βαθύτερη στρώση αποτελείται από πυκνές ίνες κολλαγόνου παράλληλες στο επίπεδο που ορίζει η επιφάνεια της άρθρωσης. Οι ίνες παραμένουν παράλληλες προς αυτό το επίπεδο καθ' όλη τη διάρκεια μιας κίνησης της άρθρωσης. Η δομή της επιφανειακής ζώνης φαίνεται να είναι τέτοια που αντιστέκεται στις διατμητικές τάσεις που αναπτύσσονται κατά την κίνηση. Επίσης η επιφανειακή ζώνη περιέχει τη μεγαλύτερη συγκέντρωση νερού, περίπου 80% . Η συγκέντρωση νερού μειώνεται περίπου γραμμικά καθώς αυξάνεται το βάθος από την επιφάνεια της άρθρωσης μέχρι να φτάσει περίπου το 65% στην βαθιά ζώνη.

Η μεταβατική ζώνη αποτελείται από ινίδια κολλαγόνου μεγαλύτερης διαμέτρου σε σχέση με αυτά της επιφανειακής ζώνης. Τα ινίδια αυτά είναι κυρίως παράλληλα στο επίπεδο που ορίζει η επιφάνεια της άρθρωσης αλλά λιγότερο παράλληλα σε σχέση με τα αντίστοιχα της επιφανειακής ζώνης.

Η βαθιά ζώνη χαρακτηρίζεται από μεγάλες δεσμίδες κολλαγόνου κάθετες στο επίπεδο που ορίζει η επιφάνεια της άρθρωσης.

Στην ασβεστούχα ζώνη σημειώνεται η μετάβαση από τον μαλακό αρθρικό χόνδρο στο πιο άκαμπτο υπόχονδρο οστό (subchondral bone).

Οι κύριες λειτουργίες του χόνδρου είναι να μεταφέρουν δυνάμεις μεταξύ των οστών που αρθρώνουν και να διανέμουν τις δυνάμεις στην άρθρωση. Τα οστά του ποδιού αρθρώνονται τόσο με την κνήμη και την περόνη όσο και μεταξύ τους που επιτρέπουν στο πόδι μεγάλη ευχέρεια κινήσεων με ελάχιστη τριβή (συντελεστής τριβής = 0.0025) (Εικόνα 10).



Εικόνα 10: Αρθρικός χόνδρος μεταξύ δύο οστών

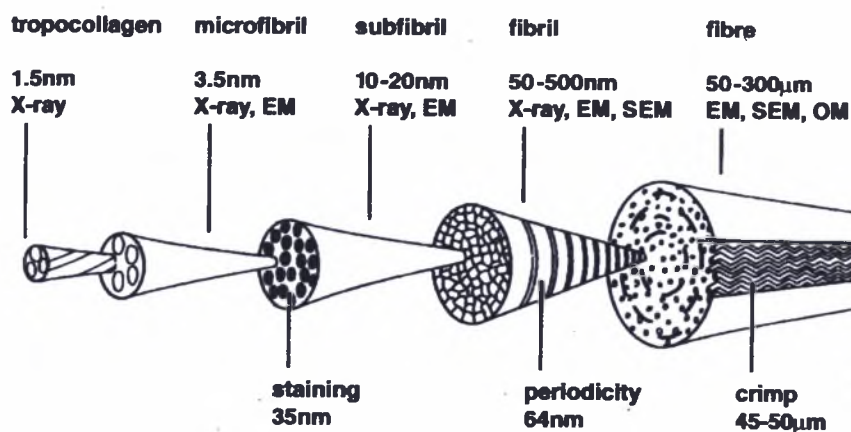
Στο μοντέλο η αλληλεπίδραση μεταξύ των οστών με την ύπαρξη αρθρικού χόνδρου έχει οριστεί χρησιμοποιώντας στοιχεία ανάλογων ιδιοτήτων υλικού εκτός από την άρθρωση κνήμης – αστραγάλου όπου έχει χρησιμοποιηθεί η επιλογή επαφής επιφάνειας με επιφάνεια (surface-to-surface contact) μέσω του προγράμματος ABAQUS. Η συμπεριφορά των επιφανειών των οστών που έρχονται σε επαφή δηλώνεται με βάση τις ιδιότητες του υλικού (Εικόνα 11).



Εικόνα 11: Με το κόκκινο χρώμα διακρίνονται οι περιοχές αρθρικού χόνδρου

3.1.3 Σύνδεσμοι

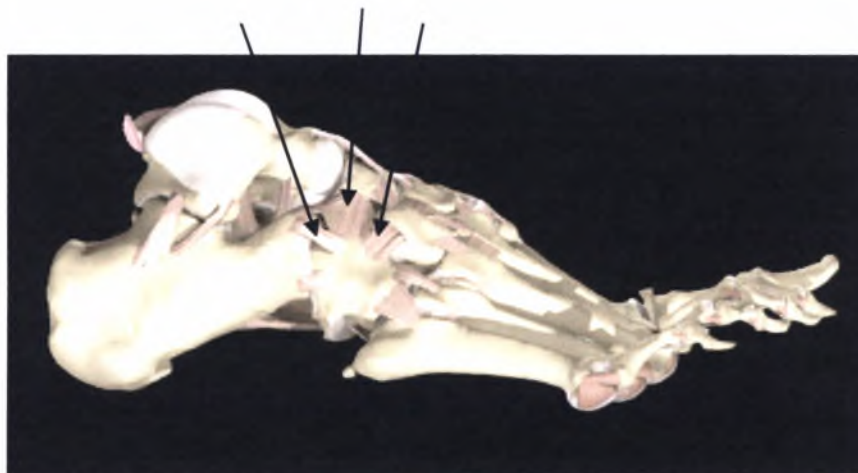
Το κολλαγόνο αποτελεί την κύρια πρωτεΐνη και στους συνδέσμους και παρουσιάζεται με διάφορες μορφές ινών σε τέτοια κατεύθυνση ώστε να αντιστέκεται σε αξονικά φορτία. Η ιεραρχική δομή του κολλαγόνου σε ένα σύνδεσμο περιλαμβάνει ίνες (fibres), ινίδια (fibrils), υποϊνίδια (subfibrils), μικροϊνίδια (microfibrils) και τροποκολλαγόνο (tropocollagen) (Εικόνα 12). Μόρια τροποκολλαγόνου συσσωματώνονται σε ομάδες των πέντε σχηματίζοντας μικροϊνίδια. Αντίστοιχα οι ομάδες μικροϊνιδίων σχηματίζουν τα υποϊνίδια, οι ομάδες των υποϊνιδίων τα ινίδια και οι ομάδες ινιδίων τις ίνες.



Εικόνα 12: Ιεραρχική δομή του κολλαγόνου σε ένα σύνδεσμο

Οι κύριες λειτουργίες των συνδέσμων είναι να συγκρατούν τα οστά διαμέσου των αρθρώσεων, να οδηγούν την κίνηση της άρθρωσης και να διατηρούν την σταθερότητα και τη συμφωνία των οστών στην άρθρωση. Στην Εικόνα 13 δείχνουμε τους συνδέσμους που ενώνουν την πτέρνα με το κυβοειδές οστό, το κυβοειδές με το σφηνοειδές που είναι δίπλα του και το κυβοειδές με το σκαφοειδές στην ραχιαία επιφάνεια του ποδιού.

Σύνδεσμοι



Εικόνα 13 : Ορισμένοι σύνδεσμοι του ποδιού

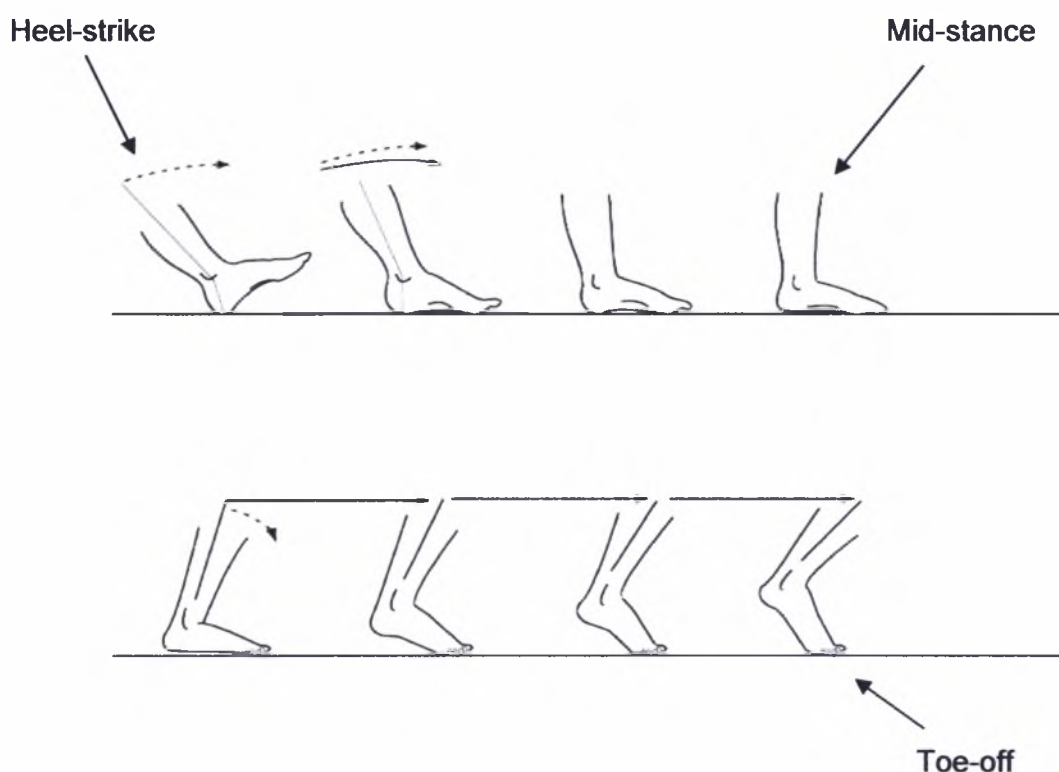
Στο μοντέλο έχουν τοποθετηθεί όλοι οι κύριοι σύνδεσμοι του ποδιού καθώς και η πελματιαία απονεύρωση ενώνοντας τα αντίστοιχα σημεία επαφής των στα οστά (Interactive foot and ankle, Primal Pictures Ltd. UK) (Εικόνα 14).



Εικόνα 14 : Με κόκκινο χρώμα διακρίνονται οι σύνδεσμοι και η πελματιαία απονεύρωση

3.2 Φάσεις βαδίσματος

Το πόδι κατά την διάρκεια του βαδίσματος περνά από τρεις κύριες φάσεις (Εικόνα 15). Πρόκειται αρχικά για την φάση που η επιφάνεια κάτω από την πτέρνα έρχεται σε επαφή με το έδαφος (heel-strike), εν συνεχεία το πόδι βρίσκεται σε ορθή στάση όπου η κνήμη και το έδαφος σχηματίζουν γωνία περίπου 90° (mid-stance) και τέλος η φάση όπου η επιφάνεια κάτω από την πτέρνα αποχωρίζεται το δάπεδο και το πόδι στηρίζεται πλέον στα δάκτυλα (toe-off). Η εφαρμογή μας αφορά την στατική ανάλυση της δεύτερης φάσης (mid-stance).



Εικόνα 15: Στάσεις του ποδιού κατά την διάρκεια του βαδίσματος

4. Ανάλυση μοντέλου

4.1 Επιλογή υλικών

Η επιλογή υλικών αποτελεί από τα πιο δύσκολα και συζητήσιμα μέρη ενός μοντέλου. Αυτό συμβαίνει διότι η μηχανική συμπεριφορά των βιολογικών ιστών δεν είναι πλήρως καθορισμένη ή στην περίπτωση που είναι, τα πειραματικά αποτελέσματα είναι δύσκολο να ταιριάξουν σε μοντέλα υλικών. Παρ' όλα αυτά έχει γίνει και γίνεται πολύ έρευνα σε αυτά τα πεδία και υπάρχουν στην βιβλιογραφία δεδομένα προς χρήση.

4.1.1 Οστά

Το οστό όπως και όλοι οι βιολογικοί ιστοί είναι ιξωδο-ελαστικά υλικά (Schneck and Bronzino, 2003) οπότε ο κλασικός νόμος του Hooke για γραμμικώς ελαστικά υλικά θα πρέπει να αντικατασταθεί από μια καταστατική εξίσωση που θα περιλαμβάνει την αύξηση της παραμόρφωσης με το χρόνο υπό σταθερή τάση. Έχουν γίνει προσπάθειες μοντελοποίησης της συμπεριφοράς του οστού θεωρώντας ανισότροπο γραμμικώς ιξωδο-ελαστικό υλικό, ανισότροπο γραμμικώς ελαστικό υλικό, ισότροπο γραμμικώς ελαστικό υλικό και σύνθετο υλικό αποτελούμενο από απατίτη (Ap) και κολλαγόνο (Schneck and Bronzino, 2003). Ακόμη και για την θεώρηση ισότροπου γραμμικώς ελαστικού υλικού υπάρχουν διαφορετικές εκτιμήσεις ιδιοτήτων αφού ορισμένοι ερευνητές (Giddings, 1998) θεωρούν για την πτέρνα μέτρο Young $E=5$ GPa και λόγο Poisson $\nu=0.32$, αντιπροσωπεύοντας ένα πολύ πυκνό σπογκώδες οστό, ενώ για τα υπόλοιπα οστά του μοντέλου θεωρούν μέτρο Young $E=15$ GPa και λόγο Poisson $\nu=0.32$, με συνέπεια στις τιμές ιδιοτήτων για συμπαγές οστό. Ανάλογες τιμές ιδιοτήτων για τους δύο τύπους οστών παρουσιάζονται και σε ορισμένα βιβλία (Nigg and Herzog, 1999). Άλλοι ερευνητές (Lemmon, 1997; Chen, 2001) χρησιμοποιούν ιδιότητες υλικού με μέτρο Young $E=10$ GPa και λόγο Poisson $\nu=0.34$ για όλα τα οστά του μοντέλου βασισμένοι στους van Buskirk and Ashman (1981). Οι περισσότεροι ερευνητές στις εργασίες τους (Cheung, 2004, 2005 and 2006; Gefen, 2000, 2002 and 2003; Jacob and Patil, 1996 and 1999) χρησιμοποιούν ιδιότητες μέτρου Young $E=7.3$ GPa και λόγου Poisson $\nu=0.3$ για όλα τα οστά του μοντέλου. Οι τιμές αυτές προέκυψαν σταθμίζοντας τις ελαστικές ιδιότητες συμπαγούς και σπογκώδους οστού (Nakamura, 1981).

