



Διδακτορική Διατριβή

Τίτλος:

Κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου
άκρου ποδός και μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους
διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του
συμπεριφορά κατά τη βάρδιση



Ζωή Α. Κουτκαλάκη

Σύρος, 2020



Πανεπιστήμιο Αιγαίου

Πολυτεχνική Σχολή

Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων

Διδακτορική διατριβή

Τίτλος:

Κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός και μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του συμπεριφορά κατά τη βάδιση.

Ζωή Λ. Κουτκαλάκη

University of the Aegean

School of Engineering

Department of Product and Systems Design Engineering

PhD Thesis

Title:

Construction of a three-dimensional bio model of the human foot and study of the effect of diabetes and osteoporosis on its mechanical behavior during gait.

Zoi L. Koutkalaki

Σύρος 2020

Υπεύθυνη δήλωση:

«Είμαι η αποκλειστική συγγραφέας της υποβληθείσας Διδακτορικής Διατριβής με τίτλο: **«Κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός και μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του συμπεριφορά κατά τη βάδιση»**». Η συγκεκριμένη Διδακτορική Διατριβή είναι πρωτότυπη και εκπονήθηκε αποκλειστικά για την απόκτηση του Διδακτορικού διπλώματος του Τμήματος Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων. Κάθε βοήθεια, την οποία είχα για την προετοιμασία της, αναγνωρίζεται πλήρως και αναφέρεται επακριβώς στην εργασία. Επίσης, επακριβώς αναφέρω στην εργασία τις πηγές, τις οποίες χρησιμοποίησα, και μνημονεύω επώνυμα τα δεδομένα ή τις ιδέες που αποτελούν προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας άλλων, ακόμη κι εάν η συμπερίληψή τους στην παρούσα εργασία υπήρξε έμμεση ή παραφρασμένη. Γενικότερα, βεβαιώνω ότι κατά την εκπόνηση της Διδακτορικής Διατριβής έχω τηρήσει απαρέγκλιτα όσα ο νόμος ορίζει περί διανοητικής ιδιοκτησίας και έχω συμμορφωθεί πλήρως με τα προβλεπόμενα στο νόμο περί προστασίας προσωπικών δεδομένων και τις αρχές Ακαδημαϊκής Δεοντολογίας.»

Μέλη τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής:

1. **Φίλιππος Αζαριάδης-Τοπάλογλου**, Επιβλέπων - Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Επιβλέπων
2. **Παρασκευάς Παπανίκος**, Μέλος – Αναπληρωτής Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Μέλος Τριμελούς
3. **Νικόλαος Ζαχαρόπουλος**, Μέλος – Μόνιμος Λέκτορας, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Μέλος Τριμελούς

Επταμελής Εξεταστική Επιτροπή της Διδακτορικής Διατριβής:

1. **Φίλιππος Αζαριάδης-Τοπάλογλου**, Μέλος ΔΕΠ - Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Επιβλέπων
2. **Παρασκευάς Παπανίκος**, Μέλος ΔΕΠ – Αναπληρωτής Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Μέλος Τριμελούς
3. **Νικόλαος Ζαχαρόπουλος**, Μέλος ΔΕΠ – Μόνιμος Λέκτορας, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Μέλος Τριμελούς
4. **Ηλίας Ξυδιάς**, Μέλος ΔΕΠ - Επίκουρος Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστημίου Αιγαίου
5. **Σοφία Κυρατζή**, Μέλος ΔΕΠ – Μόνιμος Λέκτορας, Τμήμα Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων - Πανεπιστημίου Αιγαίου
6. **Νικόλαος Σαπίδης**, Μέλος ΔΕΠ - Καθηγητής, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών - Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας
7. **Νικόλαος Αλεξόπουλος**, Μέλος ΔΕΠ – Επίκουρος Καθηγητής, Τμήμα Μηχανικών Οικονομίας και Διοίκησης - Πανεπιστήμιο Αιγαίου

Ευχαριστίες

Θα ήθελα αρχικά να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή κο. Φίλιππο Αζαριάδη-Τοπάλογλου για την καθοδήγηση και συμπαράσταση του, τα οποία αποτέλεσαν καθοριστικά στοιχεία για την ολοκλήρωση της διδακτορικής μου διατριβής.

Ευχαριστώ, ιδιαίτερα τον αναπληρωτή καθηγητή κο. Παρασκευά Παπανίκο για την σημαντική συνεισφορά του καθ' όλη τη διάρκεια της διδακτορικής διατριβής. Τόσο για τη βοήθεια που μου προσέφερε, όσο και για το ενδιαφέρον του ώστε να υλοποιηθεί η διατριβή μου.

Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τον μόνιμο λέκτορα κο. Νικόλαο Ζαχαρόπουλο για τις παρατηρήσεις του και την αμέριστη πίστη στη δουλειά μου.

Ευχαριστώ επίσης τα υπόλοιπα μέλη εξεταστικής επιτροπής Ηλία Ξυδιά, Σοφία Κυρατζή, Νικόλαο Σαπίδη και Νικόλαο Αλεξόπουλο, για τις παρατηρήσεις τους.

Επιπλέον ευχαριστώ τον κο. Κωνσταντίνο Μπάιλα, μέλος ΕΔΙΠ του τμήματος Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων για τη βοήθεια του στα εργαστηριακά πειράματα που έλαβαν χώρα στο εργαστήριο Ολοκληρωμένου Βιομηχανικού Σχεδιασμού του τμήματος.

Ευχαριστώ το συνάδερφο Πάρι Ξυνταριανό-Τσιροπινά, υποψήφιο διδάκτορα του τμήματος Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων, για την επιμέλεια του εξώφυλλου της παρούσας διατριβής.

Κυρίως θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένεια μου, τους γονείς μου Λεωνίδα και Ελένη, και τον αδερφό μου Γιώργο, για όλα όσα έκαναν για εμένα. Τους χρωστάω αυτό που είμαι σήμερα. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους συγγενείς, φίλους και συναδέλφους, που με στήριξαν μέχρι το τέλος.

Με εκτίμηση,
Ζωή Κουτκαλάκη

*Αφιερωμένη,
Στην οικογένεια μου,
Λεωνίδα, Ελένη, Γιώργο,*

και σε μένα...

Περίληψη

Το άκρο πόδι στηρίζει το βάρος του σώματος, παρέχει στο σώμα στήριξη και λειτουργεί ως μοχλός στη βάδιση και το τρέξιμο. Αποτελείται από 26 οστά, 33 αρθρώσεις, συνδέσμους και τένοντες καθώς και μαλακούς ιστούς όπως μύες, αγγεία και νεύρα. Οι μεγάλες καταπονήσεις που δέχεται το άκρο πόδι οδηγούν στην ανάπτυξη σημαντικών πελματιαίων πιέσεων καθώς και μεγάλων τάσεων στα οστά. Οι καταπονήσεις αυτές αποτελούν σοβαρό πρόβλημα για το άκρο πόδι, προκαλώντας έλκη ή κάλους στις περιοχές όπου υπάρχει μεγάλη συγκέντρωση δυνάμεων στο πέλμα όταν αλληλεπιδρά με το έδαφος ή το υπόδημα, και κατάγματα στις περιοχές των οστών με μεγάλη συγκέντρωση τάσεων. Τα τελευταία χρόνια γίνεται συνεχής έρευνα για τον υπολογισμό και τη μείωση των καταπονήσεων με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων και βιομοντέλων άκρου ποδός. Βιομοντέλο ή 3D ιατρικό μοντέλο είναι ένα μοντέλο που προσομοιώνει αντίγραφο της γεωμετρίας και της μορφολογίας μίας ανθρώπινης βιολογικής δομής.

Σε ότι αφορά το υπόδημα, το οποίο αποτελεί ένα μέρος του συστήματος άκρου ποδός-υποδήματος (σόλας)-εδάφους, συμβάλει στη μείωση των καταπονήσεων που δέχεται το πέλμα και στην αποφυγή τραυματισμών του. Οι πελματιαίες δυνάμεις που προκύπτουν από τη στάση ή βάδιση κατανέμονται στην αντίστοιχη επιφάνεια επαφής στο σύστημα άκρου ποδός, σόλας του υποδήματος και εδάφους. Η επιφάνεια επαφής και τα χαρακτηριστικά της ανωτέρω κατανομής φορτίων επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από τη γεωμετρία της σόλας και την επιλογή υλικών για τα διάφορα τμήματα της, ειδικά αν πρόκειται για τμήματα θεραπευτικών υποδημάτων. Σε αυτή την περίπτωση είναι πολύ σημαντικό να μοντελοποιείται σωστά η μηχανική συμπεριφορά των υλικών τόσο του βιομοντέλου (οστά και μαλακοί ιστοί) όσο και του υποδήματος (υλικά σόλας). Ως προς τα υλικά του βιομοντέλου, η διερεύνηση δύο συχνών παθήσεων όπως είναι η οστεοπόρωση και ο σακχαρώδης διαβήτης είναι πολύ σημαντική. Αυτό οφείλεται στις σημαντικές αλλαγές που αυτές οι δύο ασθένειες επιφέρουν στις ιδιότητες του μαλακού ιστού (διαβήτης) και των οστών (οστεοπόρωση).

Βασικός στόχος της παρούσης διατριβής είναι η κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός και η μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του συμπεριφορά κατά τη βάδιση. Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα πλήρως παραμετρικό, μη-γραμμικό τριδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων που βασίστηκε στο ανακατασκευασμένο τριδιάστατο βιομοντέλο χρησιμοποιώντας εικόνες-τομές αξονικής τομογραφίας άκρου ποδός ενήλικα ασυμπτωματικού άντρα. Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν σε μεγάλο εύρος δυνάμεων έτσι ώστε να μελετηθεί και η επίδραση δυναμικών φαινομένων (επιτάχυνση ή επιβράδυνση) στην κατανομή πιέσεων και τάσεων. Οι μελέτες έγιναν σε διάφορες βασικές φάσεις βάδισης ενώ μελετήθηκε λεπτομερώς και η επίδραση της αλλαγής των μηχανικών ιδιοτήτων του βιομοντέλου λόγω οστεοπόρωσης και σακχαρώδους διαβήτη καθώς και συνδυασμού αυτών. Θα πρέπει να αναφερθεί ότι ανάλογα αποτελέσματα της μηχανικής συμπεριφοράς του άκρου ποδός καθώς και κατανομής πελματιαίων πιέσεων και τάσεων, δεν έχουν παρουσιαστεί στη βιβλιογραφία.

Τα πρωτότυπα στοιχεία της παρούσης διατριβής είναι τόσο στις μεθοδολογίες και μοντέλα που αναπτύχθηκαν όσο και στα αποτελέσματα των αναλύσεων σε σχέση με την κατανομή πελματιαίων πιέσεων και τάσεων. Μεθοδολογικά, αρχικά έγινε μια διεξοδική και εις βάθος διερεύνηση των δυνατοτήτων και περιορισμών της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων σε

σχέση κυρίως με την ακρίβεια του μοντέλου και την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς των διαφόρων υλικών που αποτελούν το βιομοντέλο. Σημαντικό πρωτότυπο στοιχείο της διατριβής είναι η προσομοίωση των χόνδρων ανάμεσα στα οστά ώστε να επιτευχθεί κινηματική προσομοίωση του βιομοντέλου ποδιού στις διάφορες βασικές φάσεις βάρδισης και να ληφθούν πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα σε σχέση με το άκαμπτο βιομοντέλο.

Τα αποτελέσματα του μοντέλου έδειξαν ότι για συγκεκριμένες τιμές των παραμέτρων (κυρίως υλικά σόλας και φόρτισης), η μείωση της πυκνότητας και αντοχής των οστών λόγω οστεοπόρωσης μπορεί να οδηγήσει σε πιθανό κάταγμα, ενώ η αλλαγή της δυσκαμψίας του μαλακού ιστού λόγω διαβήτη μπορεί να οδηγήσει στη δημιουργία έλκους. Θα πρέπει να τονιστεί ότι τα φαινόμενα αυτά οξύνονται στην περίπτωση συνδυασμού οστεοπόρωσης και σακχαρώδους διαβήτη, όπως συμβαίνει συχνά σε ηλικιωμένα άτομα. Το μοντέλο και τα αποτελέσματα της διδακτορικής διατριβής μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα για την πρόληψη ελκών και καταγμάτων στο ανθρώπινο πόδι καθώς και την θεραπευτική αντιμετώπιση παθήσεων (ανακούφιση) του κάτω άκρου μέσω σχεδίασης και κατασκευής ορθοπεδικών-ιατρικών υποδημάτων.

Abstract

The foot carries the weight of the body, provides support to the body, and is used as a lever to promote the body in gait and running. It consists of 26 bones, 33 joints, ligaments, and tendons as well as soft tissues such as muscles, blood vessels and nerves. The high loading of the foot leads to the development of significant plantar pressures and high stresses in the bones. These high loading are a serious problem for the foot, causing ulcers or calluses in areas where there is a high concentration of forces on the plantar area while interacting with the ground or footwear, and fractures in the bone areas with high stress concentration. In recent years there has been ongoing research to evaluate and reduce foot loading using the finite element method (FEM) and bio models of the foot. Bio models or three-dimensional (3D) medical models are identical copies of the geometry and morphology of the human biological structure.

Footwear, which is considered a part of the foot-footwear (sole)-ground system, helps to reduce the strains in the plantar area and to avoid injuries. The plantar forces resulting from standing or during gait are distributed on the respective contact surface of the foot, footwear sole and ground system. The contact surface and the characteristics of the force distribution are greatly influenced by the geometry of the sole and the choice of materials for its various parts, especially in the case of therapeutic footwear parts. In this case, it is very important to properly model the mechanical behavior of the materials of both the bio model (bones and soft tissues) and the footwear (sole materials). In terms of bio model materials, investigating two common conditions such as osteoporosis and diabetes is very important. This is due to the significant changes that these two diseases bring to the properties of soft tissue (diabetes) and bone (osteoporosis).

The main objective of this thesis is the construction of a three-dimensional bio model of the human foot and study of the effect of diabetes and osteoporosis on its mechanical behavior during gait. The analyses were performed using a fully parametric, non-linear three-dimensional finite element model based on the reconstructed 3D bio model using computed tomography images of an adult asymptomatic male foot. The analyses were performed on a wide range of forces to consider the effect of dynamic phenomena (acceleration or deceleration) on the distribution of pressures and stresses. The studies were performed for the major basic gait phases while the effect of the change of the mechanical properties of the bio model due to osteoporosis and diabetes mellitus as well as their combination was studied in detail. It should be noted that similar results of the mechanical behavior of the foot as well as the distribution of plantar pressures and stresses, have not been presented in the literature.

The original elements of this thesis are both in the methodologies and models developed and in the results of the analyses in relation to the distribution of plantar pressures and stresses. Methodologically, a thorough and in-depth investigation of the possibilities and limitations of the Finite Element Method was made, mainly in relation to the accuracy of the model and the simulation of the mechanical behavior of the various materials that constitute the bio model. An important original element of the thesis is the simulation of the cartilage between the bones in order to achieve a kinematic simulation of the foot in the various major gait phases and to obtain more realistic results compared to the rigid bio model.

The results of the model showed that for specific values of the parameters (mainly sole materials and loading) the reduction of bone density and strength due to osteoporosis can lead to a possible fracture, while the change of the soft tissue stiffness due to diabetes can

lead to the creation of ulcer. It should be noted that these effects are increased in the case of a combination of osteoporosis and diabetes, as is often the case for older people. The model and the results of this doctoral thesis can be used directly for the prevention of ulcers and fractures in the human foot as well as the treatment of diseases (comfort) of the foot through the design and manufacture of orthopedic-medical footwear.

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή	25
1.1 Ανθρώπινο άκρο πόδι	25
1.1.1 Ανατομικά στοιχεία άκρου ποδός.....	25
1.1.1.1 Οστά	25
1.1.1.2 Αρθρώσεις	25
1.1.1.3 Σύνδεσμοι.....	26
1.1.1.4 Τένοντες.....	26
1.1.2 Κινήσεις των διαρθρώσεων του κάτω άκρου	26
1.1.3 Το πόδι ως λειτουργική μονάδα	27
1.1.4 Διαφορές στην ανατομία και φυσιολογία του άκρου ποδός	29
1.1.5 Κύκλος βάρδισης.....	29
1.1.6 Τεχνικές ιατρικής απεικόνισης.....	30
1.2 Υπόδημα	31
1.2.1 Ορισμός υποδήματος.....	31
1.2.2 Η δομή του υποδήματος	31
1.2.3 Θεραπευτικά υποδήματα	32
1.2.4 Μηχανική άνεση και υπόδηση.....	32
1.3 Στόχοι διατριβής.....	35
1.4 Δομή της διδακτορικής διατριβής.....	36
2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση	39
2.1 Ανακατασκευή ανατομικών στοιχείων και ανάλυση FEM του συστήματος άκρου ποδός- σόλας.....	39
2.1.1 Αναπαράσταση ανατομικών βιομοντέλων	39
2.1.2 Μελέτες FE ανάλυσης του συστήματος άκρου ποδός- σόλας.....	43
2.2. Οστεοπόρωση και Σακχαρώδης διαβήτης	49
2.2.1 Οστεοπόρωση	49
2.2.1.1 Ανατομικά στοιχεία οστών.....	49
2.2.1.2 Η οστεοπόρωση ως ασθένεια	49
2.2.1.3 Η εμβιομηχανική των οστών	50
2.2.1.4 Υπολογιστικές μελέτες οστεοπόρωσης και καταγμάτων.....	51
2.2.2 Σακχαρώδης διαβήτης.....	54
2.2.2.1 Ανατομία του δέρματος	54
2.2.2.2 Γήρανση.....	54
2.2.2.3 Σακχαρώδης διαβήτης ως πάθηση	55

2.2.2.4 Διαβητικό πόδι	55
2.2.2.5 Διαβήτης και κατάγματα	56
2.2.2.6 Πρόληψη ελκών	56
2.2.2.7 Μετρήσεις πιέσεων	57
3. Κατασκευή του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός	61
3.1 Απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός	64
3.2 Κατασκευή 3D βιομοντέλου άκρου ποδός με τη χρήση του λογισμικού Geomagis	65
4. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός	67
4.1 Μαλακός ιστός και σόλα	67
4.1.1 Υπερελαστικά υλικά	67
4.1.1.1 Έλεγχος συμπεριφοράς ελαστικών και υπερελαστικών υλικών.....	69
4.1.1.2 Συμπεράσματα ελέγχου συμπεριφοράς ελαστικών και υπερελαστικών υλικών	73
4.2 Φάσεις βάρδισης.....	75
4.3 Φορτίσεις και συνοριακές συνθήκες	76
4.4 Αποτελέσματα μηχανικής ανάλυσης του 3D λεπτομερούς βιομοντέλου άκρου ποδός	76
4.5 Έλεγχος ακαμψίας του βιομοντέλου άκρου ποδός	82
4.5.1 Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου άκρου ποδός για έλεγχο ακαμψίας	82
4.5.2 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων ελέγχου ακαμψίας.....	83
4.6 Επαλήθευση αποτελεσμάτων ενός απλοποιημένου πειράματος θλίψης με τη χρήση μοντέλου που προσομοιώνει το σύστημα πτέρνας-μαλακού ιστού-σόλας.....	85
5. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός σύμφωνα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης	91
5.1 Οστεοπόρωση 0%.....	91
5.2 Οστεοπόρωση 10%.....	94
5.3 Οστεοπόρωση 20%.....	97
5.4 Οστεοπόρωση 40%.....	100
5.5 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων οστεοπόρωσης	103
6. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος (σακχαρώδης διαβήτης).....	115
6.1 Γήρανση δέρματος 0%	115
6.2 Γήρανση δέρματος 32%	118
6.3 Γήρανση δέρματος 57%	121
6.4 Γήρανση δέρματος 76%	124
6.5 Γήρανση δέρματος 120%	127

6.6 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων	130
6.7 Κατανομή πελματιαίων πιέσεων	148
7. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός του συνδυασμού οστεοπόρωσης- γήρανσης του δέρματος σύμφωνα με τα ποσοστά των ηλικιωμένων.	155
7.1 Γήρανση του δέρματος 76%- Οστεοπόρωση 40%	155
7.2 Γήρανση του δέρματος 120%- Οστεοπόρωση 40%	158
7.3 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων	161
8. Συμπεράσματα	181
8.1 Βασικά συμπεράσματα της διατριβής	181
8.2 Συμβολή της διατριβής	182
8.3 Δημοσιεύσεις	182
8.4 Μελλοντική έρευνα.....	183
Παράρτημα Ι.....	185
Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων 3 ^{ου} μεταταρσίου άκρου ποδός	185
Αναφορές	189

Ευρετήριο εικόνων

Εικόνα 1: (α) Οστά του ταρσού, (β) Μετατάρσια οστά, (γ) Φάλαγγες δαχτύλων.	25
Εικόνα 2: (α) Πελματιαίος σύνδεσμος, (β) Αχίλλειος τένοντας.	26
Εικόνα 3: Ποδοκνημική διάρθρωση του άκρου ποδός [Richard S. Snell, 2000].	26
Εικόνα 4: Το πόδι ως μοχλός και το αποτύπωμα του [Richard S. Snell, 2000].	28
Εικόνα 5: Συγκριτική απεικόνιση μεταξύ ενός υγιούς (αριστερά) και ενός οστεοπορωμένου οστού (δεξιά) [Harvey N. and Cooper C., 2006; Καραμπάς Ι., 2011].	29
Εικόνα 6: Σχηματική αναπαράσταση του κύκλου βιάδισης.....	30
Εικόνα 7: Μέρη υποδήματος [Mayo Clinic, Healthy Lifestyle].....	31
Εικόνα 8: Τριδιάστατο μοντέλο FEM ποδιού, (α) μαλακός ιστός, (β) οστά [Cheung & Zhang, 2005]. .	42
Εικόνα 9: Πελματιαίος σύνδεσμος κατασκευής ποδιού [Cheung & Zhang, 2006].	42
Εικόνα 10: (α) Μοντέλο οστών με συνδέσμους και τένοντες, (β) Ένωση των οστών στις φάλαγγες [Chen, 2011].	42
Εικόνα 11: Μοντέλο ποδιού (α) Μαλακός ιστός, (β) Οστά, χόνδροι και σύνδεσμοι, (γ) πελματιαίος σύνδεσμος [Hsu et al., 2008].	43
Εικόνα 12: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων συνδέσμων της άρθρωσης του αστραγάλου [Xu et al., 2011].	43
Εικόνα 13: Μοντελοποίηση της σόλας [Cheung J.T.M. and Zhang M., 2006].	44
Εικόνα 14: Σχηματική αναπαράσταση ενός σεναρίου φόρτωσης που ταιριάζει απόλυτα με τις πραγματοποιηθείσες προσομοιώσεις και χρησιμοποιήθηκε για την επικύρωση του υποδείγματος FE [Chatzistergos P., Naemi R. & Chockalingam N., 2015].	45
Εικόνα 15: Η επίδραση της διαφορετικής δυσκαμψίας (A, B), του πάχους (C, D) και της φόρτισης (E, F) στις βέλτιστες ιδιότητες αποσβέσεως ενός υλικού σόλας [Chatzistergos P., Naemi R. & Chockalingam N., 2015].	46
Εικόνα 16: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων γυναικείου ποδιού [Yu J. et al., 2007].	46
Εικόνα 17: Οι 3D μετρημένες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους από μια αντιπροσωπευτική δοκιμή βιάδισης σε αυτόματη κανονική ταχύτητα βιάδισης (1,58 ms ⁻¹) που χρησιμοποιείται για τον καθορισμό των συνθηκών φόρτωσης των FE προσομοιώσεων σε πέντε διαφορετικές στιγμές	

βηματισμού: θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (στο 5% της φάσης στάσης), πρώιμη στάση (25% της φάσης στάσης), μέση θέση βάδισης (50% της φάσης στάσης), καθυστέρηση στάσης (75% της φάσης στάσης) και θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (90% της φάσης στάσης) [Akrami M. et al., 2018].	47
Εικόνα 18: Συγκριτική απεικόνιση μεταξύ ενός υγιούς (αριστερά) και ενός οστεοπορωμένου οστού (δεξιά) [Harvey N. and Cooper C., 2006; Καραμπάς Ι., 2011].	50
Εικόνα 19: Δομή δέρματος [Ρηγόπουλος Δ., Καθηγητής Πανεπιστημίου Αθηνών].	54
Εικόνα 20: (α) Δεδομένα πελματιαίων πιέσεων στην περιοχή των μεταταρσίων σε ξυπόλητη βάδιση (β) ενός ασθενούς με προγενέστερο έλκος σε εξέχουσα 2η μετατάρσια κεφαλή [Boulton A.J.M. et al., 2002].	57
Εικόνα 21: Κάτω άκρο με πρότυπο TCI (αριστερά) και με βύσματα κάτω από τα μεταταρσικά κεφάλια (δεξιά). [Actis R.L. et al., 2008].	58
Εικόνα 22: Ιστορικό που καταδεικνύει τη διανομή πιέσεων κορυφής κάτω από το πόδι υγιούς (Μαύρες στήλες), διαβητικούς μη νευροπαθητικούς ασθενείς (γκρίζες στήλες) και νευροπαθητικά Ασθενείς με διαβήτη (λευκές στήλες) [Veves A. et al., 1995; Veves A. et al., 2006].	59
Εικόνα 23: Σύστημα υπερήχων ελεγχόμενης δύναμης για εσοχή της πτέρνας . Το πόδι του υποκειμένου ασφαλίζεται στην πλατφόρμα σε μια πλάκα ποδιών χρησιμοποιώντας ζώνες Velcro. Ένας γραμμικός ενεργοποιητής καθοδηγεί τον άξονά του μέσω μιας κοιλότητας στην πλάκα του ποδιού για συμπίεση του αισθητήρα της φτέρνας. Ο μετατροπέας υπερήχων μετρά το βάθος της εσοχής σε σχέση με τον αστράγαλο και ένας σειριακός συνδεδεμένος ανιχνευτής ισχύος καταγράφει τη δύναμη εσοχής [Erdemir A. et al., 2006].	59
Εικόνα 24: (α) Μάσκα με όλα τα οστά, (β) Επεξεργασία μάσκας οστού από το χρήστη, (γ) Ολοκλήρωση μάσκας, (δ) 3Δ μοντέλο οστού, (ε) Συνολικό 3Δ βιομοντέλο ποδιού.	62
Εικόνα 25: Στάδια κατασκευής βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός.	63
Εικόνα 26: Λεπτομερές βιομοντέλο ποδιού με μαλακούς ιστούς.	64
Εικόνα 27: Απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός.	65
Εικόνα 28: Οι κύριες φάσεις της διαδικασίας αντίστροφης μηχανικής οστού του αστραγάλου [Koutkalaki Z. et al., 2015].	66
Εικόνα 29: Η τελική συνεχής επιφάνεια του οστού του αστραγάλου.	66
Εικόνα 30: Η απόκλιση της τελικής συνεχούς επιφάνειας από το αρχικό νέφος σημείων.	66
Εικόνα 31: Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης ελαστικών και υπερελαστικών υλικών.	68
Εικόνα 32: Μη γραμμική παράσταση τάσης-παραμόρφωσης του μαλακού ιστού που υιοθετήθηκε για το μοντέλο FE (Cheung T.M. et al., 2005).	68
Εικόνα 33: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Chen,2011) και γραμμικό ελαστικό υλικό.	69
Εικόνα 34: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Erdemir et al.,2006) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά μη διαβητικούς ασθενείς.	70
Εικόνα 35: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Erdemir et al.,2006) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς.	70
Εικόνα 36: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά μη διαβητικούς ασθενείς (normal).	71
Εικόνα 37: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F2).	71
Εικόνα 38: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F3).	72
Εικόνα 39: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F5).	73
Εικόνα 40: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ε) και ποσοστού σφάλματος τάσης για τους μη διαβητικούς ασθενείς-normal, μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.	73
Εικόνα 41: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ε) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f2), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.	74

Εικόνα 42: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ε) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f3), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.	74
Εικόνα 43: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ε) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f5), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.	75
Εικόνα 44: 3Δ λεπτομερές βιομοντέλο πεπερασμένων στοιχείων στις τρεις φάσεις βάδισης: (α) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, (β) Μέση θέση βάδισης, και (γ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα.	76
Εικόνα 45: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης για τις τρεις φάσεις βάδισης (Μέτρο ελαστικότητας σόλας=150 MPa).	77
Εικόνα 46: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τις τρεις φάσεις βάδισης (Μέτρο ελαστικότητας σόλας=150 MPa).	78
Εικόνα 47: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης για τη φάση mid-stance με τρία διαφορετικά υλικά αλληλεπίδρασης (χωρίς σόλα, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=150 MPa, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=8 MPa).	78
Εικόνα 48: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη φάση mid-stance με τρία διαφορετικά υλικά αλληλεπίδρασης (χωρίς σόλα, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=150 MPa, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=8 MPa).	78
Εικόνα 49: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg.....	79
Εικόνα 50: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης με το μέτρο ελαστικότητας της σόλας για φορτίο 50 kg.....	79
Εικόνα 51: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (χωρίς σόλα).....	80
Εικόνα 52: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (χωρίς σόλα).	80
Εικόνα 53: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (μέτρο ελαστικότητας σόλας=8 MPa).	80
Εικόνα 54: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (μέτρο ελαστικότητας σόλας=8 MPa).	81
Εικόνα 55: Τυπική κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στη φάση mid-stance για το υλικό F2 για φορτίο (α) 50 kg και (β)100 kg.	81
Εικόνα 56: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού του μαλακού ιστού με και χωρίς σόλα	81
Εικόνα 57: Σύγκριση αποτελεσμάτων παρούσας εργασίας με τη μελέτη των Cheung et al., 2005.....	82
Εικόνα 58: Απλοποιημένο βιομοντέλο πεπερασμένων στοιχείων στις τρεις φάσεις βάδισης: (α) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, (β) Μέση θέση βάδισης, και (γ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα.	83
Εικόνα 59: Διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά και ποσοστού ακαμψίας των χόνδρων για τις τρεις φάσεις βάδισης.	84
Εικόνα 60: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού ακαμψίας των χόνδρων για τις τρεις φάσεις βάδισης.	85
Εικόνα 61: Μοντέλο απλοποιημένου πειράματος θλίψης.....	87
Εικόνα 62: Εργαστηριακό πείραμα θλίψης, (α) Πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας (PU Single density) με σύνθετο ύφασμα, φελλός και σολόδερμα, (β) Πολυουρεθάνικός αφρός (PU foam) με ύφασμα, Σολόδερμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR), (γ) Χαρτόπετσο, Σολόδερμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR).	88
Εικόνα 63: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων – πολύ εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.	89
Εικόνα 64: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων –σχετικά εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.	89
Εικόνα 65: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων- μέτρια εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.	90

Εικόνα 66: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 0% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.....	92
Εικόνα 67: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.	93
Εικόνα 68: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.	93
Εικόνα 69: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.	94
Εικόνα 70: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 10% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.....	95
Εικόνα 71: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.	96
Εικόνα 72: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.	96
Εικόνα 73: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.	97
Εικόνα 74: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 20% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.....	98
Εικόνα 75: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.	99
Εικόνα 76: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.	99
Εικόνα 77: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.	100
Εικόνα 78: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 40% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.....	101
Εικόνα 79: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.	102
Εικόνα 80: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.	102
Εικόνα 81: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.	103
Εικόνα 82: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	103
Εικόνα 83: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	104
Εικόνα 84: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	104
Εικόνα 85: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	105
Εικόνα 86: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	105
Εικόνα 87: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	106
Εικόνα 88: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	106
Εικόνα 89: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	107

Εικόνα 90: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.	107
Εικόνα 91: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά προς την αντοχή με το ποσοστό οστεοπόρωσης.	108
Εικόνα 92: Διάγραμμα μετατόπισης με το ποσοστό οστεοπόρωσης στις τρεις φάσεις βάδισης.	109
Εικόνα 93: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.	110
Εικόνα 94: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.	110
Εικόνα 95: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών, χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.	111
Εικόνα 96: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης.	112
Εικόνα 97: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης.	112
Εικόνα 98: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα.	113
Εικόνα 99: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα.	113
Εικόνα 100: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	114
Εικόνα 101: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	114
Εικόνα 102: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 0% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	116
Εικόνα 103: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.	117
Εικόνα 104: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.	117
Εικόνα 105: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.	118
Εικόνα 106: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 32% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	119
Εικόνα 107: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 23%.	120
Εικόνα 108: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 32%.	120
Εικόνα 109: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 32%.	121
Εικόνα 110: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 57% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	122
Εικόνα 111: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.	123
Εικόνα 112: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.	123
Εικόνα 113: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.	124

Εικόνα 114: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 76% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	125
Εικόνα 115: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.	126
Εικόνα 116: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.	126
Εικόνα 117: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.	127
Εικόνα 118: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 54% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	128
Εικόνα 119: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.	129
Εικόνα 120: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.	129
Εικόνα 121: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.	130
Εικόνα 122: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	131
Εικόνα 123: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	131
Εικόνα 124: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	132
Εικόνα 125: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	133
Εικόνα 126: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	133
Εικόνα 127: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	134
Εικόνα 128: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	135
Εικόνα 129: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	135
Εικόνα 130: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	136
Εικόνα 131: Σύγκριση τιμών μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.	136
Εικόνα 132: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού γήρανσης του δέρματος για φορτίο 50 kg των τριών βασικών φάσεων βάδισης για έλεγχο πρόκλησης έλκους.	137
Εικόνα 133: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού γήρανσης του δέρματος για φορτίο 35 kg των τριών βασικών φάσεων βάδισης για έλεγχο πρόκλησης έλκους.	137
Εικόνα 134: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76%.	139
Εικόνα 135: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120%.	140
Εικόνα 136: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 76%.	140

Εικόνα 137: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 120%.	141
Εικόνα 138: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 76%.	141
Εικόνα 139: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 120%.	142
Εικόνα 140: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 76%.	143
Εικόνα 141: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 76%.	143
Εικόνα 142: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 120%.	144
Εικόνα 143: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 120%.	144
Εικόνα 144: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 76%.	145
Εικόνα 145: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 76%.	145
Εικόνα 146: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 120%.	146
Εικόνα 147: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 120%.	146
Εικόνα 148: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για το ποσοστό γήρανσης 76%.	147
Εικόνα 149: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης 76%.	147
Εικόνα 150: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για το ποσοστό γήρανσης 120%.	148
Εικόνα 151: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης 120%.	148
Εικόνα 152: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάδισης, για 0% γήρανση δέρματος.	149
Εικόνα 153: Διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάδισης, για 0% γήρανση δέρματος.	150
Εικόνα 154: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάδισης, για 120% γήρανση δέρματος.	150
Εικόνα 155: Διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάδισης, για 120% γήρανση δέρματος.	151
Εικόνα 156: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 0% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή των μεταταρσίων.	151
Εικόνα 157: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 120% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή των μεταταρσίων.	152
Εικόνα 158: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 0% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή της πτέρνας.	152
Εικόνα 159: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 120% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή της πτέρνας.	153
Εικόνα 160: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 76% ποσοστό γήρανσης και 40% οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.	156

Εικόνα 161: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.....	157
Εικόνα 162: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.....	157
Εικόνα 163: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.....	158
Εικόνα 164: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 120% ποσοστό γήρανσης και 40% οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.....	159
Εικόνα 165: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.....	160
Εικόνα 166: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.....	160
Εικόνα 167: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.....	161
Εικόνα 168: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	161
Εικόνα 169: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.....	162
Εικόνα 170: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	162
Εικόνα 171: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	163
Εικόνα 172: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	163
Εικόνα 173: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	164
Εικόνα 174: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	164
Εικόνα 175: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	165
Εικόνα 176: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.	165
Εικόνα 177: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.....	167
Εικόνα 178: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.	167
Εικόνα 179: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.....	168
Εικόνα 180: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.	168
Εικόνα 181: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.....	169

Εικόνα 200: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.	179
---	-----

Ευρετήριο πινάκων

Πίνακας 1: Κινήσεις των διαρθρώσεων του κάτω άκρου.	27
Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών και στοιχείων για πεπερασμένων στοιχείων ανάλυση [Chen W.P., 2011].	45
Πίνακας 3: Ιδιότητες των γραμμικών ελαστικών υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου ποδιού των Yu et al, 2007 [Cheung et al, 2005].	47
Πίνακας 4: Ιδιότητες του υπερ-ελαστικού υλικού που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου ποδιού των Yu J. et al, 2007 [Cheung et al, 2005].	47
Πίνακας 5: Ιδιότητες υλικών των στοιχείων του ποδιού [Antunes P.J. et al, 2008].	48
Πίνακας 6: Ιδιότητες υπερ-ελαστικού υλικού που χρησιμοποιήθηκε για το μαλακό ιστό [Antunes et al, 2008].	49
Πίνακας 7: Πίνακας στοιχείων και ιδιοτήτων υλικών	67
Πίνακας 8: Συντελεστές για τη μοντελοποίηση του υπερελαστικού υλικού (Cheung J. T. et al., 2005).	69
Πίνακας 9: Κατηγορίες καμπτικής συμπεριφοράς πέλματος [Paragiannis P. et al., 2017].	86
Πίνακας 10: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα θλίψης.	87
Πίνακας 11: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για την επίδραση των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά.	109
Πίνακας 12: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης του μοντέλου ποδιού με ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και 120%.	139
Πίνακας 13: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των τιμών μέγιστων πελματιαίων πιέσεων και τάσεων στα οστά.	166

1. Εισαγωγή

1.1 Ανθρώπινο άκρο πόδι

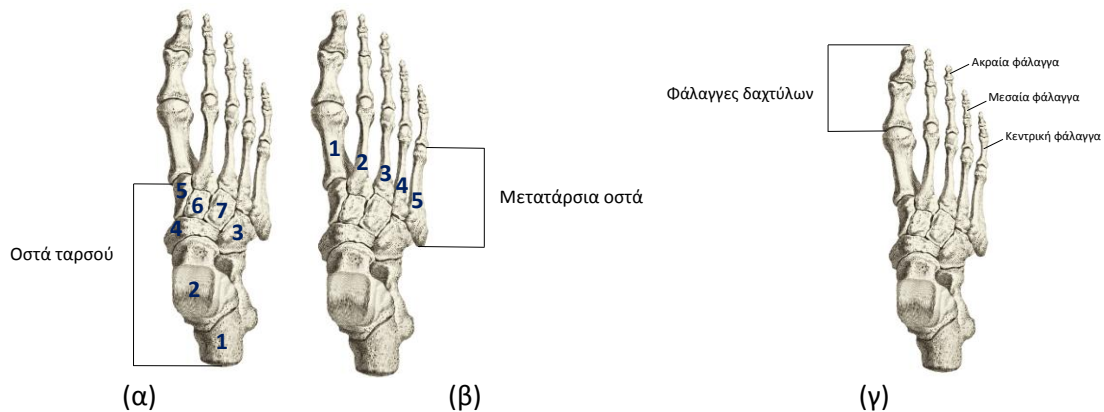
Το ανθρώπινο άκρο πόδι έχει δύο σημαντικές λειτουργίες, (α) τη στήριξη του βάρους του σώματος και (β) τη χρήση του σαν μοχλός για την προώθηση του σώματος στο βάδισμα και το τρέξιμο. Έχει την ιδιαιτερότητα ότι σχηματίζει τόξα τα οποία το βοηθούν να προσαρμόζεται σε ανώμαλες επιφάνειες. Επίσης χρησιμεύει ως ελατήριο για την απορρόφηση κραδασμών μετά το άλμα [Richard S. Snell, 2000].

1.1.1 Ανατομικά στοιχεία άκρου ποδός

Τα βασικά ανατομικά στοιχεία του άκρου ποδός παρέχουν αντοχή σε δυνάμεις πολλαπλάσιες του βάρους του ατόμου αλλά και στήριξη, ισορροπία και κίνηση. Κάθε πόδι αποτελείται από 26 οστά, 33 αρθρώσεις, συνδέσμους και τένοντες. Περιλαμβάνει επίσης μαλακούς ιστούς όπως μύες, αγγεία και νεύρα.

1.1.1.1 Οστά

Τα οστά του ποδιού χωρίζονται σε τρεις ομάδες, τα οστά του τάρσους, τα μετατάρσια οστά και τις φάλαγγες. Τα οστά του τάρσους (Εικόνα 1 (α)) είναι η πτέρνα (1), ο αστράγαλος (2), το σκαφοειδές (4), το κυβοειδές (3) και τα τρία σφηνοειδή (5,6,7). Τα οστά του μεταταρσίου (Εικόνα 1 (β)) βρίσκονται στο πρόσθιο τμήμα του ποδιού, μεταξύ των τάρσικών οστών και των φαλαγγών των δαχτύλων. Η οστική ομάδα των μεταταρσίων αποτελείται από πέντε οστά και δεν έχουν ξεχωριστές ονομασίες, δηλαδή αριθμούνται από το ένα μέχρι το πέντε (από μέσα προς τα έξω). Οι φάλαγγες του ποδιού (Εικόνα 1 (γ)) σχηματίζουν τα δάχτυλα των ποδιών και είναι συνολικά 14 οστά. Οι φάλαγγες όπως και τα μετατάρσια δεν έχουν συγκεκριμένη ονομασία. Όλα τα δάχτυλα εκτός του μεγάλου δαχτύλου έχουν τρεις φάλαγγες, την κεντρική, τη μεσαία και την ακραία [Χiao M. et al.,2012; Richard S. Snell, 2000].



Εικόνα 1: (α) Οστά του τάρσους, (β) Μετατάρσια οστά, (γ) Φάλαγγες δαχτύλων.

1.1.1.2 Αρθρώσεις

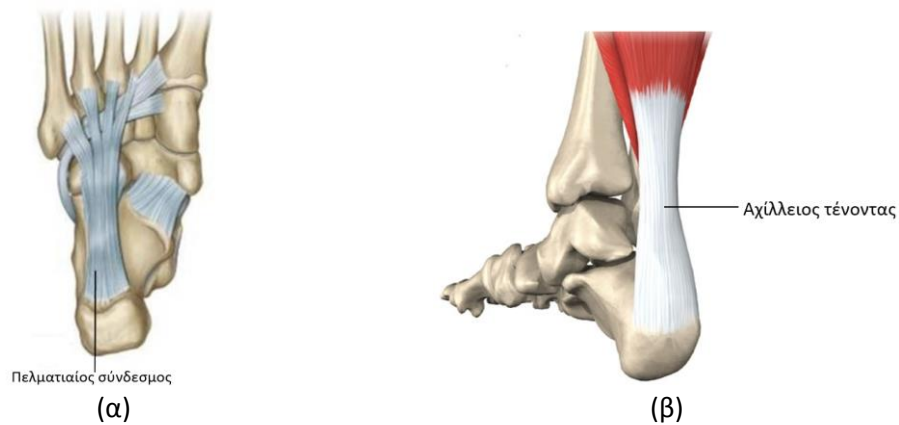
Άρθρωση είναι κάθε φυσικό σημείο του σκελετού όπου δύο ή περισσότερα οστά ενώνονται μεταξύ τους. Οι αρθρώσεις είναι έτσι κατασκευασμένες ώστε να επιτρέπουν την κίνηση μεταξύ των οστών και προσφέρουν μηχανική υποστήριξη του σώματος. Το πόδι περιλαμβάνει τριάντα τρεις (33) αρθρώσεις μεταξύ των οστών του. Οι αρθρώσεις σχετίζονται με τις αρθρικές επιφάνειες του κάθε οστού και τις γειτνιασίες μεταξύ αυτών.

1.1.1.3 Σύνδεσμοι

Οι σύνδεσμοι αποτελούνται από μία ανθεκτική δέσμη από ινώδεις ιστούς που υποστηρίζουν και δυναμώνουν τις αρθρώσεις κρατώντας ενωμένα τα οστά μεταξύ τους. Σε κάθε άρθρωση των οστών του ποδιού εμφανίζονται αρκετοί σύνδεσμοι. Ο πιο γνωστός σύνδεσμος είναι ο πελματιαίος ή πελματιαία απονεύρωση, ο οποίος βρίσκεται στην κάτω πλευρά του ποδιού (Εικόνα 2 (α)).

1.1.1.4 Τένοντες

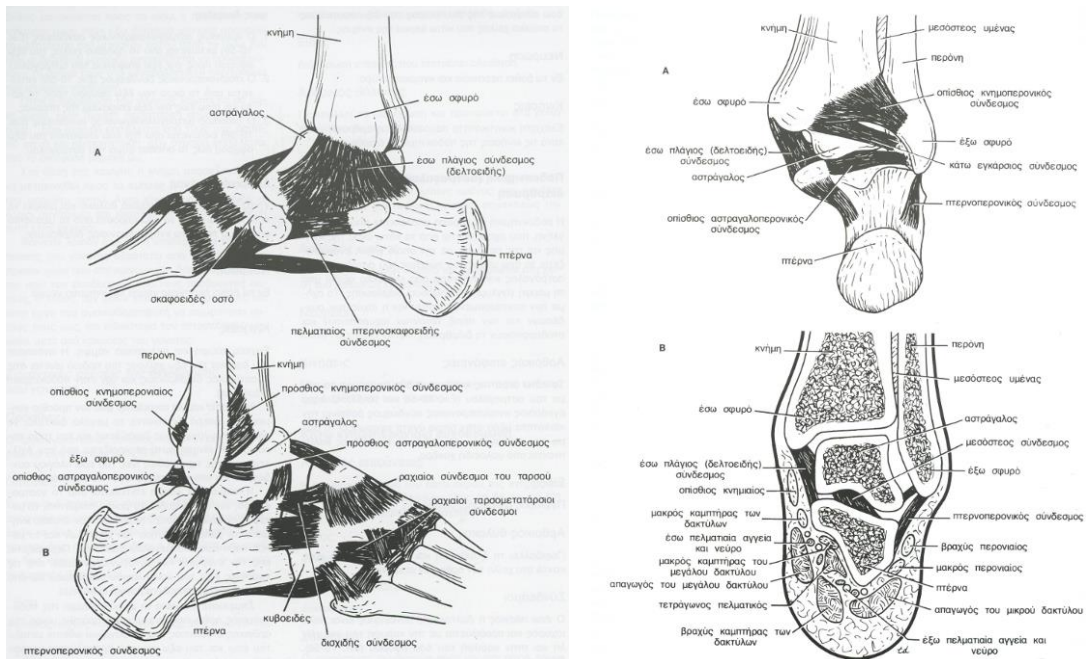
Οι τένοντες είναι σκληροί και ευέλικτοι ιστοί από ίνες που ενώνουν τους μύες με τα οστά. Ο πιο γνωστός τένοντας είναι ο αχίλλειος τένοντας που βρίσκεται στην πίσω πλευρά του ποδιού (Εικόνα 2 (β)) [Richard S. Snell, 2000].



Εικόνα 2: (α) Πελματιαίος σύνδεσμος, (β) Αχίλλειος τένοντας.

1.1.2 Κινήσεις των διαρθρώσεων του κάτω άκρου

Το κάτω άκρο αποτελείται από αρκετές αρθρώσεις, οι οποίες κινούνται κατά τις διάφορες φάσεις βάρδισης, κάποιες λιγότερο και κάποιες περισσότερο από κάποιες άλλες ανάλογα την τοποθεσία τους και τη λειτουργικότητά τους. Στην Εικόνα 3 και στον Πίνακα 1 παρουσιάζονται οι ποδοκνημικές αρθρώσεις και οι κινήσεις αυτών.



Εικόνα 3: Ποδοκνημική διάρθρωση του άκρου ποδός [Richard S. Snell, 2000].

<i>Αρθρώσεις</i>	<i>Αρθρικές επιφάνειες</i>	<i>Σύνδεσμοι</i>	<i>Κινήσεις</i>
Κάτω κνημοπερνιαία συνδέσμωση	Περνιαία εντομή του κάτω άκρου της κνήμης και κάτω πέρας της περόνης.	Μεσόστεος, πρόσθιος και οπίσθιος, και κάτω εγκάρσιος σύνδεσμος.	Ελάχιστη κινητικότητα.
Ποδοκνημική (αστραγαλοκνημική) διάρθρωση	Κάτω άκρο της κνήμης, δύο σφυρά και το σώμα του αστραγάλου.	Έσω πλάγιος ή δελτοειδής σύνδεσμος, έξω πλάγιος σύνδεσμος.	Ραχιαία κάμψη και πελματιαία κάμψη.
Υπαστραγαλική διάρθρωση	Κάτω επιφάνεια του σώματος του αστραγάλου και η αρθρική επιφάνεια της άνω επιφάνειας της φτέρνας.	Έσω και έξω (αστραγαλοπτερνικός) σύνδεσμος και ο μεσόστεος (αστραγαλοπτερνικός) σύνδεσμος.	Ανάσπαση του έσω και του έξω χείλους του ποδιού.
Αστραγαλοπτερνοσκαφοειδής διάρθρωση	Υποστρόγγυλη κεφαλή του αστραγάλου και η οπίσθια υπόκοιλη επιφάνεια του σκαφοειδούς οστού.	Πελματικός πτερνοσκαφοειδής σύνδεσμος.	Στροφή και ολίσθηση.
Πτερνοκυβοειδής διάρθρωση	Πρόσθιο άκρο της πτέρνας και οπίσθια επιφάνεια του κυβοειδούς οστού.	Ο δισχίδης σύνδεσμος, ο μακρός πελματικός σύνδεσμος και ο βραχύς πελματικός σύνδεσμος.	Ανάσπαση του έσω και έξω χείλους του ποδιού.
Σκαφοσφηνοειδής διάρθρωση	Ανάμεσα στο σκαφοειδές και τα τρία σφηνοειδή οστά.	Ραχιαίοι και πελματιαίοι σύνδεσμοι.	
Κυβοσκαφοειδής διάρθρωση	Ανάμεσα στο κυβοειδές και το σκαφοειδές.	Σύνδεση με ραχιαίους, πελματιαίους και μεσόστεους συνδέσμους.	
Μεσοσφηνοειδείς και κυβοσφηνοειδείς διαρθρώσεις	Αρθρικές κοιλότητες που επικοινωνούν με την κοιλότητα της σκαφοσφηνοειδούς διάρθρωση.	Σύνδεση με ραχιαίους, πελματιαίους και μεσόστεους συνδέσμους.	
Ταρσομετατάρσιες και μεσοτάρσιες διαρθρώσεις	Επιφάνειες των ταρσών και των μεταταρσίων.	Σύνδεση με ραχιαίους, πελματιαίους και μεσόστεους συνδέσμους.	
Μεταταρσοφαλαγγικές και μεσοφαλαγγικές διαρθρώσεις.	Επιφάνειες μεταταρσίων και φαλαγγών.	Εγκάρσιοι σύνδεσμοι	Απαγωγής και προσαγωγής των πέντε δαχτύλων.

Πίνακας 1: Κινήσεις των διαρθρώσεων του κάτω άκρου.

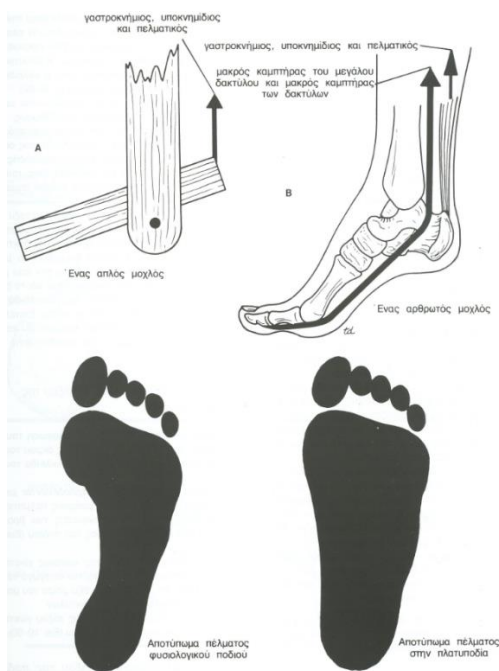
1.1.3 Το πόδι ως λειτουργική μονάδα

Αν το πόδι αποτελούνταν από ένα μόνο ισχυρό οστό, αντί για μία σειρά μικρών οστών, θα μπορούσε να χρησιμεύσει σαν άκαμπτος μοχλός για την προώθησή του. Όμως μία τέτοια διάταξη δε θα μπορούσε να προσαρμοστεί σε ανώμαλες επιφάνειες. Έτσι λόγω της τμηματικής κατασκευής του και των πολλών διαρθρώσεων, το πόδι είναι εύκαμπτο και μπορεί να προσαρμόζεται σε ανώμαλες επιφάνειες (Εικόνα 4) [Richard S. Snell, 2000]. Επίσης λόγω ότι το πόδι αποτελείται από πολλά τμήματα, για να μπορεί να κρατήσει το βάρος, έχει τρία τόξα (το έσω επίμηκες τόξο, το έξω επίμηκες τόξο και το εγκάρσιο τόξο της ποδικής καμάρας). Τα τόξα αυτά υπάρχουν από τη γέννηση του ανθρώπου και το σύνολο αυτών αποτελεί την ποδική καμάρα.

Με την εξέταση του αποτυπώματος του ποδιού το οποίο βρίσκεται σε αλληλεπίδραση με το πάτωμα κατά την όρθια στάση, παρατηρείται ότι η πτέρνα, το έξω χείλος του ποδιού και τα

τμήματα του πέλματος που αντιστοιχούν στις κεφαλές των μεταταρσίων και στις τρίτες φάλαγγες, βρίσκονται σε επαφή με το πάτωμα. Το έσω χείλος του ποδιού, από την πτέρνα έως και την κεφαλή του πρώτου μετατάρσιου, σχηματίζει τόξο πάνω από το έδαφος εξαιτίας του έσω επιμήκους τόξου της καμάρας. Η πίεση που ασκείται στο έδαφος από το έξω χείλος του ποδιού είναι μεγαλύτερη στο σημείο της πτέρνας και της κεφαλής του πέμπτου μετατάρσιου από ότι μεταξύ των δύο αυτών σημείων, εξαιτίας του έξω επιμήκους τόξου της ποδικής καμάρας, το οποίο είναι χαμηλότερο από το έσω επίμηκες τόξο της ποδικής καμάρας. Το εγκάρσιο τόξο της ποδικής καμάρας σχηματίζεται από τις βάσεις των πέντε μετατάρσιων οστών και από τα σφηνοειδή και το κυβοειδές. Αυτό το τόξο είναι το μισό ενός τόξου του οποίου η αρχή είναι στο έξω χείλος του ποδιού και η κορυφή στο έσω χείλος του ποδιού. Η ποδική καμάρα κάθε ποδιού έχει παρομοιασθεί με το μισό ενός θόλου, έτσι ώστε να σχηματίζεται ένας πλήρης θόλος όταν συμπλησιάζουν τα έσω χείλη των δύο ποδιών. Έτσι διαπιστώνεται ότι κατά την όρθια στάση το βάρος του σώματος κατανέμεται σε ολόκληρο το πόδι μέσω της πτέρνας προς τα πίσω και έξι σημείων επαφής με το έδαφος προς τα εμπρός. Δηλαδή των δύο σησαμοειδών οστών που βρίσκονται κάτω από την κεφαλή του πρώτου μεταταρσίου και των κεφαλών των υπόλοιπων τεσσάρων μεταταρσίων.

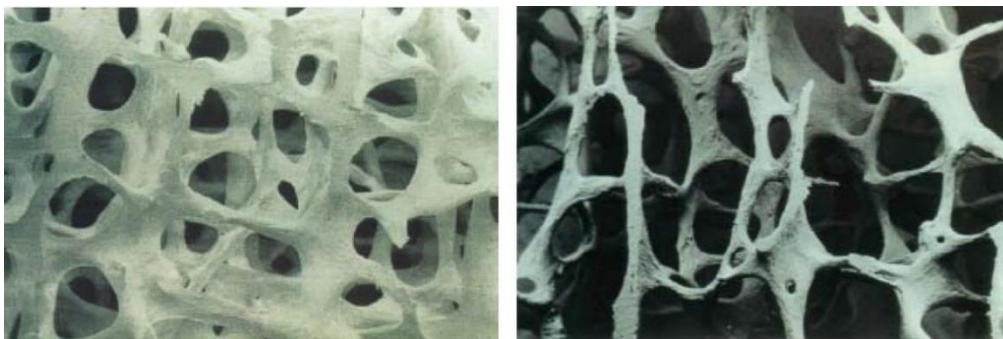
Κατά την ακινησία σε όρθια στάση το βάρος του σώματος κατανέμεται μέσω της πτέρνας προς τα πίσω και μέσω των μεταταρσίων οστών προς τα εμπρός. Όμως κατά τη διάρκεια της βάδισης όταν το σώμα φέρεται προς τα εμπρός, το βάρος πέφτει διαδοχικά στο έξω χείλος του ποδιού και στις κεφαλές των μετατάρσιων οστών. Όταν οι πτέρνες ανυψώνονται, τα δάχτυλα εκτείνονται κατά τις μεταταρσιοφαλαγγικές διαρθρώσεις και ασκείται τάση στην πελματιαία απονεύρωση προκαλώντας έτσι βράχυνση των «οριζόντιων δοκών», κάνοντας τα επιμήκη τόξα της ποδικής καμάρας υψηλότερα. Οι τένοντες των μακρών καμπτήρων διατείνονται και έτσι αυξάνεται η αποτελεσματικότητά τους. Έτσι το σώμα φέρεται προς τα εμπρός με την ενέργεια του γαστροκνήμιου, του υποκνημίδιου και του μακρού πελματικού πάνω στην ποδοκνημική διάρθρωση, χρησιμοποιώντας το πόδι σαν μοχλό και με την κάμψη των δαχτύλων που προκαλείται από την ενέργεια των μακρών και βραχέων καμπτήρων του ποδιού και παρέχει την τελική ώθηση προς τα εμπρός [Richard S. Snell, 2000].



Εικόνα 4: Το πόδι ως μοχλός και το αποτύπωμα του [Richard S. Snell, 2000].

1.1.4 Διαφορές στην ανατομία και φυσιολογία του άκρου ποδός

Στα μεσήλικα και ηλικιωμένα άτομα, παρατηρείται μείωση της οστεϊκής μάζας, λόγω της μείωσης του ρυθμού αναγέννησης των οστών έναντι του ρυθμού καταστροφής τους. Επιπλέον, παρατηρείται αύξηση της ψαθυρότητας των οστών [Tortora and Derrickson, 2010]. Αυτή η αλλαγή στη δομή των οστών ονομάζεται οστεοπόρωση (Εικόνα 5). Η οστεοπόρωση αποτελεί την πιο γνωστή και συχνότερα εμφανιζόμενη ασθένεια των οστών προσβάλλοντας άτομα και των δύο φύλων και όλων των εθνοτικών ομάδων [Chau et al., 2003; Khurana J.S., 2009]. Είναι μία ασθένεια κατά την οποία το οστό χαρακτηρίζεται από μειωμένη μηχανική αντοχή, που οδηγεί σε αυξημένη ευθραυστότητα και συνεπώς σε αυξημένο κίνδυνο πρόκλησης οστικών καταγμάτων [Klibanski A. et al., 2001; Καραμπάς Ι., 2011; Μούμολη Ε., 2008; Khurana J.S., 2009]. Με τη μείωση της οστικής πυκνότητας 10%-80% προκαλείται μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών 25%-99% αντίστοιχα [Chen S.I., et al., 1999; Πετροπούλου Ε., 2006]. Η οστεοπόρωση δεν συνδέεται με την οστική μάζα αλλά με τις μηχανικές ιδιότητες του οστού.



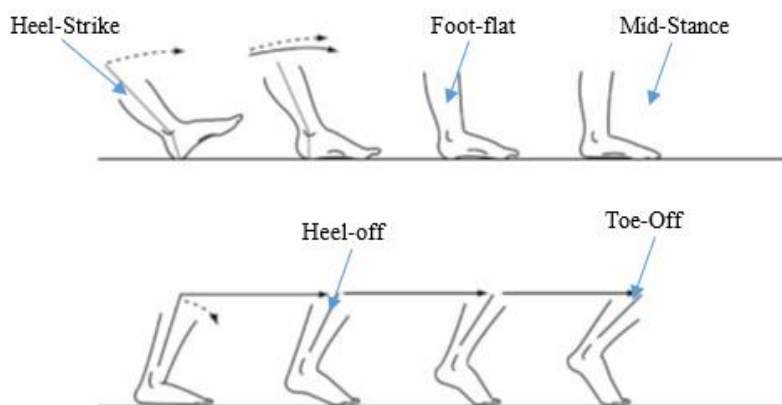
Εικόνα 5: Συγκριτική απεικόνιση μεταξύ ενός υγιούς (αριστερά) και ενός οστεοπορωμένου οστού (δεξιά) [Harvey N. and Cooper C., 2006; Καραμπάς Ι., 2011].

Με τη γήρανση του ανθρώπου τα φαινόμενα εντείνονται. Εκτός των σκελετικών αλλαγών, παρατηρούνται αλλαγές και στους υπόλοιπους ιστούς (χόνδροι, τένοντες, σύνδεσμοι, μυϊκές ομάδες, λιπώδεις ιστοί, δέρμα) που επιδρούν στην εμβιομηχανική του άκρου ποδός. Οι φυσιολογικές αλλαγές λόγω ηλικίας, στα ηλικιωμένα άτομα, συχνά επιβαρύνουν και άλλα αίτια παραμόρφωσης της δομής του άκρου ποδός όπως ρευματοειδής αρθρίτιδα, σακχαρώδης διαβήτης ή/και συνδυασμός πολλών παθήσεων και τραυμάτων ταυτόχρονα [Williams and Nester, 2010]. Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι ιδιαίτερα συχνή πάθηση, συνοδεύεται από επιπλοκές, συχνά πολύ σοβαρές, τόσο για την ποιότητα της ζωής των ασθενών, όσο και για το προσδόκιμο της επιβίωσης τους [Σμπαρούνη Ε., 1990]. Το διαβητικό πόδι (ΔΠ) ως επιπλοκή του σακχαρώδη διαβήτη (ΣΔ) είναι μείζων πρόβλημα και η μη σωστή πρόληψη του όπως και η μη έγκαιρη και ορθολογική αντιμετώπιση του έχουν ως συνέπεια την κακή ποιότητα ζωής των ατόμων με ΣΔ και πιθανώς την αναπηρία. Μία απειλητική για τη ζωή επιπλοκή είναι το διαβητικό έλκος ποδιού (diabetic foot ulcer-DFU). Τα διαβητικά έλκη μπορεί να οδηγήσουν σε μόλυνση και γάγγραινα, που οδηγεί σε μακροχρόνια θεραπεία ή και ακρωτηριασμό [Boulton A.J. et al., 2005; Lavery L.A. et al., 2010; Frykberg R.G. et al., 2006]. Επιπλέον ο σακχαρώδης διαβήτης προκαλεί γρηγορότερη γήρανση του μαλακού ιστού, δηλαδή ο μαλακός ιστός γίνεται σκληρός (αύξηση του μέτρου ελαστικότητας πάνω από 120% σε γηραιότερα άτομα με χρόνια ΣΔ), λεπτός και εύθραυστος.

1.1.5 Κύκλος βάρδισης

Βάρδιση είναι η μορφή κίνησης κατά την οποία, οποιαδήποτε στιγμή της κίνησης τουλάχιστον ένα πόδι είναι σε επαφή με το έδαφος [Huston R.L., 2009]. Ένας πλήρης κύκλος βαδίσματος

αρχίζει τη στιγμή κατά την οποία η πτέρνα ενός άκρου ποδός έρθει σε επαφή με το έδαφος και ολοκληρώνεται όταν το ίδιο πόδι έρθει και πάλι σε επαφή με το έδαφος [Franci R. and Parenti-Castelli V, 2008; Jenkyn T.R. and Nicol A.C., 2007; Luximon A. and Zhang M, 2006]. Αποτελείται από τη φάση στήριξης (όταν το πόδι αγγίζει το έδαφος) και τη φάση αιώρησης (όταν το ίδιο πόδι δεν βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος) [Luximon A. and Zhang M, 2006; Huston R.L., 2009]. Η φάση στήριξης αποτελεί το 62% του κύκλου βάρδισης ενώ η φάση αιώρησης αντιστοιχεί στο υπόλοιπο 38%. Στην Εικόνα 6 γίνεται σχηματική αναπαράσταση του κύκλου βάρδισης, κατά την πλάγια όψη.



Εικόνα 6: Σχηματική αναπαράσταση του κύκλου βάρδισης.

Ο κύκλος βάρδισης χωρίζεται σε πέντε φάσεις [Peeters K., 2012; Chao E.Y.S. and Cahalan T.D., 1990; Ren L. et al., 2010]:

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Heel-Strike): Είναι μια θέση διπλής στήριξης με τη πτέρνα του πρώτου ποδιού και τα δάχτυλα του άλλου στο έδαφος. Το άκρο πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος στην περιοχή της πτέρνας και συγκεκριμένα στο οπίσθιο εξωτερικό της πελματιαίας επιφάνειάς της.

Επαφή πέλματος (Foot-Flat): Ακολουθεί πελματιαία κάμψη και το πέλμα σταδιακά ακουμπά στο έδαφος (αρχικά το μεσαίο τμήμα του πέλματος και στη συνέχεια το εμπρόσθιο τμήμα). Κατά την πελματιαία κάμψη, η πτέρνα αναστρέφει ελαφρώς, ενώ ταυτόχρονα παρουσιάζεται και απαγωγή.

Μεσαία φάση βάρδισης (Mid-Stance): Σε αυτή τη φάση το κέντρο βάρους του σώματος βρίσκεται ακριβώς πάνω από το πόδι. Ταυτόχρονα, επειδή η κνήμη κινείται προς τα εμπρός, παρουσιάζεται ραχιαία κάμψη του άκρου ποδός σε σχέση με την κνήμη.

Η πτέρνα σηκώνεται από το έδαφος (Heel-Off): Σε αυτή τη φάση παρατηρείται συνέχιση της ραχιαίας κάμψης.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Toe-Off): Το φορτίο μεταφέρεται πλέον προς το πρώτο μετατόρσιο. Αυτό συμβαίνει γιατί το κέντρο βάρους του ανθρώπινου σώματος μετατοπίζεται σταδιακά προς το άλλο πόδι το οποίο εισέρχεται στην πρώτη φάση βάρδισης.

1.1.6 Τεχνικές ιατρικής απεικόνισης

Στον ερευνητικό χώρο της ανακατασκευής ανθρώπινων ιστών από πολλαπλές 2D εικόνες, οι τεχνικές ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιούνται συχνά στη σύγχρονη ιατρική και είναι ευρέως γνωστές για τη λήψη δεδομένων ανθρώπινων μελών είναι η αξονική τομογραφία

(Computed Tomography - CT) [Bajaj C. & Goswami S. , 2008; Gladilin E. et al., 2001; Tang Y.M & Hui K.H., 2007], η μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging - MRI) [Pilgram R. et al., 2004; Singh R. et al., 2006] και οι υπέρηχοι (τα τελευταία χρόνια σε 3Δ) [Dai P. et al., 2010; Moes C.C.M., 2000]. Η συνεχής ανάπτυξη των μεθόδων αυτών εκτιμάται ότι θα οδηγήσει σε σημαντική πρόοδο στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, δίνοντας τη δυνατότητα, στο άμεσο μέλλον, της 3Δ αναπαράστασης ενός ιστού σε πραγματικό χρόνο.

Οι τεχνικές ιατρικής απεικόνισης αποδίδουν με λεπτομέρεια τους ανθρώπινους μαλακούς και σκληρούς ιστούς, ενώ παράλληλα περιλαμβάνουν στοιχεία που αφορούν στη γεωμετρία των ιστών, τη λειτουργία τους και την κλινική κατάσταση του ασθενούς. Τα σύγχρονα λογισμικά που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή των 3Δ ψηφιακών ιστών χρησιμοποιούν 2Δ δεδομένα εικόνων όπως αυτά λαμβάνονται από τις ανωτέρω απεικονιστικές μεθόδους. Οι 2Δ εικόνες- τομές που παράγουν οι δύο πιο συχνά χρησιμοποιούμενες τεχνικές (CT/MRI) αν τοποθετηθούν σε στοιβά, η μία πάνω στην άλλη, προκύπτει η 3Δ μορφή του αναπαριστώμενου ιστού.

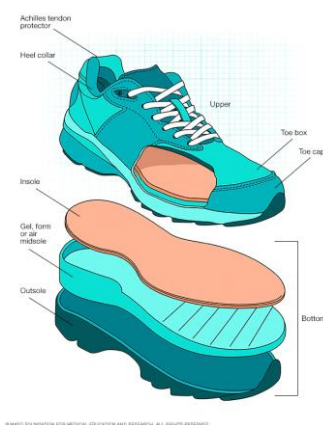
1.2 Υπόδημα

1.2.1 Ορισμός υποδήματος

Σύμφωνα με το άρθρο 1, πρώτη παράγραφος, δεύτερο εδάφιο της Ευρωπαϊκής Οδηγίας 94/11, «νοείται ως 'υπόδημα' κάθε προϊόν εφοδιασμένο με σόλα που έχει σκοπό να προστατεύει ή να καλύπτει το πόδι». Τα υποδήματα ανήκουν στην ευρύτερη κατηγορία των προϊόντων Κλωστοϋφαντουργίας, Βυρσοδεψίας, Ένδυσης, Υπόδησης. Τα προϊόντα αυτά ποικίλουν γενικότερα από αντικείμενα αποτελούμενα μόνο από ένα τμήμα από ένα υλικό (π.χ. πλαστικές εμβάδες) έως περίπλοκες συνθέσεις (συναρμολογήσεις) πολλών τμημάτων διαφορετικών υλικών όπως υφασμάτων, δέρματος, πολυμερών, ξύλου – κυτταρίνης, μετάλλων, υλικών επικάλυψης και συγκολλητικών ουσιών .

1.2.2 Η δομή του υποδήματος

Τα υποδήματα, τυπικά, αποτελούνται από δύο τμήματα, το άνω και το κάτω.[Tyrrell W. and Carter G., 2009; Williams A. and Nester C., 2010; Nebo M., 2005]. Το υπόδημα στο κάτω μέρος του αποτελείται συνήθως από τρία στρώματα σόλας, την εσωτερική που ακουμπά το πόδι, την ενδιάμεση που βρίσκεται κάτω από την εσωτερική και είναι ανάμεσα από τις δύο σόλες, και την εξωτερική που βρίσκεται κάτω από την ενδιάμεση και ακουμπά με το έδαφος (Εικόνα 7).



Εικόνα 7: Μέρη υποδήματος [Mayo Clinic, Healthy Lifestyle].

Η εσωτερική σόλα είναι ένα φύλλο ομοιόμορφου πάχους από ινοσανίδες (fiberboard), συνθετικούς αφρούς (synthetic foam) ή δέρμα (leather). Είναι στο ίδιο επίπεδο με την κάτω επιφάνεια του καλαποδιού και θεωρείται αρκετά απλό μοντέλο σε σύγκριση με τα υπόλοιπα μοντέλα του υποδήματος. Ενώ η ενδιάμεση σόλα έχει σημαντικό ρόλο στους διάφορους τύπους υποδημάτων διότι έχει σημαντική μηχανική αντοχή στον κορμό και τη πτέρνα. Επιπλέον είναι παχύτερη στην περιοχή της πτέρνας και λεπτότερη προς την κεντρική γραμμή του πέλματος. Στα αθλητικά παπούτσια έχει σημαντική θέση ώστε να απορροφά τους κραδασμούς. Τέλος η ενδιάμεση σόλα έχει την απαιτούμενη γεωμετρία κυρίως κατά μήκος των πλευρικών τοιχωμάτων [Joneja A. and Kit F.S., Goonetilleke, 2012].

Η εξωτερική σόλα συνήθως είναι κατασκευασμένη από θερμοπλαστικό ελαστικό (TPR), δέρμα ή πλαστικό. Ο σχεδιασμός της γίνεται με βάση τις παραμέτρους αισθητικής, λειτουργικότητας, ανοχής στη φθορά και διάρκειας ζωής. Είναι σχετικά ελαστική, πυκνή και έχει ανάλογο βάρος. Συχνά είναι κατασκευασμένη από καουτσούκ λόγω της μικρής φθοράς. Η εσωτερική της επιφάνεια είναι κοίλη προς τα έξω για μείωση του βάρους της, καλύτερη απορρόφηση των κραδασμών και εξοικονόμηση υλικών. Επιπλέον έχει πολύπλοκα σχήματα στο πλευρικό τοίχωμα της και συχνά στην κάτω επιφάνεια της (αυτή που αλληλεπιδρά με το έδαφος) πολύπλοκα και όχι επαναλαμβανόμενα μοτίβα [Joneja A. and Kit F.S., Goonetilleke, 2012].

1.2.3 Θεραπευτικά υποδήματα

Τα θεραπευτικά υποδήματα διαφέρουν από τα κανονικά ως προς τη γεωμετρία και τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών των επιμέρους τμημάτων τους. Οι τροποποιήσεις έχουν ως σκοπό τη διαχείριση καταπονήσεων στο άκρο πόδι και τη διαχείριση της θέσης του ποδιού κατά τη στάση ή κίνηση με απώτερο σκοπό [Fink B. and Mizel M., 2012; Williams A. and Nester C., 2010; Tyrell W. and Carter W., 2009]:

- Την πρόληψη ή επιβράδυνση επιβλαβών καταστάσεων. Τυπική περίπτωση στην κατηγορία αυτή είναι η βελτιωμένη διαχείριση πιέσεων σε διαβητικούς ασθενείς.
- Τη βελτίωση ή μερική αποκατάσταση της λειτουργίας της στάσης και βάδισης (π.χ. με την προσθήκη προσθετικών τμημάτων μελών για άτομα που έχουν υποστεί μερικό ακρωτηριασμό στα άκρα πόδια).
- Την ανακούφιση ή/και την αποφυγή καταπονήσεων σε άλλες καταστάσεις οι οποίες σχετίζονται με μεταβολές στη θέση, ανατομία και φυσιολογία του άκρου ποδός (π.χ. υπερ-πρηνισμός, πλατυποδία).

Τα τελευταία χρόνια γίνεται μελέτη για την κατασκευή θεραπευτικών υποδημάτων ώστε να αντιμετωπιστούν τραυματισμοί από χρόνιες παθήσεις όπως είναι η γήρανση, ο σακχαρώδης διαβήτης και η ρευματοειδής αρθρίτιδα. Τα πόδια τίθενται υπό καταπόνηση κατά τη διάρκεια της στατικής και δυναμικής φόρτισης στις σκληρές επιφάνειες τους. Αρκετά συχνά δημιουργούνται επαναλαμβανόμενα μικρο- και μακρο- τραύματα, λόγω αδυναμίας του ποδιού να αντιμετωπίσει τις καταπονήσεις των τάσεων, προκαλώντας φλεγμονώδεις μεταβολές των οστών και των μαλακών ιστών.

1.2.4 Μηχανική άνεση και υπόδηση

Οι Vink P. et al., 2005, αναφέρουν ότι, παλαιότερα, στον χώρο της εργονομίας, η άνεση προσδιοριζόταν ως «έλλειψη πόνου» και «αίσθηση υγείας και ευδαιμονίας», ορισμοί που συμφωνούν με τον ετυμολογικό ορισμό της λέξης. Αυτή η εννοιολογική προσέγγιση αναγνωρίζει την έλλειψη δυσφορίας και τη συναισθηματική πλευρά της άνεσης. Αρκετοί

ερευνητές μελετούν ζητήματα δυσφορίας, σε αντίθεση με την ίδια την έννοια της άνεσης, δηλαδή προσεγγίζουν τη μελέτη της άνεσης έμμεσα, μέσω της μελέτης της δυσφορίας. Στο χώρο της υποδηματοποιίας μέχρι και τη δεκαετία του 1970 η έννοια της άνεσης ήταν συνυφασμένη με την έννοια της έλλειψης ενόχλησης [Au E. and Goonetilleke R., 2002].

Ο Richards L.G., 1980, προσδιόρισε την έννοια της άνεσης ως «την κατάσταση ενός ανθρώπου, η οποία περιλαμβάνει μία αίσθηση υποκειμενικής ευφορίας, ως αντίδραση σε μία κατάσταση ή περιβαλλοντικές επιδράσεις». Επομένως, η άνεση είναι υποκειμενικό φαινόμενο και, αναπόφευκτα, παρουσιάζονται προκλήσεις και προβλήματα όταν επιχειρείται αξιολόγησή της. Ο Slater, 1985, όρισε την άνεση ως «μία ευχάριστη κατάσταση φυσιολογικής, ψυχολογικής και φυσικής αρμονίας ενός ανθρώπου με το περιβάλλον. Οι αλλαγές της έννοιας της άνεσης και της συσχέτισής της με τις έννοιες της ευφορίας και χαλάρωσης, επηρέασαν και το χώρο της υποδηματοποιίας [Au E. and Goonetilleke R., 2002]. Οι Au E. and Goonetilleke R., 2002, πρόσθεσαν και την ιδιότητα της θετικής αίσθησης.

Οι πάσχοντες από διαβητικό πόδι, αισθάνονται ανακούφιση όταν χρησιμοποιούν θεραπευτικά υποδήματα, αλλά πόνο και δυσφορία με τα περισσότερα συνηθισμένα υποδήματα. Στους υγιείς χρήστες, η στάση και η κίνηση φορώντας βαριά άρβυλα εργασίας, ανδρικά υποδήματα κατηγορίας oxford ή γυναικεία τύπου γόβας, για πολλές ώρες, προκαλεί πρήξιμο των ποδιών και αυτό ορισμένες φορές προκαλεί δυσφορία. Τα ίδια όμως υποδήματα ίσως να μην προκαλούν δυσφορία το επόμενο πρωί. Το φυσικό περιβάλλον, ενισχύει ή εξασθενεί την αντίληψη δυσφορίας που προκύπτει από τη χρήση του προϊόντος.

Η άνεση και η απόδοση ενός υποδήματος είναι αλληλένδετες έννοιες, σύμφωνα με αρκετούς ερευνητές, και είναι προτιμότερο να εξετάζονται συνολικά η λειτουργικότητα-απόδοση, το σχήμα και η εφαρμογή, γνωστά και ως τα 3F (Function, Form and Fit) [Goonetilleke R., 2003]. Λαμβάνοντας υπόψη τις απόψεις των Slater K., 1985, 1996, και Vink P. et al., 2005, οι σύγχρονες προσεγγίσεις στην έννοια της άνεσης θεωρούν ότι είναι ένα υποκειμενικό φαινόμενο, μία αντίδραση στο περιβάλλον ή σε μία κατάσταση και ότι έχει φυσικές, φυσιολογικές και ψυχολογικές πτυχές πριν, κατά τη διάρκεια και μετά τη χρήση ενός προϊόντος. Ένα προϊόν δεν είναι ποτέ άνετο, απλά δύναται να μην προκαλεί δυσφορία στο χρήστη κάτω από ορισμένες συνθήκες [Vink P. et al., 2005]. Ακόμη και εάν ένα προϊόν δεν προκαλεί δυσφορία σε έναν χρήστη, πιθανόν να προκαλεί σε κάποιον άλλο. Επομένως, οποιαδήποτε αναφορά σε άνετα προϊόντα συσχετίζεται με τις επιπτώσεις των χαρακτηριστικών των προϊόντων στη φυσιολογία ή ψυχολογία του χρήστη και αυτές αποτελούν το ουσιαστικό αντικείμενο έρευνας και όχι το ίδιο το προϊόν.

Η ιδιαιτερότητα των υποδημάτων έναντι των ενδυμάτων έγκειται στη μηχανική αλληλεπίδραση του συστήματος του ευρύτερου πέλματος του υποδήματος με το άκρο πόδι και το έδαφος. Τα μηχανικά φορτία, λόγω της αντίδρασης του εδάφους στη δράση του βάρους του ανθρώπινου σώματος, κατά τη στάση ή κατά την κρούση με το έδαφος, είναι ιδιαίτερα σημαντικά στη μελέτη της μηχανικής πελματιαίας άνεσης [Whittle M., 2007]. Η κάθετη, στο πελματιαίο επίπεδο, συνιστώσα των δυνάμεων αυτών μεταφέρεται προς το σώμα μέσω του μακρού οστού της κνήμης, το οποίο, ως προς το σχήμα και τη λειτουργία, προσομοιάζει με ράβδο. Τα διατμητικά φορτία, στην εγκάρσια και στη διαμήκη διεύθυνση, δεν είναι ιδιαίτερα σημαντικά για τη φόρτιση του άνω σώματος [Whittle M., 2007] λόγω της σημαντικά μικρότερης τιμής του μέτρου τους έναντι της αντίστοιχης της κάθετης, στην πελματιαία επιφάνεια, συνιστώσας. Παρόλα αυτά, προκαλούν παραμόρφωση του δέρματος και επιδερμικές ζημιές [Frederick E. and Wojcieszak C., 2005].

