

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Σχεδίαση και ανάλυση με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων
προσθετικού κάτω άκρου

Μία εργασία του φοιτητή Βασίλη Πρέκα (Α.Ε.Μ. 2306)

Επιβλέπων καθηγητής: Εμμανουήλ Βαρύτης

Κοζάνη, Μάρτιος 2024

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

*Σχεδίαση και ανάλυση με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων
προσθετικού κάτω άκρου*

Βασίλης Πρέκας

A.E.M. 2306

Επιβλέπων καθηγητής: Εμμανουήλ Βαρύτης

Κοζάνη, Μάρτιος 2024

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία πραγματεύεται τα αρχικά στάδια σχεδίασης, ανάλυσης και βελτιστοποίησης ενός προσθετικού μονοαξονικού ποδιού. Το προσθετικό αποτελείται από 3 βασικά εξαρτήματα και απευθύνεται σε άτομα που έχουν υποστεί σοβαρή βλάβη στο κάτω άκρο με αποτέλεσμα να πραγματοποιηθεί ακρωτηριασμός του ποδιού από το γόνατο και κάτω. Η χρήση του προσθετικού περιορίζεται στο βάδισμα και αξιοποιείται μία τεχνητή άρθρωση στη θέση της ποδοκνημικής η οποία θα επιτρέψει την περιστροφή του άκρου πόδα σε ένα εύρος τιμών από 20 έως -15 μοιρών. Προκαταρκτικά της σχεδίασης τίθενται ως μέγιστη οριακή τιμή του βάρους τα 3,7 kg και ως ελάχιστος συντελεστής ασφαλείας η τιμή 2 για όλο το συναρμολόγημα. Το στάδιο της σχεδίασης βασίζεται πάνω στη διευκόλυνση της μετάβασης από το βιολογικό στο τεχνητό άκρο και για αυτό αποσκοπεί κυρίως στη μείωση του μεταβολικού κόστους βασιζόμενο στις λειτουργίες του ίδιου του βιολογικού άκρου. Τα υλικά που επιλέχθηκαν να χρησιμοποιηθούν στην κατασκευή για τις αναλύσεις είναι το αλουμίνιου 6061 για τα εξαρτήματα του άκρου πόδα και το κράμα τιτανίου Ti6Al4V για την κνήμη. Η μελέτη αντοχής του προσθετικού ποδιού διεξάχθηκε μέσω στατικών αναλύσεων με το βάρος του ατόμου να παραμένει σταθερό και μέσω αναλύσεων κοπώσεως με το φορτίο να αυξομειώνεται. Μέσω των προσομοιώσεων και των βελτιστοποιήσεων η μελέτη καταλήγει σε ένα τελικό μοντέλο του οποίου ο χρόνος ζωής είναι ο ένας χρόνος, με ελάχιστο συντελεστή ασφαλείας το 2 και με βάρος κατασκευής να φτάνει τα 3,7 kg.

Abstract

This master's thesis refers to the initial stages of design, analysis and optimization of an uniaxial prosthetic leg. The prosthesis consists of 3 main components and is aimed to be used by people who have suffered severe damage to the lower limb resulting in amputation of the leg from the knee down. The usage of the prosthesis is limited to walking and an artificial joint is used in the ankle joint which will allow the rotation of the foot in a range of angles from 20 to -15 degrees. Preliminary to the design, the maximum value for the weight is set to 3.7 kg and the lower value for the safety factor to 2 for the entire assembly. The design stage is based on the facilitation of the transition from the biological to the artificial limb and for this it is mainly aimed at reducing the metabolic cost based on the functions of the biological limb itself. The materials chosen to be used for the analysis are aluminum 6061 for the foot components and titanium alloy Ti-6Al-4V for the tibia part. The durability study of the prosthetic leg was carried out through static analysis with the subject's weight remaining constant and through fatigue analysis with the load fluctuating. Through simulations and optimizations, the study results in a final model whose lifetime is one year, with a minimum safety factor of 2 and with a weight of up to 3.7 kg.

**ΔΗΛΩΣΗ ΠΕΡΙ ΜΗ ΠΡΟΣΒΟΛΗΣ ΔΙΚΑΙΩΜΑΤΩΝ
ΠΝΕΥΜΑΤΙΚΗΣ ΙΔΙΟΚΤΗΣΙΑΣ**

Δηλώνω ρητά ότι η παρούσα Διπλωματική Εργασία με τίτλο:

«Σχεδίαση και ανάλυση με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων προσθετικού κάτω άκρου» καθώς και τα ηλεκτρονικά αρχεία και πηγαίοι κώδικες που αναπτύχθηκαν ή τροποποιήθηκαν στο πλαίσιο αυτής της εργασίας και αναφέρονται ρητώς μέσα στο κείμενο που συνοδεύουν και η οποία έχει εκπονηθεί στο Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας, υπό την επίβλεψη του κ. Βαρύτης Εμμανουήλ, αποτελεί αποκλειστικά προϊόν προσωπικής εργασίας και δεν προσβάλλει κάθε μορφής πνευματικά δικαιώματα τρίτων και δεν είναι προϊόν μερικής ή ολικής αντιγραφής, οι πηγές δε που χρησιμοποιήθηκαν περιορίζονται στις βιβλιογραφικές αναφορές και μόνον. Τα σημεία όπου έχω χρησιμοποιήσει ιδέες, κείμενο, αρχεία ή / και πηγές άλλων συγγραφέων, αναφέρονται ευδιάκριτα στο κείμενο με την κατάλληλη παραπομπή και η σχετική αναφορά περιλαμβάνεται στο τμήμα των βιβλιογραφικών αναφορών με πλήρη περιγραφή.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και μόνο.

Copyright © Βασίλης Πρέκας & Βαρύτης Εμμανουήλ, 4/3/2024, Κοζάνη

**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου της Δυτικής Μακεδονίας, συμπεριλαμβανομένου του επιβλέποντα καθηγητή μου, για τις γνώσεις τις οποίες μου πρόσφεραν καθώς και τον τρόπο σκέψης που με βοήθησαν να αναπτύξω. Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου για τη στήριξη και την αγάπη που μου πρόσφεραν όλα αυτά τα χρόνια.

Περιεχόμενα

1. Εισαγωγή	1
2. Βασικές Αρχές θεωρίας	2
2.1 Άξονες και επίπεδα αναφοράς	2
2.2 Χαρακτηριστικά Ποδιού	3
2.3 Στάδια Βαδίσματος	3
2.4 Φόρτιση και Δυνάμεις Αντίδρασης	4
2.5 Είδη Ακρωτηριασμού και Προσθετικών	6
2.6 Χρήση Προσθετικού και Μέσος Χρόνος Ζωής	8
2.7 Πεπερασμένα Στοιχεία	8
2.7.1 Είδη Πεπερασμένων Στοιχείων	10
2.7.2 Αναλογίες Διαστάσεων (Aspect Ratio)	11
2.7.3 Λοξότητα (Skewness)	12
2.7.4 Ιακωβιανός λόγος (Jacobian Ratio)	13
3. Ορισμός Προβλήματος και Παραδοχές	13
4. Σχεδίαση Προσθετικού	17
4.1 Άκρο ποδιού	17
4.2 Ράβδος Κνήμης	19
4.3 Εξάρτημα φτέρνας	20
4.4 Συναρμολόγημα	21
5. Ανάλυση και Βελτίωση Κατασκευής	24
5.1 Επιλογή Υλικών	24
5.2 Αρχική Στατική Ανάλυση	25
5.2.1 Μοντελοποίηση Αρχικής Στατικής Ανάλυσης	25
5.2.2 Αποτελέσματα Αρχικής Στατικής Ανάλυσης	30
5.3 Βελτιστοποίηση Κατασκευής	38
5.3 Τελική Στατική Ανάλυση	41
5.3.1 Μοντελοποίηση Τελικής Στατικής Ανάλυσης	41
5.3.2 Ανάλυση κόπωσης	42

5.3.3 Αποτελέσματα τελικής στατικής ανάλυσης και κόπωσης	45
6. Συμπεράσματα και Μελλοντικές Προτάσεις	59
6.1 Μελλοντικές προτάσεις για έρευνα.....	59
6.2 Συμπεράσματα	60
Μηχανολογικά Σχέδια	61
Βιβλιογραφία	64
Βιβλιογραφία Εικόνων	67

Περιεχόμενα Εικόνων

Εικόνα 1: Προσθετικό άκρο, γνωστό και ως «Δάκτυλο του Καΐρου»	1
Εικόνα 2: Άξονες και επίπεδα αναφοράς του σώματος	2
Εικόνα 3: Στάδια βαδίσματος και στάσεις ποδιού	4
Εικόνα 4: Κύκλος διασκελισμού χωρισμένος σε στάδια και τα ποσοστά που τους αναλογούν.....	4
Εικόνα 5: Διαγράμματα συνιστωσών της δύναμης αντίδρασης του εδάφους % του βάρους στα στάδια της στήριξης	5
Εικόνα 6: Ακρωτηριασμός πάνω από το γόνατο (αριστερά) και κάτω από το γόνατο (δεξιά)	6
Εικόνα 7: Είδη πεπερασμένων στοιχείων στο επίπεδο και στο χώρο	11
Εικόνα 8: Στοιχείο με αναλογία διαστάσεων ίση με 1 (αριστερά) και με μεγάλο αριθμό αναλογία διαστάσεων (δεξιά).....	11
Εικόνα 9: Θέση γωνίας α σε τρικομβικά και τετρακομβικά στοιχεία.....	12
Εικόνα 10: Πεπερασμένα στοιχεία με Ιακωβιανό λόγο ίσο με 1 (αριστερά) και με 0 (δεξιά)	13
Εικόνα 11: Θήκη ποδοκνημικής άρθρωσης στον άκρο πόδα	17
Εικόνα 12: Ραχιαίο στρογγύλεμα άκρου πόδα	18
Εικόνα 13: Κεκλιμένη επιφάνεια του πέλματος από δύο διαφορετικές όψεις	18
Εικόνα 14: Σπείρωμα ράβδου κνήμης	19
Εικόνα 15: Οπή ποδοκνημικής άρθρωσης στη ράβδο κνήμης	19
Εικόνα 16: Ράβδο κνήμης προσθετικού ποδιού	20
Εικόνα 17: Εσοχή για την ρύθμιση κλίσης της ποδοκνημικής άρθρωσης στο εξάρτημα φτέρνας	20
Εικόνα 18: Εξάρτημα φτέρνας προσθετικού ποδιού	21
Εικόνα 19: Οπή κοχλίας για την σύνδεση του εξαρτήματος φτέρνας με τον άκρο πόδα.....	21
Εικόνα 20: Κοχλίας μικρού μήκους σπειρώματος	22
Εικόνα 21: Πλάγια όψη συναρμολογήματος προσθετικού ποδιού υπό διάφορες κλίσεις	23
Εικόνα 22: Συναρμολόγημα προσθετικού ποδιού.....	23
Εικόνα 23: Εφαρμογή περιορισμών στη ράβδο κνήμης του προσθετικού στο περιβάλλον του Inventor Nastran	26

Εικόνα 24: Εφαρμογή δυνάμεων στην επιφάνεια των δακτύλων στο περιβάλλον του Inventor Nastran	27
Εικόνα 25: Πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran	28
Εικόνα 26: Έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran.....	28
Εικόνα 27: Πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο περιβάλλον του ANSYS	29
Εικόνα 28: Έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του ANSYS.....	30
Εικόνα 29: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	30
Εικόνα 30: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS... ..	31
Εικόνα 31: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	31
Εικόνα 32: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	32
Εικόνα 33: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	32
Εικόνα 34: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	33
Εικόνα 35: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	33
Εικόνα 36: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στο τμήμα των δακτύλων του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS.....	34
Εικόνα 37: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	34
Εικόνα 38: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	35
Εικόνα 39: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	35
Εικόνα 40: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στο τμήμα των δακτύλων του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran.....	36
Εικόνα 41: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS.....	36

Εικόνα 42: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran.....	37
Εικόνα 43: Επιπρόσθετη γεωμετρία για την ενίσχυση της αντοχής στο άκρο πόδα	38
Εικόνα 44: Νέα διάσταση τετραγωνικής διατομής της ράβδου κνήμης	39
Εικόνα 45: Καμπύλη επιφάνεια του ραχιαίου τμήματος του άκρου πόδα.....	39
Εικόνα 46: Πάχος υπερωψωμένου τμήματος του άκρου πόδα.....	40
Εικόνα 47: Μήκος σπειρώματος ράβδου κνήμης.....	40
Εικόνα 48: Πλέγματοποίηση και έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran.....	41
Εικόνα 49: Πλέγματοποίηση και έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του ANSYS.....	42
Εικόνα 50: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	46
Εικόνα 51: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS... ..	46
Εικόνα 52: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	47
Εικόνα 53: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	47
Εικόνα 54: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	48
Εικόνα 55: Αποτελέσματα τάσεων στη ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	48
Εικόνα 56: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	49
Εικόνα 57: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	49
Εικόνα 58: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πλάγια όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS	50
Εικόνα 59: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	50
Εικόνα 60: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	51

Εικόνα 61: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πλάγια όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran	51
Εικόνα 62: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στατικής ανάλυσης στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού	52
Εικόνα 63: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στατικής ανάλυσης στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού	53
Εικόνα 64: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 1 χρόνο στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού	53
Εικόνα 65: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 1 χρόνο στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού	54
Εικόνα 66: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 2 χρόνια στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού	54
Εικόνα 67: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 2 χρόνια στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού	55
Εικόνα 68: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 3 χρόνια στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού	55
Εικόνα 69: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 3 χρόνια στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού	56

Περιεχόμενα Πινάκων

Πίνακας 1: Τιμές Λοξότητας	12
Πίνακας 2: Μετατροπή μεγεθών ανδρικών παπουτσιών σε εκατοστά και ίντσες	15
Πίνακας 3: Σύνοψη Χαρακτηριστικών Προσθετικού.....	16
Πίνακας 4: Μετατροπή χρόνου σε αριθμό φορτίσεων	43
Πίνακας 5: Μάζες Εξαρτημάτων Συναρμολογήματος.....	57
Πίνακας 6: Πληροφορίες Πλέγματος Πεπερασμένων Στοιχείων	57
Πίνακας 7: Αποτελέσματα Αναλύσεων	58
Πίνακας 8: Προδιαγραφές Μοντέλων Προσθετικού Ποδιού.....	58

Περιεχόμενα Διαγραμμμάτων

Διάγραμμα 1: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας αλουμινίου 6061.....	43
Διάγραμμα 2: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας ανοξείδωτου χάλυβα 316	44
Διάγραμμα 3: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας κράματος τιτανίου Ti-6Al-4V.....	44
Διάγραμμα 4: Διορθωτικού παράγοντα Soderberg αντοχής του υλικού - τάσεων.....	45
Διάγραμμα 5: Ημιτονοειδής κατανομή δυνάμεων στο προσθετικό πόδι	45

1. Εισαγωγή

Τα προσθετικά μέλη ως ιδέα υπήρχαν από τα αρχαία χρόνια και υπέστησαν αλλαγές καθ' όλη την διάρκεια της ανθρώπινης εξέλιξης. Τα δύο αρχαιότερα ευρήματα προσθετικών, το “Δάκτυλο του Greville Chester” και το “Δάκτυλο του Καΐρου”, ανακαλύφθηκαν στην Αίγυπτο και χρονολογούνται μεταξύ της περιόδου του 7ου και 15ου αιώνα π.Χ. χωρίς όμως να είναι γνωστή η ακριβής χρονολογία κατασκευής τους. Το “Δάκτυλο του Greville Chester” αποτελεί το αρχαιότερο εύρημα, ηλικίας 2.600 με 3.400 ετών, κατασκευασμένο από έναν συνδυασμό γύψου, υφάσματος και κόλλας. Λόγω της έλλειψης κινητικότητας που διέθετε, η χρήση του ήταν καθαρά κοσμητική σύμφωνα με τους ερευνητές. Αντίθετα, το “Δάκτυλο του Καΐρου”, εκτιμώμενης ηλικίας 2.700 με 3.000 ετών, ήταν κατασκευασμένο από ξύλο επικαλυμμένο με δέρμα αλλά λόγω της ευλυγισίας του αποτελεί το πρώτο πρακτικό τεχνητό μέλος. [1]



Εικόνα 1: Προσθετικό άκρο, γνωστό και ως «Δάκτυλο του Καΐρου»

Ο πόλεμος αποτέλεσε έναν μεγάλο παράγοντα στην εξέλιξη των προσθετικών μελών λόγω των τραυματισμών των στρατιωτών. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί Ρωμαίος στρατηγός Marcus Sergius Silus ο οποίος κατά την διάρκεια του Β Καρχηδονιακού πολέμου έχασε το δεξί χέρι του και το αντικατέστησε με ένα σιδερένιο προσθετικό το οποίο είχε σχεδιαστεί με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί να κρατάει ασπίδα. Ομοίως κατά την διάρκεια του μεσαίωνα, οι ιππότες που είχαν ακρωτηριαστεί είχαν την δυνατότητα να συνεχίζουν να μάχονται με την χρήση προσθετικών τα οποία ήταν κατασκευασμένα ώστε να πραγματοποιούν κάποιες συγκεκριμένες κινήσεις. [1]