Το υλικό που χρησιμοποιούμε εμείς στο μοντέλο μας για τα οστά είναι γραμμικώς ελαστικό με μέτρο Young $E=7.3$ GPa και λόγο Poisson $\nu=0.3$ (Πίνακας 4).

4.1.2 Αρθρικός χόνδρος

Ο αρθρικός χόνδρος έχει μοντελοποιηθεί σύμφωνα με την θεωρία της ποροελαστικότητας (Biot, 1941) με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (Li, 1999, 2000, 2003; Mow, 1993; van der Voet, 1992). Αρκετά χρήσιμες πληροφορίες μπορούμε να εξάγουμε για την μηχανική του χόνδρου από τα διάφορα μοντέλα που έχουν αναπτυχθεί, ωστόσο ο Miller (1998) εξέφρασε την άποψη ότι τα θεωρητικά αυτά μοντέλα δεν ισχύουν σε όλες τις περιπτώσεις. Παράλληλα πολλοί ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει σε μοντέλα τους ομογενή, ισότροπα, γραμμικώς ελαστικά υλικά. Έτσι σε ορισμένες εργασίες έχουν χρησιμοποιηθεί για τον χόνδρο ιδιότητες μέτρου Young $E=1$ MPa και λόγου Poisson $\nu=0.1$ (Gefen, 2000; Cheung, 2006) βασιζόμενοι στα πειραματικά αποτελέσματα του Liu (1997) και Athanasiou (1998). Σε άλλες εργασίες έχουν χρησιμοποιηθεί για τον χόνδρο ιδιότητες μέτρου Young $E=10$ MPa και λόγου Poisson $\nu=0.4$ (Dai, 2006; Gefen, 2002 and 2003; Chen, 2001; Jacob and Patil, 1996 and 1999) βασιζόμενοι στα αποτελέσματα του Schreppers (1990). Στο μοντέλο της Giddings (1998) έχει χρησιμοποιηθεί μέτρο Young $E=12$ MPa και λόγος Poisson $\nu=0.42$ σύμφωνα με πειραματικά αποτελέσματα του Hayes (1971).

Το υλικό που χρησιμοποιούμε εμείς στο μοντέλο μας για τον αρθρικό χόνδρο είναι γραμμικώς ελαστικό με μέτρο Young $E=10$ MPa και λόγο Poisson $\nu=0.4$ (Πίνακας 4).

4.1.3 Μαλακός ιστός

Ο μαλακός ιστός αποτέλεσε γραμμικώς ελαστικό υλικό με σχετικά αυξημένο μέτρο Young ($E \approx 1$ MPa) στα πρώτα μοντέλα ποδιού με πεπερασμένα στοιχεία. Οι τιμές αυτές αποδείχτηκε ότι ήταν αρκετά μεγαλύτερες σε σχέση με πειραματικές μετρήσεις του μαλακού ιστού που έδιναν μέτρο Young $0.05 < E < 0.3$ MPa σε παραμορφώσεις 10–35% (Gefen, 2001; Zheng, 2000). Σε μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν μη – γραμμικά υλικά οι ιδιότητες βασίστηκαν σε καμπύλες τάσης

– παραμόρφωσης προερχόμενες από πειράματα (Goske, 2005; Cheung, 2005; Gefen, 2000).

Στο μοντέλο μας ο μαλακός ιστός ορίστηκε ως μη – γραμμικό υλικό. Το μοντέλο υλικού που προσομοιάζει καλύτερα την ασυμπίεστότητα του μαλακού ιστού είναι το γενικό υπερελαστικό υλικό που περιγράφεται με μια δευτέρας τάξης πολυωνυμική εξίσωση της ενέργειας παραμόρφωσης. Η εξίσωση γράφεται ως συνάρτηση του αποκλίνοντος μέρους και του υδροστατικού μέρους. Η μορφή της εξίσωσης αυτής είναι

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (0)$$

όπου U είναι η ενέργεια παραμόρφωσης ανά μονάδα αρχικού όγκου, C_{ij} και D_i είναι συντελεστές του υλικού (Πίνακας 1), \bar{I}_1 και \bar{I}_2 είναι η πρώτη και δεύτερη αναλλοίωτη του αποκλίνοντος μέρους της παραμόρφωσης (αριστερού Cauchy-Green τανυστή παραμόρφωσης)

$$\begin{aligned} \bar{I}_1 &= \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2 \\ \bar{I}_2 &= \bar{\lambda}_1^{-2} + \bar{\lambda}_2^{-2} + \bar{\lambda}_3^{-2} \end{aligned} \quad (2)$$

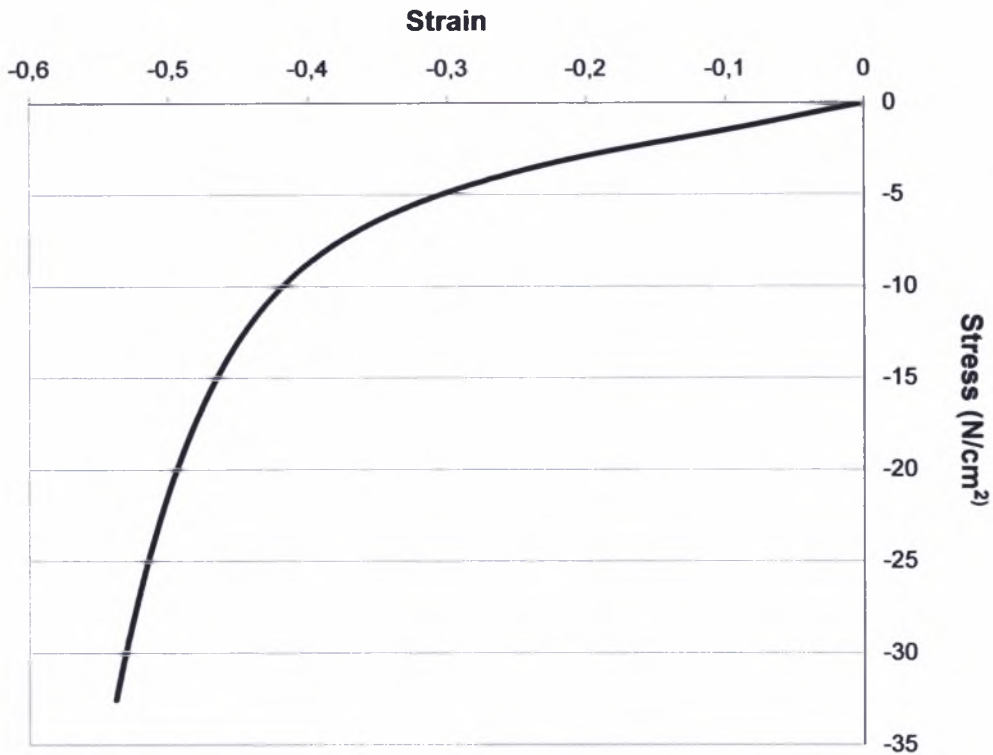
με $\bar{\lambda}_i = J_{el}^{-1/3} \lambda_i$ τις ανηγμένες αλλαγές μήκους του αποκλίνοντος μέρους της κλίσης της παραμόρφωσης. J_{el} είναι ο ελαστικός ρυθμός μεταβολής όγκου και λ_i είναι οι κύριες ανηγμένες αλλαγές μήκους: ο ρυθμός αλλαγής του τωρινού μήκους σε σχέση με το αρχικό μήκος μιας υλικής ίνας. Στην περίπτωση του μονοαξονικού εφελκυσμού οι ανηγμένες αλλαγές μήκους $\lambda_i = \frac{l}{l_0}$ συνδέονται με τις ονομαστικές παραμορφώσεις

$$\varepsilon_i = \frac{\Delta l}{l_0} \text{ μέσω της σχέσης}$$

$$\lambda_i = 1 + \varepsilon_i \quad (3)$$

όπου l το μήκος μετά την παραμόρφωση, l_0 το αρχικό μήκος και $\Delta l = l - l_0$.

Οι τιμές των συντελεστών C_{ij} και D_i υπολογίστηκαν από το ABAQUS βασιζόμενοι σε δεδομένα πειραμάτων θλίψης του μαλακού ιστού στην περιοχή της πτέρνας (Lemmon 1997). Συνοπτικά μαζεύτηκαν δεδομένα δύναμης – μετατόπισης από πέντε δείγματα, προέκυψαν οι αντίστοιχες καμπύλες τάσης – παραμόρφωσης και τέλος επιλέχθηκε η μια μέση καμπύλη (Διάγραμμα 1).



Διάγραμμα 1: Μη-γραμμική συμπεριφορά τάσης-παραμόρφωσης του μαλακού ιστού με βάση τα πειραματικά αποτελέσματα του Lemmon (1997)

Παρατηρούμε ότι για μια δεδομένη παραμόρφωση π.χ. 0.3 παράγεται τάση ίση περίπου με 5 N/cm^2 ή 0.05 N/mm^2 . Οπότε εκτιμούμε ότι το μέτρο του Young είναι περίπου $E = \frac{0.05 \text{ MPa}}{0.3} = 0.17 \text{ MPa}$.

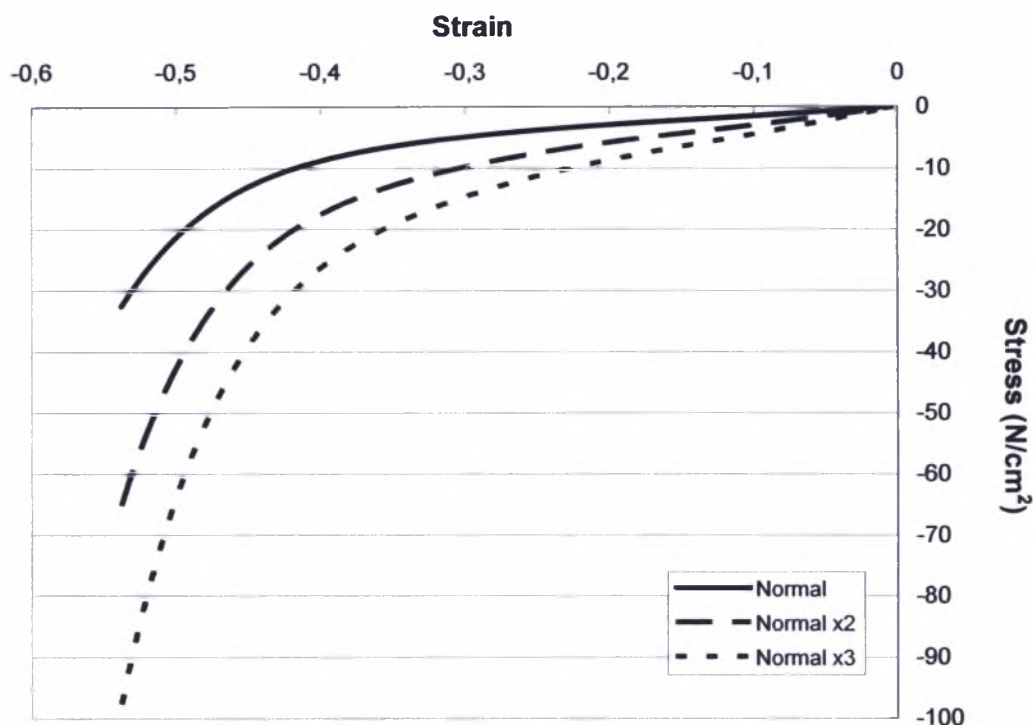
$$E = \frac{0.05 \text{ MPa}}{0.3} = 0.17 \text{ MPa}$$

Επίσης το υλικό θεωρήθηκε περίπου ασυμπίεστο χρησιμοποιώντας λόγο Poisson $\nu=0.49$ (Nakamura, 1981).

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1	D_2
6.49044	-3.94306	1.27821	-0.57539	0.47721	0.007904	0.0

Πίνακας 1: Οι συντελεστές που υπολόγισε το ABAQUS για το υπερελαστικό υλικό του μαλακού ιστού. Οι μονάδες είναι N cm^{-2} για τα C_{ij} και $\text{cm}^2 \text{ N}$ για τα D_i

Παράλληλα πραγματοποιήθηκε ανάλυση και σύγκριση αποτελεσμάτων θεωρώντας λίγο περισσότερο συμπιεστό υλικό για τον μαλακό ιστό μεταβάλλοντας τον συντελεστή D_1 της πολυωνομικής εξίσωσης του υπερελαστικού υλικού. Επιπλέον μελετήσαμε την επίδραση της αύξησης της ακαμψίας του μαλακού ιστού στις πελματιαίες τάσεις και τις τάσεις στην πτέρνα. Βασιστήκαμε στα δεδομένα του Διαγράμματος 1 και θεωρήσαμε ότι για να επιτευχθεί μια δεδομένη παραμόρφωση πρέπει να ασκηθεί διπλάσια και τριπλάσια τάση από την κανονική (Διάγραμμα 2).