Οι πελματιαίες δυνάμεις που προκύπτουν από τη στάση ή βάρδια κατανέμονται στην αντίστοιχη επιφάνεια επαφής στο σύστημα άκρου ποδός, πέλματος του υποδήματος και εδάφους. Η επιφάνεια επαφής και τα χαρακτηριστικά της ανωτέρω κατανομής φορτίων επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από τη γεωμετρία του ευρύτερου πέλματος και την επιλογή υλικών για τα διάφορα τμήματα του πέλματος, ειδικά αν πρόκειται για τμήματα θεραπευτικών υποδημάτων. Η σχέση γεωμετρίας και υλικών του πέλματος με τη μηχανική άνεση είναι τεκμηριωμένη στη βιβλιογραφία [Lemmon D. et al., 1997; Cheung T.M. et al., 2005; Erdemir A. et al., 2005; Owings T.M. et al., 2008; Hsu Y.C. et al., 2008; Wiegerinck J.I. et al., 2009]. Στα συνήθη υποδήματα σε ορισμένες περιπτώσεις υπάρχει συγκέντρωση φορτίων σε συγκεκριμένα σημεία. Αυτά τα συγκεντρωμένα φορτία έχουν τη δυνατότητα να προκαλέσουν πόνο και τοπικό τραυματισμό.

Πέρα της φόρτισης, θεμελιώδης είναι και η σημασία της απόσβεσης κραδασμών – σκληρότητας (διεθνώς cushioning) του ευρύτερου πέλματος. Στην εμβιομηχανική, ο όρος cushioning αναφέρεται στην ικανότητα του υλικού να μειώσει δυνάμεις οι οποίες δύνανται να προκαλέσουν τραυματισμό (απόσβεση κραδασμών – shock absorption). Η απόσβεση κραδασμών-σκληρότητα ανασκοπήθηκε ως ενιαίο ζήτημα για πρώτη φορά από τον Goonetilleke R., 1999, και προτάθηκαν τρόποι μέτρησης βασιζόμενοι στη σκληρότητα των υλικών του πέλματος, στη «συμπιεστότητα» (εκφρασμένης κυρίως ως λόγος δύναμης προς παραμόρφωση) και στην επιβράδυνση (κατά την κρούση με το έδαφος). Πέρα απλών άμεσων προσεγγίσεων μετρήσεων δυνάμεων κρούσης και της σύγκρισης των αποτελεσμάτων με αντίστοιχα άλλων διατάξεων πελμάτων ή γυμνού άκρου ποδός, η προσέγγιση του ζητήματος της απόσβεσης κραδασμών με τη μελέτη της επιβράδυνσης του σώματος κατά την κρούση του άκρου ποδός με το έδαφος ή η μείωση του ρυθμού μεταβολής των πελματιαίων δυνάμεων κατά την πρόσκρουση της πτέρνας έχει προτιμηθεί από ορισμένους ερευνητές [McCullagh P. and Graham I., 1985].

Η προσαρμογή (fitting) της άνω επιφάνειας του ευρύτερου πέλματος στην πελματιαία επιφάνεια του άκρου ποδός, επηρεάζει την κατανομή δυνάμεων, αλλά αυτός είναι μόνο ένας από τους λόγους, για τον οποίο αποτελεί παράμετρο της μηχανικής άνεσης. Πειράματα σε άτομα πάσχοντα από πελματιαία απονευρωσίτιδα (plantar fasciitis) στηρίζουν την άποψη ότι η γεωμετρία της εσωτερικής σόλας και η προσαρμογή της στο άκρο πόδι επηρεάζουν την αντίληψη της μηχανικής άνεσης [Witana C.P. et al., 2009]. Η μέση περιοχή του άκρου ποδός (τόξο του άκρου ποδός) είναι κρίσιμη γιατί οι περισσότερες παραμορφώσεις λόγω φόρτισης βάρους παρουσιάζονται στην περιοχή αυτή και όχι στο εμπρόσθιο τμήμα ή στην πτέρνα. Έχουν πραγματοποιηθεί συγκρίσεις μεταξύ επίπεδων εσωτερικών πελμάτων και γεωμετρικώς προσαρμοσμένων (ανατομικών) με σκοπό τη συσχέτιση της γεωμετρίας με την εμπειρία της άνεσης, αλλά τέτοιοι υπολογισμοί είναι περίπλοκοι λόγω της επίδρασης της σκληρότητας του υλικού και της απώλειας ενέργειας κρούσης στην αντίληψη αγγιγμάτων και αισθήσεων πιέσεων [Mills K. et al., 2011].

Η διαχείριση πελματιαίων φορτίων, συγκεντρωμένων δυνάμεων και κραδασμών είναι από τους βασικούς σκοπούς των υποδημάτων. Η ύπαρξη πέλματος, όμως, εισάγει ένα νέο ζήτημα πελματιαίας άνεσης. Κατά την κίνηση, ειδικά σε ανώμαλο έδαφος, προκαλούνται καμπτικές και στρεπτικές καταπονήσεις στο πέλμα. Εάν οι παραμορφώσεις αυτές ξεπεράσουν κάποια όρια, τότε προκαλείται καταπόνηση της άρθρωσης του αστραγάλου και αρθρώσεων των κάτω άκρων γενικότερα. Η καταπόνηση αυτή δύναται να προκαλέσει δυσφορία και σε ακραίες περιπτώσεις δύναται να προκληθεί απώλεια ισορροπίας κατά την κίνηση.

1.3 Στόχοι διατριβής

Οι μεγάλες καταπονήσεις που δέχεται το άκρο πόδι οδηγούν στην ανάπτυξη σημαντικών πελματιαίων πιέσεων καθώς και μεγάλων τάσεων στα οστά. Οι καταπονήσεις αυτές αποτελούν σοβαρό πρόβλημα για το άκρο πόδι, προκαλώντας έλκη ή κάλους στις περιοχές όπου υπάρχει μεγάλη συγκέντρωση δυνάμεων στο πέλμα όταν αλληλεπιδρά με το έδαφος ή το υπόδημα, και κατάγματα στις περιοχές των οστών με μεγάλη συγκέντρωση τάσεων. Τα τελευταία χρόνια γίνεται συνεχής έρευνα για τον υπολογισμό και τη μείωση των καταπονήσεων με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων και βιομοντέλων άκρου ποδός.

Σε ότι αφορά το υπόδημα, το οποίο αποτελεί ένα μέρος του συστήματος άκρου ποδός-υποδήματος (σόλας)-εδάφους, συμβάλει στη μείωση των καταπονήσεων που δέχεται το πέλμα και στην αποφυγή τραυματισμών του. Οι πελματιαίες δυνάμεις που προκύπτουν από τη στάση ή βάρδια κατανέμονται στην αντίστοιχη επιφάνεια επαφής στο σύστημα άκρου ποδός, σόλας του υποδήματος και εδάφους. Η επιφάνεια επαφής και τα χαρακτηριστικά της ανωτέρω κατανομής φορτίων επηρεάζονται σε μεγάλο βαθμό από τη γεωμετρία της σόλας και την επιλογή υλικών για τα διάφορα τμήματά της, ειδικά αν πρόκειται για τμήματα θεραπευτικών υποδημάτων. Σε αυτή την περίπτωση είναι πολύ σημαντικό να μοντελοποιείται σωστά η μηχανική συμπεριφορά των υλικών τόσο του βιομοντέλου (οστά και μαλακοί ιστοί) όσο και του υποδήματος (υλικά σόλας). Ως προς τα υλικά του βιομοντέλου, η διερεύνηση δύο συχνών παθήσεων όπως είναι η οστεοπόρωση και ο σακχαρώδης διαβήτης είναι πολύ σημαντική. Αυτό οφείλεται στις σημαντικές αλλαγές που αυτές οι δύο ασθένειες επιφέρουν στις ιδιότητες του μαλακού ιστού (διαβήτης) και των οστών (οστεοπόρωση).

Βασικός στόχος της παρούσης διατριβής είναι η κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός και η μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του συμπεριφορά κατά τη βάρδια. Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα πλήρως παραμετρικό, μη-γραμμικό τριδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων που βασίστηκε στο ανακατασκευασμένο τριδιάστατο βιομοντέλο χρησιμοποιώντας εικόνες-τομές αξονικής τομογραφίας άκρου ποδός ενήλικα ασυμπτωματικού άντρα. Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν σε μεγάλο εύρος δυνάμεων έτσι ώστε να μελετηθεί και η επίδραση δυναμικών φαινομένων (επιτάχυνση ή επιβράδυνση) στην κατανομή πιέσεων και τάσεων. Οι μελέτες έγιναν σε διάφορες βασικές φάσεις βάρδιας συνδυάζοντας διαφορετικά υλικά σολών, ενώ μελετήθηκε λεπτομερώς και η επίδραση της αλλαγής των μηχανικών ιδιοτήτων του βιομοντέλου λόγω οστεοπόρωσης και σακχαρώδους διαβήτη καθώς και συνδυασμού αυτών. Θα πρέπει να αναφερθεί ότι ανάλογα αποτελέσματα της μηχανικής συμπεριφοράς του άκρου ποδιός καθώς και κατανομής πελματιαίων πιέσεων και τάσεων, δεν έχουν παρουσιαστεί στη βιβλιογραφία.

Τα αποτελέσματα των αναλύσεων του πλήρους βιομοντέλου έδειξαν ότι, λόγω της πολυπλοκότητάς του, υπήρχαν πολλοί συνδυασμοί φορτίσεων και υλικών κατά τους οποίους παρουσιάστηκε πρόβλημα σύγκλισης της μη-γραμμικής ανάλυσης. Παρουσιάστηκαν, επίσης, προβλήματα μη ρεαλιστικών μετατοπίσεων (κυρίως στην περιοχή των δαχτύλων), οι οποίες οδήγησαν σε ανακατανομή των δυνάμεων στο πέλμα και την εκτροπή του ποδιού από τη συγκεκριμένη θέση που αντιστοιχεί στη θέση βάρδιας που εξεταζόταν. Για να εξεταστεί η επίδραση όλων των παραμέτρων στη μηχανική συμπεριφορά του ποδιού κατέστη αναγκαίο να αναπτυχθεί ένα απλοποιημένο βιομοντέλο, στο οποίο δεν θα παρουσιάζονταν τα

παραπάνω προβλήματα και θα προέβλεπε με ικανοποιητική ακρίβεια τη μηχανική συμπεριφορά του ποδιού.

1.4 Δομή της διδακτορικής διατριβής

Η δομή της διατριβής είναι ως εξής:

Στο παρόν *Κεφάλαιο 1*, παρουσιάστηκαν συνοπτικά το θεωρητικό και πρακτικό υπόβαθρο της διατριβής, το οποίο αφορά τη μηχανική άνεση του συστήματος άκρου ποδός-υποδήματος. Επιπλέον ο ορισμός του προβλήματος που σχετίζεται με της δύο παθήσεις, οστεοπόρωση και σακχαρώδη διαβήτη, οι βασικοί στόχοι και οι ερευνητικές προκλήσεις της διατριβής.

Στο *Κεφάλαιο 2*, γίνεται αναφορά στη βιβλιογραφική ανασκόπηση των τεχνολογιών και μεθόδων κατασκευής βιομοντέλων ανθρώπινων μελών από τεχνικές ιατρικής απεικόνισης, της μοντελοποίησης και μηχανικής ανάλυσης του συστήματος άκρου ποδός/σόλας με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων. Περιγράφονται και αναλύονται οι δύο παθήσεις, οστεοπόρωση και σακχαρώδης διαβήτη, και πως αυτές επηρεάζουν τις καταπονήσεις που δέχεται το άκρο πόδι στα οστά και το μαλακό ιστό, αντίστοιχα.

Στο *Κεφάλαιο 3*, αναλύεται η διαδικασία κατασκευής του 3D βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός. Αρχικά υλοποιήθηκε η ανακατασκευή του 3D μοντέλου οστών από δεδομένα αξονικής τομογραφίας (CT). Μετά την ολοκλήρωση του ακολούθησε ο εμπλουτισμός του με μοντέλα μαλακών ιστών όπως τένοντες και συνδέσμους, το οποίο αποτελεί το λεπτομερές 3D βιομοντέλο άκρου ποδός. Επιπλέον στο παρόν κεφάλαιο αναλύεται η διαδικασία κατασκευής ενός απλοποιημένου μηχανικού 3D βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός, το οποίο αποτελείται από δύο δομές, τη δομή των οστών και του μαλακού ιστού.

Στο *Κεφάλαιο 4*, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μελέτης για τη μεταβολή της πελματιαίας πίεσης του τελικού 3D βιομοντέλου άκρου ποδός, στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης (θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, μέση θέση βάδισης, θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα) όταν αυτό αλληλεπιδρά με το έδαφος και τη σόλα, με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων. Πραγματοποιείται έλεγχος της συμπεριφοράς του βιομοντέλου στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, ενώ συγχρόνως μελετάται η επίδραση των ιδιοτήτων του μαλακού ιστού και του υλικού της σόλας. Σε συνέχεια των αναλύσεων πεπερασμένων στοιχείων του βιομοντέλου άκρου ποδός, γίνεται έλεγχος της ακαμψίας με προσομοίωση χόνδρων ανάμεσα στα οστά (για φυσιολογική κατάσταση οστών), χρησιμοποιώντας το απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο ανθρώπινου άκρου ποδός.

Στο *Κεφάλαιο 5*, πραγματοποιείται έλεγχος της συμπεριφοράς του απλοποιημένου μηχανικού 3D βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός με προσομοίωση χόνδρων ανάμεσα στα οστά (εύκαμπτο μοντέλο), σύμφωνα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, όταν αυτό αλληλεπιδρά με το έδαφος και τη σόλα, για την εύρεση των περιοχών καταπονήσεων, τάσεις στα οστά και πελματιαίων πιέσεων. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μελέτης και η πιθανή περιοχή πρόκλησης κατάγματος.

Στο *Κεφάλαιο 6*, διερευνάται η συμπεριφορά του απλοποιημένου μηχανικού 3D βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός με προσομοίωση χόνδρων ανάμεσα στα οστά (εύκαμπτο μοντέλο), στην περίπτωση γήρανσης του δέρματος, φυσιολογική ή λόγω σακχαρώδη διαβήτη, στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, όταν αλληλεπιδρά με το έδαφος και τη σόλα. Η μελέτη αφορά τις καταπονήσεις πελματιαίων πιέσεων, για τη δημιουργία έλκους στην περιοχή του

πέλματος, και τάσεων στα οστά. Ακολούθως παρουσιάζονται αποτελέσματα καταπονήσεων λόγω γήρανσης του δέρματος και η πιθανή περιοχή ανάπτυξης έλκους στο πέλμα.

Στο *Κεφάλαιο 7*, παρουσιάζονται αποτελέσματα καταπονήσεων του συνδυασμού των δύο παθήσεων, οστεοπόρωσης και σακχαρώδη διαβήτη, τα οποία αφορούν γηραιότερα άτομα. Με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων γίνεται ο έλεγχος της συμπεριφοράς του απλοποιημένου μηχανικού 3D βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός με προσομοίωση χόνδρων σύμφωνα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης και γήρανσης του δέρματος στις τρεις φάσεις για ηλικιωμένα άτομα περίπου 80 ετών.

Τέλος στο *Κεφάλαιο 8*, συνοψίζεται η πρωτοτυπία και η συμβολή της παρούσας διδακτορικής διατριβής σε θεωρητικό και εφαρμοσμένο επίπεδο, και επισημαίνονται οι δυνατότητες περαιτέρω αξιοποίησης των αποτελεσμάτων της ανάλυσης και του σχεδιασμού που έχουν παραχθεί. Επιπλέον, προσδιορίζονται τα μελλοντικά βήματα της μελέτης του συστήματος άκρου ποδός-σόλας, που είναι σκόπιμο να γίνουν για την εύρεση βέλτιστων αποτελεσμάτων καταπονήσεων. Τέλος γίνεται αναφορά των ερευνητικών εργασιών που έλαβαν χώρα καθ' όλη τη διάρκεια της μελέτης, σε επιστημονικά περιοδικά και πρακτικά συνεδρίων, οι οποίες είναι συναφείς με τη διδακτορική διατριβή.

2. Βιβλιογραφική ανασκόπηση

2.1 Ανακατασκευή ανατομικών στοιχείων και ανάλυση FEM του συστήματος άκρου ποδός- σόλας

2.1.1 Αναπαράσταση ανατομικών βιομοντέλων

Βιομοντέλο (biomodel) ή 3D ιατρικό μοντέλο είναι ένα μοντέλο που προσομοιώνει αντίγραφο της γεωμετρίας και της μορφολογίας μίας ανθρώπινης βιολογικής δομής. Χωρίζεται σε δύο κατηγορίες, στα ψηφιακά βιομοντέλα (computer-based biomodels) και στα φυσικά βιομοντέλα (physical biomodels). Η πρώτη κατηγορία αυτών, τα ψηφιακά μοντέλα, χωρίζεται σε άλλες δύο υποκατηγορίες που είναι τα εικονικά βιομοντέλα (virtual biomodels) και τα υπολογιστικά βιομοντέλα (computational biomodels). Τα εικονικά βιομοντέλα χρησιμοποιούνται για να προβάλλουν τους ανθρώπινους ιστούς και για τη σχεδίαση εμφυτευμάτων, ενώ τα υπολογιστικά βιομοντέλα κατασκευάζονται για τη βιομηχανική ανάλυση της βιολογικής δομής. Περιλαμβάνουν πληροφορίες σχετικά με διαφορετικά υλικά και ιδιότητες υλικών των ιστών. Αυτά τα μοντέλα χρησιμοποιούνται στη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων για τη μελέτη πιέσεων και καταπονήσεων του ανθρώπινου σκελετού. Επιπρόσθετα χρησιμοποιούνται για τη μελέτη προβλημάτων και παραμέτρων που σχετίζονται με τη μηχανική των βιολογικών ιστών, όπως προσδιορισμό της έντασης καταπόνησης ή παραμόρφωσης που εμφανίζονται στους ιστούς κάτω από διαφορετικές συνθήκες [Ribeiro N.S. et al., 2009]. Η κατασκευή των φυσικών βιομοντέλων γίνεται με τη χρήση τεχνολογιών κατασκευής με Η/Υ (πχ. τεχνολογία CNC ή μεθόδους ταχείας πρωτοτυποποίησης) από το εικονικό ψηφιακό βιομοντέλο, στις περισσότερες περιπτώσεις [Lohfeld S. et al., 2005].

Τα βιομοντέλα χωρίζονται σε μοντέλα γενικής ανατομίας (generic anatomy models) και σε ατομικά μοντέλα ανατομίας (individual anatomy models). Τα μοντέλα γενικής ανατομίας είναι μοντέλα που περιέχουν λεπτομερώς όλα τα ανατομικά στοιχεία του ανθρώπινου σώματος και είναι κατασκευασμένα λεπτομερώς χρησιμοποιώντας λογισμικά 3D μοντελοποίησης. Τα ατομικά μοντέλα ανατομίας είναι μοντέλα κατασκευασμένα από εικόνες ιατρικής απεικόνισης (CT/MRI) και αφορούν ατομικά στοιχεία ασθενούς (εξατομικευμένο μοντέλο) [Zachow S. et al., 2007]. Λόγω της ανάγκης και της χρησιμότητας αυτών των βιομοντέλων αναπτύχθηκαν εμπορικά λογισμικά για την κατασκευή ψηφιακών βιομοντέλων από CT/MRI εικόνες. Τα ευρέως χρησιμοποιούμενα εμπορικά λογισμικά είναι το SurgiCAD της Integraph ISS, USA, το Med-link, της Dynamic Computer Resources, USA, το Mimics και το MedCAD της Materialise, Belgium. Όμως η πολυπλοκότητα των βιολογικών ιστών και της ανατομικής δομής έχει ως αποτέλεσμα τα μοντέλα που λαμβάνονται να είναι μία εκτίμηση των φυσικών δομών [Ameddah H. & Assas M., 2011].

Τα βιομοντέλα χρησιμοποιούνται σε πολλούς τομείς διάγνωσης, θεραπείας και ιατρικής έρευνας, όπως η οπτικοποίηση και ο σχεδιασμός μίας εγχείρησης, στη σχεδίαση ικριωμάτων που προσομοιώνουν βιολογικούς ιστούς και στη μέτρηση ραδιενέργειας στην πυρηνική ιατρική [Starly B. et al., 2005; Lohfeld S. et al., 2005]. Για το λόγο αυτό τα βιομοντέλα θεωρούνται πολύ σημαντικά.

Η μεθοδολογία κατασκευής 3D βιομοντέλων άκρου ποδός αποτελείται από τρεις φάσεις: την λήψη δεδομένων, την επεξεργασία των εικόνων και τη γεωμετρική ανακατασκευή του

μοντέλου. Η μεθοδολογία κατασκευής στηρίζεται στη χρήση δεδομένων από τεχνικές κατάτμησης σε συνδυασμό με μεθόδους και αλγορίθμους τριδιάστατης μοντελοποίησης.

Πρώτη φάση: Λήψη δεδομένων

Η λήψη δεδομένων μέσω τεχνικών ιατρικής απεικόνισης είναι η πρώτη φάση της μεθοδολογίας κατασκευής ανθρώπινων ιστών. Οι τεχνικές ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιούνται συχνά για τη λήψη ανατομικών δεδομένων είναι η αξονική τομογραφία, η μαγνητική τομογραφία και το ιατρικό υπερηχογράφημα. Η αξονική τομογραφία μπορεί να αποδώσει με μεγαλύτερη ακρίβεια τα ανθρώπινα οστά, γι' αυτό προτιμάται για την ανακατασκευή ενός μοντέλου οστών του ποδιού.

Δεύτερη φάση: Επεξεργασία των εικόνων

Η δεύτερη φάση της μεθοδολογίας κατασκευής είναι η επεξεργασία των εικόνων που λήφθηκαν από τις τεχνικές ιατρικής απεικόνισης. Κάθε εικόνα αντιστοιχεί σε μία διατομή με συγκεκριμένο πάχος και η επεξεργασία της γίνεται ανεξάρτητα από τις άλλες. Τα εικονοστοιχεία (pixels) κάθε εικόνας λαμβάνουν βαθμωτές τιμές της κλίμακας του γκρι (grayscale) που ερμηνεύονται ως διαφορετικές τιμές έντασης (intensity values). Κάθε τιμή έντασης αποτελεί ένα μέγεθος μέτρησης που αναπαριστά τα διαφορετικά υλικά που βρίσκονται στο απεικονιζόμενο τμήμα. Τα εικονοστοιχεία που εμφανίζονται ομογενή (έχουν δηλαδή ίδιες τιμές έντασης) τυπικά αντιστοιχούν σε τμήματα ιστών, ενώ οι έντονες διαφοροποιήσεις έντασης υποδεικνύουν σύνορα ιστών. Τα εξωτερικά σύνορα διαχωρίζουν τους ιστούς από το περιβάλλοντα χώρο, ενώ τα εσωτερικά σύνορα διαχωρίζουν γειτονικούς ιστούς με διαφορετικές ιδιότητες [Zachow et al., 2007]. Δυστυχώς πολύ συχνά οι βαθμωτές τιμές των εικονοστοιχείων είναι πολύ κοντινές ή επικαλύπτονται, με αποτέλεσμα τα σύνορα μεταξύ των διαφορετικών ιστών να μην είναι ξεκάθαρα [Caon, 2004]. Στόχος είναι να εντοπιστούν οι περιοχές που αναπαριστούν τους υπό κατασκευή ιστούς και να προσδιοριστούν τα όρια-σύνορα κάθε ιστού με τη χρήση πολυγραμμής (polyline). Ο ακριβής προσδιορισμός των περιοχών συμβάλλει στην εξαγωγή της 3D γεωμετρίας του κάθε ιστού, ενώ ο βαθμός ακρίβειας στην αναπαράσταση της πραγματικής γεωμετρίας πλησιάζει την ανάλυση της εικόνας [Noser H. et al., 2011; Mankovich N.J. et al., 1990]. Η τοποθέτηση των συνόρων κάθε εικόνας-τομής σε στίβια (3D region growth) αναπαριστά την τριδιάστατη εικόνα του ιστού [Sun W. & Lal P., 2002; Sun W. et al., 2005].

Όμως μερικές φορές ο διαχωρισμός δεν είναι αναγνωρίσιμος με αποτέλεσμα τα σύνορα μεταξύ των διαφορετικών ιστών να μην είναι ξεκάθαρα [Caon M. , 2004]. Λόγω της μεγάλης ποσότητας πληροφορίας, της πολύπλοκης δομής των ιστών, της ασάφειας των συνόρων αλλά και άλλων ανεπιθύμητων στοιχείων, αρκετές φορές συναντώνται δυσκολίες στην επεξεργασία των δεδομένων εικόνας [McInerney T. & Terzopoulos D., 1996].

Το λογισμικό Mimics χρησιμοποιείται συχνά από την επιστημονική κοινότητα για την προεπεξεργασία των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, και ειδικότερα για την περικοπή της εικόνας (image cropping), την οργάνωση της εικόνας, τον καθορισμό των τιμών έντασης που αντιστοιχούν σε μαλακούς και σκληρούς ιστούς (thresholding) και την εξαγωγή τμημάτων δεδομένων [Bhatt D.A. & Warkheldkar R.M., 2008].

Τρίτη φάση: Ανακατασκευή μοντέλου

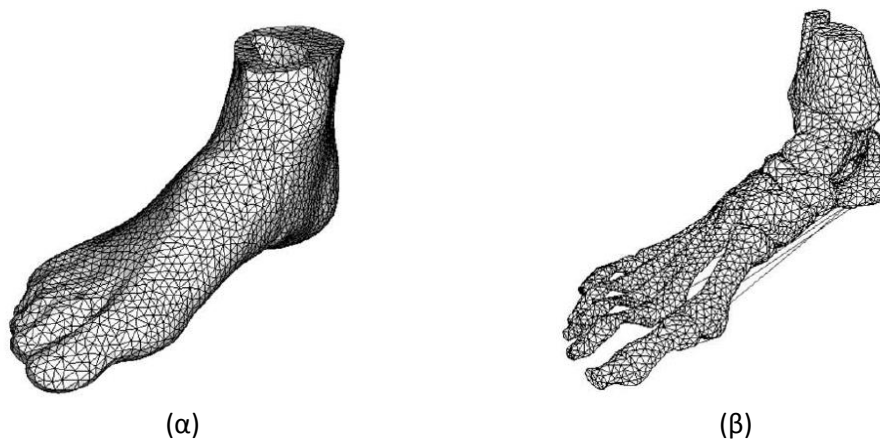
Η τελευταία φάση είναι η τριδιάστατη ανακατασκευή του μοντέλου από τις επεξεργασμένες εικόνες των τεχνικών κατάτμησης. Η φάση αυτή χωρίζεται σε δύο βήματα. Στο πρώτο

δημιουργείται μία αρχική γεωμετρία από τις 3D περιοχές που έχουν εντοπιστεί σε κάθε εικόνα-τομή και στο δεύτερο γίνεται η παραγωγή της τελικής γεωμετρίας του βιομοντέλου. Η τελική τριδιάστατη κατασκευή των ανθρώπινων μελών χρησιμοποιεί αρκετές τεχνικές και μεθόδους.

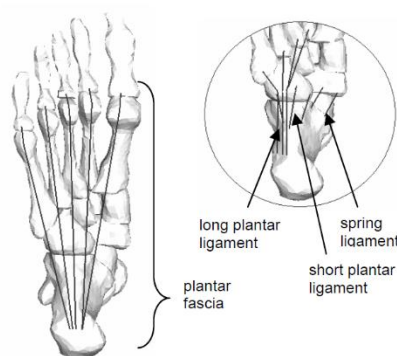
Για την 3D ανακατασκευή ανθρώπινων ιστών από εικόνες MRI/CT συναντώνται διαφορετικές προσεγγίσεις για την κατασκευή του μοντέλου αναπαράστασης συνόρου (B-ter) ενός ιστού. Τα στερεά μοντέλα αποτελούν υπολογιστικά βιομοντέλα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων. Η ακρίβεια ενός στερεού μοντέλου εξαρτάται από την ποιότητα και τη σαφήνεια των εξαγόμενων συνόρων, για το λόγο αυτό πολλοί ερευνητές προσπαθούν να προσεγγίσουν το σύνορο με καμπύλες παρεμβολής B-Spline [Grove O. et al., 2011; Ameddah H. & Assas M., 2011].

Οι Behforootan S. et al., 2017 έκαναν μια επισκόπηση των τεχνικών μοντελοποίησης στον τομέα της βιομηχανικής ποδιών και υποδημάτων για να καταστούν κλινικά εφαρμόσιμες. Η πιο περίπλοκη εργαστηριακή προσέγγιση για την προσομοίωση αρθρώσεων παρουσιάστηκε από τους Isvilanonda V. et al., 2012. Οι συγγραφείς αυτής της μελέτης συνένωσαν CT εικόνες με εικόνες MRI για να πάρουν μία πιο ακριβή ανασύνθεση και δύο οστών, η οποία παρατηρείται σαφέστερα από την CT ενώ ο χόνδρος από τη MRI.

Οι Chen et al., 2001, ασχολήθηκαν με την ανάλυση των δυνάμεων και τη μελέτη κατανομής της τάσης στο πέλμα και τα οστά για τη μεσαία στάση βάδισης και την ώθηση. Το ολοκληρωμένο μοντέλο ποδιού τους αποτελούνταν από οστά, χόνδρους και μαλακό ιστό. Αυτά τα μέρη του ποδιού μοντελοποιήθηκαν ως τετράεδρα στοιχεία ενώ οι τένοντες ως «καλώδια». Επιπλέον οι Cheung & Zhang, 2005, δημιούργησαν ένα τριδιάστατο μοντέλο του συστήματος ποδιού-σόλας για την κατανομή των τάσεων στο πέλμα, τα οστά και τους τένοντες. Τα οστά συνδέθηκαν μεταξύ τους με στοιχεία επαφής μηδενικού συντελεστή τριβής και στη συνέχεια συνδέθηκαν με τον μαλακό ιστό. Οι τένοντες μοντελοποιήθηκαν ως ράβδοι που δέχονται μόνο εφελκυστικά φορτία (Εικόνα 8). Σε συνέχεια της έρευνάς τους για τη μοντελοποίηση του συστήματος ποδιού- υποδήματος, οι Cheung & Zhang, 2006, ολοκλήρωσαν το μοντέλο ποδιού τους με τη χρήση στερεών στοιχείων πάχους δύο χιλιοστών για τη σύνδεση των φαλαγγών μεταξύ τους, ώστε να προσομοιωθεί η σύνδεση των χόνδρων και οι άλλοι συνδετικοί ιστοί. Τα οστά συνδέθηκαν μεταξύ τους με επαφή επιφάνειας με επιφάνεια (surface to surface) και ελαστικούς φορείς για να επιτρέπεται η προσομοίωση της κίνησης τους. Στο πόδι τοποθετήθηκαν οι σύνδεσμοι και η πελματιαία περιτονία. Η πελματιαία περιτονία μοντελοποιήθηκε με πέντε ακτίνες από διαφορετικά τμήματα οστών, συνδέοντας την πτέρνα με τις μεταταρσοφαλαγγικές αρθρώσεις (Εικόνα 9). Η προσομοίωση των αρθρικών χόνδρων έγινε με επαφή ακαμψίας σε κάθε ζεύγος επιφάνειας επαφής και η τριβή αποφεύχθηκε. Τέλος όλα τα στοιχεία συνδέθηκαν με τον μαλακό ιστό.

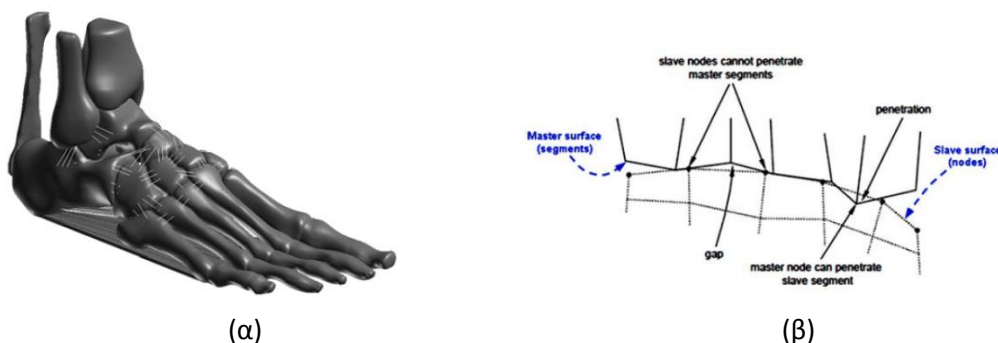


Εικόνα 8: Τριδιάστατο μοντέλο FEM ποδιού, (α) μαλακός ιστός, (β) οστά [Cheung & Zhang, 2005].



Εικόνα 9: Πελματιαίος σύνδεσμος κατασκευής ποδιού [Cheung & Zhang, 2006].

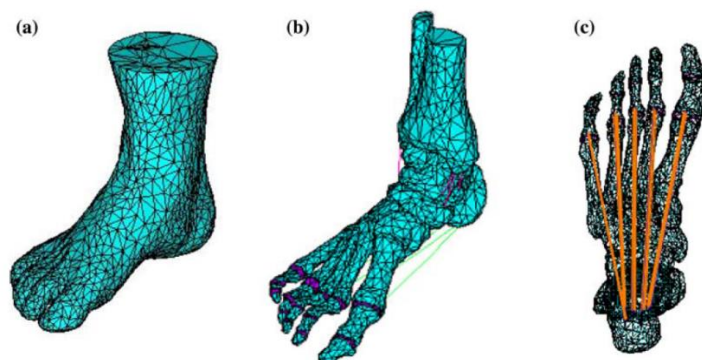
Μία λεπτομερής μοντελοποίηση του ποδιού έγινε από τον Chen, 2011. Στο μοντέλο του οι τένοντες μοντελοποιήθηκαν με γραμμικά στοιχεία ενώ η πελματιαία περιτονία είχε σχήμα βεντάλιας με εξωτερικό πάχος δύο χιλιοστά (Εικόνα 10 (α)). Οι δομές των συνδέσμων μοντελοποιήθηκαν με 3D στοιχεία ράβδων χωρίς συμπίεση για την προσομοίωση της φυσιολογικής τους λειτουργίας. Για τον αχίλλειο τένοντα δημιουργήθηκε μία τριδιάστατη γεωμετρία στο πίσω άκρο της πτέρνας (Εικόνα 10 (α)). Επειδή οι χόνδροι δεν μοντελοποιήθηκαν στο πόδι, η ένωση των οστών έγινε με στοιχεία επαφής επιφάνειας με επιφάνεια (surface to surface contact) (Εικόνα 10 (β)).



Εικόνα 10: (α) Μοντέλο οστών με συνδέσμους και τένοντες, (β) Ένωση των οστών στις φάλαγγες [Chen, 2011].

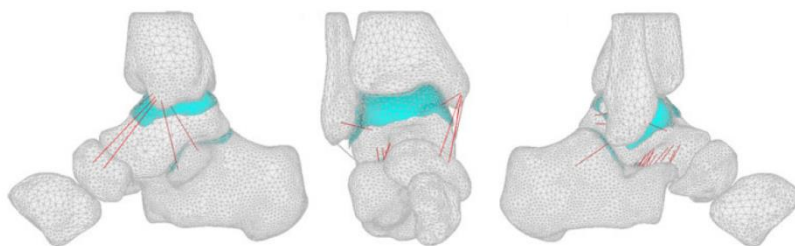
Οι Hsu et al., 2008, χρησιμοποίησαν το λογισμικό πρόγραμμα ANSYS για την ολοκλήρωση του μοντέλου τους (Εικόνα 11). Οι φάλαγγες, οι χόνδροι, τα οστά και το δέρμα μοντελοποιήθηκαν ως στοιχεία solid 45 (8 κόμβοι με 3 βαθμούς ελευθερίας), ενώ η πελματιαία περιτονία και οι μεγάλες συνδεσμικές δομές, όπως ο δελτοειδής σύνδεσμος, ο πλάγιος σύνδεσμος, ο κοντός

πελματιαίος σύνδεσμος, ο μακρύς πελματιαίος σύνδεσμος και ο ελατήριος σύνδεσμος, ως στοιχεία Link 10 (3 βαθμούς ελευθερίας σε κάθε κόμβο).



Εικόνα 11: Μοντέλο ποδιού (α) Μαλακός ιστός, (β) Οστά, χόνδροι και σύνδεσμοι, (γ) πελματιαίος σύνδεσμος [Hsu et al.,2008].

Οι Yu et al.,2008 ανέπτυξαν ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων γυναικείου ποδιού με σκοπό το σχεδιασμό ψηλοτάκουνων υποδημάτων. Η απλοποίηση του μοντέλου τους έγινε με τη συγχώνευση των φαλαγγών των τεσσάρων δαχτύλων (εκτός του μεγάλου δαχτύλου) σε δύο (2) χιλιοστά πάχος μαλακών στοιχείων. Επιπλέον η πελματιαία περιτονία και οι σύνδεσμοι μοντελοποιήθηκαν ως στοιχεία δικτυώματος που καταπονούνται μόνο σε εφελκυσμό και συνδέονται με τις οστικές επιφάνειες. Τα οστά του ποδιού συνδέθηκαν μεταξύ τους με επαφή λαμβάνοντας υπόψη την τριβή. Ένα τριδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων αστραγάλου με έξι οστικές δομές, χόνδρους και εννιά κύριους συνδέσμους της άρθρωσης του αστραγάλου, για εμβιομηχανική αξιολόγηση του δελτοειδή συνδέσμου, αναπτύχθηκε από τους Xu et al.,2011. Οι σύνδεσμοι και το μόσχευμα του δελτοειδή που φέρουν φορτία τάσης, προσομοιώθηκαν ως στοιχεία σύνδεσης (link elements) (Εικόνα 12). Επιπλέον οι χόνδροι του αστραγάλου, η πτέρνα, η κνήμη και η περόνη συνδέθηκαν μεταξύ τους με επιφάνειες επαφής. Οι αρθρώσεις όμως λόγω της σχετικής κίνησης μοντελοποιήθηκαν με τη χρήση αλγορίθμου επαφής.



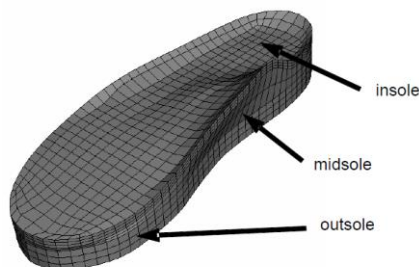
Εικόνα 12: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων συνδέσμων της άρθρωσης του αστραγάλου [Xu et al.,2011].

2.1.2 Μελέτες FE ανάλυσης του συστήματος άκρου ποδός- σόλας

Έχουν γίνει αρκετές ερευνητικές εργασίες για τη μοντελοποίηση των ανατομικών χαρακτηριστικών του ποδιού και των υποδημάτων, αλλά και την ανάλυση του συστήματος ποδιού-σόλας. Το σύστημα ποδιού-σόλας συνήθως φορτίζεται από το βάρος του ατόμου και τις αντιστάσεις του εδάφους και των στοιχείων του ποδιού, στις διάφορες φάσεις βόδισης. Η ανάλυση του συστήματος αυτού δίνει αποτελέσματα για την καταπόνηση του ποδιού όπως είναι οι μέγιστες πελματιαίες πιέσεις.

Οι Chen W.P. et al., 2001, μελέτησαν την κατανομή των τάσεων στο πέλμα και τα οστά στη μεσαία στάση βάδισης. Η φόρτιση του μοντέλου ποδιού έγινε με μετακίνηση του εδάφους γραμμικά και περιστροφικά σύμφωνα με την κίνηση του ποδιού, όπου το πόδι προσομοιώθηκε να αλληλεπιδρά με μία άκαμπτη επιφάνεια. Για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων η πάνω επιφάνεια της κνήμης πακτώθηκε ενώ τα οστά και οι αρθρώσεις του επιτρέπουν την παραμόρφωση και την προσομοίωση της κίνησης. Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης του συστήματος ήταν γραμμικά ελαστικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η θλιπτική ορθή τάση στο πρόσθιο μέρος του πέλματος αυξάνεται σταδιακά από τη μεσαία στάση ως τη φάση της ώθησης, η οποία φτάνει το 1 MPa. Το ίδιο συμβαίνει και με τη μέγιστη ισοδύναμη τάση στα μετατάρσια οστά, που φτάνει τα 7 MPa στο τρίτο μετατάρσιο.

Επιπλέον και οι Cheung J.T.M. & Zhang M., 2005, μελέτησαν την κατανομή των τάσεων στο πέλμα, τα οστά και τους τένοντες κατά τη στάση ισορροπίας εξετάζοντας δύο είδη σόλας, μία επίπεδη και μία στο σχήμα του ποδιού. Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση του ποδιού ήταν γραμμικά ελαστικά, ενώ για τη σόλα χρησιμοποιήθηκαν τρία διαφορετικά υλικά με μέτρα ελαστικότητας 0.3, 1 και 1000MPa. Τα αποτελέσματα της μελέτης τους έδειξαν μείωση της τάσης στο πέλμα 17% όταν η σόλα έχει το σχήμα του ποδιού. Στη συνέχεια της μελέτης τους, οι Cheung J.T.M. & Zhang M., 2006, ασχολήθηκαν με την επίδραση των υλικών της σόλας (Εικόνα 13) στην πελματιαία πίεση κατά τη στάση ισορροπίας και τη μεσαία στάση βάδισης. Έγινε τοποθέτηση διάφορων υλικών στη σόλα κυρίως αφρώδη υλικά. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι κύριο ρόλο στη κατανομή των τάσεων έχει το πάχος της εσωτερικής σόλας και το πάχος και η δυσκαμψία της μεσαίας σόλας.



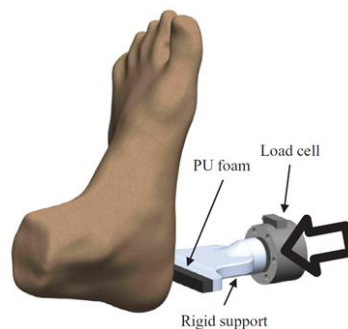
Εικόνα 13: Μοντελοποίηση της σόλας [Cheung J.T.M. and Zhang M., 2006].

Ο Chen W.P., 2011, πραγματοποίησε μια λεπτομερή μοντελοποίηση του ποδιού για τη διερεύνηση της πελματιαίας κατανομής της πίεσης στη θέση στήριξης των δαχτύλων. Η επιφάνεια της κνήμης, της περόνης και οι ανώτερες επιφάνειες του μαλακού ιστού ήταν πακτωμένες σε όλη τη διάρκεια της ανάλυσης. Οι ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν παρουσιάζονται στον Πίνακα 2. Η ανάλυση του μοντέλου ποδιού έγινε με τη μετακίνηση του εδάφους και του τμήματος σόλας προς αυτό. Μέσα από τα αποτελέσματά του βγαίνει το συμπέρασμα ότι σημαντικοί παράγοντες για την κατανομή των τάσεων είναι το σχήμα της σόλας, η δυσκαμψία και το πάχος της εσωτερικής σόλας.

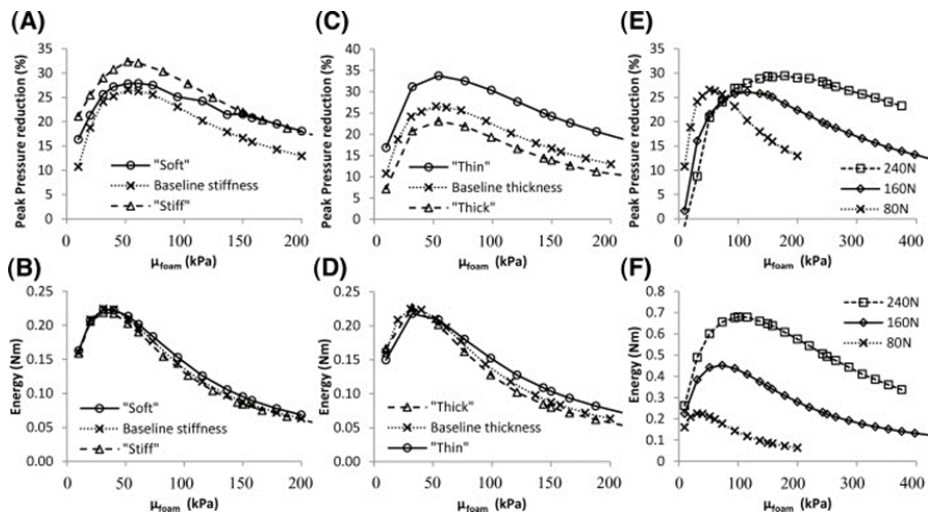
Entity	Element type (ABAQUS)	E (MPa), ν	Cross-section (mm ²)	Reference
Bone	4-node tetrahedral continuum	7300, 0.3	–	Cortical and cancellous bone properties weighted by Nakamura et al. (1981)
Cartilage	4-node tetrahedral continuum	1.01, 0.4	–	Indentation test conducted on 1st MTP joint by Athanasiou et al. (1998)
Ligament	2-node tension-only truss	260, 0.4	18.4	Properties obtained from collateral ligaments of the human ankle joint by Siegler et al. (1988)
Achilles tendon	4-node tetrahedral continuum	816, 0.3	–	Tensile modulus obtained at lower strain rate (Wren et al., 2001)
Other flexor tendons	2-node tension-only cable	450, 0.3	12.5	Calculation based on the stiffness values of flexor hallucis longus and peroneus brevis (Garcia-Gonzalez et al., 2009)
Plantar fascia	2-node tension-only truss	350, 0.4	290.7	Wright and Rennels, (1964))
Plantar soft-tissue	4-node tetrahedral continuum	Hyperelastic	–	Stress-strain curve determined experimentally by Chen et al. (2011)

Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών και στοιχείων για πεπερασμένων στοιχείων ανάλυση [Chen W.P., 2011].

Μια νέα υπολογιστική διαδικασία βασισμένη σε μετρήσεις in-vivo αναπτύχθηκε από τους Chatzistergos P., Naemi R. & Chockalingam N., 2015, η οποία συνεπάγεται τη δημιουργία 2D ειδικών μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων του πέλματος τακουνιών με βάση την εσοχή υπερήχων (Εικόνα 14). Αυτή η διαδικασία μοντελοποίησης χρησιμοποιήθηκε για να διερευνηθεί η σημασία της δυσκαμψίας, του πάχους και της φόρτωσης του πελματιαίου μαλακού ιστού για τη σωστή επιλογή του υλικού σόλας. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η ακαμψία και το πάχος του πέλματος επηρεάζουν την πελματιαία πίεση αλλά όχι τις βέλτιστες ιδιότητες της εσωτερικής σόλας. Η φόρτιση φαίνεται να επηρεάζει σημαντικά τις βέλτιστες ιδιότητες του υλικού της εσωτερικής σόλας. Η μελέτη τους έδειξε ότι η ακαμψία μιας εσωτερικής σόλας που ελαχιστοποιεί την πελματική πίεση δεν επηρεάζεται από την ακαμψία του πελματιαίου μαλακού ιστού (Εικόνα 15).

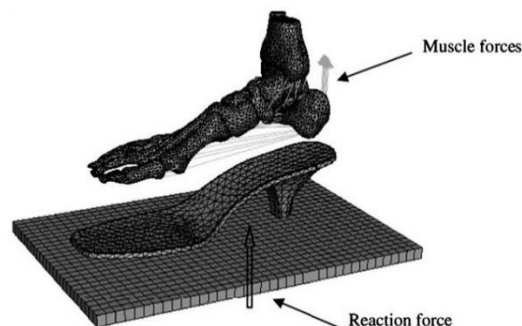


Εικόνα 14: Σχηματική αναπαράσταση ενός σεναρίου φόρτωσης που ταιριάζει απόλυτα με τις πραγματοποιηθείσες προσομοιώσεις και χρησιμοποιήθηκε για την επικύρωση του υποδείγματος FE [Chatzistergos P., Naemi R. & Chockalingam N., 2015].



Εικόνα 15: Η επίδραση της διαφορετικής δυσκαμψίας (A, B), του πάχους (C, D) και της φόρτισης (E, F) στις βέλτιστες ιδιότητες αποσβέσεως ενός υλικού σόλας [Chatzistergos P., Naemi R. & Chockalingam N., 2015].

Το ρόλο του σχήματος της σόλας για τη μείωση της πελματιαίας πίεσης ερεύνησαν οι Hsu Y.C. et al, 2008. Οι αναλύσεις τους επικεντρώθηκαν στην όρθια στάση (μεσαία) βάδισης. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι η μέση πελματιαία πίεση ήταν μεγαλύτερη στο πίσω μέρος του ποδιού από ότι στις περιοχές του μεσαίου και μπροστινού τμήματος του πέλματος. Οι Yu J. et al, 2007, ασχολήθηκαν με την επίδραση των ψηλοτάκουνων υποδημάτων στην κατανομή των πελματιαίων πιέσεων κατά την όρθια στάση βάδισης. Οι φορτίσεις που προσομοιώθηκαν στο μοντέλο ποδιού τους ήταν το βάρος, η αντίδραση του εδάφους, η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα για τα υψηλά τακούνια και το 75% του μισού βάρους του ατόμου για τη ξυπόλητη κατάσταση (Εικόνα 16). Η αντίδραση του αχίλλειου τένοντα προσομοιώθηκε με πέντε δυνάμεις στο πίσω μέρος της πτέρνας. Σε όλη την ανάλυση οι πάνω επιφάνειες των οστών της κνήμης και της περόνης ήταν πακτωμένες. Τα υλικά του μοντέλου ποδιού ορίστηκαν για το μαλακό ιστό ως υπερ-ελαστικά (Πίνακας 4) και για τις υπόλοιπες δομές ως γραμμικά ελαστικά (Πίνακας 3). Παρατήρησαν αύξηση της τάσης στις οστικές δομές και στους ραχιαίους μαλακούς ιστούς της μεταταρσοφαλαγγικής άρθρωσης, σε σχέση με την επίπεδη στήριξη, και αύξηση της παραμόρφωσης της βλαισότητας του μεγάλου δαχτύλου κατά 4.5.



Εικόνα 16: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων γυναικείου ποδιού [Yu J. et al., 2007].

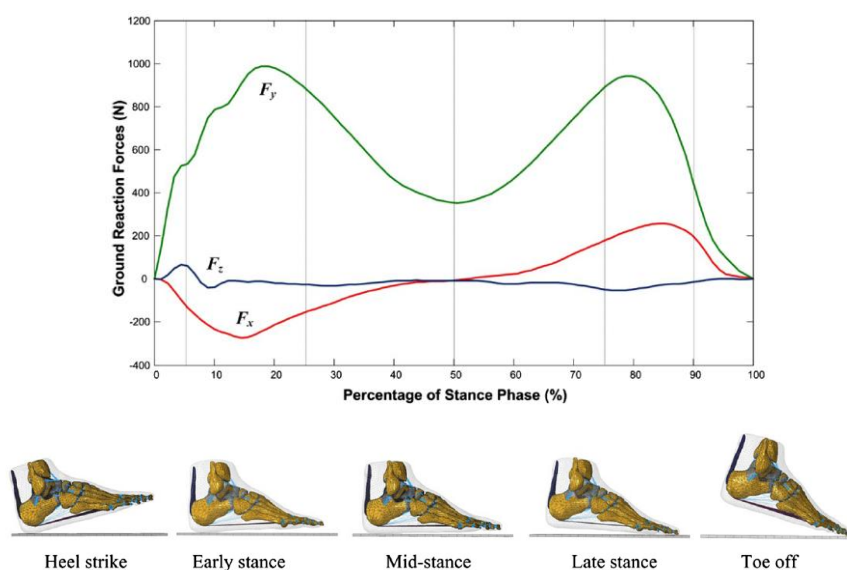
Component	Element Type	Young Modulus E (MPa)	Poisson Ratio ν	Cross-Sectional Area (mm ²)
Bony structures	3-D tetrahedra	7300	0.3	—
Soft tissue	3-D tetrahedra	0.15	0.45	—
Cartilage	3-D tetrahedra	1	0.4	—
Ligaments	Tension-only truss	260	—	18.4
Fascia	Tension-only truss	350	—	290.7
Insole	3-D brick	0.3, 1.0, 1000	0.4	—

Πίνακας 3: Ιδιότητες των γραμμικών ελαστικών υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου ποδιού των Yu et al, 2007 [Cheung et al, 2005].

Coefficients	Normal	F2	F3	F5
C_{10}	0.08556	0.17113	0.25669	0.42782
C_{01}	-0.05841	-0.11683	-0.17524	-0.29207
C_{20}	0.03900	0.07800	0.11700	0.19499
C_{11}	-0.02319	-0.04638	-0.06957	-0.11594
C_{02}	0.00851	0.01702	0.02553	0.04256
D_1	3.65273	1.82636	1.21758	0.73055
D_2	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000

Πίνακας 4: Ιδιότητες του υπερ-ελαστικού υλικού που χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου ποδιού των Yu J. et al, 2007 [Cheung et al, 2005].

Οι Akrami M. et al., 2018 μελέτησαν την πελματιαία πίεση, κατά τη διάρκεια ξυπόλητης βάρδισης, σε πέντε φάσεις βάρδισης (θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, πρώιμη στάση, μέση θέση βάρδισης, καθυστέρηση στάσης και θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα) (heel strike, early stance, mid-stance, late stance, toe-off). Για τη πειραματική μελέτη τους, που αφορά την κατανομή της πίεσης στο πέλμα, χρησιμοποίησαν ένα σύστημα ανάλυσης υπέρυθρης κίνησης με 12 κάμερες, μία πλάκα με έξι πλακίδια ισχύος και μία πλάκα πίεσης. Οι αναλύσεις ευαισθησίας χρησιμοποιήθηκαν για να ερευνήσουν τις επιδράσεις βασικών παραμέτρων μοντελοποίησης στις προβλέψεις των μοντέλων. Οι δυνάμεις αντίδρασης εδάφους που υπολογίστηκαν από μια αντιπροσωπευτική δοκιμή βάρδισης (ταχύτητα βάρδισης 1,58 ms⁻¹), εφαρμόστηκαν στην πλάκα γείωσης στο μετρημένο κέντρο πίεσης (Εικόνα 17). Η θέση με την υψηλότερη πελματιαία πίεση μετακινήθηκε από την περιοχή της πτέρνας στα δάχτυλα κατά τη διάρκεια της φάσης στάσης, η οποία ήταν σύμφωνη με τα δεδομένα που λήφθηκαν από τις μετρήσεις της πλάκας πίεσης.



Εικόνα 17: Οι 3D μετρημένες δυνάμεις αντίδρασης εδάφους από μια αντιπροσωπευτική δοκιμή βάρδισης σε αυτόματη κανονική ταχύτητα βάρδισης (1,58 ms⁻¹) που χρησιμοποιείται για τον καθορισμό των συνθηκών

φόρτωσης των FE προσομοιώσεων σε πέντε διαφορετικές στιγμές βηματισμού: θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (στο 5% της φάσης στάσης), πρώιμη στάση (25% της φάσης στάσης), μέση θέση βάδισης (50% της φάσης στάσης), καθυστέρηση στάσης (75% της φάσης στάσης) και θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (90% της φάσης στάσης) [Akrami M. et al., 2018].

Η αποτελεσματικότητα των διαφορετικών θεραπευτικών παρεμβάσεων για τη μείωση της πελματιαίας πίεσης κάτω από την πρώτη ακτίνα του πρόσθιου ποδιού κατά τη διάρκεια της ώθησης προς την απομάκρυνση (push-off to toe-off phase), μελετήθηκε από τους Budhabhatti et al., 2007. Οι ερευνητές υπολόγισαν την αρχική γωνία της πρώτης μεταταρσοφαλαγγικής άρθρωσης χρησιμοποιώντας μία διαδικασία βελτιστοποίησης για να ελαχιστοποιήσουν τη διαφορά μεταξύ in vivo μετρήσεων και αριθμητικά υπολογισμένης πελματιαίας πίεσης.

Οι Fontanella C.G. et al., 2013 ανέπτυξαν ένα τριδιάστατο μοντέλο της πτέρνας που προσομοιώνει τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ξυπόλητη και με υπόδημα βάδιση, και για την αλληλεπίδραση μεταξύ της πτέρνας και των διαφορετικών συνδυασμών υλικών σόλας. Για την αξιολόγηση της μηχανικής συμπεριφοράς των ιστών της πτέρνας σε συνθήκες ξυπόλητης και με υπόδημα, πραγματοποιήθηκε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων, λαμβάνοντας υπόψη διάφορους συνδυασμούς υλικών για στρώσεις μεσαίας σόλας και εσωτερικής σόλας. Τα αποτελέσματα επιτρέπουν τον προσδιορισμό της επίδρασης των διαφόρων υλικών σόλας επί της μηχανικής απόκρισης της περιοχής της πτέρνας, ειδικότερα δείχνοντας τη διαφοροποίηση της τάσης συμπίεσης στις δύο συνθήκες. Γενικά, τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν ότι οι μέγιστες τιμές τάσης εντοπίζονται στους ιστούς της πτέρνας σε ξυπόλητη βάδιση.

Επιπλέον οι Antunes P.J. et al, 2008, μελέτησαν την κατανομή της πελματιαίας πίεσης του ολοκληρωμένου μοντέλου ποδιού τους σε επαφή με μία άκαμπτη επιφάνεια (έδαφος), με τη χρήση μη-γραμμικής ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Για τη φόρτιση του μοντέλου τοποθετήθηκαν, μία κάθετη δύναμη για το μισό βάρος του ατόμου στο σημείο αναφοράς του εδάφους, η αντίσταση αυτής και μία δύναμη αντίστασης του αχίλλειου τένοντα. Οι πάνω επιφάνειες του μαλακού ιστού, της κνήμης και της περόνης πακτώθηκαν, ενώ στο έδαφος δόθηκε ένας βαθμός ελευθερίας προς την άνω κατεύθυνση. Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν γραμμικά ελαστικά για όλα τα στοιχεία (Πίνακας 5) εκτός του μαλακού ιστού που το υλικό ήταν υπερελαστικό (Πίνακας 6). Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι η πίεση επαφής κάτω από τις κεφαλές του μεταταρσίου και στις φάλαγγες αυξάνει την εφαρμογή του φορτίου στη πτέρνα.

Table 1. Material properties and element topology/formulation

Components	Element		Young's modulus (MPa)	ν	Cross-sectional area (mm ²)
	Topology	Formulation			
Bone structure	3D-Tetrahedra	Linear	7300	0.3	-
Cartilage	3D-Tetrahedra	Linear	10	0.4	-
Soft tissues	3D-Tetrahedra	Linear, Hybrid	Hyperelastic	≈ 0.5	-
Achilles tendon	1D	Axial Connector element	∞	-	-
Plantar fascia	1D	Truss element	350	-	58.6
Soil	Quadrilateral	Rigid element	∞	-	-

Πίνακας 5: Ιδιότητες υλικών των στοιχείων του ποδιού [Antunes P.J. et al, 2008].

Table 2. - Encapsulated soft tissues hyperelastic material parameters

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1	D_2
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273	0

Πίνακας 6: Ιδιότητες υπερ-ελαστικού υλικού που χρησιμοποιήθηκε για το μαλακό ιστό [Antunes et al, 2008].

2.2. Οστεοπόρωση και Σακχαρώδης διαβήτης

2.2.1 Οστεοπόρωση

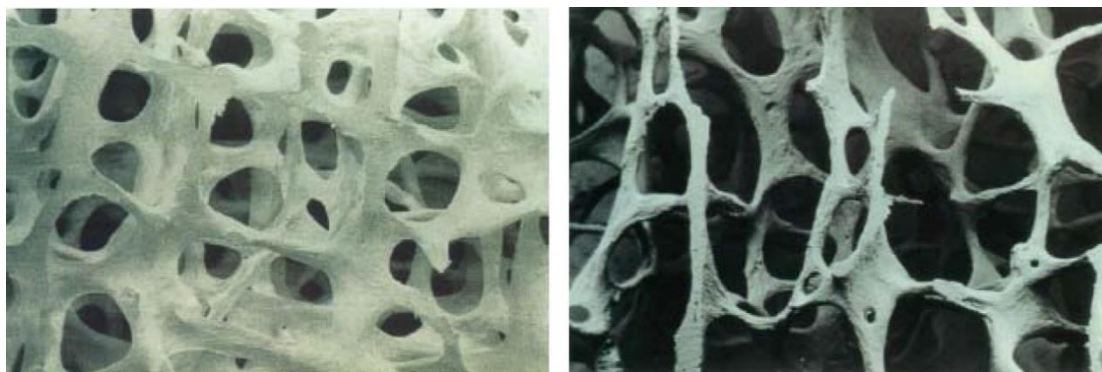
Η οστεοπόρωση θεωρείται η πιο κοινή νόσος των οστών και η νόσος των εύθραυστων οστών (brittle bone disease). Επιπλέον μία στις δύο γυναίκες και ένας στους τέσσερις άντρες άνω των 50 ετών έχουν οστεοπόρωση που σχετίζεται με κάταγμα στη διάρκεια της ζωής τους [Ross J., 2009]. Έτσι η οστεοπόρωση αποτελεί μεγάλο κοινωνικό πρόβλημα, λόγω αύξησης των οστεοπορωτικών καταγμάτων, και προβλέπεται επιδείνωση στο μέλλον, λόγω αύξησης του μέσου όρου ζωής [Σταθακόπουλος Δ., 2004].

2.2.1.1 Ανατομικά στοιχεία οστών

Η δομή των οστών είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη και προσαρμόζεται ανάλογα με τις διάφορες ανάγκες που παρουσιάζονται σε κάθε περιοχή του σκελετού, ο οποίος αποτελεί μία δυναμική δομή [Σταθακόπουλος Δ., 2004]. Το εξωτερικό των οστών ονομάζεται φλοιώδες οστό, ενώ στο εσωτερικό του βρίσκεται το σπογγώδες οστό. Οι δύο τύποι οστών είναι βιολογικά και χημικά ταυτόσημοι, διαφέρουν όμως κατά πολύ στην οργάνωσή τους, στο βαθμό πορώδους, στην ανάπτυξη, στην αρχιτεκτονική, στη λειτουργία, στην απόσταση από το μυελό των οστών, στην παροχή αίματος, στην ταχύτητα του χρόνου ανακατασκευής και στο μέγεθος των μεταβολών που εξαρτώνται από την ηλικία [Jee W.S.S., 1988; Jee W.S.S., 1999; Βαρδάκη Μ., 2013].

2.2.1.2 Η οστεοπόρωση ως ασθένεια

Η οστεοπόρωση αποτελεί την πιο γνωστή και συχνότερα εμφανιζόμενη ασθένεια των οστών προσβάλλοντας άτομα και των δύο φύλων [Chau et al., 2003; Khurana J.S., 2009], τα οποία αντιμετωπίζουν στη συνέχεια σημαντικά υψηλό κίνδυνο εμφάνισης καταγμάτων. Στο οστεοπορωτικό οστό είναι εμφανές ότι η πυκνότητα του είναι αρκετά μειωμένη ενώ επίσης έχει προκληθεί σε σημαντικό βαθμό καταστροφή της αρχιτεκτονικής της δομής του (Εικόνα 18). Η μειωμένη οστική μάζα είναι εύκολα αντιληπτό ότι επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες του. Η επιβολή δυνάμεων στο οστεοπορωτικό οστό έχει ως αποτέλεσμα την κατανομή αυτών σε μικρότερη μάζα και άρα τη συσσώρευση υψηλών μηχανικών φορτίων, που καθιστούν τον κίνδυνο θραύσης αρκετά υψηλό. Μελέτες οστών από ασθενείς που έχουν υποστεί κατάγματα έδειξαν ότι η αρχιτεκτονική, κυρίως του σπογγώδους οστού, είναι αρκετά διαφοροποιημένη σε σχέση με την αντίστοιχη υγιών ατόμων [Ciarelli T.E. et al, 2000; Legrand E. et al., 2000; Link T.M. et al., 2000; Καραμπάς Ι., 2011]. Υπολογιστικές μελέτες σε σπογγώδη οστά έχουν δείξει ότι για την ίδια μείωση της οστικής πυκνότητας, οστά τα οποία υπόκεινται σε ανισότροπη μείωση του οστικού τους δικτύου χαρακτηρίζονται από μικρότερη αντίσταση σε μηχανικές καταπονήσεις σε σχέση με οστά τα οποία επιδεικνύουν ομοιόμορφη μείωση της μάζας τους σε όλο τον όγκο τους [Silva M.J. & Gibson L.J., 1997; Καραμπάς Ι., 2011].



Εικόνα 18: Συγκριτική απεικόνιση μεταξύ ενός υγιούς (αριστερά) και ενός οστεοπορωμένου οστού (δεξιά) [Harvey N. and Cooper C., 2006; Καραμπάς Ι., 2011].

Με τη μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 10%, 20%, 40%, 80% προκαλείται μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 25%, 50%, 75%, 99% αντίστοιχα [Chen S.I., et al., 1999; Πετροπούλου Ε., 2006]. Η οστεοπόρωση δεν συνδέεται με την οστική μάζα αλλά με τις μηχανικές ιδιότητες του οστού. Η οστική απώλεια σε άτομα ηλικίας άνω των 40 ετών είναι της τάξεως του 0,3-0,7% το χρόνο [Ruff C.B. & Etayes W.C., 1982; Ruegsegger P., et al., 1984; Riggs B.L. & Melton L.J., 1986; Chow D.L. et al., 1987; Mazess R.B. et al., 1990; Σταθακόπουλος Δ., 2004; Μούμολη Ε., 2008]. Υπολογίζεται ότι οι γυναίκες έχουν χάσει στη γεροντική ηλικία περίπου το 50% της οστικής μάζας σε πορώδες οστό και το 33% σε φλοιώδες, ενώ στους άντρες τα ποσοστά είναι μικρότερα [Μούμολη Ε., 2008].

Οι μονάδες τυπικής απόκλισης που απέχει μία νέα μέτρηση σε σχέση με τον υγιή πληθυσμό νεαρής ηλικίας, καλείται T-Score και αποτελεί το πιο συνηθισμένο κριτήριο με βάση το οποίο καθορίζεται αν κάποιο άτομο πάσχει ή όχι από οστεοπόρωση [World Health Organization report, 2000; Faulkner K.G. & Miller P.D., 2008; Καραμπάς Ι., 2011]. Οι τιμές T-Score δίνονται από τη σχέση :

$$T - Score = \frac{BMD - YN}{SD}$$

YN (Young Normal): η μέση τιμή της οστικής πυκνότητας (Bone Mineral Density-BMD) για άτομα νεαρής ηλικίας

SD (Standard Deviation): η τυπική απόκλιση των τιμών οστικής πυκνότητας (Bone Mineral Density-BMD) των ατόμων νεαρής ηλικίας

Σύμφωνα με τον Π.Ο.Υ. (W.H.O.) και με βάση δεδομένα μέτρησης τιμών BMD και την τεχνική της DEXA έχουν θεσπιστεί οι παρακάτω τέσσερις κατηγορίες [Report of a who study group, 1994; Καραμπάς Ι., 2011]:

- Κανονική οστική μάζα: T-Score \geq -1
- Μειωμένη οστική μάζα (οστεοπενία): -2.5 < T-Score < -1
- Οστεοπόρωση: T-Score \leq -2.5
- Σοβαρή οστεοπόρωση: T-Score \leq -2.5 και να συνοδεύεται από ένα ή περισσότερα κατάγματα

2.2.1.3 Η εμβιομηχανική των οστών

Η εμβιομηχανική είναι η επιστήμη που μελετά τη δράση των δυνάμεων εσωτερικά ή εξωτερικά, σε ένα ζωντανό οργανισμό. Ασχολείται με τους τομείς της στατικής, δυναμικής

και κινητικής. Η στατική είναι η μελέτη των δυνάμεων στο σώμα σε κατάσταση ηρεμίας (ισορροπία). Η δυναμική είναι η μελέτη της κίνησης και των δυνάμεων που σχετίζονται με την παραγωγή κίνησης, ενώ η κινηματική είναι η μελέτη της κίνησης (μετατόπισης, ταχύτητας και επιτάχυνσης) χωρίς αναφορά στις δυνάμεις που προκαλούν κίνηση [Khurana J.S., 2009]. Επιπλέον η εμβιομηχανική μελετά τη δομή και τη λειτουργία των βιολογικών συστημάτων χρησιμοποιώντας τις μεθόδους της μηχανικής [Pal S., 2014]. Οι περισσότερες μελέτες στη διεθνή βιβλιογραφία αναφέρονται στην εκτίμηση της μηχανικής αντοχής των οστών κάτω από στατικές συνθήκες. Παρόλαυτά, υπάρχει διαφορά στη συμπεριφορά του οστού σε καταπόνηση κάτω από στατικές και από δυναμικές συνθήκες [Black J. & Korostoff E., 1973; Puch J.W. et al., 1973 a, b; Lewis J.L. & Goldsmith W., 1975; Baker J.L. & Haugh C.G., 1979; Σταθακόπουλος Δ., 2004]. Η οστική πυκνομετρία αντανακλά τη ποσότητα του οστού, ενώ τα γεωμετρικά αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά του οστού, που είναι απόλυτα συνδεδεμένα με τη μηχανική αντοχή του, αντανακλούν την ποιότητα του οστού. Στη μηχανική αντοχή των οστών δεν παίζει ρόλο μόνο η οστική ποσότητα αλλά και η διάταξη της στο χώρο. Για προσδιορισμό της μηχανικής αντοχής των οστών πρέπει να γνωρίζουμε α) την οστική πυκνότητα, β) τη γεωμετρία του οστού και γ) τις συνθήκες φόρτισης. Η μηχανική αντοχή δεν μετράται σε ζωντανό οργανισμό, μόνο σε πειραματικές εργασίες. Εκτίμηση σε ζωντανό οργανισμό γίνεται με τη βοήθεια της οστικής πυκνομετρίας. Η μηχανική αντοχή των οστών και οι μηχανικές ιδιότητες των οστών προσδιορίζονται από δύο βασικούς παράγοντες, από τη μηχανική ποιότητα του οστού σαν υλικό και από τη μηχανική ποιότητα του οστού σαν όργανο. Ως όργανο το οστό καθορίζει τις μηχανικές ιδιότητες του με βάση τη δομή και την αρχιτεκτονική του [Λυρίτης Γ., 1991; Σταθακόπουλος Δ., 2004].

Στα οστά και σε άλλα βιολογικά υλικά παρατηρείται μία «προτιμώμενη κατεύθυνση». Αυτό σημαίνει ότι το μέτρο ελαστικότητας ποικίλει ανάλογα την κατεύθυνση. Λόγω ότι οι βιολογικοί ιστοί είναι ανισότροποι, ανομοιογενείς και ιξωδοελαστικά υλικά [Pal S., 2014], τα οστά χαρακτηρίζονται ως ανισότροπα δηλαδή έχουν διαφορετικές ιδιότητες σε διαφορετικές κατευθύνσεις [Pal S., 2014].

Τρεις σημαντικές παράμετροι χαρακτηρίζουν τις μηχανικές ιδιότητες των οστών, η αντοχή, η μέγιστη παραμόρφωση και η ενέργεια παραμόρφωσης. Αυτά μπορούν να ληφθούν από μία καμπύλη τάσης - παραμόρφωσης. Η αντοχή διαφοροποιείται ανάλογα με τον τύπο του φορτίου και το ρυθμό φόρτισης. Η παραμόρφωση κατά την αστοχία είναι αυτονόητη και εξαρτάται επίσης από το ρυθμό φόρτισης και την κατεύθυνση [Pal S., 2014]. Η τάση που απαιτείται για να επέλθει κάταγμα στο οστό είναι διαφορετική από την ενδογενή μηχανική αντοχή διότι η δύναμη που προκαλεί κάταγμα στο οστό διαφέρει ανάλογα με το μέγεθος του οστού. Επιπλέον η μέγιστη αντοχή και η μέγιστη αντοχή στο όριο θραύσης είναι εξωγενείς μηχανικές ιδιότητες του οστού, διότι αντιπροσωπεύουν τις μηχανικές ιδιότητες ολόκληρου του οστού σαν σύνολο [Turner C.H. & Burr D.B., 1993; Σταθακόπουλος Δ., 2004].

2.2.1.4 Υπολογιστικές μελέτες οστεοπόρωσης και καταγμάτων

Οι Zhang M. et al., 2015 [Zhang M. & Fan Y., 2015] ασχολήθηκαν με την εμβιομηχανική του ποδιού και το σχεδιασμό υποδήματος. Για την επικύρωση των μετρήσεων του μοντέλου έγινε μελέτη της πελματιαίας κατανομής της πίεσης, μέτρηση της ποδικής καμάρας και των αρθρικών κινήσεων και μέτρηση τάσης της πελματιαίας απονεύρωσης, σε διάφορες προσομοιώσεις βάρους και ορθωτικών καταστάσεων/συνθηκών του ποδιού. Τα αποτελέσματα της μελέτης τους, που αφορούσε τις πελματιαίες πιέσεις που αναπτύσσονται στο πόδι, έδειξαν μεγάλη πίεση κάτω από το 5ο μεταταρσικό κεφάλι και στην περιοχή της πτέρνας.

Οι Polikeit A. et al., 2003, μελέτησαν την επίδραση της οστεοπόρωσης στην οσφυϊκή μοίρα της σπονδυλικής στήλης, με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων. Στα αποτελέσματά τους παρατήρησαν αύξηση των τάσεων και των παραμορφώσεων στους σπονδύλους, και αλλαγή στην κατανομή τους.

Οι Shindle K.M. et al., 2012 έκαναν έρευνα για τα κατάγματα τάσεων στην κνήμη, το πόδι και τον αστράγαλο. Διαπίστωσαν ότι οι παράγοντες που συμβάλουν στην πρόκληση κατάγματος είναι ενδογενείς (υγεία, τρόπος διατροφής) και εξωγενείς (εξοπλισμός, υποδήματα). Τα σκαφοειδή είναι ευαίσθητα σε κατάγματα τάσεων. Το κεντρικό και το τρίτο θεωρούνται ζώνες με μέγιστες τάσεις. Κατά τη φάση τρέξιματος του ποδιού στον αέρα (foot-strike), στο υποποδικό πόδι, δημιουργούνται δυνάμεις συμπίεσης έσω και πλευρικά στις όψεις του σκαφοειδούς μέσω της μεταταρσικής άρθρωσης του πρώτου και δεύτερου σφηνοειδή. Το σκαφοειδές δέχεται μέγιστες διατμητικές τάσεις πλάγια από το κέντρο της κεφαλής του αστραγάλου στην αστραγαλοσκαφοειδή άρθρωση. Κάταγμα στο πέμπτο μετατάρσιο συμβαίνει περιφερειακά στη διασταύρωση μεταφυσιακής διάφυσης του πέμπτου μεταταρσίου, σε αθλητές μπάσκετ και ποδοσφαίρου. Επιπλέον κάταγμα σφισμοειδή στο μεγάλο δάχτυλο σε αθλητές λόγω ότι βρίσκεται ακριβώς κάτω από το κεφάλι του πρώτου μεταταρσίου. Κατά το τρέξιμο ή το άλμα λόγω εφελκυστικών δυνάμεων. Τέλος αποτελεί σπάνιο το κάταγμα στο έσω σφυρό. Συμβαίνει κατά το τρέξιμο ή το άλμα, λόγω επαναληπτικής πρόσκρουσης του αστραγάλου με το έσω σφυρό κατά τη ραχιαία κάμψη του αστραγάλου και την περιστροφή της κνήμης.

Οι Lotz J.C. et al., 1991, μελέτησαν την πρόβλεψη κατάγματος του μηριαίου και την κλινική αξιολόγηση της οστεοπόρωσης, χρησιμοποιώντας μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων. Στη μελέτη τους έκαναν σύγκριση κατανομών των τάσεων στο οστό για μία στάση και για πτώση. Σε συνέχεια της έρευνάς τους μελέτησαν την κατανομή της τάσης στο φυσιολογικό και με οστεοπόρωση μηριαίο οστό κατά τη βάδιση και την πτώση. Η ανάλυσή τους έχει ως αποτέλεσμα τη βελτιωμένη ανάπτυξη και την ερμηνεία των μη επεμβατικών τεχνικών για την ποσοτικοποίηση του in vivo κινδύνου μηριαίου κατάγματος.

Σύμφωνα με τους Wang Y. & Zhang M., 2015 [Zhang M. & Fan Y., 2015], οι οποίοι έκαναν μελέτη των τάσεων στο πόδι και τον αστράγαλο για χειρουργική θεραπεία, τα πέντε μετατάρσια είναι πιο ευαίσθητα για τα επαναλαμβανόμενα κατάγματα κόπωσης λόγω του μακρύ και λεπτού σχήματός τους, και της λειτουργίας μεταφοράς φορτίου. Οι Peppner M. et al., 2006, μελέτησαν την παθοφυσιολογία των καταγμάτων κόπωσης. Έδειξαν ότι οι εφελκυστικές δυνάμεις οδηγούν σε μικροκατάγματα και αποκόλληση στις κωνικές γραμμές των οστών. Την παραμόρφωση του οστού και τις μικρορωγμές τάσης στα ανθρώπινα οστά μελέτησαν οι Donahue S.W. et al., 2000. Στόχος της μελέτης τους ήταν η αξιολόγηση της παραμόρφωσης των οστών και των μικρορωγμών σε θέσεις όπου τα κατάγματα τάσης είναι κοινά (2ο μετατάρσιο διάφυσης) και σπάνια (5ο μετατάρσιο διάφυσης).

Οι Lahari M.S. και Anburajan M., 2011, ανακατασκεύασαν ένα 3D μοντέλο μηριαίου οστού από εικόνες CT με τη χρήση του λογισμικού MIMICS και πραγματοποίησαν αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων με τη χρήση του λογισμικού ANSYS, για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων ανάλυσης με πειραματικές μετρήσεις. Η ανάλυση αφορούσε οστεοπορωτικό, οστεοπενιακό και φυσιολογικό μηριαίο οστό. Επίσης οι Reddy M.V.K. et al., 2016, μελέτησαν τα οστά του μηρού σε στατική κατάσταση, με τη χρήση των πεπερασμένων στοιχείων, για σύγκριση των αποτελεσμάτων με W.H.O. πρότυπα T-score. Η μελέτη τους

αφορά μία νέα προσέγγιση για εύρεση οστικής πυκνότητας, προβλέποντας τον τύπο κατάγματος και την εμφάνιση οστεοπόρωσης.

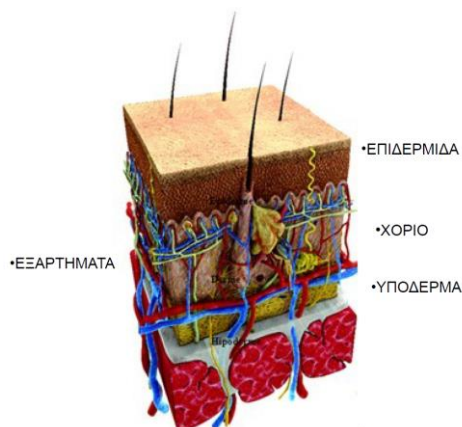
Πρόβλεψη του φορτίου κατάγματος και της θέσης κατάγματος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, έγινε από τους Bessho M. et al., 2004. Στη μελέτη τους αναλύθηκαν 10 μηριαία οστά με ετερόπλευρα κατάγματα ισχίου για εκτίμηση της αντοχής θραύσης και διερεύνηση, αν οι προβλεπόμενες θέσεις κατάγματος ήταν παρόμοιες με εκείνες των ετερόπλευρων καταγμάτων του ισχίου. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν πρόβλεψη των θέσεων κατάγματος και φορτίου του μηρού σε ασθενείς με κάταγμα ισχίου.