Τον 16ο αιώνα, ο Γάλλος χειρουργός και σχεδιαστής προσθετικών Ambroise Pare βελτίωσε τις τεχνικές ακρωτηριασμού αυξάνοντας έτσι τα μετεγχειρητικά ποσοστά επιβίωσης και την ανάγκη για προσθετικά μέλη. Παράλληλα σχεδίασε μερικά απ' τα πρώτα λειτουργικά προσθετικά άκρα βάζοντας σε εφαρμογή τις γνώσεις ανατομίας του. Αξίζει να σημειωθεί ότι δημοσίευσε μια απ' τις παλαιότερες γραπτές αναφορές πάνω στα προσθετικά. [2]

Καθώς τα τεχνητά μέλη έγιναν πιο κοινά στο 19ο αιώνα, η πρόοδος στην τεχνολογία των αρθρώσεων και οι μέθοδοι προσάρτησης που βασίζονται στην αναρρόφηση συνέχισαν να προωθούν τον τομέα της

προσθετικής. Συγκεκριμένα, το 1812, αναπτύχθηκε ένας προσθετικός βραχίονας που μπορούσε να ελεγχθεί από τον αντίθετο ώμο με την χρήση ιμάντων ενώ το 1840 με την χρήση πιο αποτελεσματικών μεθόδων νάρκωσης και αποστείρωσης, οι ακρωτηριάσεις είχαν μεγαλύτερο ποσοστό επιτυχίας. [2]

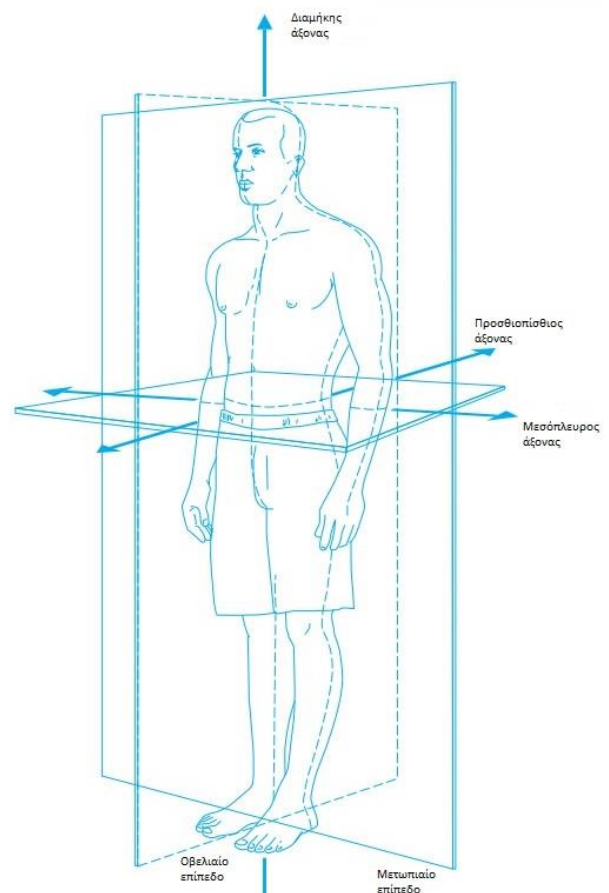
Μετά το τέλος του Β Παγκοσμίου Πολέμου, οι Η.Π.Α χρηματοδότησαν στρατιωτικές εταιρίες για την βελτίωση και την εξέλιξη των προσθετικών συμβάλλοντας έτσι στην εισαγωγή νέων υλικών όπως αλουμίνια, συνθετικά υλικά και πλαστικά. Τέλος η ανάπτυξη της νευροεπιστήμης καθώς και της βιοϊατρικής μηχανικής έφεραν τα προσθετικά πιο κοντά στα φυσικά άκρα και τις λειτουργίες τους επιτρέποντας ένα μεγαλύτερο εύρος κινήσεων. [1]

2. Βασικές Αρχές Θεωρίας

2.1 Άξονες και επίπεδα αναφοράς

Το σώμα τριχοτομείται σε τρία βασικά νοητά επίπεδα το οβελιαίο, το μετωπιαίο και το εγκάρσιο επίπεδο. Ένα επίπεδο είναι μια δισδιάστατη επιφάνεια με προσανατολισμό που καθορίζεται από τις χωρικές συντεταγμένες τριών διακριτών σημείων που δεν τέμνονται από μία κοινή γραμμή. Το οβελιαίο επίπεδο, γνωστό και ως προσθοπίσθιο επίπεδο, διαιρεί το σώμα κατακόρυφα σε αριστερό και δεξιό μισό, με κάθε μισό να περιέχει την ίδια μάζα. Το μετωπιαίο επίπεδο, γνωστό και ως στεφανιαίο επίπεδο, χωρίζει το σώμα κατακόρυφα σε μπροστινά και πίσω τμήματα ίσης μάζας ενώ το οριζόντιο ή εγκάρσιο επίπεδο χωρίζει το σώμα σε πάνω και κάτω κομμάτια ίσης μάζας. [3] [4]

Οι περιστροφικές κινήσεις των τμημάτων του σώματος πραγματοποιούνται γύρω από μη ορατούς άξονες οι οποίοι περνούν μέσα από τις αρθρώσεις που είναι συνδεδεμένα. Προκειμένου να περιγράψουν με μεγαλύτερη ακρίβεια και λεπτομέρεια αυτές οι κινήσεις χρησιμοποιούνται τρεις άξονες αναφοράς οι οποίοι είναι κάθετοι στα τρία αντίστοιχα επίπεδα κίνησης. Ο μεσοπλευρίος άξονας, γνωστός και ως μετωπικός - οριζώντιος άξονας, είναι κάθετος στο οβελιαίο επίπεδο. Η



Εικόνα 2: Άξονες και επίπεδα αναφοράς του σώματος

περιστροφή στο μετωπιαίο επίπεδο πραγματοποιείται με κέντρο τον προσθοπίσθιο άξονα ή οβελιαίο-οριζόντιο άξονα ενώ η εγκάρσια περιστροφή του επιπέδου γίνεται γύρω από τον διαμήκη άξονα ή κατακόρυφο άξονα. [3] [4]

2.2 Χαρακτηριστικά Ποδιού

Τα χαρακτηριστικά του ποδιού όπως το βάρος και το μήκος μεταβάλλονται από άνθρωπο σε άνθρωπο. Παρόλα αυτά μπορούν να εκφραστούν προσεγγιστικά με τη χρήση του ποσοστού βάρους ή ύψους του μέσου ατόμου. Το ποσοστό βάρους που καταλαμβάνει το πόδι κάτω από το γόνατο για τους άντρες είναι 4.75% και για τις γυναίκες 5.35% ενώ το τμήμα των δακτύλων του πόδα μεμονωμένα για τους άντρες καταλαμβάνει το 1.43% του βάρους τους και 1.33% αντίστοιχα για τις γυναίκες. Τα μήκη του ποδιού σε σχέση με το ύψος των ατόμων είναι 24.7% για τους άντρες και 25.7% για τις γυναίκες ενώ για το τμήμα των δακτύλων του πόδα το μήκος για τους άντρες και τις γυναίκες είναι 4.25%. [3]

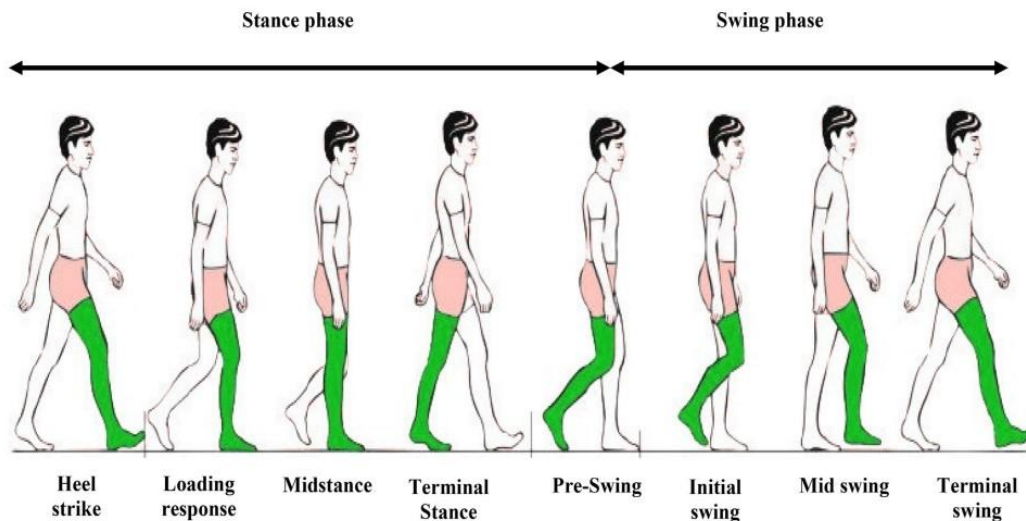
Η κίνηση στον αστράγαλο εμφανίζεται κυρίως στο οβελιαίο επίπεδο, με τον αστράγαλο να λειτουργεί ως άρθρωση, γνωστή και ως ποδοκνημική άρθρωση, με έναν κινούμενο άξονα περιστροφής κατά τη φάση της στάσης του βαδίσματος. Η κάμψη και η έκταση του αστραγάλου ονομάζονται ραχιαία κάμψη και πελματιαία κάμψη, αντίστοιχα. Πιο αναλυτικά, χρησιμοποιώντας τον αστράγαλο ως κέντρο των αξόνων, η περιστροφή του άκρο πόδα που πραγματοποιείται στον οβελιαίο - οριζόντιο άξονα μεταφέροντάς τον πιο κοντά στη κνήμη ονομάζεται ραχιαία κάμψη ενώ απομακρύνοντάς από την κνήμη ονομάζεται πελματιαία. Κατά το βάδισμα, στον άκρο πόδα παρουσιάζεται πελματιαία κάμψη με κλίση από 0 έως 15 - 20 μοίρες και ραχιαία κάμψη από 0 έως 10 - 20 μοίρες. [3] [5] [6]

2.3 Στάδια Βαδίσματος

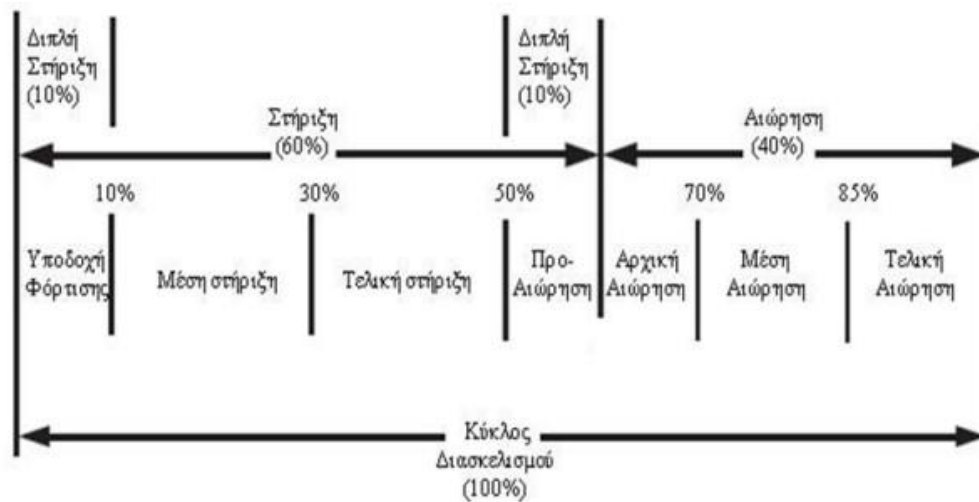
Η βάδιση όπως και το τρέξιμο αποτελούνται από πολλές επαναληπόμενες σειρές κινήσεων κάθε μία από τις οποίες πραγματοποιούνται μέσα σε συγκεκριμένο χρονικό διάστημα. Αυτή η σειρά κινήσεων ονομάζεται κύκλος διασκελισμού ή απλώς διασκελισμός και αποτελεί βασική μονάδα για την ανάλυση της βάδισης και του τρεξίματος. Η διάρκεια ενός κύκλου διασκελισμού διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο με την μέση χρονική του διάρκεια να είναι από 0,9 έως 1,3 δευτερόλεπτο. Η χρονική στιγμή t_0 του διασκελισμού ξεκινάει από την στιγμή που το κάτω άκρο έρθει σε επαφή με το έδαφος και τελειώνει την επόμενη φορά που έρθει σε επαφή το ίδιο άκρο. [4] [7] [5]

Για την καλύτερη ανάλυση της βάδισης, ο κύκλος διασκελισμού χωρίζεται σε δύο φάσεις, την φάση της στήριξης (stance phase) και την φάση αιώρησης (swing phase). Στην φάση στήριξης το κάτω άκρο βρίσκεται σε συνεχή επαφή με το έδαφος ενώ στην φάση αιώρησης πραγματοποιείται η μεταφορά του ποδιού μπροστά από το σώμα. Στην συνέχεια η φάση στήριξης μπορεί να χωριστεί σε απόκριση φόρτισης, μέση στήριξη, τελική στήριξη και προ-αιώρηση. Στις φάσεις απόκρισης φόρτισης και προ-αιώρησης

παρουσιάζεται διπλή στήριξη και από τα δύο πόδια ενώ καταλαμβάνει κάθε μία από αυτές το 10% του κύκλου διασκελισμού. Αντιθέτως στη μέση και τελική παρουσιάζεται μονή στήριξη και καταλαμβάνουν συνολικά και οι δύο το 40% του διασκελισμού. Η φάση αιώρησης, αντίστοιχα, υποδιαιρείται σε αρχική αιώρηση, μέση αιώρηση και τελική αιώρηση συμπληρώνοντας έτσι το υπόλοιπο 40%. Οι παραπάνω φάσεις περιγράφονται στις παρακάτω εικόνες. [5] [8]



Εικόνα 3: Στάδια βαδίσματος και στάσεις ποδιού

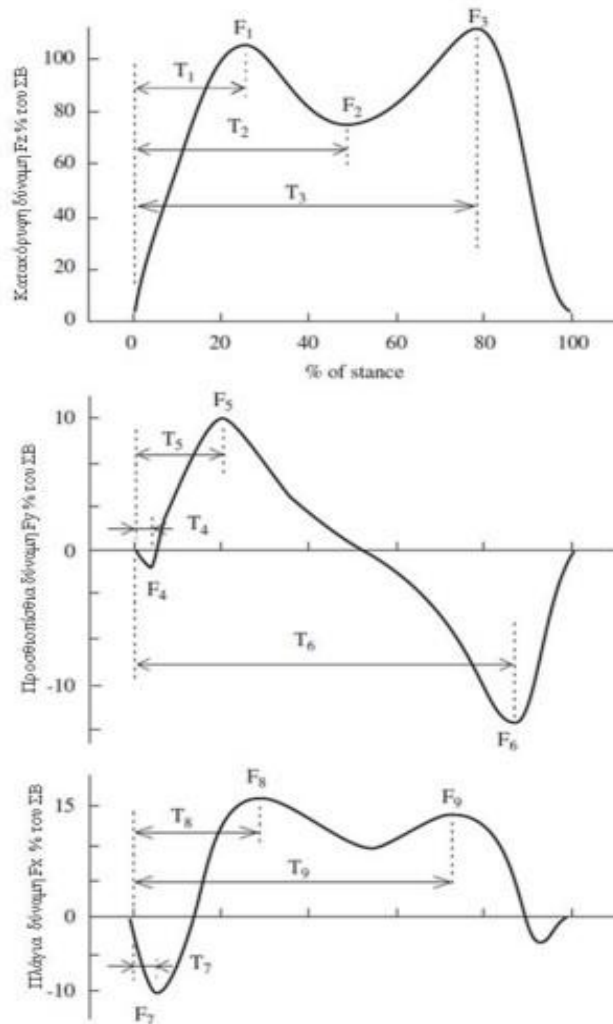


Εικόνα 4: Κύκλος διασκελισμού χωρισμένος σε στάδια και τα ποσοστά που τους αναλογούν

2.4 Φόρτιση και Δυνάμεις Αντίδρασης

Οι φορτίσεις που ασκούνται στο κάτω άκρο εφαρμόζονται στην επιφάνεια του πέλματος και μεταφέρονται σε όλη τη δομή του. Η παρουσία τους οφείλεται στο βάρος του ατόμου το οποίο

εφαρμόζεται υπό την μορφή αντίδρασης εδάφους στο πέλμα. Η δύναμη αυτή αποτελεί μία διανυσματική συνιστώσα και μπορεί να αναλυθεί στους τρεις άξονες X, Y και Z οι οποίοι είναι παράλληλοι με τον μεσοπλευρίο, προσθοπίσθιο και διαμήκη άξονα αντίστοιχα. Αξίζει να σημειωθεί ότι καθ' όλη την διάρκεια του κύκλου διασκελισμού οι δυνάμεις αυτές δεν διατηρούν σταθερό μέτρο αλλά ακολουθούν μία κατανομή. [5]