Διάγραμμα 2: Το κανονικό, το διπλάσια και τριπλάσια άκαμπτο υλικό του μαλακού ιστού

Το υλικό θεωρήθηκε περίπου ασυμπίεστο χρησιμοποιώντας λόγο Poisson $\nu=0.49$ και το ABAQUS υπολόγισε τις τιμές των συντελεστών C_{ij} και D_i (Πίνακας 2).

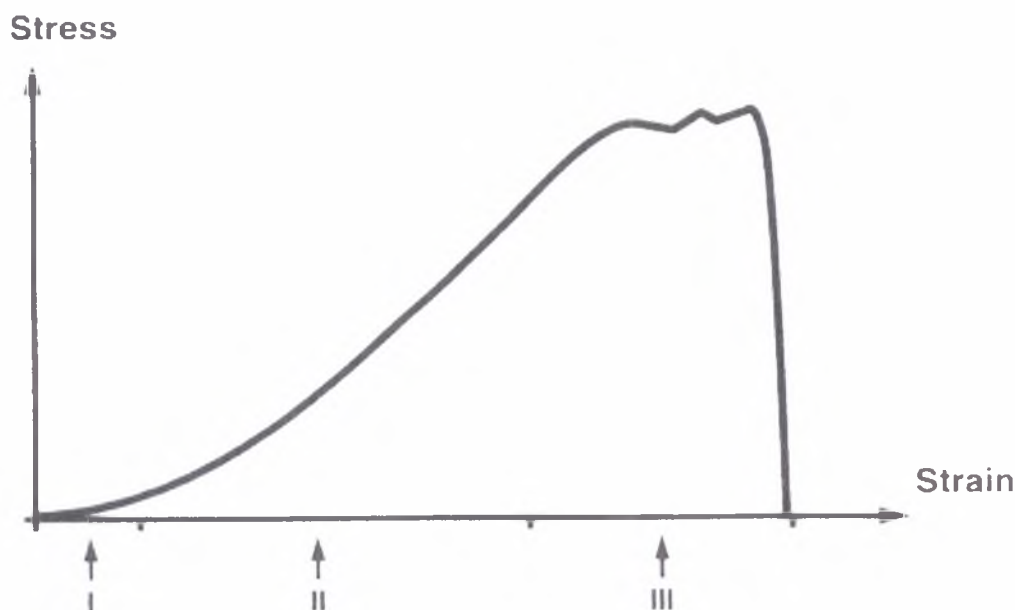
	C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1	D_2
Normal	6.49044	-3.94306	1.27821	-0.57539	0.47721	0.007904	0.0
Normal x2	12.9808	-7.88612	2.55642	-1.15078	0.95442	0.003952	0.0
Normal x3	19.4713	11.8291	3.83463	-1.72617	1.43163	0.002634	0.0

Πίνακας 2: Οι συντελεστές C_{ij} και D_i σε μονάδες $N\ cm^{-2}$ και $cm^2\ N$ αντίστοιχα για 2 και 3 φορές πιο άκαμπτο υλικό του μαλακού ιστού

4.1.4 Σύνδεσμοι

Οι σύνδεσμοι συμπεριφέρονται με μη-γραμμικό τρόπο (Woo, 1982) (Διάγραμμα 3). Στην περιοχή I παρατηρείται μικρή τάση ανάλογη με την παραμόρφωση που εφαρμόζεται. Η περιοχή αυτή φαίνεται να αντιστοιχεί στο ίσιωμα των ινών κολλαγόνου από την κυματιστή μορφή που εμφανίζουν αρχικά. Ακολουθεί η πιο γραμμική περιοχή II όπου οι ίσιες πλέον ίνες κολλαγόνου δέχονται το αξονικό

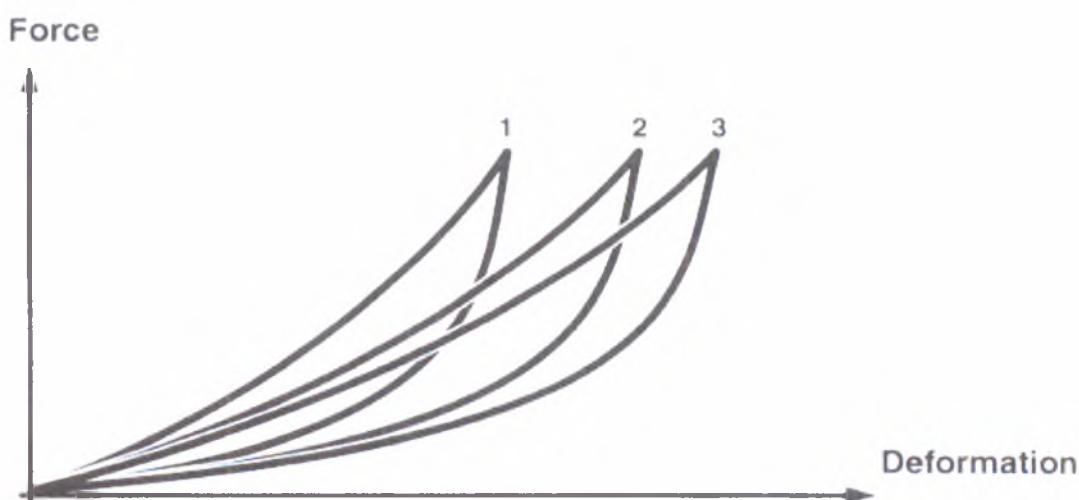
φόρτιο και τέλος η περιοχή III όπου παρατηρείται αστοχία.



Διάγραμμα 3: Καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης για σύνδεσμο

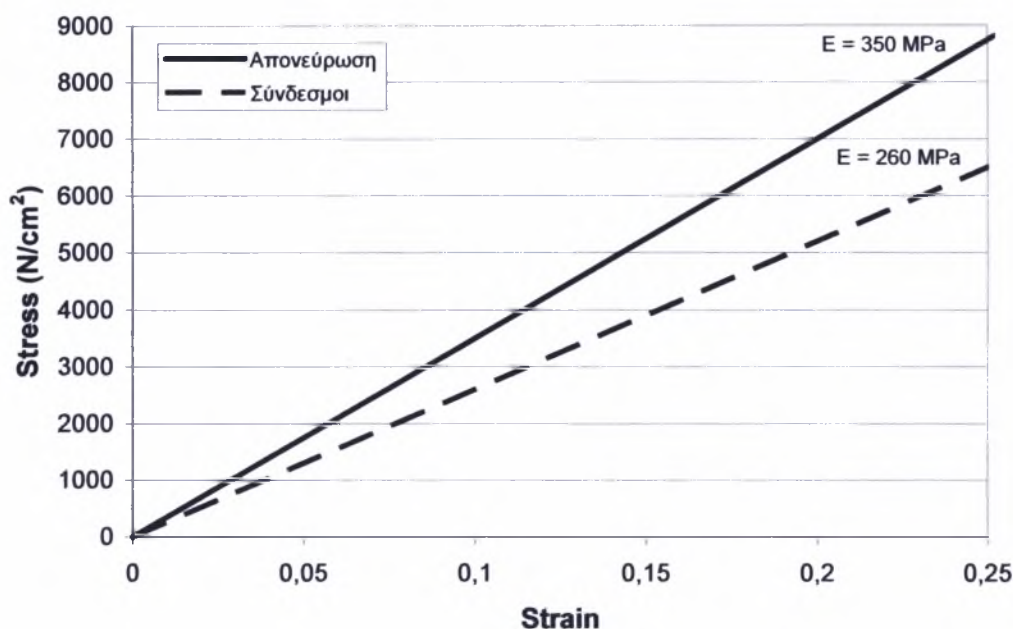
Η συμπεριφορά αυτή των συνδέσμων επιτρέπει τις αρχικές σχετικές κινήσεις στις αρθρώσεις με ελάχιστη αντίσταση. Μαζί με τους υπόλοιπους συνδέσμους, την γεωμετρία των οστών και την λειτουργία των μυών, οι σύνδεσμοι εντός ενός φάσματος χαμηλών φορτίσεων οδηγούν τα οστά στην φυσιολογική τους κίνηση. Σε υψηλότερες φορτίσεις οι σύνδεσμοι γίνονται πιο άκαμπτοι παρέχοντας περισσότερη αντίσταση στις αυξημένες παραμορφώσεις. Η αύξηση αυτή της ακαμψίας λέγεται ότι προστατεύει την άρθρωση.

Όπως έχουμε αναφέρει οι βιολογικοί ιστοί αποτελούν ιξωδοελαστικά υλικά. Στο Διάγραμμα 4 αποτυπώνεται η επίδραση της ιξωδοελαστικότητας στον σύνδεσμο.



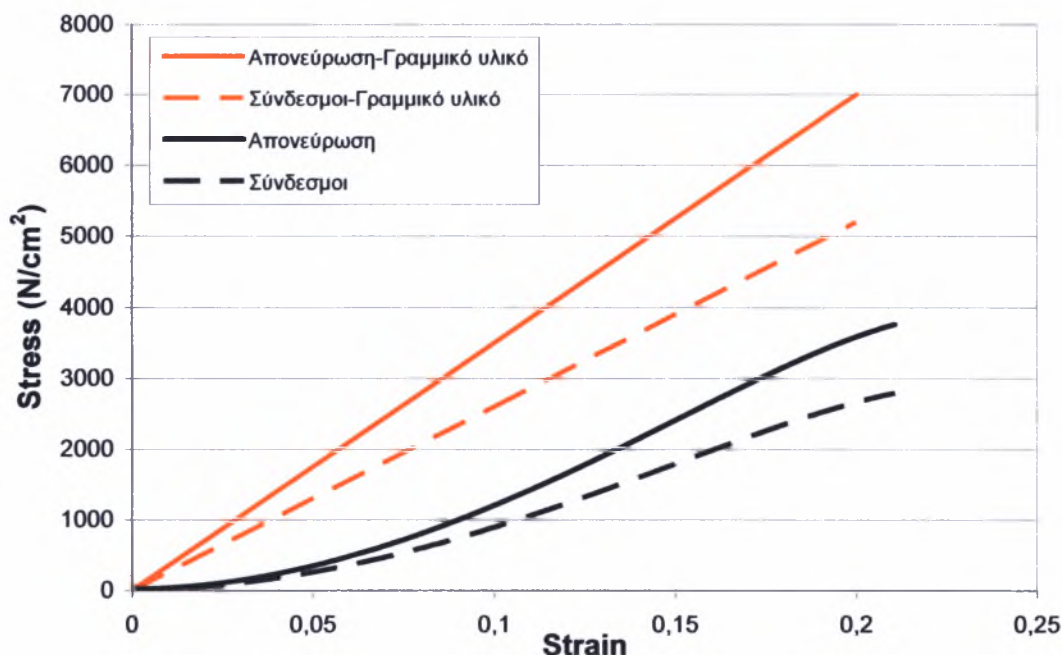
Διάγραμμα 4: Τρεις κύκλοι φόρτισης-αποφόρτισης συνδέσμου σε παράσταση δύναμης-μετατόπισης

Το υλικό που χρησιμοποιείται σε εργασίες της βιβλιογραφίας (Cheung, 2005 and 2006; Giddings, 1998) για τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση είναι γραμμικώς ελαστικό και βασίζεται στις εργασίες των Siegler (1988) και Wright and Rennels (1964) αντίστοιχα (Διάγραμμα 5). Φαίνεται ότι οι σύνδεσμοι είναι περίπου 26% πιο ελαστικοί από την απονεύρωση.



Διάγραμμα 5: Γραμμικώς ελαστική συμπεριφορά συνδέσμων και απονεύρωσης

Σε άλλες εργασίες (Gefen 2000,2002 and 2003) το υλικό που χρησιμοποιείται για τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση είναι μη-γραμμικό και βασίζεται σε πειραματικά δεδομένα των Race and Amis (1994). Πρόκειται για πειράματα εφελκυσμού στις δυο δεσμίδες του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου του γόνατος. Ο σύνδεσμος αυτός δεν ανήκει στο πόδι και δεν γνωρίζουμε την πραγματική απόκλιση των ιδιοτήτων των συνδέσμων του ποδιού από τον οπίσθιο χιαστό. Παρ' όλα αυτά μελετήσαμε και την περίπτωση μη-γραμμικών υλικών για τους συνδέσμους και την απονεύρωση ώστε να συγκρίνουμε την επίδρασή τους στα τελικά αποτελέσματα (Πίνακας 5). Θεωρώντας ότι οι σύνδεσμοι είναι περίπου 26% πιο ελαστικοί από την απονεύρωση (αποκτώντας ένα μέτρο σύγκρισης με την θεώρηση ελαστικών ιδιοτήτων) εκτιμούμε τις ιδιότητες της απονεύρωσης (Διάγραμμα 6). Η μορφή των καμπυλών φαίνεται να ταιριάζει με την μορφή των καμπυλών του Διαγράμματος 3.