Οι Gali J. et al., 2011, μελέτησαν την αντοχή σε θραύση των οστεοπορωτικών οστών μετά από θεραπείες με τη χρήση οστών από γενετικά τροποποιημένα ποντίκια. Ένας παράγοντας που συμβάλει στην οστεοπόρωση είναι η απώλεια της ειδικής απόκρισης σε μηχανική διέγερση (mechano sensitivity) στα οστά.

2.2.2 Σακχαρώδης διαβήτης

2.2.2.1 Ανατομία του δέρματος

Το δέρμα απαρτίζεται από τρεις στιβάδες, την επιδερμίδα (επιφανειακά), το χόριο ή ιδίως δέρμα και το υπόδερμα ή υποδερματικό πέταλο (βρίσκεται κάτω από το χορίο) [Κουμούτση Α., 2008; Βασιλειάδης Μ., 2014; McKinley M. & O' Loughlin V.D., 2011; Ρηγόπουλος Δ., Διαλέξεις]. Προστασία από τους κραδασμούς παρέχει το χόριο και το υπόδερμα. Ενώ προστασία από μικρόβια παρέχουν τα κύτταρα langerhans (βρίσκονται πάνω από τη βασική στιβάδα στην επιδερμίδα) και ρύθμιση της αισθητικότητας παρέχουν οι νευρικές απολήξεις. Στην Εικόνα 19 παρουσιάζεται η δομή δέρματος [Ρηγόπουλος Δ., Διαλέξεις].



Εικόνα 19: Δομή δέρματος [Ρηγόπουλος Δ., Καθηγητής Πανεπιστημίου Αθηνών].

Το δέρμα δεν είναι άτρωτο και αναλλοίωτο στο πέρασμα του χρόνου, αλλά υφίσταται σημαντικές αλλαγές στη σύσταση, τα χαρακτηριστικά και την όψη του [Βασιλειάδης Μ., 2014].

Η μείωση του χόριου προκαλείται από υπεριώδες φως και γήρανση, και έχει ως αποτέλεσμα την αργή επούλωση των πληγών που είναι κάθετες προς τη γραμμή διασπάσεων (cleavage line). Επίσης λόγω γήρανσης προκαλείται μείωση της ελαστικότητας. Οι επαναλαμβανόμενες μηχανικές καταπονήσεις έχουν ως αποτέλεσμα την πάχυνση της επιδερμίδας και βελτίωση της ικανότητας αντοχής των τάσεων.

2.2.2.2 Γήρανση

Η γήρανση αποτελεί μία φυσιολογική, μη αναστρέψιμη διαδικασία που δεν κάνει διακρίσεις, εμφανίζεται σε όλους τους οργανισμούς. Τα ερεθίσματα που δέχεται το δέρμα στη διάρκεια της ζωής μας προκαλούν αντιδράσεις όπως χρωματικές αλλοιώσεις, αλλοιώσεις του κολλαγόνου και της ελαστίνης, και αγγειακές αλλοιώσεις [Βασιλειάδης Μ., 2014]. Το κολλαγόνο και η ελαστίνη του χόριου παρέχουν ελαστικότητα στο δέρμα [Zahouani H. et al., 2008].

Η προστατευτική λειτουργία του δέρματος είναι και η επούλωση των τραυμάτων. Στους ηλικιωμένους υπάρχει μία επιβράδυνση στην επούλωση των διαφόρων τραυμάτων του δέρματος. Επιπλέον στους ηλικιωμένους οι διαταραχές της αισθητήριας λειτουργίας του δέρματος καθώς και των άλλων οργάνων, έχουν σαν αποτέλεσμα την ευκολότερη βλάβη του δέρματος από μηχανικούς και άλλους φυσικούς παράγοντες [Βασιλειάδης Μ., 2014].

Οι Agache P.G. et al., 1980, μελέτησαν τις μηχανικές ιδιότητες του in vivo χόριου με μετρήσεις ροπής στρέψης που εφαρμόστηκαν στο δέρμα, σταθερού πάχους. Από τη μελέτη τους

παρατηρήθηκε διπλασιασμός του μέτρου ελαστικότητας με την ηλικία (0,42 MPa για τους νέους και 0,85 MPa για τους μεγαλύτερους σε ηλικία). Δηλαδή μείωση της ελαστικότητας και της αντοχής στο τέντωμα μετά την ηλικία των 30 ετών που συνδέεται με την αύξηση του ιξωδοελαστικού συστατικού. Επιπλέον και ο Hall D.A., 1976 παρατήρησε μείωση του χόριου με την ηλικία. Οι Fenske N.A. & Lober C.W., 1986, μελέτησαν τις δερματικές αλλαγές κατά τη γήρανση. Οι οποίοι διαπίστωσαν μείωση όλων των στοιχείων του δέρματος, μείωση της υγρασίας και μείωση του όγκου από 2,64 mm³ στην ηλικία των 21-40 ετών σε 1,90 mm³ στην ηλικία των 61-10 ετών [Katzberg A.A., 1958].

2.2.2.3 Σακχαρώδης διαβήτης ως πάθηση

Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι ιδιαίτερα συχνή πάθηση, συνοδεύεται από επιπλοκές, συχνά πολύ σοβαρές, τόσο για την ποιότητα της ζωής των ασθενών, όσο και για το προσδόκιμο της επιβίωσης τους [Σμπαρούνη Ε., 1990]. Διακρίνεται σε πρωτοπαθή και δευτεροπαθή. Ο πρωτοπαθής διαβήτης διακρίνεται σε τύπου I και τύπου II, περιλαμβάνει επίσης και τον διαβήτη της κηφίσεως. Η κλασική ταξινόμηση του διαβήτη, όπως προτάθηκε από την Αμερικανική Διαβητολογική Εταιρία (American Diabetes Association -A.D.A.) το 1997, ως τύπου 1, τύπου 2, άλλων τύπων και ο σακχαρώδης διαβήτης κύησης (gestational diabetes mellitus- GDM) είναι μέχρι τώρα η πιο αποδεκτή ταξινόμηση και εγκρίθηκε από A.D.A. [American Diabetes Association, 2014; Spanos K., 2016]. Ο δευτεροπαθής διαβήτης σχετίζεται με παθήσεις κυρίως του παγκρέατος, των ενδοκρινών αδένων, καθώς και τη λήψη ορισμένων φαρμάκων. Υψηλότερη συχνότητα διαβήτη παρατηρήθηκε μεταξύ των ηλικιών 40 και 59 ετών [International Diabetes Federation, 2013; Spanos K., 2016]. Παγκοσμίως οι ρυθμοί διάγνωσης του σακχαρώδη διαβήτη αυξάνονται, ιδίως στα αναπτυσσόμενα έθνη [Veves A. et al., 2006].

2.2.2.4 Διαβητικό πόδι

Το διαβητικό πόδι (ΔΠ) ως επιπλοκή του σακχαρώδη διαβήτη (ΣΔ) είναι μείζων πρόβλημα σε μία αναπτυσσόμενη κοινωνία και η μη σωστή πρόληψη του όπως και η μη έγκαιρη και ορθολογική αντιμετώπιση του έχουν ως συνέπεια την κακή ποιότητα ζωής των ατόμων με ΣΔ και πιθανώς την αναπηρία. Η μελέτη πολλών πτυχών του διαβητικού ποδιού θεωρείται η μεγαλύτερη περιοχή ανάπτυξης για το διαβήτη, ερευνητικά και κλινικά [Boulton A.J.M. et al., 2002]. Η διάρκεια του διαβήτη και η ηλικία είναι παράγοντες που επηρεάζουν την ανάπτυξη έλκους [Kumar S. et al., 1994; Rith-Najarian S.J. et al., 1992; Walters D.P. et al., 1992; Veves A. et al., 2006]. Η θετική πρόοδος στον τομέα της μέτρησης και αξιολόγησης των πιέσεων στα πόδια, δυναμικές και στατικές, με περισσότερους και πιο εξελιγμένους τρόπους για την αξιολόγηση του ποδιού παρέχει τη δυνατότητα να σχεδιάζονται κατάλληλα υποδήματα [Boulton A.J.M. et al., 2002]. Μία απειλητική, για τη ζωή, επιπλοκή είναι το διαβητικό έλκος ποδιού (diabetic foot ulcer-DFU). Έως 50% των διαβητικών ασθενών προβλέπεται ότι θα αναπτύξουν DFU [Boulton A.J. et al., 2008; Hinchcliffe R.J. et al., 2012; Spanos K., 2016]. Η ελαττωμένη αντίληψη του πόνου στο διαβητικό πόδι οδηγεί σε μικροτραυματισμούς που δεν γίνονται εύκολα αντιληπτοί από τον ασθενή. Σε αυτό συντελούν και τα στενά υποδήματα.

Η αλλαγή στον τρόπο βάδισης οδηγεί σε αυξημένες πιέσεις του πέλματος. Σε κανονική βάδιση το κέντρο της πίεσης μεταφέρεται σταδιακά από τη πτέρνα προς το μπροστινό τμήμα του πέλματος. Πολλοί ερευνητές διαπίστωσαν ότι σε διαβητικούς ασθενείς με νευροπάθεια οι πιέσεις κάτω από το μπροστινό τμήμα του πέλματος αυξήθηκαν και προβλέφθηκε η δημιουργία έλκους [Patakya Z. et al., 2005; Caselli A. et al., 2002; Lavery L.A. et al., 2010], λόγω μυϊκής αδυναμίας και/ή ανισορροπία των κάτω μυών των ποδιών [Savelberg H.H. et al., 2009; Lavery L.A. et al., 2010]. Υπολογιστικές μέθοδοι για προσομοίωση κίνησης έχουν

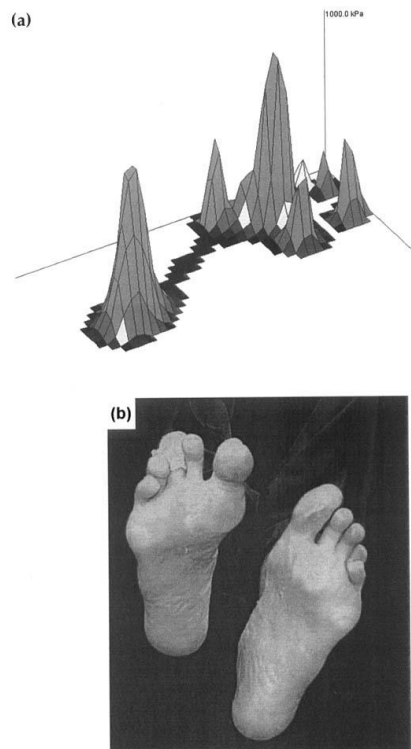
χρησιμοποιηθεί κατά κύριο λόγο για τους μύες. Δηλαδή η προσομοίωση βάδισης όπου ένα μυοσκελετικό μοντέλο συνδέεται με ένα μοντέλο ποδιού πεπερασμένων στοιχείων. Μελέτη της παραμόρφωσης του πελματιαίου ιστού με στόχο τη βελτίωση της κίνησης έγινε από τους Halloran J.P. et al., 2010. Η μελέτη τους έδειξε ότι μπορεί να υπάρξει αλλαγή υπολογιστικής πρόβλεψης νευρομυϊκού ελέγχου για την ελαχιστοποίηση της καταπόνησης των ιστών. Οι Guldemod N.A. et al., 2007, παρατήρησαν ότι οι ασθενείς με διαβητική νευροπάθεια, αλλά χωρίς σημαντικές παραμορφώσεις είχαν περίπου 10% μεγαλύτερες πελματιαίες πιέσεις σε σύγκριση με τους διαβητικούς ασθενείς χωρίς νευροπάθεια. Επιπλέον δημιουργούνται διαβητικά έλκη στο μπροστινό μέρος του ποδιού και στα νύχια [Prompers L. et al., 2007]. Η απώλεια της προστατευτικής αισθητικότητας που προκαλείται από περιφερικές νευροπάθειες σε συνδυασμό με το μηχανικό τραύμα που προκαλείται από την επαναλαμβανόμενη εφαρμογή των αυξημένων επιπέδων της πίεσης προκαλούν πελματιαίες βλάβες [Boycroft E.J. et al., 1999; Pham H. et al., 2000; Lavery L.A. et al., 2010; Katsilambros N. et al., 2010]. Η θέση του έλκους αντιστοιχεί με τη θέση της υψηλότερης πίεσης [Veves A. et al., 1992; Lavery L.A. et al., 2010]. Οι υψηλότερες πελματιαίες πιέσεις σχετίζονται με την παρουσία παραμορφώσεων στα πόδια και άλλων δομικών ανωμαλιών όπως η περιορισμένη κινητικότητα των αρθρώσεων, ο σχηματισμός κάλου και οι εμφανείς κεφαλές μεταταρσίων [Pham H. et al., 2000; Ahroni J.H. et al., 1999; Bus S.A. et al., 2005; Armstrong D.G. et al., 1998; Lavery L.A. et al., 2010; Edmonds M.E. et al., 2008]. Δηλαδή σε περιοχές με οστική προεξοχή και μείωση πελματιαίου πάχους του ιστού [Young M.J. et al., 1995; Abouaisha F. et al., 2001; Veves A. et al., 2006].

2.2.2.5 Διαβήτης και κατάγματα

Ο διαβήτης και τα κατάγματα επηρεάζουν ένα μεγάλο ποσοστό ηλικιωμένων. Μελέτες έχουν δείξει ότι ο διαβήτης συνδέεται με τον αυξημένο κίνδυνο κατάγματος του ισχίου, του εγγύς βραχιονίου και του ποδιού [Schwartz A.V. et al., 2001; Nicodemus K.K. & Folsom A.R., 2001; Forsen L. et al., 1999; Meyer H.E. et al., 1993; Ottenbacher K.J. et al., 2002; Keegan T.H. et al., 2002; Schwartz A.V., 2003]. Επιπλέον μελέτες έχουν δείξει ότι η μειωμένη αντοχή του οστού με διαβήτη μπορεί να συμβάλει στον κίνδυνο κατάγματος, αλλά αυτό παραμένει ένα αμφιλεγόμενο ζήτημα. Ο διαβήτης τύπου 1 σχετίζεται με μέτριες μειώσεις της οστικής πυκνότητας (BMD) αλλά ο διαβήτης τύπου 2 συχνά χαρακτηρίζεται από αυξημένη οστική πυκνότητα. Ο αυξημένος κίνδυνος κατάγματος στο σακχαρώδη διαβήτη τύπου 2 μπορεί να εξηγηθεί από τις συχνές πτώσεις και τη χειρότερη ποιότητα των οστών. Η καλύτερη κατανόηση των επιπτώσεων του διαβήτη και της θεραπείας του στα οστά θα μπορούσε να βελτιώσει την πρόληψη των καταγμάτων σε ηλικιωμένους διαβητικούς ενήλικες.

2.2.2.6 Πρόληψη ελκών

Η συνολική δύναμη κάτω από το πόδι είναι περίπου πάντα 110% του βάρους του σώματος (10% από την «αδρανειακή» συνιστώσα). Για μέγεθος 10 με έκταση 130cm², η μέση πίεση κάτω από το πόδι ενός ατόμου 100kg θα είναι 0,77kg/cm², περίπου 75KPa. Στην Εικόνα 20 παρουσιάζεται η πραγματική κατανομή της πίεσης κατά τη διάρκεια της βάδισης με γυμνά πόδια ενός ασθενή με έλκος σε περίοπτη κεφαλή του μεταταρσίου. Η πραγματική πίεση είναι σχεδόν 15 φορές μεγαλύτερη περίπου 11,2kg/cm² ενώ οι πιέσεις αυξάνονται κατά 40% στο τρέξιμο [Boulton A.J.M. et al., 2002]. Το πιο κοινό έλκος συμβαίνει στα δάχτυλα (ραχιαία ή πελματιαία επιφάνεια) και μετά στις πελματιαίες μεταταρσικές κεφαλές [Arelqvist J. et al., 1989; Reiber G.E. et al., 1998; Veves A. et al., 2006].



Εικόνα 20: (α) Δεδομένα πελματιαίων πιέσεων στην περιοχή των μεταταρσίων σε ξυπόλητη βόδιση (β) ενός ασθενούς με προγενέστερο έλκος σε εξέχουσα 2η μετατάρσια κεφαλή [Boulton A.J.M. et al., 2002]

Οι Edmonds M.E. et al., 1986, παρατήρησαν πιέσεις 39% στα δάχτυλα, 30% στο μεγάλο δάχτυλο και 24% στις κεφαλές των μεταταρσίων [Boulton A.J.M. et al., 2002]. Ενώ κλινικά στοιχεία από 10 Ευρωπαϊκές χώρες που συμμετέχουν στην Ευρωπαϊκή ομάδα μελέτης για το διαβήτη και το κάτω άκρο (European study Group on Diabetes and Lower Extremity-EURODIALE) δείχνουν ότι το 48% των ελκών συμβαίνουν στο πέλμα και 58% σε μη-πελματιαίες περιοχές [Katsilambros N. et al., 2010].

2.2.2.7 Μετρήσεις πιέσεων

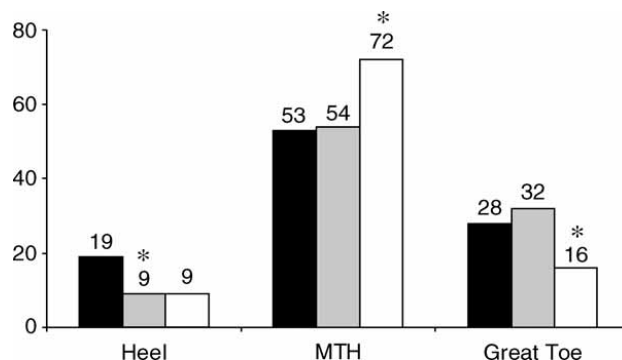
Οι Ashry H.R. et al., 1997, χρησιμοποίησαν το σύστημα F-Scan για τη μέτρηση των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε 11 διαβητικούς με ακρωτηριασμό του μεγάλου δαχτύλου και ενός ασυμπτωματικού, και την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας πέντε στρατηγικών σχεδίασης υποδημάτων-σόλας. Η μελέτη τους έδειξε ότι δεν υπήρχε σημαντική διαφορά μεταξύ των διαφορετικών τροποποιήσεων της σόλας, αλλά μείωση των πιέσεων σε όλες της περιοχές του πέλματος. Οι Chen W.M. et al., 2010, μελέτησαν τις πελματιαίες πιέσεις, την πρόληψη, τις πελματιαίες παραμορφώσεις των μαλακών ιστών και των τάσεων. Οι αναλύσεις τους έδειξαν μεγάλες τάσεις στις πελματιαίες επαφές των μαλακών ιστών με τις γεωμετρικές ακανόνιστες δομές των οστεώδων, έτσι η εσωτερική κατανομή των τάσεων στο εσωτερικό των πελματιαίων μαλακών ιστών επηρεάστηκε δραματικά στις οστικές προεξοχές από τη συγκέντρωση τάσεων. Επιπλέον οι Actis R.L. et al., 2008, μελέτησαν τη μείωση πελματιαίων πιέσεων με τη χρήση ορθωτικών επιθεμάτων (πάτσι, νάρθηκες) όπως συνολικά ένθετα επαφής (total contact inserts-TCI) με θεραπευτικά υποδήματα. Η μελέτη έδειξε ότι ένθετα με μαλακά βύσματα μειώνουν τη μέγιστη πίεση σε σχέση με τα συνολικά ένθετα επαφής (TCI) (Εικόνα 21).



Εικόνα 21: Κάτω άκρο με πρότυπο TCI (αριστερά) και με βύσματα κάτω από τα μεταταρσικά κεφάλια (δεξιά). [Actis R.L. et al., 2008].

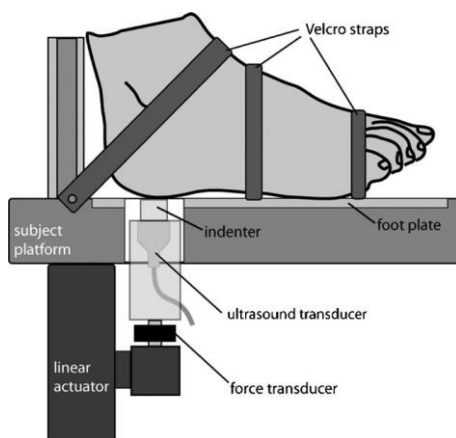
Οι Stokes I.A. et al., 1975, χρησιμοποίησαν μία πλατφόρμα για μελέτη 37 ποδιών σε 22 ασθενείς με διαβήτη. Βρήκαν υψηλά φορτία στις θέσεις των ελκών ενώ βρήκαν μετατόπιση των μέγιστων πιέσεων πλευρικά του ποδιού σε ασθενείς με νευροπάθεια. Σε νεότερη μελέτη οι Stercteko G. et al., 1981, επιβεβαίωσαν τα ευρήματα εκτός από την πλάγια μετατόπιση. Αντίθετα έσω στροφή αναλήφθηκε από τη μελέτη τους. Σε άλλη μελέτη δε βρέθηκε ούτε εσωτερική ούτε πλευρική μετατόπιση. Ενώ μέγιστες πιέσεις κάτω από τη πτέρνα εμφανίστηκαν σε μικρότερη συχνότητα σε ασθενείς με διαβήτη συγκριτικά με αυτούς χωρίς [Veves A. et al., 1991, Veves A. et al., 2006]. Μεταφορά υψηλών πιέσεων από τη πτέρνα στα δάχτυλα προς την κεφαλή του μεταταρσίου γίνεται λόγω νευροπάθειας και περιορισμένης κινητικότητας των αρθρώσεων [Fernando D.J. et al., 1991; Veves A. et al., 1991, Veves A. et al., 2006].

Οι Boulton A.J. et al., 1983 ήταν η πρώτη ομάδα που ασχολήθηκαν με την οπτική pedobarograph για ερευνητικούς σκοπούς για την εξέταση μέγιστων πιέσεων και ελκών. Τα αποτελέσματα έδειξαν φυσικές υψηλές πιέσεις στους διαβητικούς με νευροπάθεια από ότι χωρίς πρόβλημα. Ασθενείς με προηγούμενο έλκος είχαν υψηλές πιέσεις στις ίδιες περιοχές. Σε μεταγενέστερη έρευνα τους χρησιμοποίησαν βοηθητικούς πάτους για αξιολόγηση της μείωσης της πίεσης σε ασθενείς με διαβήτη [Boulton A.J. et al., 1984; Veves A. et al., 2006]. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν 33% υψηλότερες πιέσεις σε ξυπόλυτα πόδια και 6% σε πόδια με χρήση πελμάτων, άρα μείωση των πιέσεων σε διαβητικά πόδια. Ασυνήθιστα υψηλές πιέσεις στις μεταταρσικές κεφαλές διαπίστωσαν οι Veves A. et al., 1992 [Veves A. et al., 2006]. Στην Εικόνα 22 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα περιοχών μέγιστης πίεσης σύμφωνα με την πάθηση. Επιπλέον μείωση των πελματιαίων πιέσεων μπορεί να επιτευχθεί μέσω πυκνών καλτσών [Boulton A.J. et al., 1984; Veves A. et al., 1990; Veves A. & Boulton A.J.M., 1993; Donaghue V.M. et al., 1996; Veves A. et al., 2006], υποδημάτων (μείωση πιέσεων 30-35%) [Stokes I.A. et al., 1975], θεραπευτικών σανδαλιών [Giacalone V.F. et al., 1997; Veves A. et al., 2006], σολών με κλίση μπροστά [Pollard J.P. et al., 1983; Nawoczinski D.A. et al., 1988; Veves A. et al., 2006], μετεγχειρητικού υποδήματος [Giacalone V.F. et al., 1997] και υποδήματος από αποτύπωμα -ένθετες σόλες [Fleischli J.G. et al., 1997; Veves A. et al., 2006].



Εικόνα 22: Ιστορικό που καταδεικνύει τη διανομή πιέσεων κορυφής κάτω από το πόδι υγιούς (Μαύρες στήλες), διαβητικούς μη νευροπαθητικούς ασθενείς (γκρίζες στήλες) και νευροπαθητικά Ασθενείς με διαβήτη (λευκές στήλες) [Veves A. et al., 1995; Veves A. et al., 2006].

Οι Guiotto A. et al., 2012, έκαναν διερεύνηση του ρόλου της μορφολογίας του ποδιού, που σχετίζεται με το διαβήτη και την περιφερική νευροπάθεια στην αλλαγή της κίνησης του ποδιού και της πελματιαίας πίεσης κατά τη διάρκεια της βόδισης. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν το σημαντικό ρόλο της μορφολογίας του ποδιού στην αλλαγή τόσο της κινηματικής και των πελματιαίων πιέσεων σε ασθενείς με σακχαρώδη διαβήτη. Επίσης οι Ledoux W.R. et al., 2003, 2005, διερεύνησαν διαβητικά πόδια λαμβάνοντας υπόψη τις διαφορές μεταξύ των τύπων ποδιού και έδειξαν τις στενές σχέσεις μεταξύ της μορφολογίας του ποδιού και των πελματιαίων ελκών [Ledoux W.R. et al., 2003; Ledoux W.R. et al., 2005; Cowley M.S. et al., 2008; Σκούτα Δ.Π., 2011]. Μία αριθμητική-πειραματική προσέγγιση για χαρακτηρισμό παραμόρφωσης της πτέρνας σε επίπεδο υλικού έγινε από τους Erdemir A. et al., 2006 (Εικόνα 23). Μέσα από την έρευνά τους παρέχονται πληροφορίες για περαιτέρω ανάλυση των παθολογικών καταστάσεων των ασθενών και στο σχεδιασμό θεραπευτικών υποδημάτων. Επιπλέον παρέχονται πληροφορίες σχετικά με τις αλλαγές του ιστού που μπορούν να συμβούν σε ασθενείς όπως ο διαβήτης, δίνοντας υπερελαστικές ιδιότητες του ιστού. Η μελέτη αυτή είναι επέκταση της έρευνας των Hsu et al., 2000 και Klaesner et al., 2002, που έκαναν αξιολόγηση των διαβητικών πελμάτων μαλακού ιστού σε διαρθρωτικό επίπεδο χωρίς πραγματικά αποτελέσματα. Μέσω των ερευνητών διαπιστώθηκε ότι ο μαλακός ιστός του πέλματος στην περιοχή της πτέρνας των διαβητικών ασθενών είναι πιο άκαμπτος σε επίπεδο υλικού σε ελάχιστες και μέγιστες τάσεις.



Εικόνα 23: Σύστημα υπερήχων ελεγχόμενης δύναμης για εσοχή της πτέρνας . Το πόδι του υποκειμένου ασφαλίζεται στην πλατφόρμα σε μια πλάκα ποδιών χρησιμοποιώντας ζώνες Velcro. Ένας γραμμικός ενεργοποιητής καθοδηγεί τον άξονά του μέσω μιας κοιλότητας στην πλάκα του ποδιού για συμπίεση του αισθητήρα της φτέρνας. Ο μετατροπέας υπερήχων μετρά το βάθος της εσοχής σε σχέση με τον αστράγαλο και ένας σειριακός συνδεδεμένος ανιχνευτής ισχύος καταγράφει τη δύναμη εσοχής [Erdemir A. et al., 2006].

Οι Agic A. et al., 2008, στη μελέτη τους χρησιμοποίησαν ένα εμβιομηχανικό 2Δ μοντέλο ποδιού άντρα, από εικόνες MRI στην πρώτη επίπεδη μεσαία διατομή που αντιπροσωπεύει το πόδι στην όρθια στάση για την προσομοίωση διαβητικών φαινομένων. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν συμπιεστική παραμόρφωση κοντά στην κεφαλή του μεταταρσίου (συγκέντρωση τάσης). Επιπλέον διαπιστώθηκε αλλαγή των διατμητικών τάσεων στη διασύνδεση του οστού και του ιστού και συγκέντρωση τάσεων στις κεφαλές των μεταταρσίων οι οποίες δεν εμφανίζονται στο κανονικό πόδι.

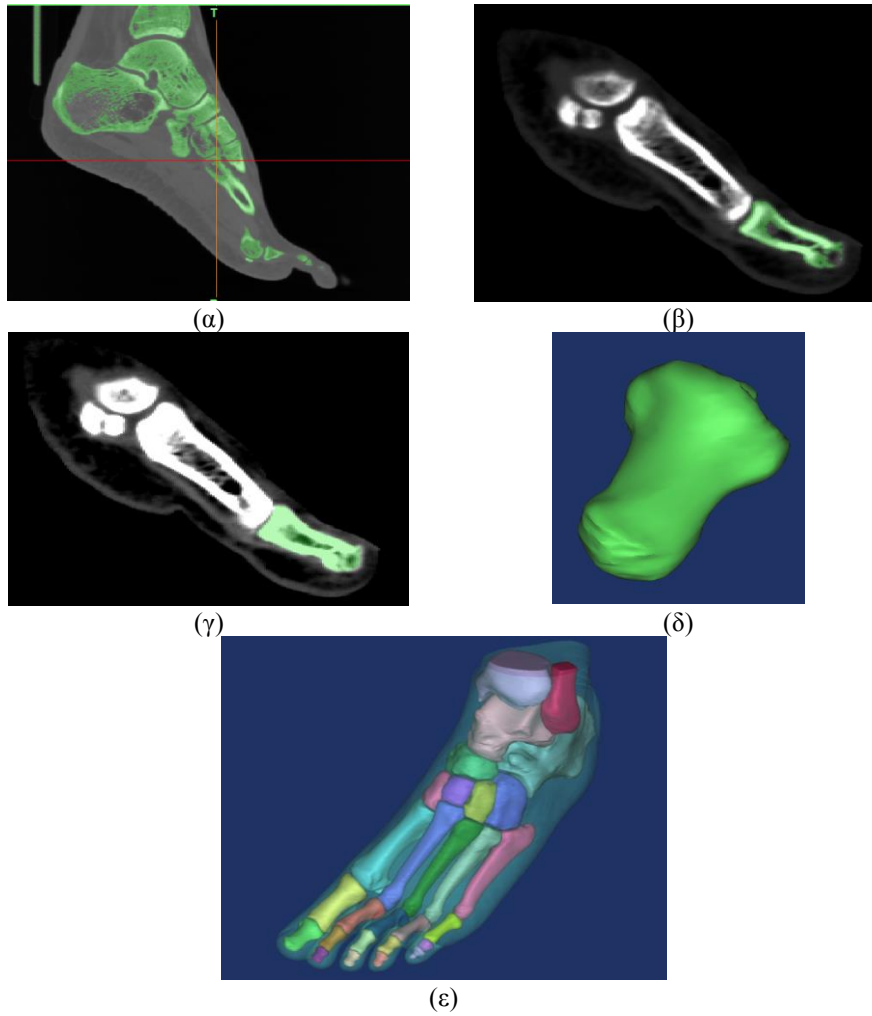
Επιπλέον οι Guiotto A. et al., 2014, έκαναν σύγκριση μεταξύ πειραματικών και προσομοιωμένων δεδομένων σε νευροπαθητικό μοντέλο, με δοκιμές ανάλυσης βάρδισης για την εύρεση τάσεων στο πέλμα. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν σφάλμα 20% μεταξύ πειραματικών και προσομοιωμένων δεδομένων στο νευροπαθητικό μοντέλο. Την κατανομή των πιέσεων στις περιοχές των μεταταρσικών κεφαλών στη φάση push-off, εξέτασαν οι Actis R.L. et al., 2005, οι οποίοι μελέτησαν το σχεδιασμό και την κατασκευή ορθωτικών πάτων που βασίζονται στη δομή των ποδιών, τη μηχανική των ιστών και τα εξωτερικά φορτία του διαβητικού ποδιού. In vivo πειράματα που συνδυάζουν συστήματα καταγραφής κίνησης και πλατφόρμας μέτρησης πελματιαίας πίεσης για επικύρωση του 3Δ μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων του ανθρώπινου ποδιού, έγιναν από τους Tao K. et al., 2009. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι προβλέψεις του FE μοντέλου συμπίπτουν με τα πειραματικά αποτελέσματα.

3. Κατασκευή του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός

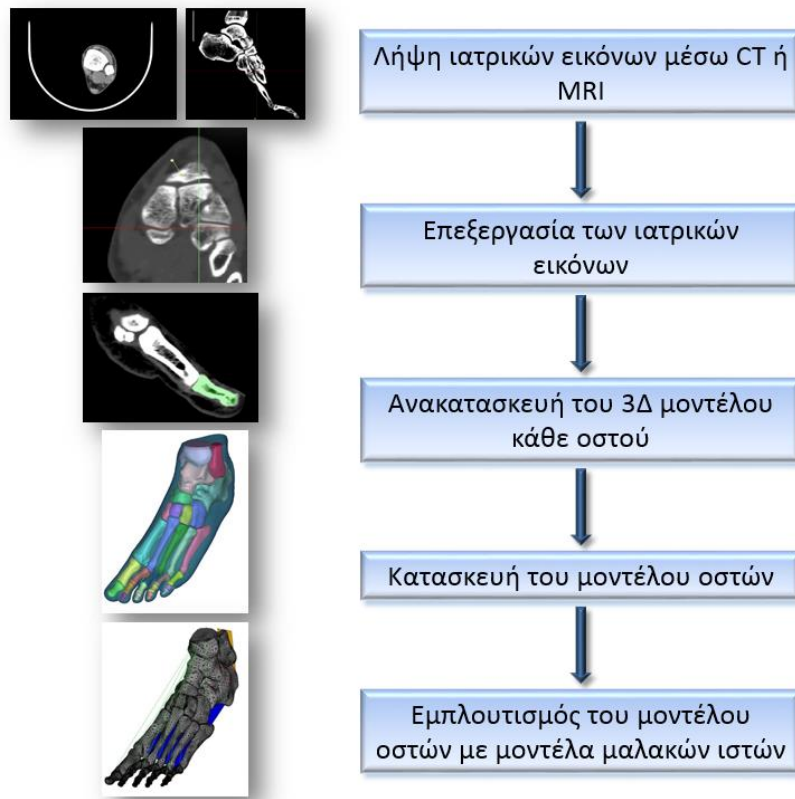
Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε για την παραγωγή ενός αναλυτικού 3D βιομοντέλου του άκρου ποδός. Για την παραγωγή των επιμέρους γεωμετρικών χαρακτηριστικών του επιλέχθηκε το λογισμικό MIMICS με το οποίο έγινε και η προετοιμασία του μοντέλου για ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis -FEA) με τη δημιουργία επιφανειακής διακριτοποίησης μέσω του λογισμικού προγράμματος 3-matic, που είναι μια επέκταση του MIMICS. Η διακριτοποίηση πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου οστών έγινε με μέγιστο μέγεθος στοιχείων τα 3mm που οδήγησε σε 8500 στοιχεία. Θα πρέπει να τονιστεί ότι έγιναν αρχικές μελέτες σύγκλισης με μέγεθος στοιχείων από 5 έως 1 mm και το τελικό μέγεθος αποφασίστηκε με κριτήριο την αλλαγή της τιμής των τάσεων σε μια αρχική απλή ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Βρέθηκε ότι η διαφορά στις τάσεις μεταξύ των μεγεθών στοιχείων 1 και 3 mm ήταν κάτω από 3% ενώ ο χρόνος προετοιμασίας και ανάλυσης των μοντέλων ήταν δεκαπλάσιος για το μέγεθος στοιχείων 1 mm. Η κατασκευή και η προετοιμασία του συγκεκριμένου βιομοντέλου οστών αποτελούν τα αρχικά βασικά στάδια υλοποίησης τις παρούσας διατριβής, ώστε στη συνέχεια να ακολουθήσουν η ολοκλήρωση του βιομοντέλου και οι αναλύσεις του.

Η ανακατασκευή του 3D ιστού έγινε με την εισαγωγή δεδομένων εικόνας DICOM από CT. Το επόμενο βήμα ήταν η επεξεργασία των εικόνων βάσει των διαφορετικών διαβαθμίσεων του γκρι, οι οποίες διαχωρίζουν τους μαλακούς ιστούς από τα οστά (Εικόνα 24 (α)). Στόχος της μεθοδολογίας είναι ο προσδιορισμός, σε κάθε εικόνα-τομή, του συνόρου κάθε οστού, ώστε να καταταμηθεί σωστά κάθε εικόνα στους διαφορετικούς σκληρούς και μαλακούς ιστούς που περιέχει. Για κάθε οστό, δημιουργήθηκε μία μάσκα που υποδεικνύει τα σύνορα και το εσωτερικό τμήμα του οστού. Η μάσκα υπόκειται σε κατάλληλη επεξεργασία ώστε να καλύπτει όλο το οστό και τα όρια του (Εικόνα 24 (γ)). Μετά την ολοκλήρωση της μάσκας σε όλες τις εικόνες-τομές, ανακατασκευάστηκε το 3D μοντέλο των οστών.

Το τελευταίο μέρος σχεδιασμού του άκρου ποδός αφορά στην ανακατασκευή του μαλακού ιστού που περικλείει τα οστά του ποδιού (Εικόνα 24 (ε)). Η ανακατασκευή του μαλακού ιστού βασίστηκε στην προαναφερθείσα διαδικασία. Αρχικά δημιουργήθηκε μία νέα μάσκα, η οποία κάλυψε ένα μεγάλο μέρος του ιστού. Στη συνέχεια ακολούθησε η χειροκίνητη επεξεργασία της μάσκας διότι υπήρχαν κενά, ενώ ταυτόχρονα είχαν συμπεριληφθεί κάποια ανεπιθύμητα τμήματα οστών σε αυτήν. Μετά την επεξεργασία και την ολοκλήρωση της μάσκας των μαλακών ιστών, ολοκληρώθηκε το συνολικό βιομοντέλο άκρου ποδός με τα οστά και το μαλακό ιστό (Εικόνα 24 (ε)).



Εικόνα 24: (α) Μάσκα με όλα τα οστά, (β) Επεξεργασία μάσκας οστού από το χρήστη, (γ) Ολοκλήρωση μάσκας, (δ) 3D μοντέλο οστού, (ε) Συνολικό 3D βιομοντέλο ποδιού.



Εικόνα 25: Στάδια κατασκευής βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός.

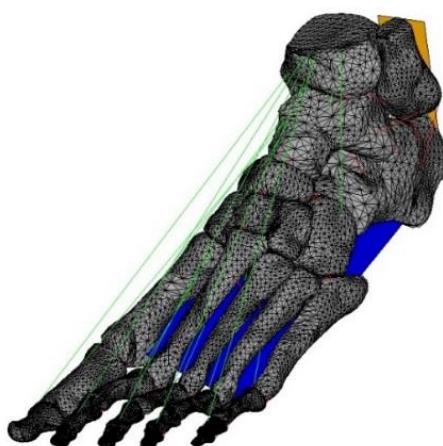
Το λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός, αποτελείται από οστά, τένοντες και συνδέσμους (Εικόνα 25). Ο μαλακός ιστός στο λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός δημιουργήθηκε με τη μοντελοποίηση μίας επίπεδης δομής στο σχήμα μίας τυπικής σόλας, για την οποία γίνεται αναφορά σε επόμενο κεφάλαιο. Τα οστά, στα οποία δόθηκε μεγάλη βαρύτητα στη σωστή προσομοίωσή τους, δόθηκε ο τύπος στοιχείου Solid 185 (τετράεδρα στοιχεία) που είναι κατάλληλος για τη διακριτοποίηση πολύπλοκων όγκων. Ενώ οι τένοντες και οι σύνδεσμοι μοντελοποιήθηκαν ως στοιχεία Link 180 και Shell 181, και χρησιμοποιούνται για τη μεταφορά δυνάμεων.

Η διαδικασία κατασκευής των τενόντων και των συνδέσμων αποτελείται από την επιλογή τύπου στοιχείων, των παραμέτρων καθορισμού προγράμματος και των υλικών που θα αντιπροσωπεύσουν το κάθε μέλος, και τη σύνδεση των κόμβων. Αρχικά στο μοντέλο οστών τοποθετήθηκαν οι σύνδεσμοι και ακολούθησαν οι τένοντες, ο πελματιαίος σύνδεσμος (πελματιαία περιτονία) και ο αχίλλειος τένοντας. Ο συνολικός αριθμός των στοιχείων των μαλακών ιστών του μοντέλου ποδιού υπολογίζεται στα εκατό (100) στοιχεία. Οι σύνδεσμοι εκτός του πελματιαίου είχαν τη μορφή καλωδίου και αποτελούνταν από ένα ζεύγος κόμβων οστών για κάθε σύνδεσμο ξεχωριστά. Την ίδια μορφή είχαν και οι τένοντες εκτός του αχίλλειου τένοντα.

Ο πελματιαίος σύνδεσμος κατασκευάστηκε με στοιχείο κελύφους τριών (3) χιλιοστών (Shell 181), διότι το στοιχείο αυτό μπορεί να επιτύχει ένωση οστών μεγαλύτερης επιφάνειας. Με τον ίδιο τρόπο κατασκευάστηκε και ο αχίλλειος τένοντας, δηλαδή με στοιχείο κελύφους (Shell 181) πάχους τεσσάρων (4) χιλιοστών. Ο λόγος που επιλέχθηκε το στοιχείο κελύφους για την κατασκευή του αχίλλειου τένοντα είναι η δημιουργία στοιχείου μεγαλύτερης επιφάνειας από αυτή του στοιχείου δοκού που δόθηκε για τους υπόλοιπους τένοντες. Αφού

επιλέχθηκε το στοιχείο, ακολούθησε ο ορισμός των πραγματικών σταθερών του προγράμματος, ώστε οι σύνδεσμοι και οι τένοντες να δέχονται μόνο ένταση.

Το τελευταίο στάδιο της διαδικασίας κατασκευής των συνδέσμων και των τενόντων του βιομοντέλου ποδιού είναι η σύνδεση των κόμβων. Για τους συνδέσμους και τους τένοντες, εκτός του πελματιαίου συνδέσμου και του αχίλλειου τένοντα, επιλέχθηκαν ζεύγη κόμβων οστών προσομοιώνοντας το κάθε μέλος ξεχωριστά ως ένα ευθύγραμμο τμήμα. Το κάθε γραμμικό στοιχείο τένοντα ή συνδέσμου αποτελούνταν από ένα ζεύγος κόμβων. Το λεπτομερές βιομοντέλο ποδιού παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 26). Το παρόν λεπτομερές βιομοντέλο χρησιμοποιείται μόνο στη μελέτη καταπονήσεων του ασυμπτωματικού άκρου ποδός, για τις πελματιαίες πιέσεις στις τρεις φάσεις βάρδισης (Κεφάλαιο 4).



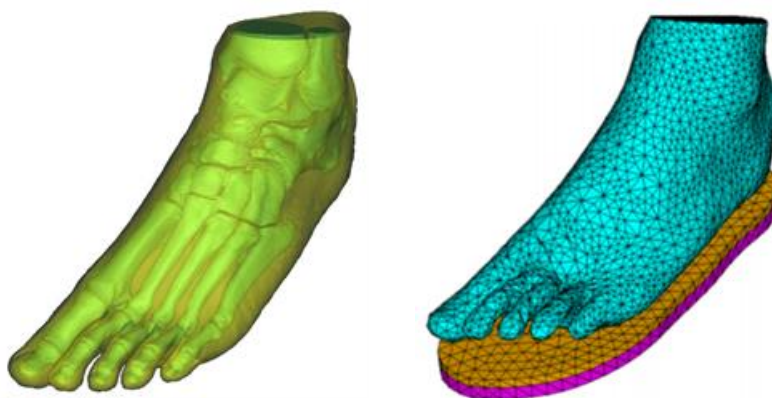
Εικόνα 26: Λεπτομερές βιομοντέλο ποδιού με μαλακούς ιστούς.

3.1 Απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός

Όπως αναφέρθηκε και στην Εισαγωγή, τα αποτελέσματα των αναλύσεων του λεπτομερούς βιομοντέλου έδειξαν ότι, λόγω της πολυπλοκότητάς του, υπήρχαν πολλοί συνδυασμοί φορτίσεων και υλικών κατά τους οποίους παρουσιάστηκε πρόβλημα σύγκλισης της μη-γραμμικής ανάλυσης. Παρουσιάστηκαν, επίσης, προβλήματα μη ρεαλιστικών μετατοπίσεων (κυρίως στην περιοχή των δαχτύλων), οι οποίες οδήγησαν σε ανακατανομή των δυνάμεων στο πέλμα και την εκτροπή του ποδιού από τη συγκεκριμένη θέση που αντιστοιχεί στη θέση βάρδισης που εξεταζόταν. Για να εξεταστεί η επίδραση όλων των παραμέτρων στη μηχανική συμπεριφορά του ποδιού κατέστη αναγκαίο να αναπτυχθεί ένα απλοποιημένο βιομοντέλο, στο οποίο δεν θα παρουσιάζονταν τα παραπάνω προβλήματα και θα προέβλεπε με ικανοποιητική ακρίβεια τη μηχανική συμπεριφορά του ποδιού. Το απλοποιημένο μοντέλο (πλήρως παραμετρικό) χρησιμοποιείται στον έλεγχο ακαμψίας και σε όλες τις μελέτες καταπονήσεων του άκρου ποδός των δύο παθήσεων, οστεοπόρωση και σακχαρώδη διαβήτη (Κεφάλαια 5-7).

Στο παρόν υποκεφάλαιο αναλύεται η διαδικασία κατασκευής του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου άκρου ποδός, το οποίο αποτελείται από το μαλακό ιστό και τα οστά. Το απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός δημιουργήθηκε με την ίδια διαδικασία ανακατασκευής που δημιουργήθηκε το λεπτομερές 3D βιομοντέλο άκρου ποδός, του οποίου οι περιγραφές έγινε αναλυτικά προηγουμένως. Το απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο έχει

δύο μάσκες, μία για όλα τα οστά και μία για το μαλακό ιστό, σε αντίθεση με το λεπτομερές βιομοντέλο που κάθε οστό έχει τη δική του μάσκα (Εικόνα 27).

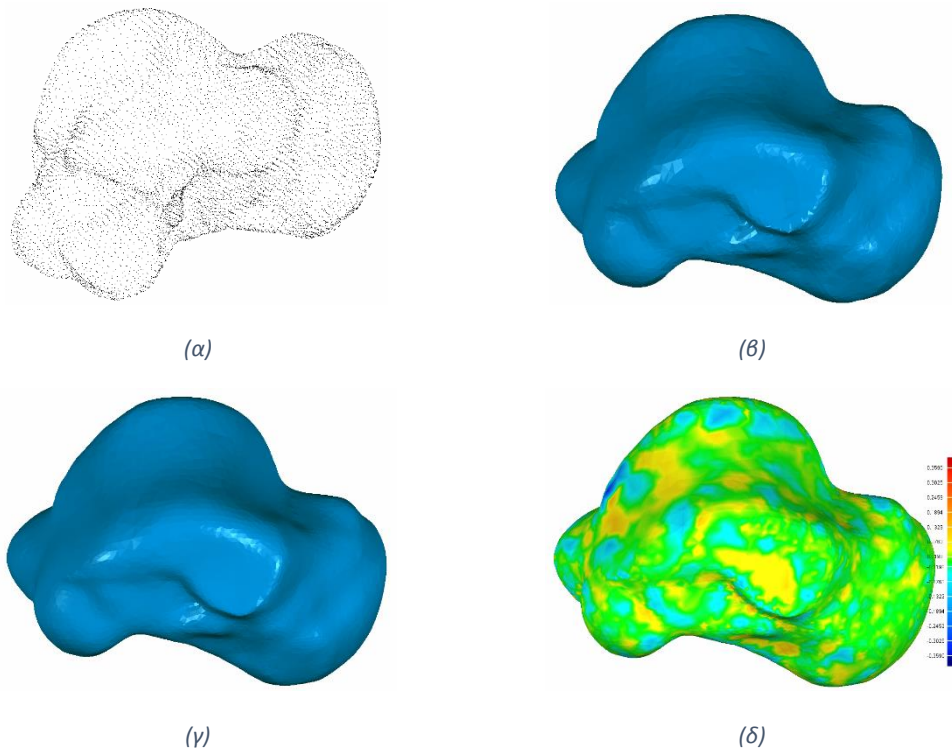


Εικόνα 27: Απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός.

3.2 Κατασκευή 3D βιομοντέλου άκρου ποδός με τη χρήση του λογισμικού Geomagic

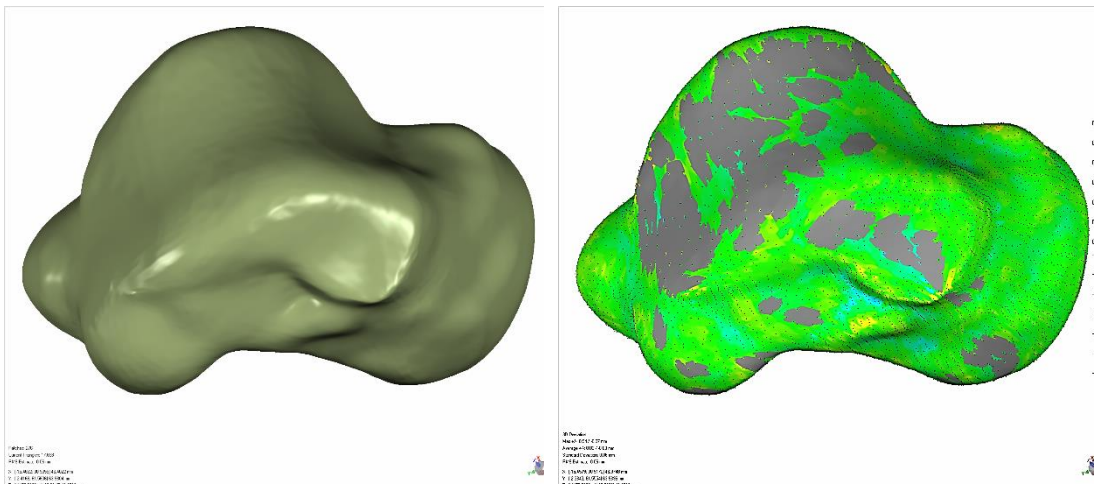
Στην παρούσα διδακτορική διατριβή χρησιμοποιήθηκε μία μεθοδολογία για την ανάπτυξη του τριδιάστατου μοντέλου του ποδιού από τις εικόνες της διαθέσιμης αξονικής τομογραφίας η οποία βασίζεται σε τεχνικές Αντίστροφης Μηχανικής (Reverse Engineering). Στη διατριβή χρησιμοποιήθηκαν οι εικόνες-τομές και μέσω του λογισμικού MIMICS εξήχθησαν για κάθε οστό τα πρωτογενή δεδομένα σε μορφή νέφους σημείων. Για τη μετατροπή του κάθε σημειοσυνόλου σε συνεχή επιφανειακά μοντέλα χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Geomagic Studio [Koutkalaki Z. et al., 2015]. Αυτή είναι μία τυπική προσέγγιση αντίστροφης μηχανικής (RE) που αποτελείται από τις ακόλουθες βασικές φάσεις (Várady & Martin 1997): (α) προεπεξεργασία δεδομένων, (β) παραμετροποίηση και παραγωγή επιφανειών (πλέγμα) και (γ) εξομάλυνση επιφανειών.

Η παραπάνω διαδικασία εφαρμόστηκε σε όλα τα οστά του ποδιού μέσω του λογισμικού Geomagic. Στην κατασκευή των μοντέλων οστών για τη διατριβή επιλέχθηκε να υπάρχει μια σχετικά μικρή απόκλιση κάτω από ένα χιλιοστό από την αρχική επιφάνεια έτσι ώστε το παραγόμενο μοντέλο να είναι ακόμα πιο ομαλό και να ανταποκρίνεται καλύτερα στις απαιτήσεις της ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων. Η προαναφερθείσα διαδικασία αντίστροφης μηχανικής απεικονίζεται στην Εικόνα 28 με το παράδειγμα του οστού του αστραγάλου. Το αρχικό νέφος σημείου απεικονίζεται στην Εικόνα 28 (α) ενώ το αποτέλεσμα της δημιουργίας πλέγματος απεικονίζεται στην Εικόνα 28 (β). Όλα τα σημεία δεδομένων (data points) είναι κορυφές του παραγόμενου τριγώνου πλέγματος, έτσι το σφάλμα ανακατασκευής σε αυτή τη φάση μπορεί να θεωρηθεί ίσο με μηδέν. Η Εικόνα 28 (γ) απεικονίζει την επιφάνεια που προέκυψε μετά την εφαρμογή της ομαλής λειτουργίας. Η νέα επιφάνεια είναι πιο ομαλή και απαλλαγμένη από άσχημα τριγωνικά στοιχεία και προσεγγίζει τα αρχικά δεδομένα με ακρίβεια $\pm 0,35$ mm (Εικόνα 28 (δ)) που είναι αποδεκτή για τους σκοπούς αυτής της έρευνας [Koutkalaki Z. et al., 2015].



Εικόνα 28: Οι κύριες φάσεις της διαδικασίας αντίστροφης μηχανικής οστού του αστραγάλου [Koutkalaki Z. et al., 2015].

Το τελευταίο στάδιο της διαδικασίας αφορά στην παραγωγή συνεχών παραμετρικών επιφανειακών τμημάτων NURBS που αναπαριστούν την τριγωνοποιημένη επιφάνεια. Επιλέχθηκε να υπάρχει μια σχετικά μικρή απόκλιση κάτω από ένα χιλιοστό από την αρχική επιφάνεια έτσι ώστε το παραγόμενο μοντέλο να είναι ακόμα πιο ομαλό και να ανταποκρίνεται καλύτερα στις απαιτήσεις της ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων. Στην Εικόνα 30 φαίνεται η απόκλιση της τελικής συνεχούς επιφάνειας από το νέφος σημείων η οποία είναι εντός του ορίου των ± 0.97 χιλιοστών. Σε αυτό το σημείο η επιφάνεια μπορεί να εξαχθεί σε μορφή IGES και να χρησιμοποιηθεί από οποιοδήποτε σύστημα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων.



Εικόνα 29: Η τελική συνεχής επιφάνεια του οστού του αστραγάλου.

Εικόνα 30: Η απόκλιση της τελικής συνεχούς επιφάνειας από το αρχικό νέφος σημείων.

4. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός

Αξιοποιώντας το 3D λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός (Εικόνα 26), πραγματοποιήθηκε μελέτη της μεταβολής της πελματιαίας πίεσης στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης με τη χρήση σόλας και εδάφους, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και το λογισμικό σύστημα ANSYS. Δηλαδή έγινε έλεγχος της συμπεριφοράς του βιομοντέλου στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, ενώ συγχρόνως μελετήθηκε η επίδραση των ιδιοτήτων του μαλακού ιστού (ελαστικό, υπερελαστικό) και του υλικού της σόλας. Τα υλικά που επιλέχθηκαν για τις προσομοιώσεις των υπόλοιπων μερών του μοντέλου ποδιού ήταν γραμμικά ελαστικά και οι ιδιότητες τους παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.

Μέρη	Τύπος στοιχείων	Young's Modulus (MPa)	Poison Ratio	Cross- Sectional area (Cm ²)
Οστά	Solid 285	7300	0.3	-
Σύνδεσμοι	Link 180	260	-	18.4
Πελματιαίος Σύνδεσμος	Shell 181	350	-	290.7
Τένοντες	Link 180	1200	-	58.6
Αχίλλειος τένοντας	Shell 181	1200	-	58.6

Πίνακας 7: Πίνακας στοιχείων και ιδιοτήτων υλικών

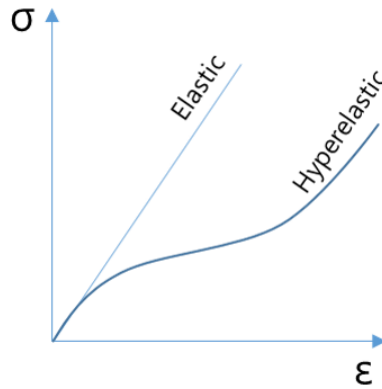
4.1 Μαλακός ιστός και σόλα

Ο μαλακός ιστός στο λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός δημιουργήθηκε με τη μοντελοποίηση μίας επίπεδης δομής στο σχήμα μίας τυπικής σόλας. Η δομή αυτή έρχεται σε επαφή τόσο με τα οστά όσο και με το έδαφος ή τη σόλα του υποδήματος, και έχει πάχος 10 mm. Κρίθηκε ότι δεν είναι αναγκαία η μοντελοποίηση του μαλακού ιστού λόγω της μικρής δυσκαμψίας, διότι δεν επηρεάζει καθόλου τη μηχανική συμπεριφορά των οστών αλλά μόνο χρησιμεύει ως μέσο μεταφοράς των κατανεμημένων δυνάμεων στο πέλμα. Για το μαλακό ιστό έγινε χρήση γραμμικά ελαστικού υλικού με μέτρο ελαστικότητας 1.15 MPa και υπερελαστικών υλικών (Πίνακας 8).

Η δομή της σόλας είναι επίπεδη και έχει τυπικό σχήμα. Τοποθετήθηκε ακριβώς κάτω από το μαλακό ιστό, με τη δημιουργία ενός ολοκληρωμένου συστήματος αλληλεπίδρασης ποδιού-σόλας-εδάφους. Τα υλικά της σόλας είναι Πολυουρεθάνη-διπλής πυκνότητας (PU) με μέτρο ελαστικότητας 8 MPa, δέρμα με μέτρο ελαστικότητας 150 MPa (πάχους 5 mm), πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας με μέτρο ελαστικότητας 2 MPa, πολυμερές EVA με μέτρο ελαστικότητας 40 MPa και πολυπροπυλένιο με μέτρο ελαστικότητας 1000 MPa.

4.1.1 Υπερελαστικά υλικά

Ένα ελαστικό υλικό είναι ένα γραμμικό υλικό. Αυτό σημαίνει ότι η τάση μεταβάλλεται γραμμικά σε σχέση με την παραμόρφωση. Ενώ τα υπερελαστικά υλικά έχουν σχεδιαστεί για τη μοντελοποίηση υλικών από καουτσούκ ή που μοιάζουν με καουτσούκ στα οποία η ελαστική παραμόρφωση μπορεί να είναι εξαιρετικά μεγάλη (Εικόνα 31).

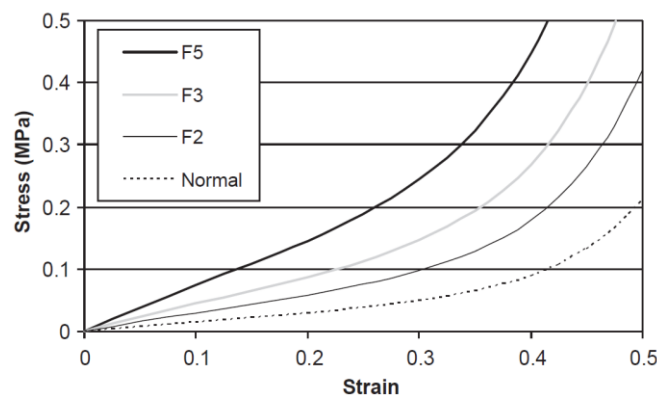


Εικόνα 31: Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης ελαστικών και υπερελαστικών υλικών.

Ο μαλακός ιστός φέρει μεγάλες παραμορφώσεις με μη γραμμική κατανομή τάσης, όταν υποβάλλεται σε μεγάλη φόρτιση κατά τη διάρκεια της βάρδισης. Ο μαλακός ιστός είναι πλούσιος σε υγρά και η συμπεριφορά του υπό συμπίεση μοιάζει με αυτή των περισσότερων ελαστομερών (καουτσούκ), τα οποία παρουσιάζουν πολύ μικρή συμπιεστότητα σε σύγκριση με την ευκαμψία διάτμησης τους. Στα υλικά αυτά η σχέση τάσεων-παραμορφώσεων προέρχεται από τη συνάρτηση πυκνότητας ενέργειας παραμόρφωσης. Αυτή η συνάρτηση ορίζει την ενέργεια παραμόρφωσης που αποθηκεύεται στο υλικό ανά μονάδα όγκου αναφοράς ως συνάρτηση της παραμόρφωσης του υλικού. Γι' αυτό το λόγο αυτά τα ελαστικά υλικά αναφέρονται συνήθως ως υπερελαστικά, και έχουν χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για τη μοντελοποίηση του πελματιαίου μαλακού ιστού στα πεπερασμένα στοιχεία [Lemmon D. et al., 1997; Cheung T.M. et al., 2005; Erdemir A. et al., 2006; Chen W.M. 2011].

Στα προγράμματα Πεπερασμένων Στοιχείων υπάρχουν διαθέσιμα πολλά μοντέλα υπερελαστικών υλικών. Αυτά κυρίως διαφέρουν από τον αριθμό των σταθερών με τον οποίο έγινε η προσέγγιση της πειραματικής σχέσης τάσεων-παραμορφώσεων. Στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκαν δύο από τα πιο γνωστά μοντέλα, που είναι διαθέσιμα στο πρόγραμμα ANSYS, δηλαδή το μοντέλο Mooney-Rivlin και το μοντέλο Ogden.

Τυπικές καμπύλες τάσεων-παραμορφώσεων υπερελαστικών που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς του φυσιολογικού ιστού φαίνονται στην Εικόνα 32 [Cheung T.M. et al., 2005].



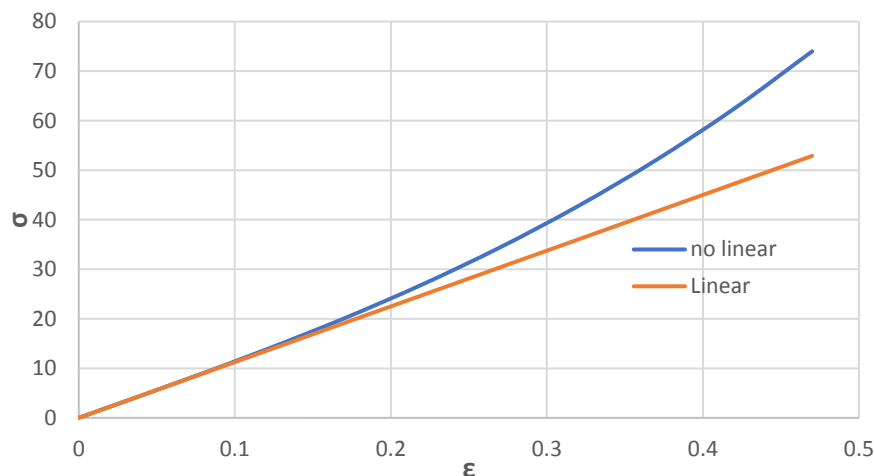
Εικόνα 32: Μη γραμμική παράσταση τάσης-παραμόρφωσης του μαλακού ιστού που υιοθετήθηκε για το μοντέλο FE (Cheung T.M. et al., 2005).

Coefficients	Normal	F2	F3	F5
C_{10}	0.08556	0.17113	0.25669	0.42782
C_{01}	-0.05841	-0.11683	-0.17524	-0.29207
C_{20}	0.03900	0.07800	0.11700	0.19499
C_{11}	-0.02319	-0.04638	-0.06957	-0.11594
C_{02}	0.00851	0.01702	0.02553	0.04256
D_1	3.65273	1.82636	1.21758	0.73055
D_2	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000

Πίνακας 8: Συντελεστές για τη μοντελοποίηση του υπερελαστικού υλικού (Cheung J. T. et al., 2005).

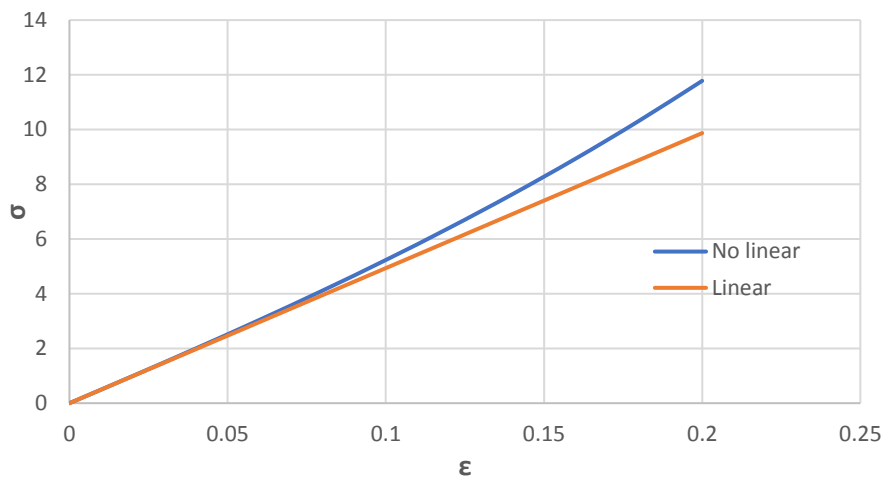
4.1.1.1 Έλεγχος συμπεριφοράς ελαστικών και υπερελαστικών υλικών

Για να γίνει κατανοητή η διαφορά της συμπεριφοράς ενός γραμμικού και ενός υπερελαστικού υλικού έγινε έλεγχος της συμπεριφοράς των γραμμικά ελαστικών υλικών και των υπερελαστικών υλικών μέσω αναλυτικών σχέσεων. Για τον έλεγχο των υπερελαστικών υλικών χρησιμοποιήθηκαν δύο νόμοι συμπεριφοράς του Mooney-Rivlin (Cheung J. T. et al., 2005) και του Ogden (Erdemir et al., 2006; Chen, 2011). Στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης της Εικόνα 33, από τα δεδομένα του Chen, 2011, παρατηρείται ότι μέχρι το 15% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με το μη γραμμικό (υπερελαστικό) υλικό συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού κατά 28.5% για το 47% της παραμόρφωσης (υπερελαστικό 73.99 MPa, γραμμικό ελαστικό 52.88 MPa).

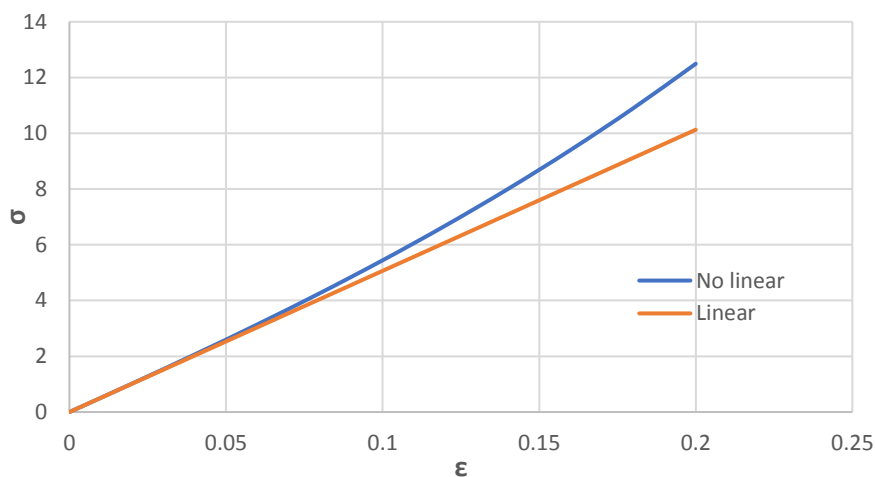


Εικόνα 33: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Chen, 2011) και γραμμικό ελαστικό υλικό.

Επιπλέον στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους μη διαβητικούς ασθενείς (φυσιολογική κατάσταση μαλακού ιστού) της Εικόνα 34, από τα δεδομένα του Erdemir et al., 2006, παρατηρείται ότι μέχρι το 7% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με το μη γραμμικό (υπερελαστικό) υλικό συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού κατά 16% (υπερελαστικό 11.78 MPa, γραμμικό ελαστικό 9.87 MPa). Ομοίως και στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους διαβητικούς ασθενείς της Εικόνα 35, από τα δεδομένα του Erdemir et al., 2006, παρατηρείται ότι μέχρι το 7% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με το μη γραμμικό (υπερελαστικό) υλικό συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού κατά 18.9% (υπερελαστικό 12.5 MPa, γραμμικό ελαστικό 10.13 MPa).

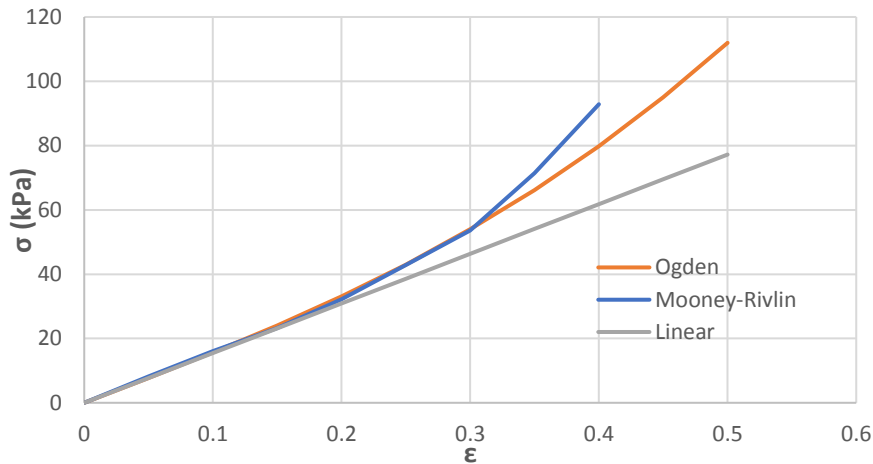


Εικόνα 34: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Erdemir et al.,2006) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά μη διαβητικούς ασθενείς.



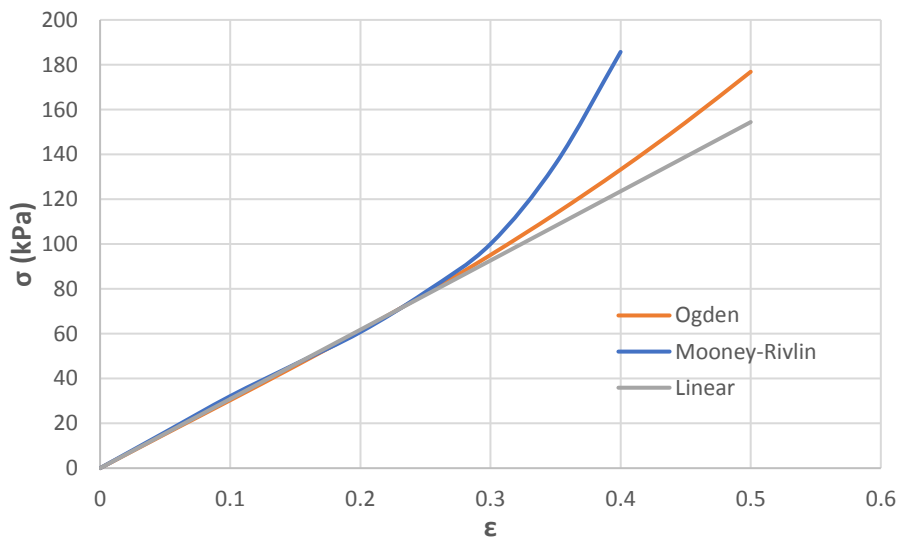
Εικόνα 35: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Erdemir et al.,2006) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς.

Στη συνέχεια θα παρουσιαστούν συγκρίσεις μεταξύ της γραμμικής συμπεριφοράς και των δύο νόμων συμπεριφοράς. Στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους μη διαβητικούς ασθενείς (φυσιολογική συμπεριφορά μαλακού ιστού-normal) της Εικόνα 36, από τα δεδομένα των Cheung T.M. et al., 2005, παρατηρείται ότι μέχρι το 20% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με τα μη γραμμικά (υπερελαστικά) υλικά συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (111.96 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Ogden κατά 31% για παραμόρφωση 50%, σε σύγκριση με το γραμμικό ελαστικό (77.2 MPa). Επιπλέον παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (92.86 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Mooney-Rivlin κατά 34% για παραμόρφωση 40% σε σύγκριση γραμμικό ελαστικό (61.76 MPa).



Εικόνα 36: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά μη διαβητικούς ασθενείς (normal).

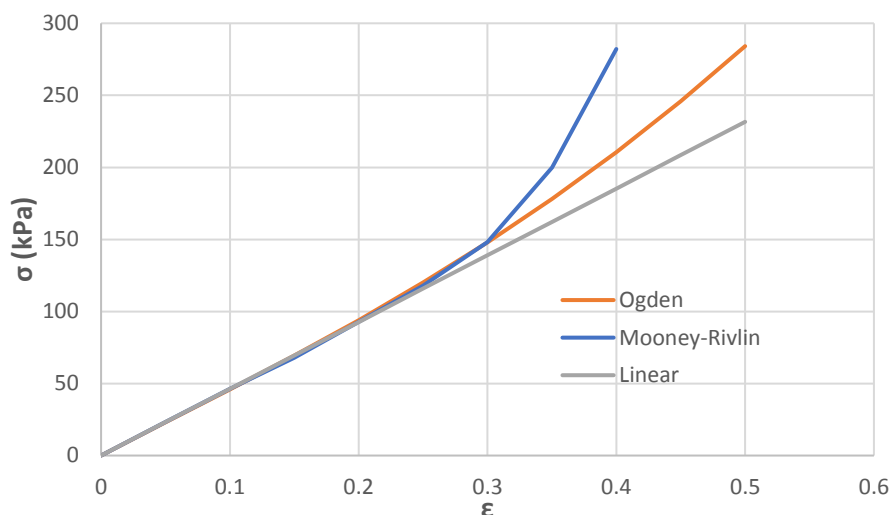
Στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους διαβητικούς ασθενείς (F2) της Εικόνα 37, από τα δεδομένα των Cheung T.M. et al., 2005, παρατηρείται ότι μέχρι το 25% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με τα μη γραμμικά (υπερελαστικά) υλικά συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (176.86 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Ogden κατά 12,7% για παραμόρφωση 50%, σε σύγκριση με το γραμμικό ελαστικό (154.41 MPa). Ομοίως παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (185.71 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Mooney-Rivlin κατά 17% για παραμόρφωση 40% σε σύγκριση γραμμικό ελαστικό (123.53 MPa).



Εικόνα 37: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F2).

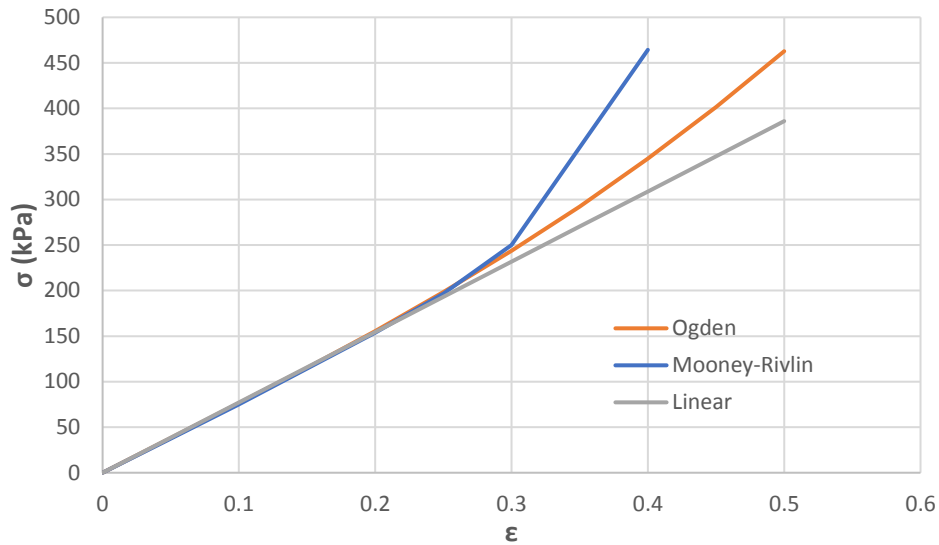
Στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους διαβητικούς ασθενείς (F3) της Εικόνα 38, από τα δεδομένα των Cheung T.M. et al., 2005, παρατηρείται ότι μέχρι το 25% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με τα μη γραμμικά (υπερελαστικά) υλικά συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (284.13 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Ogden κατά 24.8% για

παραμόρφωση 50%, σε σύγκριση με το γραμμικό ελαστικό (213.62 MPa). Ομοίως παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (282.14 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Mooney-Rivlin κατά 34.3% για παραμόρφωση 40% σε σύγκριση γραμμικό ελαστικό (185.29 MPa).



Εικόνα 38: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F3).

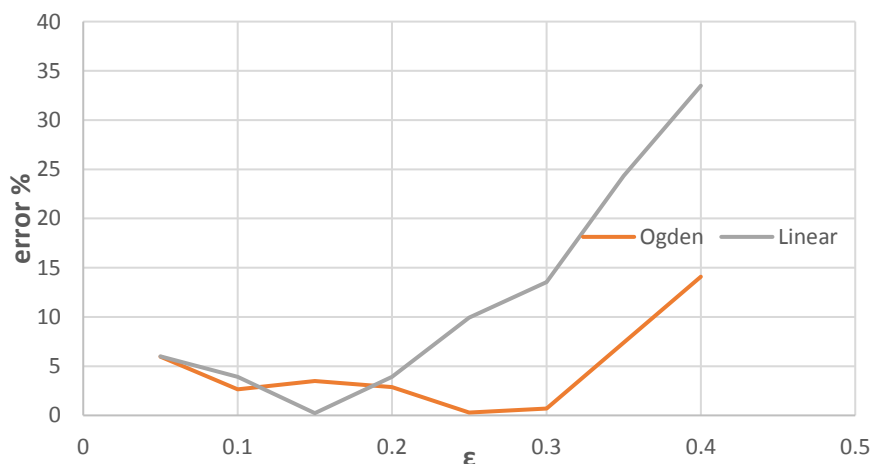
Στο διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης για τους διαβητικούς ασθενείς (F5) της Εικόνα 39, από τα δεδομένα των Cheung T.M. et al., 2005, παρατηρείται ότι μέχρι το 25% της παραμόρφωσης οι καμπύλες του γραμμικού με τα μη γραμμικά (υπερελαστικά) υλικά συμπίπτουν, ενώ στη συνέχεια παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (462.76 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Ogden κατά 16.6% για παραμόρφωση 50%, σε σύγκριση με το γραμμικό ελαστικό (386.04 MPa). Ομοίως παρατηρείται αύξηση της κλίσης στην καμπύλη του υπερελαστικού υλικού (464.29 MPa) σύμφωνα με το μοντέλο του Mooney-Rivlin κατά 33.5% για παραμόρφωση 40% σε σύγκριση γραμμικό ελαστικό (308.83 MPa).



Εικόνα 39: Διάγραμμα τάσης- παραμόρφωσης για υπερελαστικό (Cheung T.M. et al., 2005) και γραμμικό ελαστικό υλικό που αφορά διαβητικούς ασθενείς (F5).

4.1.1.2 Συμπεράσματα ελέγχου συμπεριφοράς ελαστικών και υπερελαστικών υλικών

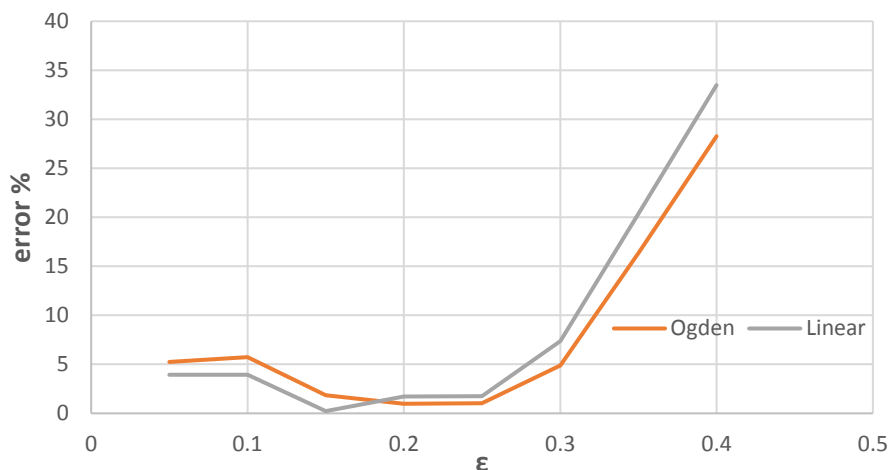
Στο διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος τάσης (Εικόνα 40) για τους μη διαβητικούς ασθενείς (φυσιολογική συμπεριφορά μαλακού ιστού-normal) παρατηρείται ότι στο μοντέλο του Ogden (υπερελαστικό) το ποσοστό σφάλματος μειώνεται για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-15%) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται. Μείωση του ποσοστού σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 15% έως 25% ενώ στη συνέχεια το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται (25%-40%). Για το γραμμικό ελαστικό παρατηρείται ότι το ποσοστό σφάλματος μειώνεται στα ποσοστά παραμόρφωσης 5% έως 15%, ενώ στη συνέχεια αυξάνεται το ποσοστό σφάλματος της μέγιστης κύριας τάσης (15%-40%).