Εικόνα 5: Διαγράμματα συνιστωσών της δύναμης αντίδρασης του εδάφους % του βάρους στα στάδια της στήριξης

Από τις τρεις συνιστώσες, η Fz παρουσιάζει τις μεγαλύτερες τιμές ενώ παράλληλα μεταβάλλεται έντονα ανάλογα με την ταχύτητα του διασκελισμού. Κατά τη διάρκεια της βάρδισης παρουσιάζονται δύο κορυφές στο διάγραμμα κατακόρυφης δύναμης Fz οι οποίες είναι της τάξης της 1 έως 1.25 φορές του σωματικού βάρους με την μέγιστη τιμή να εμφανίζεται κατά τη τελική στήριξη. Μετά την τελική στήριξη ξεκινάει η μείωση της άσκησης δύναμης ώσπου να μηδενιστεί. Τέλος σε όλη τη διάρκεια της αιώρησης παραμένει

σταθερά μηδενική καθώς το πόδι δεν βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος άρα δεν υπάρχουν δυνάμεις αντίδρασης και ξεκινούν ξανά να αυξάνονται κατά την απόκριση φόρτισης στην αρχή της φάσης της στήριξης. Στο τρέξιμο αυτές οι τιμές μπορούν να φτάσουν τις 2 με 5 φορές του σωματικού βάρους. [4] [5]

Σε αντίθεση με την F_z , οι δυνάμεις F_x και F_y παρουσιάζουν διαφορετικές μορφές κατανομής μικρότερης όμως τάξης τιμών. Πιο αναλυτικά, η δύναμη F_y έχει μέτρο 0.15 φορές του σωματικού βάρους κατά το βάδισμα και αυξάνεται σε 0.5 κατά το τρέξιμο. Παρόλα αυτά, η κατεύθυνση της δεν παραμένει ίδια καθ' όλη την διάρκεια διασκελισμού καθώς αποτελεί αποτέλεσμα της τριβής του πέλματος με το έδαφος. Έτσι παρουσιάζονται δύο κορυφές με ίσα μέτρα και αντίθετες κατευθύνσεις στην φάση υποδοχή φόρτισης, όπου ο πούς βρίσκεται μπροστά από το σώμα, και στην φάση τελικής στήριξης, όπου δίνεται ώθηση προς τα πίσω και ενάντια του εδάφους. Τέλος, η δύναμη F_x έχει μέτρο 0.01 του σωματικού βάρους κατά το βάδισμα και 0.1 κατά το τρέξιμο ενώ εξαρτάται καθαρά από το ίδιο το άτομο. [5]

2.5 Είδη Ακρωτηριασμού και Προσθετικών

Ακρωτηριασμός ορίζεται ως η χειρουργική αφαίρεση ενός άκρου από το σώμα, που πραγματοποιείται λόγω τραυματισμού του ή λόγω ασθένειας, με τον ακρωτηριασμό να αποτελεί σε ορισμένες περιπτώσεις ένα μέσο για την πρόληψη της θνησιμότητας του ασθενούς. Από αυτούς τους ακρωτηριασμούς, το 80% με 85% αφορούν τα κάτω άκρα με τον διαβήτη να αποτελεί μία από τις κύριες αιτίες ενώ ο αριθμός των ακρωτηριασμών κάτω άκρου στην Ελλάδα ανέρχεται στους 4.000 ανθρώπους το χρόνο. Αναλόγως με το είδος του ακρωτηριασμού χρησιμοποιούνται και τα ανάλογα προσθετικά μέλη [9]. Για παράδειγμα, μερικά από τα βασικά είδη προσθετικών αποτελούν τα προσθετικά μέλη για ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο, πάνω από το γόνατο και μία ενδιάμεση κατάσταση των προηγούμενων δύο που είναι η απεξάρθρωση γονάτου. Ο κάτω από το γόνατο ακρωτηριασμός παίρνει μέρος κάτω από την άρθρωση του γονάτου και αφαιρείται το υπόλοιπο πόδι από εκεί και κάτω, ενώ στο πάνω από το γόνατο αφαιρείται και η άρθρωση. Στην απεξάρθρωση γονάτου αφήνεται το μηριαίο οστό άθικτο, προσθέτοντας έτσι κάποια παραπάνω πλεονεκτήματα όσο αφορά την σταθερότητα και στήριξη του προσθετικού. [10]



Εικόνα 6: Ακρωτηριασμός πάνω από το γόνατο (αριστερά) και κάτω από το γόνατο (δεξιά)

Με την αφαίρεση του κάτω άκρου, η δυσκολία της βάδισης αυξάνεται σε μεγάλο βαθμό ακόμα και με την χρήση βοηθητικών κατασκευών όπως προσθετικών ποδιών και πατεριτσών. Η δυσκολία αυτή οφείλεται στην αυξημένη κατανάλωση της ενέργειας του ατόμου για την βάδιση το οποίο κατά συνέπεια προκαλεί κούραση. Το ποσό αυτό της ενέργειας που καταναλώνεται κατά το βάδισμα ονομάζεται ενεργειακό ή αλλιώς μεταβολικό κόστος και συνήθως είναι μεγαλύτερο στα άτομα που έχουν υποστεί ακρωτηριασμό. Ο τρόπος με τον οποίο εκτιμάται συνήθως το ενεργειακό κόστος είναι μέσα από την μέτρηση των καρδιακών παλμών και της οξυγονομέτρησης. Η αύξηση αυτή του μεταβολικού κόστους μπορεί να κυμαίνεται από 12% έως και 102% αναλόγως με το είδος του ακρωτηριασμού ενώ τα άτομα που χρησιμοποιούν βακτηρίες έναντι προσθετικών παρουσιάζουν μία σημαντική αύξηση του ενεργειακού κόστους. [11] [12]

Με κάθε είδος ακρωτηριασμού παρουσιάζονται και οι ανάλογες απαιτήσεις που καλείται να καλύψει το προσθετικό μέλος. Μία από αυτές τις απαιτήσεις είναι η παρουσία τεχνητών αρθρώσεων οι οποίες δίνουν τη δυνατότητα πραγματοποίησης περιστροφικών κινήσεων κάνοντας έτσι το βάδισμα πιο ομαλό και φυσιολογικό για τον χρήστη. Οι τεχνητές αρθρώσεις τοποθετούνται συνήθως στη θέση των βιολογικών αρθρώσεων παρέχοντας ένα εύρος γωνιών ίδιο ή παραπλήσιο με τις βιολογικές. Παράλληλα η παρουσία στοιχείων αποθήκευσης ενέργειας, όπως ελατήρια και ελαστικά υλικά, μειώνει το μεταβολικό κόστος των κινήσεων αυξάνοντας την ώρα χρήσης του προσθετικού.

Πάνω σε αυτές τις απαιτήσεις υπάρχουν τα εξής είδη προσθετικών ποδιών:

- Το προσθετικό πόδι σταθερού αστραγάλου με ελαστικό υπόστρωμα (Solid Ankle Cushion Heel - SACH) αποτελεί ένα από τα πιο δημοφιλή στην αγορά συμβατικά προσθετικά από το 1980. Ο όρος συμβατικό προσθετικό πόδι δίνεται σε κάθε απλό σχέδιο προσθετικού και συνήθως κατασκευάζονται από ξύλο και λάστιχο. Το SACH διαθέτει ελαστική φτέρνα η οποία ενισχύει την σταθερότητα του γονάτου κατά την διάρκεια του διασκελισμού. Η απλοϊκή σχεδίαση και η χρήση σχετικά φτηνών υλικών κάνει το SACH μία σχετικά οικονομική επιλογή η οποία όμως δεν συνιστάτε για δραστήρια άτομα καθώς το μεταβολικό του κόστος είναι σχετικά υψηλό.
- Το μονοαξονικό προσθετικό πόδι (Single-axis design prosthetic foot) παρέχει μια τεχνητή ποδοκνημική άρθρωση η οποία επιτρέπει την ραχιαία και την πελματιαία κάμψη προσφέροντας επιπλέον σταθερότητα κατά τον διασκελισμό.
- Το πολυαξονικό προσθετικό πόδι (Multiaxial design prosthetic foot) αντίστοιχα με το μονοαξονικό προσθετικό παρέχει επιπλέον δυνατότητες κινήσεων με την προσθήκη έξτρα τεχνητών αρθρώσεων. Αυτές οι αρθρώσεις μπορούν να επιτρέπουν την περιστροφή στον διαμήκη άξονα δηλαδή την έσω περιστροφή του άκρου ποδιού ή πρηνισμό και την έξω στροφή ή υπτιασμό. Άλλες κινήσεις που μπορούν να παρέχουν είναι η πελματιαία και ραχιαία κάμψη του ποδιού από την περιοχή της φτέρνας μέχρι των δακτύλων.

- Το προσθετικό πόδι ενεργειακής αποθήκευσης και επιστροφής (ESR prosthetic foot) με την χρήση υλικών και μηχανικών εξαρτημάτων όπως ανθρακονήματα και ελατήρια, επιτρέπουν την αποθήκευση ενέργειας στα στάδια στήριξης την οποία στην συνέχεια απελευθερώνει στο στάδιο της τελικής στήριξης όπου γίνεται εκτίναξη του ποδιού. Το χαρακτηριστικό αυτό μειώνει σημαντικά το μεταβολικό κόστος μιμούμενο το φυσιολογικό κύκλο διασκελισμού και χρησιμοποιείται από ανθρώπους με ειδικές ανάγκες υψηλών και χαμηλών δραστηριακών επιπέδων.
- Τέλος το πόδι μικροεπεξεργαστών (Microprocessor foot) χρησιμοποιεί διάφορους μικροαισθητήρες οι οποίοι παρακολουθούν τις κινήσεις του ποδιού και προσαρμόζουν αναλόγως την κάμψη των υδραυλικών αρθρώσεων. Αποτελεί μία σχετικά καινούργια τεχνολογία και είναι η πιο ακριβή από τις υπόλοιπες τέσσερις. [8]

2.6 Χρήση Προσθετικού και Μέσος Χρόνος Ζωής

Ο ακρωτηριασμός κάτω άκρου αποτελεί μία εμπειρία που αλλάζει το τρόπο ζωής του ατόμου καθώς επηρεάζει την ικανότητα κίνησης του. Η χρήση προσθετικού κάτω άκρου απαιτεί την εξοικείωση του ατόμου με το ίδιο το προσθετικό ώστε να επανέλθει στα αρχικά του επίπεδα δραστηριότητας. Σύμφωνα με έρευνες που διεξάχθηκαν, η δραστηριότητα των ατόμων με ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο κατά μέσο όρο είναι γύρω στα 5087 βήματα ανά ημέρα, για διακνημαίο ακρωτηριασμό στα 5929 και για πάνω από το γόνατο στα 3553. Παράλληλα τα προσθετικά κάτω άκρου τείνουν να έχουν μικρότερο χρόνο ζωής από τα προσθετικά άνω άκρου λόγω των μεγάλων καταπονήσεων που δέχονται και της φθοράς από το περπάτημα και το βάρος. Για αυτό το λόγο ο μέσος χρόνος ζωής των προσθετικών άνω άκρου κυμαίνεται από 3 έως 5 χρόνια ενώ για τα προσθετικά κάτω άκρου μειώνεται ο χρόνος κατά δύο χρόνια δηλαδή στα 1 με 3 χρόνια. [13] [14] [15] [16]

2.7 Πεπερασμένα Στοιχεία

Ο όρος “Ανάλυση Κατασκευών” αναφέρεται στην εύρεση της συμπεριφοράς που θα παρουσιάσει μια κατασκευή όταν βρίσκεται υπό την επήρεια διάφορων φυσικών φαινομένων με τη χρήση μαθηματικών μοντέλων. Στο χώρο της μηχανολογίας τα φαινόμενα που εμφανίζονται πιο συχνά είναι η μεταφορά θερμότητας, η δυναμική των ρευστών και οι καταπονήσεις κατασκευών. Τα φυσικά αυτά φαινόμενα περιγράφονται συνήθως με τη χρήση διαφορικών εξισώσεων, οι οποίες όταν εφαρμόζονται στον πραγματικό κόσμο αυξάνεται η πολυπλοκότητα του προβλήματος καθιστώντας τες πρακτικά αδύνατες στο να λυθούν με το χέρι. Παρόλα αυτά η λύση τους μπορεί να προσεγγιστεί με μεγάλη ακρίβεια με την χρήση των αριθμητικών μεθόδων προσομοίωσης σε συνεργασία με τους ηλεκτρονικούς υπολογιστές. Απαραίτητες προϋποθέσεις για την επίλυση των κατασκευαστικών προβλημάτων αποτελούν η γνώση

του γεωμετρικού σχήματος, τα φορτία που ασκούνται και οι τρόποι με τους οποίους στηρίζεται η κατασκευή. [17]

Οι αριθμητικοί μέθοδοι προσομοίωσης αποτελούν τεχνικές με τις οποίες διατυπώνονται μαθηματικά προβλήματα με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορούν να λυθούν με την χρήση απλών πράξεων. Μερικές γνωστές μέθοδοι στο χώρο της μηχανικής αποτελούν η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (finite element method - FEM), η μέθοδος των συνοριακών στοιχείων (boundary element method - BEM), οι μέθοδοι των πεπερασμένων διαφορών (finite difference) και πεπερασμένων όγκων (finite volume methods - FVM). Οι αναλύσεις που χρησιμοποιούν την πρώτη μέθοδο που αναφέρθηκε ως μέθοδο επίλυσης ονομάζονται “Αναλύσεις Πεπερασμένων Στοιχείων” ή όπως παρουσιάζονται στην αγγλική βιβλιογραφία “Finite Element Analysis” (FEA) και αποτελούν ένα από τα πιο σημαντικά εργαλεία της μηχανικής. [17]

Η κύρια ιδέα πίσω από την Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων είναι διαίρεση περίπλοκων γεωμετριών σε πολλές απλές γεωμετρικές οι οποίες ονομάζονται στοιχεία (elements). Κάθε στοιχείο αποτελείται από μία ομάδα σημείων ή κόμβων (nodes) που συνδέουν τα στοιχεία αναμεταξύ τους. Αποτυπώνοντας τις φυσικές ιδιότητες του συστήματος με αυτόν τον τρόπο, δηλαδή με την χρήση κόμβων, διευκολύνεται η εύρεση της συμπεριφοράς της κατασκευής αναλύοντας την αλληλεπίδραση που έχουν τα στοιχεία αναμεταξύ τους. Τέλος το σύνολο των στοιχείων στο οποίο διαιρείται μία κατασκευή ονομάζεται πλέγμα (mesh) και μπορεί να έχει δισδιάστατη ή τρισδιάστατη μορφή. [17]

Κρίσιμο κομμάτι στην εξαγωγή σωστών αποτελεσμάτων από μία μελέτη κατασκευής αποτελεί ο τρόπος με τον οποίο θα στηθεί το πρόβλημα στο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων. Η κατάστρωση ενός προβλήματος ώστε να προσομοιώνει με ακρίβεια τις πραγματικές συνθήκες στις οποίες υπόκειται μια κατασκευή ονομάζεται μοντελοποίηση κατασκευής και μπορεί να διακριθεί στα ακόλουθα πέντε στάδια:

- Κατασκευή γεωμετρίας

Η γεωμετρία της κατασκευής συνήθως δημιουργείται σε ένα περιβάλλον σχεδίασης προγράμματος CAD (Computer Aided Design) και στη συνέχεια εξάγεται ως τύπος αρχείου STEP (.stp) ώστε να μπορέσει να εισαχθεί στο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων. Η μετατροπή του αρχείου σχεδίασης σε STEP αρχείο και η εισαγωγή του μπορεί να αποφευχθεί με την σχεδίαση της γεωμετρίας εσωτερικά του προγράμματος πεπερασμένων στοιχείων. Παράλληλα με την εισαγωγή της γεωμετρίας στο πρόγραμμα αναλύσεων υπάρχει μία πιθανότητα εμφάνισης σφαλμάτων στα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του σχεδίου π.χ. διπλές γραμμές ή σημεία τα οποία απαιτούν διόρθωση ώστε να μην δημιουργήσουν προβλήματα στα μετέπειτα βήματα.

- Διακριτοποίηση γεωμετρίας

Στο στάδιο της διακριτοποίησης πραγματοποιείται η διαίρεση της γεωμετρίας σε στοιχεία και ο σχηματισμός του πλέγματος. Αφού ο χρήστης επιλέξει τα είδη των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν για το πλέγμα τότε ξεκινάει η διακριτοποίηση. Η δημιουργία του πλέγματος μπορεί να πραγματοποιηθεί αυτόματα, χειροκίνητα ή με ένα συνδυασμό των προηγούμενων δύο επιλογών δηλαδή ημιαυτόματα. Στη

συνέχεια ο χρήστης μπορεί να βελτιστοποιήσει το πλέγμα τοπικά ή σε όλη τη γεωμετρία με βάση των ενδείξεων ποιότητας πλέγματος τις οποίες συλλέγει το πρόγραμμα.