Διάγραμμα 6: Μη γραμμική συμπεριφορά συνδέσμων και απονεύρωσης σε σύγκριση με την γραμμική τους συμπεριφορά

Από τα Διαγράμματα 5 και 6 παρατηρούμε ότι για μια δεδομένη παραμόρφωση συνδέσμου π.χ. ίση με 0,1 πρέπει στη μεν γραμμική περίπτωση να ασκήσουμε τάση ίση με 2600 N/cm^2 ενώ στη μη-γραμμική περίπτωση 896 N/cm^2 . Η μεγάλη απόκλιση των τιμών είναι εμφανής και μπορεί να εξηγηθεί μόνο ως προς το γεγονός ότι τα μη-γραμμικά δεδομένα προήλθαν από πειράματα σε σύνδεσμο του γονάτου και όχι του ποδιού.

Το μοντέλο υλικού που χρησιμοποιήθηκε για να αποτυπώσει τις καμπύλες του Διαγράμματος 6 είναι το υπερελαστικό υλικό που περιγράφεται με μια πέμπτης τάξης πολυωνυμική εξίσωση της ενέργειας παραμόρφωσης. Η εξίσωση γράφεται ως συνάρτηση του αποκλίνοντος μέρους και του υδροστατικού μέρους. Η μορφή της εξίσωσης αυτής είναι

$$U = \sum_{i=1}^5 C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^5 \frac{1}{D_i} (J_{cl} - 1)^{2i} \quad (4)$$

όπου U είναι η ενέργεια παραμόρφωσης ανά μονάδα αρχικού όγκου, C_{i0} και D_i είναι συντελεστές του υλικού (Πίνακας 3) και \bar{I}_1 είναι η πρώτη αναλλοίωτη του αποκλίνοντος μέρους της παραμόρφωσης (αριστερού Cauchy-Green τανυστή παραμόρφωσης).

Επίσης και για τα δύο υλικά χρησιμοποιήθηκε λόγος του Poisson $\nu=0.4$ (Chu, 1995)

	Σύνδεσμοι	Απονεύρωση
C ₁₀	448.828449	604.192122
C ₂₀	33443.3027	45019.8290
C ₃₀	-371379.345	-499933.716
C ₄₀	2644501.99	3559906.41
C ₅₀	-7857918.08	-10577966.3
D ₁	4.774334488E-04	3.546648599E-04
D ₂	0	0
D ₃	0	0
D ₄	0	0
D ₅	0	0

Πίνακας 3: Οι συντελεστές που υπολόγισε το ABAQUS για το υπερελαστικό υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης. Οι μονάδες είναι N cm^{-2} για τα C_i και $\text{cm}^2 \text{N}$ για τα D_i

4.1.5 Σύνοψη μοντελοποίησης

Το μοντέλο του ποδιού που έχουμε κατασκευάσει περιλαμβάνει τα οστά, τον αρθρικό χόνδρο, τον μαλακό ιστό, τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση. Για τα οστά έχουν χρησιμοποιηθεί στο μοντέλο 25926 τετραεδρικά στοιχεία, για τον αρθρικό χόνδρο 2173 τετραεδρικά στοιχεία, για τον μαλακό ιστό 66929 τετραεδρικά στοιχεία, για τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση 113 στοιχεία τύπου Truss που δέχονται μόνο αξονικά φορτία (Πίνακας 4). Το μοντέλο αρχικά επιλύθηκε με τους συνδέσμους να δρουν ελεύθερα. Στη συνέχεια για να αποτρέψουμε τους συνδέσμους να μεταφέρουν θλιπτικά φορτία, όπως και στην πραγματικότητα, οι σύνδεσμοι που παρατηρήθηκε να μεταφέρουν θλίψη εντοπίστηκαν και η ακαμψία τους ορίστηκε στο μηδέν. Συνολικά το μοντέλο αποτελείται από 96610 στοιχεία και 59835 μεταβλητές (βαθμοί ελευθερίας + μεταβλητές πολλαπλασιαστών Lagrange).

Συστατικό	Τύπος Στοιχείου	Μέτρο Young E (MPa)	Λόγος Poisson ν	Εμβαδόν διατομής (mm ²)
Οστό	Τετράεδρα	7300	0.3	-
Μαλακός Ιστός	Τετράεδρα	Υπερελαστικό	0.49	-
Χόνδρος	Τετράεδρα	10	0.4	-
Σύνδεσμοι	Ράβδος	260	-	18.4
Απονεύρωση	Ράβδος	350	-	58.6

Πίνακας 4: Ιδιότητες υλικών και τύποι στοιχείων για το μοντέλο με γραμμικώς ελαστική συμπεριφορά των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Συστατικό	Τύπος Στοιχείου	Μέτρο Young E (MPa)	Λόγος Poisson ν	Εμβαδόν διατομής (mm ²)
Οστό	Τετράεδρα	7300	0.3	-
Μαλακός Ιστός	Τετράεδρα	Υπερελαστικό	0.49	-
Χόνδρος	Τετράεδρα	10	0.4	-
Σύνδεσμοι	Ράβδος	Υπερελαστικό	0.4	18.4
Απονεύρωση	Ράβδος	Υπερελαστικό	0.4	58.6

Πίνακας 5: Ιδιότητες υλικών και τύποι στοιχείων για το μοντέλο με μη-γραμμική συμπεριφορά των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Συνοψίζοντας τις εφαρμογές για τις οποίες εξάγαμε αποτελέσματα έχουμε:

1. Το μοντέλο του ποδιού χρησιμοποιώντας γραμμική συμπεριφορά υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση
2. Το μοντέλο του ποδιού χρησιμοποιώντας μη – γραμμική συμπεριφορά υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση. Τα δεδομένα του υλικού προήλθαν από πειράματα εφελκυσμού στον οπίσθιο χιαστό του γονάτου
3. Το μοντέλο του ποδιού χρησιμοποιώντας γραμμική συμπεριφορά υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και θεωρώντας μόνο τους συνδέσμους που μεταφέρουν εφελκυστικά φορτία
4. Το μοντέλο του ποδιού χρησιμοποιώντας μη – γραμμική συμπεριφορά υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και θεωρώντας μόνο τους συνδέσμους που μεταφέρουν εφελκυστικά φορτία

Παράλληλα εξάγαμε χρήσιμα αποτελέσματα μεταβάλλοντας την ασυμπίεστικότητα και την ακαμψία του μαλακού ιστού στο μοντέλο του ποδιού. Τις δοκιμές αυτές τις εφαρμόσαμε θεωρώντας γραμμικώς ελαστική συμπεριφορά υλικού για τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση

4.2 Προσομοίωση της φάσης βαδίσματος mid – stance

Στη φάση βαδίσματος mid – stance το πόδι βρίσκεται σε ορθή στάση σε σχέση με το έδαφος. Μια οριζόντια πλάκα (rigid surface) χρησιμοποιήθηκε για να προσομοιάσει τη στήριξη του εδάφους (Εικόνα 16).

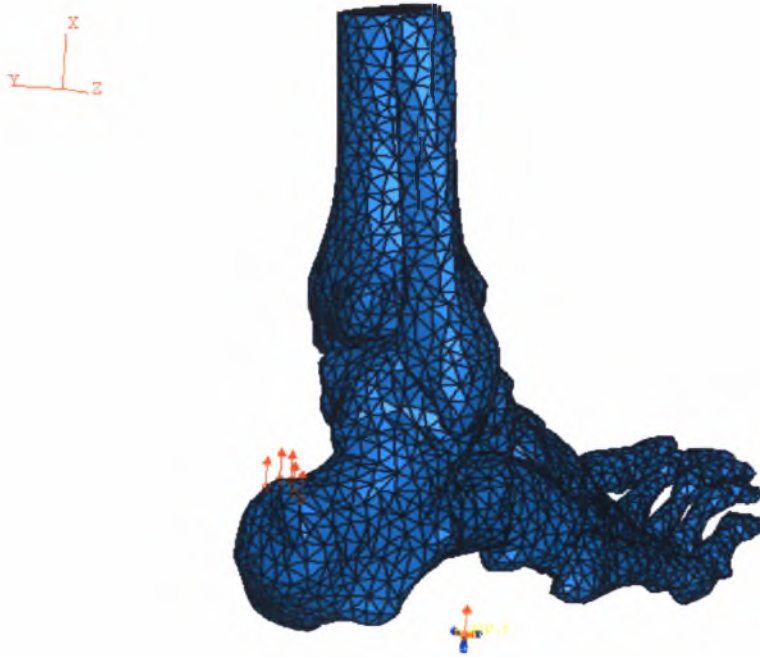


Εικόνα 16: Το πόδι στηρίζεται στην άκαμπτη πλάκα

Η αλληλεπίδραση ποδιού – εδάφους μοντελοποιήθηκε χρησιμοποιώντας επαφή δύο επιφανειών (contact surfaces) με συντελεστή τριβής 0.6 (Zhang and Mak, 1999).

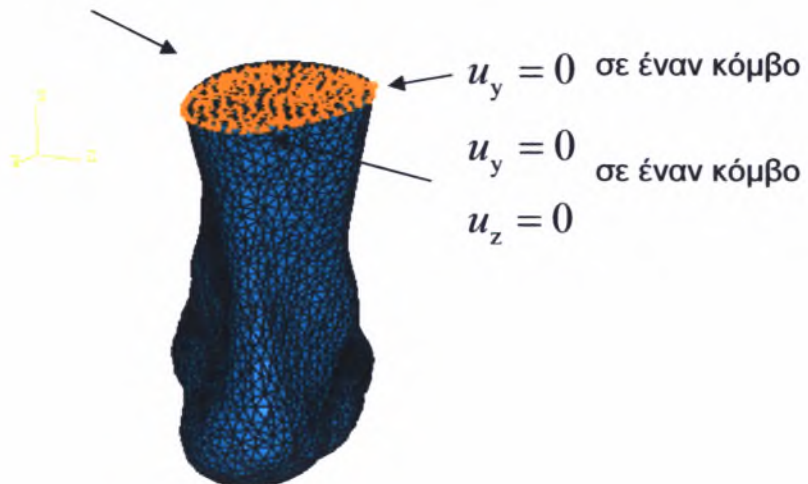
Το σωματικό βάρος του εθελοντή απ' όπου προήλθε το μοντέλο του ποδιού ήταν 70 Kg. Για σωματικό βάρος 70 Kg, μια κάθετη δύναμη περίπου 350 N εφαρμόζεται σε κάθε πόδι κατά την ισορροπημένη ορθή στάση. Διανύσματα δυνάμεων, αντίστοιχα με το μισό σωματικό βάρος και την αντίδραση του αχίλλειου τένοντα εφαρμόστηκαν στο πόδι (Εικόνα 17). Η κάθετη δύναμη του αχίλλειου τένοντα μεγέθους 175 N εφαρμόστηκε με πέντε ισοδύναμα διανύσματα δύναμης στην οπίσθια και πάνω πλευρά της πτέρνας. Η τιμή αυτή φορτίου του αχίλλειου τένοντα βασίζεται σε εργασία του Simkin (1982), ο οποίος υπολόγισε ότι η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα αντιστοιχεί περίπου στο 50% του φορτίου που εφαρμόζεται στο πόδι κατά την ορθή στάση. Επίσης κατά τη διάρκεια της ανάλυσης, στους κόμβους που αντιστοιχούν στις πάνω επιφάνειες της κνήμης, της περόνης και του μαλακού ιστού δεν επιτράπηκε η μετατόπιση στην κάθετη διεύθυνση. Σε έναν τυχαίο κόμβο της επιφάνειας δεν επιτράπηκε επιπλέον η μετατόπιση σε μία ακόμη διεύθυνση ενώ

ένας κόμβος έμεινε “δεμένος” στις τρεις διευθύνσεις σε όλη τη διάρκεια της ανάλυσης (Εικόνα 18). Οι συνοριακές αυτές συνθήκες επιβλήθηκαν με τέτοιο τρόπο ώστε αφενός να αποφύγουμε ανεπιθύμητες στροφές του ποδιού κατά την επιβολή των δυνάμεων, αφετέρου να επιτρέψουμε τις σχετικές κινήσεις στους κόμβους της πάνω επιφάνειας.



Εικόνα 17: Τα φορτία που ασκούνται στο πόδι

$u_x = 0$ σε όλους τους κόμβους



Εικόνα 18: Οι συνοριακές συνθήκες που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση

5. Αποτελέσματα

Μελετήσαμε αρχικά το μοντέλο του ποδιού υπό την επίδραση στατικής φορτίσεως χρησιμοποιώντας ιδιότητες υλικών σύμφωνα με τον Πίνακα 4 (σελ.) δηλαδή εκτός του μαλακού ιστού που χρησιμοποιήθηκε υπερελαστικό υλικό, όλοι οι υπόλοιποι ιστοί εξιδανικεύτηκαν ως ομογενή, ισότροπα και γραμμικώς ελαστικά υλικά.

Στην πραγματικότητα οι σύνδεσμοι παρουσιάζουν μηδενική ακαμψία σε θλίψη, οπότε το αρχικό μοντέλο επιλύθηκε εκ νέου θεωρώντας αυτή τη φορά τους συνδέσμους, που βρέθηκαν να δέχονται θλίψη στο αρχικό μοντέλο, να παρουσιάζουν μηδενική ακαμψία.

Στη συνέχεια δοκιμάσαμε το μοντέλο σε ιδιότητες υλικών σύμφωνα με τον Πίνακα 5 (σελ.). Οι ιδιότητες αυτές διαφέρουν από τις αντίστοιχες του Πίνακα 4 στο γεγονός ότι για τους συνδέσμους και την απονεύρωση χρησιμοποιήθηκε μοντέλο υπερελαστικού υλικού βασισμένο σε πειράματα εφελκυσμού του οπίσθιου χιαστού του γονάτου. Η σύγκριση που προκύπτει από τη χρήση δύο διαφορετικών ειδών υλικού στο μοντέλο, μας οδηγεί σε χρήσιμα συμπεράσματα.