Εικόνα 40: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος τάσης για τους μη διαβητικούς ασθενείς-normal, μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.

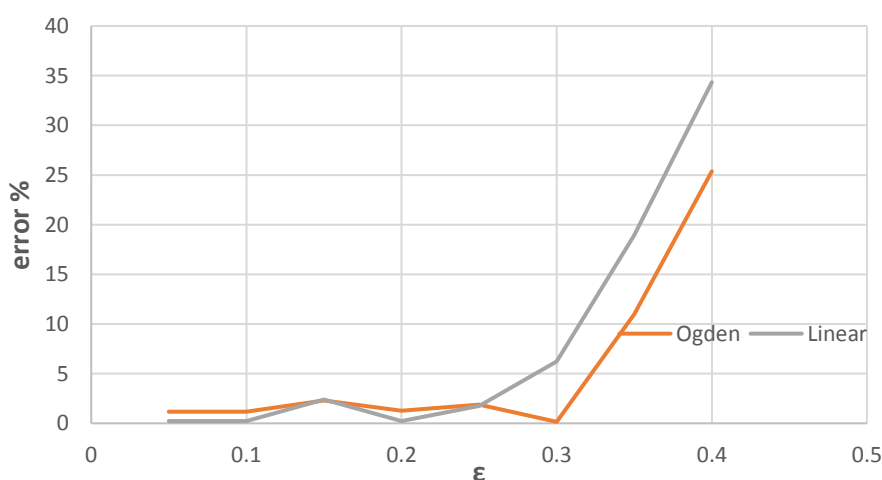
Στο διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος μέγιστης τάσης (Εικόνα 41) για τους διαβητικούς ασθενείς (f2) παρατηρείται ότι στο μοντέλο του Ogden (υπερελαστικό) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-15%) το ποσοστό σφάλματος μειώνεται. Μείωση του ποσοστού

σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 15% έως 25% ενώ στη συνέχεια το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται (0.25-0.4). Για το γραμμικό ελαστικό ομοίως παρατηρείται ότι το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται στα ποσοστά παραμόρφωσης 5% έως 10%, ενώ στη συνέχεια μειώνεται το ποσοστό σφάλματος της μέγιστης κύριας τάσης (10%-15%) και μετά το ποσοστό παραμόρφωσης 15% αυξάνεται έως το ποσοστό παραμόρφωσης 40%.



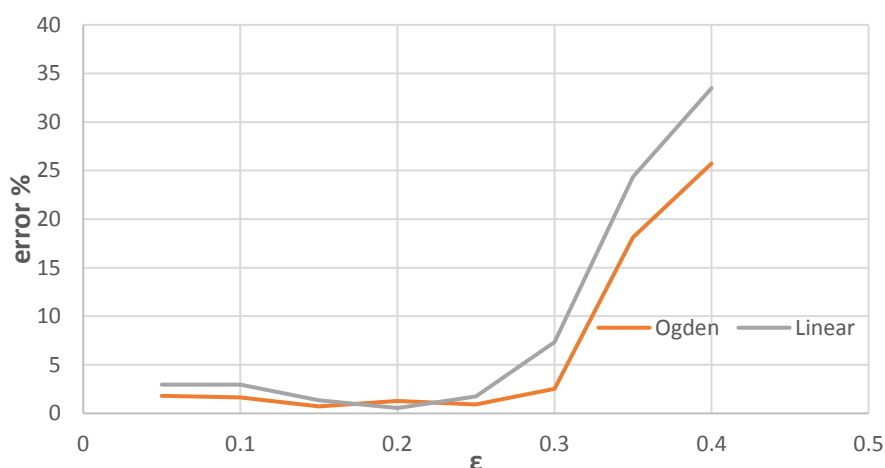
Εικόνα 41: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f2), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.

Επιπλέον στο διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος μέγιστης τάσης (Εικόνα 42) για τους διαβητικούς ασθενείς (f3) παρατηρείται ότι στο μοντέλο του Ogden (υπερελαστικό) το ποσοστό σφάλματος παραμένει σταθερό για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-15%) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται. Μείωση του ποσοστού σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 15% έως 20% ενώ στη συνέχεια το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται (20%-25%). Από το 25%-30% το ποσοστό μειώνεται και στη συνέχεια (30%-40%) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται. Για το γραμμικό ελαστικό ομοίως παρατηρείται ότι το ποσοστό σφάλματος παραμένει σταθερό για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-15%) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται. Μείωση του ποσοστού σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 15% έως 20% ενώ στη συνέχεια το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται (20%-40%).



Εικόνα 42: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f3), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.

Στο διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος μέγιστης τάσης (Εικόνα 43) για τους διαβητικούς ασθενείς (f5) παρατηρείται ότι στο μοντέλο του Ogden (υπερελαστικό) το ποσοστό σφάλματος παραμένει σταθερό για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-15%) το ποσοστό σφάλματος μειώνεται. Αύξηση του ποσοστού σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 15% έως 20% ενώ στη συνέχεια το ποσοστό σφάλματος μειώνεται (20%-25%). Από το 25%-30% το ποσοστό αυξάνεται και στη συνέχεια (30%-40%) το ποσοστό σφάλματος αυξάνεται. Για το γραμμικό ελαστικό ομοίως παρατηρείται ότι το ποσοστό σφάλματος παραμένει σταθερό για παραμόρφωση 5% έως 10%. Ενώ στη συνέχεια της παραμόρφωσης (10%-20%) το ποσοστό σφάλματος μειώνεται. Αύξηση του ποσοστού σφάλματος παρατηρείται για παραμόρφωση 20% έως 40%.

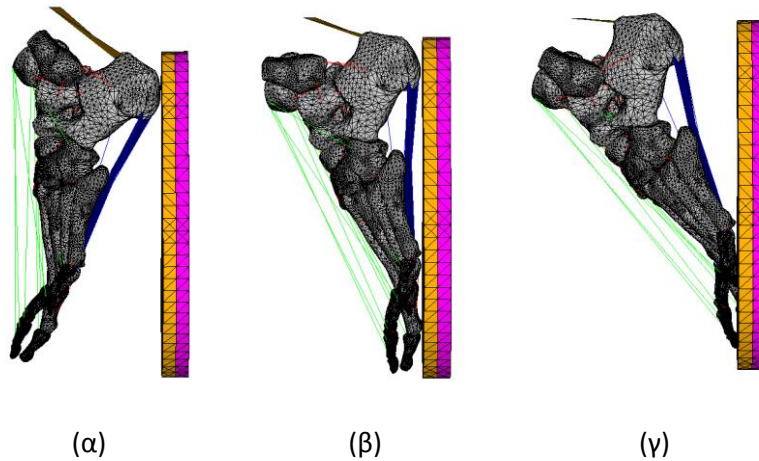


Εικόνα 43: Διάγραμμα παραμόρφωσης (ϵ) και ποσοστού σφάλματος τάσης (%) για τους διαβητικούς ασθενείς (f5), μοντέλο Ogden και γραμμικού υλικού.

4.2 Φάσεις βάρδισης

Οι φάσεις βάρδισης που προσομοιώθηκαν για την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων είναι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (heel-strike), η μέση θέση (mid-stance) και η θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (toe-off). Σε αντίθεση με άλλες μελέτες (Chen W.M. et al., 2001; Cheung T.M. & Zhang M., 2005) η παρούσα μελέτη έκανε έλεγχο της συμπεριφοράς του βιομοντέλου και στις τρεις βασικές φάσεις βάρδισης. Στην αρχή έγινε η προσομοίωση της μέσης θέσης και βάσει αυτής προσομοιώθηκαν και οι άλλες δύο. Το βιομοντέλο άκρου ποδός μεταφέρθηκε στην αρχή των αξόνων και προσομοιώθηκε στη μέση φάση βάρδισης (Εικόνα 44 (β)).

Αφού το βιομοντέλο προσομοίωσε τη μέση θέση βάρδισης, στη συνέχεια έγινε περιστροφή του βιομοντέλου οστών για να έχει τη σωστή θέση σύμφωνα με τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος που προσομοιώνει (Εικόνα 44 (α)). Επιπλέον βάσει των στοιχείων προσομοίωσης της μέσης θέσης βάρδισης έγινε και η θέση προώθησης (Εικόνα 44 (γ)).



Εικόνα 44: 3D λεπτομερές βιομοντέλο πεπερασμένων στοιχείων στις τρεις φάσεις βάδισης: (α) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, (β) Μέση θέση βάδισης, και (γ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα.

4.3 Φορτίσεις και συντομακές συνθήκες

Το βιομοντέλο αναπτύχθηκε παραμετρικά και ως προς τις φορτίσεις. Στοιχεία επαφής χρησιμοποιήθηκαν για τη μεταφορά των δυνάμεων και τη μοντελοποίηση επαφής ανάμεσα στα οστά και το μαλακό ιστό. Ο συντελεστής τριβής που ορίστηκε (οστά και μαλακός ιστός) ήταν ίσος με 1 ώστε να υπάρχει συνέχεια των μετατοπίσεων, ενώ ανάμεσα στον μαλακό ιστό και τη σόλα χρησιμοποιήθηκε μικρότερος συντελεστής τριβής, ίσος με 0.5 (μέση τιμή από τη βιβλιογραφία).

Στο βιομοντέλο ασκήθηκε σταδιακή μετατόπιση της επιφάνειας που αντιστοιχεί στο έδαφος, ενώ πακτώθηκαν οι άνω επιφάνειες των οστών της κνήμης και της περόνης. Η σταδιακή (load step) φόρτιση είναι αναγκαία λόγω της μη γραμμικότητας του βιομοντέλου (επαφή και υλικό) και κατά αυτόν τον τρόπο δεν δημιουργούνται προβλήματα κατά την ανάλυση. Σε κάθε βήμα το πρόγραμμα υπολογίζει την αντίδραση στη μετατόπιση, δηλαδή τη συνολική φόρτιση. Με αυτό τον τρόπο δεν γίνεται προ-καθορισμός της κατανομής των δυνάμεων, όπως γίνεται συχνά σε άλλες μελέτες, αλλά υπολογίζεται από το πρόγραμμα ανάλογα με τη δομή, τη θέση και τα υλικά. Τέλος στον αχίλλειο τένοντα ορίστηκε μία δύναμη 250 N, που είναι η μισή τιμή της συνολικής φόρτισης κάθε άκρου ποδός, σύμφωνα με τον έλεγχο που έγινε στην παρούσα μελέτη αλλά και των στοιχείων που δίνονται από τη βιβλιογραφία.

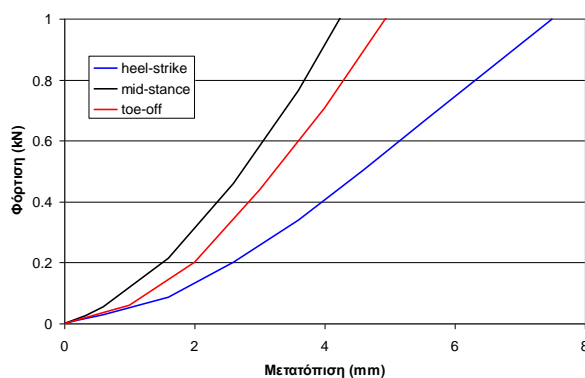
4.4 Αποτελέσματα μηχανικής ανάλυσης του 3D λεπτομερούς βιομοντέλου άκρου ποδός

Με τις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων έγινε έλεγχος της συμπεριφοράς του τελικού βιομοντέλου στις τρεις φάσεις βάδισης. Συγχρόνως μελετήθηκε η επίδραση των ιδιοτήτων του μαλακού ιστού και του υλικού της σόλας. Αυτές οι δύο παράμετροι είναι οι πιο σημαντικές στην κατανομή των πελματιαίων πιέσεων. Για λόγους ευκολίας δημιουργήθηκε ένα αρχείο στη γλώσσα προγραμματισμού του ANSYS, με όλα τα δεδομένα και τις παραμέτρους που χρειάζονται για κάθε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων.

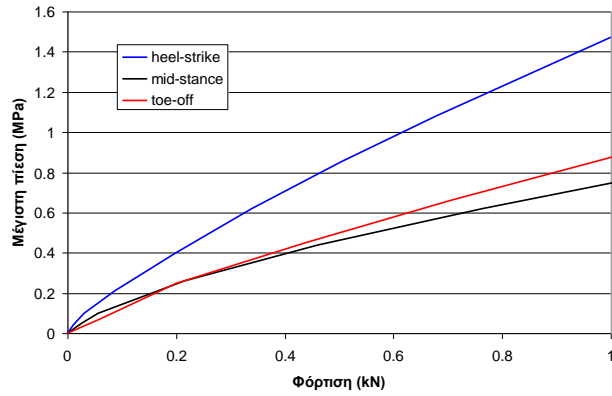
Στην αρχή θεωρήθηκε η περίπτωση που δεν υπάρχει σόλα και το υλικό του μαλακού ιστού είναι γραμμικά ελαστικό. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι στην περίπτωση της θέσης πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (heel-strike), η επιφάνεια επαφής περιορίζεται στην περιοχή της πτέρνας και η πίεση είναι πολύ συγκεντρωμένη. Η μέγιστη πίεση αυτής της φάσης είναι 0.85 MPa για φόρτιση 50 kg. Ενώ στη μέση φάση (mid-stance) οι δυνάμεις και οι

αντίστοιχες πιέσεις κατανέμονται μεταξύ της πτέρνας και των μεταταρσίων με τη μέγιστη πίεση να εμφανίζεται στη πτέρνα, ίση με 0.55 MPa. Τέλος στη φάση προώθησης (toe-off) η πίεση κατανέμεται αρκετά ομοιόμορφα στην περιοχή των μεταταρσίων, με μέγιστη πίεση ίση με 0.52 MPa.

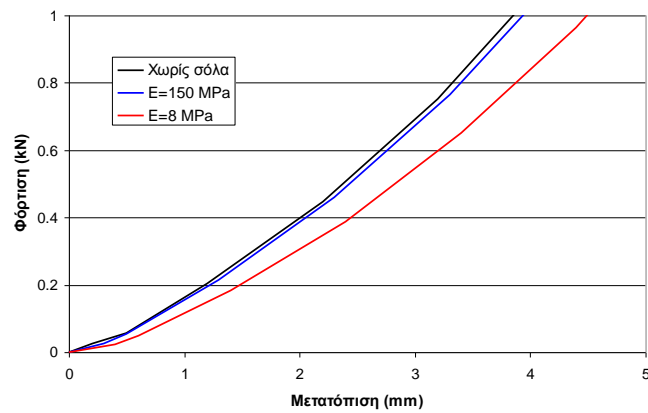
Στη συνέχεια έγινε ανάλυση του βιομοντέλου στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης όταν αλληλεπιδρά με ένα στρώμα σόλας. Στα διαγράμματα φόρτισης-μετατόπισης και μέγιστης πίεσης-φόρτισης, όπως παρουσιάζονται στις εικόνες (Εικόνα 45, Εικόνα 46), παρατηρήθηκε ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές σε σχέση με τις περιπτώσεις ανάλυσης του μοντέλου χωρίς σόλα. Το υλικό σόλας που χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων σε αυτή την περίπτωση ήταν το δέρμα. Ενώ σημαντικές διαφορές εμφανίζονται όταν το υλικό της σόλας είναι πολύ πιο εύκαμπτο υλικό, όπως η πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας (PU) (Εικόνα 47, Εικόνα 48). Σε αυτή την περίπτωση εμφανίζεται σημαντική μείωση τόσο της δυσκαμψίας του συστήματος όσο και των μέγιστων πιέσεων για την περίπτωση της μέσης φάσης βάδισης. Στην Εικόνα 49 παρουσιάζεται η μεταβολή της μέγιστης πίεσης για τη φόρτιση 50 kg. Παρατηρείται ότι η μέγιστη πίεση από 0.55 MPa (χωρίς σόλα) μειώνεται στα 0.47 MPa (σόλα δέρματος) και 0.41 MPa (σόλα πολυουρεθάνης). Λόγω της σημαντικής αυτής επίδρασης της δυσκαμψίας του υλικού της σόλας στις μέγιστες πελματιαίες πιέσεις, εξετάστηκε και η περίπτωση άλλων υλικών για να διευρυνθεί το εύρος των αποτελεσμάτων. Θεωρήθηκαν τρία ακόμα υλικά σόλας με μέτρα ελαστικότητας 2, 40 και 1000 MPa, τυπικές τιμές για πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας, πολυμερές EVA και πολυπροπυλένιο, αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα των αναλύσεων παρουσιάζονται στην Εικόνα 50, όπου λόγω του μεγάλου εύρους των τιμών των μέτρων ελαστικότητας, έχει χρησιμοποιηθεί λογαριθμική κλίμακα. Παρατηρούμε ότι για τιμές του μέτρου ελαστικότητας της σόλας μεγαλύτερες των 50 MPa, οι τιμές των μέγιστων πιέσεων σταθεροποιούνται.



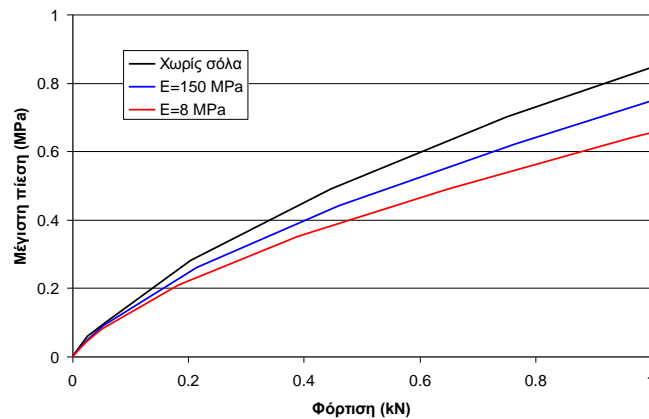
Εικόνα 45: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης για τις τρεις φάσεις βάδισης (Μέτρο ελαστικότητας σόλας=150 MPa).



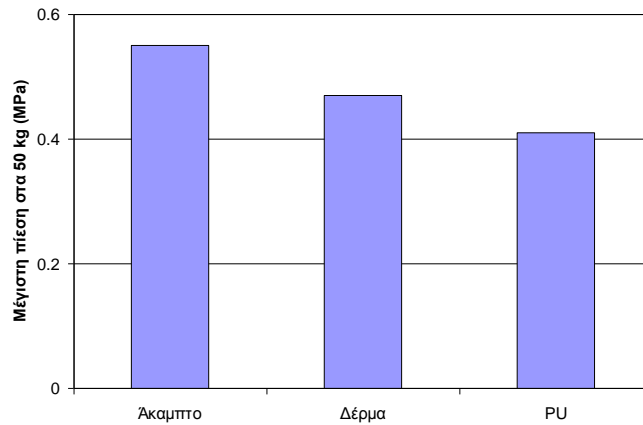
Εικόνα 46: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τις τρεις φάσεις βάρδισης (Μέτρο ελαστικότητας σόλας=150 MPa).



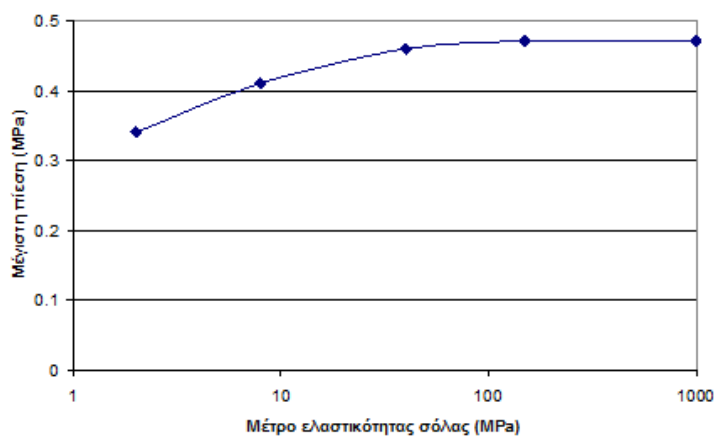
Εικόνα 47: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης για τη φάση mid-stance με τρία διαφορετικά υλικά αλληλεπίδρασης (χωρίς σόλα, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=150 MPa, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=8 MPa).



Εικόνα 48: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη φάση mid-stance με τρία διαφορετικά υλικά αλληλεπίδρασης (χωρίς σόλα, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=150 MPa, σόλα με μέτρο ελαστικότητας=8 MPa).



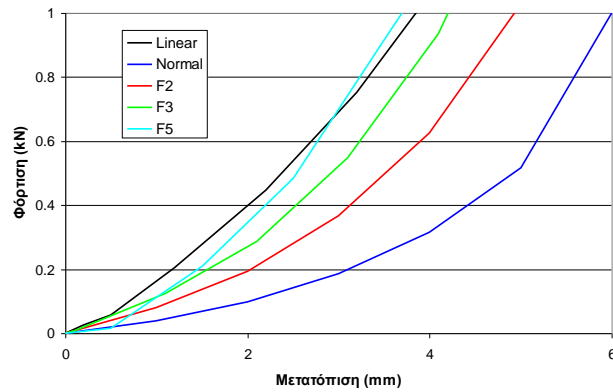
Εικόνα 49: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg



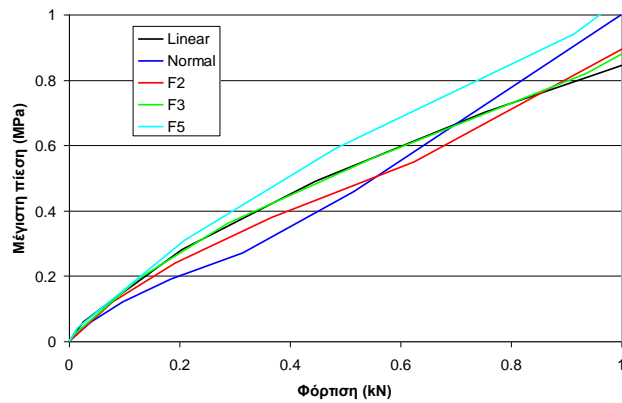
Εικόνα 50: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης με το μέτρο ελαστικότητας της σόλας για φορτίο 50 kg

Με την εξέταση της επίδρασης της μοντελοποίησης του μαλακού ιστού ως υπερελαστικό υλικό, όπως παρουσιάζονται στις εικόνες των διαγραμμάτων (Εικόνα 51, Εικόνα 52, Εικόνα 53, Εικόνα 54), παρατηρείται ότι η δυσκαμψία του υλικού επηρεάζει σημαντικά τόσο τη δυσκαμψία όλου του συστήματος όσο και την κατανομή των πιέσεων. Επιπλέον παρατηρείται ότι λόγω της υπερελαστικής συμπεριφοράς του υλικού, οι καμπύλες των μέγιστων πιέσεων συναρτήσεως της φόρτισης δεν είναι ομαλές και δείχνουν ότι μετά από τα 50 kg περίπου, υπάρχει ξαφνική αλλαγή της κλίσης και σημαντική αύξηση της πίεσης. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί αν ανατρέξουμε στην Εικόνα 55 όπου φαίνεται η κατανομή των πιέσεων για το υλικό F2 για 50 και 100 kg φόρτισης. Παρατηρούμε ότι η μέγιστη πίεση εμφανίζεται στην περιοχή της πτέρνας για 50 kg και στην περιοχή των μεταταρσίων για 100 kg. Αυτή η αλλαγή δεν παρατηρήθηκε στην περίπτωση του γραμμικά ελαστικού υλικού. Αυτό δεν έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία και περαιτέρω μελέτη των αποτελεσμάτων, έδειξε ότι οφείλεται στην αύξηση της δυσκαμψίας λόγω φόρτισης που παρατηρείται στα υπερελαστικά υλικά. Για δυνάμεις μεγαλύτερες από περίπου 50 kg, η περιοχή της πτέρνας αντιστέκεται περισσότερο στην παραμόρφωση και έτσι έχουμε ανακατανομή των δυνάμεων προς την περιοχή των μεταταρσίων. Στην Εικόνα 56 εμφανίζονται συνοπτικά τα αποτελέσματα της μέγιστης πελματιαίας πίεσης στα 50 kg σε σχέση με το υλικό του μαλακού ιστού αλλά και της αλληλεπίδρασης του μοντέλου ποδιού με σόλα ή χωρίς σόλα. Και στις δύο περιπτώσεις, έχουμε αύξηση της πίεσης με την αύξηση της δυσκαμψίας του μαλακού ιστού ενώ η

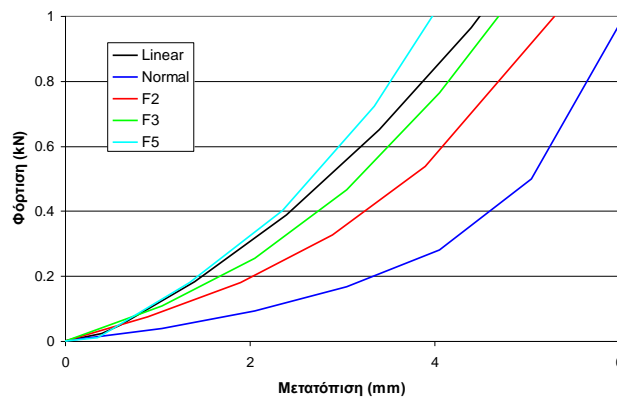
Θεώρηση γραμμικά ελαστικού υλικού υπερεκτιμά στις περισσότερες περιπτώσεις τις μέγιστες πιέσεις.



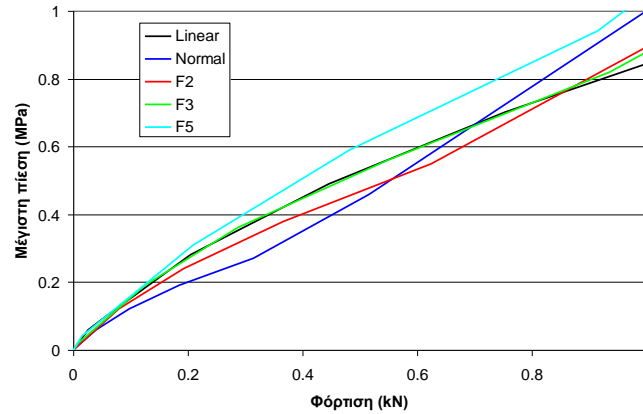
Εικόνα 51: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (χωρίς σόλα)



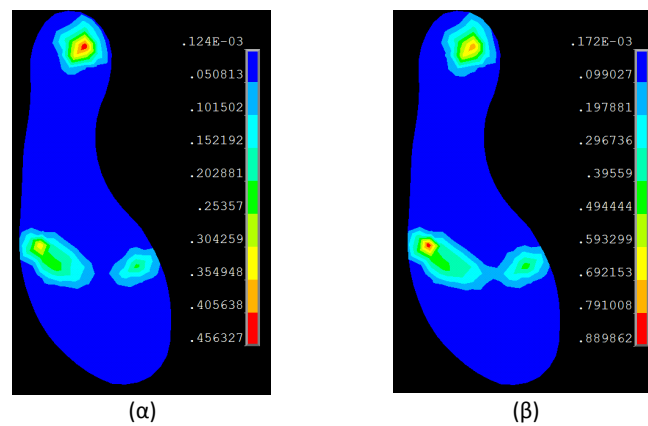
Εικόνα 52: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (χωρίς σόλα).



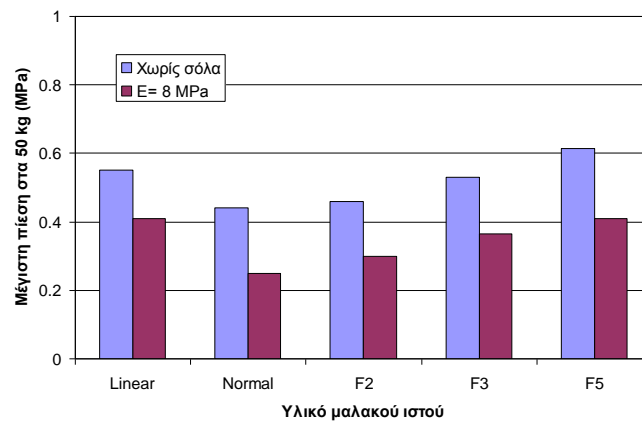
Εικόνα 53: Σχέση φόρτισης-μετατόπισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (μέτρο ελαστικότητας σόλας=8 MPa).



Εικόνα 54: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης ως συνάρτηση του υλικού του μαλακού ιστού (μέτρο ελαστικότητας σόλας=8 MPa).



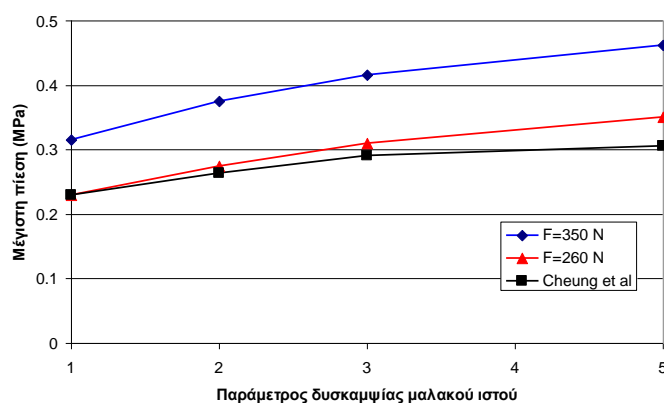
Εικόνα 55: Τυπική κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στη φάση mid-stance για το υλικό F2 για φορτίο (α) 50 kg και (β) 100 kg.



Εικόνα 56: Σχέση μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού του μαλακού ιστού με και χωρίς σόλα

Τέλος συγκρίνοντας τα αποτελέσματα που λήφθηκαν από τις διάφορες αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του βιομοντέλου της παρούσας εργασίας παρατηρήθηκε ότι είναι πολύ κοντά με αυτά της βιβλιογραφίας. Αναλυτικότερα στη μελέτη των Chen et al., 2001, οι οποίοι μελέτησαν την κατανομή της πίεσης στην περιοχή των μεταταρσίων από τη μεσαία φάση (mid-stance) στη φάση προώθησης (toe-off) με μεταβολή της δύναμης από 350 N έως 900 N (Whittle M.W., 2007), οι τιμές της πελματιαίας πίεσης κυμαίνονται από 0.4 έως 1 MPa.

Ενώ από τα αποτελέσματα της Εικόνα 56 αλλά και των εικόνων (Εικόνα 54 και Εικόνα 55) παρατηρείται ότι η πελματιαία πίεση για αυτή τη μεταβολή της δύναμης είναι από 0,2 έως 0,8 MPa. Επιπλέον οι Cheung et al., 2005 μελέτησαν τη μέγιστη πελματιαία πίεση κατά τη μεσαία φάση (mid-stance) με τη χρήση διαφόρων υλικών στα 350 N δύναμης, βρήκαν ότι η μέγιστη πίεση εμφανίζεται στην περιοχή της πτέρνας, όπως και στην παρούσα εργασία. Η μέγιστη πίεση στο βιομοντέλο τους για 350 N κυμαίνεται από 0.23 έως 0.31 MPa, ενώ στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται παρακάτω (Εικόνα 57) το παρόν μοντέλο δίνει τιμές 0.31 έως 0.46 MPa. Όμως στο βιομοντέλο των Cheung et al., 2005 η δύναμη εφαρμόστηκε σημειακά 90mm από το μετατόριστο και 30mm από την πτέρνα, άρα η δύναμη που κατανέμεται στην περιοχή της πτέρνας είναι 260 N. Σε σύγκριση με το βιομοντέλο της παρούσας εργασίας η μέγιστη πίεση κυμαίνεται από 0.23 έως 0.35 MPa για δύναμη 260 N.



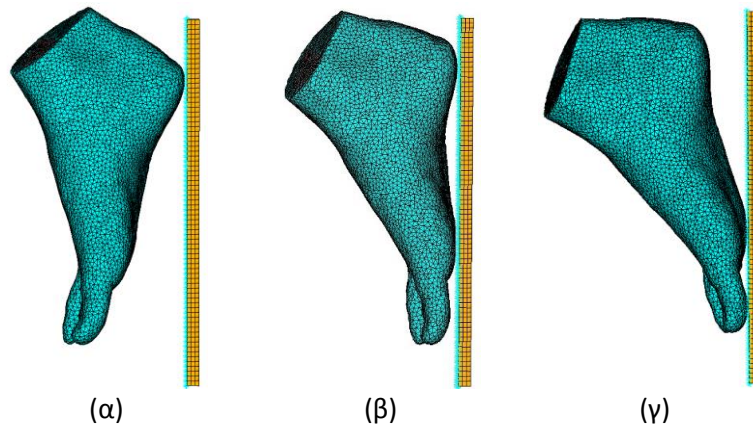
Εικόνα 57: Σύγκριση αποτελεσμάτων παρούσας εργασίας με τη μελέτη των Cheung et al., 2005

4.5 Έλεγχος ακαμψίας του βιομοντέλου άκρου ποδός

Σε συνέχεια των αναλύσεων πεπερασμένων στοιχείων του βιομοντέλου άκρου ποδός, έγινε έλεγχος της ακαμψίας με προσομοίωση χόνδρων ανάμεσα στα οστά (για φυσιολογική κατάσταση οστών) στα 500N φόρτιση. Μέσω δοκιμών διαπιστώθηκε ότι δεν ήταν εφικτό να γίνει ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στο λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός, λόγω πολλών διαφορετικών στοιχείων από τα οποία αποτελείται το άκρο πόδι. Για το λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε το απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός.

4.5.1 Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου άκρου ποδός για έλεγχο ακαμψίας

Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης (Εικόνα 58) έγιναν για τα ποσοστά ακαμψίας. Με αυτό τον τρόπο ελέγχθηκε η συμπεριφορά του βιομοντέλου στις συγκεκριμένες φάσεις βάδισης.



Εικόνα 58: Απλοποιημένο βιομοντέλο πεπερασμένων στοιχείων στις τρεις φάσεις βάδισης: (α) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, (β) Μέση θέση βάδισης, και (γ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα.

Για το μαλακό ιστό και τα οστά χρησιμοποιήθηκαν γραμμικά ελαστικά υλικά με ιδιότητες μέτρο ελαστικότητας 1.15 MPa με λόγο Poisson 0.3 και μέτρο ελαστικότητας 7300 MPa με λόγο Poisson 0.3 αντίστοιχα. Στο απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο επιλέχθηκαν στοιχεία ανάμεσα στα οστά τα οποία προσομοιώνουν τους χόνδρους και ήταν εφικτή η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Αρχικά οι χόνδροι είχαν την ίδια τιμή με το μέτρο ελαστικότητας των οστών (7300 MPa). Ενώ στη συνέχεια έγινε ποσοστιαία μείωση του μέτρου ελαστικότητας καταλήγοντας στο 0.02% (1.58 MPa) ακαμψίας, που είναι η τιμή του μέτρου ελαστικότητας του αρθρικού χόνδρου [Αλευράς Π., 2010]. Στο κάτω μέρος του βιομοντέλου άκρου ποδός τοποθετήθηκε ένα επίπεδο στρώμα υλικού που προσομοιώνει το έδαφος. Επιπλέον ανάμεσα στα διάφορα τμήματα του βιομοντέλου μοντελοποιήθηκαν στοιχεία επαφής.

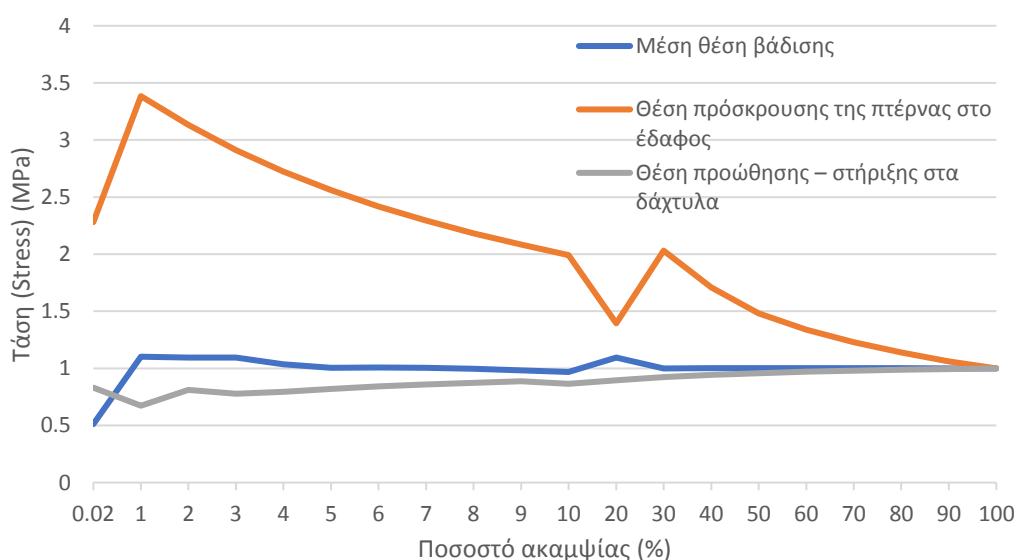
Τέλος ακολούθησαν οι φορτίσεις των μελών του άκρου ποδός. Το πάνω μέρος των οστών της κνήμης, της περόνης και του μαλακού ιστού πακτώθηκε, ενώ ασκήθηκε μία σταδιακή κατακόρυφη μετατόπιση της κάτω επιφάνειας του εδάφους- σόλας, η οποία είναι πακτωμένη στις άλλες διευθύνσεις. Το πρόγραμμα υπολογίζει σε κάθε βήμα τη δύναμη που απαιτείται για να γίνει αυτή η μετακίνηση.

4.5.2 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων ελέγχου ακαμψίας

Στο διάγραμμα τάσεων και ποσοστού ακαμψίας, της Εικόνα 59, παρουσιάζονται οι τιμές της μέγιστης κύριας τάσης με το ποσοστό ακαμψίας του χόνδρου στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης (μέση θέση βάδισης, θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος). Από το διάγραμμα παρατηρείται ότι στο ποσοστό ακαμψίας 1% (73 MPa) η διαφορά της μέγιστης κύριας τάσης ανάμεσα στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τη μέση θέση βάδισης είναι 68%, δηλαδή η μέγιστη τάση αυξάνεται στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος. Ενώ η διαφορά τάσεων ανάμεσα στη μέση θέση βάδισης με τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα είναι 39%, δηλαδή μείωση της μέγιστης τάσης στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα. Επιπλέον παρατηρείται ότι στο 0.02% της ακαμψίας η τάση στα οστά μειώνεται στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος και στη μέση θέση βάδισης, ενώ στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα αυξάνεται κατά 54% σε σχέση με το 1% της ακαμψίας. Στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος η απεικόνιση των μέγιστων κύριων τάσεων στα ποσοστά ακαμψίας έχει μορφή αυξομείωσης. Αυτό συμβαίνει λόγω κίνησης των οστών κατά τη φόρτιση. Στο διάγραμμα μέγιστης πίεσης και ποσοστού ακαμψίας της Εικόνα 60, παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές

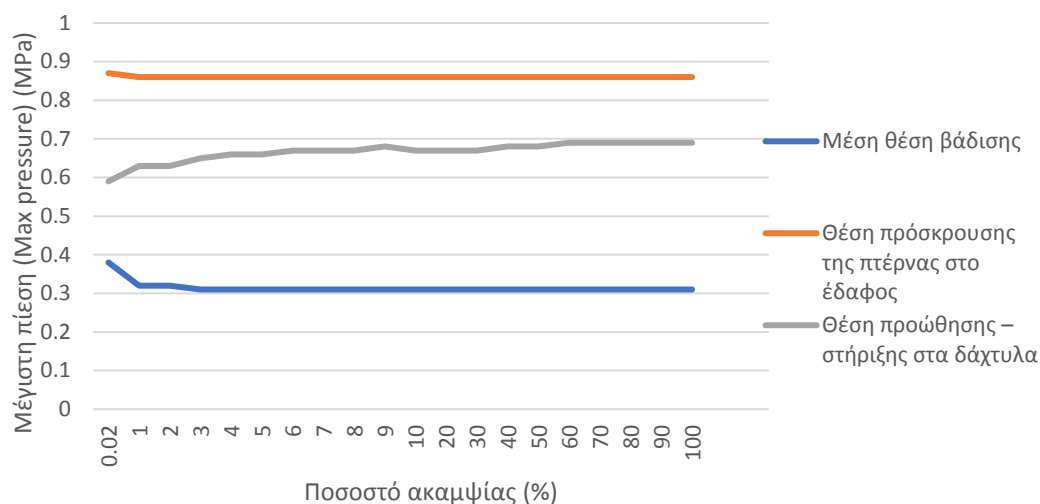
πελματιαίας πίεσης του μοντέλου ποδιού σε συνάρτηση με το ποσοστό ακαμψίας του χόνδρου. Στο διάγραμμα δεν παρατηρούνται μεγάλες διαφορές ανάμεσα στα ποσοστά ακαμψίας της κάθε φάσης βάρδισης. Στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας η μέγιστη πελματιαία πίεση είναι μεγαλύτερη από τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης, όπως συμβαίνει και στην πραγματικότητα, λόγω άσκησης της φόρτισης στην περιοχή της πτέρνας. Στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα οι πελματιαίες πιέσεις είναι μικρότερες και ασκούνται στην περιοχή των μεταταρσίων και των φαλαγγών. Ενώ στη μέση θέση οι πιέσεις ασκούνται στην περιοχή των κεφαλών των μεταταρσίων και στη πτέρνα, γι' αυτό είναι μικρότερες από τις άλλες δύο φάσεις. Από το διάγραμμα διαπιστώνουμε ότι η μέγιστη πίεση σε σύγκριση των φάσεων βάρδισης διαφοροποιείται για το 1% ακαμψίας, δηλαδή στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας η μέγιστη πίεση είναι μεγαλύτερη κατά 63% από ότι στη μέση θέση βάρδισης και 28% με τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα. Επιπλέον στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα η πίεση είναι μεγαλύτερη κατά 49% σε σχέση με τη μέση θέση βάρδισης.

Διάγραμμα Τάσεων - Ποσοστού ακαμψίας



Εικόνα 59: Διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά και ποσοστού ακαμψίας των χόνδρων για τις τρεις φάσεις βάρδισης.

Διάγραμμα Πίεσης - Ποσοστού ακαμψίας



Εικόνα 60: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού ακαμψίας των χόνδρων για τις τρεις φάσεις βάδισης.

4.6 Επαλήθευση αποτελεσμάτων ενός απλοποιημένου πειράματος θλίψης με τη χρήση μοντέλου που προσομοιώνει το σύστημα πτέρνας-μαλακού ιστού-σόλας

Έγινε πείραμα θλίψης για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων που λαμβάνονται από το λογισμικό πρόγραμμα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων με αυτά του εργαστηριακού πειράματος. Το απλοποιημένο μοντέλο του πειράματος έχει προσομοιωθεί με τα ίδια τριδιάστατα στοιχεία και στοιχεία επαφής που έχει το λεπτομερές βιομοντέλο άκρου ποδός της παρούσας μελέτης. Ο λόγος υλοποίησης αυτού του πειράματος και όχι ενός πειράματος όπου γίνεται η σύγκριση αποτελεσμάτων των αναλύσεων του βιομοντέλου με ένα ζωντανό (in vivo) ανθρώπινο πόδι ήταν ότι δεν υπήρχαν τα τεχνικά μέσα. Παρακάτω αναλύεται η διαδικασία δημιουργίας ενός απλοποιημένου μοντέλου που προσομοιώνει τη πτέρνα, ενός επιπέδου που προσομοιώνει το μαλακό ιστό και τα τρία διαφορετικά επίπεδα σόλας τριών διαφορετικών συνδυασμών από τον πολύ εύκαμπτο, στο σχετικά εύκαμπτο και στο μέτρια εύκαμπτο, το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για το απλοποιημένο πείραμα θλίψης. Η εύρεση των συνδυασμών των υλικών έγινε σύμφωνα με τα επίπεδα άνεσης των υποδημάτων, όπως ορίστηκαν από τη μελέτη των Paragiannis P. et al. 2014, 2015 [Paragiannis P. et al., 2014; Paragiannis P. et al., 2015]. Με ανάλυση μετρήσεων αναγνωρίστηκαν όρια πυκνότητας ενέργειας παραμόρφωσης που ορίζουν πέντε κατηγορίες δυσκαμψίας και πέντε κατηγορίες δυστρεψίας (Πίνακας 9) [Paragiannis P. et al., 2017]. Οι ιδιότητες των υλικών που υπήρχαν στη διάθεση μας και τα πάχη τους, τοποθετήθηκαν σε γλώσσα προγραμματισμού του λογισμικού ANSYS, ώστε να προκύψουν οι κατάλληλοι συνδυασμοί υλικών που θα ανήκουν στην κατηγορία των μαλακών, μέτριων και σκληρών (<https://opt-shoes.aegean.gr/>).

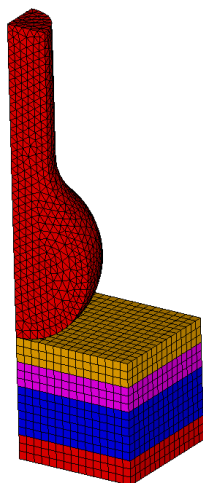
Χαρακτηρισμός πέλματος	Ακαμψία κατασκευής	Εύρος τιμών πυκνότητας ενέργειας παραμόρφωσης ($\mu\text{J}/\text{mm}^3$)
Πολύ εύκαμπτο	Πολύ χαμηλή	0 – 5
Σχετικά εύκαμπτο	Χαμηλή	5 – 15
Μέτρια εύκαμπτο	Μέτρια	15-200
Σχετικά δύσκαμπτο	Σχετικά υψηλή	200 – 1000
Πολύ δύσκαμπτο	Αρκετά υψηλή	Άνω των 1000

Πίνακας 9: Κατηγορίες καμπτικής συμπεριφοράς πέλματος [Paragiannis P. et al., 2017].

Αρχικά κατασκευάστηκε το ένα τέταρτο από ένα σφαιρικό μοντέλο που προσομοιώνει τη πτέρνα, δίνοντας τις κατάλληλες τιμές παραμέτρων όπως είναι το ύψος, η ακτίνα και το πλάτος. Ακολούθησε η κατασκευή του μοντέλου που προσομοιώνει το ένα τέταρτο του μαλακού ιστού και των επιπέδων της σόλας. Ο λόγος που έγινε μοντελοποίηση και ανάλυση σε ένα κομμάτι του μοντέλου, είναι διότι το μοντέλο είναι συμμετρικό. Ο μαλακός ιστός αποτελείται από ένα επίπεδο, ενώ η σόλα αποτελείται από τρία επίπεδα και έχουν πλάτος 60 mm. Μετά την ολοκλήρωση του συνολικού μοντέλου, που αποτελείται από τα τρία μέρη (Εικόνα 61), ορίστηκαν οι συνοριακές συνθήκες, τα υλικά, ο τύπος και το μέγεθος στοιχείων, και οι φορτίσεις. Τα υλικά που προσομοίωναν τη σφαίρα, το μαλακό ιστό και τις στρώσεις σόλας ήταν γραμμικά ελαστικά. Η σφαίρα έχει μέτρο ελαστικότητας 1740 MPa και λόγο Poisson 0.25 και το υλικό που προσομοίωσε το μαλακό ιστό (πολυουρεθανικός αφρός -PU foam) έχει μέτρο ελαστικότητας 1.2 MPa και λόγο Poisson 0.3. Οι ιδιότητες των υλικών από τους τρεις συνδυασμούς επιπέδων σόλας παρουσιάζονται στον Πίνακα 10, και το συνολικό πάχος των επιπέδων σόλας ήταν 24mm. Ο πρώτος συνδυασμός υλικών (πολύ εύκαμπτος) αποτελείται από πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας (PU Single density) με σύνθετο ύφασμα, φελλό και σολόδερμα. Ο δεύτερος συνδυασμός υλικών (σχετικά εύκαμπτος) αποτελείται από Πολυουρεθανικό αφρό (PU foam) με ύφασμα, Σολόδερμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR). Τέλος ο τρίτος συνδυασμός (μέτρια εύκαμπτος) αποτελείται από Χαρτόπετσο, Σολόδερμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR). Λόγω συμμετρίας του μοντέλου στις δύο κατευθύνσεις x και z ο βαθμός ελευθερίας περιορίστηκε. Η κάτω επιφάνεια του τρίτου στρώματος σόλας πακτώθηκε, ενώ ασκήθηκε μία σταδιακή μετατόπιση της σφαίρας προς τα στρώματα της σόλας. Σε κάθε βήμα υπολογίζεται η δύναμη που απαιτείται για να γίνει αυτή η μετακίνηση.

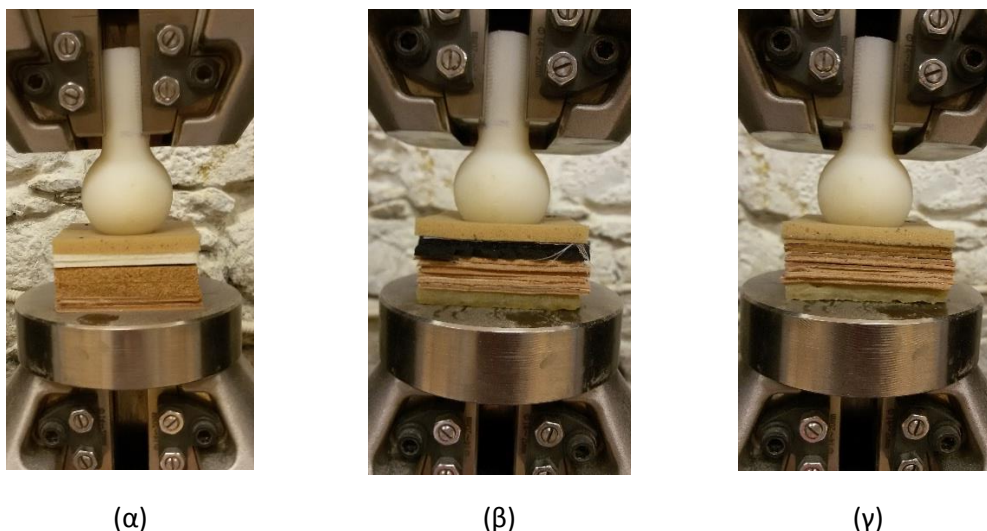
Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας (MPa)	Λόγος Poisson
Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (Εξωτερική σόλα)	7.257	0.3
Φελλός (Μεσαία σόλα)	1.305	0.3
Πολυουρεθανικός αφρός με ύφασμα (Εσωτερική σόλα)	0.163	0.3
Χαρτόπετσο (Εσωτερική σόλα)	23.352	0.3
Σολόδερμα (και στα τρία επίπεδα)	6.23	0.3
Πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας με σύνθετο ύφασμα (Εσωτερική σόλα)	0.142	0.3

Πίνακας 10: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα θλίψης.



Εικόνα 61: Μοντέλο απλοποιημένου πειράματος θλίψης

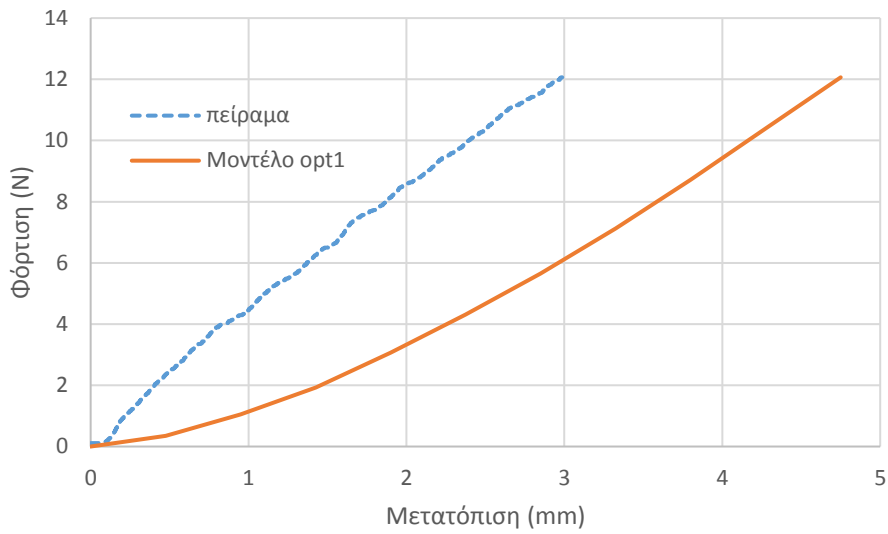
Το εργαστηριακό πείραμα υλοποιήθηκε σε μηχανήμα θλίψης, του Τμήματος Μηχανικών Σχεδίασης Προϊόντων και Συστημάτων, με τη χρήση του λογισμικού προγράμματος Trapeziumx. Το μοντέλο κατασκευάστηκε με τη μέθοδο της ταχείας πρωτοτυποποίησης. Μόλις ολοκληρώθηκε η τοποθέτηση του μοντέλου που προσομοιώνει τη πτέρνα, το μαλακό ιστό και τις τρεις στρώσεις σόλας των τριών διαφορετικών συνδυασμών (Εικόνα 62), μηδενίστηκαν οι φορτίσεις και έγινε το τεστ θλίψης.



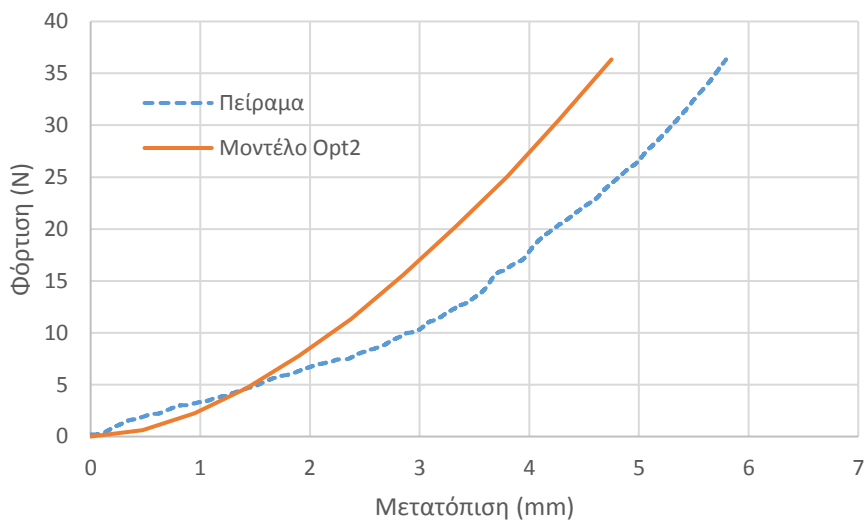
Εικόνα 62: Εργαστηριακό πείραμα θλίψης, (α) Πολυουρεθάνη απλής πυκνότητας (PU Single density) με σύνθετο ύφασμα, φελλός και σολόδεσμα, (β) Πολυουρεθανικός αφρός (PU foam) με ύφασμα, Σολόδεσμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR), (γ) Χαρτόπετσο, Σολόδεσμα και Πολυισοπρένιο-Φυσικό καουτσούκ-Κρεπ (NR).

Στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης – μετατόπισης για τα δύο πειράματα (Εικόνα 63), που αφορά το πολύ εύκαμπτο συνδυασμό υλικών, παρατηρήθηκε ότι οι τιμές της μετατόπισης είναι μεγαλύτερες κατά 38% στο μοντέλο του ANSYS. Επιπλέον στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης – μετατόπισης για τον σχετικά εύκαμπτο συνδυασμό υλικών (Εικόνα 64), παρατηρήθηκε ότι οι τιμές της μετατόπισης είναι μεγαλύτερες κατά 18% στο εργαστηριακό πείραμα. Ενώ στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης – μετατόπισης για τον μέτρια εύκαμπτο συνδυασμό (Εικόνα 65), παρατηρήθηκε ότι οι τιμές έχουν μικρή απόκλιση μεταξύ τους και έχουν πολύ καλή σύγκριση. Στη σύγκριση των δύο μεθόδων παρατηρούνται καλύτερα αποτελέσματα στον μέτρια εύκαμπτο συνδυασμό, ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι ότι τα μαλακά υλικά -αφροί συμπεριφέρονται ως υπερελαστικά σε χαμηλότερες μετατοπίσεις και φορτίσεις. Ενώ τα πιο σκληρά υλικά συμπεριφέρονται ως υπερελαστικά σε μεγαλύτερες μετατοπίσεις και φορτίσεις. Στο πείραμα θλίψης με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων του λογισμικού ANSYS, τα υλικά της σόλας προσομοιώθηκαν ως ισότροπα γραμμικά ελαστικά.

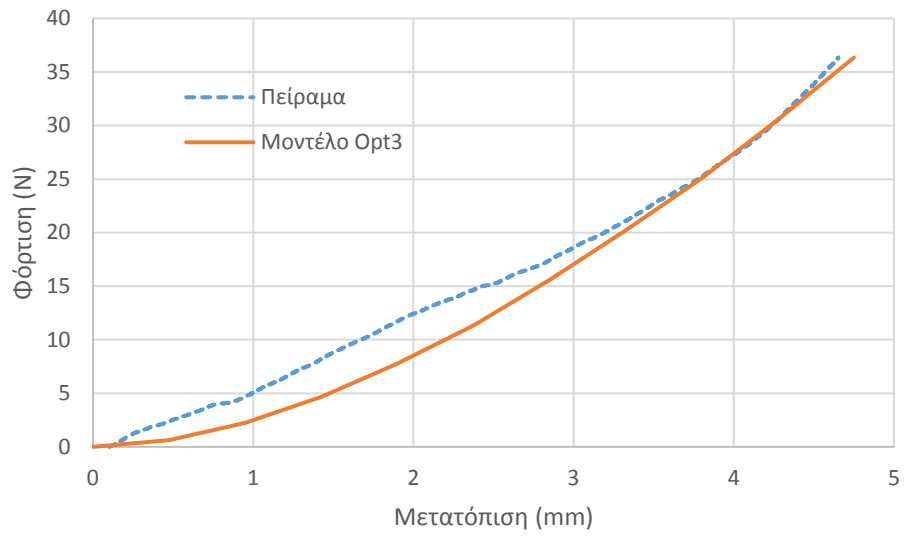
Το βασικό συμπέρασμα της παραπάνω μελέτης είναι ότι η θεώρηση των υλικών της σόλας ως γραμμικά ελαστικά μπορεί να δώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα για μέτρια ή σκληρά υλικά ενώ για πολύ μαλακά υλικά τα αποτελέσματα του μοντέλου δείχνουν σημαντικές διαφορές από τα πειράματα. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι υπάρχουν και άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τη συμπεριφορά (όπως θερμοκρασία και ταχύτητα παραμόρφωσης) που δεν λήφθηκαν υπόψη στην ανάλυση. Η θεώρηση υπερελαστικών υλικών τόσο για τον μαλακό ιστό όσο και για τη σόλα, σε συνδυασμό με την πολυπλοκότητα της γεωμετρίας και τις συνθήκες επαφής, οδηγεί σε ένα μη-γραμμικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων που οι αναλύσεις έδειξαν ότι έχει σοβαρά προβλήματα σύγκλισης για συγκεκριμένους συνδυασμούς υλικών-φόρτισης. Επειδή ο στόχος της διατριβής είναι κυρίως η επίδραση μεγάλου αριθμού παραμέτρων στη μηχανική συμπεριφορά του ποδιού, η πλήρως μη-γραμμική ανάλυση θα οδηγούσε σε μη ρεαλιστικούς χρόνους υπολογισμού. Τα αποτελέσματα σύγκρισης μοντέλων γραμμικών και υπερελαστικών υλικών δείχνουν ότι τα μοντέλα που αναπτύχθηκαν δίνουν πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα για φορτίσεις μέχρι 100 kg για τα περισσότερα υλικά που χρησιμοποιούνται από τη βιομηχανία για τις σόλες.



Εικόνα 63: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων – πολύ εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.



Εικόνα 64: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων –σχετικά εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.



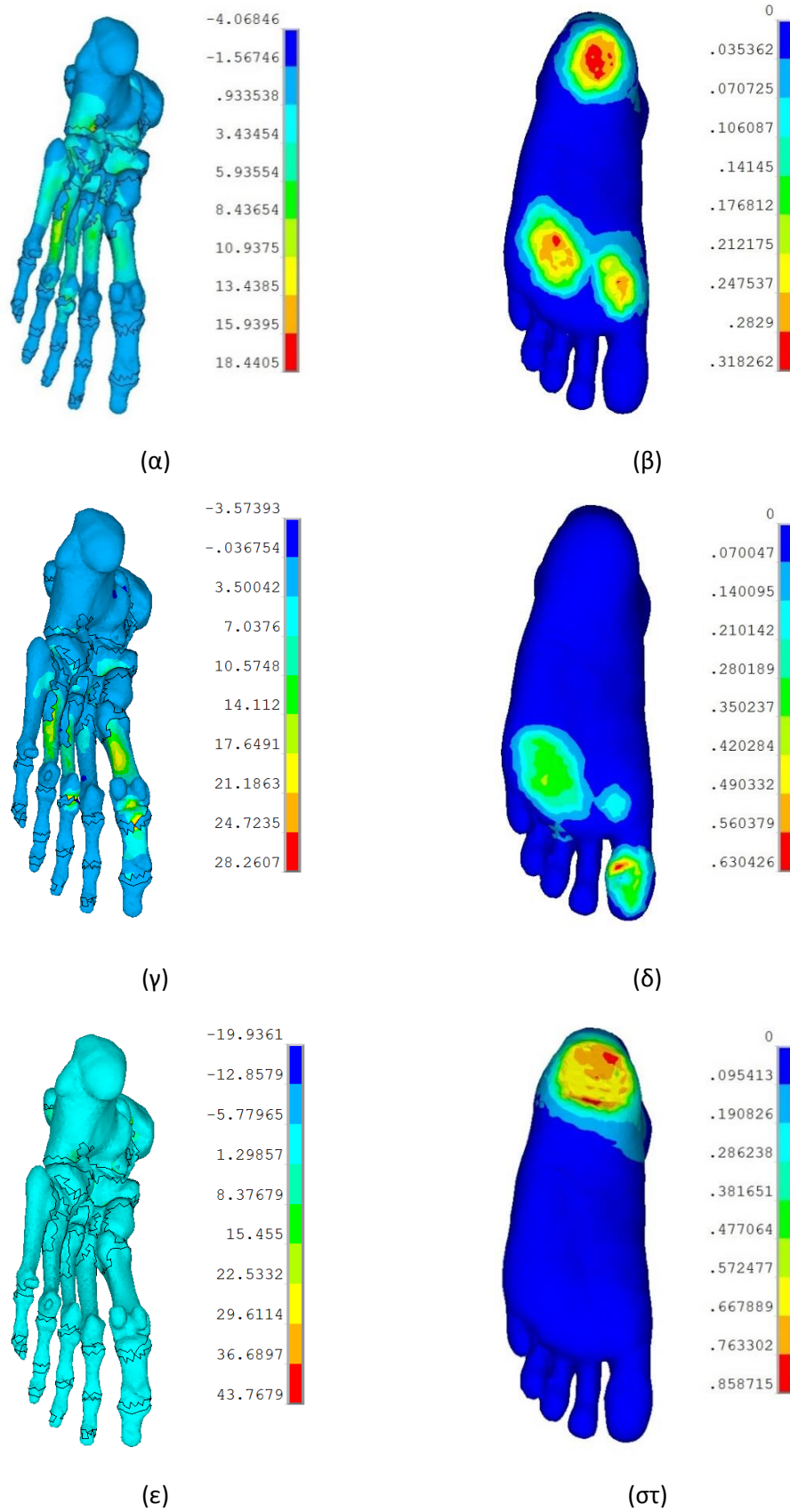
Εικόνα 65: Διάγραμμα φόρτισης μετατόπισης για σύγκριση των δύο πειραμάτων- μέτρια εύκαμπτος συνδυασμός υλικών σόλας.

5. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός σύμφωνα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης

Με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και του λογισμικού προγράμματος ANSYS έγινε ο έλεγχος της συμπεριφοράς του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου σύμφωνα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης στις τρεις φάσεις βάδισης (θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, μέση θέση βάδισης, θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα), για φόρτιση 500N. Τα ποσοστά οστεοπόρωσης που χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο και τη σύγκριση των τάσεων, παραμορφώσεων και πιέσεων ήταν 0%, 10%, 20%, 40% [Chen S.I. et al, 1999; Πετροπούλου Ε., 2006]. Το μέτρο ελαστικότητας που προσομοίωσε τους χόνδρους ήταν 73 MPa (1% ακαμψίας). Η χρήση αυτού του μεγέθους έγινε για να έχουμε ρεαλιστικά αποτελέσματα χωρίς μεγάλες μετατοπίσεις από τη χρήση πολύ μαλακού υλικού, όπως είναι το υλικό του χόνδρου που βρέθηκε από τη βιβλιογραφία (1.58 MPa).

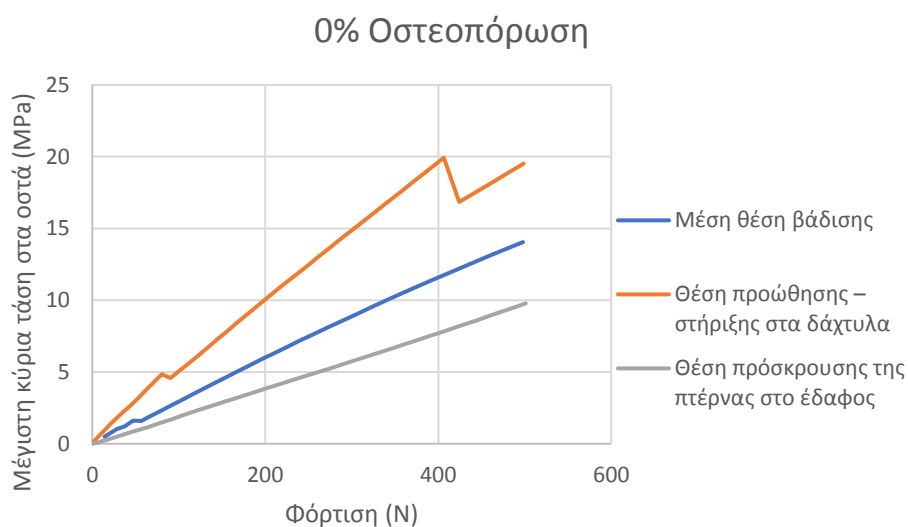
5.1 Οστεοπόρωση 0%

Στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 0% έγινε μελέτη της φυσιολογικής κατάστασης του άκρου ποδός, δηλαδή του ποδιού χωρίς πάθηση στην προκυμμένη περίπτωση οστεοπόρωση. Στην Εικόνα 66 απεικονίζονται τα αποτελέσματα των τάσεων στα οστά και τους χόνδρους (γι' αυτό παρατηρείται διαφορά στις τιμές των τάσεων), και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Στη μέση θέση βάδισης (α, β) οι τάσεις στα οστά κατανέμονται στα μετατάρσια και στα οστά του ταρσού, ενώ οι πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των μεταταρσίων και στη πτέρνα. Στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (γ, δ) οι μέγιστες τάσεις στα οστά παρουσιάζονται στα μετατάρσια, κυρίως στο πρώτο και τέταρτο μετατάρσιο, ενώ οι μέγιστες πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των φαλάγγων του πρώτου δαχτύλου και στα μετατάρσια. Τέλος στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (ε, στ) οι μέγιστες τάσεις στα οστά παρουσιάζονται στην περιοχή της κνήμης και της περόνης. Οι πελματιαίες πιέσεις σε αυτή τη φάση βάδισης κατανέμονται στην περιοχή της πτέρνας.

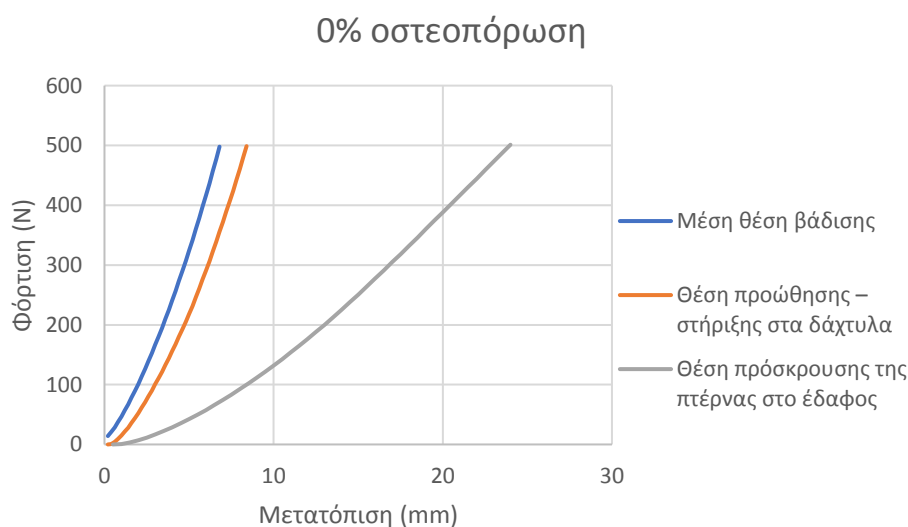


Εικόνα 66: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 0% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

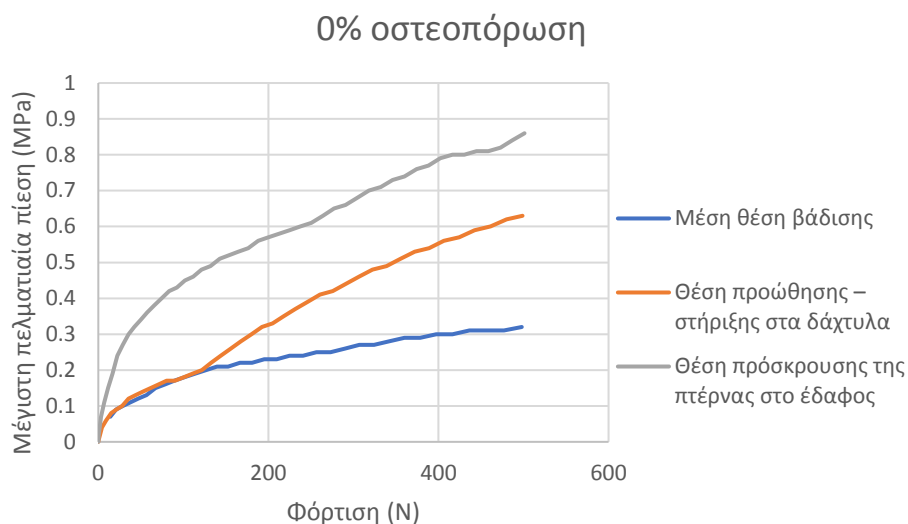
Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 67, για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (19.51 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.78 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 68 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 69, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (24 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (0.84 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάδισης τη μικρότερη μετατόπιση (6.8 mm) και πίεση (0.32 MPa).



Εικόνα 67: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.



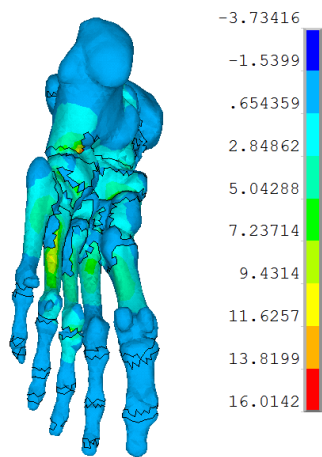
Εικόνα 68: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.



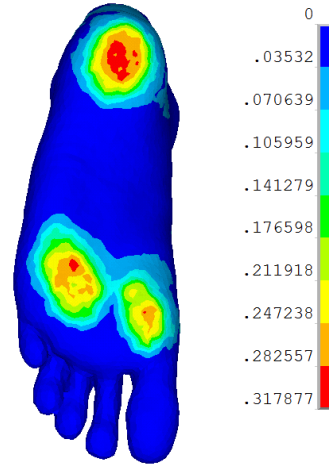
Εικόνα 69: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 0%.

5.2 Οστεοπόρωση 10%

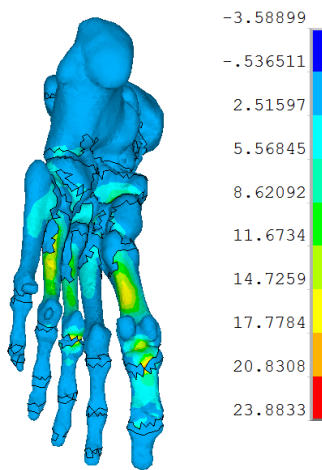
Στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 10% δημιουργείται μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 10%, μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 25% (5475 MPa) και μείωση της αντοχής των οστών κατά 10% (119.7 MPa). Στην Εικόνα 70 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και τους χόνδρους, και η κατανομή των απόλυτων τιμών πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 0%.



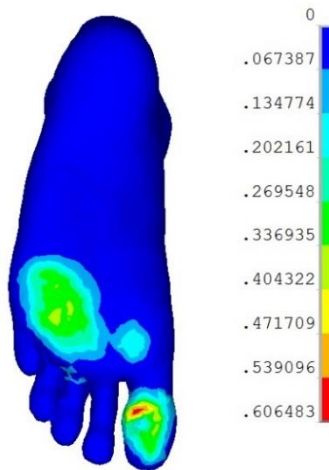
(α)



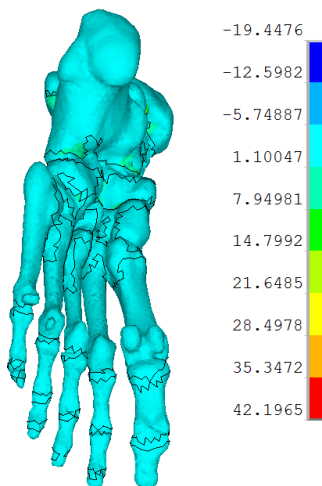
(β)



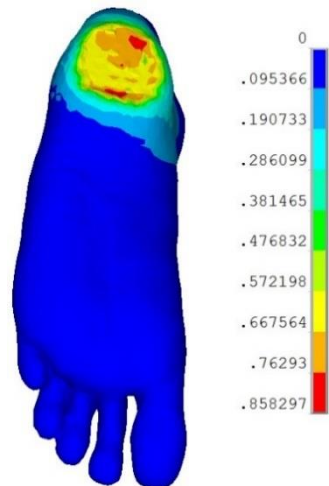
(γ)



(δ)



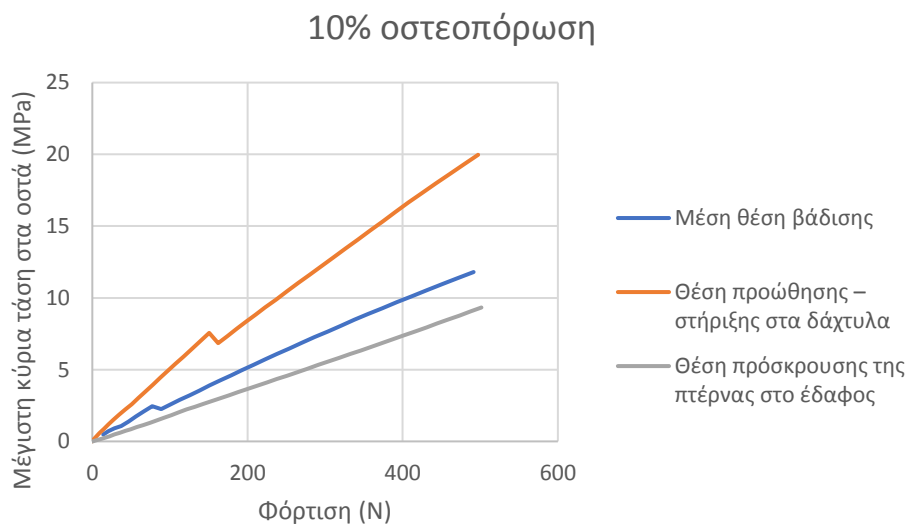
(ε)



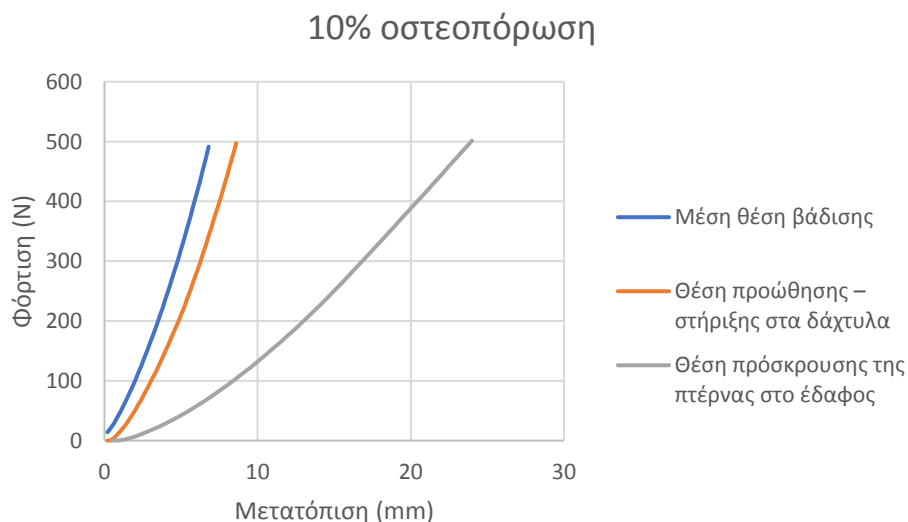
(στ)

Εικόνα 70: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 10% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 71 παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης –στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά (19.97 MPa), ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.33 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 72 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 73, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (24 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης (0.86 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (6.8 mm) και απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης (0.32 MPa).

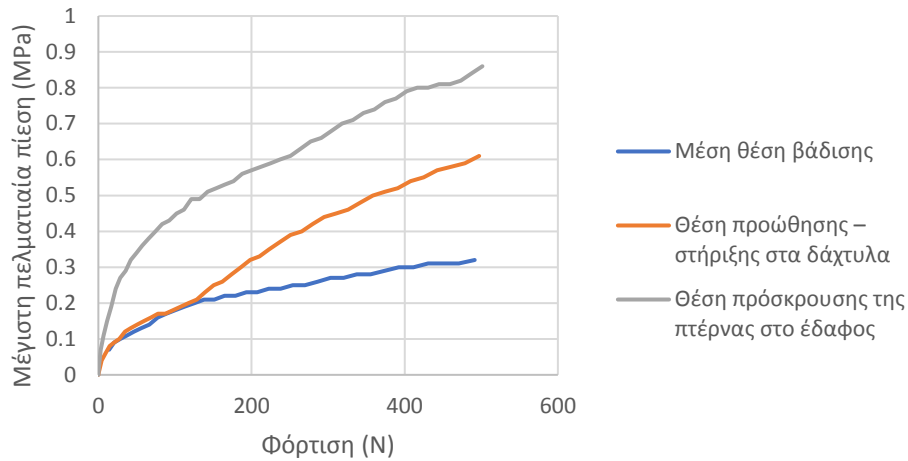


Εικόνα 71: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.



Εικόνα 72: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.