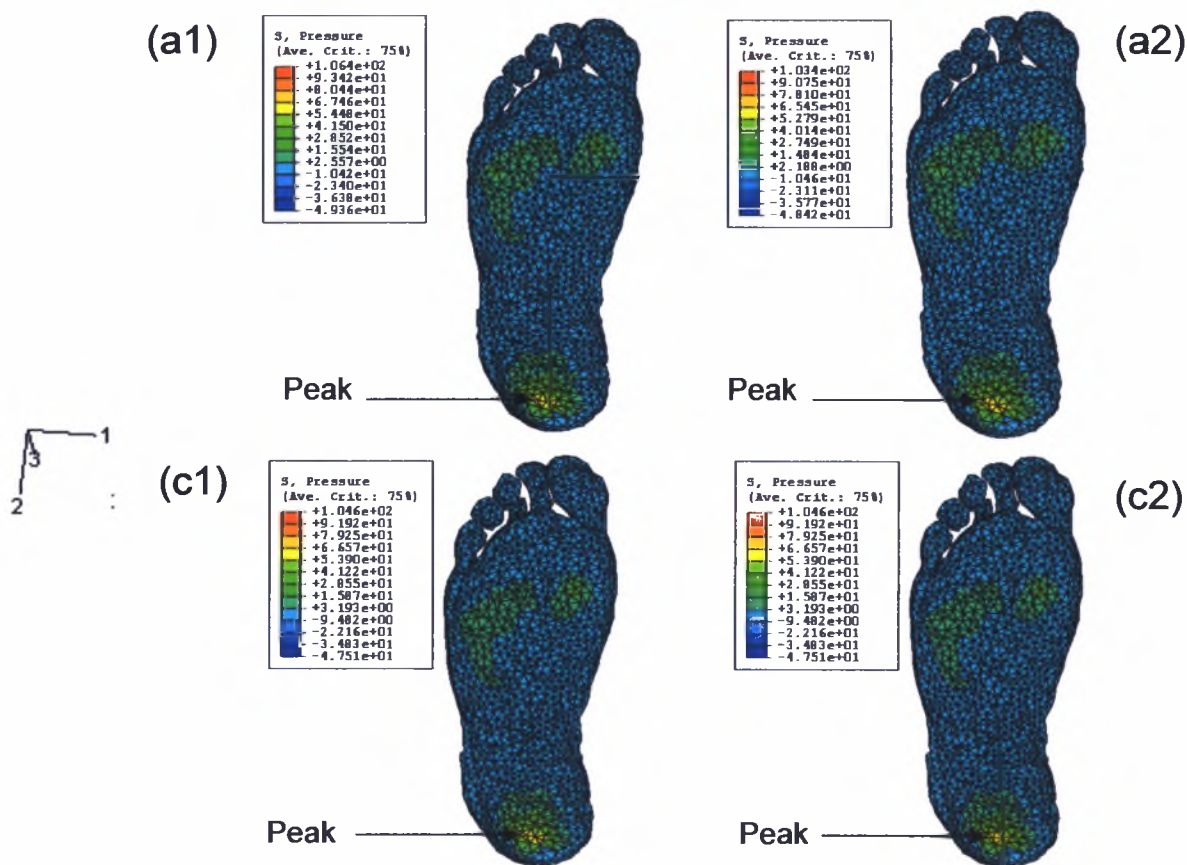
Ο τανυστής των τάσεων $\sigma_{ij} = \sigma'_{ij} + p\delta_{ij}$ αποτελείται από το αποκλίνον μέρος σ'_{ij} και το υδροστατικό μέρος $p\delta_{ij}$ όπου δ_{ij} το δέλτα του Kronecker και $p = \frac{\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}}{3}$. Οι υδροστατικές τάσεις αποτελούν μέτρο των ορθών τάσεων

στην κατασκευή. Η ισοδύναμη τάση κατά von Mises $\sigma_e = \sqrt{\frac{3}{2}\sigma'_{ij}\sigma'_{ij}}$ βασίζεται στον αποκλίνοντα τανυστή της τάσης και αποτελεί μέτρο των διατμητικών τάσεων στην κατασκευή.

5.1 Πελματιαία επιφάνεια ποδιού

Στο σχήμα 1 αποτυπώνονται οι πελματιαίες υδροστατικές τάσεις και τα σημεία όπου εμφανίζονται οι μέγιστες τιμές. Στον Πίνακα 6 παρουσιάζονται οι τιμές των μέγιστων εφελκυστικών και θλιπτικών υδροστατικών τάσεων. Οι μέγιστες πελματιαίες υδροστατικές τάσεις είναι περίπου ίδιες ασχέτως του αν χρησιμοποιούμε γραμμική ή μη-γραμμική συμπεριφορά για τους συνδέσμους και την απονεύρωση ή θεωρούμε ότι οι σύνδεσμοι αντιστέκονται σε εφελκυσμό και θλίψη ή μόνο σε

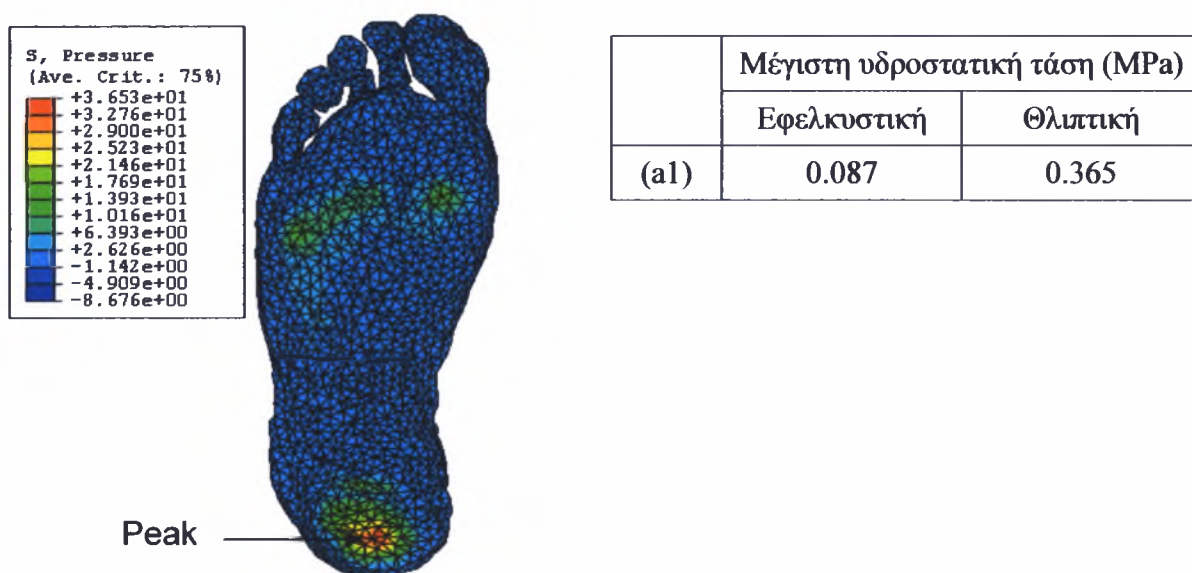
εφελκυσμό (Σχήμα 1). Οι πελματιαίες τάσεις επηρεάζονται μόνο από το υλικό του μαλακού ιστού και ακριβέστερα από το κατά πόσο συμπιεστό ή άκαμπτο είναι αυτό. Έτσι, αν στο υπερελαστικό υλικό του μαλακού ιστού θεωρήσουμε συντελεστή $D_1 = 0.03653 \text{ cm}^2/\text{N}$ αντί για $D_1 = 0.007904 \text{ cm}^2/\text{N}$, δηλώνοντας με αυτόν τον τρόπο λίγο πιο συμπιεστό υλικό από το αρχικό, τότε παρατηρούμε ότι, για την περίπτωση της χρήσης γραμμικού υλικού στους συνδέσμους και την απονεύρωση, η μέγιστη πελματιαία θλιπτική υδροστατική τάση μειώνεται περίπου στο 1/3, ενώ η μέγιστη πελματιαία εφελκυστική υδροστατική τάση μειώνεται περίπου στο 1/6 (Σχήμα 2). Η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση εμφανίζεται σε όλες τις περιπτώσεις στην περιοχή της πτέρνας.



Σχήμα 1: Πελματιαία υδροστατική τάση θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται

	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
	Εφελκυστική	Θλιπτική
(a1)	0.494	1.064
(a2)	0.484	1.034
(c1)	0.475	1.046
(c2)	0.475	1.046

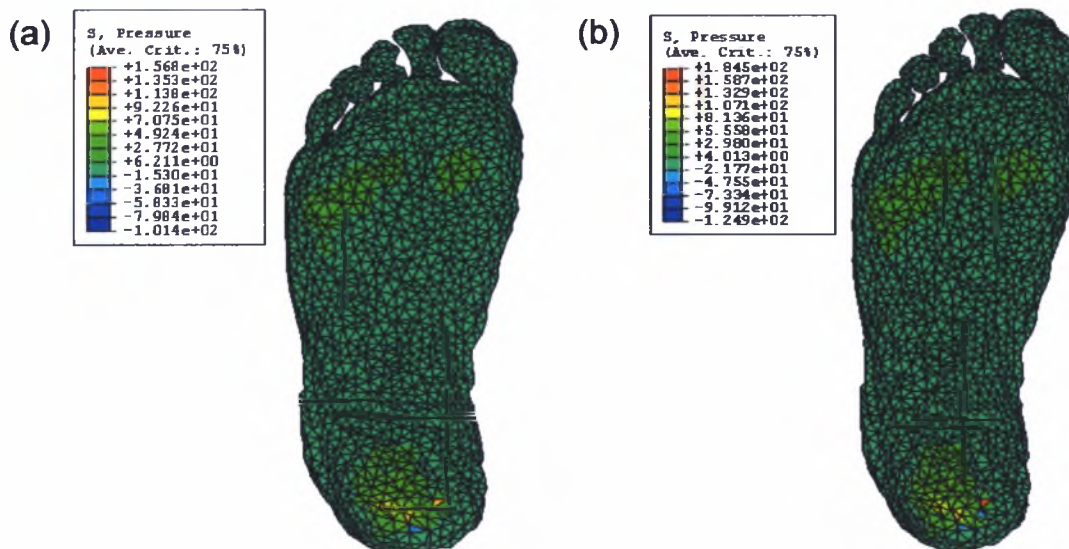
Πίνακας 6: Τιμές των μέγιστων υδροστατικών τάσεων θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται



Σχήμα 2: Πελματιαία υδροστατική τάση για ένα περισσότερο συμπιεστό υλικό μαλακού ιστού θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση

Διάφορες ασθένειες όπως ο διαβήτης προκαλούν αύξηση της ακαμψίας του μαλακού ιστού. Το γεγονός αυτό με τη σειρά του συνήθως προκαλεί την αύξηση των πελματικών πιέσεων με συνέπεια πληγές και πόνους στο πόδι και την πτέρνα.

Θεωρώντας την περίπτωση του γραμμικώς ελαστικού υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση, η αύξηση στην ακαμψία του μαλακού ιστού δύο φορές επιφέρει αύξηση της μέγιστης θλιπτικής πελματιαίας υδροστατικής τάσης κατά 48% και διπλασιασμό της μέγιστης εφελκυστικής. Η αύξηση στην ακαμψία του μαλακού ιστού τρεις φορές επιφέρει αύξηση της μέγιστης θλιπτικής πελματιαίας υδροστατικής τάσης κατά 74% και αύξηση 2,5 φορές της μέγιστης εφελκυστικής (Πίνακας 7).

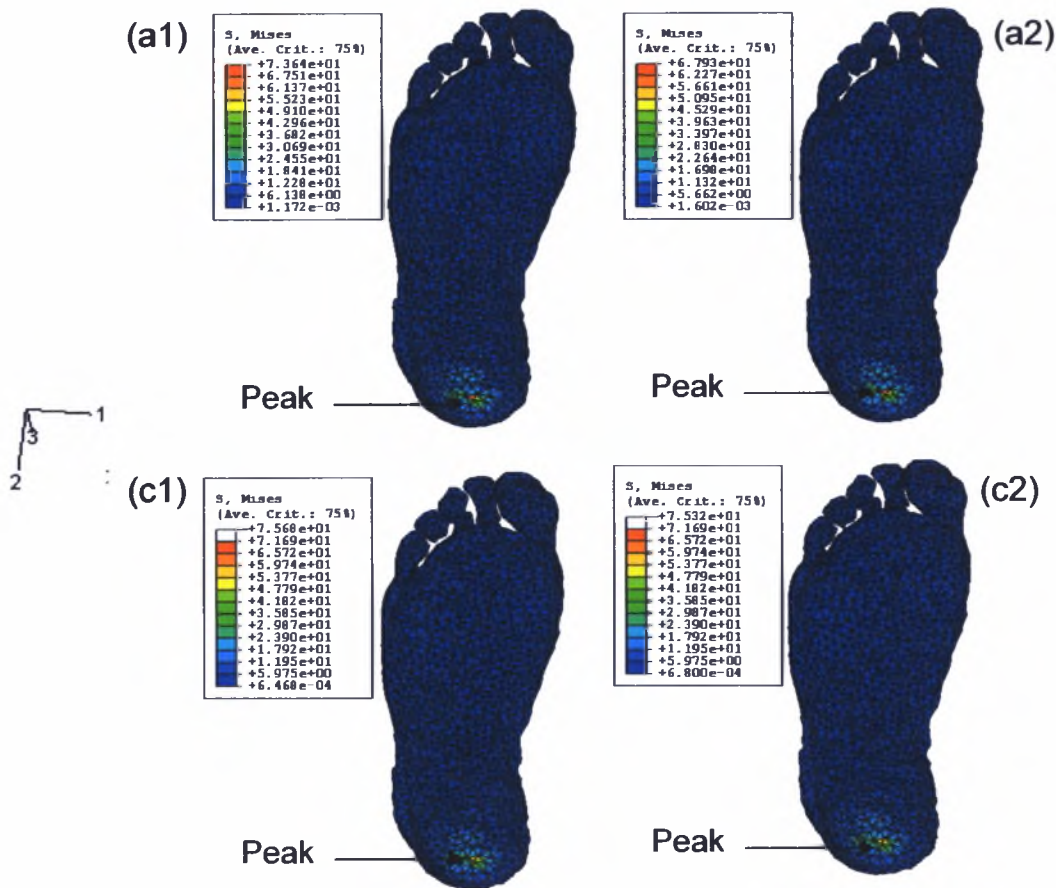


Σχήμα 3: Πελματιαία υδροστατική τάση θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και (a) 2 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό (b) 3 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό

Υλικό μαλακού ιστού	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
	Εφελκυστική	Θλιπτική
Normal	0.494	1.064
Normal x2	1.014	1.568
Normal x3	1.249	1.845

Πίνακας 7: Τιμές μέγιστων υδροστατικών τάσεων για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού

Στο σχήμα 4 αποτυπώνονται οι πελματιαίες ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises και στον Πίνακα 8 παρουσιάζονται οι τιμές των μέγιστων αυτών τάσεων.

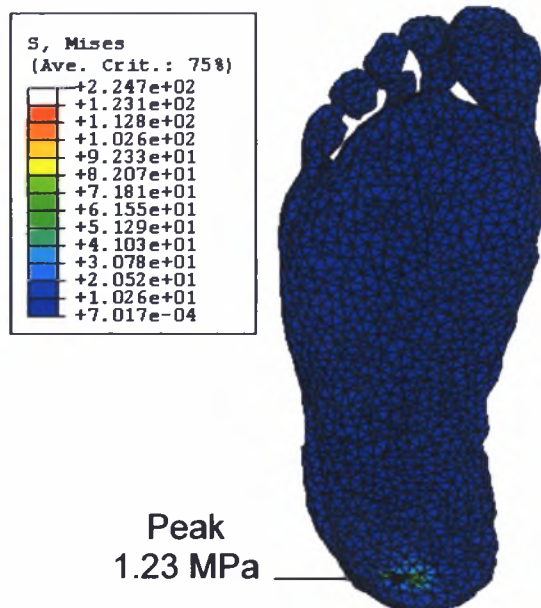


Σχήμα 4: Πελματιαία ισοδύναμη τάση κατά von Mises θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται

	Μέγιστη ισοδύναμη τάση von Mises (MPa)
(a1)	0.736
(a2)	0.679
(c1)	0.717
(c2)	0.717

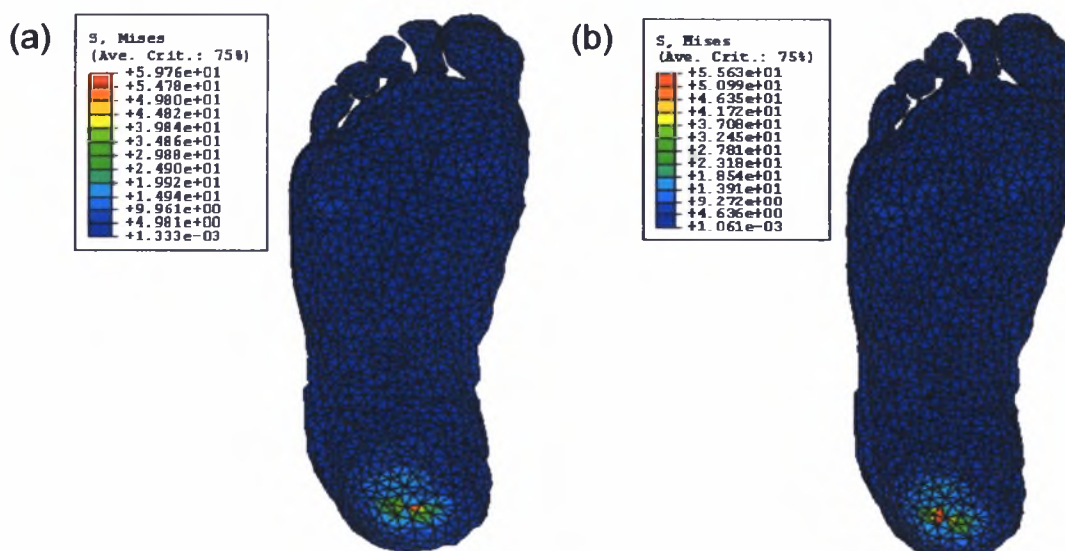
Πίνακας 8: Τιμές των μέγιστων τάσεων von Mises θεωρώντας (a1) γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (a2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται (c1) μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση (c2) και επιπλέον ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται

Η ισοδύναμη τάση κατά von Mises στο πέλμα αυξάνεται περίπου 67% αν θεωρήσουμε λίγο πιο συμπίεστο υλικό σε σχέση με το αρχικό.



Σχήμα 5: Πελματιαία τάση von Mises θεωρώντας ένα περισσότερο συμπιεστό υλικό για τον μαλακό ιστό θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση

Θεωρώντας την περίπτωση του γραμμικώς ελαστικού υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση, η αύξηση στην ακαμψία του μαλακού ιστού δύο φορές σε σχέση με τον αρχικό επιφέρει μείωση της μέγιστης ισοδύναμης τάσης von Mises κατά 19%. Η αύξηση στην ακαμψία του μαλακού ιστού τρεις φορές επιφέρει μείωση της μέγιστης ισοδύναμης τάσης von Mises κατά 24.5% (Πίνακας 9). Οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στην ίδια περιοχή της πελματιαίας επιφάνειας.



Σχήμα 6: Πελματιαία τάση von Mises θεωρώντας θεωρώντας γραμμικώς ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και (a) 2 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό (b) 3 φορές πιο άκαμπτο μαλακό ιστό

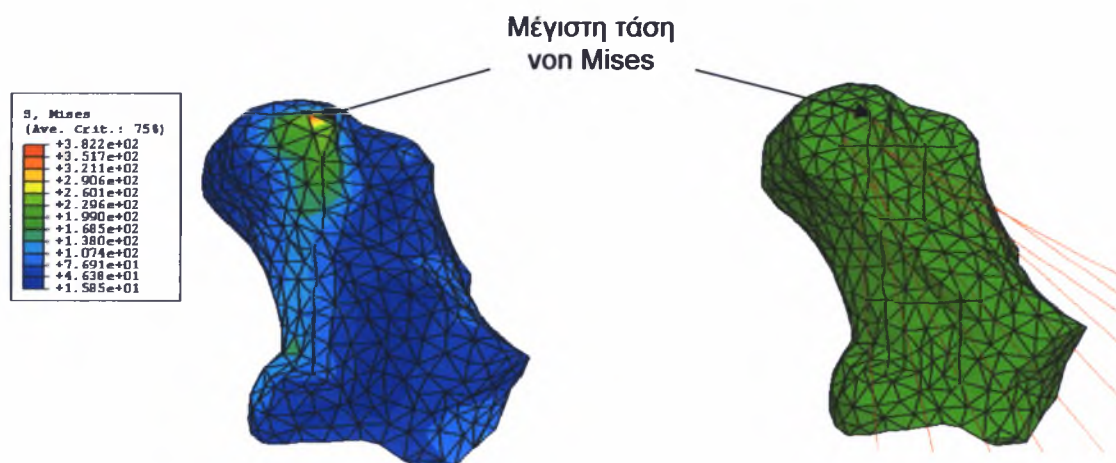
Υλικό μαλακού ιστού	Μέγιστη ισοδύναμη τάση von Mises (MPa)
Normal	0.736
Normal x2	0.598
Normal x3	0.556

Πίνακας 9: Τιμές μέγιστων ισοδύναμων τάσεων von Mises στο πέλμα για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού

5.2 Πτέρνα

Η πτέρνα αποτέλεσε μέρος ιδιαίτερης μελέτης αφού πρόκειται για το οστό στο οποίο συμβαίνουν τα συνήθη κατάγματα στο πόδι. Αποτελεί το πιο ευαίσθητο οστό του ποδιού γεγονός που οφείλεται κατά κύριο λόγο στο ότι είναι σπογκώδες. Το γεγονός αυτό έχει ως συνέπεια η πτέρνα να παρουσιάζει χαμηλότερη αντοχή σε σύγκριση με τους άλλους τύπους οστών.

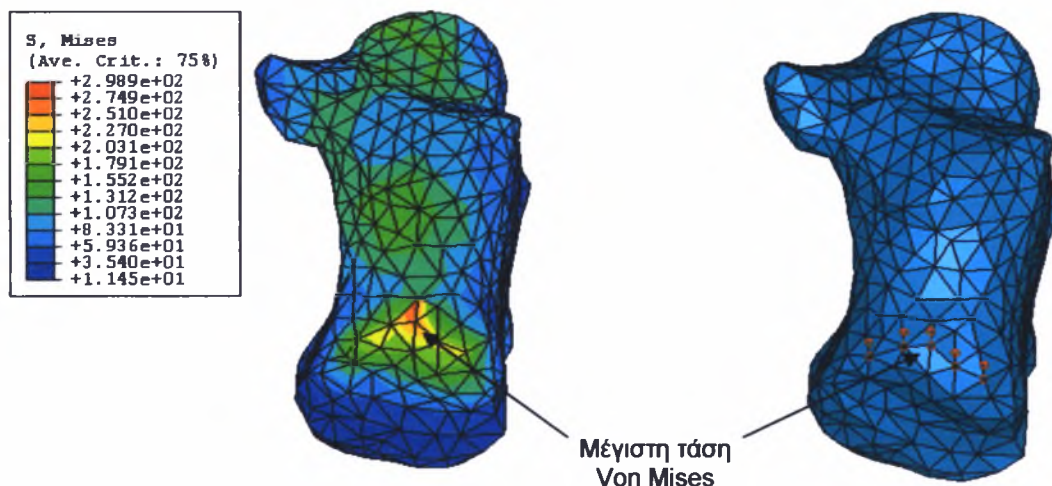
Στο Σχήμα 7 φαίνεται η πελματιαία επιφάνεια της πτέρνας και τα σημεία επαφής της απονεύρωσης στο πίσω μέρος της πτέρνας. Στην περίπτωση που χρησιμοποιούμε γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση στο σημείο επαφής της απονεύρωσης παρουσιάζεται η μέγιστη von Mises τάση στην πτέρνα σαν αποτέλεσμα της επιμήκυνσης της απονεύρωσης κατά την φόρτιση του ποδιού.



Σχήμα 7: Η μέγιστη τάση von Mises στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία επαφής της πελματιαίας απονεύρωσης όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης

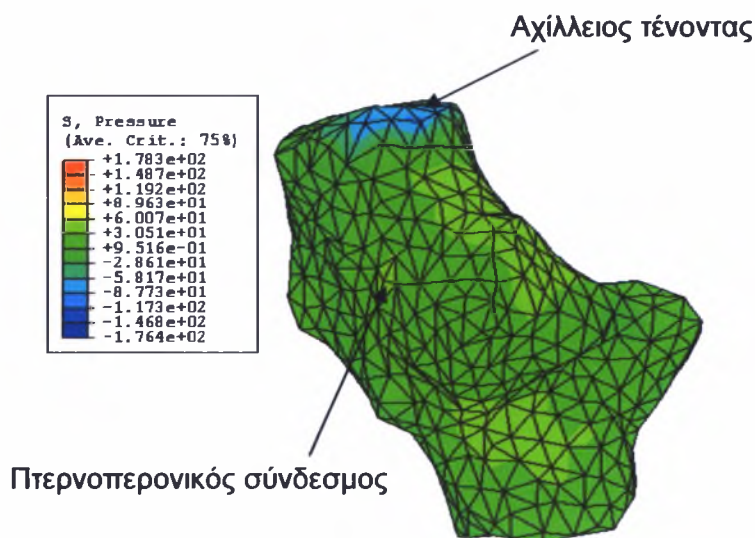
Στο Σχήμα 8 φαίνεται η ραχιαία επιφάνεια της πτέρνας και τα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα κατά την στάση του βαδίσματος στο πίσω μέρος της πτέρνας. Στην περίπτωση που χρησιμοποιούμε το μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση στα σημεία εφαρμογής της

αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα παρουσιάζεται η μέγιστη von Mises τάση στην πτέρνα.