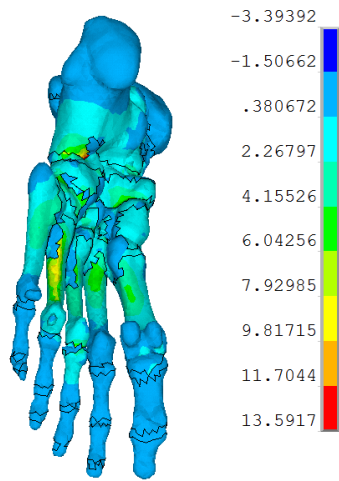
10% οστεοπόρωση



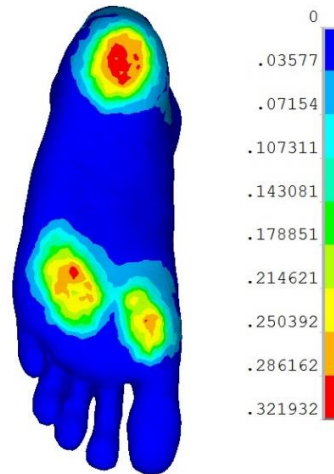
Εικόνα 73: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 10%.

5.3 Οστεοπόρωση 20%

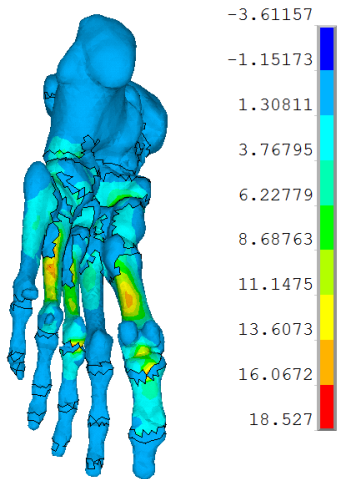
Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 20% δημιουργείται μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 20%, μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 55% (3650 MPa) και μείωση της αντοχής των οστών κατά 20% (106.4 MPa). Στην Εικόνα 74 απεικονίζονται οι κατανομές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά και τους χόνδρους (γι' αυτό παρατηρείται διαφορά στις τιμές), και η κατανομή των απόλυτων τιμών πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων και των απόλυτων τιμών πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο ποδιού είναι στις ίδιες περιοχές με την περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 0%.



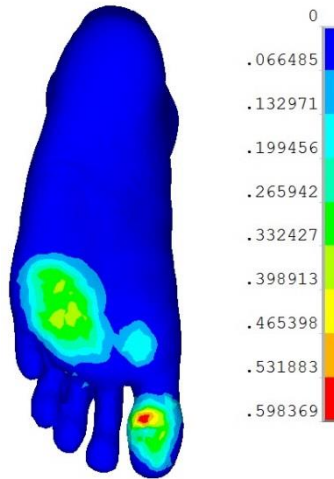
(α)



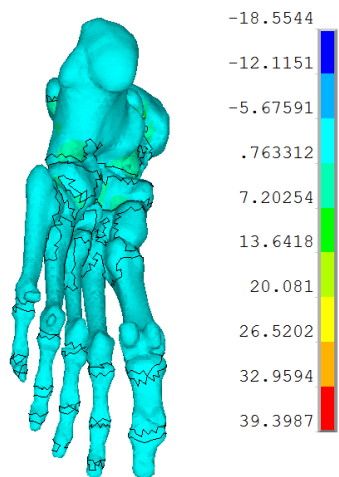
(β)



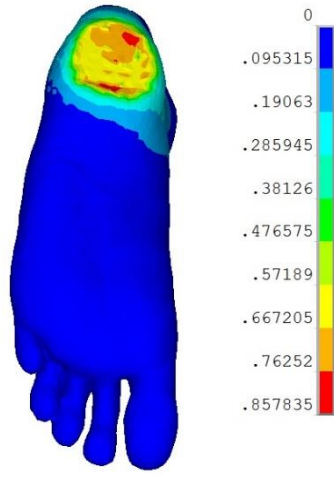
(γ)



(δ)



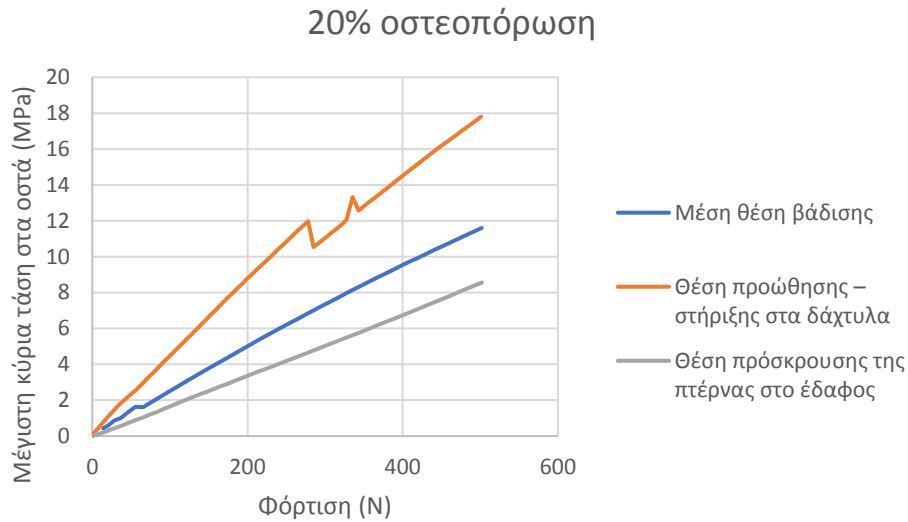
(ε)



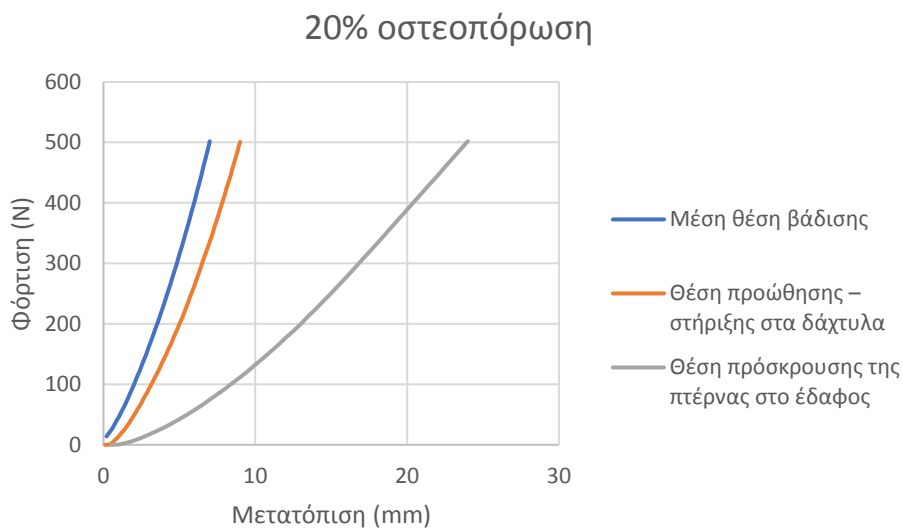
(στ)

Εικόνα 74: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 20% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 75 παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (17.8 MPa), ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (8.56 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης (Εικόνα 76) και στο διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και δύναμης (Εικόνα 77), παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (24 mm) και τη μεγαλύτερη πίεση (0.86 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάδισης τη μικρότερη μετατόπιση (7 mm) και πίεση (0.32 MPa).

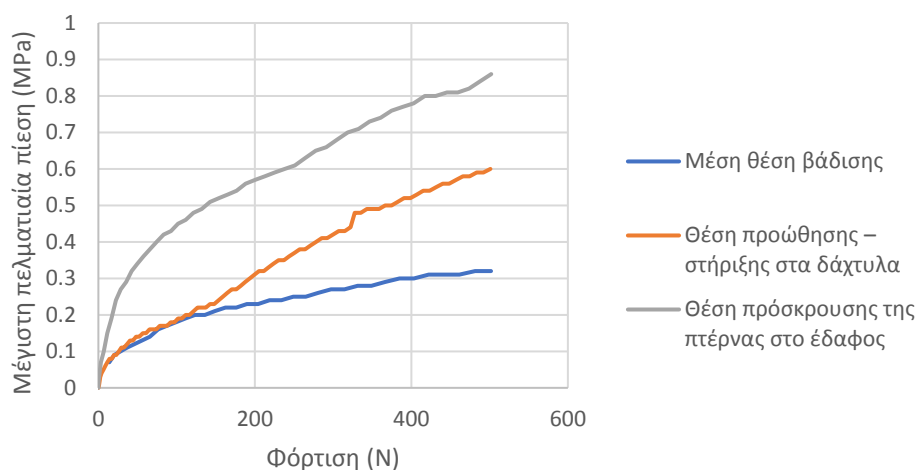


Εικόνα 75: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.



Εικόνα 76: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.

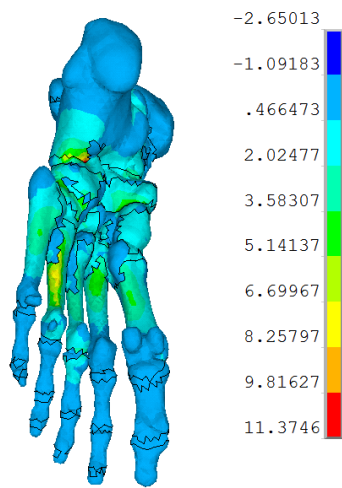
20% οστεοπόρωση



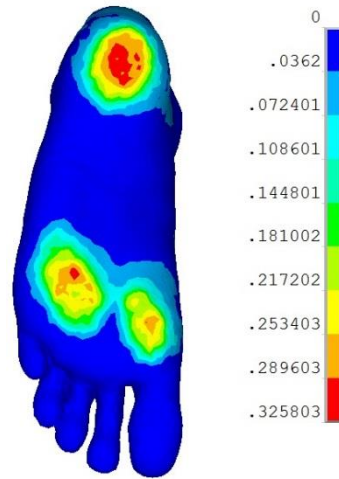
Εικόνα 77: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 20%.

5.4 Οστεοπόρωση 40%

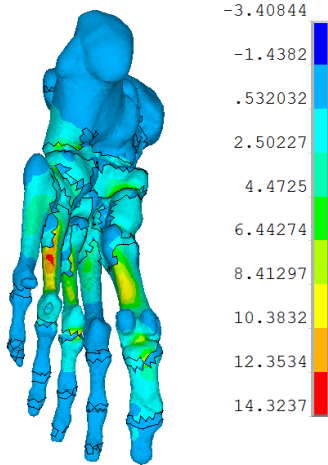
Στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 40% δημιουργείται μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 40%, μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 75% (1825 MPa) και μείωση της αντοχής των οστών κατά 40% (79.8 MPa). Στην Εικόνα 78 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και τους χόνδρους (γι' αυτό παρατηρείται διαφορά στις τιμές), και η κατανομή των απόλυτων τιμών πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάρδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός και σε αυτό το ποσοστό οστεοπόρωσης, βρίσκονται στις ίδιες περιοχές με την περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 0%.



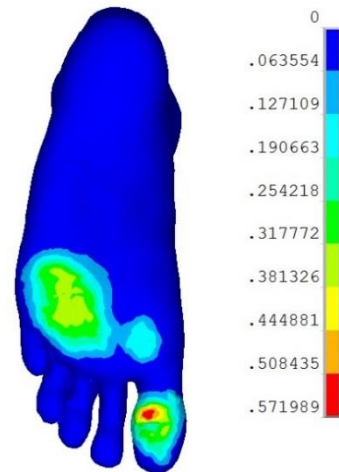
(α)



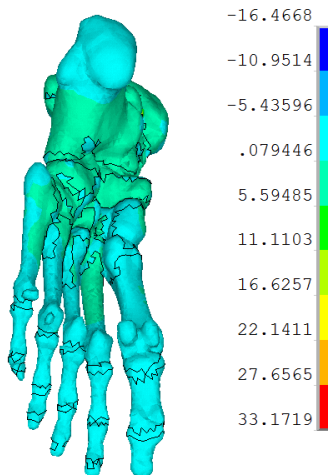
(β)



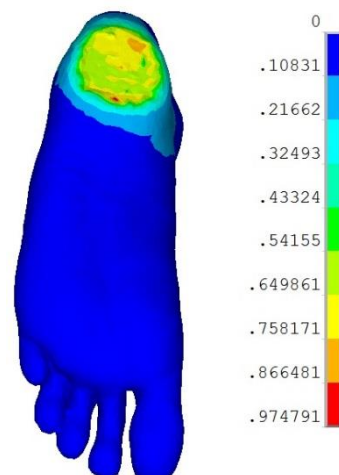
(γ)



(δ)



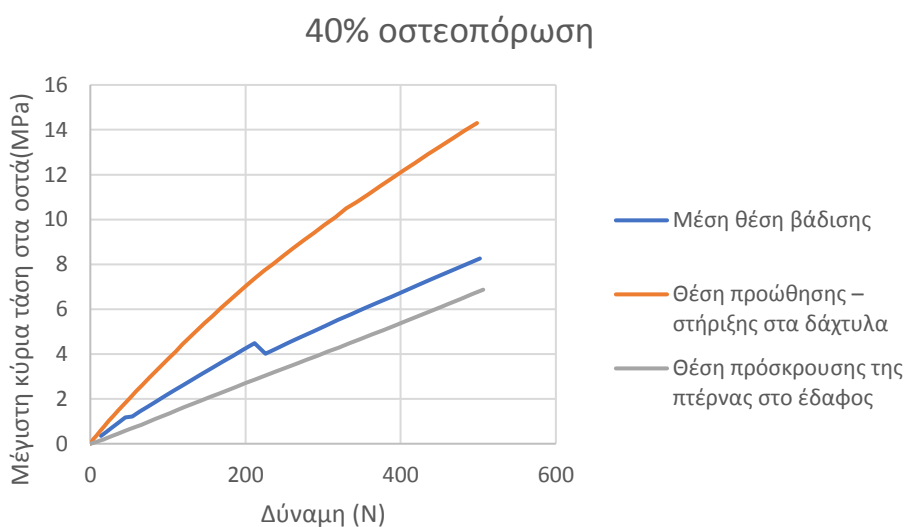
(ε)



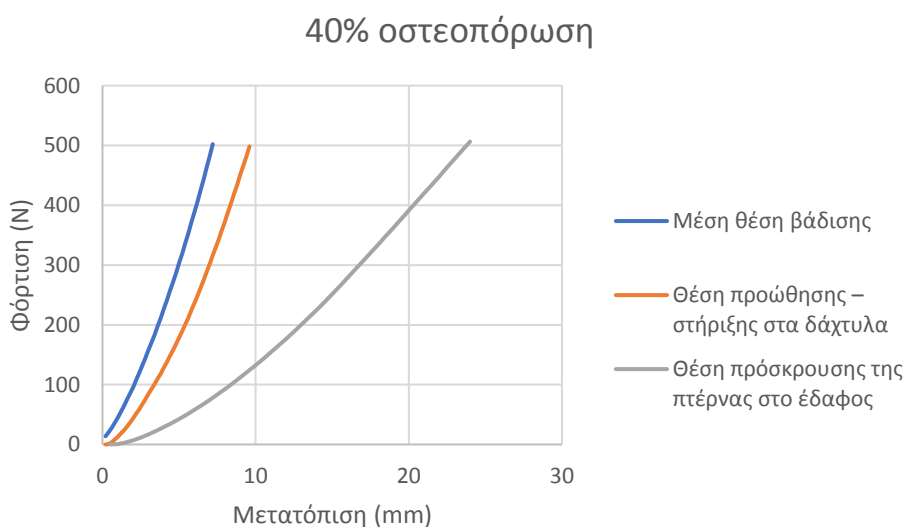
(στ)

Εικόνα 78: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 40% ποσοστό οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης στην Εικόνα 79 παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης –στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά (14.3 MPa), ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (6.87 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 80 και στο διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 81, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (24 mm) και τη μεγαλύτερη πελματιαία πίεση (0.98 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (7.2 mm) και πελματιαία πίεση (0.33 MPa).

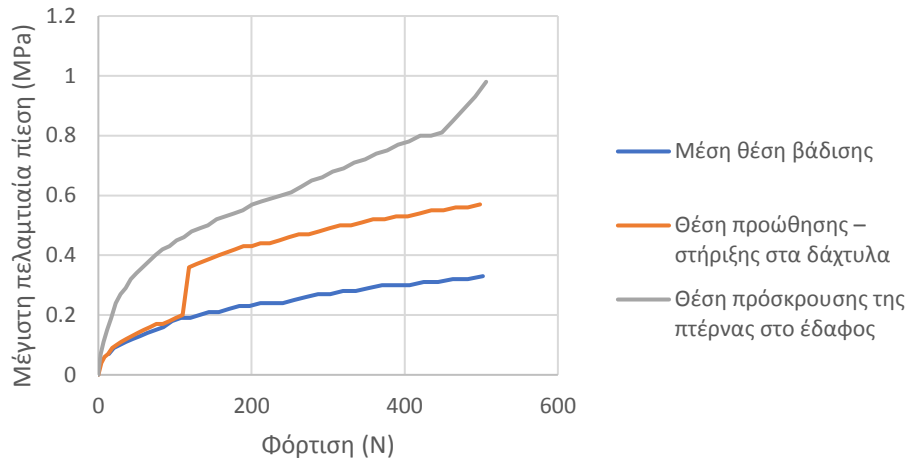


Εικόνα 79: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.



Εικόνα 80: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.

40% Οστεοπόρωση

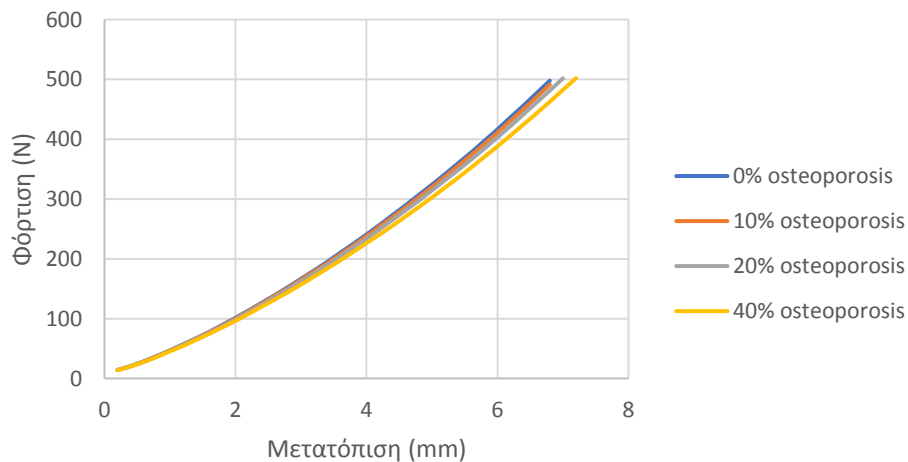


Εικόνα 81: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%.

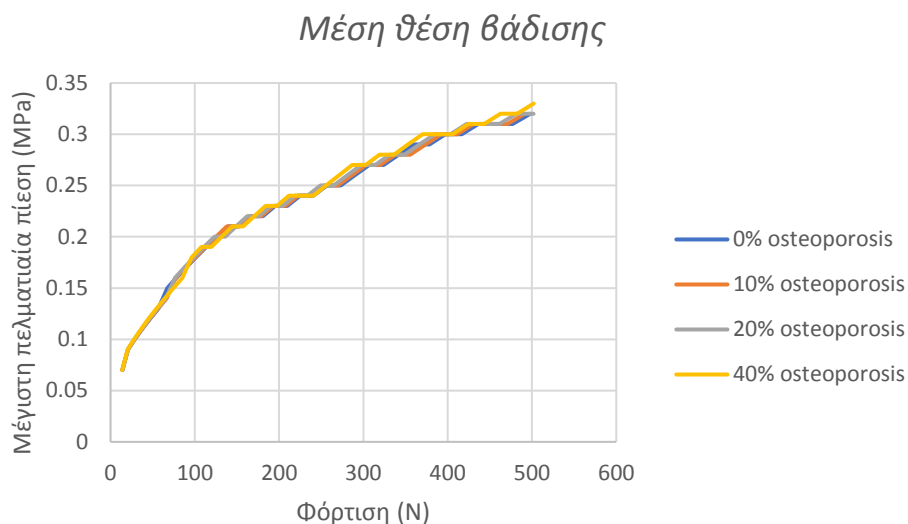
5.5 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων οστεοπόρωσης

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των αναλύσεων όπως απεικονίζονται στα διαγράμματα, για κάθε περίπτωση ποσοστού οστεοπόρωσης στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, συμπεραίνεται ότι στη μέση θέση για ποσοστό οστεοπόρωσης 10% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη 19% (Εικόνα 84) από τη μέγιστη κύρια τάση των οστών για 0% οστεοπόρωση (φυσιολογική κατάσταση των οστών). Ενώ η μετατόπιση (Εικόνα 82) και η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης (Εικόνα 83), δεν έχουν καμία διαφορά. Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 20% με τη φυσιολογική κατάσταση των οστών η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 17% (Εικόνα 84), η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 3% (Εικόνα 82) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι η ίδια (Εικόνα 83). Για ποσοστό οστεοπόρωσης 40% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη κατά 41% (Εικόνα 84), η μετατόπιση μεγαλύτερη κατά 6% (Εικόνα 82) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης κατά 3% (Εικόνα 83) σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση.

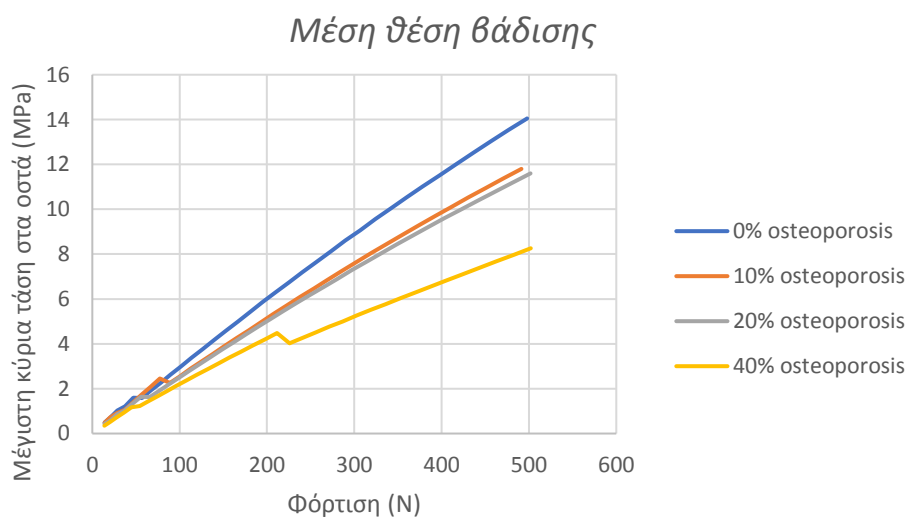
Μέση θέση βάδισης



Εικόνα 82: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.



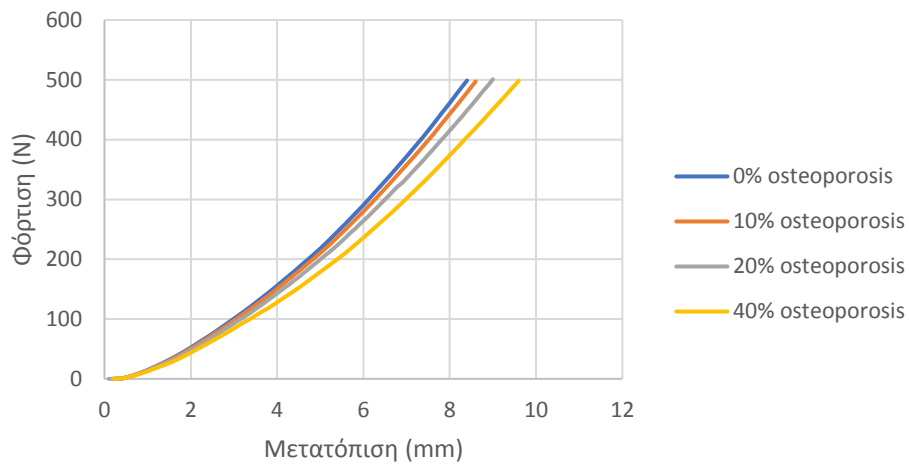
Εικόνα 83: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.



Εικόνα 84: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

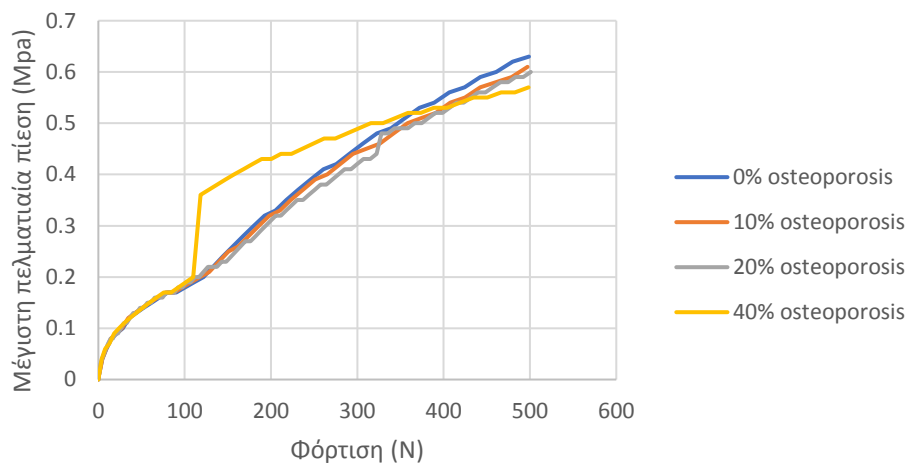
Στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 10% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μεγαλύτερη κατά 2% (Εικόνα 87) από τη φυσιολογική κατάσταση. Η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 2% (Εικόνα 85) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μικρότερη κατά 3% (Εικόνα 86). Ενώ για ποσοστό 20% η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 9% (Εικόνα 87), η μετατόπιση μεγαλύτερη κατά 6% (Εικόνα 85) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μικρότερη κατά 5% (Εικόνα 86). Η μέγιστη κύρια τάση για ποσοστό οστεοπόρωσης 40% είναι μικρότερη κατά 27% (Εικόνα 87). Επιπλέον για το ίδιο ποσοστό η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 13% (Εικόνα 85) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μικρότερη κατά 1% (Εικόνα 86).

Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα



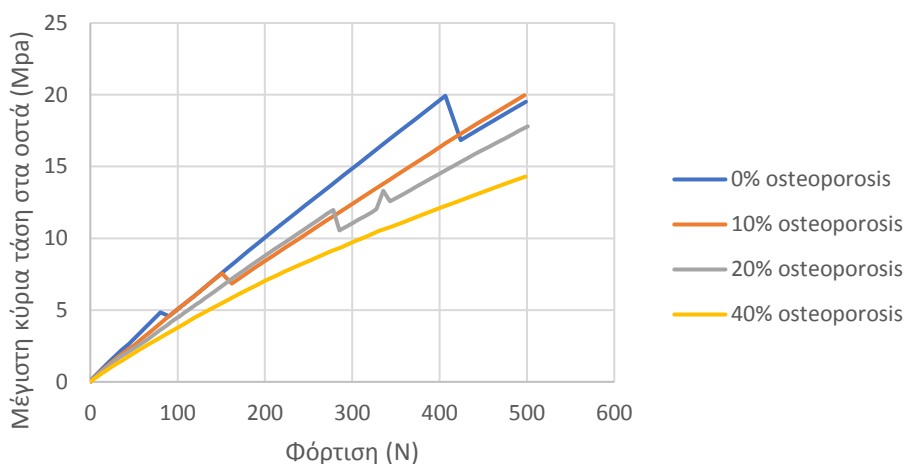
Εικόνα 85: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 86: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

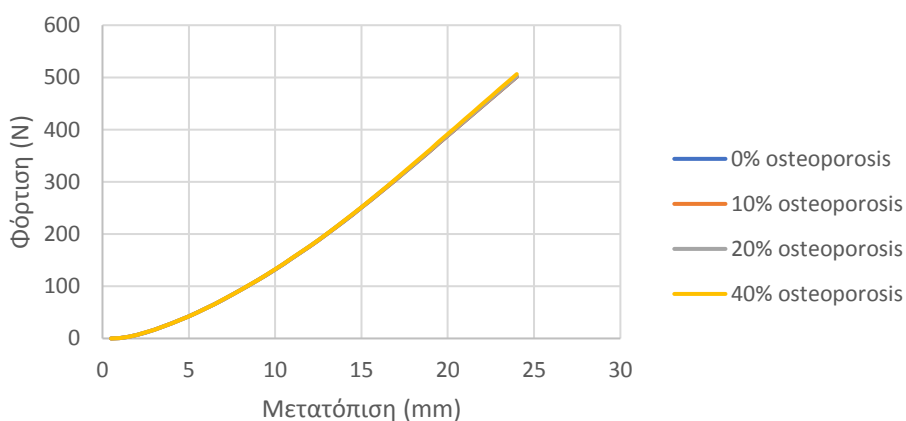
Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 87: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

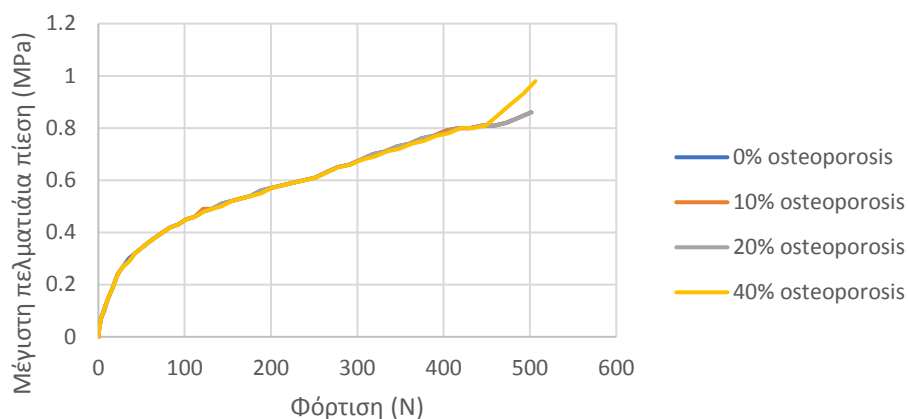
Τέλος στην τρίτη φάση βάρδισης που είναι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης στα οστά για ποσοστό 10% είναι μικρότερη κατά 5% από αυτή της προσομοίωσης φυσιολογικής κατάστασης (Εικόνα 90). Η τιμή της μέγιστης μετατόπισης (Εικόνα 88) και της απόλυτης τιμής μέγιστης πίεσης (Εικόνα 89) για αυτό το ποσοστό είναι η ίδια. Για ποσοστό 20% η μέγιστη κύρια τάση είναι μεγαλύτερη κατά 13% (Εικόνα 90) σε σχέση με το ποσοστό 0%, ενώ και σε αυτή την περίπτωση η τιμή της μέγιστης μετατόπισης (Εικόνα 88) και της απόλυτης μέγιστης πίεσης (Εικόνα 89) είναι η ίδια. Το ποσοστό οστεοπόρωσης 40% έχει μεγαλύτερη τιμή μέγιστης κύριας τάσης στα οστά κατά 3% (Εικόνα 90) από τη φυσιολογική κατάσταση και μεγαλύτερη απόλυτη τιμή μέγιστης πίεσης κατά 12% (Εικόνα 89), ενώ η τιμή της μέγιστης μετατόπισης είναι η ίδια (Εικόνα 88).

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



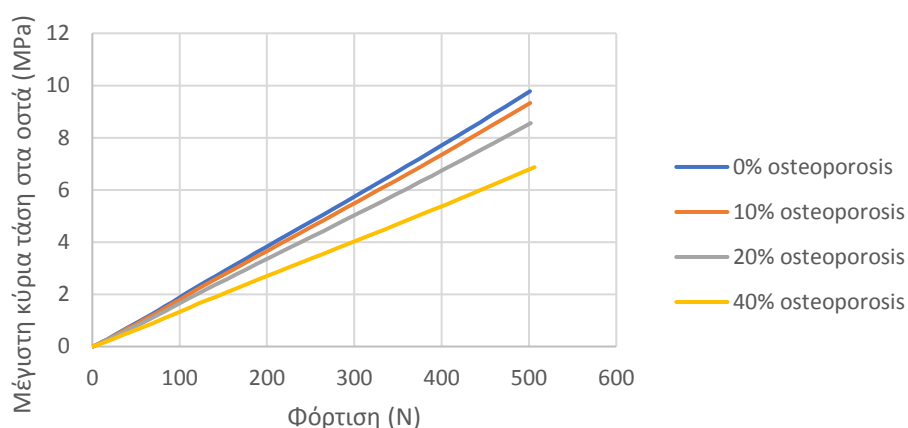
Εικόνα 88: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



Εικόνα 89: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



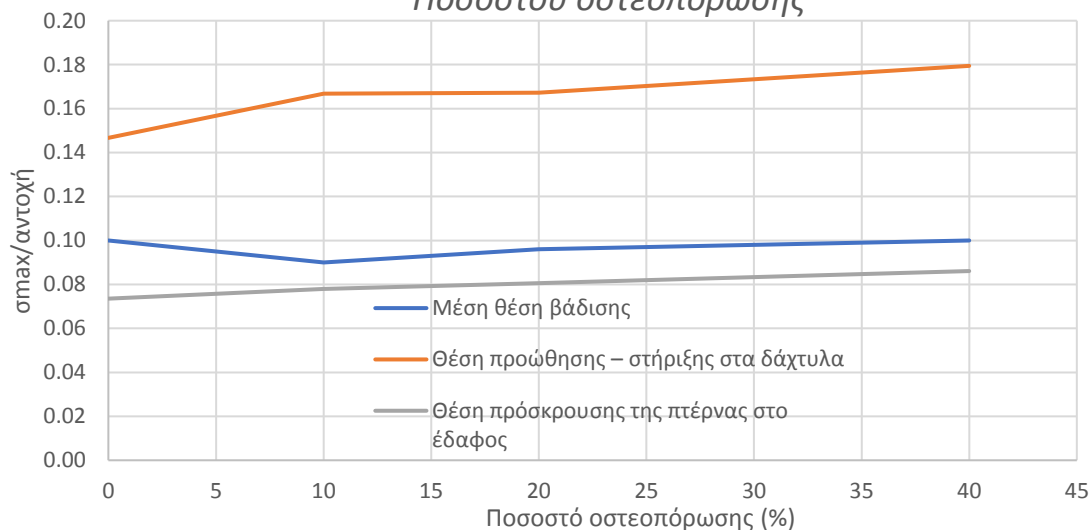
Εικόνα 90: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά οστεοπόρωσης.

Από το διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά προς την αντοχή (μέγιστη αντοχή σε θλίψη 133 MPa) [Κασελούρης, 2008], σύμφωνα με το ποσοστό οστεοπόρωσης (Εικόνα 91) παρατηρείται ότι μεγαλύτερη πιθανότητα κατάγματος στα οστά υπάρχει στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα, δηλαδή στην περιοχή των μεταταρσίων, διότι η μέγιστη κύρια τάση προς την αντοχή για τα ποσοστά οστεοπόρωσης από 0% έως 40% αυξάνεται κατά 17%. Επιπλέον συγκρίνοντας τα αποτελέσματα ανάμεσα στη μέση θέση βάρδισης και στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για το ποσοστό οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται αύξηση 44%. Σύμφωνα με τους Nilsson J. και Thorstensson A., 1989, οι οποίοι αναφέρουν ότι κατά την τυπική ασυμπτωματική βάρδιση με ταχύτητα από 1.0 ms^{-1} έως 3.0 ms^{-1} , το μέτρο της κατακόρυφης συνιστώσας αυξάνεται συναρτησί της ταχύτητας βάρδισης από 1.0 έως 1.2 φορές το βάρος του σώματος, στη φάση προώθησης. Στην περίπτωση της παρούσας διατριβής που η φόρτιση είναι 500N, η τιμή της μέγιστης τάσης προς την αντοχή για ποσοστό

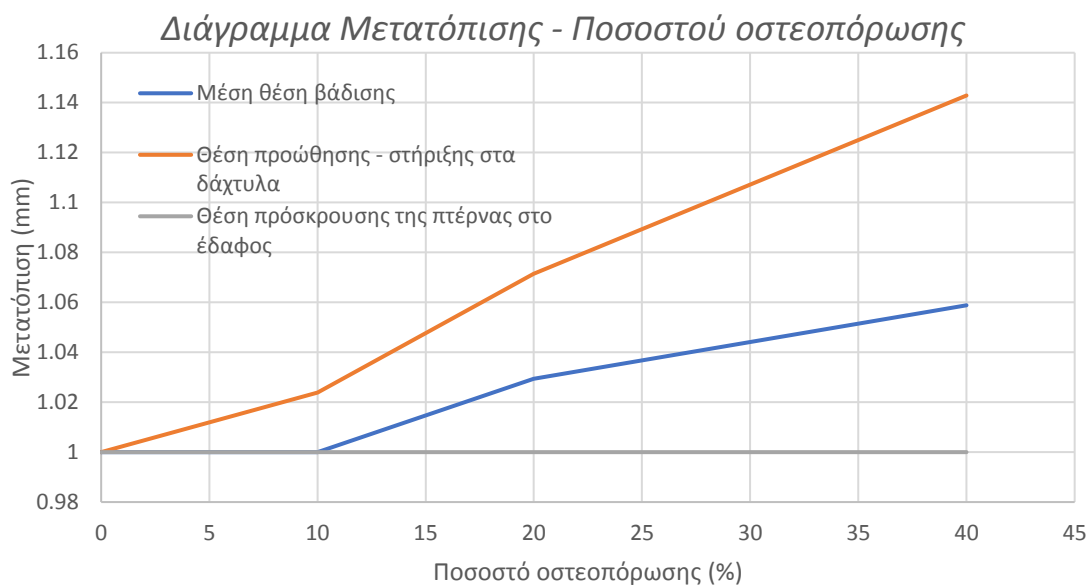
οστεοπόρωσης 40% είναι 0.22. Ενώ μπορεί να διαπιστωθεί σύμφωνα με τα αποτελέσματα των αναλύσεων, περίπτωση κατάγματος στα οστά των μεταταρσίων στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα για ποσοστό οστεοπόρωσης 40%, περίπου στα 2500N. Στο Παράρτημα I παρουσιάζονται αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του μεσαίου μεταταρσίου σε απλή κάμψη, δύο περιπτώσεων οστικής δομής (μία δομή οστού, δύο δομές οστών), για την εύρεση διαφορών στην κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων των δύο περιπτώσεων.

Στο διάγραμμα μετατόπισης και ποσοστού οστεοπόρωσης (Εικόνα 92) για τις τρεις φάσεις βάρδισης παρατηρείται ότι στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας η μετατόπιση παραμένει σταθερή σε όλα τα ποσοστά οστεοπόρωσης. Ενώ στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 12% από τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας. Τέλος στη μέση θέση βάρδισης η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 5% από τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας.

Διάγραμμα Μέγιστης κύριας τάσης στα οστά/αντοχή - Ποσοστού οστεοπόρωσης



Εικόνα 91: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά προς την αντοχή με το ποσοστό οστεοπόρωσης.



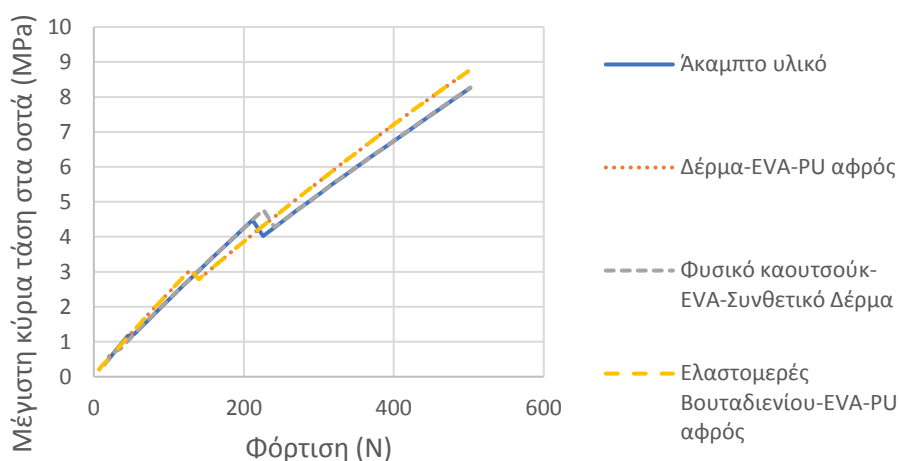
Εικόνα 92: Διάγραμμα μετατόπισης με το ποσοστό οστεοπόρωσης στις τρεις φάσεις βάδισης.

Στη συνέχεια έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης του βιομοντέλου άκρου ποδός με διάφορα υλικά, για το ποσοστό οστεοπόρωσης 40%, στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, ώστε να γίνει διαπίστωση της επίδρασης των υλικών στις μέγιστες κύριες τάσεις συγκέντρωσης στα οστά. Ο λόγος επιλογής αυτού το ποσοστού οστεοπόρωσης είναι ότι σε αυτό το ποσοστό υπάρχει μεγαλύτερη πιθανότητα να συμβεί κάταγμα, λόγω μεγαλύτερων τάσεων στα οστά, όπως αναφέρεται παραπάνω. Από το διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων με τη φόρτιση (Εικόνα 93), στη μεσαία φάση βάδισης, παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση συγκέντρωσης στα οστά κατά 6% στο συνδυασμό επιπέδων σόλας ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) στα 500N σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς και το έδαφος. Ενώ στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 94) δεν υπάρχει καμία διαφορά στις τιμές της μέγιστης κύριας τάσης στην περιοχή των οστών. Επιπλέον στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Εικόνα 95) παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση στα οστά όταν το μοντέλο ποδιού αλληλεπιδρά με το έδαφος, κατά 8% σε σύγκριση με τους τρεις συνδυασμούς υλικών σόλας. Οι ιδιότητες των υλικών σόλας παρουσιάζονται στον Πίνακα 11.

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας (MPa)	Πάχος (mm)
Άκαμπτο (σκληρό) υλικό (έδαφος)	40000	40
Δέρμα	300	5
EVA	25	5
PU αφρός	0.6	5
Φυσικό καουτσούκ	2	5
Συνθετικό δέρματος	100	5
Ελαστομερές του Βουταδιενίου	5	5

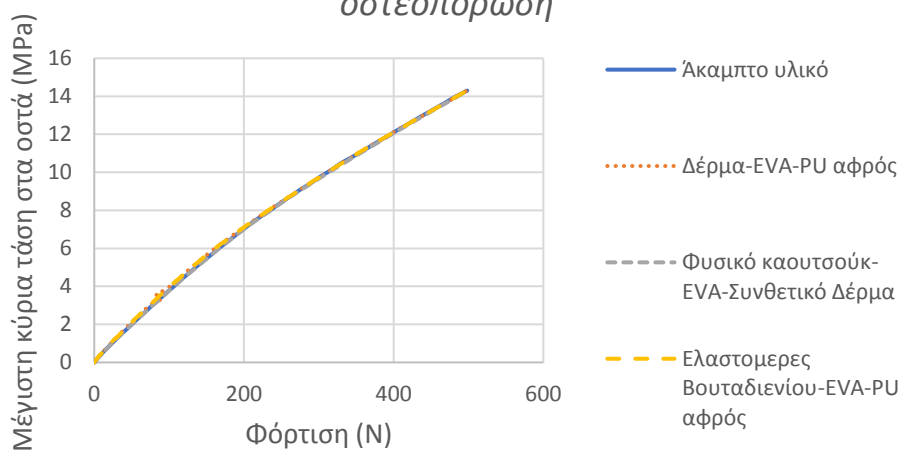
Πίνακας 11: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για την επίδραση των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά.

Μέση θέση βάδισης για 40% οστεοπόρωση



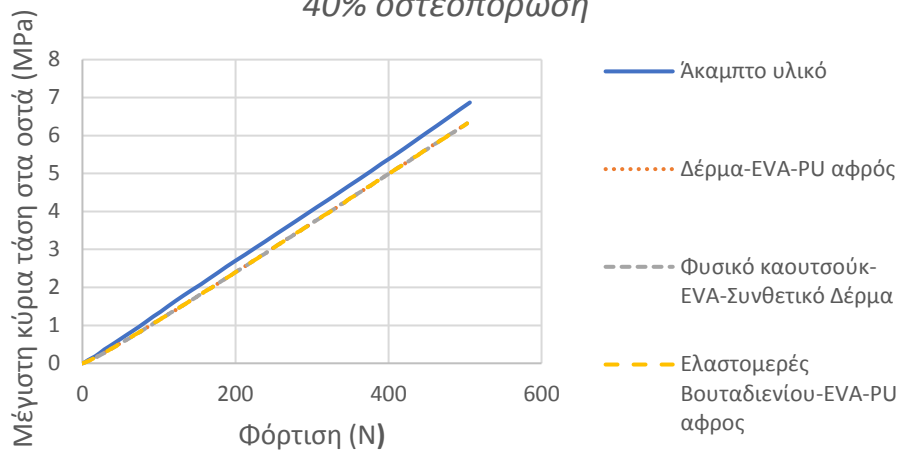
Εικόνα 93: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 94: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.

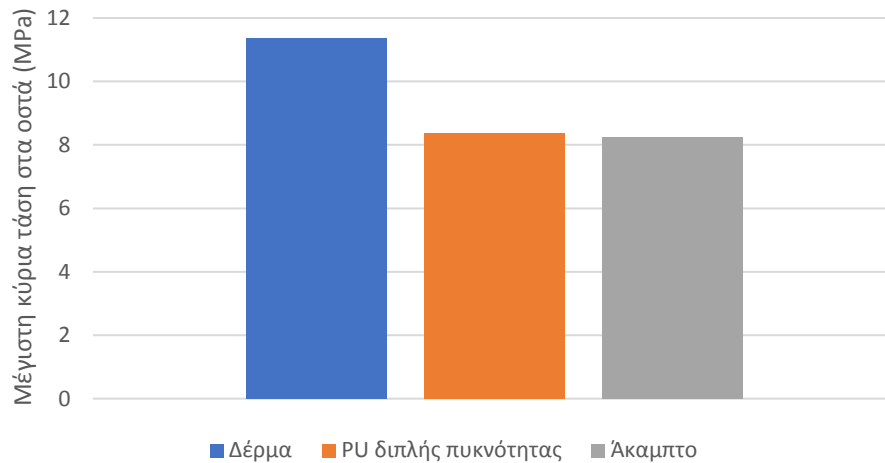
Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 95: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών, χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας.

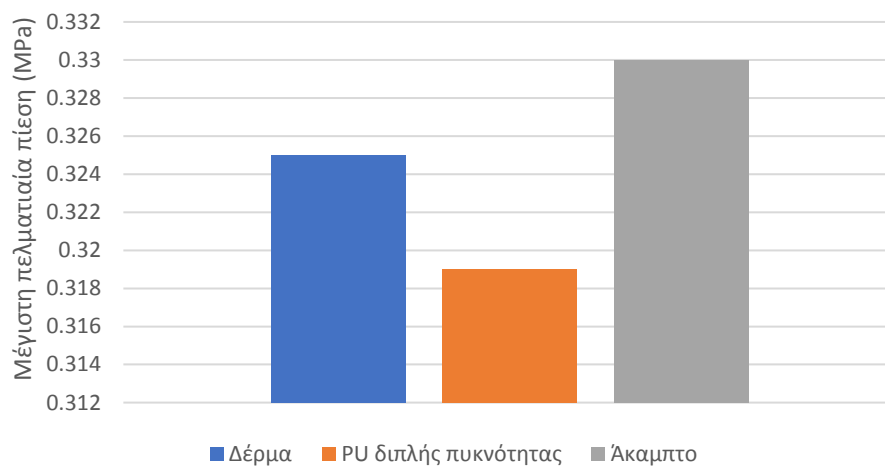
Στα ιστογράμματα παρακάτω, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μέγιστων κύριων τάσεων που συγκεντρώνονται στα οστά και των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων για φόρτιση 500N, στις τρεις βασικές φάσεις βάρδισης, όταν το μοντέλο ποδιού αλληλεπιδρά με διαφορετικό τύπο υλικού (μαλακό-σκληρό). Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των τάσεων και των πιέσεων ήταν το δέρμα με μέτρο ελαστικότητας 300 MPa, η πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας με μέτρο ελαστικότητας 8 MPa και το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους με μέτρο ελαστικότητας 40000 MPa. Το πάχος των υλικών ήταν 10mm. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάρδισης (Εικόνα 97) η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.325 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.319 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.33 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι δεν υπάρχει σημαντική διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα, διότι η διαφορά τους είναι μικρότερη του 5% που είναι το σφάλμα ανάλυσης του λογισμικού. Επιπλέον στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάρδισης (Εικόνα 96) η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 11.36 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 8.38 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 8.26 MPa. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από δέρμα κατά 27%.

Μέση θέση βάδισης για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 96: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης.

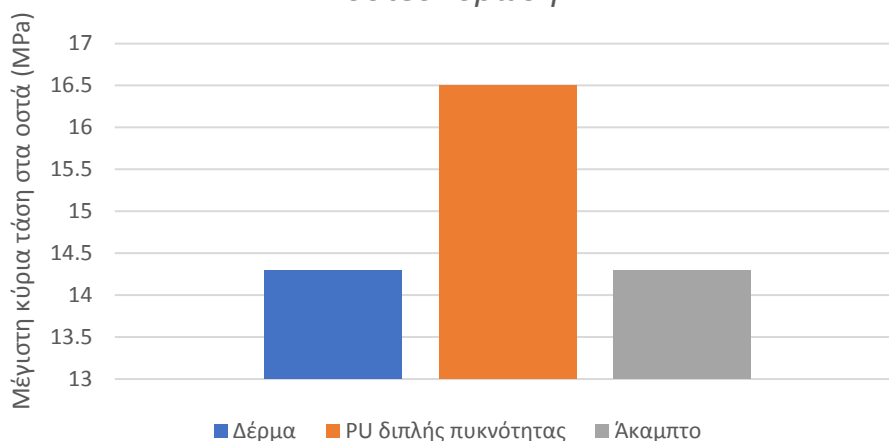
Μέση θέση βάδισης για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 97: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης.

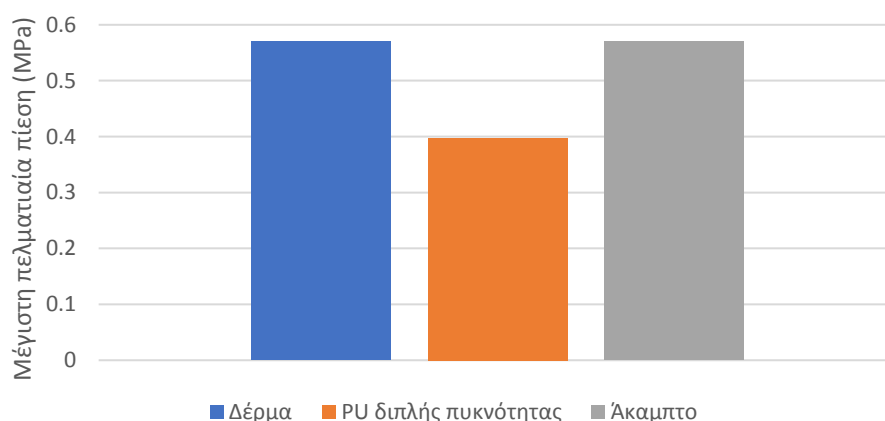
Στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 98) η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης για φόρτιση 50Kg, είναι η ίδια (14.3 MPa) για τη σόλα δέρματος και του σκληρού υλικού εδάφους, ενώ για τη σόλα πολουρεθάνης διπλής πυκνότητα η τιμή της τάσης είναι 16.5 MPa. Άρα παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση στα οστά κατά 13% στη σόλα πολουρεθάνης διπλής πυκνότητας, σε σύγκριση με τα άλλα δύο υλικά. Το ίδιο συμβαίνει και με τη μέγιστη πελματιαία πίεση (Εικόνα 99) όπου η τιμή της είναι η ίδια για το στρώμα σόλας από δέρμα και του σκληρού υλικού που προσομοιώνει το έδαφος (0.57 MPa), ενώ η μέγιστη πελματιαία πίεση για το στρώμα σόλας από πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.397 MPa. Σε αντίθεση με τη μέγιστη κύρια τάση στα οστά, η μέγιστη πελματιαία πίεση που αφορά το στρώμα πολουρεθάνης είναι μικρότερη κατά 3%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 98: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα.

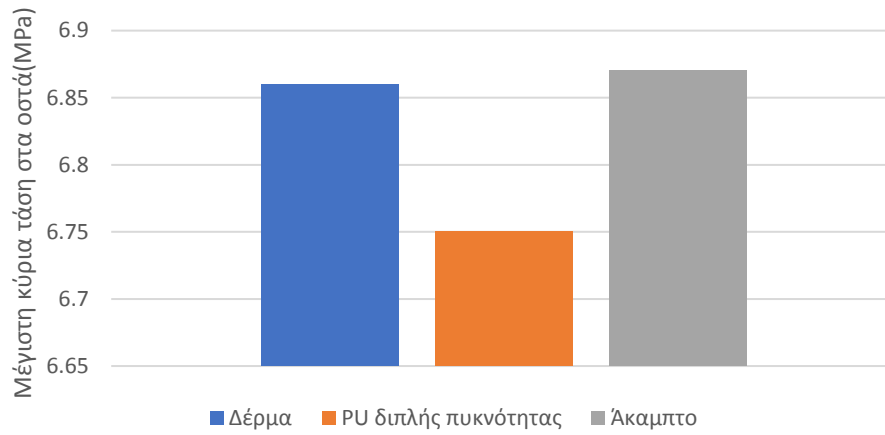
Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 99: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα.

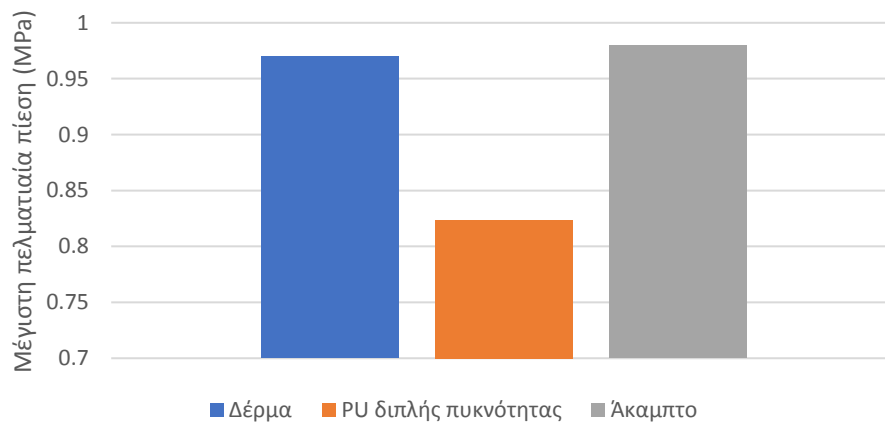
Τέλος στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος η μέγιστη κύρια τάση για σόλα από δέρμα είναι 6.86 MPa, για σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 6.75 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους 6.87 MPa (Εικόνα 100). Επίσης η τιμή της μέγιστης πελματιαίας πίεσης για σόλα από δέρμα είναι 0.97 MPa, για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 0.824 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό του εδάφους 0.98 MPa (Εικόνα 101). Σε σύγκριση των αποτελεσμάτων παρατηρείται μεγαλύτερη πίεση κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από δέρμα κατά 15% και με το έδαφος κατά 16% σε σχέση με τη σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 100: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 40% οστεοπόρωση



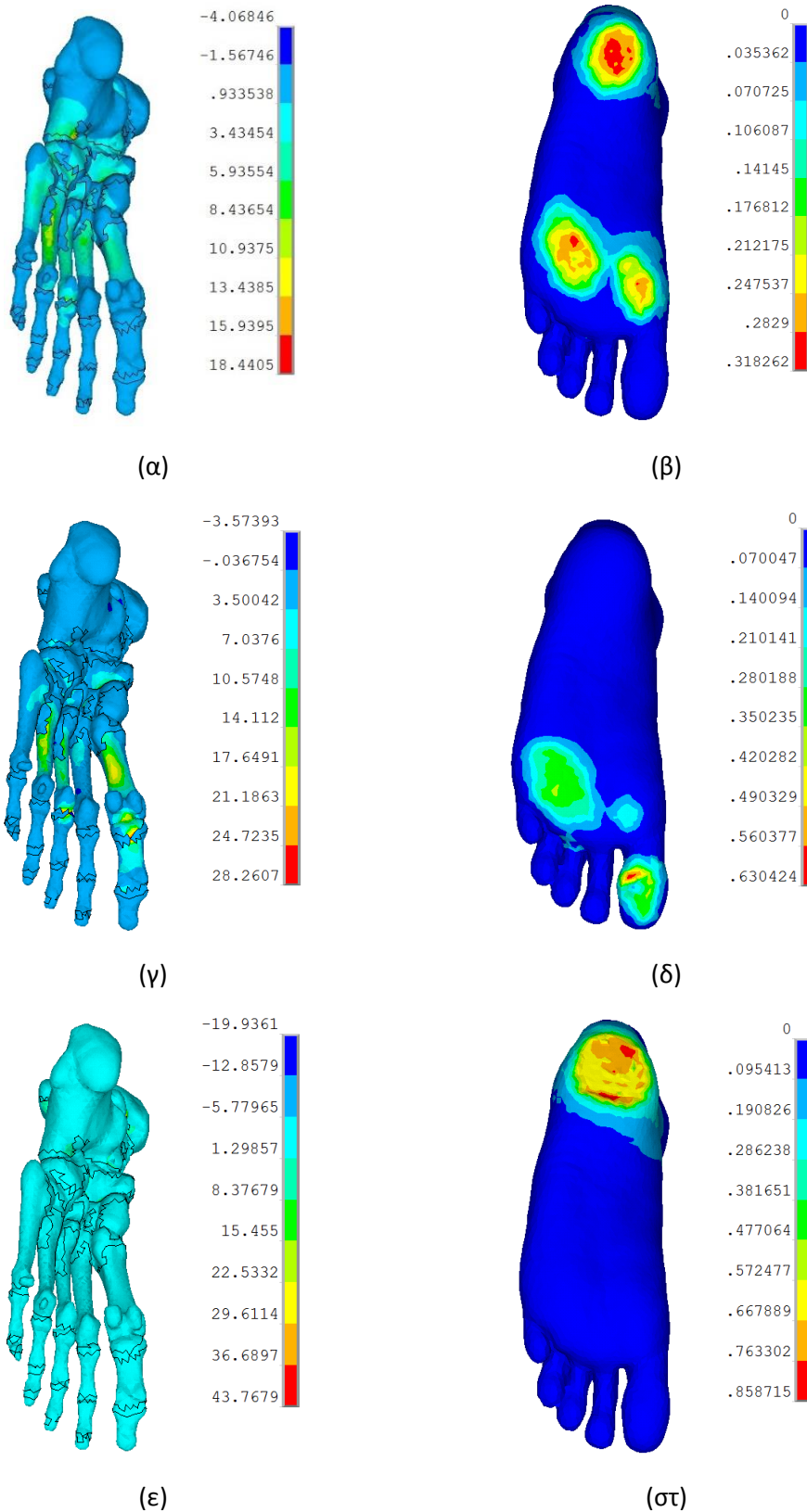
Εικόνα 101: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

6. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος (σακχαρώδης διαβήτης)

Στην περίπτωση γήρανσης του δέρματος λόγω σακχαρώδους διαβήτη, έγινε ο έλεγχος της συμπεριφοράς του απλοποιημένου μηχανικού βιομοντέλου άκρου ποδός σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης στις τρεις φάσεις βάδισης (θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, μέση θέση βάδισης, θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα), για φόρτιση 500N, με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και του λογισμικού προγράμματος ANSYS. Τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος που χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο και τη σύγκριση των τάσεων, παραμορφώσεων και πιέσεων ήταν 0%, 32%, 57%, 76%, 120% [Agache P.G. et al., 1980; Klaesner J.W. et al., 2002], οι τιμές των οποίων αφορούν τη ποσοστιαία αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του μαλακού ιστού. Τα ποσοστά επιλέχθηκαν βάσει της βιβλιογραφίας. Στη φυσιολογική γήρανση το μέτρο ελαστικότητας του μαλακού ιστού, μεταξύ των ηλικιών 30-80, αυξάνεται 100% [Agache P.G. et al., 1980]. Επιπλέον από μετρήσεις περιοχών του πέλματος διαβητικών ατόμων με ελεγχόμενο διαβήτη παρατηρήθηκε αύξηση 57%, μεταξύ του μη γηρασμένου δέρματος (ατόμων 30 ετών) και των ηλικιών 55-65, με διαβήτη [Klaesner J.W. et al., 2002]. Βάσει των αναφορών που έγιναν παραπάνω ο σακχαρώδης διαβήτης προκαλεί γρηγορότερη γήρανση του μαλακού ιστού. Για το λόγο αυτό στις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων τις παρούσας εργασίας έγινε χρήση του ποσοστού 120%, το οποίο αφορά άτομα με ελεγχόμενο σακχαρώδη διαβήτη χωρίς σοβαρά προβλήματα στο κάτω άκρο.

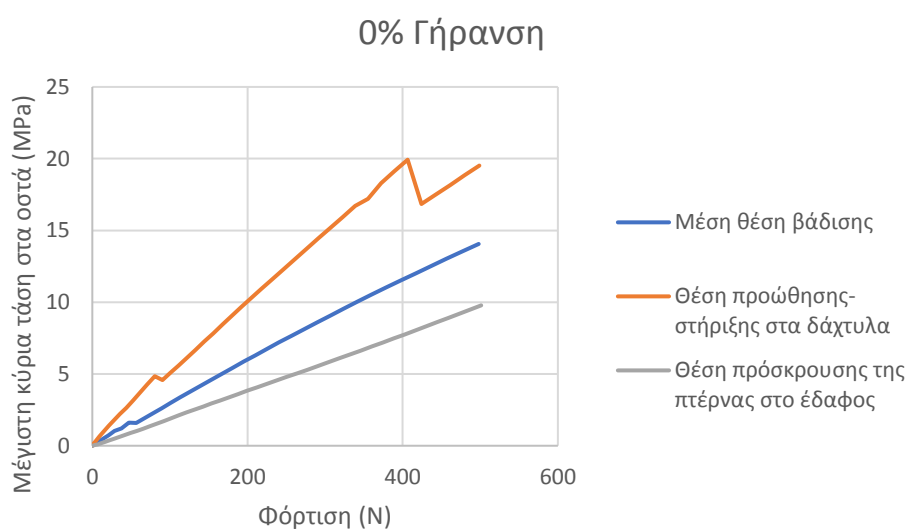
6.1 Γήρανση δέρματος 0%

Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 0% γίνεται μελέτη της φυσιολογικής κατάστασης του ποδιού, δηλαδή του άκρου ποδός χωρίς πάθηση στην προκείμενη περίπτωση σακχαρώδη διαβήτη. Στην Εικόνα 102 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των τάσεων στα οστά και τους χόνδρους και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Στη μέση θέση βάδισης (α, β) οι μέγιστες τάσεις στα οστά παρουσιάζονται στα μετατάρσια και στα οστά του ταρσού, ενώ οι μέγιστες πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των μεταταρσίων και στη πτέρνα. Στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (γ, δ) οι μέγιστες τάσεις στα οστά παρουσιάζονται στα μετατάρσια, κυρίως στο πρώτο και τέταρτο μετατάρσιο, ενώ οι μέγιστες πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των φαλαγγών του πρώτου δαχτύλου και στα μετατάρσια. Τέλος στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (ε, στ) οι μέγιστες τάσεις στα οστά παρουσιάζονται στην περιοχή της κνήμης και της περόνης. Οι μέγιστες πελματιαίες πιέσεις σε αυτή τη φάση βάδισης βρίσκονται στην περιοχή της πτέρνας.

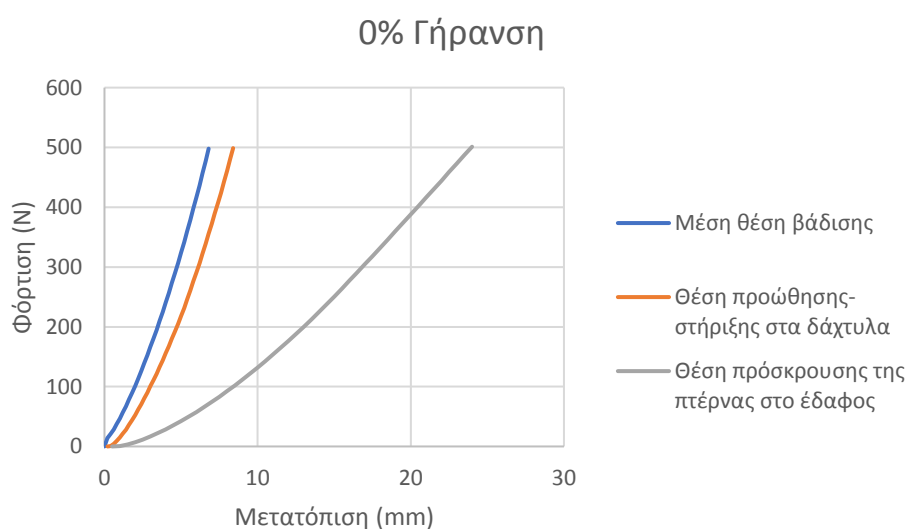


Εικόνα 102: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 0% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

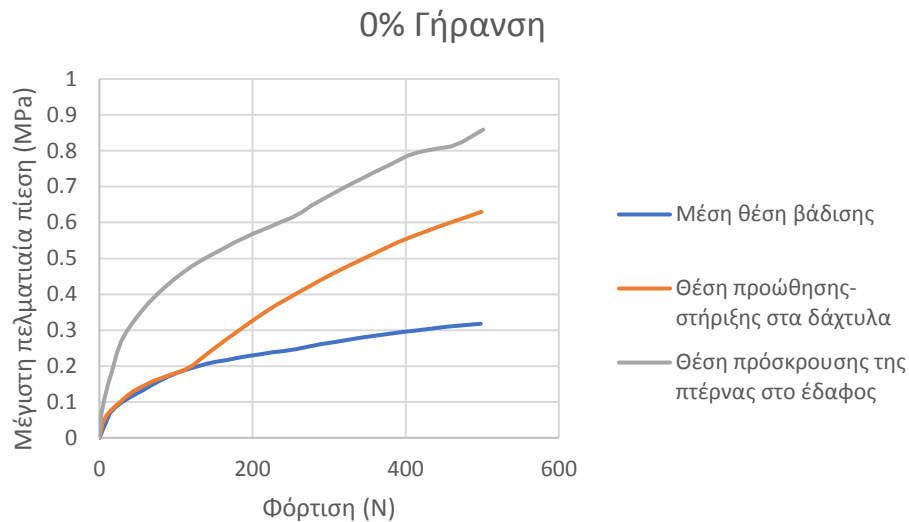
Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 103, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (19.51 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.78 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 104 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 105, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (24 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (0.86 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάδισης τη μικρότερη μετατόπιση (6.8 mm) και πίεση (0.32 MPa).



Εικόνα 103: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.



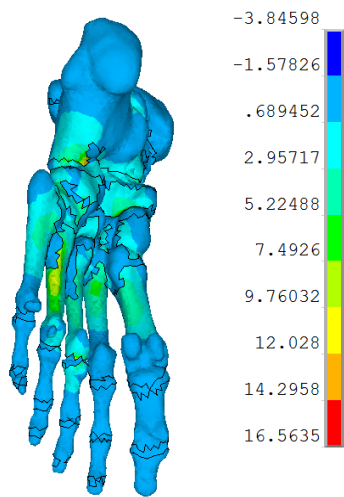
Εικόνα 104: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.



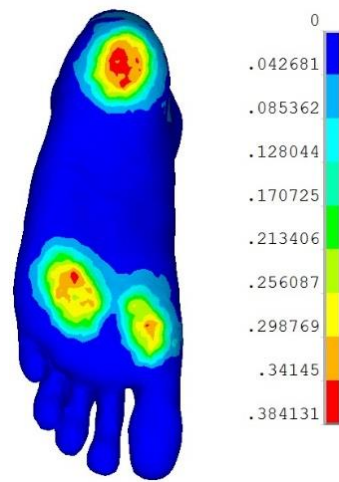
Εικόνα 105: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 0%.

6.2 Γήρανση δέρματος 32%

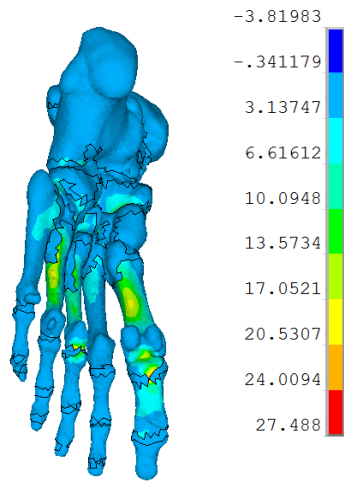
Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 32% δημιουργείται αύξηση της σκληρότητας και της ευθραυστότητας κατά 32%, δηλαδή αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 32% (1.5 MPa). Στην Εικόνα 106 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 0%.



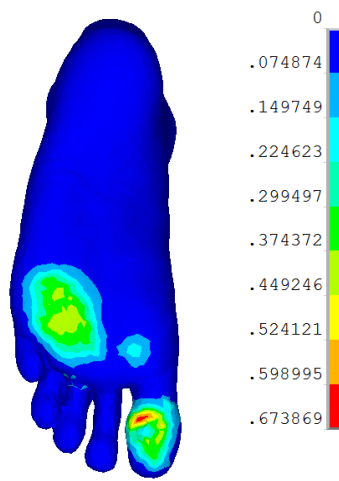
(α)



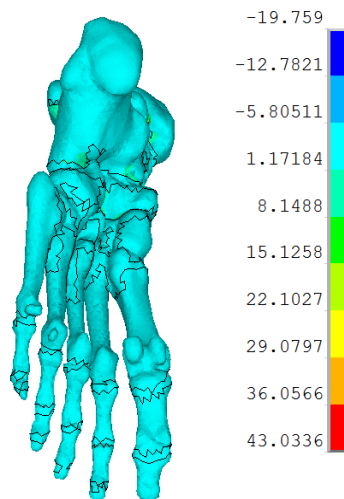
(β)



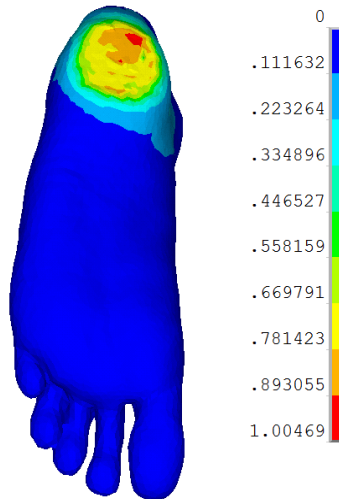
(γ)



(δ)



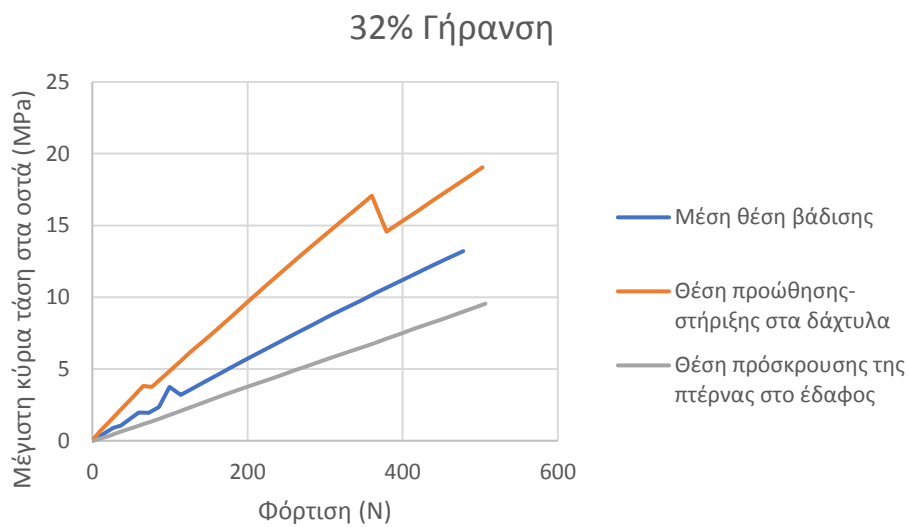
(ε)



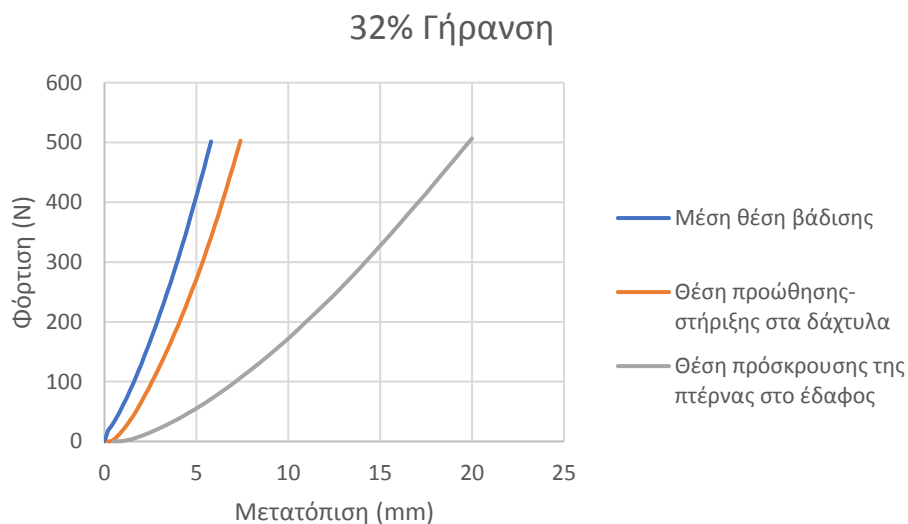
(στ)

Εικόνα 106: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 32% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 107, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 32%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (19.05 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.55 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 108 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 109, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (20 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (1.01 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (5.8 mm) και πίεση (0.384 MPa).

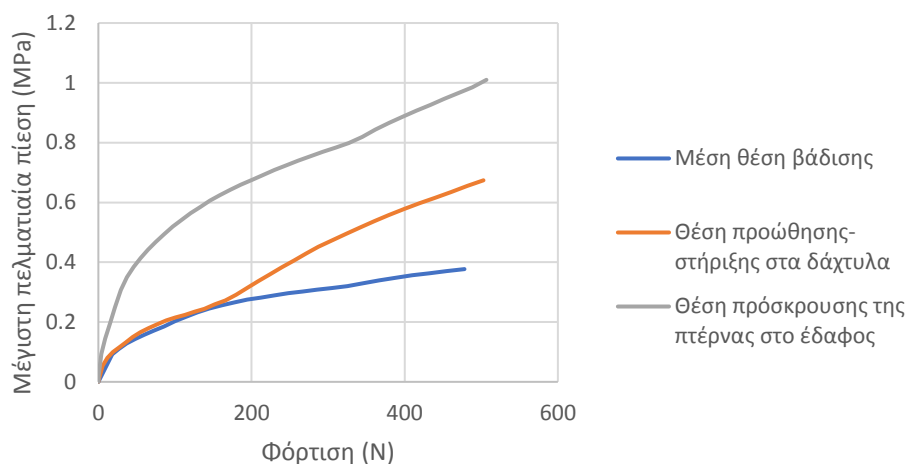


Εικόνα 107: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 23%.



Εικόνα 108: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 32%.

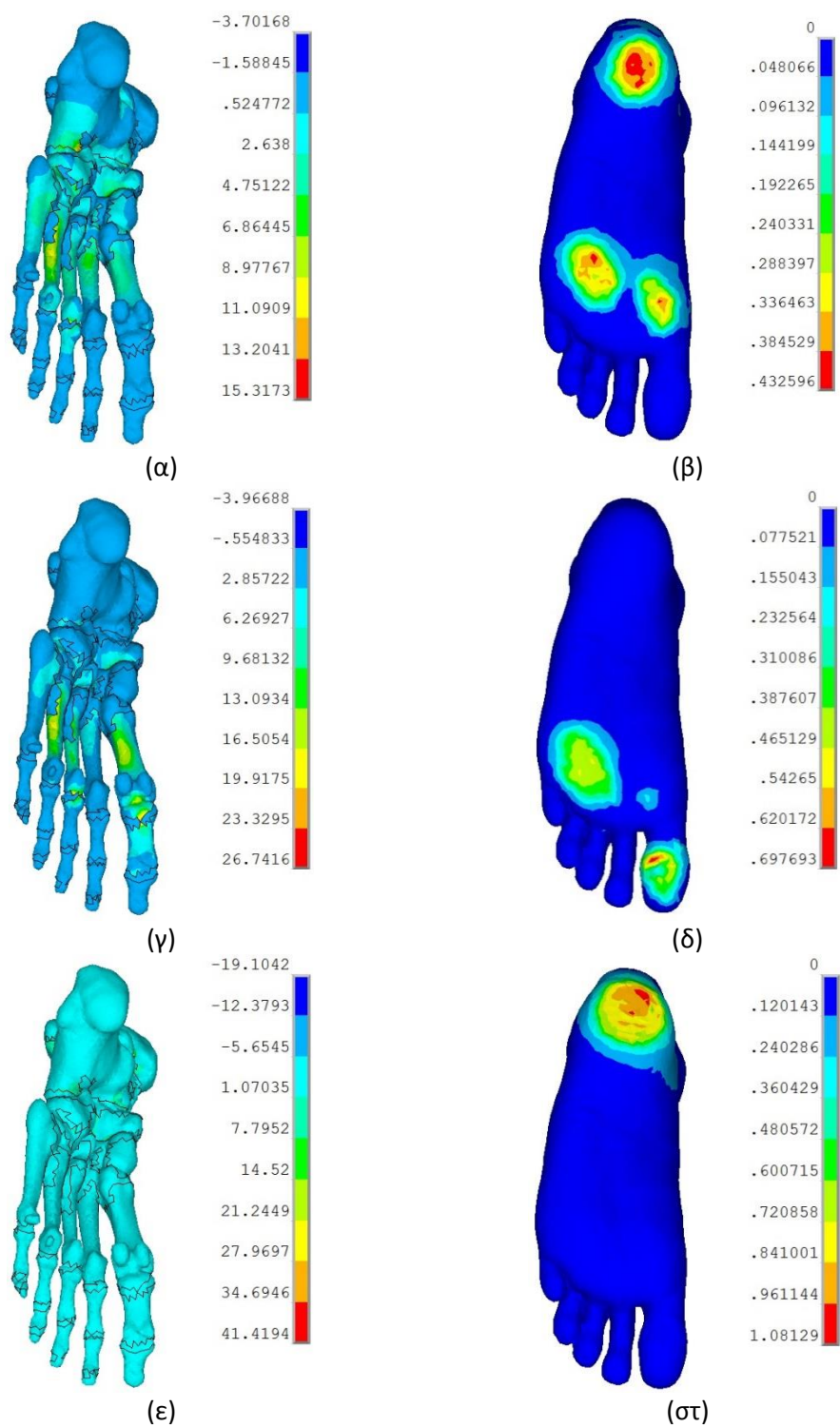
32% Γήρανση



Εικόνα 109: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 32%.

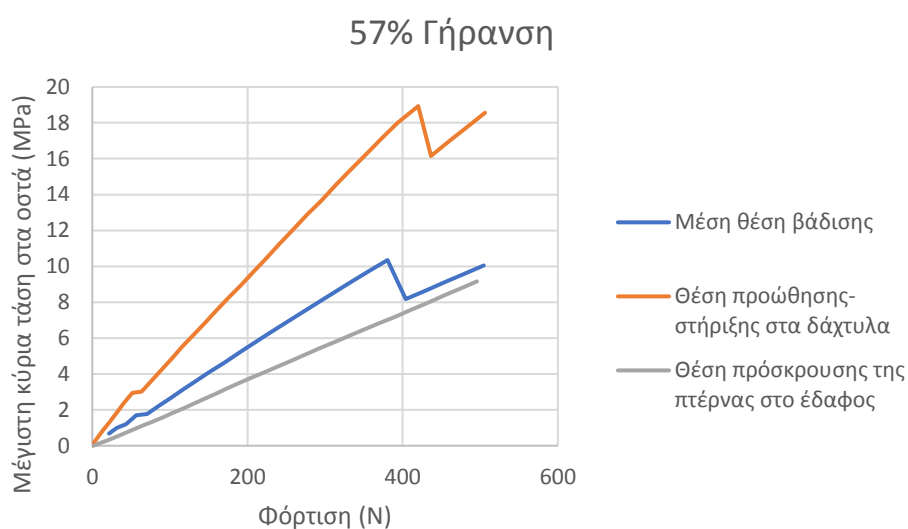
6.3 Γήρανση δέρματος 57%

Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 57% δημιουργείται αύξηση της σκληρότητας και της ευθραυστότητας κατά 57%, δηλαδή αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 57% (1.79 MPa). Στην Εικόνα 110 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός ομοίως είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 0%.