Σχήμα 8: Η μέγιστη τάση von Mises στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα όταν χρησιμοποιούμε τις μη-γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης

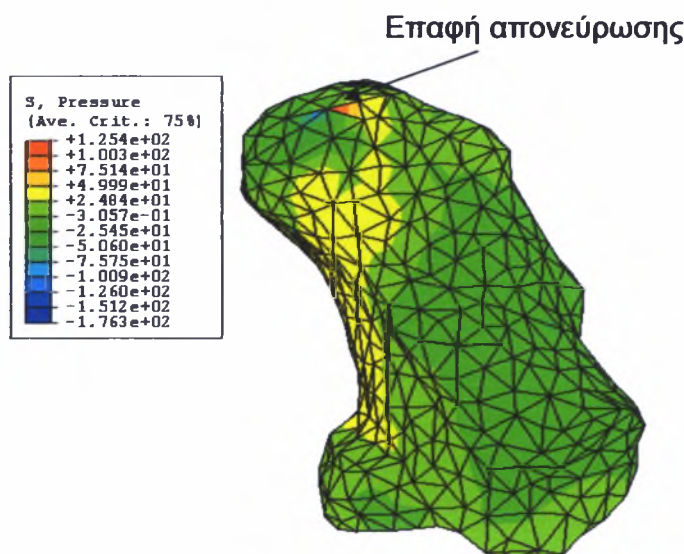
Στο Σχήμα 9 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης που αφορούν την υδροστατική τάση στην πτέρνα για την περίπτωση που θεωρούμε γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση. Οι σύνδεσμοι έχουν την δυνατότητα να εφελκυστούν και να συμπιεστούν. Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση εμφανίζεται στα σημεία που εφαρμόζεται η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα. Η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση εμφανίζεται στο σημείο επαφής του περνοπερονικού συνδέσμου με την πτέρνα.



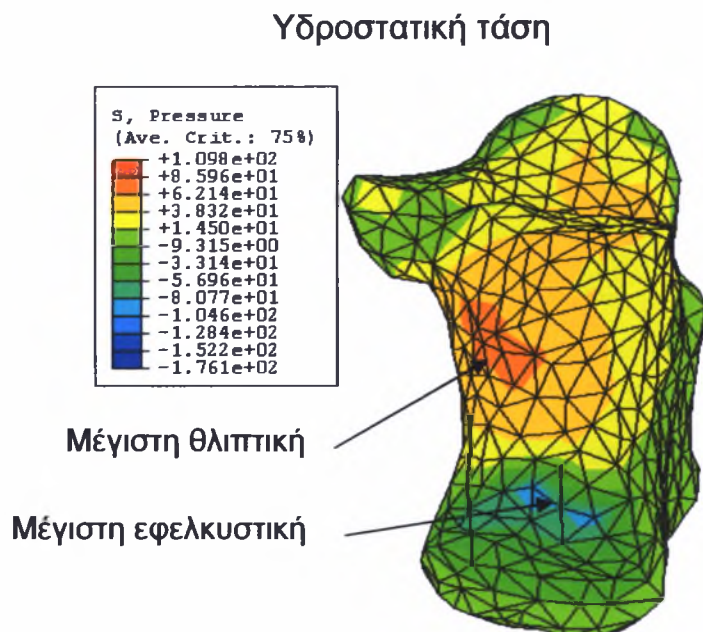
Σχήμα 9: Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα και η μέγιστη θλιπτική στο σημείο επαφής του περνοπερονικού συνδέσμου όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Στο Σχήμα 10 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης που αφορούν την υδροστατική τάση στην πτέρνα για την περίπτωση που θεωρούμε γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση και επιπλέον θεωρούμε ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται. Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση εμφανίζεται στα σημεία που εφαρμόζεται η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα. Η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση εμφανίζεται στα σημεία επαφής της απονεύρωσης με την πτέρνα.

Στο Σχήμα 11 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης που αφορούν την υδροστατική τάση στην πτέρνα για την περίπτωση που θεωρούμε μη-γραμμικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση. Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση εμφανίζεται στα σημεία που εφαρμόζεται η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα. Η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση εμφανίζεται στην περιοχή που στο Σχήμα 11 αποτυπώνεται με κόκκινο χρώμα στην ραχιαία επιφάνεια της πτέρνας.



Σχήμα 10: Η μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση στην πτέρνα εμφανίζεται στα σημεία εφαρμογής της αντίδρασης του αχίλλειου τένοντα και η μέγιστη θλιπτική στο σημείο επαφής της απονεύρωσης όταν χρησιμοποιούμε τις γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης και επιπλέον θεωρώντας ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται



Σχήμα 11: Η μέγιστη εφελκυστική και η μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση στην πτέρνα όταν χρησιμοποιούμε τις μη-γραμμικές ιδιότητες για το υλικό των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Στην πτέρνα για την περίπτωση που θεωρούμε γραμμικές ιδιότητες υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση το μοντέλο προέβλεψε μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά von Mises 3.82 MPa, μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση 1.76 MPa και μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση 1.78 MPa. Στην περίπτωση που επιπλέον θεωρούμε στο μοντέλο μόνο τους συνδέσμους που εφελκύνονται το μοντέλο προέβλεψε μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά von Mises 3.97 MPa, μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση 1.76 MPa και μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση 1.25 MPa. Για την περίπτωση που θεωρούμε μη – γραμμικές ιδιότητες υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση το μοντέλο προέβλεψε μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά von Mises 2.99 MPa στην περιοχή εφαρμογής του φορτίου του αχίλλειου τένοντα στην πίσω πλευρά της ραχιαίας επιφάνειας της πτέρνας, μέγιστη εφελκυστική υδροστατική τάση 1.76 MPa και μέγιστη θλιπτική υδροστατική τάση 1.1 MPa. Στα σημεία επαφής της απονεύρωσης εμφανίστηκε τάση κατά von Mises 2.14 MPa και θλιπτική υδροστατική τάση 0.31 MPa. Τα ίδια αποτελέσματα προέκυψαν και στην περίπτωση που επιπλέον θεωρούμε στο μοντέλο μόνο τους συνδέσμους που εφελκύνονται. Στους Πίνακες 10 και 11 παρατίθενται συγκεντρωτικά αποτελέσματα τάσεων που αφορούν το οστό της πτέρνας σύμφωνα με τις περιπτώσεις που αναλύσαμε.

Εφαρμογή	Υλικό για συνδέσμους	Είδος στοιχείου	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
				Εφελκυστική	Θλιπτική
1	Γραμμικό	Ράβδος	3.82	1.76	1.78
2		Ράβδος-Μόνο εφελκυσμός	3.97	1.76	1.25
3	Μη-γραμμικό	Ράβδος	2.99	1.76	1.1
4		Ράβδος-Μόνο εφελκυσμός	2.99	1.76	1.1

Πίνακας 10: Αποτελέσματα μέγιστων υδροστατικών και von Mises τάσεων που αφορούν το οστό της πτέρνας

Εφαρμογή	Μέγιστη κύρια ορθή τάση $(\sigma_i)_{\max}$ (MPa)	Ελάχιστη κύρια ορθή τάση $(\sigma_i)_{\min}$ (MPa)	Μέγιστη διατμητική τάση $\tau_{\max} = \frac{ \sigma_{\max} - \sigma_{\min} }{2}$ (MPa)
1	3.4 έως -0.84	0.78 έως -3.44	2.21
2	3.4 έως -0.35	0.78 έως -3.03	2.29
3	3.4 έως -0.42	0.77 έως -2.23	1.69
4	3.4 έως -0.42	0.77 έως -2.25	1.69

Πίνακας 11: Αποτελέσματα μέγιστων και ελάχιστων κύριων ορθών τάσεων και μέγιστης διατμητικής τάσης για το οστό της πτέρνας

Εκτός από τις πελματιαίες τάσεις, και οι τάσεις στα οστά επηρεάζονται από το υλικό του μαλακού ιστού και συγκεκριμένα κατά πόσο συμπίεστο ή πόσο άκαμπτο αυτό είναι. Συγκεκριμένα για την πτέρνα και την περίπτωση του γραμμικού υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση, αν θεωρήσουμε λίγο περισσότερο συμπίεστο υλικό για τον μαλακό ιστό σε σχέση με το αρχικό τότε η μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά von Mises μειώνεται κατά 14%, η μέγιστη ισοδύναμη θλιπτική υδροστατική τάση αυξάνεται κατά 6% και η μέγιστη ισοδύναμη εφελκυστική υδροστατική τάση παραμένει σταθερή (Πίνακας 12). Οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στα ίδια σημεία με τα αντίστοιχα της προηγούμενης εφαρμογής που θεωρήσαμε περίπου ασυμπίεστο υλικό για τον μαλακό ιστό.

Ασυμπίεστο υλικό μαλακού ιστού	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
		Εφελκυστική	Θλιπτική
$D_1 = 0.007904 \text{ cm}^2/\text{N}$	3.82	1.76	1.78
$D_1 = 0.03653 \text{ cm}^2/\text{N}$	3.30	1.76	1.89

Πίνακας 12: Σύγκριση μέγιστων τάσεων στην πτέρνα μεταξύ δύο διαφορετικών ασυμπίεστων υλικών του μαλακού ιστού

Για την πτέρνα και την περίπτωση του γραμμικού υλικού για τους συνδέσμους και την απονεύρωση, αν θεωρήσουμε 2 φορές μεγαλύτερη ακαμψία για τον μαλακό ιστό σε σχέση με το αρχικό τότε η μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά von Mises αυξάνεται κατά 5%, η μέγιστη ισοδύναμη θλιπτική υδροστατική τάση μειώνεται κατά 17% και η μέγιστη ισοδύναμη εφελκυστική υδροστατική τάση παραμένει σταθερή (Πίνακας 13). Η αύξηση στην ακαμψία του μαλακού ιστού τρεις φορές επιφέρει αύξηση της μέγιστης ισοδύναμης τάσης von Mises κατά 7%, μείωση της μέγιστης ισοδύναμης θλιπτικής υδροστατικής τάσης κατά 29% και η μέγιστη ισοδύναμη εφελκυστική υδροστατική τάση παραμένει σταθερή (Πίνακας 13). Οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στην ίδια περιοχή της πτέρνας.

Υλικό μαλακού ιστού	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
		Εφελκυστική	Θλιπτική
Normal	3.82	1.76	1.78
Normal x2	4.01	1.76	1.48
Normal x3	4.10	1.76	1.26

Πίνακας 13: Τιμές μέγιστων ισοδύναμων τάσεων von Mises στην πτέρνα για διαφορετική ακαμψία του μαλακού ιστού

5.3 Υπόλοιπα οστά του ποδιού

Οι μέγιστες τάσεις που προέβλεψε το μοντέλο για τα υπόλοιπα οστά του ποδιού παρουσιάζονται στους Πίνακες 14,15,16.

Οστό	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
		Εφελκυστική	Θλιπτική
Αστράγαλος	2.63	0.86	1.38
Σκαφοειδές	1.78	0.4	0.79
Κυβοειδές	1.59	0.4	0.66
Σφηνοειδές 1 ^ο	0.98	0.46	0.48
Σφηνοειδές 2 ^ο	1.55	0.36	0.74
Σφηνοειδές 3 ^ο	1.77	0.57	1.10
Μετατάρσιο 1 ^ο	2.40	0.80	1.33
Μετατάρσιο 2 ^ο	2.23	0.85	1.05
Μετατάρσιο 3 ^ο	3.76	1.20	1.63
Μετατάρσιο 4 ^ο	4.74	1.64	2.23
Μετατάρσιο 5 ^ο	3.32	0.97	1.91
Δάχτυλο 1 ^ο	0.04	0.01	0.04
Δάχτυλο 2 ^ο	0.19	0.06	0.06
Δάχτυλο 3 ^ο	0.31	0.12	0.11
Δάχτυλο 4 ^ο	0.47	0.21	0.3
Δάχτυλο 5 ^ο	0.65	0.25	0.27

Πίνακας 14: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση γραμμικής ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Οστό	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
		Εφελκυστική	Θλιπτική
Αστράγαλος	2.53	0.80	1.33
Σκαφοειδές	1.61	0.23	0.71
Κυβοειδές	1.23	0.36	0.59
Σφηνοειδές 1 ^ο	0.94	0.49	0.44
Σφηνοειδές 2 ^ο	1.69	0.49	0.91
Σφηνοειδές 3 ^ο	1.87	0.29	0.89
Μετατάρσιο 1 ^ο	2.41	0.80	1.33
Μετατάρσιο 2 ^ο	2.41	0.90	1.14
Μετατάρσιο 3 ^ο	4.30	1.44	1.86
Μετατάρσιο 4 ^ο	4.83	1.68	2.27
Μετατάρσιο 5 ^ο	3.18	0.98	1.94
Δάχτυλο 1 ^ο	0.04	0.01	0.02
Δάχτυλο 2 ^ο	0.21	0.07	0.07

Δάχτυλο 3°	0.23	0.09	0.07
Δάχτυλο 4°	0.48	0.18	0.25
Δάχτυλο 5°	0.45	0.22	0.16

Πίνακας 15: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση γραμμικώς ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης και επιπλέον θεωρώντας ότι οι σύνδεσμοι μόνο εφελκύνονται

Οστό	Μέγιστη τάση von Mises (MPa)	Μέγιστη υδροστατική τάση (MPa)	
		Εφελκυστική	Θλιπτική
Αστράγαλος	2.43	1.34	1.28
Σκαφοειδές	1.94	0.21	0.68
Κυβοειδές	1.83	0.61	0.96
Σφηνοειδές 1°	1.14	0.41	0.50
Σφηνοειδές 2°	1.98	0.30	0.61
Σφηνοειδές 3°	2.25	0.63	0.69
Μετατάρσιο 1°	2.49	0.81	1.30
Μετατάρσιο 2°	1.54	0.67	0.66
Μετατάρσιο 3°	1.71	0.53	0.92
Μετατάρσιο 4°	6.00	2.24	3.06
Μετατάρσιο 5°	3.32	0.98	1.42
Δάχτυλο 1°	0.05	0.02	0.01
Δάχτυλο 2°	0.15	0.06	0.05
Δάχτυλο 3°	0.24	0.12	0.10
Δάχτυλο 4°	0.63	0.25	0.36
Δάχτυλο 5°	1.03	0.48	0.49

Πίνακας 16: Μέγιστες ισοδύναμες υδροστατικές και von Mises τάσεις των υπόλοιπων εκτός πτέρνας οστών για την περίπτωση μη-γραμμικώς ελαστικού υλικού των συνδέσμων και της απονεύρωσης

Παρατηρούμε ότι οι μέγιστες τάσεις στο πόδι εμφανίζονται εκτός από την πτέρνα, στον αστράγαλο και τα μετατάρσια. Στην περίπτωση που χρησιμοποιούμε το μη-γραμμικά ελαστικό υλικό για τους συνδέσμους και την απονεύρωση παρατηρούμε γενικά αύξηση των τάσεων στα οστά του ποδιού ως αποτέλεσμα της μειωμένης ακαμψίας των συνδέσμων και της απονεύρωσης.

6. Συμπεράσματα

Η παραγωγή ενός υπολογιστικού μοντέλου του ποδιού αποτελεί σημαντικό εργαλείο για την μελέτη της εμβιομηχανικής του συμπεριφοράς. Τα μοντέλα αυτά αποκτούν επιπλέον χρησιμότητα όχι μόνο λόγω της αυξημένης δυσκολίας να εξαχθούν αποδεκτά αποτελέσματα μέσω πειραματικών διαδικασιών αλλά και λόγω ηθικών φραγμών που πολλές φορές μπαίνουν όταν πρόκειται για πειράματα σε ανθρώπινα μέλη, ζωντανά ή νεκρά. Ωστόσο είδαμε ότι οι ιδιότητες των υλικών για τους διάφορους ιστούς που χρησιμοποιούνται σε μοντέλα όχι μόνο δεν συμπίπτουν αλλά αποκλίνουν σημαντικά. Έτσι συμπεραίνουμε ότι είναι αναγκαία τα πειράματα που αποτυπώνουν τις ιδιότητες υλικών όπως οι σύνδεσμοι ώστε και οι αναλύσεις που θα ακολουθήσουν να βασίζονται σε πραγματικά, αποδεκτά δεδομένα. Επιπλέον ένα αρχικό μοντέλο ενός ανθρώπινου μέρους και συγκεκριμένα του ποδιού αποτελεί προϋπόθεση για περαιτέρω μελέτη σε προβλήματα ή και ασθένειες που σχετίζονται με αυτό όπως η κόπωση και θραύση των οστών και των συνδέσμων, οι τραυματισμοί στους συνδέσμους, η στατική και δυναμική ανάλυση του βαδίσματος στοχεύοντας και στον ρόλο που διαδραματίζουν οι μύες, οι πόνοι στην πτέρνα και σε άλλα σημεία που προκαλούνται από διάφορες ασθένειες όπως ο διαβήτης, η μελέτη ανατομικών παπουτσιών, αθλητικών ή μη κ.α.

Το μοντέλο που αναπτύξαμε είναι γεωμετρικά ακριβές και προβλέπει τις τάσεις που ασκούνται στα οστά του ποδιού και το πέλμα κατά την ισορροπημένη στάση που αποκτά το πόδι την στιγμή του βαδίσματος. Η ανάλυση ήταν στατική και δεν έλαβε υπ' όψιν τις αντιδράσεις των μυών. Το μοντέλο περιλαμβάνει τον σκελετό, τον μαλακό ιστό, τον χόνδρο στις αρθρώσεις καθώς και όλους τους συνδέσμους του ποδιού και την πελματιαία απονεύρωση.

Οι ιδιότητες των υλικών για τους ιστούς του ποδιού που χρησιμοποιήθηκαν βασίστηκαν σε δημοσιευμένα πειραματικά αποτελέσματα. Για τους συνδέσμους, την πελματιαία απονεύρωση και τον μαλακό ιστό δοκιμάσαμε διάφορα μοντέλα υλικών και διάφορες ιδιότητες υλικών. Συγκεκριμένα για τους συνδέσμους και την πελματιαία απονεύρωση χρησιμοποιήσαμε αρχικά ένα γραμμικώς ελαστικό υλικό και στη συνέχεια συγκρίναμε τα αποτελέσματα της ανάλυσης με ένα μη-γραμμικό ελαστικό υλικό. Το μη-γραμμικό υλικό φάνηκε ότι ήταν πιο μαλακό από το γραμμικό και το γεγονός αυτό επηρέασε τα αποτελέσματα της ανάλυσης. Επίσης εξετάστηκαν διάφορες περιπτώσεις ακαμψίας και ασυμπίεστότητας του μαλακού ιστού και είδαμε πώς οι αλλαγές αυτές επηρέασαν την ανάλυση. Αρχικά χρησιμοποιήσαμε ένα περίπου

ασυμπίεστο υλικό και στη συνέχεια το ίδιο υλικό θεωρώντας ότι είναι λιγότερο ασυμπίεστο ώστε να δούμε τις επιρροές της ασυμπίεστότητας του μαλακού ιστού στα γενικότερα αποτελέσματα της ανάλυσης. Επίσης μεταβάλλαμε την ακαμψία του μαλακού ιστού αρχικά διπλασιάζοντάς την και στη συνέχεια τριπλασιάζοντάς την για να παρακολουθήσουμε και πάλι την συμπεριφορά του μοντέλου. Η αύξηση της ακαμψίας του μαλακού ιστού μπορεί να προέλθει από διάφορες ασθένειες όπως ο διαβήτης. Οι πελματιαίες πιέσεις αυξάνονται και προκαλούν ιδιαίτερο πόνο στην πτέρνα.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την ανάλυση στο πόδι είναι συγκρίσιμα με ανάλογα αποτελέσματα άλλων ερευνητών (Cheung 2005; Gefen 2000). Οι μέγιστες τάσεις παρατηρήθηκαν στην πτέρνα, τον αστράγαλο και τα μετατάρσια. Η πτέρνα αποτέλεσε ειδικό μέρος της μελέτης μας αφού είναι κύρια υπαίτια για σοβαρούς τραυματισμούς που συμβαίνουν στο πόδι και η αποκατάσταση αυτών των τραυματισμών λόγω της σύνθετης γεωμετρίας και λειτουργίας του ποδιού είναι πολύ δύσκολη. Επιπλέον η πτέρνα και γενικά το πόδι φορτίζεται συχνότερα από κάθε άλλο μέλος του σώματος και έχει την ιδιαιτερότητα ότι ανήκει στα σπογκώδη οστά, γεγονός που την χαρακτηρίζει ως χαμηλής δυσθραυστότητας.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] **ABAQUS** user's and theory manual, version 6.4
- [2] **Athanasiou K.A., Liu G.T., Lavery L.A., Lanctot D.R., Schenck R.C.**, "Biomechanical topography of human articular cartilage in the first metatarsophalangeal joint", *Clinical Orthopedics*, Vol. 348, pp. 269-281, 1998
- [3] **Biot M.A.**, "General theory of three-dimensional consolidation", *Journal of Applied Physics*, Vol. 12, pp. 155-165, 1941
- [4] **Chen W.P., Tang F.T., Ju C.W.**, "Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis", *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. 614-620, 2001
- [5] **Cheung J.T.-M., Zhang M., An K.N.**, "Effects of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot", *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 194-203, 2006
- [6] **Cheung J.T.-M., Zhang M., Leung A.K.-L., Fan Y.-B.**, "Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing – a material sensitivity study", *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1045-1054, 2005
- [7] **Cheung J.T.-M., Zhang M., An K.N.**, "Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex", *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, pp. 839-846, 2004
- [8] **Cheung J.T.-M., Zhang M.**, "A 3-Dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design", *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 86, pp. 353-358, 2005
- [9] **Chu T.M., Reddy N.P., Padovan J.**, "Three-dimensional finite element stress analysis of the polypropylene ankle-foot orthosis: static analysis", *Medical Engineering and Physics*, Vol. 17, pp. 372-379, 1995
- [10] **Dai X.-Q., Li Y., Zhang M., Cheung J.T.-M.**, "Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking", *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 314-321, 2006
- [11] **Gefen A.**, "Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot", *Medical Engineering and Physics*, Vol. 25, pp. 491-499, 2003
- [12] **Gefen A.**, "Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release", *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 629-637, 2002
- [13] **Gefen A., Megido-Ravid M., Itzchak Y., Arcan M.**, "Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 122, pp. 630-639, 2000

- [14] **Giddings V.L., Beaupre G.S., Whalen R.T., Carter D.R.**, “Calcaneal loading during walking and running”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 32, pp. 627-634, 2000
- [15] **Goske S., Erdemir Ahmet., Petre M., Budhabhatti S., Cavanagh P.R.**, “Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis”, *Journal of Biomechanics*, 2005
- [15] **Hayes W.C., Mockros L.F.**, “Viscoelastic properties of human articular cartilage”, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 31, pp. 562-568, 1971
- [16] **Jacob S., Patil K.M.**, “Three-dimensional foot modelling and analysis of stresses in normal and early stage Hansen’s disease with muscle paralysis”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 36, 1999
- [17] **Jacob S., Patil K.M., Braak L.H., Huson A.**, “Stresses in a 3D two arch model of a normal human foot”, *Mechanics Research Communications*, Vol. 23, pp. 387-393, 1996
- [18] **Lemmon D., Shiang T.Y., Hashmi A., Ulbrecht J.S., Cavanagh P.R.**, “The effect of insoles in therapeutic footwear-a finite element approach”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, pp. 615-620, 1997
- [19] **Li L.P., Buschmann M.D., Shirazi-Adl A.**, “Strain-rate dependent stiffness of articular cartilage in unconfined compression”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, pp. 161-168, 2003
- [20] **Li L.P., Shirazi-Adl A., Buschmann M.D.**, “Alterations in mechanical behaviour of articular cartilage due to changes in depth varying material properties – a nonhomogeneous poroelastic model study”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 5, pp. 45-52, 2002
- [21] **Li L.P., Buschmann M.D., Shirazi-Adl A.**, “A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: inhomogeneous response in unconfined compression”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1533-1541, 2000
- [22] **Li L.P., Soulhat J., Buschmann M.D., Shirazi-Adl A.**, “Nonlinear analysis of cartilage in unconfined ramp compression using a fibril reinforced poroelastic model”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 673-682, 1999
- [23] **Liu G.T., Lavery L.A., Schenck R.C., Lanctot D.R., Zhu C.F., Athanasiou K.A.**, “Human articular cartilage biomechanics of the second metatarsal intermediate cuneiform joint”, *Journal of Foot and Ankle Surgery*, Vol. 36, pp. 367-374, 1997
- [24] **Miller K.**, “Modelling soft tissue using biphasic theory – A word of caution”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 1, pp. 261-263, 1998

- [25] **Mow V.C., Ateshian G.A., Spilker R.L.**, “Biomechanics of diarthrodial joints: A review of twenty years of progress”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 115, pp. 460-467, 1993
- [26] **Nakamura S., Crowninshield R.D., Cooper R.R.**, “An analysis of soft tissue loading in the foot – a preliminary report”, *Bulletin of Prosthetics Research*, Vol. 18, pp. 27-34, 1981
- [27] **Nigg B.M. and Herzog W.** (editors), “Biomechanics of the Musculo-skeletal System (Second Edition), *Wiley 1999*
- [28] **Race A., Amis A.A.**, “The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, pp. 13-24, 1994
- [29] **Schneck D.J. and Bronzino J.D.** (editors), “Biomechanics: Principles and Applications”, *CRC Press 2003*
- [30] **Schreppers G.J.M.A., Sauren A.A.H.J., Huson A.**, “A numerical model of the load transmission in the tibio-femoral contact area”, *Proc. Inst. Mech. Eng. (H)*, Vol. 204, pp. 53-59, 1990
- [31] **Siegler S., Block J., Schneck C.D.**, “The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint”, *Foot and Ankle*, Vol. 8, pp. 234-242, 1988
- [32] **Simkin A.**, “Structural analysis of the human foot in standing posture”, *Ph.D Thesis, Tel Aviv University*, 1982
- [33] **Van Buskirk W.C., Ashman R.B.**, “The elastic moduli of bone”, *Mech. Properties of Bone ASME AMD 45*, 131
- [34] **Van der Voet A.F., Shrive N.G., Schachar N.S.**, “Numerical modelling of articular cartilage in synovial joints: Poroelasticity and Boundary conditions”, *Proceedings of the International Conference on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, pp. 200-209, 1992
- [35] **Wright D., Rennels D.**, “A study of the elastic properties of plantar fascia”, *Journal of Bone and Joint Surgery, American* Vol. 46, pp. 482-492, 1964
- [36] **Woo S.L.-Y., Gomez M.A., Woo Y.K., Akeson W.H.**, “Mechanical properties of tendons and ligaments. I. Quasi-static and non-linear viscoelastic properties”, *Biorheology*, Vol. 19, pp. 385-396, 1982
- [37] **Yarnitzky G., Yizhar Z., Gefen A.**, “Real-time subject-specific monitoring of internal deformations and stresses in the soft tissues of the foot: A new approach in gait analysis”, *Journal of Biomechanics*, 2005
- [38] **Zhang M., Mak A.F.T.**, “In vivo skin frictional properties”, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 23, pp. 135-141, 1999

- [39] **Zheng Y.P., Choi Y.K., Wong K., Chan S., Mak A.F.**, “Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 26, pp. 451-456, 2000



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ