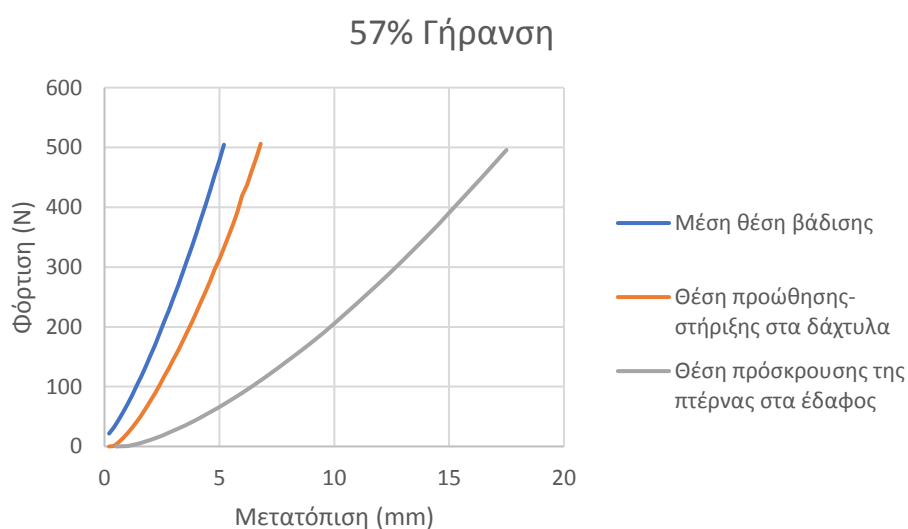


Εικόνα 110: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 57% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 111, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (18.56 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.16 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 112 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 113, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (17.5 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (1.08 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (5.2 mm) και πίεση (0.43 MPa).

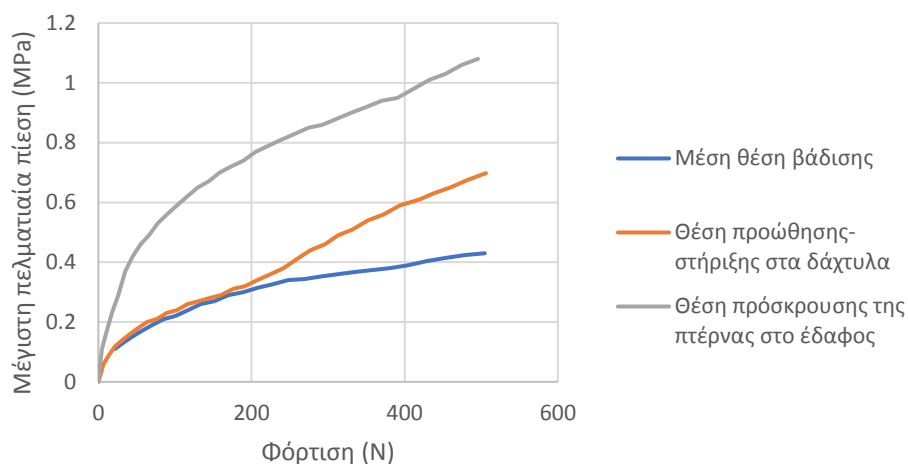


Εικόνα 111: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.



Εικόνα 112: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.

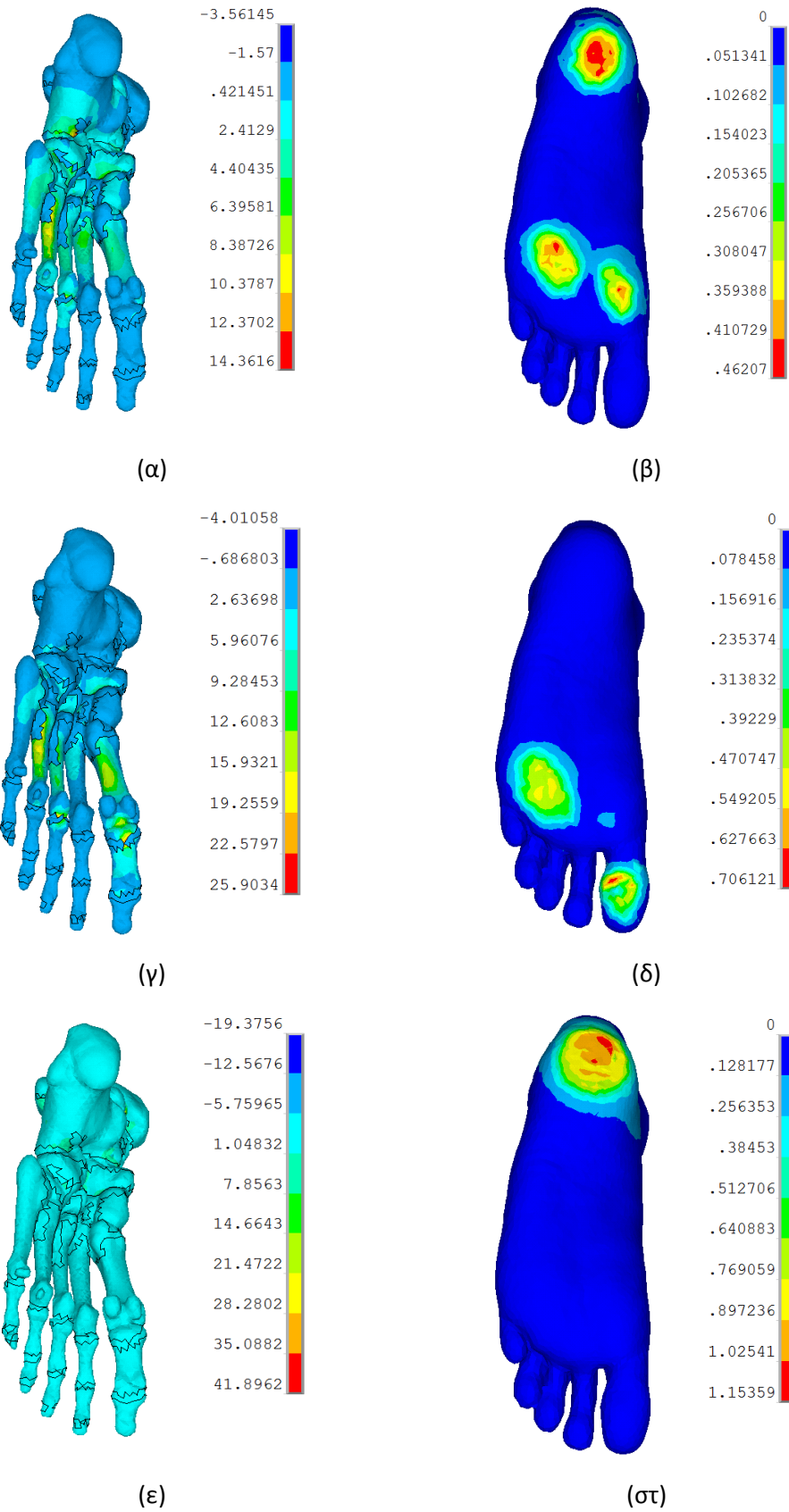
57% Γήρανση



Εικόνα 113: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 57%.

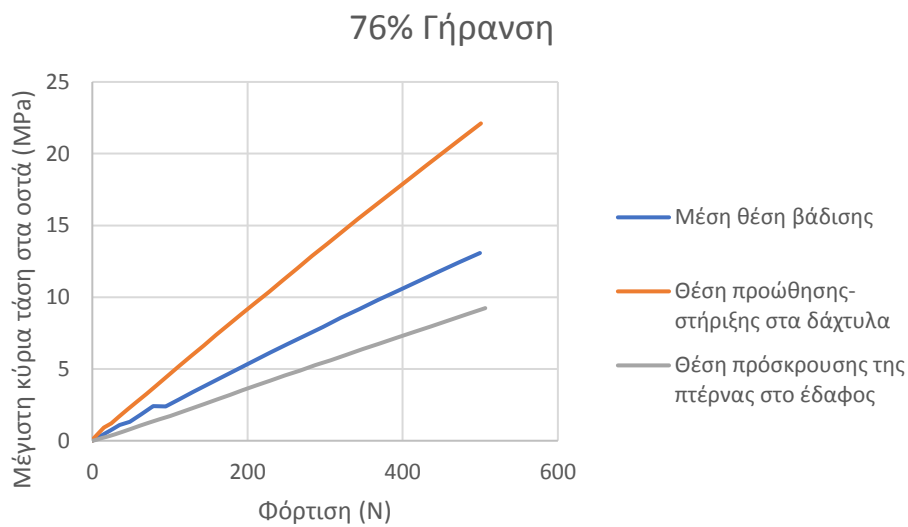
6.4 Γήρανση δέρματος 76%

Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 76% παρουσιάζεται αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 76% (2 MPa). Στην Εικόνα 114 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και τους χόνδρους (γι' αυτό παρατηρείται διαφορά στις τιμές), και η κατανομή των απόλυτων τιμών πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός ομοίως είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 0%.

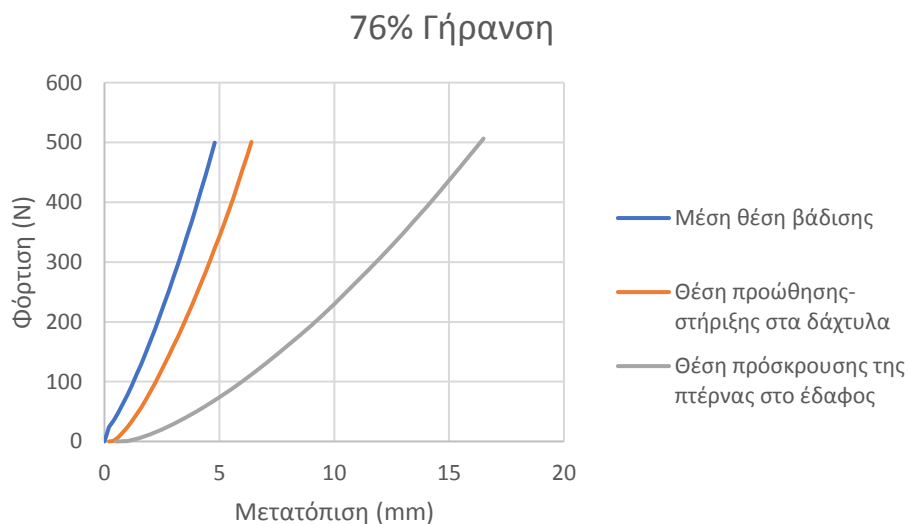


Εικόνα 114: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 76% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 115, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (22.11 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.24 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 116 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 117, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (16.5 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (1.15 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (4.8 mm) και πίεση (0.462 MPa).

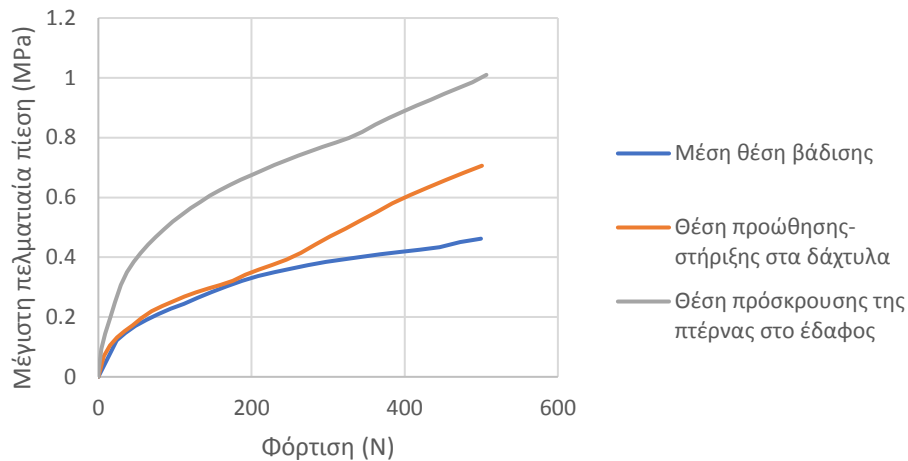


Εικόνα 115: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.



Εικόνα 116: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.

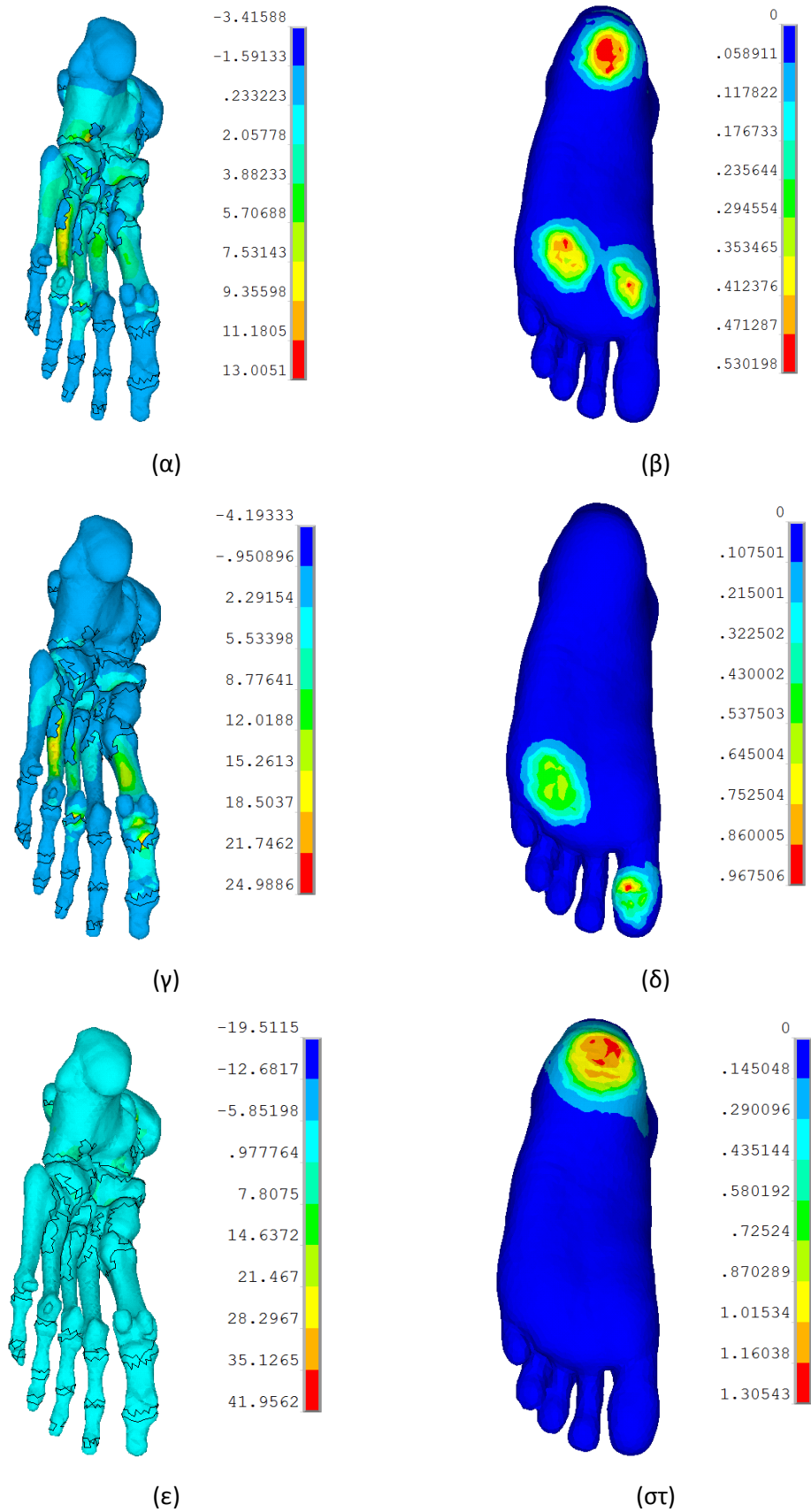
76% Γήρανση



Εικόνα 117: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 76%.

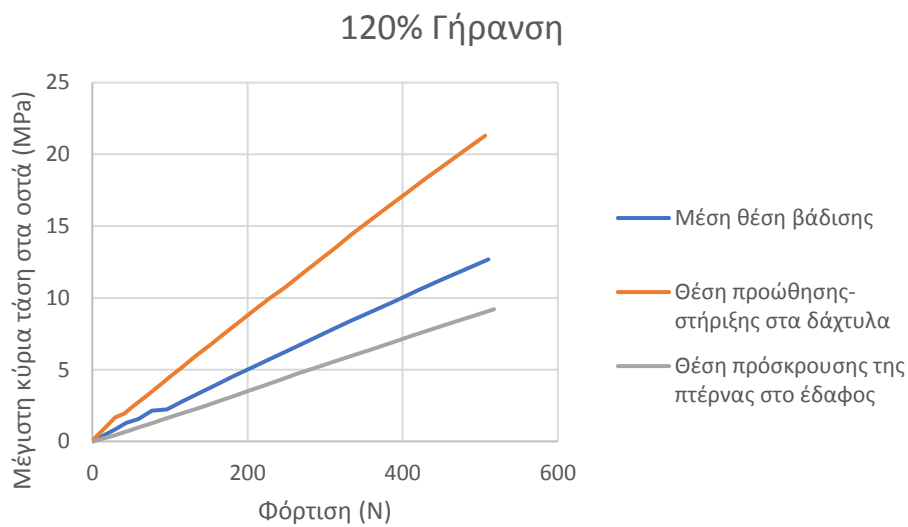
6.5 Γήρανση δέρματος 120%

Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 120% δημιουργείται αύξηση της σκληρότητας και της ευθραυστότητας κατά 120%, δηλαδή αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 120% (2.5 MPa). Στην Εικόνα 118 απεικονίζονται οι μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο βιομοντέλο άκρου ποδός επίσης είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 0%.

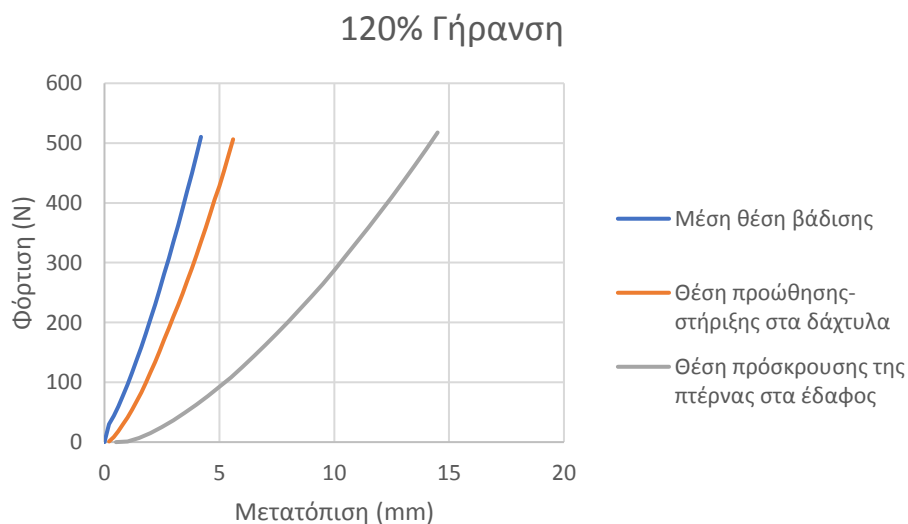


Εικόνα 118: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 54% ποσοστό γήρανσης του δέρματος, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 119, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120%, παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (21.3 MPa) για φόρτιση 500N, ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (9.21 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάρδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης της Εικόνα 120 και στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πίεσης στο πέλμα και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 121, παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (14.5 mm) και τη μεγαλύτερη απόλυτη τιμή πίεσης (1.305 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάρδισης τη μικρότερη μετατόπιση (4.2 mm) και πίεση (0.53 MPa).

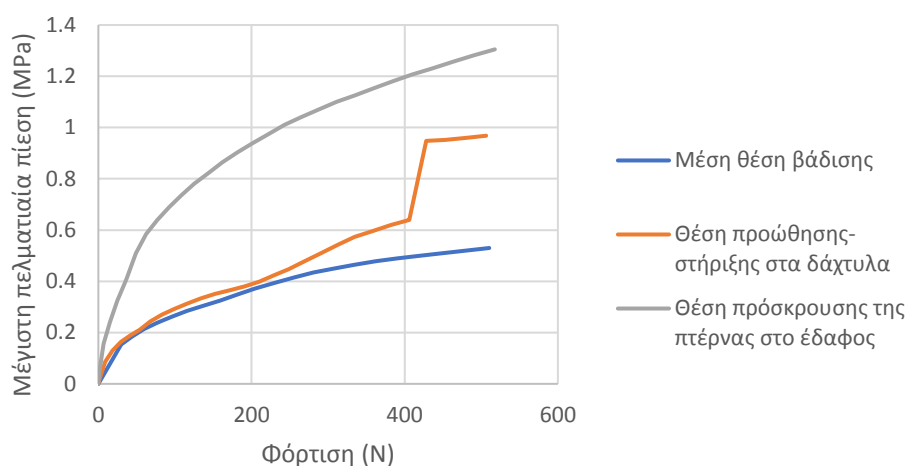


Εικόνα 119: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.



Εικόνα 120: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.

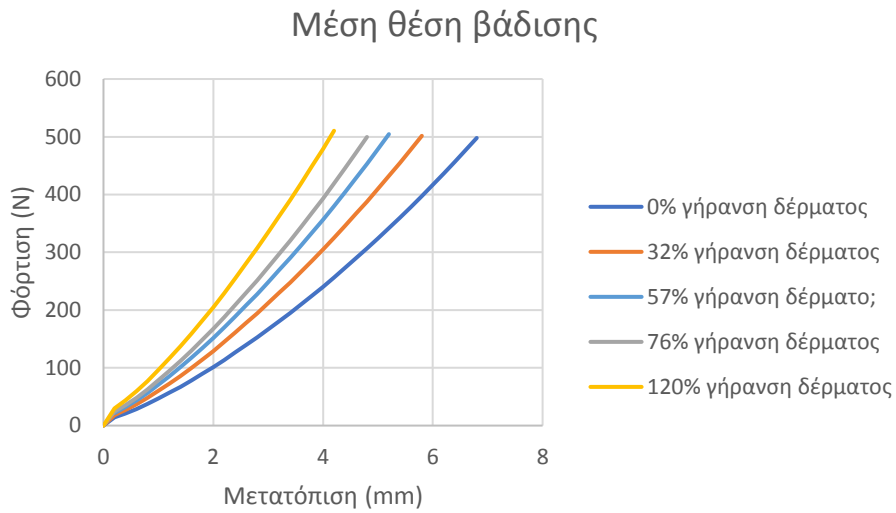
120% Γήρανση



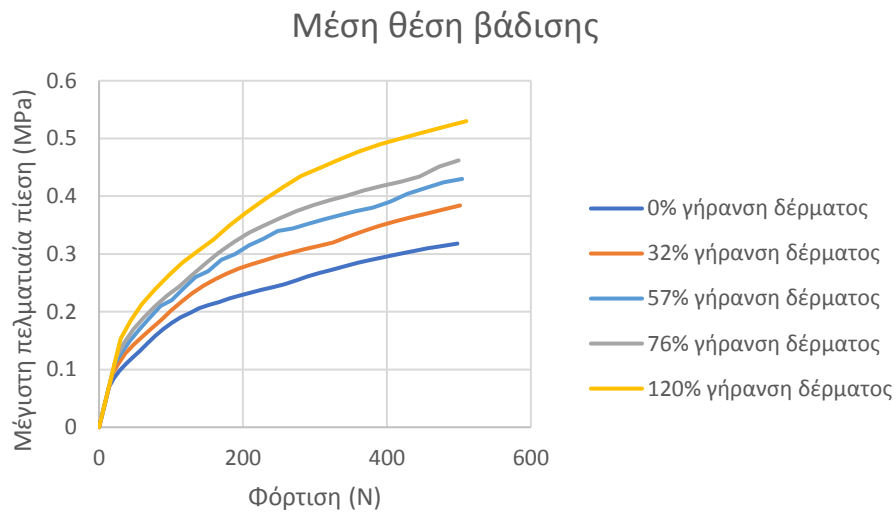
Εικόνα 121: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης 120%.

6.6 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των αναλύσεων όπως απεικονίζονται στα διαγράμματα, για κάθε περίπτωση ποσοστού γήρανσης του δέρματος στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, συμπεραίνεται ότι στη μέση θέση για ποσοστό γήρανσης 32% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη 2% (Εικόνα 124) από τη μέγιστη κύρια τάση των οστών για 0% γήρανση του δέρματος (φυσιολογική κατάσταση δέρματος). Επίσης η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 15% (Εικόνα 122), ενώ η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 6% σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση (Εικόνα 123). Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 57% με τη φυσιολογική κατάσταση του μαλακού ιστού η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 29% (Εικόνα 124), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 24% (Εικόνα 122) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 26% (Εικόνα 123). Για ποσοστό γήρανσης 76% η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 7% (Εικόνα 124), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 29% (Εικόνα 122) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 31% (Εικόνα 123), σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση. Για ποσοστό γήρανσης 76% η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 7% (Εικόνα 124), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 29% (Εικόνα 122) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 31% (Εικόνα 123), σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση. Για ποσοστό γήρανσης 120% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη κατά 10% (Εικόνα 124) και η μετατόπιση κατά 38% (Εικόνα 122), ενώ η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μεγαλύτερη κατά 40% (Εικόνα 123) σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση.

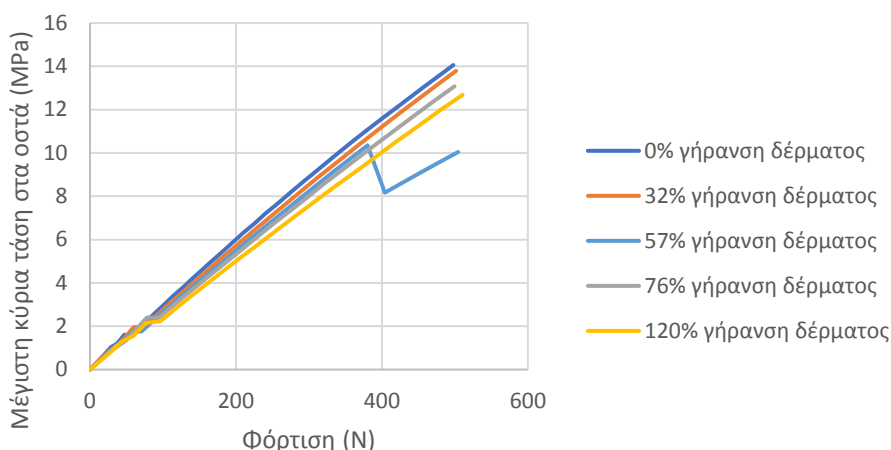


Εικόνα 122: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.



Εικόνα 123: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

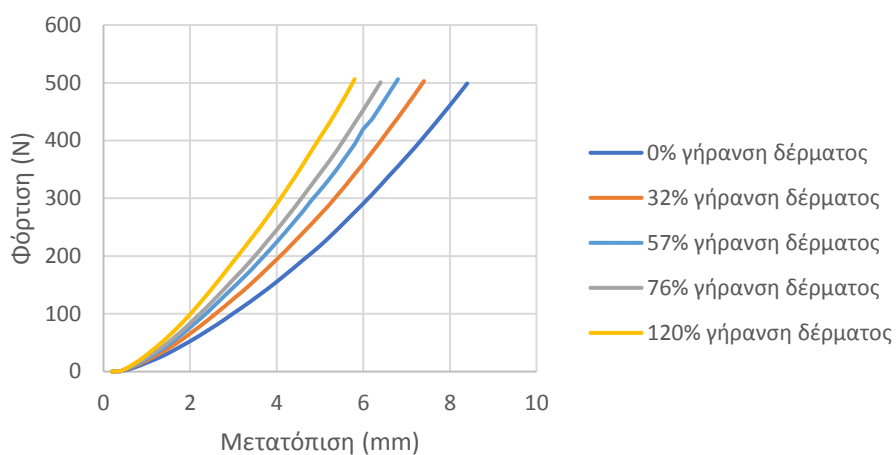
Μέση θέση βάδισης



Εικόνα 124: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

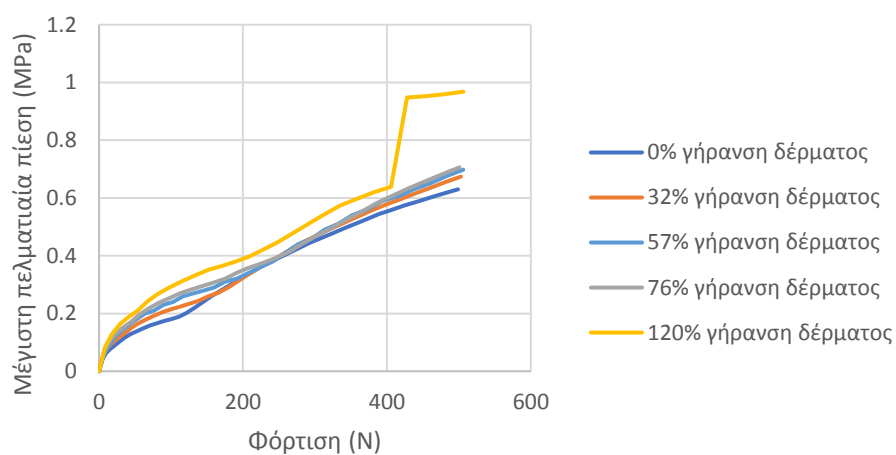
Στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 32% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη 2% (Εικόνα 127) από τη μέγιστη κύρια τάση των οστών για 0% γήρανση του δέρματος (φυσιολογική κατάσταση δέρματος). Επίσης η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 12% (Εικόνα 125), ενώ η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 7% σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση (Εικόνα 126). Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 57% με τη φυσιολογική κατάσταση του μαλακού ιστού η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 5% (Εικόνα 127), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 19% (Εικόνα 125) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 10% (Εικόνα 126). Για ποσοστό γήρανσης 76% η μέγιστη κύρια τάση είναι μεγαλύτερη κατά 12% (Εικόνα 127), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 23% (Εικόνα 125) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 11% (Εικόνα 126) σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση. Τέλος για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μεγαλύτερη κατά 8.4% (Εικόνα 127), η μετατόπιση μικρότερη κατά 31% (Εικόνα 125) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μεγαλύτερη κατά 35% (Εικόνα 126) σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση. Ο λόγος για τον οποίο τα διαγράμματα μέγιστης πελματιαίας τάσης-φόρτισης και μέγιστης κύριας τάσης στα οστά- φόρτισης έχουν αυτή τη μορφή είναι διότι κατά την επαφή του μοντέλου ποδιού με το άκαμπτο υλικό προκαλείται μετακίνηση των οστών λόγω των χόνδρων. Δηλαδή κατά τη διάρκεια της φόρτισης έρχονται σε επαφή διαφορετικά οστά των δαχτύλων, τα οποία μετακινούνται, ώστε να επιτευχθεί κίνηση και προσομοίωση της φάσης βάδισης.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα



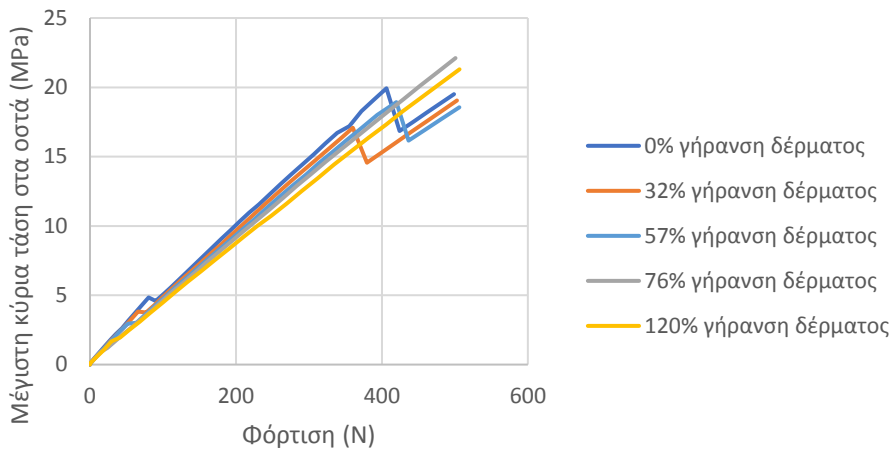
Εικόνα 125: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 126: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

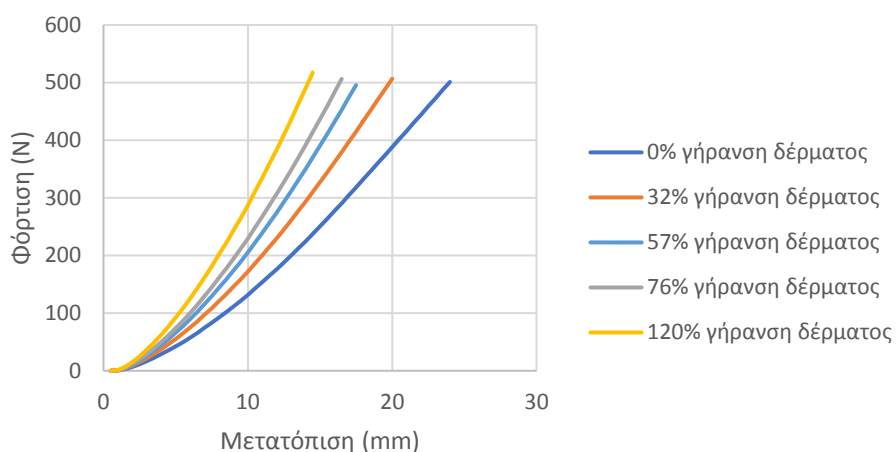
Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 127: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

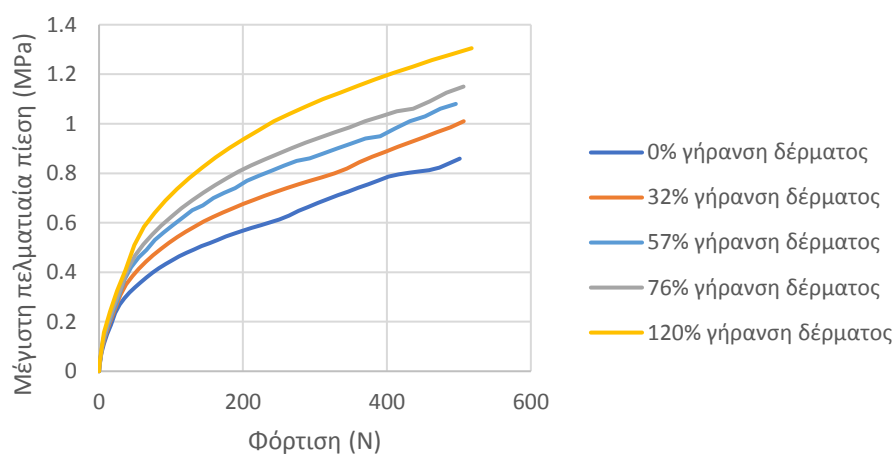
Τέλος στην τρίτη φάση βάρδισης που είναι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης στα οστά για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 32% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη 2% (Εικόνα 130) από τη μέγιστη κύρια τάση των οστών για 0% γήρανση του δέρματος (φυσιολογική κατάσταση δέρματος). Επίσης η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 17% (Εικόνα 128), ενώ η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 15% σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση (Εικόνα 129). Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 57% με τη φυσιολογική κατάσταση του μαλακού ιστού η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 6% (Εικόνα 130), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 27% (Εικόνα 128) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 20% (Εικόνα 129). Για ποσοστό γήρανσης 76% η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 6% (Εικόνα 130), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 31% (Εικόνα 128) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 25% (Εικόνα 129). Τέλος για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη και σε αυτό το ποσοστό κατά 6% (Εικόνα 130), η μετατόπιση μικρότερη κατά 40% (Εικόνα 128) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μεγαλύτερη κατά 34% (Εικόνα 129) σε σύγκριση με τη φυσιολογική κατάσταση.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



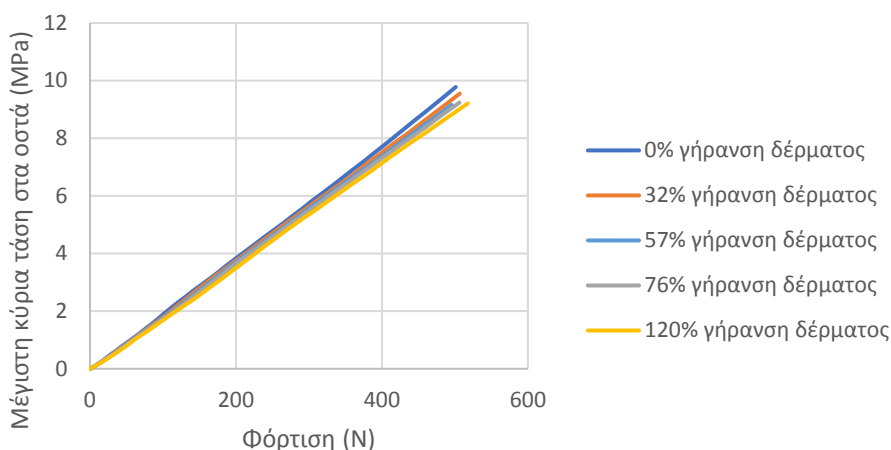
Εικόνα 128: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



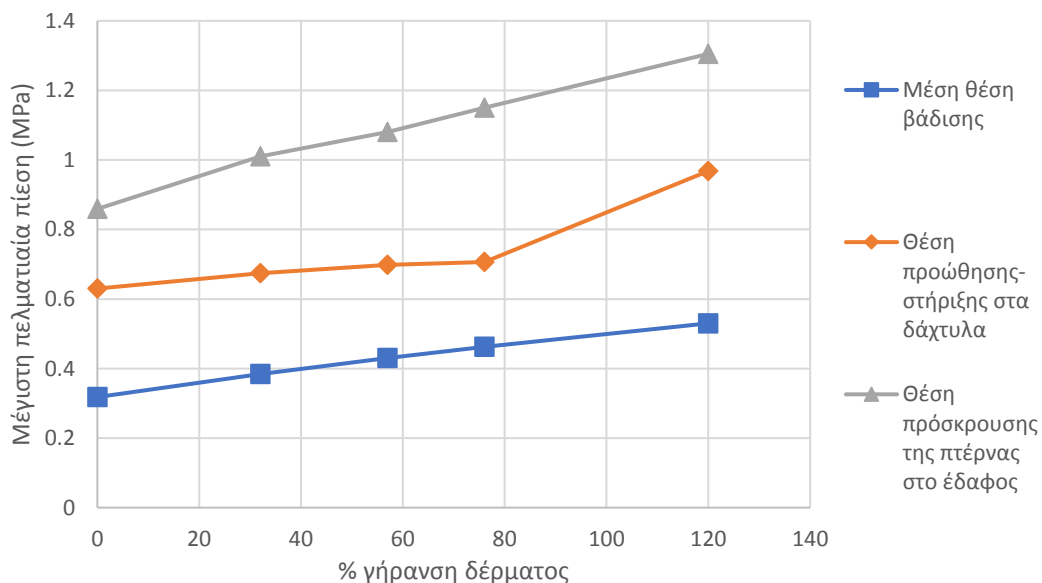
Εικόνα 129: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



Εικόνα 130: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

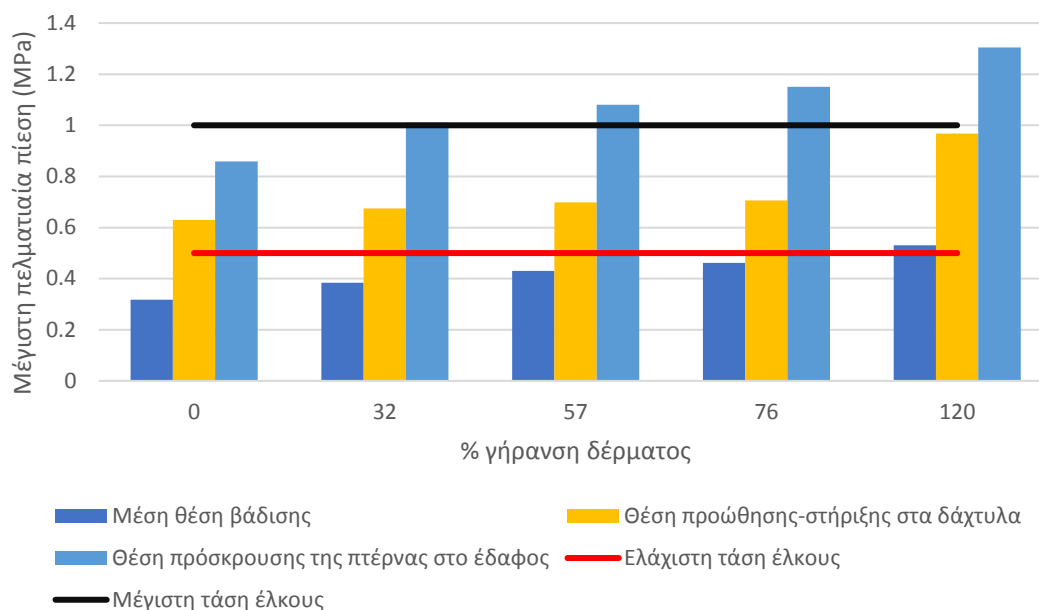
Στο διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού γήρανσης του δέρματος (Εικόνα 131) έγινε σύγκριση των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων των τριών βασικών φάσεων βάδισης σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος, από το οποίο συμπεραίνεται ότι οι μεγαλύτερες πελματιαίες πιέσεις, σε όλα τα ποσοστά γήρανσης, προκαλούνται στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος. Ενώ η μέση θέση βάδισης έχει τις μικρότερες μέγιστες πελματιαίες πιέσεις, από τις άλλες δύο φάσεις βάδισης.



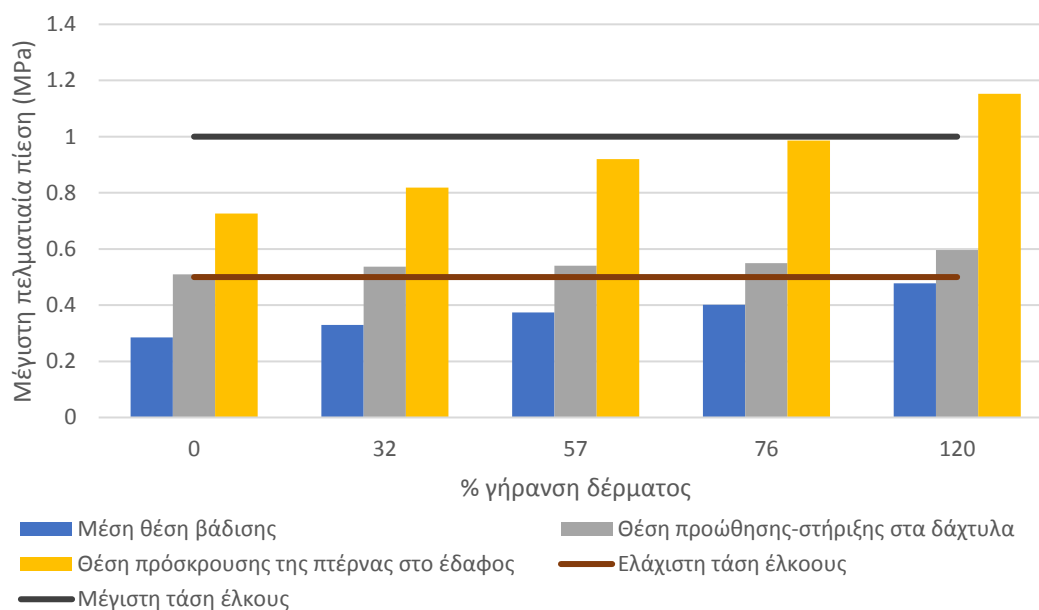
Εικόνα 131: Σύγκριση τιμών μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σύμφωνα με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος.

Στα ιστογράμματα παρακάτω, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων των τριών βασικών φάσεων βάδισης με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος, τα οποία συγκρίνονται με τα όρια ανάπτυξης έλκους. Η μικρότερη τιμή δημιουργίας ενός έλκους στο δέρμα σύμφωνα με τους Neves et al., 1992, είναι τα 0.5 MPa και η μεγαλύτερη το 1 MPa [Boulton et al., 2002]. Στο ιστόγραμμα της Εικόνα 132, που αφορά φόρτιση 500N παρατηρείται ότι από το ποσοστό γήρανσης 120% μπορεί να προκληθεί έλκος και στις τρεις

φάσεις βάδισης. Επίσης το ίδιο συμβαίνει και στο επόμενο ιστόγραμμα που αφορά φόρτιση 350N (Εικόνα 133).



Εικόνα 132: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού γήρανσης του δέρματος για φορτίο 50 kg των τριών βασικών φάσεων βάδισης για έλεγχο πρόκλησης έλκους.



Εικόνα 133: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και ποσοστού γήρανσης του δέρματος για φορτίο 35 kg των τριών βασικών φάσεων βάδισης για έλεγχο πρόκλησης έλκους.

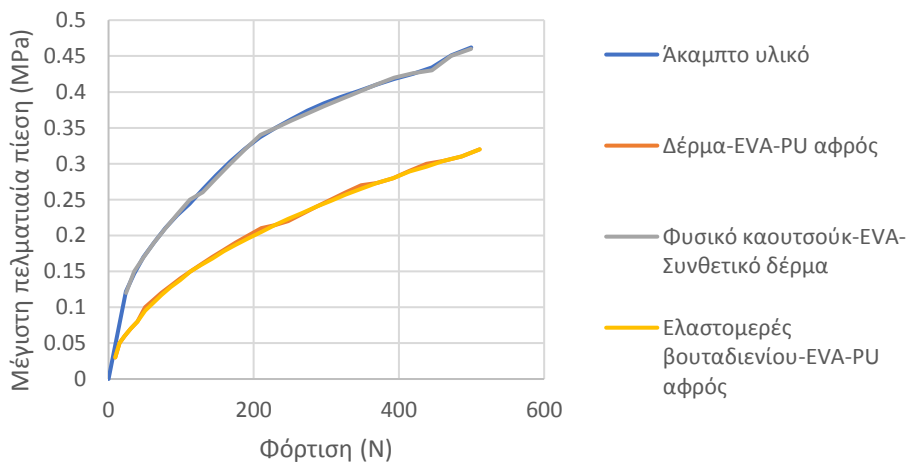
Στη συνέχεια έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης του μοντέλου ποδιού με διάφορα υλικά, για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και 120%, τα οποία αποτελούν τα μεγαλύτερα ποσοστά γήρανσης του δέρματος για ηλικιωμένα άτομα περίπου 80 ετών με ελεγχόμενο σακχαρώδη διαβήτη, στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, για την επίδραση των υλικών στις μέγιστες πελματιαίες τάσεις. Ο λόγος επιλογής αυτών των ποσοστών γήρανσης είναι ότι οι ηλικιωμένοι έχουν τα μεγαλύτερα ποσοστά ακρωτηριασμών λόγω έλκους στο

κάτω άκρο όπως αναφέρθηκε προηγουμένως στη βιβλιογραφία. Από το διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων με τη φόρτιση (Εικόνα 134), στη μεσαία φάση βάδισης, παρατηρείται μεγαλύτερη πελματιαία πίεση κατά 30% στο συνδυασμό επιπέδων σόλας φυσικό καουτσούκ (natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικό δέρμα (Composite leather) και άκαμπτου υλικού εδάφους (σκληρό υλικό) στα 500N, σε σύγκριση με το συνδυασμό ελαστομερούς βουταδιενίου (Butadiene elastomer) -Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και δέρματος (Leather) - Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam), οι οποίοι έχουν τη μικρότερη πελματιαία πίεση, για ποσοστό γήρανσης 76%. Επιπλέον στο διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων με τη φόρτιση για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% (Εικόνα 135), ο συνδυασμός επιπέδων σόλας ελαστομερούς βουταδιενίου (Butadiene elastomer)-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και άκαμπτου υλικού εδάφους στα 500N παρατηρείται μεγαλύτερη πελματιαία πίεση κατά 36%, σε σύγκριση με το συνδυασμό φυσικό καουτσούκ (natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικό δέρμα (Composite leather) και δέρματος (Leather) - Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) που έχουν τη μικρότερη πελματιαία πίεση. Επίσης στο διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων με τη φόρτιση για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% (Εικόνα 136), στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα η μέγιστη πελματιαία πίεση προκαλείται στην αλληλεπίδραση του μοντέλου με το έδαφος κατά 41% σε σύγκριση με το συνδυασμό επιπέδων σόλας δέρματος (Leather) - Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam), ο οποίος έχει τη μικρότερη τιμή πελματιαίας πίεσης. Για το ποσοστό γήρανσης 120% (Εικόνα 137) η διαφορά της μέγιστης πελματιαίας πίεσης κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με το έδαφος σε σύγκριση με το συνδυασμό επιπέδων σόλας δέρματος (Leather) - Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) είναι μεγαλύτερη κατά 56%. Επιπλέον στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για ποσοστό γήρανσης 76% (Εικόνα 138) παρατηρείται μεγαλύτερη πελματιαία πίεση κατά 12%, στο συνδυασμό επιπέδων σόλας ελαστομερούς βουταδιενίου (Butadiene elastomer) -Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και άκαμπτου υλικού εδάφους (Stiff) στα 500N, σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς υλικών σόλας. Επιπλέον για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% (Εικόνα 139) η διαφορά των τιμών από τη μέγιστη πελματιαία πίεση στα 500N στο συνδυασμό ελαστομερούς βουταδιενίου (Butadiene elastomer) -Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και άκαμπτου υλικού εδάφους (Stiff) είναι της τάξης του 19% μεγαλύτερες σε σχέση με τους άλλους δύο συνδυασμούς. Οι ιδιότητες των υλικών σόλας παρουσιάζονται στον Πίνακα 12.

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας (MPa)	Πάχος (mm)
Άκαμπτο (σκληρό) υλικό (έδαφος)	40000	40
Δέρμα	300	5
EVA	25	5
PU αφρός	0.6	5
Φυσικό καουτσούκ	2	5
Συνθετικό δέρματος	100	5
Ελαστομερές του Βουταδιενίου	5	5

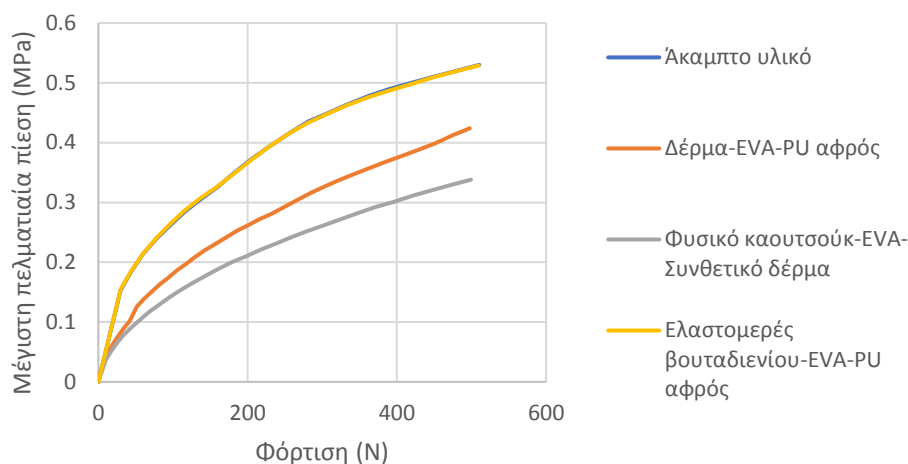
Πίνακας 12: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης του μοντέλου ποδιού με ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και 120%.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση



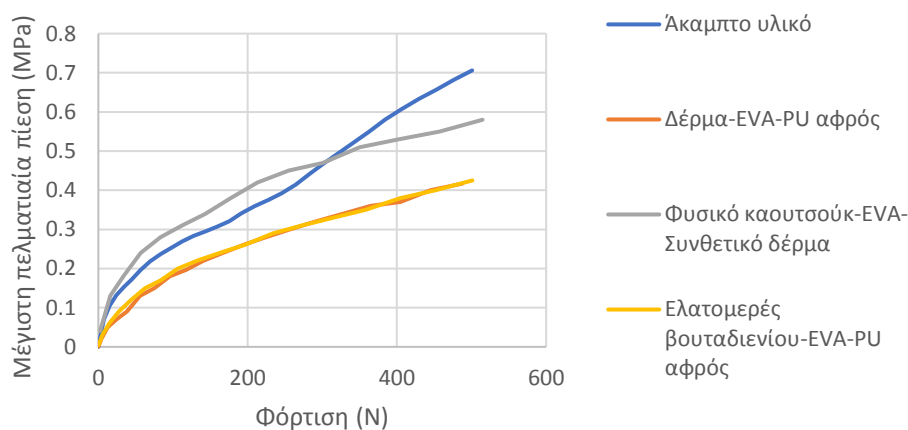
Εικόνα 134: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση



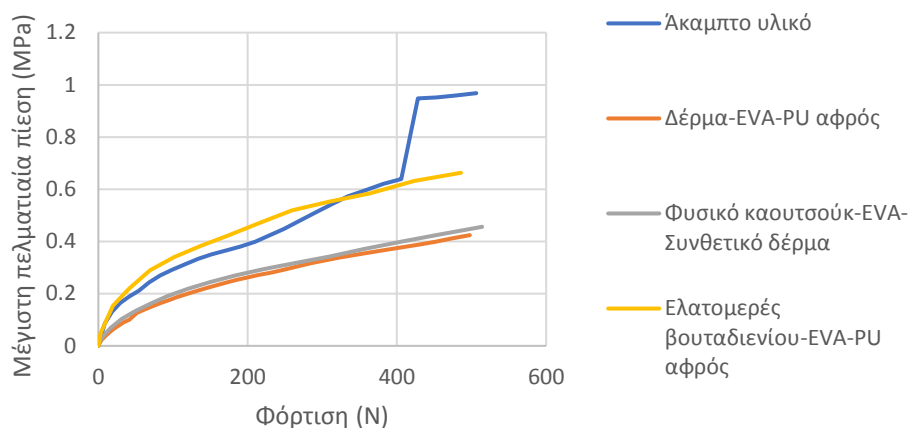
Εικόνα 135: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη μέση θέση βάδισης για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση



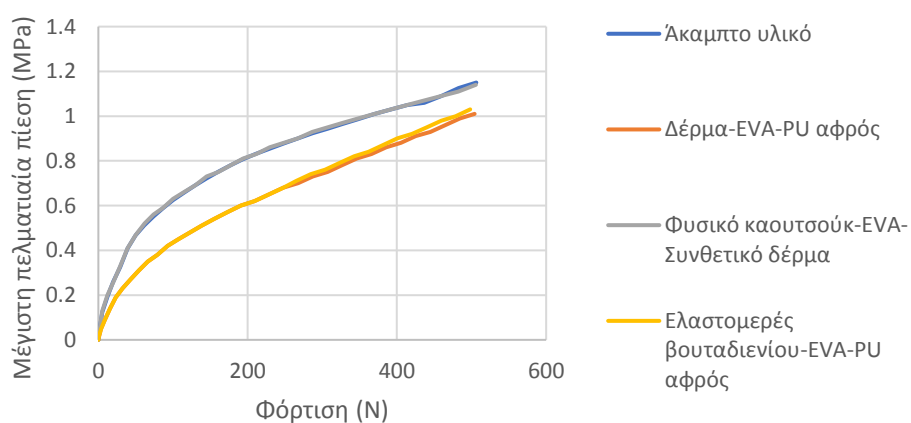
Εικόνα 136: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 76%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση



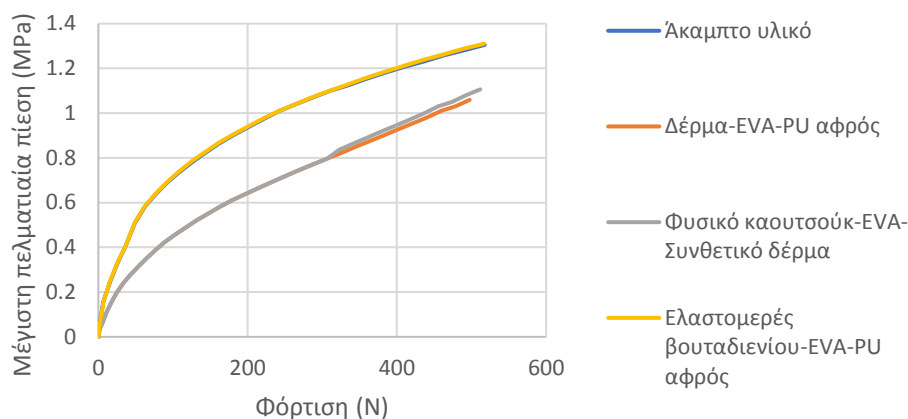
Εικόνα 137: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 120%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση



Εικόνα 138: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 76%.

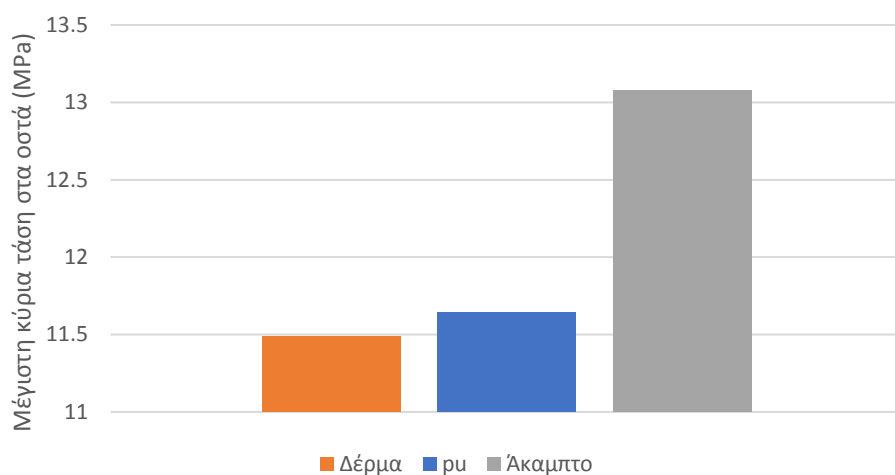
Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 120% γήρανση



Εικόνα 139: Διάγραμμα μέγιστων πελματιαίων πιέσεων σε συνάρτηση με τη φόρτιση στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για σύγκριση τιμών χρησιμοποιώντας τρεις κοινούς συνδυασμούς υλικών σόλας, για ποσοστό γήρανσης 120%.

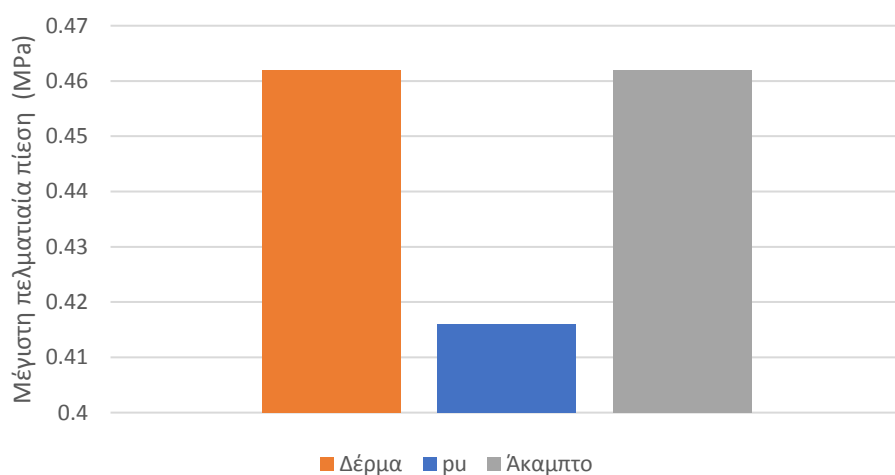
Στα ιστογράμματα παρακάτω, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά και των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων για φόρτιση 500N, στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, όταν το βιομοντέλο άκρου ποδός αλληλεπιδρά με διαφορετικό τύπο υλικού (μαλακό-σκληρό). Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των τάσεων και των πιέσεων ήταν το δέρμα με μέτρο ελαστικότητας 300 MPa, η πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας με μέτρο ελαστικότητας 8 MPa και το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους με μέτρο ελαστικότητας 40000 MPa. Το πάχος των υλικών ήταν 10mm. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάδισης (Εικόνα 140), για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.462 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.416 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.462 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα είναι 10%, μεταξύ σκληρού υλικού και της πολυουρεθάνης διπλής πυκνότητας. Επιπλέον στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάδισης (Εικόνα 141), για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 11.49 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 11.64 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 13.08 MPa. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το έδαφος κατά 12%, σε σύγκριση με το δέρμα. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάδισης (Εικόνα 143), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.529 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.468 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.53 MPa. Σε αυτό το ποσοστό γήρανσης η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα, μεταξύ σκληρού υλικού και πολυουρεθάνης διπλής πυκνότητας, είναι 12%. Επιπρόσθετα στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάδισης (Εικόνα 142), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 10.85 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 9.415 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 12.68 MPa. Τέλος από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το έδαφος κατά 26%, συγκρίνοντας με την πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος



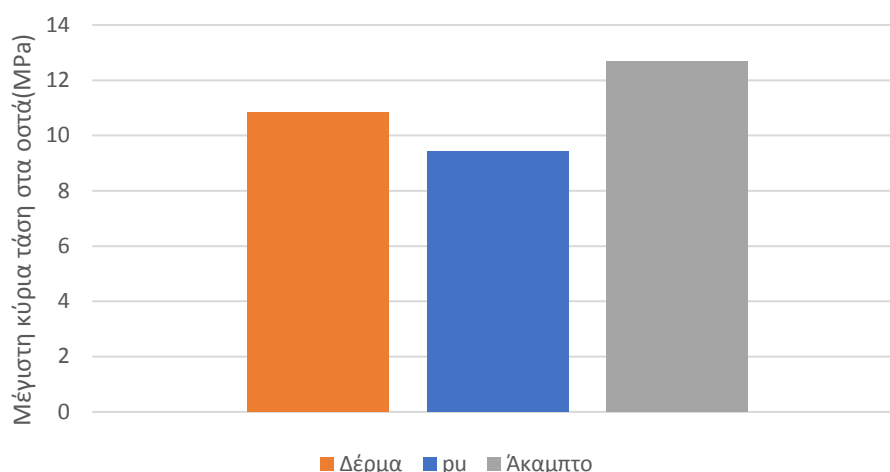
Εικόνα 140: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 76%.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος



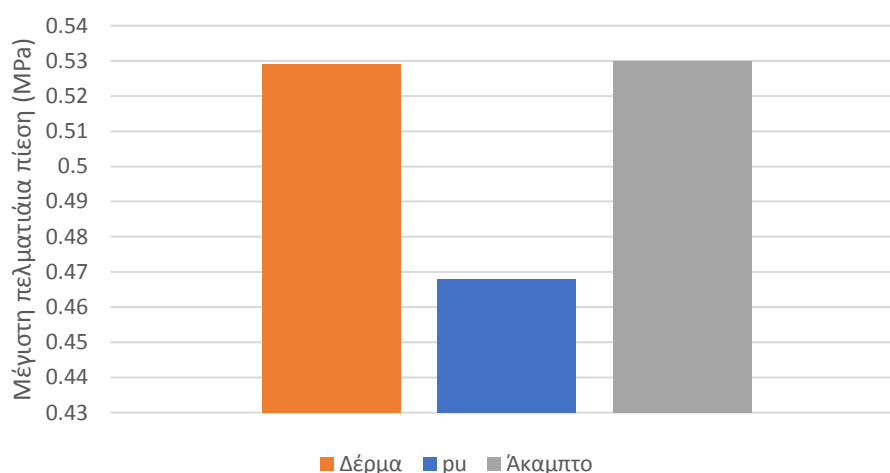
Εικόνα 141: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 76%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος



Εικόνα 142: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 120%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος

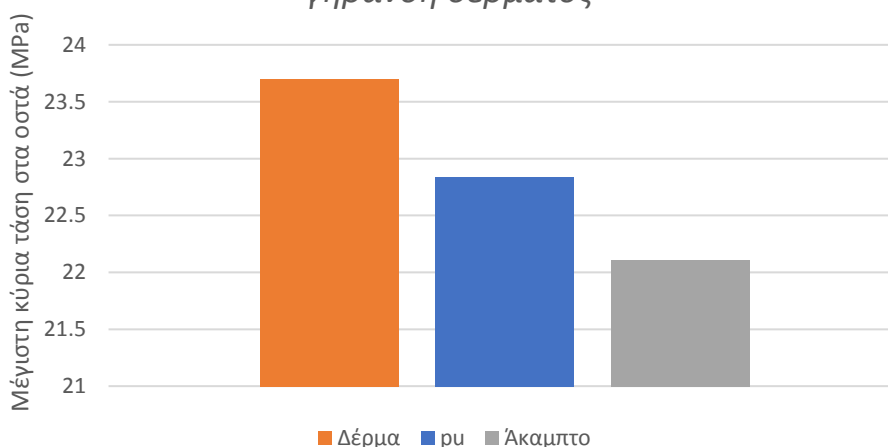


Εικόνα 143: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης 120%.

Στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 145), για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.57 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.54 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.706 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα είναι 24% μεγαλύτερη στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το έδαφος σε σύγκριση με την πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας. Επιπλέον στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 144), για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 23.7 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 22.84 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 22.11 MPa. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το δέρμα κατά 7% σε σχέση με το έδαφος. Στο ιστόγραμμα που

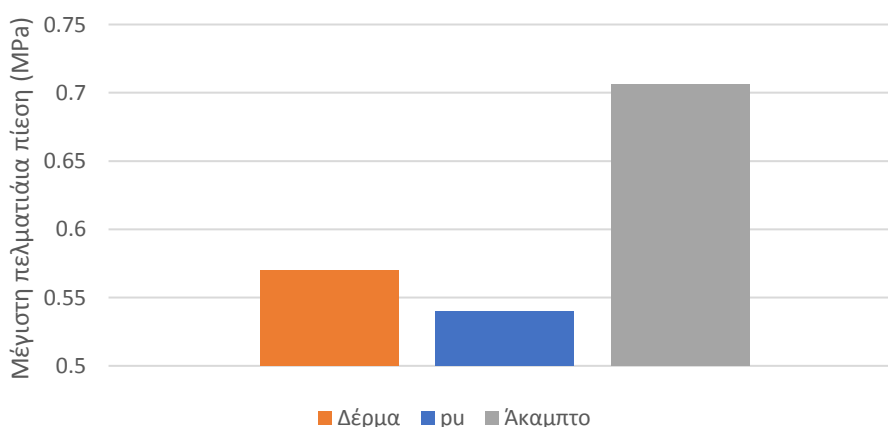
αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 147), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.672 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.61 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.968 MPa. Σε αυτό το ποσοστό γήρανσης η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα είναι 37%, μεταξύ του σκληρού υλικού που προσομοιώνει το έδαφος με το υλικό σόλας πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας. Επιπρόσθετα στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 146), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 21.17 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 22.36 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 21.3 MPa. Τέλος από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το υλικό σόλας πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας κατά 5% σε σύγκριση με το δέρμα.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος



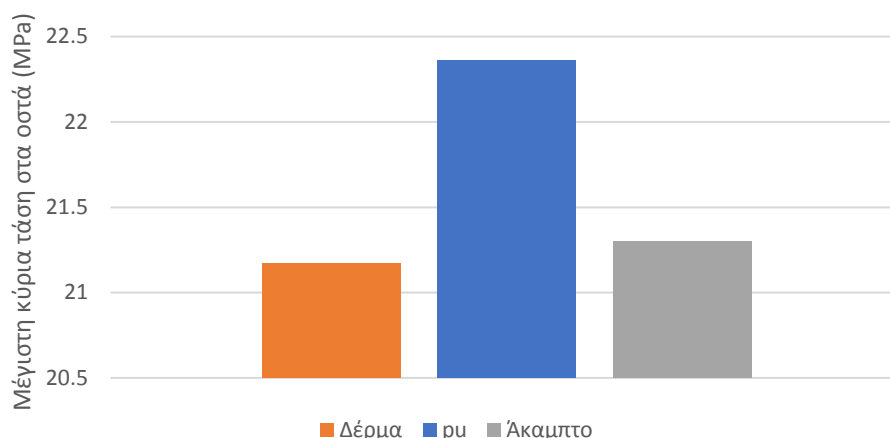
Εικόνα 144: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 76%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος



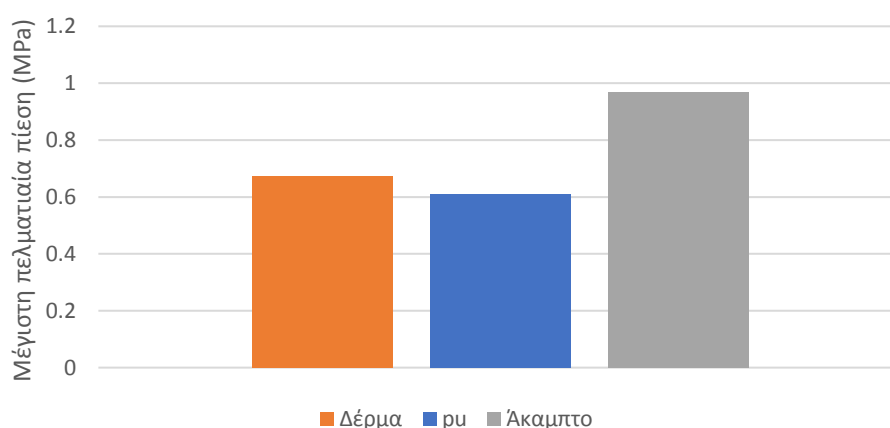
Εικόνα 145: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 76%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος



Εικόνα 146: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 120%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος

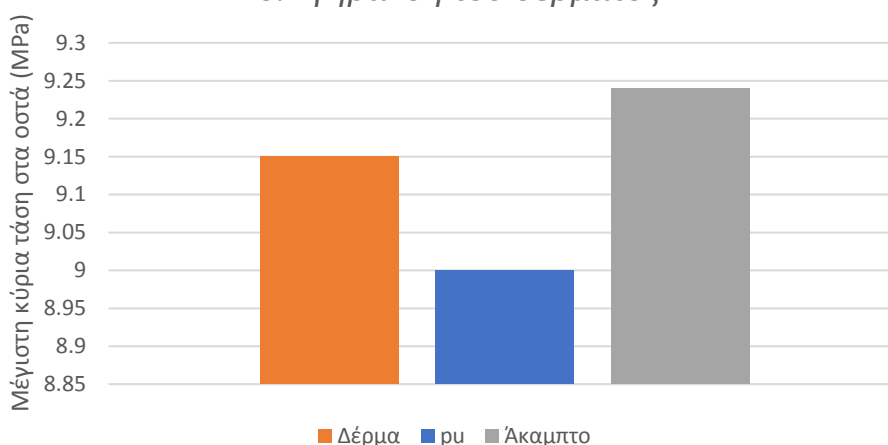


Εικόνα 147: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό οστεοπόρωσης 120%.

Τέλος στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Εικόνα 149) για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 1.17 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 1.15 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 1.15 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα είναι 5% μεγαλύτερη στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το δέρμα σε σύγκριση τα άλλα δύο υλικά. Επιπλέον στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 148), για ποσοστό γήρανσης 76%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 8.705 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 9 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 9.24 MPa. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με το έδαφος κατά 6% σε σχέση με το δέρμα. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης

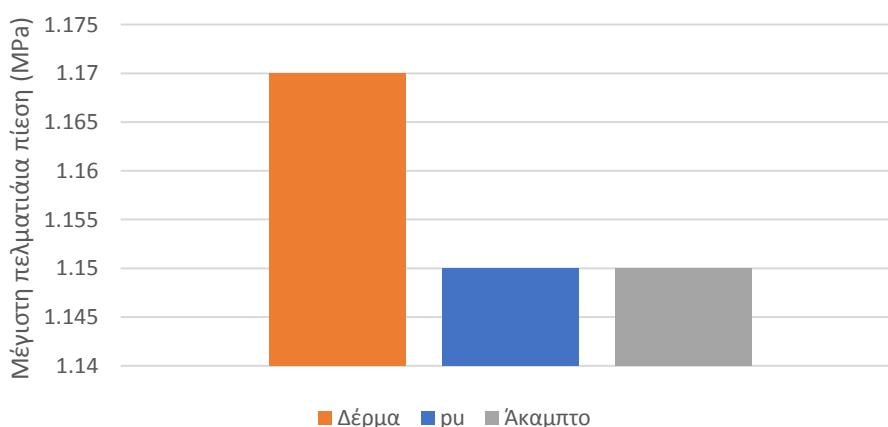
– στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 151), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 1.281 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 1.244 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 1.305 MPa. Σε αυτό το ποσοστό γήρανσης η διαφορά μέγιστης πίεσης στο πέλμα είναι 5%, μεταξύ του σκληρού υλικού που προσομοιώνει το έδαφος με το υλικό σόλας πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας. Επιπρόσθετα στο ιστόγραμμα που αφορά τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 150), για ποσοστό γήρανσης 120%, η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 8.705 MPa, ενώ για πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 8.419 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 9.21 MPa. Τέλος από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του βιομοντέλου άκρου ποδός με το έδαφος κατά 9% σε σύγκριση με τη πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση του δέρματος



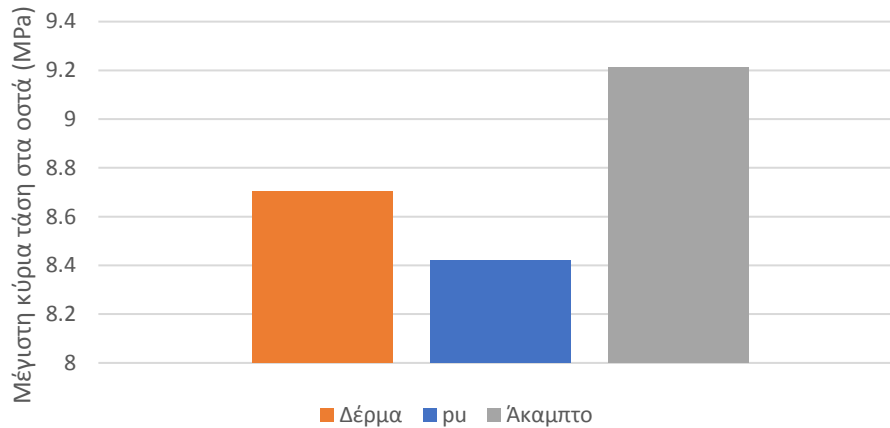
Εικόνα 148: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για το ποσοστό γήρανσης 76%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση του δέρματος



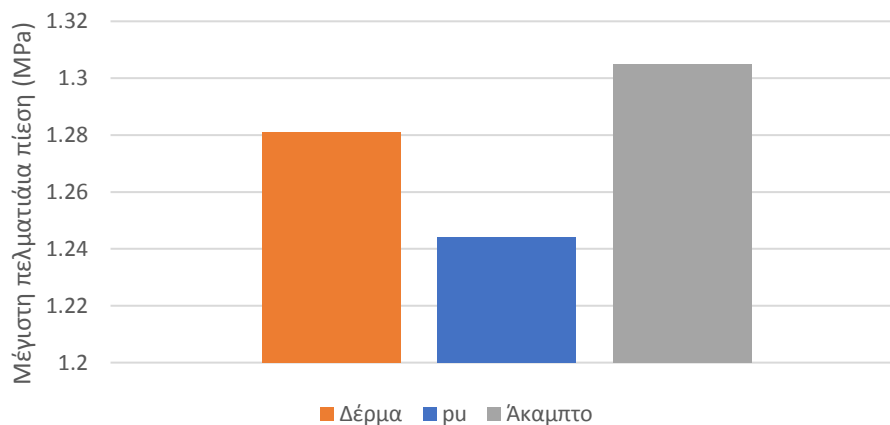
Εικόνα 149: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης 76%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 120% γήρανση του δέρματος



Εικόνα 150: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για το ποσοστό γήρανσης 120%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 120% γήρανση του δέρματος

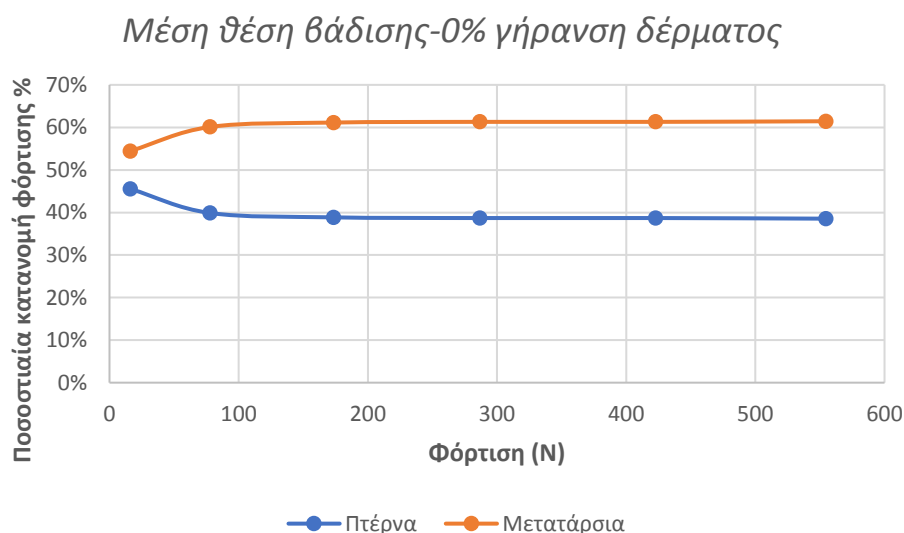


Εικόνα 151: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης 120%.

6.7 Κατανομή πελματιαίων πιέσεων

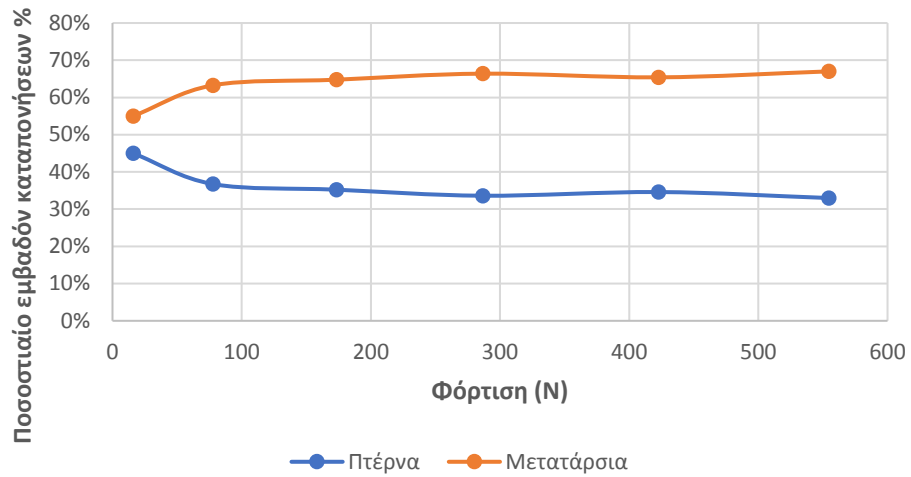
Σε συνέχεια της μελέτης σχετικά με τις πελματιαίες πιέσεις και την κατανομή αυτών στις τρεις φάσεις βάρδισης, για το σακχαρώδη διαβήτη και τα ποσοστά γήρανσης λόγω αυτού, έγινε έρευνα της φόρτισης και του εμβαδού της επιφάνειας επαφής στο ανθρώπινο άκρο πόδι, τα οποία αφορούν φόρτιση 500N. Τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος που χρησιμοποιήθηκαν για την κατανομή των πελματιαίων πιέσεων ήταν 0% (φυσιολογική κατάσταση), με μέτρο ελαστικότητας του μαλακού ιστού 1.15 MPa, και 120% (γήρανση λόγω χρόνιου σακχαρώδη διαβήτη-ηλικιωμένα άτομα), με μέτρο ελαστικότητας του μαλακού ιστού 2.5 MPa. Στο διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, που αφορούν τη μέση θέση βάρδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0% (Εικόνα 152), παρατηρείται ότι στην περιοχή των μεταταρσίων προκαλείται μεγαλύτερη ποσοστιαία κατανομή φόρτισης σε σύγκριση με την περιοχή της πτέρνας. Επιπλέον παρατηρείται

σταθεροποίηση της κατανομής φόρτισης και στις δύο περιοχές. Στο διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων και φόρτισης, μέση θέση βάρδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0% (Εικόνα 153), παρατηρείται ότι στην περιοχή των μεταταρσίων οι φορτίσεις καταλαμβάνουν μεγαλύτερο μέρος της περιοχής σε σύγκριση με τη πτέρνα, περίπου τα 2/3 της περιοχής, λόγω ευκαμψίας της περιοχής των μεταταρσίων. Ομοίως με το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0%, στο διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, που αφορούν τη μέση θέση βάρδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% (Εικόνα 154), παρατηρείται ότι στην περιοχή των μεταταρσίων προκαλείται μεγαλύτερη ποσοστιαία κατανομή φόρτισης σε σύγκριση με την περιοχή της πτέρνας, και σταθεροποίηση της κατανομής φόρτισης και στις δύο περιοχές. Επιπλέον παρατηρείται ότι η δύναμη ισοκατανέμεται στις δύο περιοχές και οι ποσοστιαίες φορτίσεις πλησιάζουν πιο κοντά. Στο διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων και φόρτισης, στη μέση θέση βάρδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% (Εικόνα 155), παρατηρείται ότι στην περιοχή των μεταταρσίων οι φορτίσεις καταλαμβάνουν μεγαλύτερο μέρος της περιοχής σε σύγκριση με τη πτέρνα, ομοίως με το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0%.



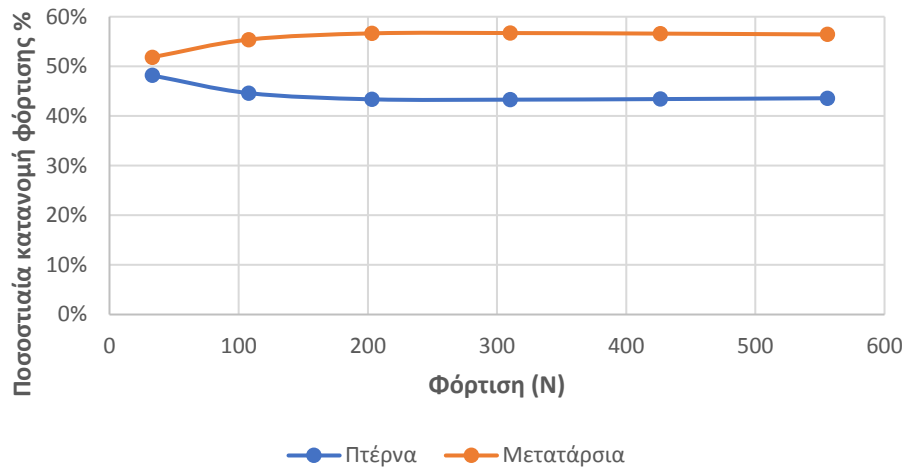
Εικόνα 152: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάρδισης, για 0% γήρανση δέρματος.

Μέση θέση βάδισης-0% γήρανση δέρματος

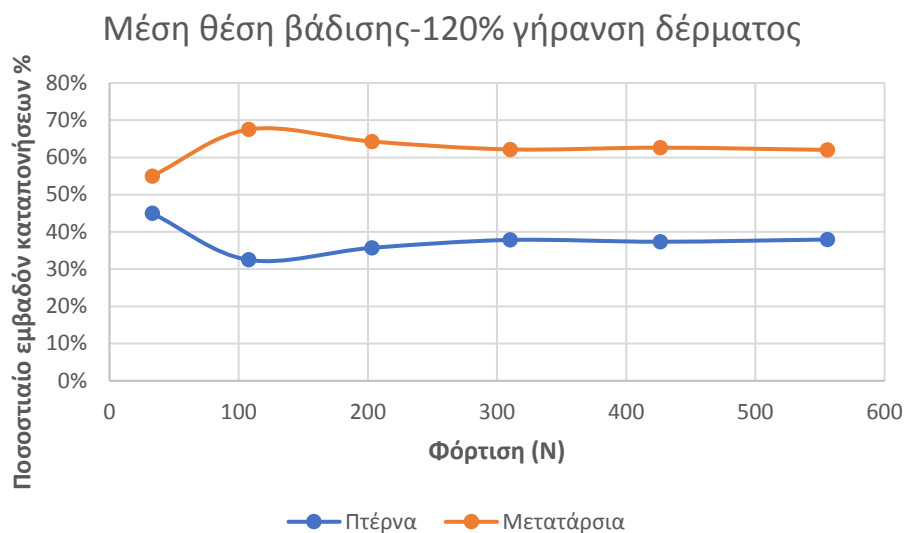


Εικόνα 153: Διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατόρσια, μέση θέση βάδισης, για 0% γήρανση δέρματος.

Μέση θέση βάδισης-120% γήρανση δέρματος

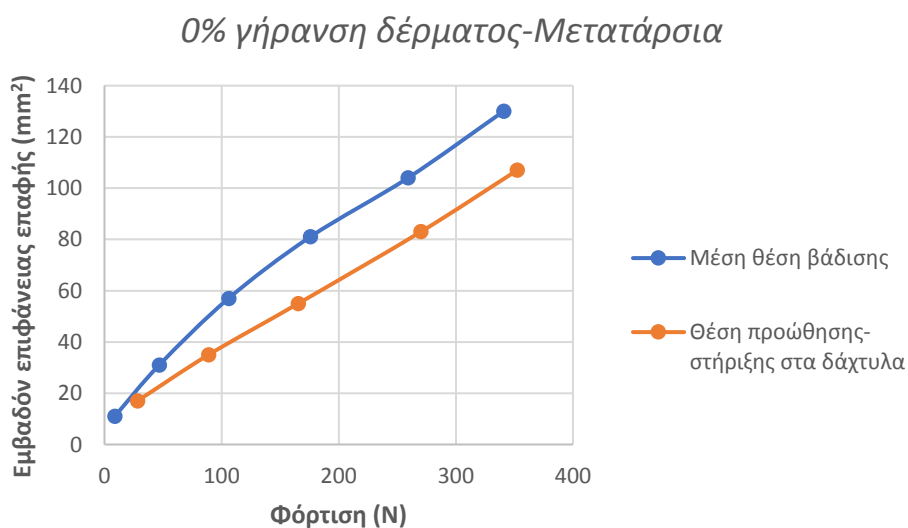


Εικόνα 154: Διάγραμμα ποσοστιαίας κατανομής φόρτισης % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατόρσια, μέση θέση βάδισης, για 120% γήρανση δέρματος.



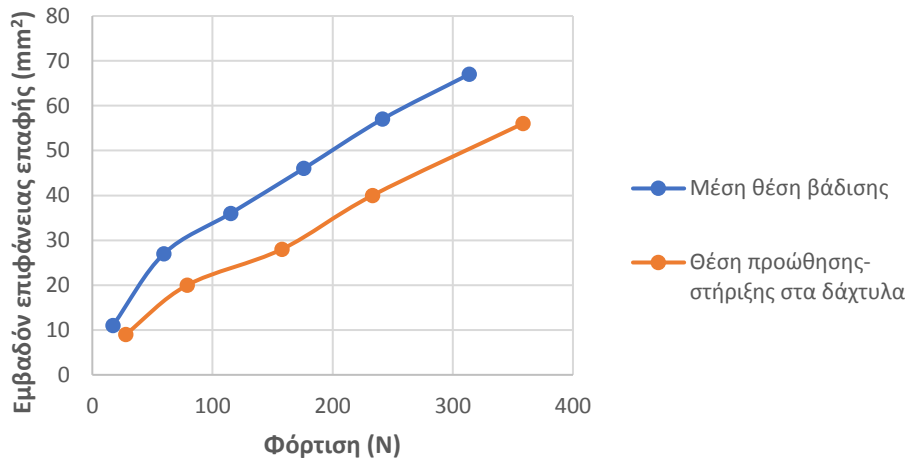
Εικόνα 155: Διάγραμμα ποσοστιαίου εμβαδού καταπονήσεων % και φόρτισης στη πτέρνα και τα μετατάρσια, μέση θέση βάδισης, για 120% γήρανση δέρματος.

Στο διάγραμμα του εμβαδού επιφάνειας επαφής με τη φόρτιση στην περιοχή των μεταταρσίων (Εικόνα 156), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0%, παρατηρείται ότι στη μέση θέση βάδισης το εμβαδόν είναι μεγαλύτερο κατά 18% σε σύγκριση με τη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα. Ομοίως στο διάγραμμα του εμβαδού επιφάνειας επαφής με τη φόρτιση στην περιοχή των μεταταρσίων (Εικόνα 157), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120%, παρατηρείται ότι στη μέση θέση βάδισης το εμβαδόν είναι μεγαλύτερο κατά 16% σε σύγκριση με τη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα.



Εικόνα 156: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 0% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή των μεταταρσίων.

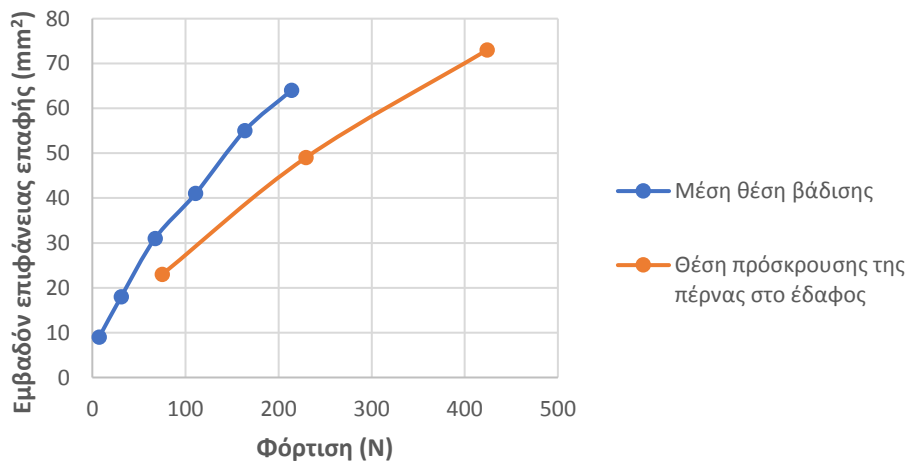
120% γήρανση δέρματος-Μετατάρσια



Εικόνα 157: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 120% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή των μεταταρσίων.

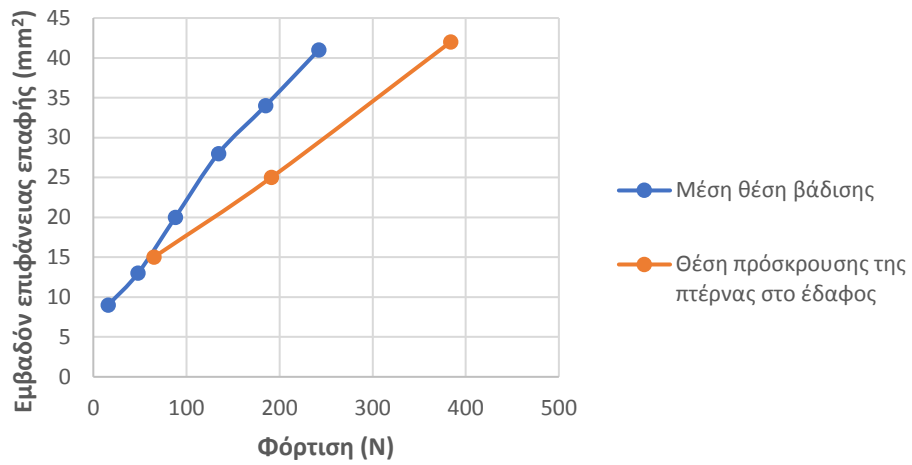
Τέλος στο διάγραμμα του εμβαδού επιφάνειας επαφής με τη φόρτιση στην περιοχή της πτέρνας (Εικόνα 158), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 0%, παρατηρείται ότι στη μέση θέση βάδισης το εμβαδόν είναι μεγαλύτερο κατά 23% σε σύγκριση με τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος. Ομοίως στο διάγραμμα του εμβαδού επιφάνειας επαφής με τη φόρτιση στην περιοχή της πτέρνας (Εικόνα 159), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120%, παρατηρείται ότι στη μέση θέση βάδισης το εμβαδόν είναι μεγαλύτερο κατά 27% σε σύγκριση με τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

0% γήρανση δέρματος-Πτέρνα



Εικόνα 158: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 0% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή της πτέρνας.

120% γήρανση δέρματος-Πτέρνα



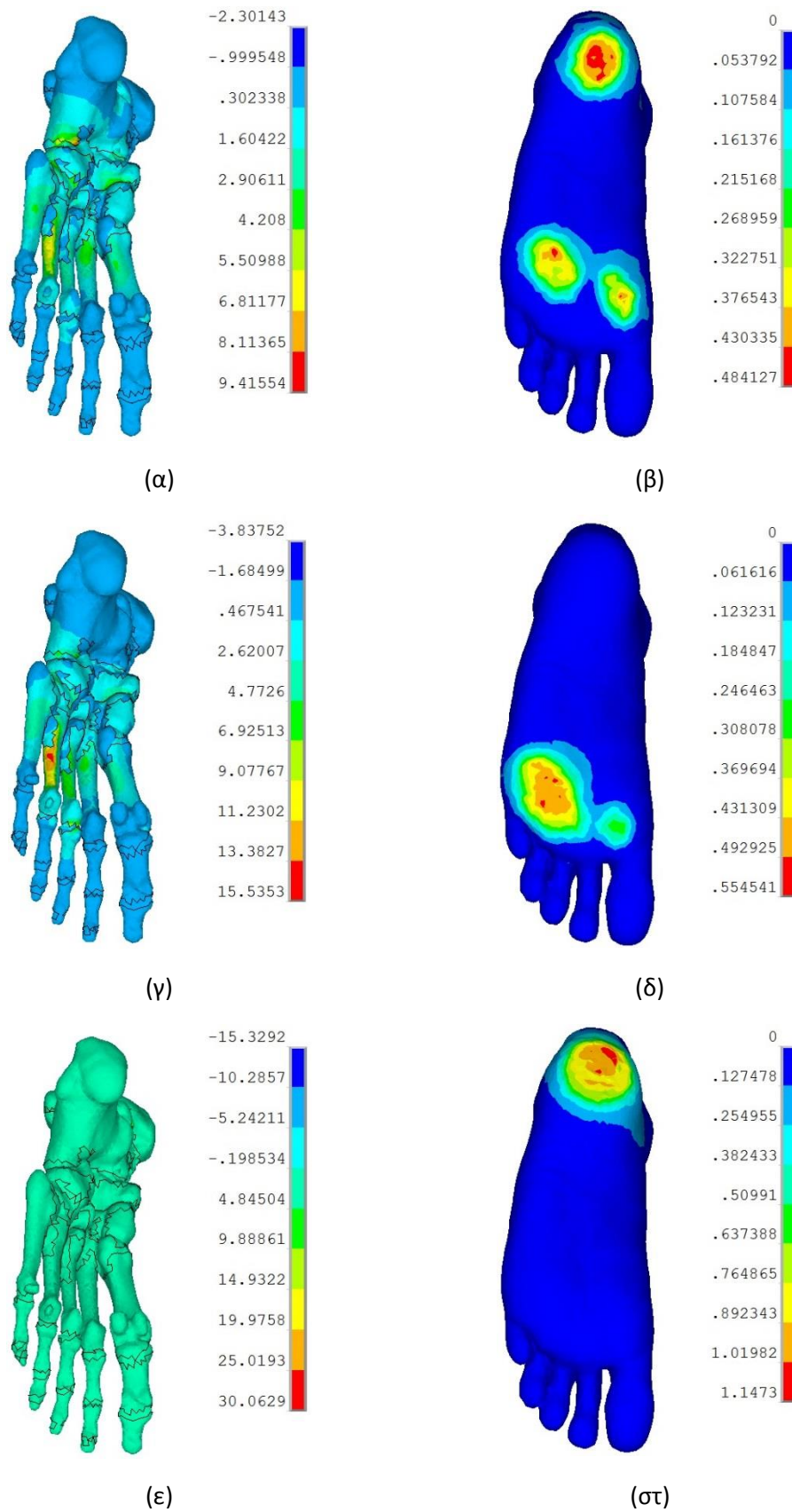
Εικόνα 159: Διάγραμμα εμβαδού επιφάνειας επαφής και φόρτισης για 120% γήρανση του δέρματος, στην περιοχή της πτέρνας.

7. Μελέτη καταπονήσεων του 3D βιομοντέλου άκρου ποδός του συνδυασμού οστεοπόρωσης- γήρανσης του δέρματος σύμφωνα με τα ποσοστά των ηλικιωμένων.

Με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και του λογισμικού προγράμματος ANSYS πραγματοποιείται συνδυαστική ανάλυση οστεοπόρωσης και γήρανσης δέρματος για ηλικιωμένα άτομα (περίπου 80 ετών) μαζί με τα διαφορετικά είδη υλικών υπόδησης. Τα αποτελέσματα αυτών των αναλύσεων είναι πρωτότυπα. Για τις καταπονήσεις αυτού το συνδυασμού χρησιμοποιείται το απλοποιημένο μηχανικό βιομοντέλο άκρου ποδός, το ποσοστό οστεοπόρωσης 40% και δύο ποσοστά γήρανσης του δέρματος 76% (φυσιολογική γήρανση) και 120% (με μεγάλη διάρκεια σακχαρώδη διαβήτη).

7.1 Γήρανση του δέρματος 76%- Οστεοπόρωση 40%

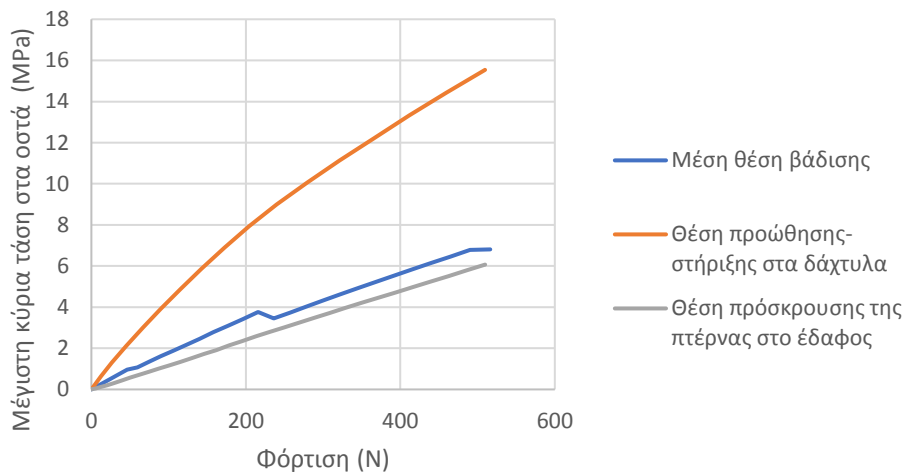
Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40% γίνεται μελέτη της γήρανσης και της οστεοπόρωσης για ηλικιωμένα άτομα που πάσχουν από οστεοπόρωση και διαβήτη, και το δέρμα τους έχει την ανάλογη γήρανση σύμφωνα με την ηλικία τους (80 ετών). Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 76% παρουσιάζεται αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 76% (2 MPa), και στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 40% παρουσιάζεται μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 40%, μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 75% (1825 MPa) και μείωση της αντοχής των οστών κατά 40% (79.8 MPa). Στην Εικόνα 160 απεικονίζονται τα αποτελέσματα των τάσεων στα οστά και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάρδισης. Στη μέση θέση βάρδισης (α, β) οι τάσεις στα οστά κατανέμονται στα μετατάρσια και στα οστά του ταρσού, ενώ οι πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των μεταταρσίων και στη πτέρνα. Στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα (γ, δ) οι τάσεις στα οστά κατανέμονται στα μετατάρσια, κυρίως στο πρώτο και τέταρτο μετατάρσιο, ενώ οι πελματιαίες πιέσεις στην περιοχή των φαλάγγων του πρώτου δαχτύλου και στα μετατάρσια. Τέλος στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (ε, στ) η κατανομή των τάσεων στα οστά γίνεται στην περιοχή της κνήμης και της περόνης. Οι πελματιαίες πιέσεις σε αυτή τη φάση βάρδισης κατανέμονται στην περιοχή της πτέρνας.



Εικόνα 160: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 76% ποσοστό γήρανσης και 40% οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

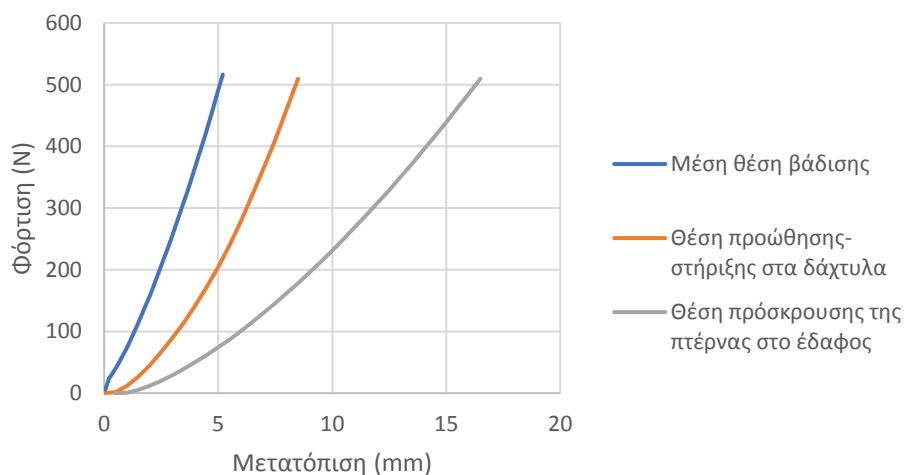
Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 161 παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (15.54 MPa), ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (6.07 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης (Εικόνα 162) και στο διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και δύναμης (Εικόνα 163), παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (16.5 mm) και τη μεγαλύτερη πίεση (1.15 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάδισης τη μικρότερη μετατόπιση (5.2 mm) και πίεση (0.48 MPa).

76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



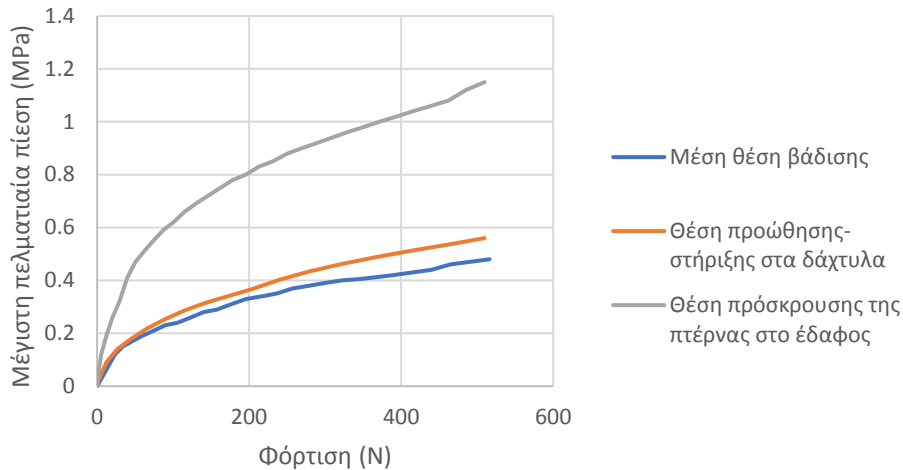
Εικόνα 161: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 162: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

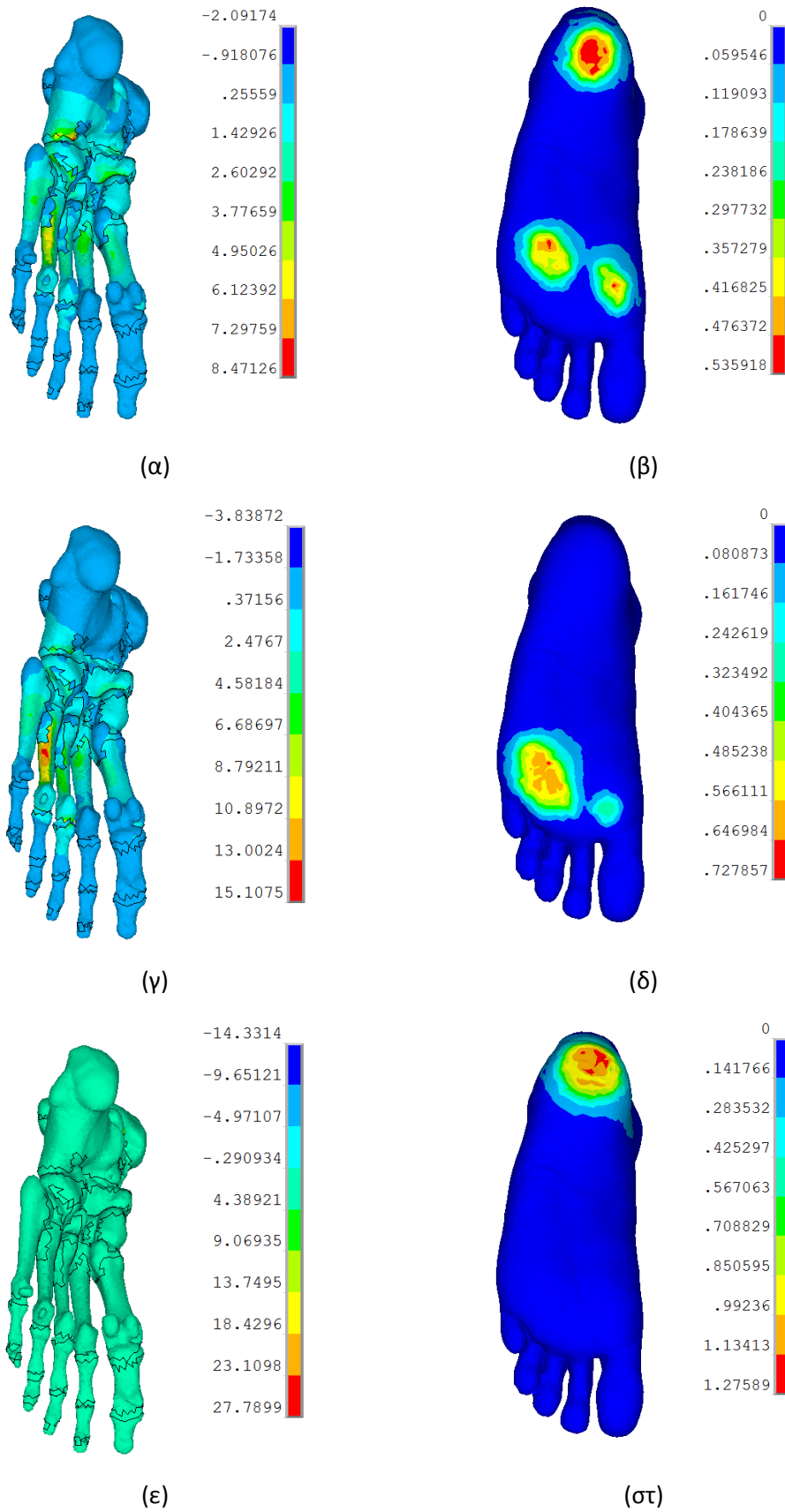
76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 163: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάρδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

7.2 Γήρανση του δέρματος 120%- Οστεοπόρωση 40%

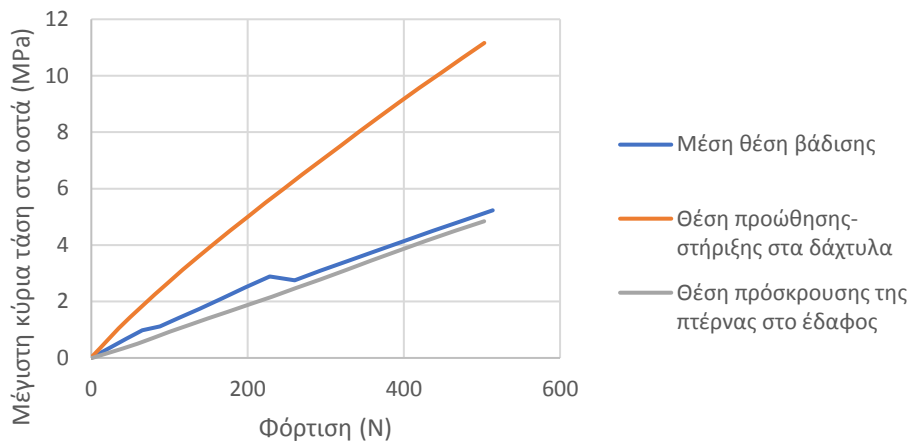
Ενώ στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40% γίνεται μελέτη της μη φυσιολογικής γήρανσης του δέρματος λόγω χρόνιου διαβήτη και της οστεοπόρωσης για ηλικιωμένα άτομα ηλικίας περίπου 80 ετών. Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης 120% δημιουργείται αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του δέρματος κατά 120% (2.5 MPa), και στην περίπτωση του ποσοστού οστεοπόρωσης 40% δημιουργείται μείωση της οστικής πυκνότητας κατά 40%, μείωση του μέτρου ελαστικότητας των οστών κατά 75% (1825 MPa) και μείωση της αντοχής των οστών κατά 40% (79.8 MPa). Στην Εικόνα 164 απεικονίζονται τα αποτελέσματα των τάσεων στα οστά και η κατανομή των πελματιαίων πιέσεων στις τρεις φάσεις βάρδισης. Οι κατανομή των τάσεων και των πελματιαίων πιέσεων στο μοντέλο ποδιού είναι στις ίδιες περιοχές του μοντέλου, με την περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.



Εικόνα 164: Τάσεις στα οστά και πελματιαίες πιέσεις για 120% ποσοστό γήρανσης και 40% οστεοπόρωσης, (α)-(β) Μέση θέση βάδισης, (γ)-(δ) Θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, (ε)-(στ) Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος.

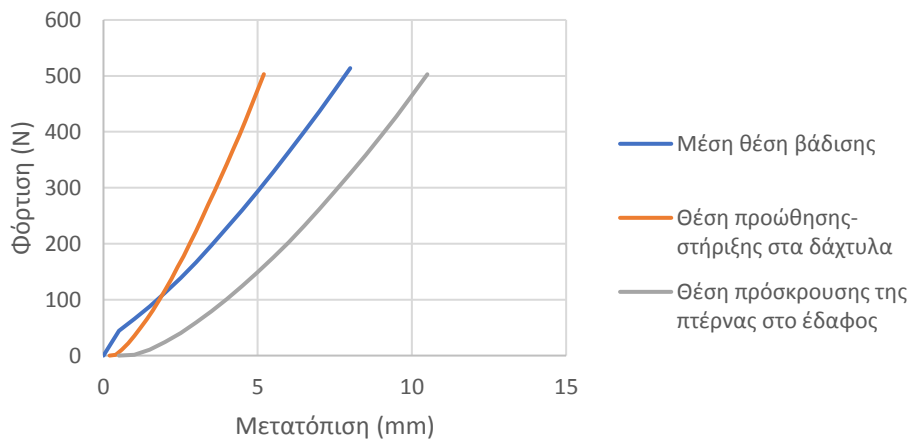
Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και δύναμης φόρτισης της Εικόνα 165 παρατηρείται ότι στη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα δημιουργούνται οι μεγαλύτερες κύριες τάσεις στα οστά (15.108 MPa), ενώ στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά είναι μικρότερες (5.55 MPa) σε σχέση με τις άλλες δύο φάσεις βάδισης. Ενώ στα άλλα δύο διαγράμματα, δηλαδή στο διάγραμμα δύναμης φόρτισης και μετατόπισης (Εικόνα 166) και στο διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και δύναμης (Εικόνα 167), παρατηρείται ότι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος έχει τη μεγαλύτερη μετατόπιση (14 mm) και τη μεγαλύτερη πίεση (1.276 MPa) από τις άλλες δύο φάσεις, και η μέση θέση βάδισης τη μικρότερη μετατόπιση (4.4 mm) και πίεση (0.536 MPa).

120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



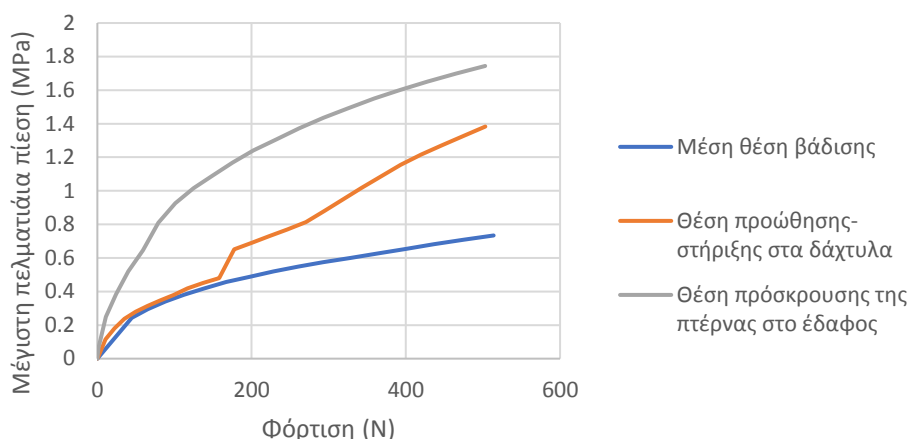
Εικόνα 165: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 166: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση

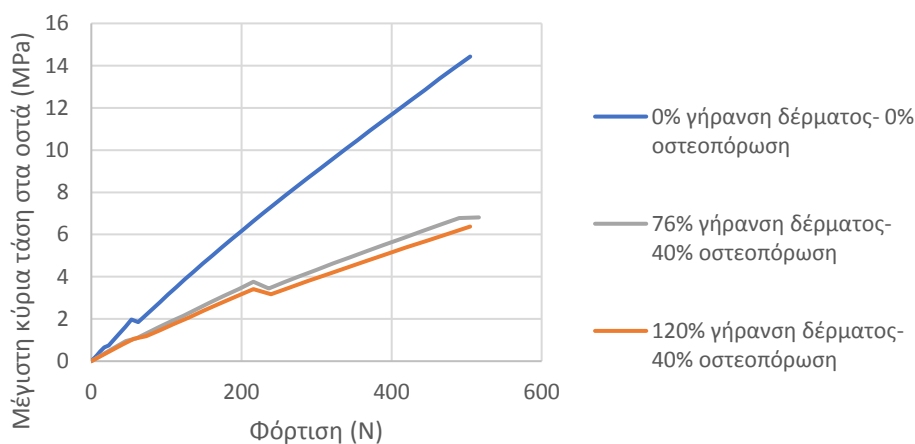


Εικόνα 167: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης των τριών φάσεων βάδισης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

7.3 Συμπεράσματα αποτελεσμάτων

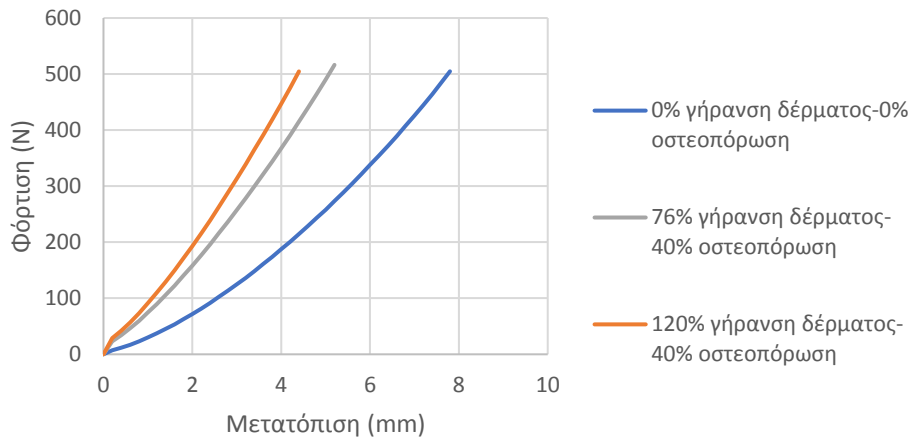
Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα των αναλύσεων όπως απεικονίζονται στα διαγράμματα, για κάθε περίπτωση ποσοστού οστεοπόρωσης και γήρανσης του δέρματος στις τρεις βασικές φάσεις βάδισης, συμπεραίνεται ότι στη μέση θέση για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη κατά 52% (Εικόνα 168) από τη μέγιστη κύρια τάση των οστών για 0% γήρανση του δέρματος (φυσιολογική κατάσταση δέρματος) και 0% οστεοπόρωση (φυσιολογική κατάσταση των οστών). Η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 33% (Εικόνα 169) και η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης μεγαλύτερη κατά 45% (Εικόνα 170). Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40% με τη φυσιολογική κατάσταση των οστών η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 56% (Εικόνα 168), η μετατόπιση είναι μεγαλύτερη κατά 44% (Εικόνα 169) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 51% (Εικόνα 170).

Μέση θέση βάδισης



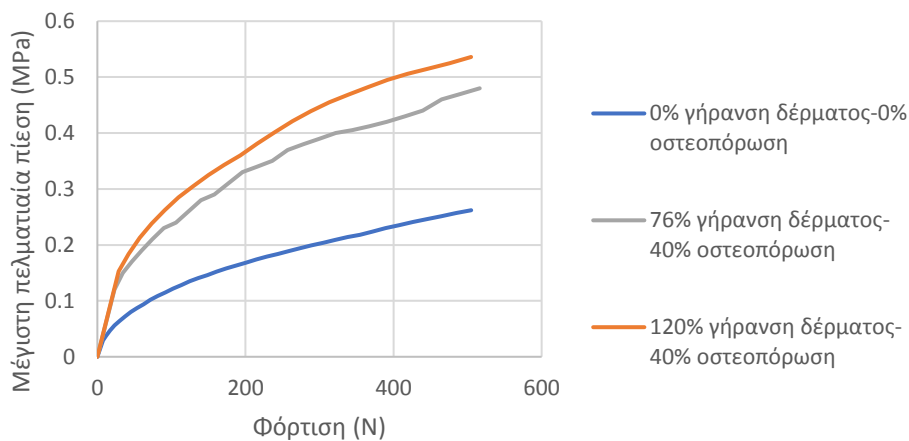
Εικόνα 168: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

Μεσαία θέση βάδισης



Εικόνα 169: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

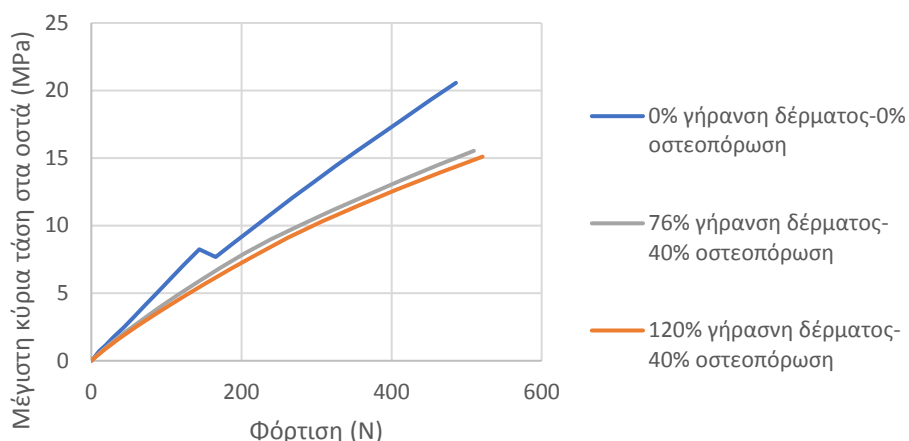
Μέση θέση βάδισης



Εικόνα 170: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη μέση θέση βάδισης, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

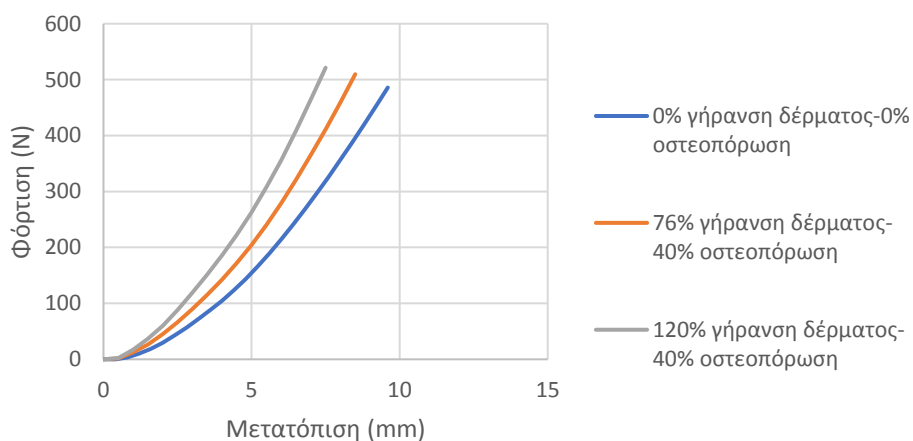
Στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40% η μέγιστη κύρια τάση στα οστά είναι μικρότερη κατά 25% (Εικόνα 171) από στη φυσιολογική κατάσταση. Η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 12% (Εικόνα 172) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης μεγαλύτερη κατά 28% (Εικόνα 173). Επιπλέον στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40% με τη φυσιολογική κατάσταση των οστών η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 27% (Εικόνα 171), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 22% (Εικόνα 172) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 44% (Εικόνα 173).

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα



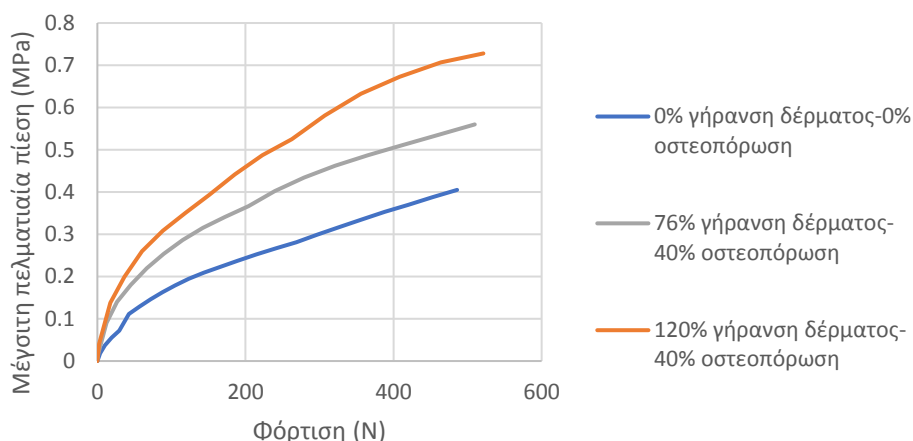
Εικόνα 171: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση προώθησης – στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 172: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

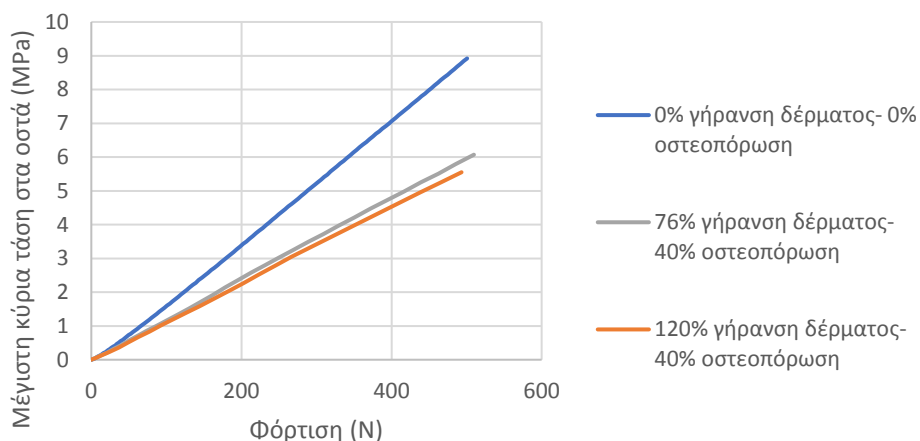
Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα



Εικόνα 173: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, σε αλληλεπίδραση με το έδαφος, με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

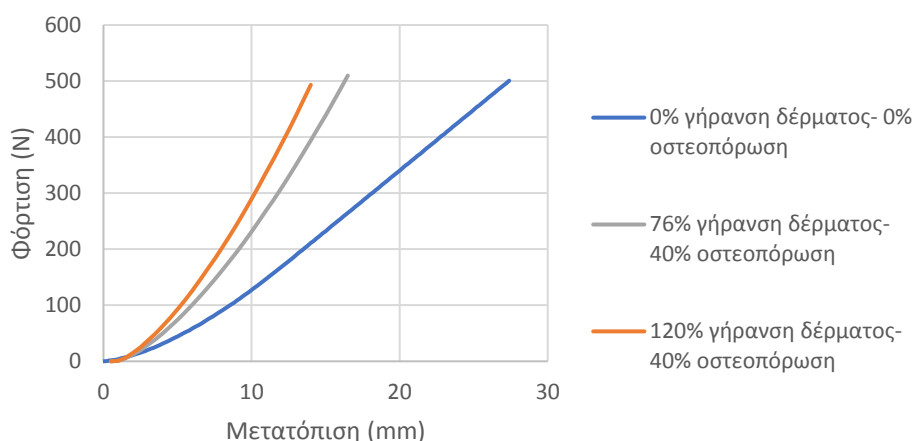
Τέλος στην τρίτη φάση βάρδισης που είναι η θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης στα οστά για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40% είναι μικρότερη κατά 32% από αυτή της προσομοίωσης φυσιολογικής κατάστασης (Εικόνα 174). Η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 40% (Εικόνα 175) και η μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης μεγαλύτερη κατά 25% (Εικόνα 176). Επιπρόσθετα στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40% με τη φυσιολογική κατάσταση των οστών η μέγιστη κύρια τάση είναι μικρότερη κατά 38% (Εικόνα 174), η μετατόπιση είναι μικρότερη κατά 49% (Εικόνα 175) και η απόλυτη τιμή της μέγιστης πίεσης είναι μεγαλύτερη κατά 33% (Εικόνα 176).

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



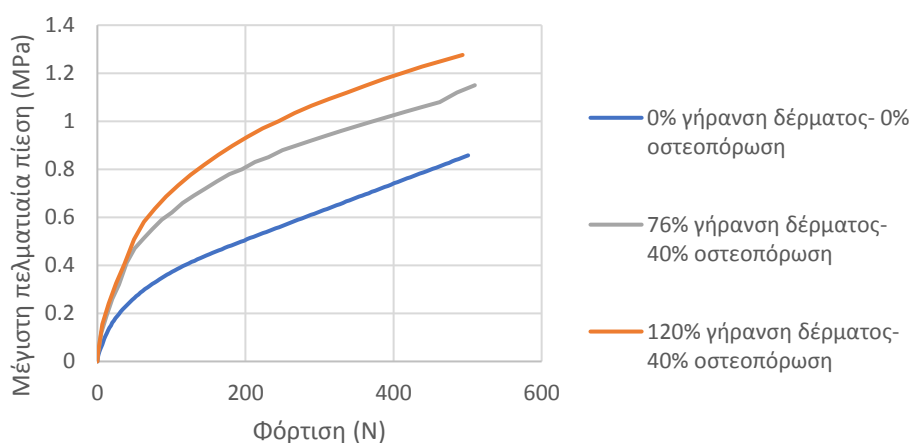
Εικόνα 174: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



Εικόνα 175: Διάγραμμα φόρτισης και μετατόπισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος



Εικόνα 176: Διάγραμμα μέγιστης πελματιαίας πίεσης και φόρτισης για τη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με τα ποσοστά γήρανσης του δέρματος και οστεοπόρωσης.

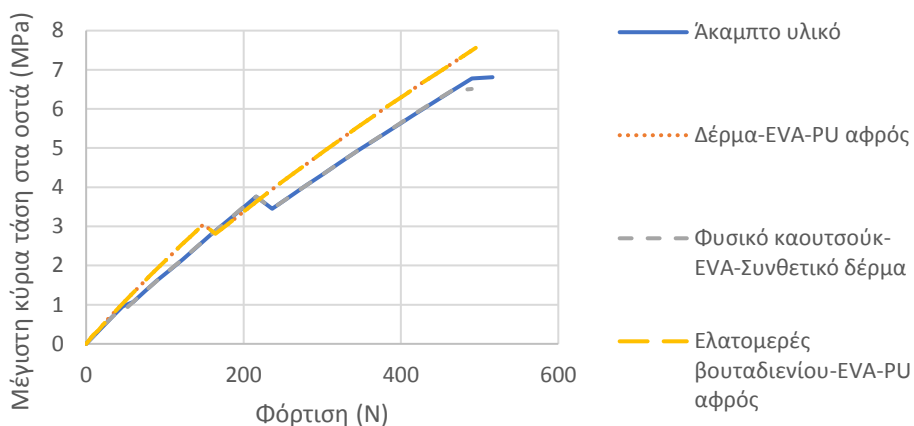
Στη συνέχεια έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων αλληλεπίδρασης του βιομοντέλου άκρου ποδός με τρεις βασικούς συνδυασμούς υλικών που χρησιμοποιούνται στην υποδηματοποιία, αρχικά για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40% και στη συνέχεια για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40% , στις τρεις βασικές φάσεις βάρδισης, ώστε να γίνει διαπίστωση της επίδρασης των υλικών στις μέγιστες κύριες τάσεις συγκέντρωσης στα οστά και στις μέγιστες πελματιαίες πιέσεις. Από το διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά με τη δύναμη φόρτισης (Εικόνα 177), στη μεσαία φάση βάρδισης για το ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση συγκέντρωσης στα οστά κατά 20% στο συνδυασμό επιπέδων σόλας δέρμα (leather)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) στα 500N σε σύγκριση με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους και τον άλλο συνδυασμό υλικών σόλας. Από το διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη

φόρτισης στη μέση θέση βάρδισης (Εικόνα 178) παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης στο συνδυασμό επιπέδων σόλας φυσικού καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικού δέρματος (Composite leather) στα 500N σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς, κατά 61%. Επίσης από το διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά με τη δύναμη φόρτισης (Εικόνα 179), στη μεσαία φάση βάρδισης για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση συγκέντρωσης στα οστά κατά 14% στο συνδυασμό επιπέδων σόλας δέρμα (leather)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και φυσικού καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικού δέρματος (Composite leather) στα 500N σε σύγκριση με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους και τον άλλο συνδυασμό υλικών. Στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη φόρτισης στη μέση θέση βάρδισης (Εικόνα 180), για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης στο συνδυασμό ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και στο άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους στα 500N, κατά 46%. Οι ιδιότητες των υλικών σόλας παρουσιάζονται στον Πίνακα 13.

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας (MPa)	Πάχος (mm)
Άκαμπτο (σκληρό) υλικό (έδαφος)	40000	40
Δέρμα	300	5
EVA	25	5
PU αφρός	0.6	5
Φυσικό καουτσούκ	2	5
Συνθετικό δέρματος	100	5
Ελαστομερές του Βουταδιενίου	5	5

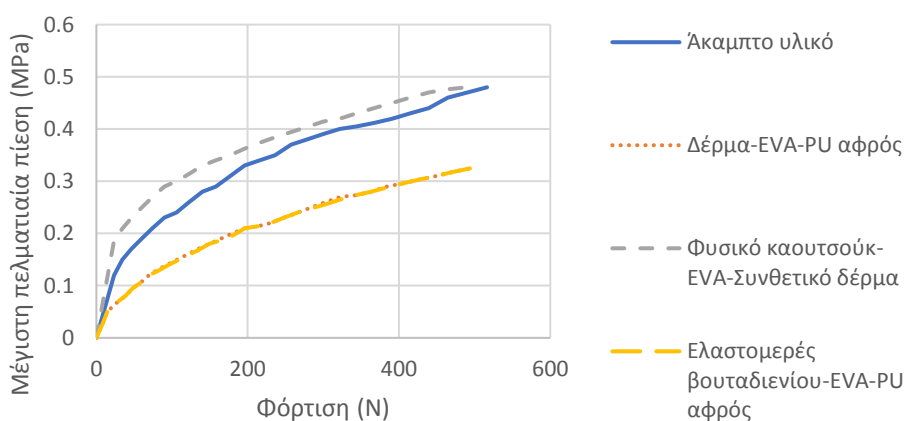
Πίνακας 13: Ιδιότητες υλικών σόλας που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των τιμών μέγιστων πελματιαίων πιέσεων και τάσεων στα οστά.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



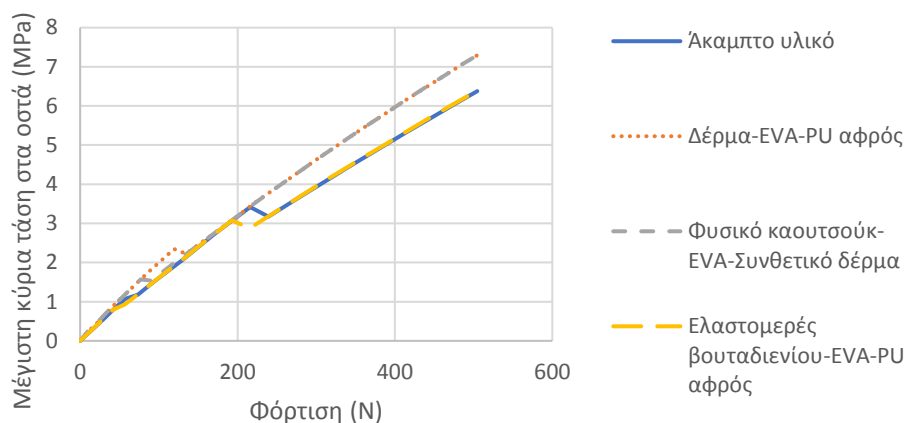
Εικόνα 177: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



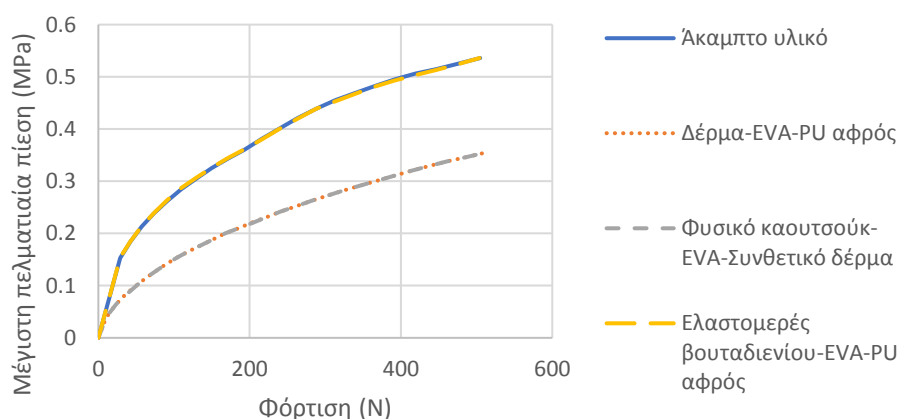
Εικόνα 178: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 179: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση

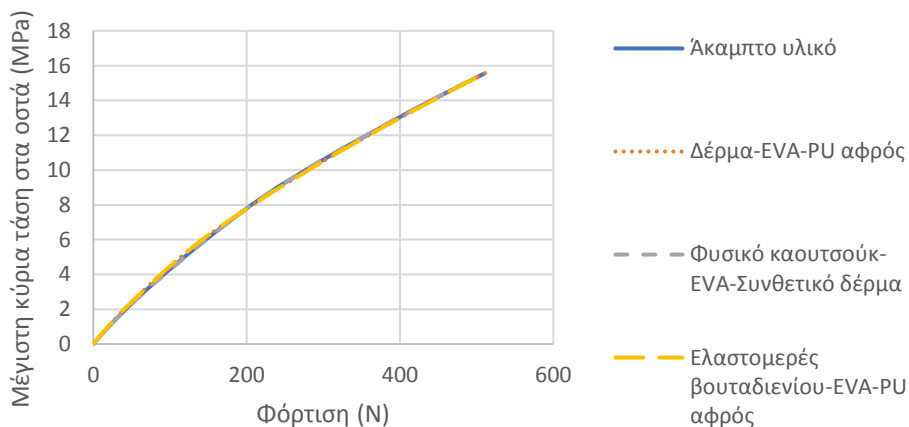


Εικόνα 180: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη μέση θέση βάδισης με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά με τη δύναμη φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 181), για το ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40%, δεν παρατηρείται διαφορά ανάμεσα στις τιμές των τάσεων. Από το διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 182) παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης στο συνδυασμό φυσικού καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικού δέρματος (Composite leather) σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς στα 500N, κατά 25%. Επιπλέον από το διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά με τη δύναμη φόρτισης (Εικόνα 183), στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, επίσης δεν παρατηρείται διαφορά

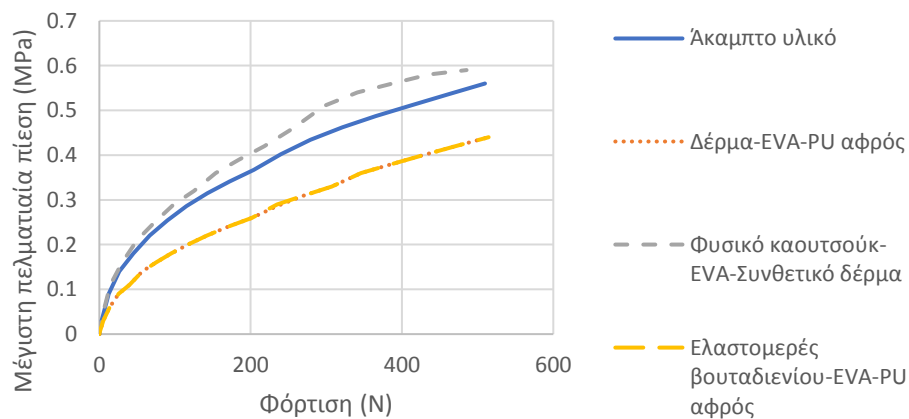
ανάμεσα στις τιμές των τάσεων. Στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 184), για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης, ομοίως, στο συνδυασμό επιπέδων σόλας ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και αλληλεπίδρασης με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους στα 500N, κατά 38%, σε σύγκριση με τους συνδυασμούς φυσικό καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίο οξικού βινυλίου (EVA)-συνθετικό δέρμα (Composite leather) και δέρμα (leather)- Αιθυλενίο οξικού βινυλίου (EVA)-αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam).

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



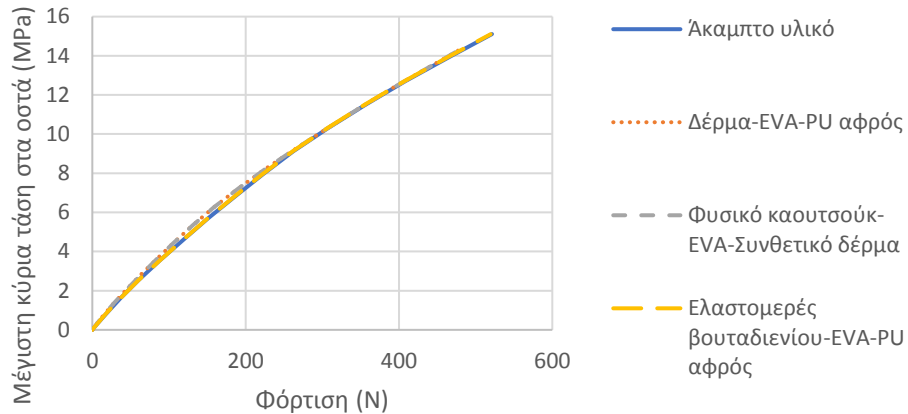
Εικόνα 181: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



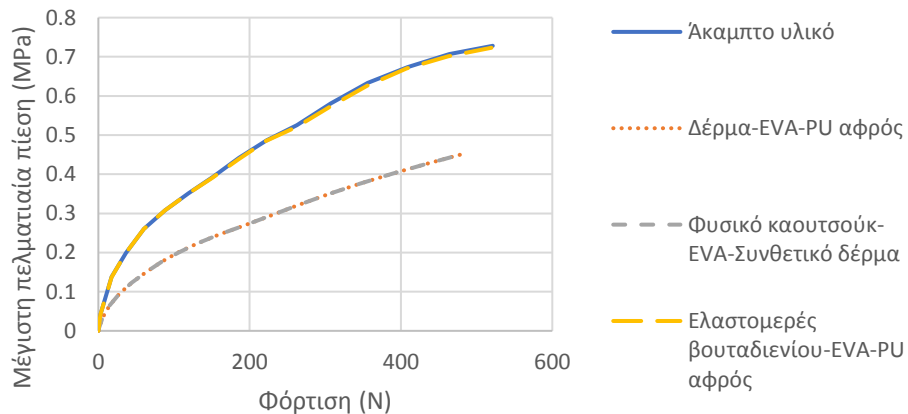
Εικόνα 182: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 183: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση

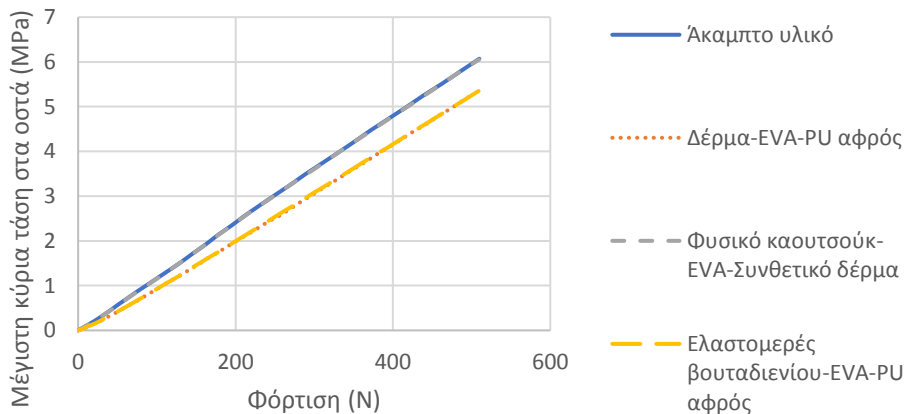


Εικόνα 184: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση προώθησης-στήριξης στα δάχτυλα με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Τέλος στο διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης στα οστά με τη δύναμη φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Εικόνα 185), για το ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση συγκέντρωσης στα οστά κατά 12% στο συνδυασμό υλικών σόλας φυσικού καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικού δέρματος (Composite leather) και στο υλικό που προσομοιώνει το έδαφος, σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς. Από το διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Εικόνα 186) παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης στο συνδυασμό φυσικού καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικού δέρματος (Composite leather) και αλληλεπίδρασης με το άκαμπτο (σκληρό)

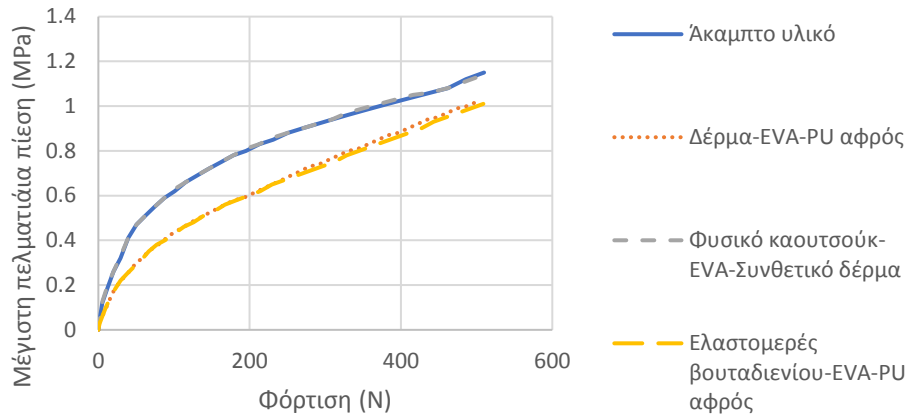
υλικό εδάφους στα 500N, κατά 11%. Επιπλέον από το διάγραμμα μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά με τη δύναμη φόρτισης (Εικόνα 187), στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση συγκέντρωσης στα οστά κατά 13% στο συνδυασμό επιπέδων σόλας ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και αλληλεπίδρασης με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους στα 500N σε σύγκριση με τους άλλους δύο συνδυασμούς υλικών. Στο διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη δύναμη φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος (Εικόνα 188), για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, παρατηρείται μέγιστη απόλυτη τιμή πελματιαίας πίεσης στο συνδυασμό ελαστομερούς βουταδιενίου-Αιθυλενίου οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam) και εδάφους στα 500N, κατά 18%, σε σύγκριση με τους συνδυασμούς φυσικό καουτσούκ (Natural rubber)- Αιθυλενίο οξικού βινυλίου (EVA)- συνθετικό δέρμα (Composite leather) και δέρμα (leather)- Αιθυλενίο οξικού βινυλίου (EVA)- αφρώδες πολυουρεθάνη (PU foam).

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



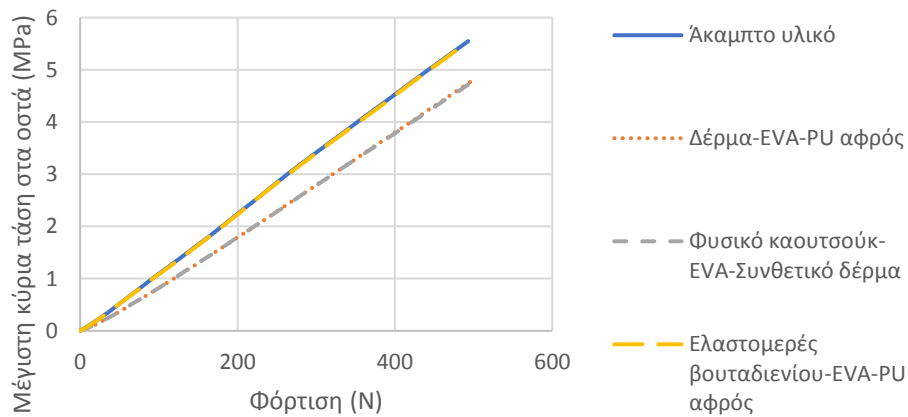
Εικόνα 185: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



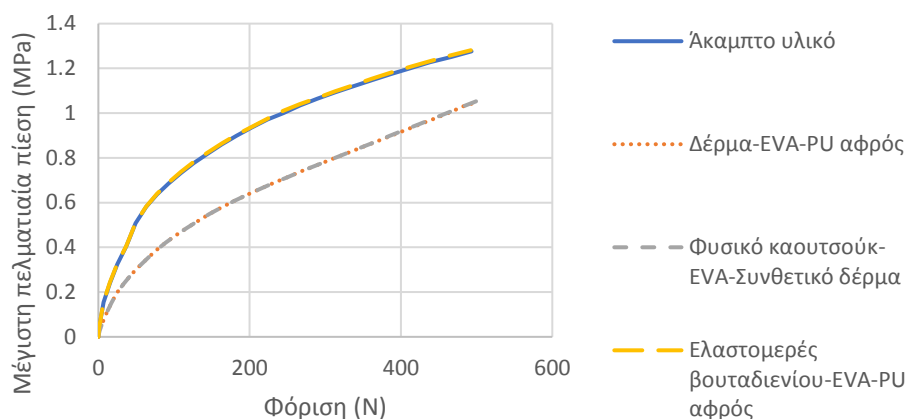
Εικόνα 186: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 187: Διάγραμμα μέγιστης κύριας τάσης των οστών με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση

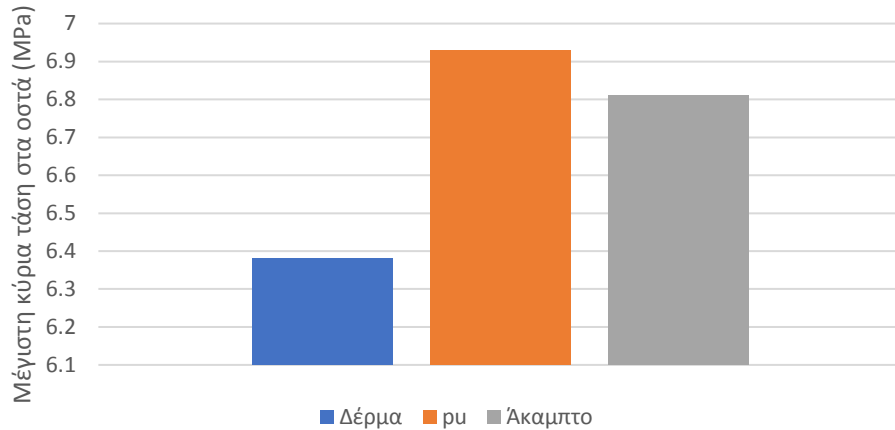


Εικόνα 188: Διάγραμμα μέγιστης απόλυτης τιμής πελματιαίας πίεσης με τη φόρτιση φόρτισης στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος με χρήση τριών κοινών συνδυασμών υλικών σόλας για το ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Στα ιστογράμματα παρακάτω, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μέγιστων κύριων τάσεων που συγκεντρώνονται στα οστά και των μέγιστων πελματιαίων πιέσεων για φόρτιση 500N, στις τρεις βασικές φάσεις βάρδισης, όταν το βιομοντέλο άκρου ποδός αλληλεπιδρά με διαφορετικό τύπο υλικού (μαλακό-σκληρό). Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των τάσεων και των πιέσεων ήταν το δέρμα με μέτρο ελαστικότητας 300 MPa, η πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας με μέτρο ελαστικότητας 8 MPa και το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους με μέτρο ελαστικότητας 40000 MPa. Το πάχος των υλικών ήταν 10mm. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 190) η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.535MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.437MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.48MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι μέγιστη πίεση στο πέλμα κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με το δέρμα και το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους είναι μεγαλύτερη κατά 10%, ενώ η ποσοστιαία διαφορά του σκληρού υλικού εδάφους με τη πολυουρεθάνη είναι της τάξης του 9%. Επίσης στο ιστόγραμμα του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και της οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 192), η μέγιστη πελματιαία πίεση για υλικό σόλας δέρμα (υποδηματοποιίας) είναι 0.535MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 0.48MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 0.536MPa. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι η μέγιστη πίεση στο πέλμα κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με το δέρμα και το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους δεν έχει διαφορά, ενώ η ποσοστιαία διαφορά τους με τη πολυουρεθάνη είναι της τάξης του 11%. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 189) η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 6.38 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 6.93 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 6.81 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά, για το ποσοστό γήρανσης 76% και οστεοπόρωσης 40%, αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από πολυουρεθάνη κατά 8% σε σύγκριση με το υλικό σόλας δέρμα. Επιπλέον στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέση θέση βάρδισης για ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 191) η μέγιστη κύρια τάση των οστών για υλικό σόλας το δέρμα είναι 6.376 MPa, ενώ για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας

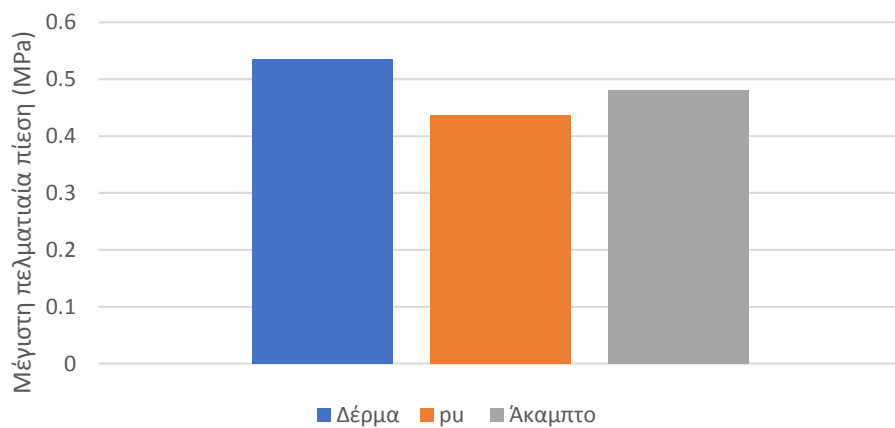
είναι 6.438 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό δαπέδου είναι 6.377 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι μεγαλύτερες τάσεις στα οστά, για το ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40%, αναπτύσσονται στην αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από πολυουρεθάνη κατά 1% σε σύγκριση με το υλικό σόλας δέρμα και το έδαφος.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



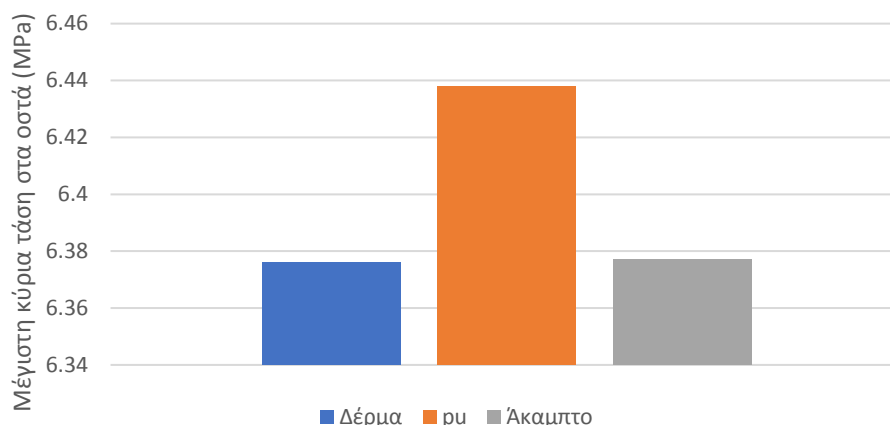
Εικόνα 189: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 76% γήρανση δέρματος- 40% οστεοπόρωση



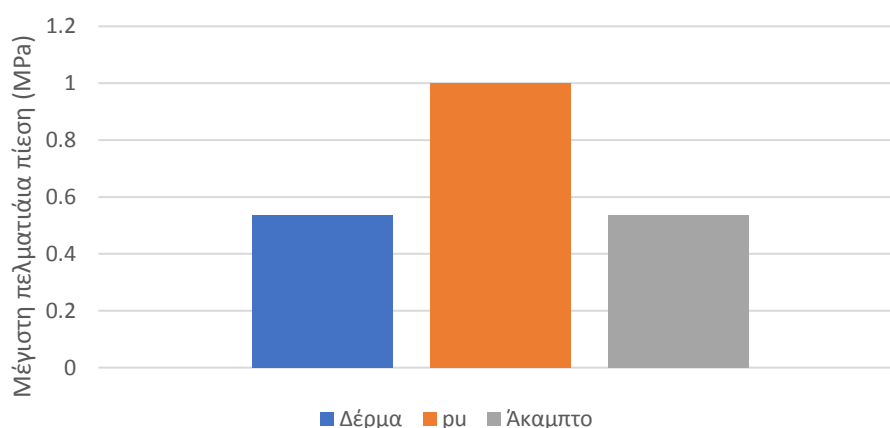
Εικόνα 190: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 191: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Μέση θέση βάδισης για 120% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση

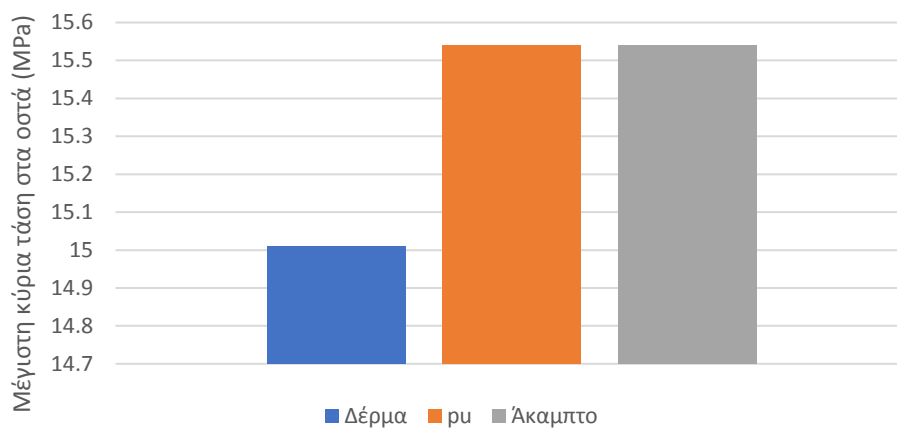


Εικόνα 192: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη μέση θέση βάδισης, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα (Εικόνα 193), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%, η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης για φόρτιση 50Kg, είναι η ίδια (15.54 MPa) για τη σόλα πολουρεθάνης διπλής πυκνότητα και του σκληρού υλικού εδάφους, ενώ για τη σόλα δέρματος η τιμή της τάσης είναι 15.01 MPa. Άρα παρατηρείται μεγαλύτερη κύρια τάση στα οστά κατά 3% στη σόλα πολουρεθάνης διπλής πυκνότητας και στο άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους, σε σύγκριση με τη σόλα από δέρμα. Το ίδιο συμβαίνει και με τη μέγιστη πελματιαία πίεση (Εικόνα 194) όπου η τιμή της είναι η ίδια για το στρώμα σόλας από πολουρεθάνη διπλής πυκνότητας και του σκληρού υλικού που προσομοιώνει το έδαφος (0.56 MPa), ενώ η μέγιστη πελματιαία πίεση για το στρώμα σόλας από δέρμα είναι 0.59 MPa. Ομοίως και η μέγιστη πελματιαία πίεση που αφορά το στρώμα από δέρμα είναι μεγαλύτερη κατά 5%. Στην περίπτωση του ποσοστού γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 195) η τιμή της μέγιστης κύριας τάσης για

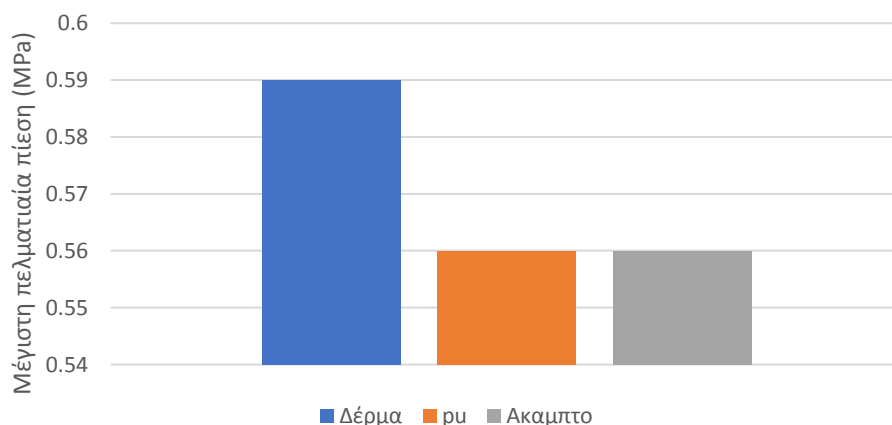
φόρτιση 50Kg, για τη σόλα δέρματος είναι 15.095 MPa, για τη σόλα πολυουρεθάνης διπλής πυκνότητα η τιμή της τάσης είναι 14.37 MPa και του σκληρού υλικού εδάφους 15.108 MPa. Άρα η μικρότερη μέγιστη κύρια τάση στα οστά συμβαίνει στην αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με την πολυουρεθάνη κατά 5% σε σύγκριση με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους. Στο ιστόγραμμα που αφορά τη μέγιστη πελματιαία πίεση για ποσοστό γήρανσης 120% και οστεοπόρωσης 40% (Εικόνα 196) η μέγιστη πελματιαία πίεση για το υλικό σόλας από δέρμα είναι 0.723 MPa, για σόλα πολυουρεθάνης διπλής πυκνότητας 0.624 MPa και του σκληρού υλικού που προσομοιώνει το έδαφος 0.728 MPa. Άρα συμπεραίνεται ότι τη μικρότερη μέγιστη πελματιαία πίεση την έχει το υλικό σόλας από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας κατά 14% σε σύγκριση με το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



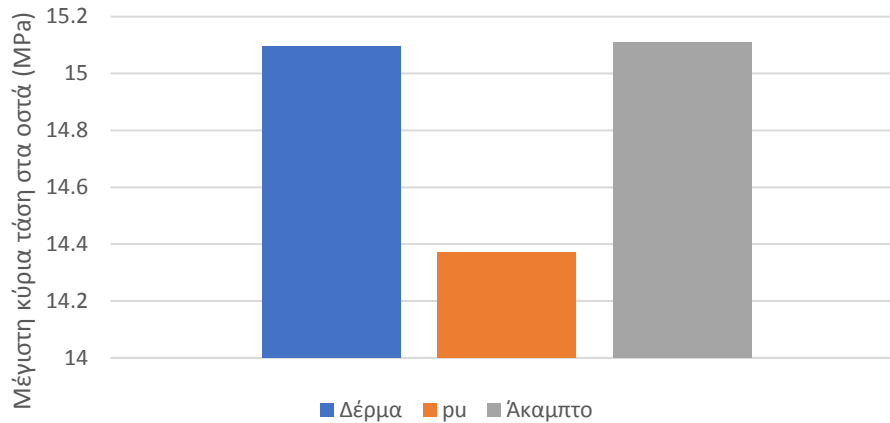
Εικόνα 193: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 76% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



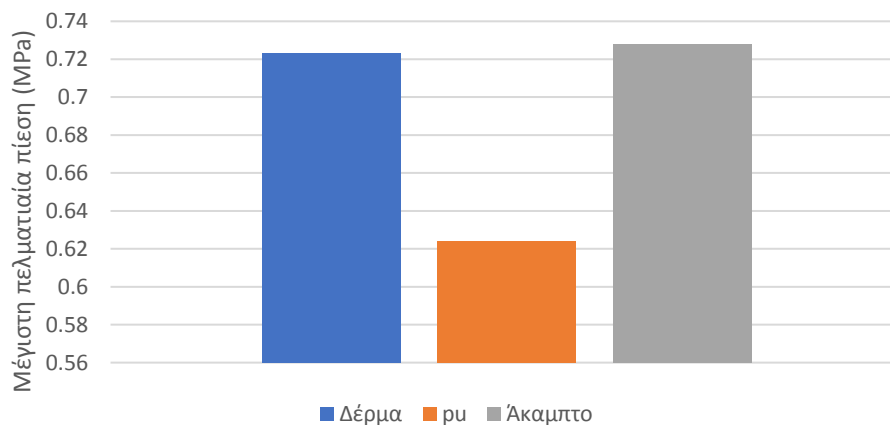
Εικόνα 194: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, , για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 195: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα για 120% γήρανση δέρματος - 40% οστεοπόρωση

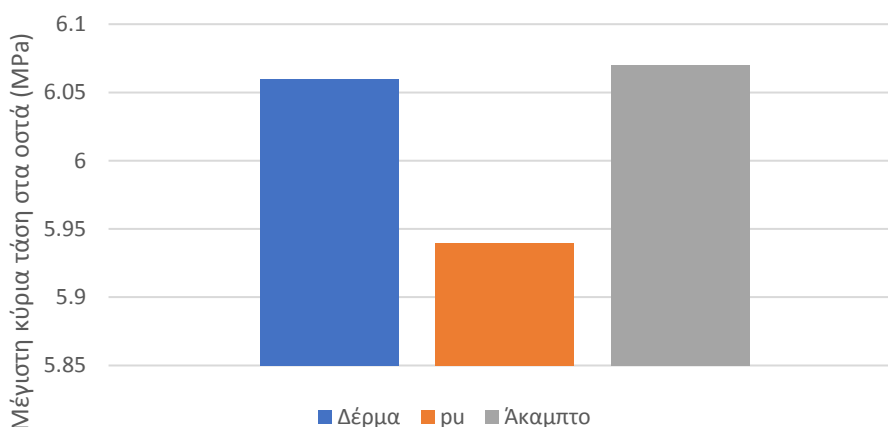


Εικόνα 196: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Τέλος στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωση 40%, η μέγιστη κύρια τάση για σόλα από δέρμα είναι 6.06 MPa, για σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 5.94 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους 6.07 MPa (Εικόνα 197). Οι τιμές των μέγιστων κύριων τάσεων στα οστά για το υλικό σόλας από δέρμα και του σκληρού υλικού εδάφους είναι πολύ κοντά, η ποσοστιαία διαφορά τους από την πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας είναι 2% μικρότερη. Επιπλέον η τιμή της μέγιστης πελματιαίας πίεσης, επίσης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωση 40%, για σόλα από δέρμα είναι 1.14 MPa, για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 1.11 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό του εδάφους 1.15 MPa (Εικόνα 198). Σε σύγκριση των αποτελεσμάτων παρατηρείται μεγαλύτερη πίεση κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από δέρμα και άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους κατά 4% σε σχέση με τη σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας. Επιπλέον η μέγιστη κύρια τάση

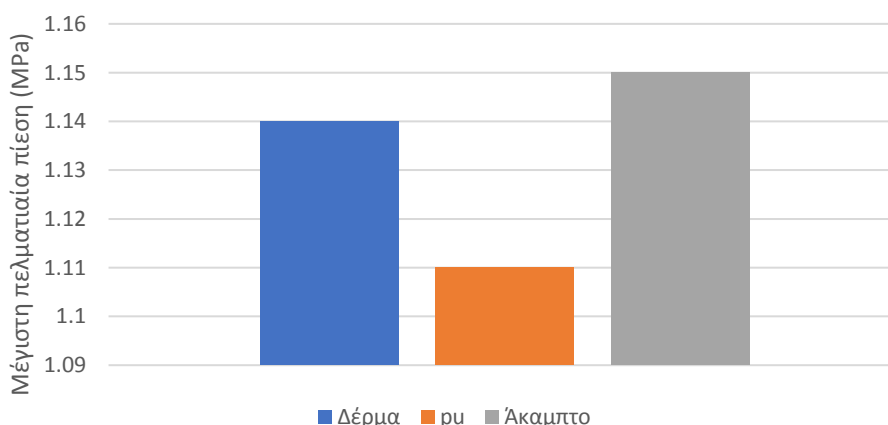
για σόλα από δέρμα είναι 5.54 MPa, για σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 5.368 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους 5.55 MPa (Εικόνα 199), για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%. Από τα αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι τη μεγαλύτερη κύρια τάση στα οστά την έχει το άκαμπτο (σκληρό) υλικό εδάφους και το δέρμα κατά 3% σε σύγκριση με την πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας. Η τιμή της μέγιστης πελματιαίας πίεσης για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωση 40%, για σόλα από δέρμα είναι 1.276 MPa, για πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας 1.238 MPa και για το άκαμπτο (σκληρό) υλικό του εδάφους 1.276 MPa (Εικόνα 200). Σε σύγκριση των αποτελεσμάτων παρατηρείται μεγαλύτερη πελματιαία πίεση κατά την αλληλεπίδραση του μοντέλου ποδιού με τη σόλα από δέρμα και με το έδαφος κατά 3% σε σχέση με τη σόλα από πολυουρεθάνη διπλής πυκνότητας.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση δέρματος- 40% οστεοπόρωση



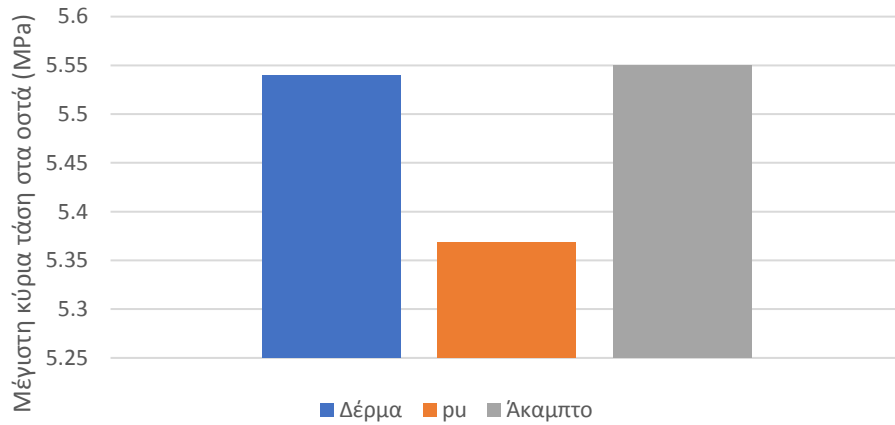
Εικόνα 197: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για 76% γήρανση δέρματος- 40% οστεοπόρωση



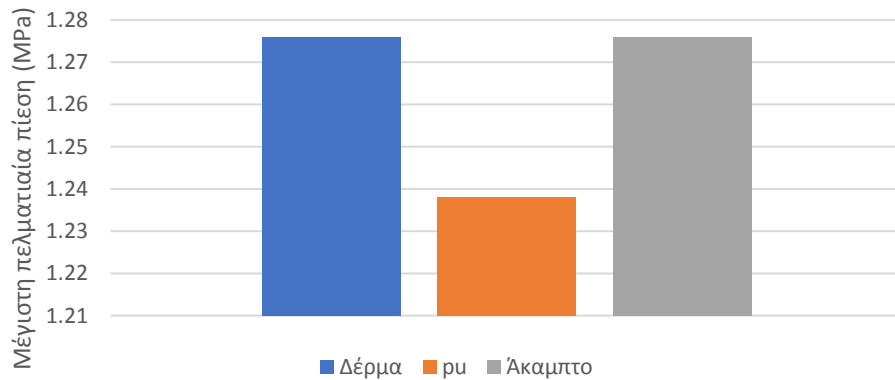
Εικόνα 198: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 76% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για
120% γήρανση δέρματος- 40% οστεοπόρωση



Εικόνα 199: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης κύριας τάσης στα οστά και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

Θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος για
120% γήρανση δέρματος-40% οστεοπόρωση



Εικόνα 200: Ιστόγραμμα σχέσης μέγιστης πελματιαίας πίεσης και υλικού σόλας για φορτίο 50 kg στη θέση πρόσκρουσης της πτέρνας στο έδαφος, για ποσοστό γήρανσης του δέρματος 120% και οστεοπόρωσης 40%.

8. Συμπεράσματα

Λόγω των μεγάλων καταπονήσεων που υφίσταται, το πόδι έχει μελετηθεί διεξοδικά και ήταν ένας από τους πρώτους τομείς στον οποίο αναπτύχθηκε ο κλάδος της εμβιομηχανικής. Οι μεγάλες καταπονήσεις οδηγούν στην ανάπτυξη μεγάλων τάσεων στα οστά του ποδιού καθώς και μεγάλων πιέσεων στο πέλμα του. Τα πολύ απλοποιημένα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν πριν από 30 χρόνια δεν είχαν τη δυνατότητα να προβλέψουν με ακρίβεια την κατανομή των τάσεων και των πιέσεων. Η ανάπτυξη τριδιάστατων βιομοντέλων σε συνδυασμό με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων βοήθησαν σημαντικά στη μελέτη και πρόβλεψη των καταπονήσεων, τάσεων και πιέσεων του γενικότερου συστήματος οστών, μαλακού ιστού και υποδημάτων (κυρίως της σόλας). Οι παραπάνω μελέτες αποτελούν βασικό εργαλείο για το σχεδιασμό υποδημάτων με στόχο την άνεση. Ακόμα σημαντικότερη είναι η χρήση αυτών των μοντέλων σε άτομα με προβλήματα υγείας, όπως η οστεοπόρωση και ο σακχαρώδης διαβήτης. Σε αυτές τις περιπτώσεις, έχουμε σημαντικές αλλαγές στη συμπεριφορά των δομικών στοιχείων του βιομοντέλου που πρέπει να ληφθούν υπόψη για τον σχεδιασμό κατάλληλων ορθοπεδικών-ιατρικών υποδημάτων.

Ο στόχος της παρούσης διατριβής ήταν η κατασκευή τριδιάστατου βιομοντέλου ανθρώπινου άκρου ποδός και η μελέτη της επίδρασης του σακχαρώδους διαβήτη και της οστεοπόρωσης στη μηχανική του συμπεριφορά κατά τη βάρδιση. Οι αναλύσεις που αφορούσαν τις παθήσεις, πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα πλήρως παραμετρικό, μη-γραμμικό τριδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων που βασίστηκε στο αντίστοιχο τριδιάστατο βιομοντέλο που παράχθηκε χρησιμοποιώντας εικόνες-τομές αξονικής τομογραφίας άκρου ποδός. Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν σε μεγάλο εύρος δυνάμεων έτσι ώστε να μελετηθεί και η επίδραση δυναμικών φαινομένων (επιτάχυνση ή επιβράδυνση) στην κατανομή πιέσεων και τάσεων. Οι μελέτες έγιναν σε διάφορες βασικές φάσεις βάρδισης ενώ μελετήθηκε λεπτομερώς και η επίδραση της αλλαγής των μηχανικών ιδιοτήτων του βιομοντέλου λόγω οστεοπόρωσης και σακχαρώδους διαβήτη καθώς και συνδυασμού αυτών. Θα πρέπει να αναφερθεί ότι ανάλογα αποτελέσματα της μηχανικής συμπεριφοράς του άκρου ποδιού καθώς και κατανομής πελματιαίων πιέσεων και τάσεων, δεν έχουν παρουσιαστεί στη βιβλιογραφία.

8.1 Βασικά συμπεράσματα της διατριβής

Τα βασικά συμπεράσματα της παρούσας μελέτης είναι:

- Η προσομοίωση της συμπεριφοράς του μαλακού ιστού και των υλικών της σόλας ως γραμμικά ελαστικής δίνει αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα για δυνάμεις έως περίπου 50 kg και για μέτρια ως δύσκαμπτη σόλα. Στην περίπτωση μεγαλύτερων δυνάμεων (π.χ. κατά το τρέξιμο) ή πολύ εύκαμπτης σόλας είναι απαραίτητη η μη γραμμική προσομοίωση της συμπεριφοράς των υλικών της σόλας.
- Η δυσκαμψία του υλικού της σόλας επηρεάζει σημαντικά τόσο τη δυσκαμψία όλου του συστήματος όσο και την κατανομή των πελματιαίων πιέσεων.
- Η προσομοίωση των χόνδρων βελτιώνει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά του μοντέλου ιδιαίτερα στην επαφή μεταξύ πέλματος και σόλας σε όλες τις φάσεις βάρδισης.

- Παρατηρήθηκε ότι η μείωση των πελματιαίων πιέσεων, λόγω εύκαμπτης σόλας, προκαλεί αύξηση των τάσεων στα οστά.
- Η αλλαγή στις μηχανικές ιδιότητες του μαλακού ιστού λόγω σακχαρώδους διαβήτη, επηρεάζει σημαντικά τις τάσεις στα οστά.
- Τα αποτελέσματα των αναλύσεων της εργασίας μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα για:
 - την πρόληψη ελκών και καταγμάτων στο ανθρώπινο πόδι.
 - θεραπευτική αντιμετώπιση παθήσεων του κάτω άκρου μέσω κατασκευής πελμάτων και ειδικών υποδημάτων.

8.2 Συμβολή της διατριβής

Τα πρωτότυπα στοιχεία της παρούσης διατριβής είναι:

- Πραγματοποιήθηκε μια διεξοδική και εις βάθος διερεύνηση των δυνατοτήτων και περιορισμών της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων σε σχέση κυρίως με την ακρίβεια του μοντέλου και την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς των διαφόρων υλικών που αποτελούν το βιομοντέλο.
- Αναπτύχθηκε ένα πλήρως παραμετρικό βιομοντέλο, το οποίο δίνει τη δυνατότητα να πραγματοποιηθούν, σε εύλογο χρόνο, αναλύσεις της επίδρασης της οστεοπόρωσης και του σακχαρώδους διαβήτη στην κατανομή των τάσεων και πελματιαίων πιέσεων. Συγκεκριμένα εξετάστηκαν η επίδραση της φόρτισης, της γεωμετρίας και υλικών της σόλας, της δυσκαμψίας και αντοχής των οστών καθώς και της δυσκαμψίας και μηχανικής συμπεριφοράς του μαλακού ιστού.
- Πραγματοποιήθηκε προσομοίωση των χόνδρων ανάμεσα στα οστά ώστε να επιτευχθεί κινηματική προσομοίωση του βιομοντέλου ποδιού στις διάφορες βασικές φάσεις βάρδισης και να ληφθούν πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα σε σχέση με το άκαμπτο βιομοντέλο.
- Μελετήθηκαν συνδυασμοί οστεοπόρωσης, σακχαρώδους διαβήτη και υλικών υποδηματοποιίας και εξήχθησαν πρωτότυπα αποτελέσματα.

8.3 Δημοσιεύσεις

Επιστημονικά περιοδικά

1. **Koutkalaki Z.**, Papagiannis P., Azariadis P., Papanikos P., Kyratzi S., Zissis D., Lekkas D., Xidias E., Towards a foot bio-model for performing finite element analysis for footwear design optimization using a Cloud infrastructure, CAD & A (Taylor & Francis), 2015, 1-12.
2. Papagiannis P., **Koutkalaki Z.**, Azariadis P., Papanikos P., Definition and Evaluation of Plantar Mechanical Comfort for the Support of Footwear Design, CAD & A (Taylor & Francis), Special Issue: Technologies for Human Centric Free-form Products, 2015, <http://dx.doi.org/10.1080/16864360.2015.1084189>.

Επιστημονικά συνέδρια και κεφάλαια σε βιβλία

3. **Koutkalaki Z.**, Papagiannis P., Azariadis P., Papanikos P., Kyratzi S., Zissis D., Lekkas D., Xidias E., Towards a foot bio-model for performing finite element analysis for footwear design optimization using a Cloud infrastructure, CAD'14, Hong Kong, China,

- June 23-26, 2014. (επιλέχθηκε από το επιστημονικό συνέδριο CAD'14 και δημοσιεύτηκε στο επιστημονικό περιοδικό CAD & A)
4. Papagiannis P., **Koutkalaki Z.**, Azariadis P., Footwear Plantar Mechanical Comfort: Physical Measures and Modern Approaches to Their Approximation, The 5th International Conference on Advanced Materials and Systems, October 23rd–25th, 2014, Bucharest, Romania.
 5. **Koutkalaki Z.**, Papagiannis P., Azariadis Ph., Papanikos P., Finite element evaluation of the mechanical behaviour of a detailed foot/footwear model, 6th International Conference on Mechanics and Materials in Design, P. Delgada/Azores/Portugal, 26-30 July 2015
 6. **Koutkalaki Z.**, Azariadis Ph., Papanikos P., Parametric Study of the Effect of Sole's Materials on Plantar Pressure Distribution Using a Finite Element Foot-Footwear Model, The 3rd International Leather Engineering Congress, May 21-22, 2015 Izmir, Turkey.
 7. Xidias E., **Koutkalaki Z.**, Papagiannis P., Papanikos P., Azariadis Ph., Foot Plantar Pressure Estimation using Artificial Neural Networks, 12th International Conference on Product Lifecycle Management, Doha (Qatar), Oct. 19-21, 2015 (Published at Product Lifecycle Management in the Era of Internet of Things, Volume 467 of the series IFIP Advances in Information and Communication Technology, Springer, http://dx.doi.org/10.1007/978-3-319-33111-9_3).
 8. **Koutkalaki Z.**, Azariadis Ph., Papanikos P., Parametric finite element analysis for the evaluation of the effect of osteoporosis on the mechanical behavior of foot, International Conference of the Polish Society of Biomechanics "BIOMECHANICS 2018". September 5-7, 2018 Zielona Gora, Poland.
 9. Azariadis Ph., Papagiannis P., **Koutkalaki Z.**, Integrating modern virtual engineering tools in footwear design and development, Aegean International Textile and Advanced Engineering Conference AITAE 2018, Mytilene, Lesvos, Greece, September 5-7, 2018.

8.4 Μελλοντική έρευνα

Από τη μελέτη της βιβλιογραφίας αλλά και από την παρούσα μελέτη εντοπίστηκαν κάποιοι σημαντικοί τομείς έρευνας που η ανάπτυξή τους θα συντελέσει περαιτέρω στην καλύτερη μελέτη του ποδιού και σε σημαντικές βελτιώσεις στο σχεδιασμό υποδημάτων. Η μελλοντική έρευνα στο συγκεκριμένο πεδίο μπορεί να επικεντρωθεί σε θέματα που αφορούν τη γεωμετρία, τη συμπεριφορά των υλικών καθώς και τις συνοριακές συνθήκες ανάμεσα στα διάφορα στοιχεία του βιομοντέλου-υποδήματος.

Ως προς τη γεωμετρία, σημαντική παράμετρος είναι ο τριδιάστατος παραμετρικός σχεδιασμός της σόλας του υποδήματος και η εύρεση του βέλτιστου σχήματος για την ελαχιστοποίηση των πελματιαίων πιέσεων και τάσεων στα οστά. Ως προς την αντοχή των οστών είναι σημαντικό να γίνει ακριβής μοντελοποίηση της δομής των οστών στα σημεία συγκέντρωσης τάσεων, δηλαδή να πάρουμε υπόψη την κατανομή του συμπαγούς και σπογγώδους οστού.

Ως προς τα υλικά είναι σημαντικό να μελετηθεί διεξοδικά η ακριβής συμπεριφορά τόσο του μαλακού ιστού όσο και των διάφορων υλικών της σόλας των υποδημάτων, αν και αυτό θα έχει πολύ μεγάλο υπολογιστικό κόστος. Τα αποτελέσματα της διατριβής δείχνουν ότι αυτό είναι σημαντικότερο στην περίπτωση μαλακών υλικών της σόλας.

Τέλος προτείνεται να γίνει, στο μέτρο του δυνατού, επακριβής μοντελοποίηση των συνοριακών συνθηκών μεταξύ ποδίου και σόλας αλλά και μεταξύ εξωτερικής σόλας και εδάφους.

Παράρτημα Ι

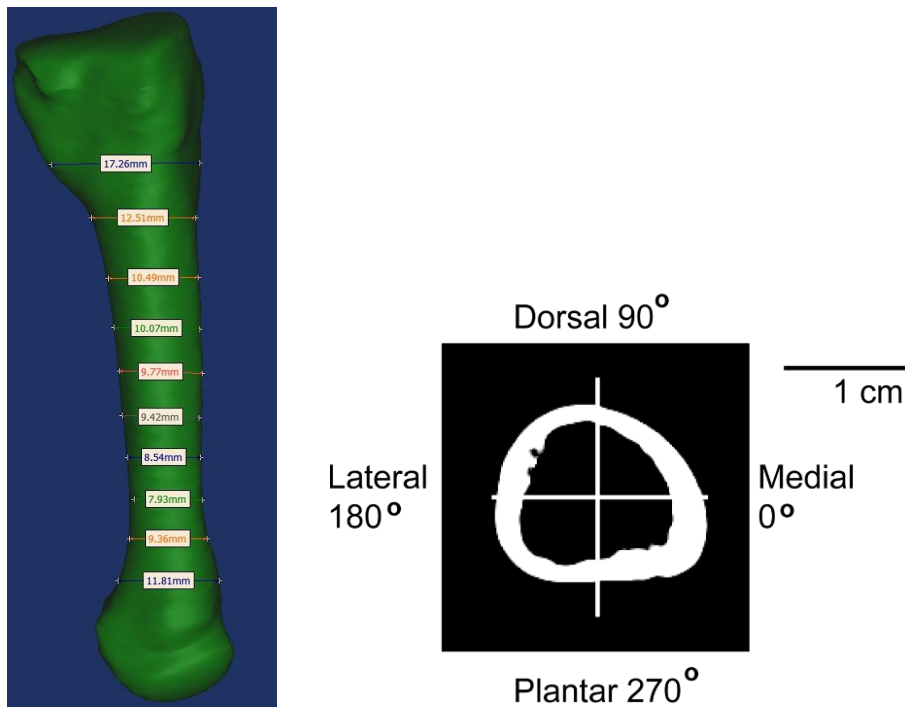
Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων δύο διαφορετικών μοντέλων οστού του 3^{ου} μεταταρσίου άκρου ποδός

Τα οστά αποτελούνται από δύο δομές οστών, το φλοιώδες που βρίσκεται στο εξωτερικό τους και το σπογγώδες που βρίσκεται στο εσωτερικό τους. Στις αναλύσεις καταπονήσεων που αφορούν το βιομοντέλο άκρου ποδός, της παρούσας διατριβής, τα οστά μοντελοποιήθηκαν ως μία δομή, διότι το άκρο πόδι αποτελείται από αρκετά στοιχεία και δεν ήταν εφικτό να μοντελοποιηθούν τα οστά με δύο δομές όπως είναι στην πραγματικότητα. Στις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων που αφορούν το μοντέλο άκρου ποδός, οι μεγαλύτερες μέγιστες κύριες τάσεις στα οστά παρατηρήθηκαν στη θέση προώθησης- στήριξης στα δάχτυλα, πιο συγκεκριμένα στην περιοχή των μεταταρσίων. Για το λόγο αυτό, έγιναν αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του μεσαίου μεταταρσίου- 3ου μετατάρσιου οστού σε απλή κάμψη, δύο περιπτώσεων οστικής δομής, ώστε να βρεθούν οι διαφορές στην κατανομή των μέγιστων κύριων τάσεων των δύο περιπτώσεων.

Η πρώτη περίπτωση, το συμπαγές οστό, αφορά σε μία δομή οστού με μέτρο ελαστικότητας τη μέση τιμή φλοιώδους και σπογγώδους οστού 7300 MPa [Nakamura, S. et al., 1981; Chen W.M., 2011; Lotz J.C. et al., 1995; Lahari M.S. & Anburajan M., 2011]. Ενώ η δεύτερη περίπτωση, το σύνθετο οστό, αφορά σε δύο δομές οστού και αποτελείται από το εξωτερικό φλοιώδες και εσωτερικό σπογγώδες υλικό, στα οποία δόθηκε μέτρο ελαστικότητας 14600 MPa και 1000 MPa αντίστοιχα.

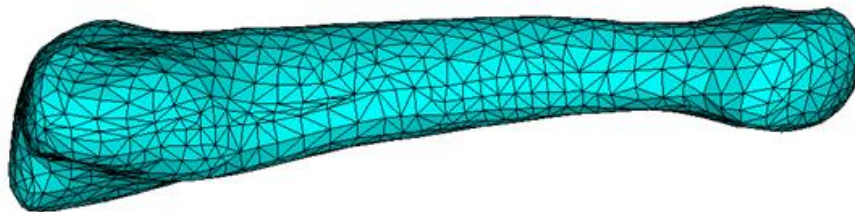
Σύμφωνα με τα δεδομένα των εικόνων CT, η μέση διάμετρος στο μέσο τμήμα του οστού των μεταταρσίων είναι 12mm (Εικόνα 1). Στην Εικόνα 1 φαίνεται και μια τυπική διατομή του μεταταρσίου με τη διάμετρο στην κατακόρυφη διεύθυνση (διεύθυνση κάμψης) περίπου 15mm και το πάχος του φλοιώδους οστού 1.5mm. Σύμφωνα με τους Griffin et al., 2008, το εμβαδόν της μικρότερης διατομής του 3^{ου} μεταταρσίου είναι 39.9 mm² και η διάμετρος του 9.1 mm. Θεωρώντας το κεντρικό οστό ως λεπτότοιχο σωλήνα, υπολογίζουμε το πάχος του περίπου 1.4 mm. Το πάχος αυτό χρησιμοποιήθηκε στις αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων του μοντέλου για σύγκριση των αποτελεσμάτων του συμπαγούς οστού και του σύνθετου οστού.

Μέσω της βιβλιογραφίας παρατηρήθηκε ότι το μέτρο ελαστικότητας του φλοιώδους υλικού κυμαίνεται από 17000 έως 12000 MPa (ανάλογα το είδος του οστού), ενώ του σπογγώδους από 100 έως 400 MPa [Gong H. et al., 2014]. Για το φλοιώδες υλικό χρησιμοποιήθηκε μια μέση τιμή (14600 MPa) που χρησιμοποιείται συχνά στη βιβλιογραφία.

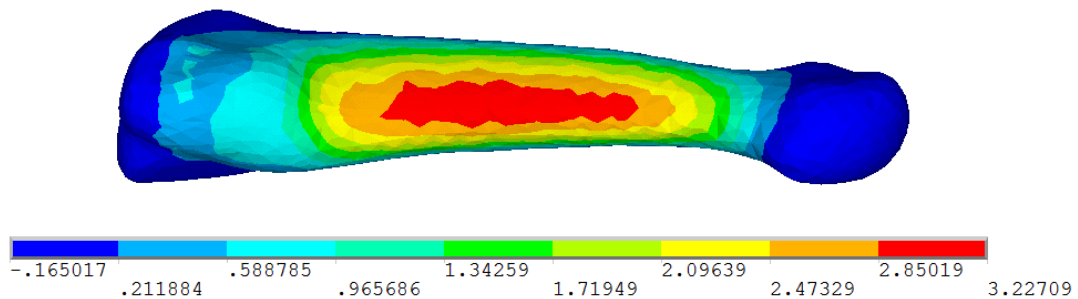


Εικόνα 1: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά του 3^{ου} μεταταρσίου οστού.

Αρχικά έγινε μελέτη του συμπαγούς οστού με μέτρο ελαστικότητας 7300 MPa (Εικόνα 2). Το αριστερό άκρο πακτώθηκε και ασκήθηκε μια δύναμη 10 N (1 kg) στο δεξί άκρο. Τυπικά αποτελέσματα της κατανομής της μέγιστης κύριας τάσης παρουσιάζονται στην Εικόνα 3. Η μέγιστη τιμή εμφανίζεται περίπου στο μέσο του οστού και είναι 3.23 MPa.



Εικόνα 2: 3^ο μετατάρσιο οστό- συμπαγές οστό.

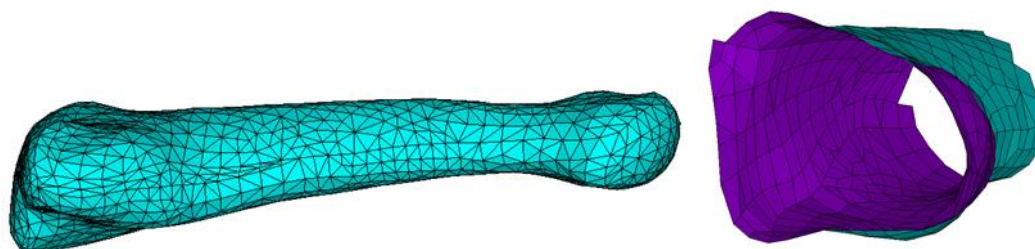


Εικόνα 3: Μέγιστες κύριες τάσεις 3^{ου} μετατάρσιου οστού όταν είναι συμπαγές.

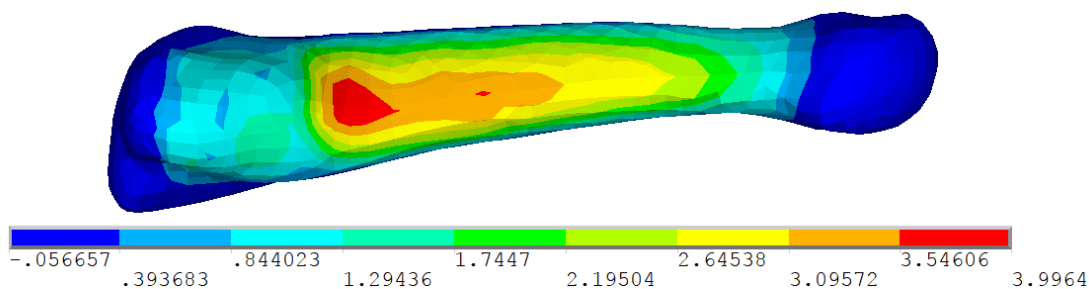
Στη συνέχεια μοντελοποιήθηκε το σύνθετο μοντέλο οστού με τις δύο δομές (Εικόνα 4): εσωτερικά το σπογγώδες υλικό με τριδιάστατα στοιχεία και μέτρο ελαστικότητας 250MPa (μέση τιμή από τη βιβλιογραφία) και εξωτερικά το φλοιώδες υλικό με επιφανειακά στοιχεία (shell) με πάχος 1.4 mm και μέτρο ελαστικότητας 14600 MPa.

Τυπικά αποτελέσματα της κατανομής των τάσεων από την κάμψη του σύνθετου οστού με μια δύναμη 10N παρουσιάζονται στην Εικόνα 5. Παρατηρούμε ότι η μέγιστη τάση βρίσκεται στο αριστερό τμήμα της κεντρικής περιοχής του οστού και είναι 4 MPa. Εντούτοις, η τάση αυτή είναι στην εξωτερική επιφάνεια του κελύφους ενώ στην εσωτερική επιφάνεια είναι πολύ μικρότερη (περίπου 1 MPa). Η μέγιστη μέση τιμή της μέγιστης κύριας τάσης εμφανίζεται στο μέσο του οστού και είναι περίπου 3.33 MPa.

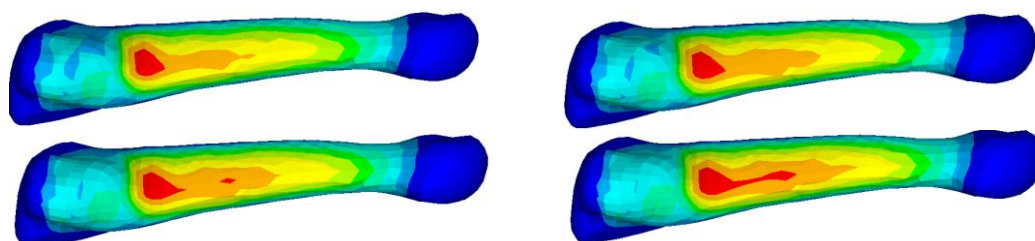
Στη συνέχεια εξετάστηκε και η επίδραση του μέτρου ελαστικότητας του σπογγώδους υλικού στην κατανομή των τάσεων. Τυπικά αποτελέσματα φαίνονται στην Εικόνα 6 ενώ τα αριθμητικά αποτελέσματα παρουσιάζονται στην Εικόνα 7. Παρατηρούμε ότι οι τιμές της μέσης τάσης στο σύνθετο οστό είναι πολύ κοντά στις τιμές της τάσης όταν θεωρούμε συμπαγές οστό. Τα αποτελέσματα της παραμετρικής μελέτης δείχνουν ότι το σπογγώδες οστό, αν και έχει μικρή δυσκαμψία, συμβάλει στην ομοιόμορφη κατανομή των τάσεων στο φλοιώδες οστό αλλά δεν επηρεάζει σημαντικά τη μέση τιμή της τάσης.



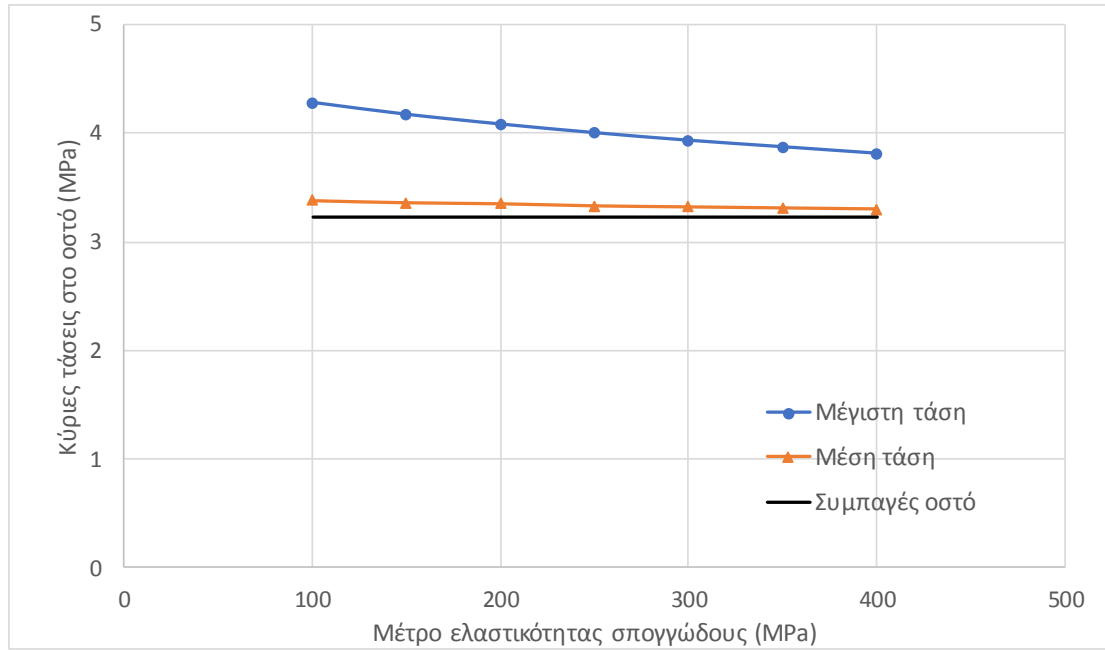
Εικόνα 4: 3ο μετατάρσιο οστό- σύνθετο οστό (φλοιώδες και σπογγώδες).



Εικόνα 5: Μέγιστες κύριες τάσεις στο 3ο μετατάρσιο οστό όταν είναι σύνθετο οστό.



Εικόνα 6: Μέγιστες κύριες τάσεις στο 3ο μετατάρσιο οστό σύμφωνα με το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού (100, 200, 300 και 400 MPa).



Εικόνα 7: Διάγραμμα κύριων τάσεων στο μετατάρσιο οστό σύμφωνα με μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού.

Αναφορές

"Prevention and management of osteoporosis", Chapter 4, World Health Organization report (2000).

Abouaasha F, van Schie C, Griffiths G, et al., 2001. Plantar tissue thickness is related to peak plantar pressure in the high-risk diabetic foot. *Diabetes Care* 2001;24:1270–1274.

Actis R. L., Ventura L. B., Szabo B. A., Commean P. K., Smith K. E., Lott D. J. and Mueller M. J., 2005. Plantar Pressure Distribution in the Diabetic Foot During Push-Off: Numerical Simulation Using the P-Version of the Finite Element Method, ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting, July 31 - August 5, Cleveland, Ohio

Actis RL, Ventura LB, Lott DJ, Smith KE, Commean PK, Hastings MK, Mueller MJ, 2008. Multi plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking. *Med Biol Eng Comput* 46:363–371

Agache PG, Monneur C, Lévèque JL and De Rigal J., 1980. Mechanical properties and Young's modulus of human skin in vivo. *Archives in Dermatological Research* 1980: 269: 221-232.

Agic, A., Nikolic, V., Mijovic, B., Reischl, U., 2008. Biomechanical Model of the Diabetic Foot. *Coll. Antropol.* 32(3). pp. 881–886.

Ahroni JH, Boyko EJ, Forsberg RC., 1999. Clinical correlates of plantar pressure among diabetic veterans. *Diabetes Care* 1999; 22(6):965–972.

Akrami, M., Qian, Z., Zou, Z., Howard, D., Nester, C.J., Ren, L., 2018. Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 17, 559–576. <https://doi.org/10.1007/s10237-017-0978-3>.

American Diabetes Association. Diagnosis and classification of diabetes mellitus. *Diabetes Care* 2014; 37 Suppl 1: S81-S90 [PMID: 24357215 DOI: 10.2337/dc14-S081].

Antunes P. J., Dias G. R., Coelho A.T., Rebelo F., Pereira T., 2008. Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model. *Materialise (www.materialise.com)*, report paper.

Apelqvist J, Castenfors J, Larsson J, Stenström A, Agardh C-D, 1989. Prognostic value of systolic ankle and toe blood pressure levels in outcome of diabetic foot ulcers. *Diabetes Care* 12:373–378, 1989

Armstrong DG, Peters EJG, Athanasiou KA, Lavery LA., 1998. Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration? *J Foot Ankle Surg* 1998; 37: 303-7.

Ashry, H.R., Lavery, L.A., Murdoch, D.P., Frolich, M., Lavery, D.C., 1997. Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures. *J. Foot Ankle Surg.* 36, 268–271.

Assas M. and Ameddah H., 2011. Bio-CAD Reverse Engineering of Free-form Surfaces by Planar Contours, *Computer-Aided Design & Applications*, 8(1), pp. 37-42.

Au E.Y.L., Goonetilleke R.S., 2002. Comfort Characteristics of Ladies' Dress Shoes, Technical Report - Project No: HKUST 6162/02E, Hong Kong.

Bajaj C. and Goswami S., 2008. Spatially Realistic Human Heart Finite Element Models from Medical Imaging, Department of Computer Sciences, Computational Visualization Center, Institute of Computational Engineering and Sciences, University of Texas at Austin, Austin, Texas 78712.

Baker J.L., Haugh C.G., 1979. Mechanical properties of bone: a review. *Transactions of the ASAE* 1979:678-687.

Behforootan, S., Chatzistergos, P., Naemi, R., Chockalingam, N., 2017a. Finite Element Modelling of the Foot for Clinical Applications: a Systematic Review. *Med. Eng. Phys.* 39, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.10.011>

Bessho M., Ohnishi I., Okazaki H., Sato W., Kominami H., Matsunaga S., Nakamura K., 2004. Prediction of the strength and fracture location of the femoral neck by CT-based finite-element method: a preliminary study on patients with hip fracture. *J Orthop Sci* 9: 545-550.

Bhatt D. A., Warkhedkar R. M., 2008. Reverse Engineering of Human Body: A B-spline based Heterogeneous Modeling Approach, *Computer-Aided Design & Applications*, 5(1-4), pp. 194-208.

Black J., Korostaff E., 1973. Dynamic mechanical properties of viable human cortical bone. *J Biomech* 6:435-438.

Boulton A. J. M., Connor H., Cavanagh P., 2002. *The foot in diabetes*, 3rd edition, Chichester: Wiley, 2002.

Boulton A.J., 2004. The diabetic foot: From art to science: The 18th Camillo Golgi lecture. *Diabetologia* 2004; 47:1343–1353.

Boulton A.J., Armstrong D.G., Albert S.F., et al., 2008. Comprehensive foot examination and risk assessment. *Diabetes Care* 2008; 31: 1679-85

Boulton A.J., Armstrong W.D., Scarpello J.H., Ward J.D., 1983. The natural history of painful diabetic neuropathy—a 4-year study. *Postgrad Med J* 1983;59:556–9.

Boulton A.J., Betts R.P., Franks C.I., et al., 1987. The natural history of foot pressure abnormalities in neuropathic diabetic subjects. *Diabetes Care* 1987;5:73–77.

Boulton A.J., Hardisty C.A., Betts R.P., et al., 1983. Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. *Diabetes Care* 1983;6:26–33.

Boulton A.J., Veves A., Young M.J., 1993. Etiopathogenesis and management of abnormal foot pressures, in *The Diabetic Foot* (Levin ME, O’Neal LW, Bowker JH, eds.), 5th ed. St. Louis, Mosby, 1993, pp 233–246.

Boulton A.J., Vileikyte L., Ragnarson-Tennvall G., et al., 2005. The global burden of diabetic foot disease. *Lancet* 2005; 366:1719–1724.

Boyko E.J., Ahroni J.H., Stensel V., et al., 1999. A prospective study of risk factors for diabetic foot ulcer. The Seattle Diabetic Foot Study. *Diabetes Care* 1999; 22(7):1036–1042.

Budhabhatti S.P., Erdemir A., Petre M., Sferra J., Donley B., Cavanagh P.R., 2017a. Finite element modeling of the first ray of the foot: a tool for the design of inter-ventions. *J Biomech Eng* 2007;129:750–6.

- Bus SA, Maas M, de Lange A, et al., 2005. Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity. *J Biomech* 2005; 38(9):1918–1925.
- Caon M., 2004. Voxel-based computational models of real human anatomy: a review, *Radiation and Environmental Biophysics*, 42(4), pp. 229-235.
- Caselli A., Pham H., Giurini J.M., et al., 2002. The forefoot-to-rear foot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration. *Diabetes Care* 2002; 25:1066–1071.
- Chao E.Y.S., Cahalan T.D., 1990. Chapter 3: Kinematics and Kinetics of Normal Gait, in Smidt G.L. "Clinics in Physical Therapy, Gait in Rehabilitation", Churchill Livingstone, 1990.
- Chatzistergos P.E., Naemi R., Chockalingam N., 2015. A method for subject-specific modelling and optimisation of the cushioning properties of insole materials used in diabetic footwear. *Med Eng Phys* 2015;37:531–8 .
- Chau, D.L., Edelman, S.V., Chandran, M., 2003. Osteoporosis and diabetes. *Curr. Diabetes Rep.* 3, 37–42.
- Chen S.I., Chang C.H., Lin R.M., 1999. Three dimensional finite element analysis of the osteoporotic lumbar spine", *ASME Bioengineering Conference*, USA.
- Chen W.M., 2011. "A study of plantar stresses underneath metatarsal heads in the human foot". Phd thesis, National University of Singapore.
- Chen W.P., Tang F.T., Ju C.W., 2001. Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis, *Clinical Biomechanics* 16, 614–620.
- Chen, W.M., Lee, T., Lee, P.V., Lee, J.W., Lee, S.J., 2010. Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue — a preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* 32, 324–331.
- Cheung T. M., Zhang M., 2006. Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear, 2006 ABAQUS Users' Conference, 145-159.
- Cheung T. M., Zhang M., Leung K. L. and Fan Y. B., 2005. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing- a material sensitivity study, *Journal of Biomechanics*, 38 (5), 1045-1054.
- Cheung, J.T.M., Zhang, M., 2005. A 3-Dimensional finite element model of the human foot and ankle for insole design, *Arch. Phys. Med. Rehab.* 86, 353–358.
- Chow R., Harisson J.E., Notarius C., 1987. Effect of two randomised exercise programmes on bone mass of healthy postmenopausal women. *Br Med J* 295:1441-1444.
- Ciarelli T.E., Fyhrie D.P., Schaffler M.B. and Goldstein S.A., 2000. Variations in threedimensional cancellous bone architecture of the proximal femur in female hip fractures and in controls, *Journal of Bone and Mineral Research* (2000) 15:32- 40.
- Cowley M.S., Boyko E.J., Shofer J.B., Ahroni J.H., Ledoux W.R., 2008. Foot ulcer risk and location in relation to prospective clinical assessment of foot shape and mobility among persons with diabetes. *Diabetes Research and Clinical Practice* 2008;82(2):226–32.

- Ctercteko G., Dhanendran M., Hutton W.C., et al., 1981. Vertical forces acting on the feet of diabetic patients with neuropathic ulceration. *Br J Surg* 1981;68:608–614.
- Dai P., Wang B., Bao C., Ju Y., 2010. Constructing a Computer Model of the Human Eye Based on Tissue Slice Images, *International Journal of Biomedical Imaging* 2010.
- Donaghue V.M., Sarnow M.R., Giurini J.M., et al., 1996. Longitudinal in-shoe foot pressure relief achieved by specially designed footwear in high risk diabetic patients. *Diabetes Res Clin Pract* 1996;31:109–114.
- Donahue S.W., Sharkey N.A., Modanlou K.A., Sequeira L.N., Martin R.B., 2000. Bone strain and microcracks at stress fracture sites in human metatarsals. *Bone* 2000;27:827 – 33.
- Edmonds M., Foster A.V.M., Sanders L., 2008. *A practical manual of diabetic foot care*. 2nd edition Oxford: Blackwell Science, 2008.
- Edmonds M.E., Blundell M.P., Morris M.E., Thomas E.M., Cotton L.T., Watkins P.J., 1986. Improved survival of the diabetic foot: the role of a specialised foot clinic. *Qu J Med* 1986; 60(232): 763-71.
- Erdemir A., Saucerman J.J., Lemmon D., Loppnow B., Turso B., Ulbrecht J.S., Cavanagh P.R., 2005. Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models, *Journal of Biomechanics*, 38, 1798-1806
- Erdemir A., Viveiros M.L., Ulbrecht J.S., Cavanagh P.R., 2006. An inverse finite-element model of heel-pad indentation. *J Biomech* 2006;39:1279–86.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.03.007>
- Faulkner K.G. and Miller P.D., 2008. *Clinical Use of Bone Densitometry*, in: *Osteoporosis*, Chapter 62, 3rd Edition, Marcus R., Feldman D., Nelson D. and Rosen C. (edit.), Elsevier (2008).
- Fenske N.A., Lober C.W., 1986. Structural and functional changes of normal aging skin. *J Am Acad Dermatol* 1986;15:571– 85.
- Fernando D.J., Masson E.A., Veves A., et al., 1991. Limited joint mobility: relationship to abnormal foot pressures and diabetic foot ulceration. *Diabetes Care* 1991;14:8–11.
- Fink B.R., Mizel M.S., 2012. *The Whole Foot Book*, DemosHealth, New York
- Fleischli J.G., Lavery L.A., Vela S.A., et al., 1997. Comparison of strategies for reducing pressure at the site of neuropathic ulcers. *J Am Pediatr Med Assoc* 1997;87:466–472.
- Fontanella C.G., Forestiero A., Carniel E.L., Natali A.N., 2013. Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions. *Med Eng Phys* 2013;35:441–7.
- Forsen L., Meyer H.E., Midthjell K., Edna T.H., 1999. Diabetes mellitus and the incidence of hip fracture: results A. V. Schwartz: *Diabetes and Bone* 517 from the Nord-Trondelag Health Survey. *Diabetologia* 42:920–925
- Foster A.V.M., 2006. *Podiatric Assessment and Management of the Diabetic Foot*, 1st Edition, Churchill Livingstone, ISBN: 9780702032523, ISBN: 9780443100437
- Franci R. and Parenti-Castelli V., 2008. A one-degree-of-freedom spherical wrist for the modelling of passive motion of the human ankle joint. In A. Kecskemethy, editor, *Proceedings*

of IAK 2008, Conference on Interdisciplinary Applications of Kinematics, pages 1–13, Lima, Peru, January 2008.

Frederick E.C. and Wojcieszak C., 2005. Textile use in sport shoes, in Shishoo R. (ed), *Textiles in Sport*, Woodhead Publishing Ltd, Cambridge.

Frykberg R.G., Zgonis T., Armstrong D.G., et al., 2006. Diabetic foot disorders: a clinical practice guideline. *J Foot Ankle Surg* 2006;45(Suppl):2–66.

Gali J., Matthews A., Sakala K., 2011. Models for Axial Loading of Murine Long Bones, Department of Biomedical Engineering, Vanderbilt University, BME 272 – 273.

Giacalone V.F., Armstrong D.G., Ashry H.R., et al., 1997. A quantitative assessment of healing sandals and postoperative shoes in offloading the neuropathic diabetic foot. *J Foot Ankle Surg* 1997;36:28–30.

Gladilin E., Zachow S., Deuffhard P., Hege H.C., 2001. A biomechanical model for soft tissue simulation in craniofacial surgery. *IEEE*, Shatin, Hong Kong, China, China, DOI: 10.1109/MIAR.2001.930276

Gong H., Fan Y., Zhang M., 2014. Femur Model for Predicting Strength and Fracture Risk, Zhang M., Fan Y., *Computational biomechanics of the musculoskeletal system*. Boca Raton: CRC Press Inc 2014, pp 105-112.

Goonetilleke R. S., 2003. Designing Footwear: back to basics in an effort to design for people, in Khalid, H.M., Lim, T.Y., and Lee, N.K. (eds), *Proceedings of SEAMEC 2003*, Kuching.

Goonetilleke R.S., 1999. Footwear cushioning: Relating objective and subjective measurements, *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 41, 241-256.

Goonetilleke R.S., Luximon A., 2001. Designing for Comfort: A Footwear Application, *Proceedings of the Computer – Aided Ergonomics and Safety Conference 2001*, Maui, Hawaii.

Gregorio F., Cristallini S., Santeusanio F., Filipponi P., Fumelli P., 1994. Osteopenia associated with non-insulindependent diabetes mellitus: What are the causes? *Diabetes Res Clin Pract* 23:43–54.

Griffin N.L., Gordon A.D., Richmond B.G., Anto'n S.C., 2008. Crosssectional geometric analysis of a foot bone assemblage from Mangaia. Cook Islands. *HOMO* 59:27–40.

Grove O., Rajab K., Piegl A. L., Lai-Yuen S., 2011. From CT to NURBS: Contour Fitting with B-spline Curves, *Computer-Aided Design & Applications*, 8(1), pp. 3-21.

Guiotto A., Sawacha Z., Guarneri G., Avogaro A., and Claudio Cobelli, 2014. 3d finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach. *Journal 432 of Biomechanics*, 47(12):3064–3071.

Guiotto A., Sawacha Z., Guarneri G., Cristoferi G., Avogaro A., Cobelli C., 2013. The role of foot morphology on foot function in diabetic subjects with or without neuropathy. *Gait Posture* 2013;37(4):603–10

Hall D.A., 1976. *The ageing of connective tissue*. Acad. Press, London.

- Halloran J.P., Ackermann M., Erdemir A., et al., 2010. Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading. *J Biomech* 2010;43(14):2810–5.
- Hinchcliffe RJ, Andros G, Apelqvist J, et al., 2012. A systematic review of the effectiveness of revascularisation of the ulcerated foot in patients with diabetes and peripheral arterial disease. *Diabetes Metab Res Rev* 2012; 28(Suppl 1): 179-217.
- Hsu Y.C., Gung Y.W., Shih S.L., Feng C.K., Wei S.H., Yu C.H. and Chen C.S., 2008. “Using an Optimization Approach to Design an Insole for Lowering Plantar Fascia Stress - A Finite Element Study”, *Annals of Biomedical Engineering*, 36(8), 1345–1352.
- Hsu, T.C., Wang, C.L., Shau, Y.W., Tang, F.T., Li, K.L., Chen, C.Y., 2000. Altered heel-pad mechanical properties in patients with type 2 diabetes mellitus. *Diabetic Medicine* 17, 854–859.
- Hui L.Y., Hsien H.W., 2005. “Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force and perceived comfort during walking”, *Applied Ergonomics*, 36, 355-362
- Huston R.L., 2009. *Principles of Biomechanics*, Dekker Mechanical Engineering Series, CRC Press, Boca Raton, Florida.
- International Diabetes Federation, 2013. *IDF Diabetes Atlas*. 6th ed. Brussels, Belgium: International Diabetes Federation, 2013.
- Isvilanonda V., Dengler E., Iaquinto J.M., Sangeorzan B.J., Ledoux W.R., 2012. Finite element analysis of the foot: model validation and comparison between two common treatments of the clawed hallux deformity. *Clin Biomech* 2012;27:837–44.
- Jee W. S. S., 1988. The skeletal tissues, in *Cell and Tissue Biology, A Textbook of Histology*, L. Weiss, Ed., ed Baltimore: Urban and Schwarzenberg, 1988.
- Jee W. S. S., 1999. Structure and function of bone tissue, in *Orthopaedics, Principles of Basic and Clinical Science*, F. a. W. Bronner, R. V., Ed., ed Boca Raton, FL: CRC Press, 1999.
- Jenkyn, T.R. and A.C. Nicol, 2007. A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of Biomechanics*, 2007. 40(14): p. 3271-3278.
- Joneja A. and Kit F. S., 2012. *Computer-Aided Design of Footwear*, in Goonetilleke R.S. (ed), *The Science of Footwear*, CRC Press, Taylor & Francis Group, Boca Raton, Florida, USA.
- Katsilambros N., Dounis E., Makrilakis K., Tentolouris N. and Tsapogas P., 2010. *Atlas of the Diabetic Foot*, Second Edition, West Sussex, England: John Wiley & Sons, Ltd, ISBN: 978-1-405-19179-1
- Katzberg A.A., 1958. The area of the dermo-epidermal junction in human skin. *Anat Rec* 131: 717–723, 1958.
- Keegan T.H., Kelsey J.L., Sidney S., Quesenberry Jr CP., 2002. Foot problems as risk factors of fractures. *Am J Epidemiol* 155:926–931
- Khurana J.S. and Fitzpatrick L.A., 2009. Osteoporosis and metabolic bone disease, in: *Bone Pathology*, Chapter 14, Khurana J. S. (edit.), Humana Press (2009).

Khurana S. Jasvir, 2009. Bone Pathology, Second Edition, Humana Press, ISBN: 978-1-58829-766-2 e-ISBN: 978-1-59745-347-9, DOI: 10.1007/978-1-59745-347-9.

Klaesner, J.W., Hastings, M.K., Zou, D., Lewis, C., Mueller, M.J., 2002. Plantar tissue stiffness in patients with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 83, 1796–1801.

Klibanski A., Adams-Campbell L., Bassford T., Blair S.N., Boden S.D., Dickersin K., et al., 2001. "Osteoporosis prevention, diagnosis, and therapy", JAMA-J. Am. Med. Assoc. (2001) 285:785-795.

Kumar S., Ashe H.A., Fernando D.J.S., et al., 1994. The prevalence of foot ulceration and its correlates in type 2 diabetic patients: a population-based study. Diabet Med 1994;11:480–484.

Lahari M. S., Vijay, Anburajan M., 2011. Finite Element Analysis of Femur in the Evaluation of Osteoporosis, Electronics Computer Technology (ICECT), 2011 3rd International Conference on, DOI: 10.1109/ICECTECH.2011.5941783.

Lahari M.S., Anburajan M., 2011. Finite Element Analysis of Femur in the Evaluation of Osteoporosis. Electronics Computer Technology. IEEE. 2011 Apr;415-19.

Lavery L. A. (Editor), Peters E. J G. (Editor), Bush R. (Editor), 2010. High Risk Diabetic Foot: Treatment and Prevention, 1st Edition, Kindle Edition, ISBN-13: 978-1420083019, ISBN-10: 1420083015

Ledoux W.R., Shofer J.B., Ahroni J.H., et al.2003. Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. Foot Ankle Int. 24:845 –50, 2003.

Ledoux W.R., Shofer J.B., Smith D.G., Sullivan K., Hayes S.G., Assal M., et al., 2005. Relationship between foot type, foot deformity, and ulcer occurrence in the highrisk diabetic foot. Journal of Rehabilitation Research and Development 2005;42:665–72.

Legrand E., Chappard D., Pascaretti C., Duquenne M., Krebs S., Rohmer V., et al., 2000. Trabecular bone microarchitecture, bone mineral density, and vertebral fractures in male osteoporosis, Journal of Bone and Mineral Research (2000) 15:13-19.

Lemmon D., Shiang T.Y., Hashmi A., Ulbrecht J.S. and Cavanagh P.R., 1997. The effect of insoles in therapeutic footwear-a finite element approach, Journal of Biomechanics, 30(6), 615-20.

Lewis J.L., Goldsmith W., 1975. The dynamic fracture and prefracture response of compact bone by split Hopkinson Bar methods. J Biomech 8:27-40.

Lohfeld S., Barron V., McHugh P. E., 2005. Biomodels of Bone: A Review, Annals of Biomedical Engineering, 33 (10), pp. 1295 – 1311.

Lotz J.C., Cheal E.J., Hayes W.C., 1995. Stress distributions within the proximal femur during gait and falls: implications for osteoporotic fracture. Osteoporosis Int. 1995;5(4):252-61.

Lotz, J.C., Cheal, E.J., Hayes, W.C., 1991. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part I-Linear analysis. Journal of Biomechanical Engineering 113, 353—360.

- Luximon A, Zhang M, 2006. Biomechanical Engineering of footwear, in Li Y, Dai XQ (eds), Biomechanical engineering of textiles and clothing, Woodhead Publishing Ltd, Cambridge, 2006.
- Mankovich N.J., Robertson D.R., Cheeseman A.M., 1990. Three-dimensional image display in medicine, *Journal of Digital Imaging*, 3(2), pp. 69–80.
- Mazess R.B., Barden H.S., Drinka P.J., Bauwens S.F., Orwoll E.S., Bell N.H., 1990. Influence of age and body weight on spine and femur bone mineral density in US white men. *J Bone Miner Res* 5:645-652.
- McCullagh, P.J., & Graham, I.D., 1985. A preliminary investigation into the nature of shock absorbency in synthetic sports material. *Journal of Sports Sciences*, 3, 103- 114.
- McInerney T. and Terzopoulos D., 1996. Deformable models in medical images analysis: a survey, *Medical Image Analysis*, 1, pp. 91-108.
- McKinley M. and O'Loughlin V.D., 2011. *Human Anatomy*, 3rd Edition, McGraw-Hill: New York, ISBN-13: 978-0073378091, ISBN-10: 0077523008.
- Meyer H.E., Tverdal A., Falch J.A., 1993. Risk factors for hip fracture in middle-aged Norwegian women and men. *Am J Epidemiol* 137:1203–1211.
- Mills K., Blanch P. and Vicenzino B., 2011. Influence of Contouring and Hardness of Foot Orthoses on Ratings of Perceived Comfort, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(8), 1507-1512
- Moes C.C.M., 2000. Geometric model of the human body, *Proceedings of TMCE 2000*.
- Mott V., 1818. A case of circular callous ulcer in the bottom of the foot. *Med Surg Register* 1818,129.
- Nakamura S., Crowninshield R.D., Cooper R.R., 1981. An analysis of soft tissue loading in the foot—a preliminary report. *Bull Prosthetics Res* 10:27–34.
- Nawoczenski D.A., Birke J.A., Coleman W.C., 1988. Effect of rocker sole design on plantar forefoot pressures. *J Am Pediatr Med Assoc*. 1988;78:450–455.
- Nebo M., 2005. Functional sport footwear, in Shishoo R, *Textiles in Sport*, Woodhead Publishing Ltd, Cambridge.
- Nicodemus K.K., Folsom A.R., 2001. Type 1 and type 2 diabetes and incident hip fractures in postmenopausal women. *Diabetes Care* 2001;24:1192–7
- Nilsson J., Thorstensson A., 1989. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*. 1989 Jun;136(2):217-27.
- Noser H., Heldstab T., Schmutz B., Kamer L., 2011. Typical Accuracy and Quality Control of a Process for Creating CT-Based Virtual Bone Models, *Journal of Digital Imaging*, 24(3), pp 437-445.
- OPT-SHOES, 2012-2015, Research Program “Excellence”: Development of cost-effective and accurate computer-aided design and engineering (CAD/CAE) tools for the determination and optimization of footwear comfort parameters (OPT-SHOES). Website (<https://opt-shoes.aegean.gr/>)

Owings T.M., Woerner J.L., Frampton J.D., Cavanagh P.R., Botex G., 2008. "Customer Therapeutic Insoles Based on Both Foot Shape and Plantar Pressure Measurement Provide Enhanced Pressure Relief", *Diabetes Care*, 31(5), 839-844.

Pal S., 2014. *Design of artificial human joints & organs*. Springer Science & Business Media, New York, pp 23-40.

Papagiannis P., Azariadis P., Papanikos P., 2017. Evaluation and optimization of footwear comfort parameters using finite element analysis and a discrete optimization algorithm, *AUTEX 2017-17th World Textile Conference*, Corfu, Greece, 29-31 May 2017.

Papagiannis P., Koutkalaki Z., Azariadis P., 2014. "Footwear plantar mechanical comfort: Physical measures and modern approaches to their approximation", *ICAMS 2014 – 5th International Conference on Advanced Materials and Systems*, Bucharest, Romania, 23-25 October 2014.

Papagiannis P., Koutkalaki Z., Azariadis P., Papanikos P., 2015. "Definition and evaluation of plantar mechanical comfort for the support of footwear design", *Computer-Aided design & Applications*, DOI:10.1080/16864360.2015.1084189

Pataky Z., Assal J.P., Conne P., et al., 2005. Plantar pressure distribution in type 2 diabetic patients without peripheral neuropathy and peripheral vascular disease. *Diabet Med* 2005; 22:762–767.

Peeters Koen, 2012. Kinematic modeling of ankle and foot bone motion for applications in orthopedics and gait analysis. Dissertation presented in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Engineering. Arenberg Doctoral School of Science, Engineering & Technology Faculty of Engineering Department of Mechanical Engineering.

Pepper M., Akuthota V., McCarty E.C., 2006. The pathophysiology of stress fractures. *Clin Sports Med*. 2006;25:1-16, vii. <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2005.08.010>

Pham H., Armstrong D.G., Harvey C., et al., 2000. Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration: a prospective multicenter trial. *Diabetes Care* 2000;23(5):606–611.

Pilgram R., Fritscher K.D. and Schubert R., 2004. Modeling of the geometric variation and analysis of the right atrium and right ventricle motion of the human heart using pca. *International Congress Series* 1268.

Polikeit A., Nolte L.P., Ferguson S.J., 2003. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finiteelement analysis. *Spine* 2003;28:991–6.

Pollard J.P., LeQuesne I.P., Tappin J.W., 1983. Forces under the foot. *J Biomed Eng* 1983;5:37–41.

Prompers L., Huijberts M., Apelqvist J., et al., 2007. High prevalence of ischaemia, infection and serious comorbidity in patients with diabetic foot disease in Europe: Baseline results from the Eurodiale study. *Diabetologia* 2007; 50:18–25.

Puch J.W., Rose R.M., Radin E.L., 1973a. A structural model for the mechanical behavior of trabecular bone. *J Biomech* 6:657-670.

- Puch J.W., Rose R.M., Radin E.L., 1973b. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone. *J Biomech* 6:475-486.
- Reddy M.V. K., Ganesh B.K.C., Bharathi K.C.K., ChittiBabu P., 2016. Use of Finite Element Analysis to Predict Type of Bone Fractures and Fracture Risks in Femur due to Osteoporosis, *Journal of Osteoporosis & Physical Activity*, Vol.4, 2016, pp.-1-8.
- Reiber G.E., Lipsky B.A., Gibbons G.W., 1998. The burden of diabetic foot ulcers. *Am J Surg.* 1998;176(suppl 2A):5S–10S.
- Ren L., Howard D., Ren L.Q., Nester C.J., Tian L.M., 2010. A Generic Analytical Foot Rollover Model for Predicting Translational Ankle Kinematics in Gait Simulation Studies. *Journal of Biomechanics* 43: 194–202.
- Ribeiro N. S., Fernandes P. C., Lopes D. S., Folgado J. O., and Fernandes P. R., 2009. 3D Solid and Finite Element Modeling of Biomechanical Structures – A Software Pipeline, 7th EUROMECH Solid Mechanics Conference, J. Ambrósio et.al. (eds.), Lisbon, Portugal, September 7-11.
- Richard S. Snell, 2000. Κλινική ανατομική, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, μετάφραση: Γ. Βαράκης, Ε. Παπαδόπουλος, Ε. Παπαδάκη – Πέτρου, 2000.
- Richards L.G., 1980. On the psychology of passenger comfort, In Osborne D.J. and Levis J.A., (eds), *Human Factors in Transport Research*, Vol 2, Academic Press, London
- Riggs B.L., Melton L.J., 1986. Involutional osteoporosis. *N Engl J Med* 3 14:1676- 1686.
- Rith-Najarian S.J., Stolusky T., Gohdes D.M., 1992. Identifying diabetic patients at high risk for lower extremity amputation in a primary health care setting. *Diabetes Care* 1992;15(10):1386–1389.
- Ross, J., 2009, Osteoporosis-the fall that causes the fracture. *Pod Mgmt*, 28(5), 195--204.
- Ruegsegger P., Dambacher M.A., Ruegsegger E., Fischer E., Enliker M., 1984. Bone loss in premenopausal and postmenopausal women: a cross-sectional and longitudinal study using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg* 66A: 1015-1023.
- Ruff C.B., Etayes W.C., 1982. Subperiosteal expansion and cortical remodeling of the human femur and tibia with aging. *Science* 217:945-948.
- Savelberg H.H., Schaper N.C., Willems P.J., et al., 2009. Redistribution of joint moments is associated with changed plantar pressure in diabetic polyneuropathy. *BMC Musculoskelet Disord* 2009; 10:16.
- Schwartz A.V., Sellmeyer D.E., Ensrud K.E., Cauley J.A., Tabor H.K., Schreiner P.J., Black D.M., Cummings S.R., 2001. Older women with diabetes have an increased risk of fracture: a prospective study. *J Clin Endocrinol Metab* 86:32–38
- Schwartz, A. V., 2003. Diabetes mellitus: does it affect bone? *Calcif. Tissue Int.* 73, 515–519 (2003).
- Shindle M.K., Endo Y., Warren R.F., et al., 2012. Stress fractures about the tibia, foot, and ankle. *J Am Acad Orthop Surg.* 2012;20:167–176.

- Silva M.J. and Gibson L.J., 1997. "Modeling the mechanical behavior of vertebral trabecular bone: Effects of age-related changes in microstructure", *Bone* (1997) 21:191-199.
- Singh, R., Jhorar, R.K., van Dam, J.C., Feddes, R.A., 2006. Distributed ecohydrological modelling to evaluate the performance of irrigation system in Sirsa district, India. II. Impact of viable water management scenarios. *J. Hydrol.* 329, 714–723.
- Slater K., 1985. *Human Comfort*, Springfield
- Slater K., 1996. Comfort or protection; the clothing dilemma, In Johnson J.S. and Mansdort S.Z. (eds), *Performance of Protective Clothing*, American Society for Testing and Materials, West Conshohocken, PA
- Spanos K., 2016. Factors that Influence the Healing Process in Lower Limb Ulcers of Diabetic Patients, PhD thesis, University of Thessaly, Faculty of Medicine, School of Health Sciences, University Hospital of Larissa, Department of Vascular Surgery.
- Starly B., Fang Z., Sun W., Shokoufandeh A., and Regli W., 2005. Three-Dimensional Reconstruction for Medical-CAD Modeling, *Computer-Aided Design & Applications*, 2 (1-4), pp 431-438.
- Stokes I.A., Furis I.B., Hutton W.C., 1975. The neuropathic ulcer and loads on the foot in diabetic patients. *Acta Orthop Scand* 1975;46:839–847.
- Sun W., Lal P., 2002. Recent development on computer aided tissue engineering — a review, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 67(2), pp. 85–103.
- Sun W., Starly B., Nam J., Darling A., 2005. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering, *Computer-Aided Design*, 37(11), pp. 1097–1114.
- Tang Y.-M., Hui K.-H., 2007. The effect of tendons on foot skin deformation, *Computer-Aided Design*, 39(7), 583-597.
- Tao K., Wang D., Wang C., Wang X., Liu A., Nester C.J., et al., 2009. An in vivo experimental validation of a computational model of human foot. *J Bionic Eng* 2009;6:389–97
- Tortora G.J., Derrickson B., 2010. *Introduction to the human body – essentials of anatomy and physiology*, 8th edition, John Wiley&Sons Inc, New York.
- Turner C.H. and Burr D.B., 1993. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone* 14:595-608.
- Tyrrell W. and Carter W., 2009. *Therapeutic Footwear*, Elsevier
- Várady T., Martin R.R., Cox J., 1997. Reverse engineering of geometric models -- an introduction, *Computer-Aided Design*, 29(4): 255-268.
- Veves A., Boulton A.J.M., 1993. The optical pedobarograph. *Clin Pediatr Med Surg* 1993;10: 463–470.
- Veves A., Fernando D.J., Walewski P., et al., 1991. A study of plantar pressures in a diabetic clinic population. *Foot* 1991;2:89–92.
- Veves A., Giurini J.M., LoGerfo F.W., editors, 2006. *The diabetic foot*. 2nd ed. Totowa (NJ): Humana press; 2006.

- Veves A., Masson E.A., Fernando D.J., et al., 1990. Studies of experimental hosiery in diabetic neuropathic patients with high foot pressures. *Diabet Med* 1990;7:324–326.
- Veves A., Murray H.J., Young M.J., et al., 1992. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. *Diabetologia* 1992; 35(7):660–663.
- Veves A., Sarnow M.R., Giurini J.M. et al., 1995. Differences in joint mobility and foot pressures between black and white diabetic patients. *Diabet Med* 1995;12:585–589.
- Vink P., Looze M.P.D. and Kuijt-Evers L.F.M., 2005. Theory of Comfort, in: Vink P. (ed) *Comfort and Design: Principles and Good Practice*, CRC Press, Boca Raton, Florida
- VM, Veves A., 1997. Foot pressure measurement. *Orthop Phys Ther Clin N Am* 1997;6:1–16.
- Vogt M.T., Cauley J.A., Kuller L.H., Nevitt M.C., 1997. Bone mineral density and blood flow to the lower extremities. *J Bone Miner Res* 1997, 12:283–289.
- Walters D.P., Gatling W., Mullee M.A., Hill R.D., 1992. The distribution and severity of diabetic foot disease: a community study with comparison to a non-diabetic group. *Diabet Med* 1992;9:354–358.
- Wang Y., and Zhang M., 2014. *Foot and Ankle Model for Surgical Treatment*, Zhang M., Fan Y., *Computational biomechanics of the musculoskeletal system*. Boca Raton: CRC Press Inc 2014, pp 37-48.
- Whittle M.W., 2007. *Gait Analysis – An introduction*, 4th edition, Elsevier.
- Wiegerinck J.I., Boyd J., Yoder J.C., Abbey A.N., Nunley J.A., Queen R.M., 2009. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self selected running speed, *Gait & Posture*, 29, 514-519.
- Williams A, Nester C, 2010. *Footwear and Foot Orthoses*, Elsevier
- Witana C.P., Goonetilleke R.S., Xiong S. and Au E.Y.L., 2009. Effects of surface characteristics on the plantar shape of feet and subjects' perceived sensations, *Applied Ergonomics*, 40, 267-279.
- Xiao M., Luximor Y., Luximon A., 2012. *Foot Structure and Anatomy*, *The Science of Footwear* (Edt. R Goonetilleke), CRC Press.
- Xu C., Zhang M.Y., Lei G.H., Zhang C., Gao S.G., Ting W., Li K.H., 2011. Biomechanical evaluation of tenodesis reconstruction in ankle with deltoid ligament deficiency: a finite element analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012 Sep;20(9):1854-62. Epub 2011 Nov 11.
- Young M.J., Veves A., Smith J.V., Walker M.G., Boulton A.J.M., 1995. Restoring lower limb blood flow improves conduction velocity in diabetic patients. *Diabetologia* 1995;38:1051–1054.
- Yu J., Cheung J.T.M., Fan Y., Zhang Y., Leung A.K.L., Zhang M., 2007. Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical Biomechanics* 23 (2008) S31–S38.
- Zachow S., Zilske M., & Hege H. C., 2007. 3D reconstruction of individual anatomy from medical image data: Segmentation and geometry processing. *Konrad-Zuse-Zentrum für*

Informationstechnik Berlin. In: Proc. ANSYS Conference & CADFEM Users' Meeting, Dresden. Siehe auch: ZIB-Report ZR 07-41.

Zahouani H., Mezghami S., Vargiolu R., Dursapt M., 2008. Identification of manufacturing signature by 2D wavelet decomposition, *Wear* 264 (2008) 480–485.

Zhang M., Fan Y., 2014. Computational biomechanics of the musculoskeletal system. Boca Raton: CRC Press Inc 2014.

Αλευράς Π., 2010. Διάταξη μέτρησης ελαστικότητας πολλαπλών δοκιμών. Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Εργαστήριο Δυναμικής και Κατασκευών.

Βαρδάκη Ζ. Μ., 2013. Μελέτη της οστεοαρθρίτιδας σε ανθρώπινες κεφαλές μηριαίου οστού με φασματοσκοπία micro-Raman. Διπλωματική Εργασία, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας.

Βασιλειάδης Μ., 2014. Ανατομία του Δέρματος και Αλλαγές που Υφίσταται αυτό στην Τρίτη Ηλικία. Πτυχιακή Εργασία, Αλεξάνδρειο Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Θεσσαλονίκης, Σχολή Επαγγελματιών Υγείας και Προνοίας, Τμήμα Αισθητικής και Κοσμετολογίας.

Καραμπάς Α. Ι., 2011. Ανάπτυξη αναλυτικής μεθοδολογίας για την εκτίμηση της ποιότητας των οστών, Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας.

Κασελούρης Ε., 2008. Εμβιομηχανική μελέτη τάσεων και παραμορφώσεων σε μηριαίο οστόν φέροντος ενδομυελικό ήλο τύπου Fi, με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Διπλωματική εργασία, Διατμηματικό πρόγραμμα μεταπτυχιακών σπουδών στη βιοϊατρική τεχνολογία, Εθνικό Μετσόβιο πολυτεχνείο, Σχολή: Μηχανολόγων Μηχανικών, Σχολή: Ηλεκτρολόγων Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Πατρών, Σχολή: ιατρικής.

Κουμούτση Α., 2008. Πόσο συντελεί η Βιταμίνη C και η Βιταμίνη E στη φωτογήρανση. Πτυχιακή Εργασία, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Αθήνας - ΤΕΙ Αθήνας, Σχολή Επαγγελματιών Υγείας & Προνοίας, Τμήμα Αισθητικής & Κοσμητολογίας.

Λυρίτης Γ., 1991. Μεταβολικά νοσήματα των οστών, Αθανασόπουλος- Παπαδάμης, Αθήνα.

ΟΔΗΓΙΑ 94/11/ΕΚ ΤΟΥ ΕΥΡΩΠΑΪΚΟΥ ΚΟΙΝΟΒΟΥΛΙΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΣΥΜΒΟΥΛΙΟΥ της 23ης Μαρτίου 1994 για την προσέγγιση των νομοθετικών, κανονιστικών και διοικητικών διατάξεων των κρατών μελών των σχετικών με την επισήμανση των υλικών που χρησιμοποιούνται στα κύρια μέρη των υποδημάτων που προορίζονται να πωληθούν στον καταναλωτή (ΕΕ L 100 της 19.4.1994, σ. 37)

Πετροπούλου Ε., 2006. Περιγραφή της εξέλιξης της οστεοπόρωσης στη σπονδυλική στήλη με τη βοήθεια της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων. Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Τομέας Μηχανολογικών Κατασκευών & Αυτόματου Ελέγχου, ΔΠΜΣ «Βιοϊατρική Τεχνολογία».

Πλέσσας Δ, (Υπεύθυνος Ανάπτυξης Υποδημάτων Mari Safety Ltd), 2013. Συνέντευξη - «Πρακτικές πτυχές ανάπτυξης και παραγωγής υποδημάτων εργασίας»

Ρηγόπουλος Δ., Ανατομία & Φυσιολογία Δέρματος, Δερματολόγος-Αφροδισιολόγος, Καθηγητής Πανεπιστημίου Αθηνών, Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο "ΑΤΤΙΚΟΝ", Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Διαλέξεις.

Σκούτα Δ.Π., 2011. Σακχαρώδης Διαβήτης: Νευροπαθητικά και Ισχαιμικά Έλκη Κάτω Άκρων, Παθογένεια-Συμβολή στην Αντιμετώπιση και Εξέλιξη. Διδακτορική Διατριβή, Δημοκρίτειο Πανεπιστήμιο Θράκης, Τμήμα Ιατρικής, Αγγειοχειρουργική Πανεπιστημιακή Κλινική και Διαβητικό Κέντρο Γ.Π.Ν. Παπαγεωργίου.

Σμπαρούνη Ε., 1990, Το Διαβητικό Πόδι, Κλινικοεργαστηριακή μελέτη. Διδακτορική Διατριβή, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Επιστημονική Επετηρίδα του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής Επιστήμων Υγείας.

Σταθακόπουλος Δ. Π., 2004. In vivo εκτίμηση της μηχανικής αντοχής των οστών με τη μέθοδο της περιφερικής ποσοτικής υπολογιστικής τομογραφίας (pqa). αξιολόγηση της μεθόδου κάτω από στατικές και δυναμικές συνθήκες άμεσης μηχανικής καταπόνησης. πειραματική εργασία σε επιμύες, Διδακτορική Διατριβή, Εθνικό & Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Εργαστήριο Έρευνας Παθήσεων Μυοσκελετικού Συστήματος «Θ. Γαροφαλιδης».

Άλλες Πηγές

FunctionBay <http://support.recurdyn.com/difference-hyperelastic-material-elastic-material-recurdyn/?ckattempt=1>

Mayo Clinic, Healthy Lifestyle, Fitness, Features of a walking shoe, <https://www.mayoclinic.org/healthy-lifestyle/fitness/multimedia/walking-shoe/img-20307328>

Novel.de, emed®: Pressure distribution under the foot, <https://www.novel.de/products/emed/>

Tekscan, Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors, F-Scan System, <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>

Tekscan, Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors, Force Sensitive Insole, FlexiForce™ Sensors Used in iShoe, <https://www.tekscan.com/applications/force-sensitive-insole>