- Ιδιότητες υλικού και οριακές συνθήκες

Οι φυσικές ιδιότητες που αποδίδονται στη γεωμετρία θα καθορίσουν σε έναν μεγάλο βαθμό την συμπεριφορά της κατασκευής στις φορτίσεις. Ο χρήστης, στις περισσότερες περιπτώσεις, μπορεί να επιλέξει από τη βιβλιοθήκη των υλικών του προγράμματος ή να ορίσει ένα δικό του υλικό. Δημιουργώντας ένα δικό του υλικό, ο χρήστης μπορεί να εισάγει ένα υλικό το οποίο δεν υπάρχει μέσα στην βιβλιοθήκη και να προσαρμόσει της ιδιότητές του αναλόγως.

Η επιβολή των οριακών συνθηκών μπορεί να πραγματοποιηθεί με πολλούς τρόπους βάση της περιοχής που τοποθετούνται. Μπορούν να επιβληθούν πάνω σε γεωμετρικά χαρακτηριστικά όπως σημεία, επιφάνειες και όγκους καθώς και σε στοιχεία του ίδιου του πλέγματος. Με την ύπαρξη των οριακών συνθηκών προσομοιώνονται τα είδη στήριξης της κατασκευής απαγορεύοντας την κίνησή των επιλεγμένων στοιχείων στους επιλεγμένους άξονες.

- Επιλογή είδους προβλήματος και επίλυση

Η επιλογή του τρόπου επίλυσης σχετίζεται με τις απαιτήσεις του προβλήματος. Οι απαιτήσεις αυτές μπορεί να σχετίζονται με το αν το πρόβλημα είναι στατικό ή δυναμικό, το μέγεθος των μετατοπίσεων που αναμένονται, τη συμπεριφορά του υλικού και άλλα πολλά. Μερικές επιλογές οι οποίες παρουσιάζονται συχνά είναι η γραμμική, η μη γραμμική, η μεταβατική επίλυση και η εύρεση ιδιοσυχνοτήτων.

Όσον αφορά τους αλγόριθμους επίλυσης γνωστοί και ως επιλύτες (solver), οι επιλογές που δίνονται στον χρήστη είναι πολλές. Οι διαφορές που παρουσιάζουν μεταξύ τους είναι στο χρόνο επίλυσης και όχι στα αποτελέσματα που εξάγουν. Υπάρχουν διάφοροι επιλύτες οι οποίοι χρησιμοποιούν περισσότερο τον σκληρό δίσκο για ενδιάμεσα αρχεία ή την φυσική μνήμη.

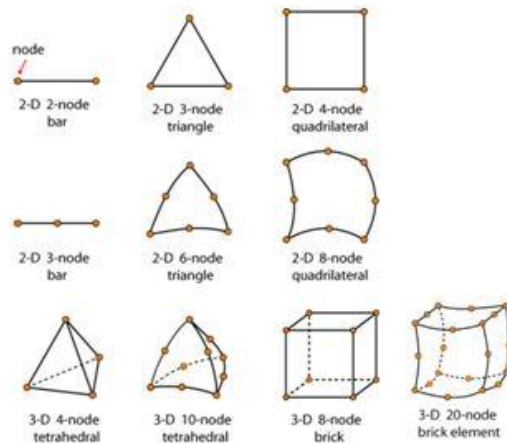
- Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα που εξάγει ο επιλύτης μπορεί να τα επεξεργαστεί ο χρήστης και να τα οπτικοποιήσει με βάση τις δικές του ρυθμίσεις. Πιο αναλυτικά, το κάθε στοιχείο έχει μόνο μία τιμή ενώ στους κόμβους δίνεται η τιμή του μέσου όρου που προκύπτει από τα στοιχεία στα οποία είναι κοινός. [17]

2.7.1 Είδη Πεπερασμένων Στοιχείων

Τα είδη των στοιχείων που παρουσιάζονται στα προγράμματα αναλύσεων για τρισδιάστατες αναλύσεις είναι τα τετραεδρικά και τα εξαεδρικά. Στην συνέχεια τα τετραεδρικά στοιχεία χωρίζονται σε τετρακομβικά και δεκακομβικά ενώ τα εξαεδρικά στοιχεία χωρίζονται σε οκτακομβικά και εικοσακομβικά. Αντίστοιχα για τις δισδιάστατες αναλύσεις χρησιμοποιούνται τα τριγωνικά και τετραγωνικά στοιχεία τα οποία υποδιαιρούνται σε τρικομβικά και εξακομβικά στην κατηγορία των

τριγωνικών στοιχείων και σε τετρακομβικά και οκτακομβικά στην κατηγορία των τετραγωνικών στοιχείων. Ο λόγος για τον οποίο χρησιμοποιούνται αυτά τα σχήματα είναι λόγω της απλοϊκής γεωμετρίας τους που διευκολύνει την επίλυση του προβλήματος. [17]



Εικόνα 7: Είδη πεπερασμένων στοιχείων στο επίπεδο και στο χώρο

2.7.2 Αναλογίες Διαστάσεων (Aspect Ratio)

Οι αναλογίες διαστάσεων των στοιχείων αποτελούν ένα σημαντικό κριτήριο για την ποιότητα του πλέγματος. Η τιμή αυτού του κριτηρίου δίνεται από τον εξής τύπο:

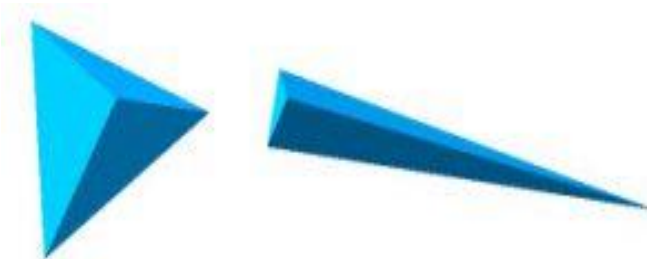
$$AR = \frac{LE}{SE}$$

όπου

AR: Λόγος αναλογιών διαστάσεων

LE: Μεγάλη πλευρά στοιχείου

SE: Μικρή πλευρά στοιχείου



Εικόνα 8: Στοιχείο με αναλογία διαστάσεων ίση με 1 (αριστερά) και με μεγάλο αριθμό αναλογία διαστάσεων (δεξιά)

Μέσω της τιμής του λόγου των διαστάσεων παρέχονται γεωμετρικές πληροφορίες σχετικά με την απόσταση των κόμβων που αποτελούν το στοιχείο. Η ιδανική τιμή του λόγου διαστάσεων για τα τετράεδρα στοιχεία είναι 1 δηλαδή το στοιχείο σχηματίζει ισόπλευρο τετράεδρο. [18] [19] [20] [21] [22]

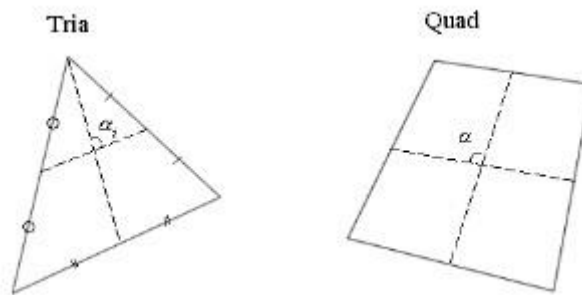
2.7.3 Λοξότητα (Skewness)

Αποτελεί μία από τις κύριες μετρήσεις της ποιότητας των στοιχείων και εκφράζει το ποσοστό των γωνιών ενός στοιχείου σε σχέση με το ιδανικό αντίστοιχο στοιχείο. Εκφράζεται για τα τετραεδρικά και για τα εξαεδρικά στοιχεία από τον εξής τύπο:

$$skew\ angle = 1 - \max\left(\frac{90^\circ - \alpha^\circ}{90^\circ}\right)$$

όπου

α : Η γωνία όπως παρουσιάζεται στο σχήμα



Εικόνα 9: Θέση γωνίας α σε τρικομβικά και τετρακομβικά στοιχεία

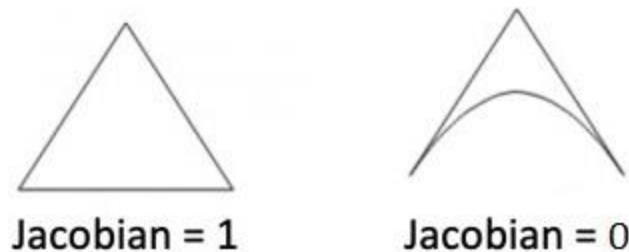
Η ιδανική τιμή για την λοξότητα είναι 0 ενώ η αποδεκτές τιμές κυμαίνονται από 0 έως 0.5 για το 90% τουλάχιστον των στοιχείων. Πιο αναλυτικά οι τιμές για την ποιότητα των στοιχείων βάση της λοξότητας τους παρουσιάζεται στον παρακάτω πίνακα σύμφωνα με το εγχειρίδιο του ANSYS. [18] [22] [23]

Εύρος Τιμών Λοξότητας	Ποιότητα Στοιχείου
1	Χείριστη
0,9 - <1	Κακή
0,75 – 0,9	Κάτω του Μετρίου
0,5 – 0,75	Μέτρια
0,25 – 0,5	Καλή
>0 - 0,25	Εξαιρετική
0	Ιδανική

Πίνακας 1: Τιμές Λοξότητας

2.7.4 Ιακωβιανός λόγος (Jacobian Ratio)

Ο Ιακωβιανός λόγος μετράει την απόκλιση ενός στοιχείου από το ιδανικό του σχήμα το οποίο εξαρτάται από το είδος σχήματος που έχει επιλεγεί για την ανάλυση. Όσο μειώνεται η τιμή του λόγου του στοιχείου αυξάνεται η καμπυλότητα των πλευρών προκειμένου να κλείσει την γεωμετρία του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα όρια του στοιχείου να αλληλοκαλύπτονται με τα όρια των διπλανών στοιχείων. Η ιδανική τιμή για τον Ιακωβιανό λόγο είναι 1 ενώ το εύρος των αποδεκτών τιμών κυμαίνονται από 1 έως 10 για τουλάχιστον το 90%. Έμφαση πρέπει να δοθεί στην αποφυγή των τιμών ίσων ή μικρότερο του μηδενός. [18] [22]



Εικόνα 10: Πεπερασμένα στοιχεία με Ιακωβιανό λόγο ίσο με 1 (αριστερά) και με 0 (δεξιά)

3. Ορισμός Προβλήματος και Παραδοχές

Το πρώτο βήμα στην σχεδίαση μίας κατασκευής είναι η έκφραση του προβλήματος και στη συνέχεια ο καθορισμός των προδιαγραφών της. Με αυτόν τον τρόπο μπορούν να οριστούν οι απαιτήσεις που η κατασκευή ή το προϊόν καλείται να καλύψει καθώς και τα σημεία στα οποία πρέπει δοθεί περισσότερο έμφαση κατά την σχεδίαση. Στην περίπτωση σχεδίασης προσθετικών μελών οι κύριες απαιτήσεις είναι η λειτουργικότητα του προσθετικού, η ασφάλεια που παρέχει και ο χρόνος ζωής του. Δευτερεύον απαίτηση αποτελεί η αισθητική όψη του προσθετικού μέλους.

Η πρώτη και κυριότερη απαίτηση αποτελεί ο συντελεστής ασφαλείας του προσθετικού. Ο συντελεστής ασφαλείας εκφράζει το ποσοστό αντοχής μίας κατασκευής σε σχέση με τις εφαρμοζόμενες τάσεις και ορίζεται από τον εξής τύπο:

$$N = \frac{S_y}{\sigma_{eq}}$$

όπου

N: Συντελεστής ασφαλείας

S_y : Όριο διαρροής του υλικού

σ_{eq} : Συνολική τάση που ασκείται στη κατασκευή

Ως συντελεστής παρέχει πληροφορίες στον μηχανικό σχετικά με τα περιθώρια σφάλματος τα οποία έχει η κατασκευή. Χρησιμοποιώντας το παραπάνω τύπο παρατηρείται ότι εξαρτάται κυρίως από την γεωμετρία της κατασκευής καθώς καθορίζει την συγκέντρωση των τάσεων σε συγκεκριμένα σημεία της και στα υλικά από τα οποία θα κατασκευαστεί. Για το προσθετικό της παρούσας διπλωματικής εργασίας επιλέγεται το κατώτατο όριο του συντελεστή ασφαλείας ίσο με 2.

Το κομμάτι της λειτουργικότητας επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό τον χρόνο ζωής του προσθετικού. Με την αύξηση των βαθμών ελευθερίας του προσθετικού, αυξάνεται και ο αριθμός των κινούμενων εξαρτημάτων ενώ δημιουργείται η ανάγκη για μηχανισμούς που θα επιτρέπουν και θα ρυθμίζουν αυτές τις κινήσεις. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελούν τα προσθετικά ενεργειακής αποθήκευσης και απελευθέρωσης όπου το αποθηκευτικό μέσον για την ενέργεια, το οποίο μπορεί να είναι είτε ένα ελατήριο είτε ένα ελαστικό υλικό, με την πάροδο του χρόνου χάνει τις πρωταρχικές του ιδιότητες με αποτέλεσμα να χρειάζεται αλλαγή. Σε αντίθεση ένα προσθετικό σταθερού αστραγάλου απαιτεί λιγότερη συντήρηση λόγω της απουσίας αυτών των μηχανισμών αυξάνοντας έτσι την ζωή του αλλά ταυτόχρονα αυξάνεται και το μεταβολικό κόστος για τον χρήστη. Αξιοποιώντας τις παραπάνω πληροφορίες, επιλέγεται στη σχεδίαση να δοθεί περισσότερο έμφαση στο λειτουργικό κομμάτι του προσθετικού παρά στο χρόνο ζωής του κατευθύνοντάς την προς τον μονοαξονικό τύπο προσθετικού. Ο ελάχιστος χρόνος ζωής ορίζεται στον 1 χρόνο σύμφωνα με τις πληροφορίες που έχουν αναφερθεί στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Στα στάδια της σχεδίασης και των αναλύσεων είναι απαραίτητο να υπάρχουν στην διάθεση του σχεδιαστή ορισμένες πληροφορίες όπως διαστάσεις, φορτία που ασκούνται και τρόποι στήριξης. Ως πρώτος στόχος ορίζεται η προσέγγιση του προσθετικού στο βιολογικό πόδι όσο αφορά την σχεδίαση καθώς και τις φορτίσεις που δέχεται. Με αυτόν τον τρόπο η μετάβαση του χρήστη από το βιολογικό του άκρο στο προσθετικό θα είναι πιο ομαλή ενώ ο τρόπος λειτουργίας του, δηλαδή οι κινήσεις του, θα είναι πιο φυσικές. Στην συνέχεια παίρνεται ως παραδοχή ότι ο χρήστης του προσθετικού ποδιού είναι ένας άντρας ύψους 1,75 μέτρα και βάρους 78 κιλών μετά την αφαίρεση του άκρου. Η τιμή που ορίστηκε στο ύψος προέρχεται από το μέσο παγκόσμιο ύψος των αντρών ενώ η τιμή του βάρους επιλέχθηκε μέσω του δείκτη μάζας σώματος (bmi) ώστε να είναι κάτω του ανώτατου ορίου. Το όριο αυτό ορίστηκε στην τιμή 30 όπου και ξεκινάει η κατηγορία της παχυσαρκίας τοποθετώντας τον χρήστη στην κατηγορία του υπέρβαρου με δείκτη 25,47. Έχοντας πάρει αυτή τη παραδοχή, σε συνδυασμό με τον πρώτο στόχο και τις πληροφορίες που έχουν αναφερθεί στο προηγούμενο κεφάλαιο, μπορούν να υπολογιστούν πληροφορίες σχετικά με ορισμένες βασικές διαστάσεις του προσθετικού καθώς και τα φορτία τα οποία θα δέχεται η κατασκευή. [24] [25]

Ως δεύτερη παραδοχή παίρνεται το μέγεθος του ποδιού να είναι με βάση την ευρωπαϊκή τυποποίηση το νούμερο 44. Μέσα από αυτή την παραδοχή μπορούν να διεξαχθούν στοιχεία σχετικά με το μήκος του πέλματος ώστε σε μετέπειτα στάδια της σχεδίασης να είναι πιο εύκολη η ενσωμάτωση ειδικών πελμάτων ή την εφαρμογή του προσθετικού μέσα σε υποδήματα χωρίς όμως να είναι απαραίτητες μεγάλες

τροποποιήσεις της κατασκευής. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι σχέσεις μεταξύ νούμερο παπουτσιού και μήκος παπουτσιού. [26]

MEN'S SIZE CONVERSION

VIONIC MEN'S SHOES	7	7.5	8	8.5	9	9.5	10	10.5	11	12	12	13
US SIZE	7	7.5	8	8.5	9	9.5	10	10.5	11	12	12	13
UK SIZE	6	6.5	7	7.5	8	8.5	9	10	10.5	11	12	13
EUROPE	40	41	41.5	42	42.5	43	43.5	44	44.5	45	46	47
JAPAN	25	25.5	26	26.5	27	27.5	28	28.5	29	29.5	30	31
CM	24.5	24.9	25.3	25.6	26.2	26.7	27	27.9	28.3	28.6	29.4	30.2
INCHES	9 5/8	9 3/4	10	10 1/8	10 1/4	10 1/2	10 5/8	11	11 1/8	11 1/4	11 1/2	11 5/8

Πίνακας 2: Μετατροπή μεγεθών ανδρικών παπουτσιών σε εκατοστά και ίντσες

Βάσει των πληροφοριών του πρώτου κεφαλαίου μπορούν να υπολογιστούν οι μέγιστες δυνάμεις που ασκούνται σύμφωνα με τα διαγράμματα των δυνάμεων κάθετης αντίστασης στο πέλμα του προσθετικού. Ακολουθεί ο υπολογισμός αυτών των δυνάμεων στους άξονες X, Y και Z του πέλματος που αντιστοιχούν στο μεσοπλευρίο, προσθοπίσθιο και διαμήκη άξονα.

$$F_{x,y,z} = a_{x,y,z} \cdot m \cdot g$$

Όπου:

$F_{x,y,z}$: Δύναμη που ασκείται στους x,y και z άξονες με μονάδα μέτρησης N

$a_{x,y,z}$: Πολλαπλασιαστικός συντελεστής

m : Μάζα ατόμου με μονάδα μέτρησης kg

g : Επιτάχυνση της βαρύτητας με τιμή $9,81 \text{ m/s}^2$

Ο πολλαπλασιαστικός συντελεστής προέρχεται από τα διαγράμματα κάθετης αντίστασης εδάφους από το προηγούμενο κεφάλαιο και ισούται με το ποσοστό του βάρους του ατόμου. Για την εύρεση του μέγιστου φορτίου που θα εφαρμοστεί στην κατασκευή ο συντελεστής a θα πάρει την μέγιστη τιμή που εμφανίζεται από κάθε διάγραμμα για τις αντίστοιχες διευθύνσεις οι οποίες θα είναι 0.01 για τον X άξονα, 0.15 για τον Y άξονα και 1.25 για τον Z άξονα. Αντικαθιστώντας τις γνωστές παραμέτρους, οι μέγιστες τιμές για τις δυνάμεις θα είναι 7.65 N για την F_x , 114.78 N για την F_y και 956.48 N για την F_z .

Παράλληλα διαθέτοντας το ύψος του ατόμου και σε συνδυασμό με τα βιολογικά χαρακτηριστικά του ποδιού παρέχονται κάποιες βασικές διαστάσεις οι οποίες είναι απαραίτητες για το προσθετικό πόδι. Το μήκος του ποδιού συνήθως είναι το 24,7% και το τμήμα των δακτύλων του ποδιού το 4,25% του συνολικού ύψους για τους άντρες. Άρα τα μήκη είναι 0,4366 m και 0,075 m αντίστοιχα για το πόδι και το τμήμα των δακτύλων του ποδιού αντίστοιχα.

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας αποτελεί το βάρος της κατασκευής. Το βιολογικό κάτω μέρος του ποδιού αποτελεί το 4,75% του συνολικού βάρους για τους άντρες το οποίο για έναν άνθρωπο 78 κιλών είναι περίπου 3 κιλά και 700 γραμμάρια. Η αύξηση του βάρους του προσθετικού θα επηρεάσει αρνητικά τον χρήστη στο περπάτημα καθώς θα καταναλώνεται περισσότερη ενέργεια για την ανύψωση του στη φάση της αιώρησης αυξάνοντας έτσι το μεταβολικό του κόστος. Προκειμένου να αποφευχθεί αυτή η αύξηση θέτεται ως ανώτατος περιορισμός βάρους τα 3,7 κιλά για την κατασκευή. Τέλος η εισαγωγή κατώτατου ορίου για το βάρος δεν είναι τόσο απαραίτητη καθώς υπάρχει η δυνατότητα προσθήκη βαριδιών τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μετατόπιση του κέντρου βάρους ή κομμάτια για την βελτίωση της αισθητικής όψης του προσθετικού.

Για την προσομοίωση των κινήσεων του ποδιού θα χρησιμοποιηθεί μία άρθρωση στη περιοχή του αστραγάλου. Στην άρθρωση του αστραγάλου οι φυσικές κλίσεις που μπορεί να πάρει είναι από -20 έως 15 μοίρες. Για το προσθετικό πόδι αυτές οι κλίσεις θα αποτελέσουν και τις οριακές τιμές για την αντίστοιχη ποδοκνημική άρθρωση. Στόχος αποτελεί η προσέγγιση των φυσικών τιμών των κλίσεων κατά τον διασκελισμό και τηρήσει των ορίων αυτών.

Στο συναρμολόγημα του προσθετικού θα συμπεριληφθούν ελατήρια για την επαναφορά των εξαρτημάτων στην αρχική τους θέση ενώ ταυτόχρονα θα μειώσουν το μεταβολικό κόστος του χρήστη λειτουργώντας ως αποθήκες ενέργειας. Παρόλα αυτά η τοποθέτησή τους δεν θα πραγματοποιηθεί στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας. Ως τρίτη παραδοχή παίρνεται ότι οι δυνάμεις που ασκούν τα ελατήρια στην κατασκευή είναι μηδενικές για την απλοποίηση της διαδικασίας των αναλύσεων.

Τέλος στην σχεδίαση του προσθετικού δε θα συμπεριληφθεί και η σχεδίαση της θήκης του κολοβώματος. Ο λόγος για τον οποίο γίνεται αυτή η επιλογή είναι λόγω της ιδιαιτερότητας του εξαρτήματος καθώς το κολόβωμα διαφέρει σε κάθε άτομο. Έτσι το εξάρτημα για να δημιουργηθεί απαιτεί μετρήσεις του κολοβώματος οι οποίες σε ορισμένες περιπτώσεις πραγματοποιούνται με την χρήση τρισδιάστατου σαρωτή και στην συνέχεια δημιουργείται ένα εξειδικευμένο σχέδιο της θήκης.

Σύνοψη Χαρακτηριστικών Προσθετικού	
Τύπος προσθετικού ποδιού	Μονοαξονικό
Κλίσεις άρθρωση αστραγάλου	-20° έως 15°
Ελάχιστος συντελεστής ασφαλείας	2
Μέγιστο βάρος κατασκευής	3,7 κιλά
Μήκος κάτω ποδιού	0,4366 m
Μήκος άκρου πόδα	0,28 m
Μήκος τμήματος δακτύλων ποδιού	0,075 m

Πίνακας 3: Σύνοψη Χαρακτηριστικών Προσθετικού

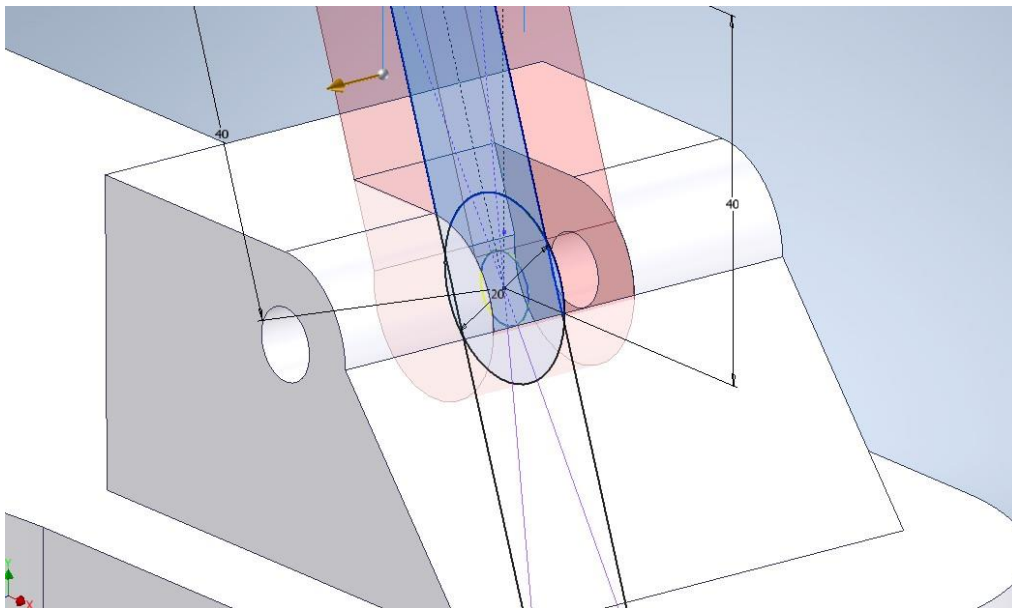
4. Σχεδίαση Προσθετικού

Σε αυτό το κεφάλαιο θα ξεκινήσει η προκαταρκτική σχεδίαση του προσθετικού ποδιού χρησιμοποιώντας τις παραδοχές του προηγούμενου κεφαλαίου. Η σχεδίαση θα πραγματοποιηθεί στο λογισμικό Inventor της Autodesk.

4.1 Άκρο ποδιού

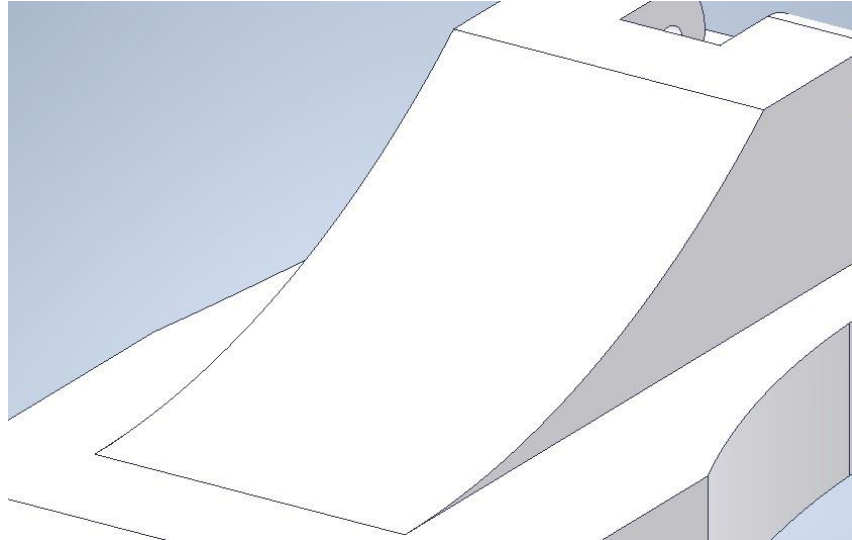
Αυτό το εξάρτημα αποτελεί το πιο σημαντικό κομμάτι του συναρμολογήματος καθώς πάνω σε αυτό συνδέονται όλα τα υπόλοιπα εξαρτήματα. Γνωρίζοντας ότι το πλήρες μήκος του πέλματος για το 44 νούμερο είναι 280 mm ενώ το μπροστινό τμήμα που αντιπροσωπεύει τα δάκτυλα είναι 75 mm, μπορεί να υπολογιστεί το μήκος του κυρίου πέλματος το οποίο με μία απλή αφαίρεση ισούται με 205 mm.

Αρχικά δημιουργείται μία επιφάνεια η οποία προσομοιώνει το ανθρώπινο πέλμα πάχους 25 mm χωρίς όμως την εισαγωγή της καμάρας. Ύστερα πάνω σε αυτή την επιφάνεια, στο πίσω τμήμα κοντά στη φτέρνα σχεδιάζεται μια υπερυψωμένη επιφάνεια πάνω στην οποία θα εδράσει η ράβδος της κνήμης δημιουργώντας έτσι την ποδοκνημική άρθρωση. Πιο αναλυτικά αφαιρείται υλικό ώστε να δημιουργηθεί μία θήκη η οποία θα επιτρέπει μόνο την περιστροφή στο μεσοπλευρίο άξονα και την μετατόπιση στον διαμήκη άξονα. Διαθέτοντας το σχήμα της ράβδου εισάγεται μία γεωμετρία στη θήκη η οποία θα αποτρέπει την περιστροφή της προς το μπροστινό τμήμα του πέλματος πέρα των 20 μοιρών. Τέλος για τον περιορισμό της κάθετης μετατόπισης δηλαδή στο διαμήκεις άξονα δημιουργείται μία διαμετρής οπή από όπου θα εισαχθεί ένας πύρος.



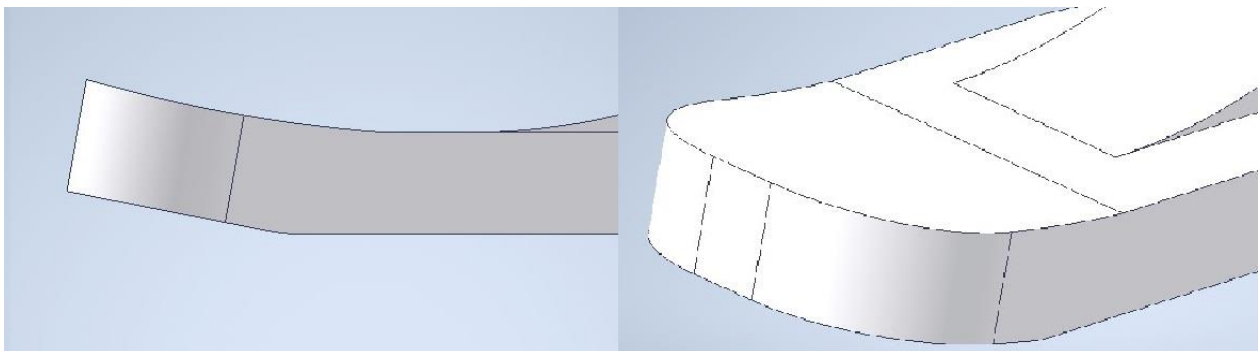
Εικόνα 11: Θήκη ποδοκνημικής άρθρωσης στον άκρο πόδα

Για την ομοιόμορφη και σταδιακή κατανομή των τάσεων από το πέλμα προς την ποδοκνημική άρθρωση εφαρμόζεται ένα στρογγύλεμα ακτίνας R 160 mm. Ο λόγος για τον οποίο επιλέγεται στρογγύλεμα και όχι κάποιο είδος νεύρου είναι λόγω των μηχανικών ιδιοτήτων του ως προς την αντοχή σε μεγάλα φορτία τα οποία και εφαρμόζονται σε αυτή τη κατασκευή.



Εικόνα 12: Ραχιαίο στρογγύλεμα άκρου πόδα

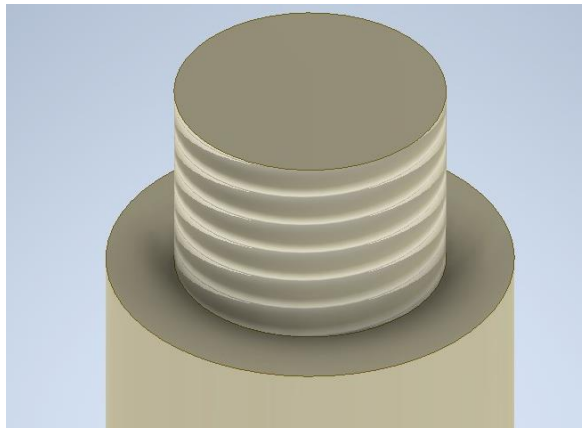
Στην συνέχεια σχεδιάζεται το μπροστινό τμήμα το οποίο προσομοιώνει τα δάκτυλα του ποδιού το οποίο θα έχει μήκος 75 mm. Σε αυτό το τμήμα δίνεται μία κλίση 10 μοιρών προς τα πάνω ώστε βοηθήσει τον χρήστη κατά το στάδιο της τελικής στήριξης όπου δίνεται ώθηση μέσω του συγκεκριμένου τμήματος του πέλματος. Κατά το στάδιο της ώθησης τα δάκτυλα του ποδιού βρίσκονται σε μία κλίση περίπου 15 μοιρών η οποία ενισχύει την δύναμη που ασκείται στο πόδι. Βάζοντας έτσι μία μικρή κλίση θα επιτρέψει στην εύκολη τροποποίηση του προσθετικού για την χρήση παπουτσιού ενώ παράλληλα η μετατόπιση που θα δημιουργηθεί λόγω των φορτίων δεν θα αυξήσουν την γωνία πάνω από την φυσική κατά το βάδισμα.



Εικόνα 13: Κεκλιμένη επιφάνεια του πέλματος από δύο διαφορετικές όψεις

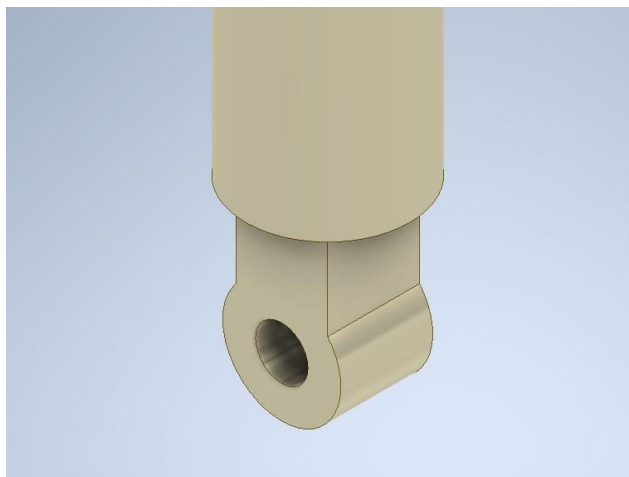
4.2 Ράβδος Κνήμης

Το εξάρτημα της κνήμης έχει ως σκοπό την ένωση των εξαρτημάτων του κάτω ποδιού με τη θήκη που προσαρμόζεται στο γόνατο του ατόμου όπου έγινε και ο ακρωτηριασμός. Στο πάνω μέρος της κνήμης δημιουργείται σπείρωμα για τη σύνδεση, μέσω πάκτωσης, του προσθετικού με την θήκη κολοβώματος, για την εξασφάλιση της σταθερότητας κατά το περπάτημα. Η χρήση σπειρώματος αποτελεί έναν ιδανικό τρόπο ένωσης των εξαρτημάτων που δέχονται μεγάλα φορτία ενώ παράλληλα επιτρέπει την αποσυναρμολόγησή τους. Επιλέγοντας αυτόν τον τρόπο συναρμολόγησης θέτει τον περιορισμό της γεωμετρίας στο σημείο της ένωσης όπου πρέπει να είναι κυλινδρικού τύπου και διαμέτρου αντίστοιχη με αυτή που εμφανίζονται στις τυποποιήσεις ώστε να μπορέσει να δημιουργηθεί το σπείρωμα.



Εικόνα 14: Σπείρωμα ράβδου κνήμης

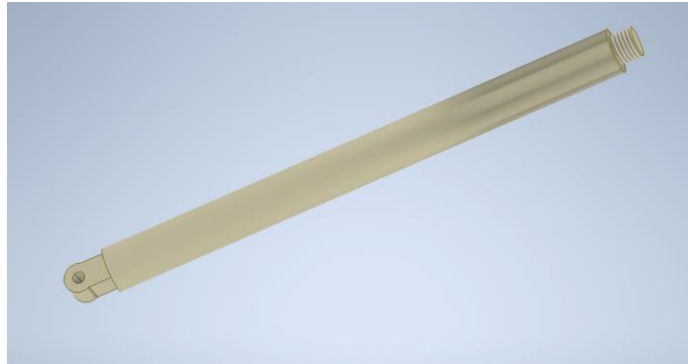
Στο άλλο άκρο της κνήμης παρουσιάζεται η άρθρωση η οποία θα προσομοιώσει την ποδοκνημική. Ο τρόπος με τον οποίο θα κατασκευαστεί αυτή η άρθρωση είναι μέσω της δημιουργίας οπής η οποία θα είναι ομοκεντρική με τις οπές του άκρου ποδιού και θα συνδέεται με έναν πίρο. Η αλλαγή της διατομής



Εικόνα 15: Οπή ποδοκνημικής άρθρωσης στη ράβδο κνήμης

από κυκλική σε τετραγωνική θα επιτρέψει παράλληλα την εφαρμογή στη θήκη του εξαρτήματος χωρίς όμως να επιτρέπει την περιστροφική κίνηση στον διαμήκη άξονα.

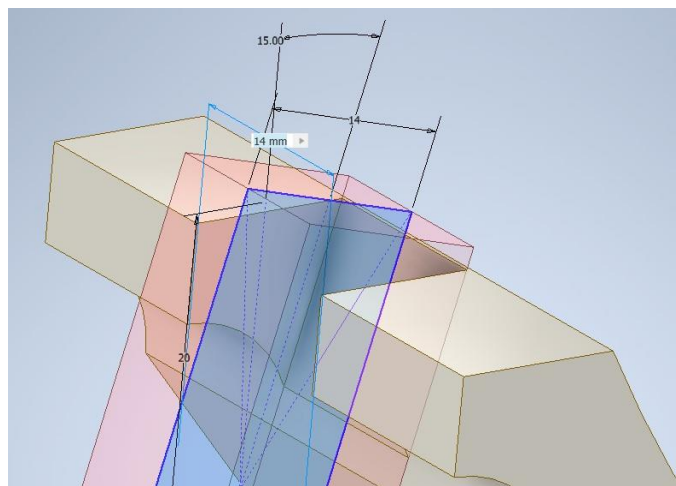
Η γεωμετρία πάνω στην οποία θα κατασκευαστούν αυτά τα χαρακτηριστικά επιλέγεται να είναι η ράβδος κυκλικής διατομής 30 mm καθώς συναντάται συχνά στην αγορά. Έπειτα γίνεται η επιλογή κανονικού μετρικού σπειρώματος 20 mm βάση των τυποποιήσεων.



Εικόνα 16: Ράβδος κνήμης προσθετικού ποδιού

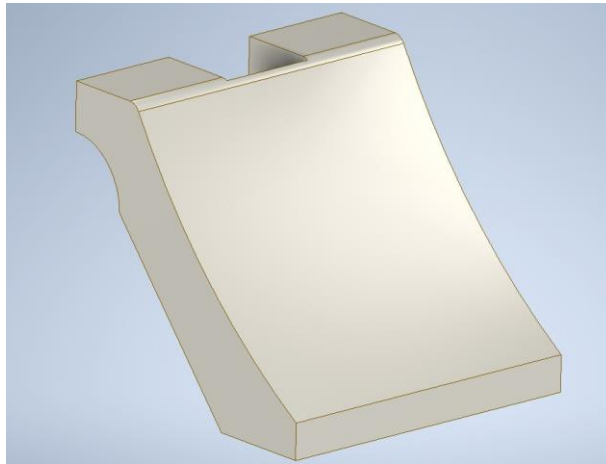
4.3 Εξάρτημα φτέρνας

Το εξάρτημα της φτέρνας έχει ως κύριο στόχο την καλύτερη πρόσδεση της ράβδους της κνήμης πάνω στο εξάρτημα του πέλματος ενώ ενισχύει την αντοχή στο τμήμα της φτέρνας με την προσθήκη υλικού. Η γεωμετρία του εξαρτήματος ακολουθεί την πίσω επιφάνεια του σημείου πρόσδεσης της ράβδου ενώ με την προσθήκη κάποιων χαρακτηριστικών μπορεί να ελεγχθεί και η κλίση της ποδοκνημικής άρθρωσης στην πελματιαία κάμψη. Η κλίση αυτή βάση του προηγούμενου κεφαλαίου ρυθμίζεται να είναι στις 15 μοίρες.



Εικόνα 17: Εσοχή για την ρύθμιση κλίσης της ποδοκνημικής άρθρωσης στο εξάρτημα φτέρνας

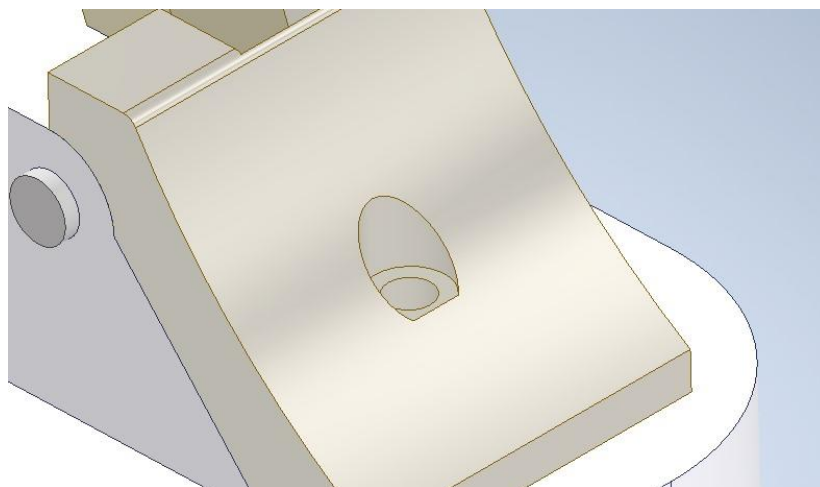
Στο πίσω τμήμα του εξαρτήματος γίνεται η προσθήκη καμπυλότητας ακτίνας R 100 mm για την ομαλή κατανομή των τάσεων, ομοίως με το ραχιαίο τμήμα του άκρου ποδιού ενώ η βάση του εξαρτήματος έρχεται σε επαφή με την πάνω επιφάνεια του πέλματος.



Εικόνα 18: Εξάρτημα φτέρνας προσθετικού ποδιού

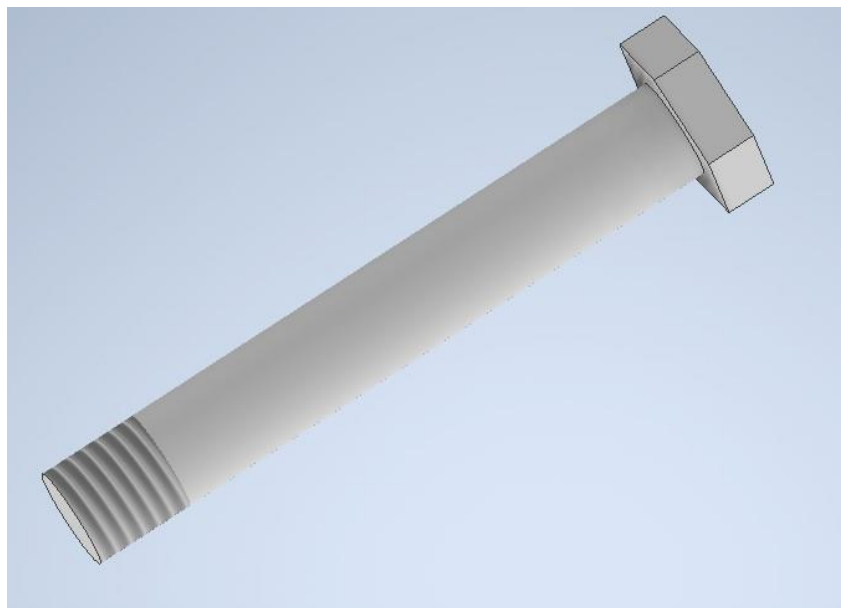
4.4 Συναρμολόγημα

Απαραίτητη προϋπόθεση για την σύνδεση του εξαρτήματος της φτέρνας με το εξάρτημα του άκρου ποδιού αποτελεί η εύκολη και γρήγορα αποσυναρμολόγηση ενώ παράλληλα θα προσφέρει ευστάθεια στην κατασκευή. Για αυτούς τους λόγους επιλέγεται η χρήση κοχλίας ως μέσο σύνδεσης των δύο εξαρτημάτων. Για να πραγματοποιηθεί η εισαγωγή του κοχλίας είναι απαραίτητη η δημιουργία οπής και στα δύο εξαρτήματα ενώ ταυτόχρονα πρέπει να υπάρχει μία θήκη για την κεφαλή της βίδας ώστε να μην προεξέχει έντονα από την κατασκευή.



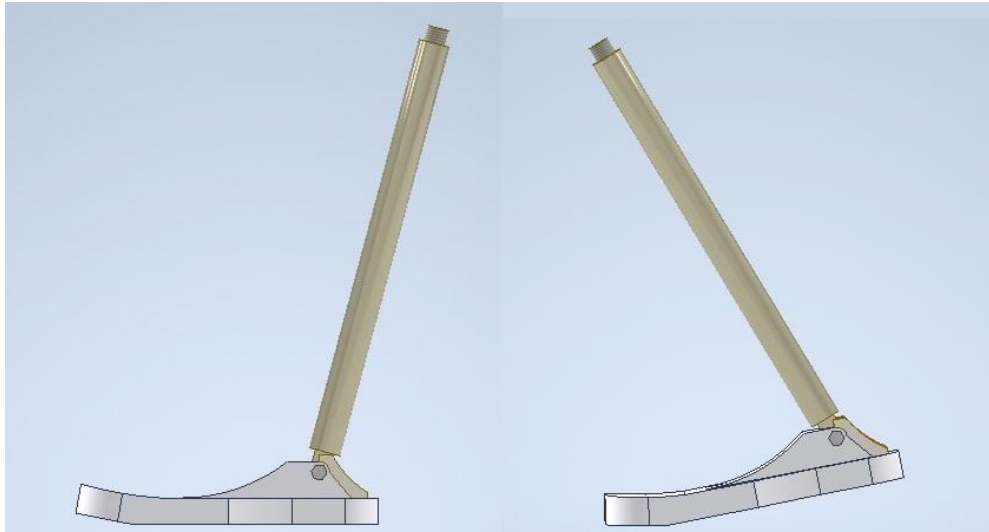
Εικόνα 19: Οπή κοχλίας για την σύνδεση του εξαρτήματος φτέρνας με τον άκρο πόδα

Η σύνδεση μεταξύ του εξαρτήματος του άκρου ποδιού με τη δοκό της κνήμης πραγματοποιείται με την χρήση πύρων όπως αναφέρθηκε στο παραπάνω κείμενο. Σημαντική προϋπόθεση για την χρήση πύρων αποτελεί η εύκολη αποσύνδεση του από το συναρμολόγημα ενώ παράλληλα θα περιορίζεται η κίνησή του στο μεσοπλεύριο άξονα. Σε αυτό το κομμάτι υπάρχει η επιλογή κατασκευής του πύρου ή η αγορά κοχλίας μεγάλου μήκους κορμού και μικρού μήκους σπειρώματος. Τα οφέλη της αγοράς έναντι της κατασκευής ενός τέτοιου εξαρτήματος είναι η μείωση του κόστους και του χρόνου κατασκευής του προσθετικού. Παράλληλα η εύρεση και η τροποποίηση ενός κοχλίας είναι πιο εύκολη από την εξολοκλήρου κατασκευή ενός πύρου.

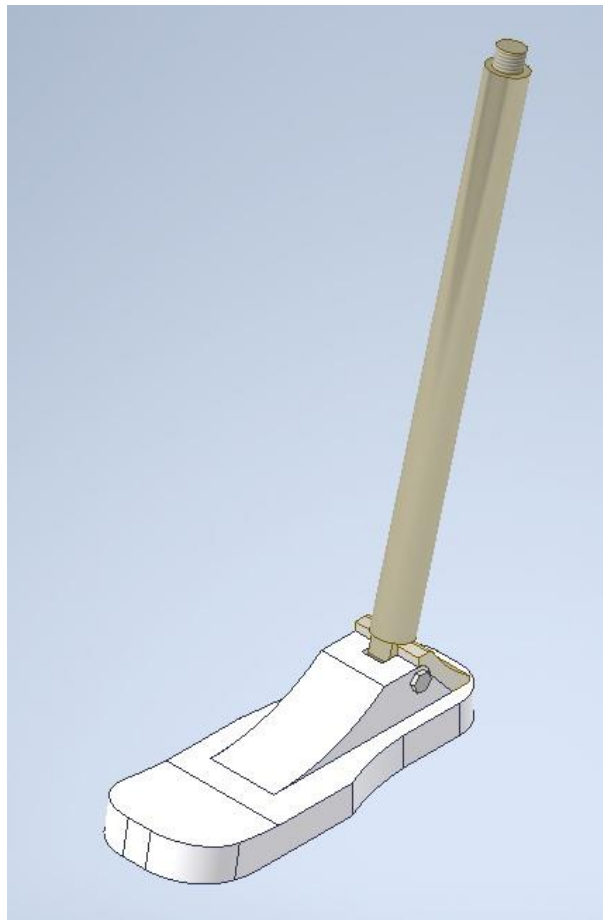


Εικόνα 20: Κοχλίας μικρού μήκους σπειρώματος

Με την ολοκλήρωση της γεωμετρίας των εξαρτημάτων του προσθετικού, γίνεται η τοποθέτησή τους σε ένα αρχείου τύπου συναρμολογήματος όπου παρατηρείται ο τρόπος με τον οποίο αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Πιο αναλυτικά, μέσα σε αυτόν τον τύπο αρχείου πραγματοποιείται έλεγχος παρεμβολής ανάμεσα στα εξαρτήματα με την χρήση ενός ειδικού εργαλείου (Analyze Interference) το οποίο διαθέτει το Inventor. Μαζί με τον έλεγχο παρεμβολής πραγματοποιείται και ο έλεγχος για τις οριακές τιμές των γωνιών που εφαρμόζεται στην ποδοκνημική άρθρωση. Με την ολοκλήρωση και των δύο ελέγχων χωρίς την παρουσία σφαλμάτων, ολοκληρώνεται και το πρώτο στάδιο της σχεδίασης προχωρώντας έτσι στο στάδιο των αναλύσεων.



Εικόνα 21: Πλάγια όψη συναρμολογήματος προσθετικού ποδιού υπό διάφορες κλίσεις



Εικόνα 22: Συναρμολόγημα προσθετικού ποδιού

5. Ανάλυση και Βελτίωση Κατασκευής

Σε αυτό το στάδιο θα πραγματοποιηθούν οι πρώτες αναλύσεις των εξαρτημάτων του προσθετικού με την χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων. Με βάση αυτές τις αρχικές αναλύσεις στην συνέχεια θα πραγματοποιηθεί βελτιστοποίηση των γεωμετριών ώστε να τηρούνται οι προδιαγραφές που έχουν οριστεί στο κεφάλαιο 3. Τα προγράμματα τα οποία θα χρησιμοποιηθούν για τις αναλύσεις είναι το Autodesk Inventor Nastran το οποίο αποτελεί εργαλείο του Inventor που χρησιμοποιεί τον επιλύτη Nastran και το Ansys Mechanical ώστε να γίνει διασταύρωση των αποτελεσμάτων για πιο έγκυρα αποτελέσματα.

5.1 Επιλογή Υλικών

Η επιλογή των υλικών που θα χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή των εξαρτημάτων μίας κατασκευής αποτελεί ένα από τα κυριότερα κομμάτια της διαδικασίας σχεδίασης και ανάλυσης προϊόντος. Από αυτή την επιλογή θα καθοριστούν οι ιδιότητες της κατασκευής όπως το βάρος της και η αντοχή που θα διαθέτει ως προς τα φορτία που θα της ασκηθούν ενώ παράλληλα θα επηρεάσει τον τρόπο όπως και τον χρόνο κατεργασίας των υλικών για την δημιουργία της. Στην παρούσα διπλωματική για την επιλογή των υλικών θα δοθεί περισσότερο έμφαση στο κομμάτι της αντοχής παρά στο κομμάτι των κατεργασιών.

Στον κλάδο της βιοϊατρικής μηχανικής χρησιμοποιείται μία μεγάλη ποικιλία υλικών για την κατασκευή προσθετικών μελών. Για την παραγωγή προσθετικών ποδιών συγκεκριμένα επιλέγονται υλικά με υψηλή αντοχή λόγω των μεγάλων φορτίων που ασκούνται και χαμηλή πυκνότητα για την μείωση του βάρους της κατασκευής. Παράλληλα γίνεται χρήση διαφόρων ειδών θερμοπλαστικών σε σημεία που δεν ασκούνται μεγάλα φορτία ισορροπώντας την έλλειψη αντοχής με την ευπλαστότητά τους. Βάσει των παραπάνω πληροφοριών έγινε η επιλογή των εξής υλικών :

- Κράμα τιτανίου Ti-6Al-4V το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για την ράβδο της κνήμης καθώς υπάρχει διαθέσιμο στην αγορά σε μορφή ράβδων διαφόρων διαμέτρων ενώ ταυτόχρονα διαθέτει υψηλή αντοχή με σχετικά χαμηλό βάρος.
- Κράμα αλουμινίου 6061 το οποίο θα χρησιμοποιηθεί για το άκρο του ποδιού λόγω του χαμηλού βάρους που διαθέτει και της καλής αντοχής.
- Ανοξείδωτος χάλυβας 316 ο οποίος συνήθως χρησιμοποιείται για την κατασκευή ανοξείδωτων βιδών προσομοιώνοντας έτσι τον πόρο στη ποδοκνημική άρθρωση.
- Θερμοπλαστικό PET για την κατασκευή του εξαρτήματος της φτέρνας καθώς είναι ένα από τα πιο κοινά υλικά που χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση ενώ διαθέτει σχετικά υψηλό όριο διαρροής σε σχέση με άλλα θερμοπλαστικά.

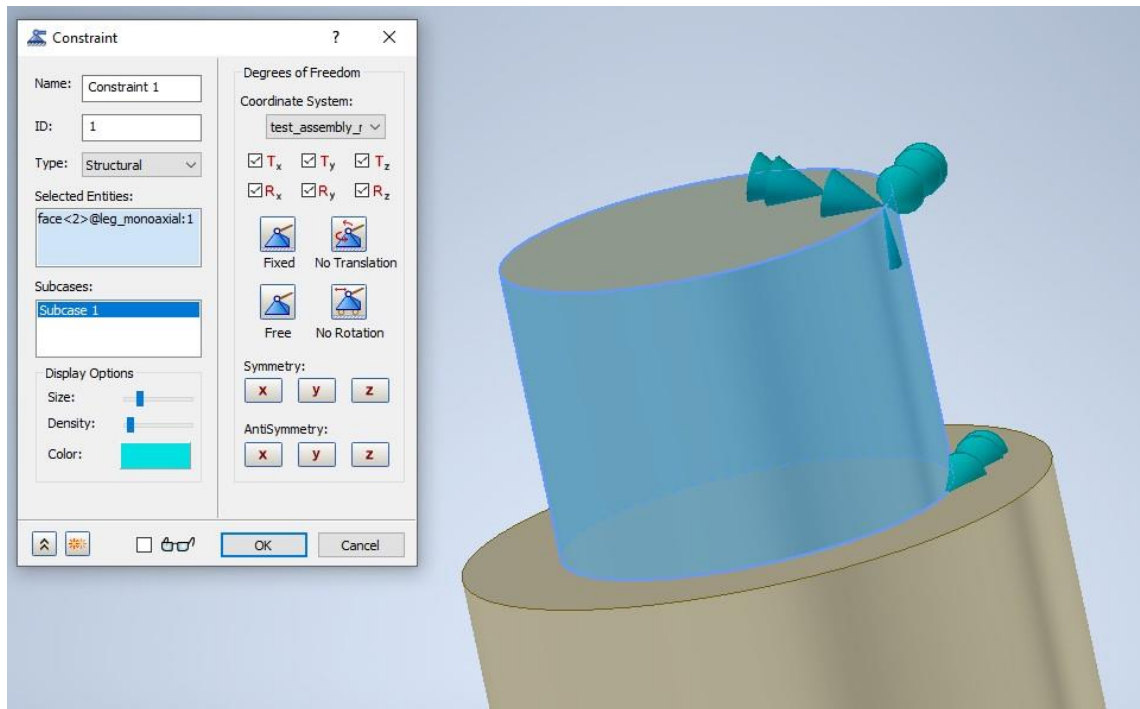
5.2 Αρχική Στατική Ανάλυση

5.2.1 Μοντελοποίηση Αρχικής Στατικής Ανάλυσης

Σκοπός των αρχικών στατικών αναλύσεων είναι η εύρεση των περιοχών που εμφανίζονται καταπονήσεις καθώς και τα πιθανά σημεία αστοχίας της κατασκευής. Σε αυτό το είδος αναλύσεων το μέτρο και η διεύθυνση των δυνάμεων που ασκούνται παραμένουν σταθερά ενώ το βάδισμα χωρίζεται σε πολλαπλά στάδια με τις στάσεις του ποδιού καθώς και τις δυνάμεις που ασκούνται να διαφέρουν σε κάθε μία από αυτές. Η επιλογή για την πραγματοποίηση στατικών αναλύσεων στα αρχικά στάδια του σχεδιασμού γίνεται για δύο βασικούς λόγους. Πρώτος και κυριότερος είναι η ευκολία που διαθέτει η στατική ανάλυση στην μοντελοποίηση των προβλημάτων επιτρέποντας τη διεξαγωγή πολλαπλών αναλύσεων σε μικρό χρονικό διάστημα με την κατανάλωση ελάχιστου αποθηκευτικού χώρου σε σχέση με τις δυναμικές. Τέλος στις δυναμικές αναλύσεις, ο συντελεστής ασφαλείας της κατασκευής που εμφανίζεται στα αποτελέσματα είναι συνήθως μικρότερος σε σχέση με αυτόν των στατικών αναλύσεων λόγω των δυναμικών φορτίων. Στην περίπτωση εμφάνισης συντελεστή ασφαλείας μικρότερο του ορίου που έχει τεθεί στις στατικές αναλύσεις υπάρχει μεγάλη πιθανότητα στην περαιτέρω μείωση του ή ακόμα και στην παρουσίαση αστοχίας του κατά τις δυναμικές αναλύσεις.

Βάσει των προηγούμενων πληροφοριών επιλέγεται η στάση του ποδιού κατά το τελικό στάδιο της στήριξης. Οι δυνάμεις που ασκούνται στο πέλμα σε αυτό το στάδιο βρίσκονται στη μέγιστη τιμή τους διότι εφαρμόζεται όλο το βάρος του ατόμου στο προσθετικό ενώ παράλληλα η επιφάνεια που βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος είναι το μπροστινό κεκλιμένο τμήμα του πέλματος. Η έλλειψη μεγάλης επιφάνειας σε συνδυασμό με την μέγιστη τιμή των δυνάμεων που εφαρμόζονται σε αυτή, καθιστά την τελική στήριξη ως το πιο πιθανό στάδιο για την παρουσίαση αστοχιών στην κατασκευή.

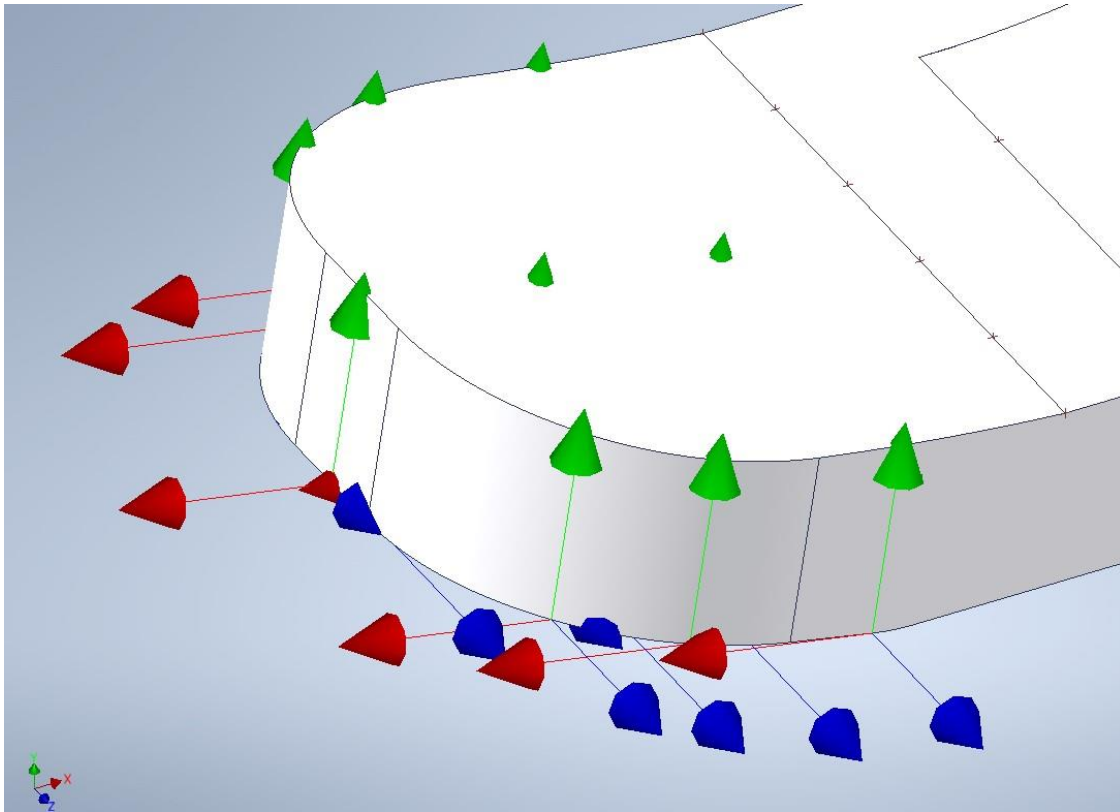
Η οριακή συνθήκη του προσθετικού ποδιού εφαρμόζεται στο σπείρωμα της κνήμης όπου και γίνεται η σύνδεση με την θήκη του ποδιού. Πιο αναλυτικά γίνεται πάκτωση μόνο της κυλινδρικής επιφάνειας που βρίσκεται το σπείρωμα αποτρέποντας την μετατόπιση και την περιστροφή σε όλους τους άξονες. Θεωρείται ότι η σύνδεση μεταξύ του προσθετικού με την θήκη δεν είναι σφιχτή με αποτέλεσμα να αφήνεται κενό ανάμεσα στην θήκη με το σημείο αλλαγής διατομής. Μέσω αυτής της θεώρησης δεν εφαρμόζεται κάποια οριακή συνθήκη στην επιφάνεια αλλαγής διατομής της ράβδους κνήμης η οποία θα προσδώσει επιπλέον στήριξη στο προσθετικό προσομοιώνοντας έτσι ένα πιθανό αρνητικό σενάριο που μπορεί να δημιουργηθεί κατά την κατασκευή των εξαρτημάτων. Τέλος δεν γίνεται αφαίρεση του σπειρώματος για την απλοποίηση της ανάλυσης καθώς δεν εμφανίζεται υπό την μορφή τρισδιάστατου χαρακτηριστικού αλλά ως δισδιάστατου το οποίο δεν επηρεάζει το πλέγμα.



Εικόνα 23: Εφαρμογή περιορισμών στη ράβδο κνήμης του προσθετικού στο περιβάλλον του Inventor Nastran

Οι δυνάμεις που ασκούνται στο πέλμα του προσθετικού είναι γνωστές από το κεφάλαιο 3. Παρόλα αυτά είναι απαραίτητο να γίνει μία μετατροπή των δυνάμεων σε ένα νέο σύστημα αναφοράς λόγω της κλίσης του μπροστινού τμήματος του πέλματος. Γνωρίζοντας την κλίση του επιπέδου, δημιουργούνται 3 συνιστώσες δυνάμεων οι οποίες θα αντιπροσωπεύουν τις αντίστοιχες F_x , F_y και F_z . Με την χρήση τριγωνομετρίας οι συνιστώσες των δυνάμεων είναι οι εξής:

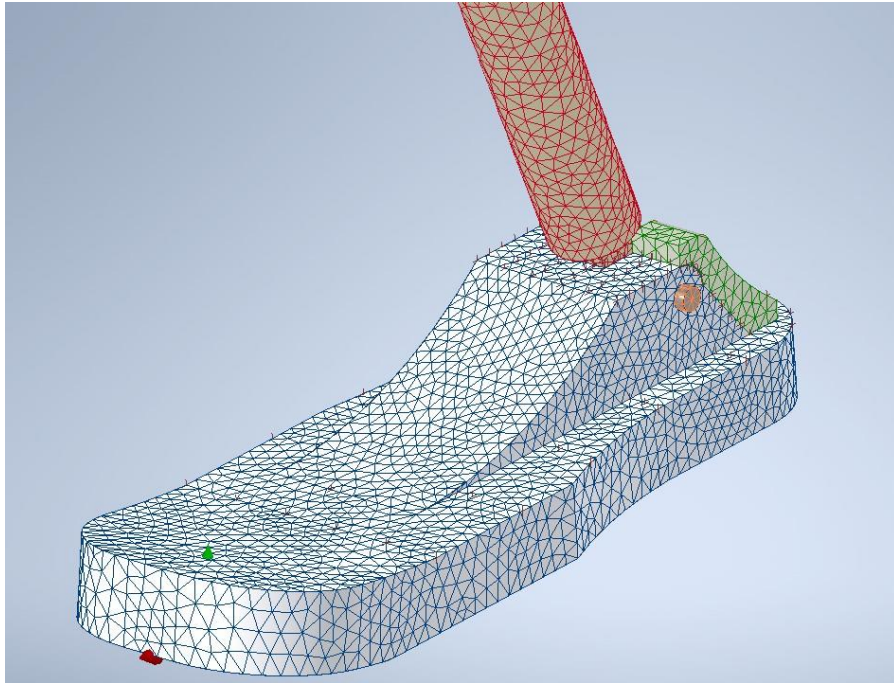
- Η συνιστώσα F_x ταυτίζεται με την δύναμη της τριβής η οποία αντιτίθεται στην φορά κίνησης του ποδιού και αποτελείται από την -113 N και 20 N στους άξονες X και Y αντίστοιχα.
- Η συνιστώσα F_y είναι πάντα κάθετη στην επιφάνεια επαφής με το έδαφος και αποτελείται από 166 N και 942 N στους άξονες X και Y αντίστοιχα.
- Η συνιστώσα F_z παραμένει ίδια με την F_z καθώς η περιστροφή του επιπέδου πραγματοποιήθηκε βάσει αυτού του άξονα δηλαδή του μεσοπλευρίου άξονα.



Εικόνα 24: Εφαρμογή δυνάμεων στην επιφάνεια των δακτύλων στο περιβάλλον του Inventor Nastran

Σημαντική ρύθμιση στις αναλύσεις συναρμολογημάτων αποτελεί ο ορισμός των επιφανειών επαφής των εξαρτημάτων. Μέσα από αυτές τις επιφάνειες καθορίζεται η τοποθεσία καθώς και ο τρόπος με τον οποίο έρχονται σε επαφή τα εξαρτήματα. Είναι απαραίτητο για αυτό το λόγω να γίνει η θεώρηση ότι όλα τα εξαρτήματα δεν χάνουν επαφή αναμεταξύ τους. Αφού γίνει αυτή η θεώρηση επιλέγονται οι επιφάνειες ανάμεσα στη ράβδο κνήμης, του άκρου ποδιού και του πύρου η οποίες βρίσκονται στην ποδοκνημική άρθρωση και τέλος οι επιφάνειες των εξαρτημάτων φτέρνας και άκρου ποδιού.

Για την ανάλυση του προσθετικού στο πρόγραμμα του Inventor γίνεται χρήση μη-δομημένου τρισδιάστατου πλέγματος για όλα τα εξαρτήματα του συναρμολογήματος. Το πλέγμα απαρτίζεται συνολικά από 66862 κόμβους και 42.748 τετρακομβικά στοιχεία μεγέθους 6 mm. Για την βελτίωση του πλέγματος εφαρμόζεται τοπική πύκνωση του πλέγματος σε στοιχεία 5 mm στις επιφάνειες κοντά στην ποδοκνημική άρθρωση καθώς σε αυτό το σημείο παρουσιάζονται περίπλοκες γεωμετρίες. Παράλληλα μέσα από τις ρυθμίσεις που παρέχει το πρόγραμμα γίνεται μείωση του μέγιστου λόγου μεγέθυνσης του μεγέθους των στοιχείων από 1,5 σε 1,012 το οποίο οδηγεί σε μία πιο ομαλή μετάβαση από τις περιοχές στοιχείων 5 mm στις περιοχές 6 mm. Τέλος ρυθμίζονται οι μέγιστες και οι ελάχιστες τιμές των γωνιών που μπορούν να πάρουν τα στοιχεία επιτρέποντας ένα εύρος από 30 έως 45 μοίρες.



Εικόνα 25: Πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran

Στην συνέχεια πραγματοποιείται έλεγχος της ποιότητας του πλέγματος. Τα στοιχεία του πλέγματος ελέγχονται βάσει του λόγου αναλογίας τους, της λοξότητας τους και του Ιακωβιανού λόγου. Θέτονται ως μέγιστα όριο για τον λόγο αναλογίας και λοξότητας τις τιμές 5 και 50 αντίστοιχα και ελάχιστη τιμή για τον Ιακωβιανό λόγο την τιμή 0,6. Πραγματοποιώντας τον έλεγχο παρατηρείται ότι το 13.54% των στοιχείων αποτυγχάνουν να τηρήσουν και τους τρεις περιορισμούς.

Elem. ID	Element Type	Aspect Ratio	Skew...	Warping ...	Taper	Jacobian
17	Tetrahedral	1.428	17.647	-	-	0.591
26	Tetrahedral	0.790	28.820	-	-	0.440
30	Tetrahedral	1.394	48.472	-	-	0.512
31	Tetrahedral	0.698	35.409	-	-	0.384
32	Tetrahedral	0.965	40.222	-	-	0.521
35	Tetrahedral	0.823	31.570	-	-	0.490
36	Tetrahedral	1.137	43.086	-	-	0.575
39	Tetrahedral	1.296	41.482	-	-	0.392
40	Tetrahedral	1.057	46.180	-	-	0.557
42	Tetrahedral	1.227	26.700	-	-	0.491
44	Tetrahedral	1.452	30.012	-	-	0.490

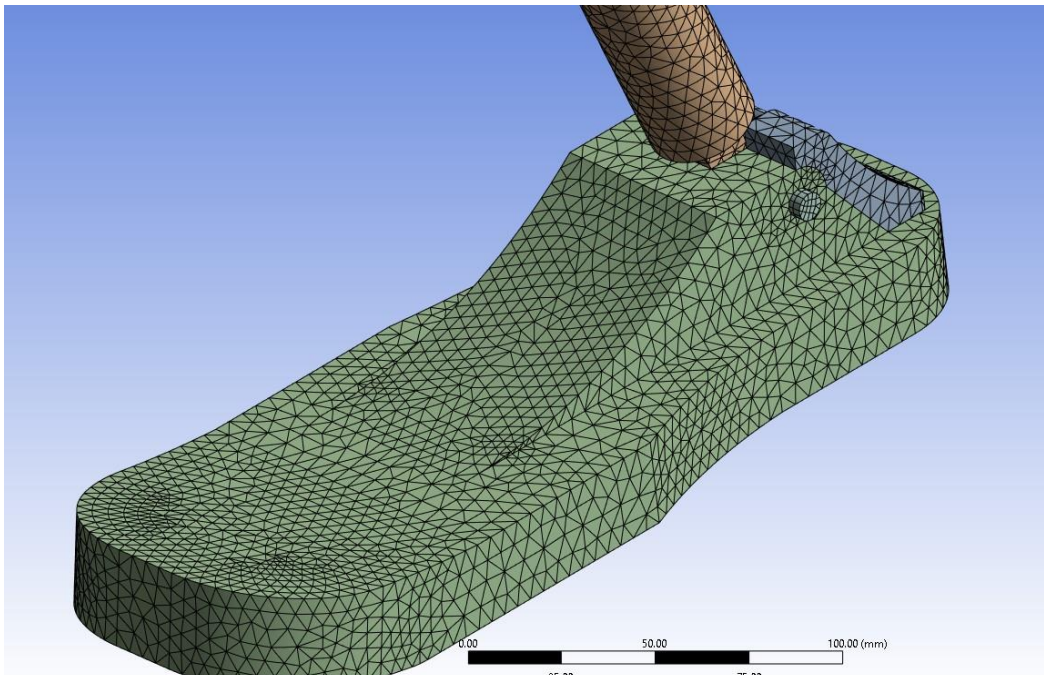
5787 of 42748 elements failed (13.54%)

Create Group

Group Name:

Εικόνα 26: Έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran

Για την ανάλυση του συναρμολογήματος στο mechanical Ansys χρησιμοποιείται παρόμοιο πλέγμα δηλαδή μη-δομημένο τρισδιάστατο πλέγμα. Τα στοιχεία από τα οποία απαρτίζεται το πλέγμα είναι τετρακομβικά μεγέθους 6 mm. Ο συνολικός αριθμός των στοιχείων είναι 54.826 και αποτελούνται από 86.838 κόμβους. Για την βελτίωση του πλέγματος εφαρμόζεται αλλαγή του μεγέθους των στοιχείων στις ακμές των στρογγυλεμάτων κοντά στην ποδοκνημική άρθρωση καθώς και στο μέγεθος των στοιχείων του πύρου στα 2 mm. Ο λόγος για την επιλογή των ακμών έναντι των επιφανειών όπως πραγματοποιήθηκε στην ανάλυση του Inventor οφείλεται στον περιορισμό του αριθμού των στοιχείων που παρέχεται από το Ansys mechanical ο οποίος ανέρχεται στα 64.000 στοιχεία.



Εικόνα 27: Πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο περιβάλλον του ANSYS

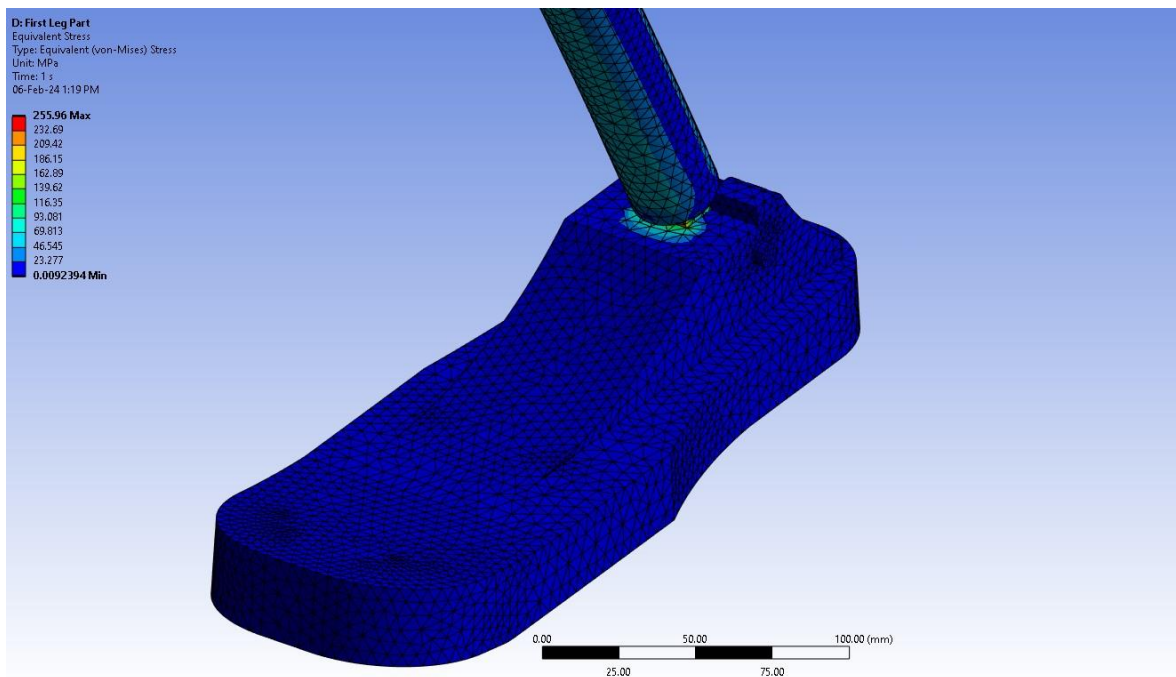
Παράλληλα με την πλεγματοποίηση του προσθετικού πραγματοποιείται έλεγχος των στοιχείων βάσει των κριτηρίων που χρησιμοποιήθηκαν στο Inventor. Αφού γίνει η αλλαγή των κριτηρίων από τις προεπιλεγμένες τιμές παρατηρείται ότι για τα τρία βασικά κριτήρια δεν ξεπερνούν τα όρια πάνω από το 7 % των στοιχείων.

Mesh Quality Worksheet					
<input checked="" type="checkbox"/> Sheet <input checked="" type="checkbox"/> Solid <input checked="" type="checkbox"/> Solid - Surface					
Error Check	Quality Criterion	Warning Limit	Error (Failure) Limit	% Warning	# Warning
<input type="checkbox"/>	Max Aspect Ratio	3	Default (1000)	4.104 %	2250
<input checked="" type="checkbox"/>	Min Element Quality	Default (0.05)	Default (5e-04)	0 %	0
<input type="checkbox"/>	Min Jacobian Ratio (Corner Nodes)	0.6	Default (0.025)	0.438 %	240
<input type="checkbox"/>	Min Jacobian Ratio (Gauss Points)	0.6	Default (0.025)	0.064 %	35
<input type="checkbox"/>	Max Element Edge Length	Default (256.99 mm)	Default (513.98 mm)	0 %	0
<input type="checkbox"/>	Max Corner Angle	Default (150 °)	Default (170 °)	0.018 %	10
<input type="checkbox"/>	Min Element Edge Length	Default (2.57 mm)	Default (0.257 mm)	8.562 %	4694
<input type="checkbox"/>	Max Skewness	0.5	Default (0.999)	6.387 %	3502
<input type="checkbox"/>	Min Tet Collapse	Default (0.1)	Default (1e-03)	0.011 %	6
<input type="checkbox"/>	Max Warping Angle	Default (20 °)	Default (30 °)	0 %	0

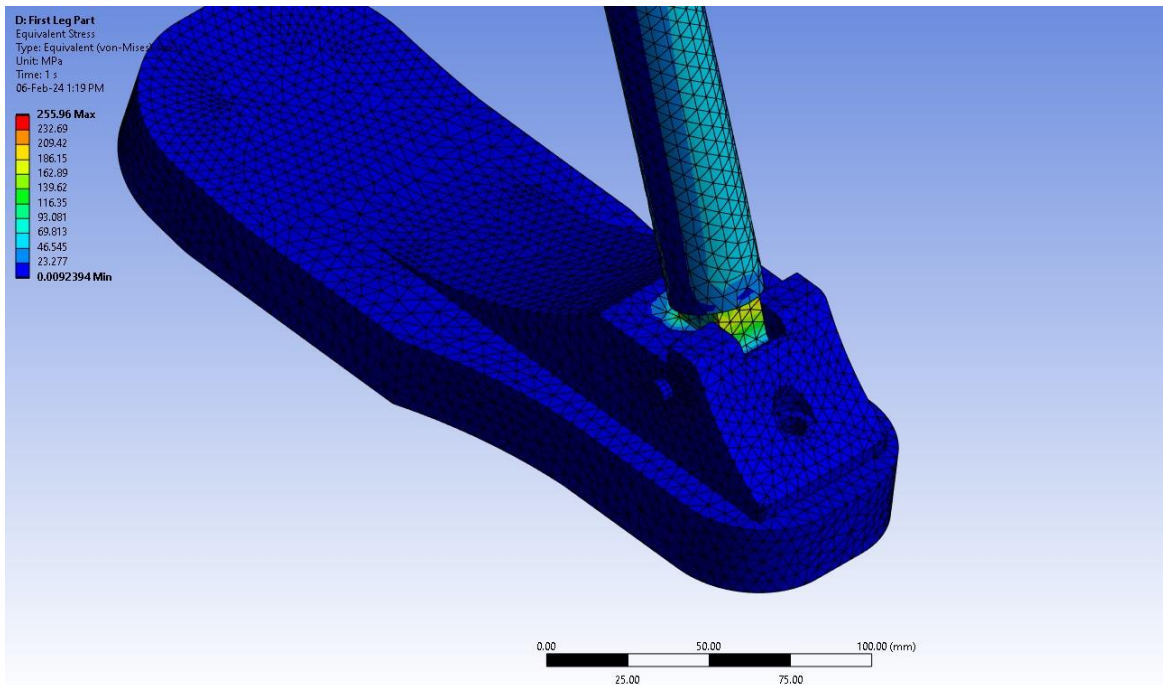
Εικόνα 28: Έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του ANSYS

5.2.2 Αποτελέσματα Αρχικής Στατικής Ανάλυσης

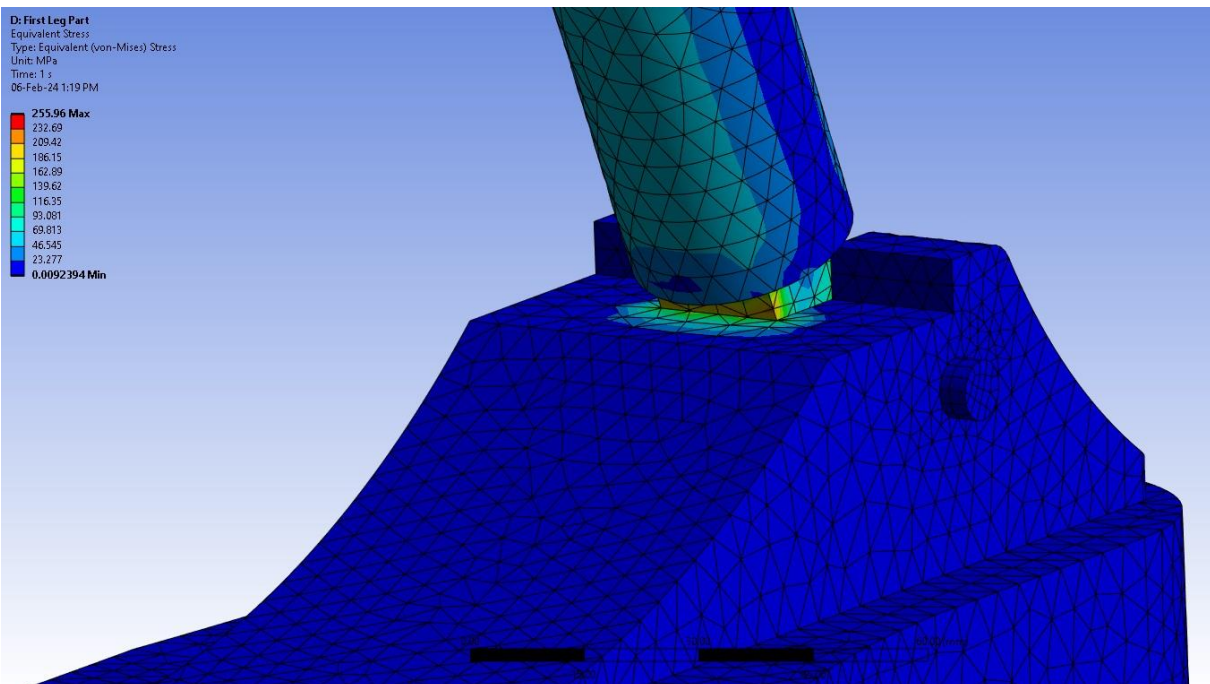
Τα αποτελέσματα των αρχικών στατικών αναλύσεων που διεξάχθηκαν στα προγράμματα του Ansys και του Inventor παρουσιάζονται στις παρακάτω εικόνες. Επιλέγονται να παρουσιαστούν οι φορτίσεις βάσει του κριτηρίου Von Mises, οι μετατοπίσεις των στοιχείων και οι συντελεστές ασφαλείας.



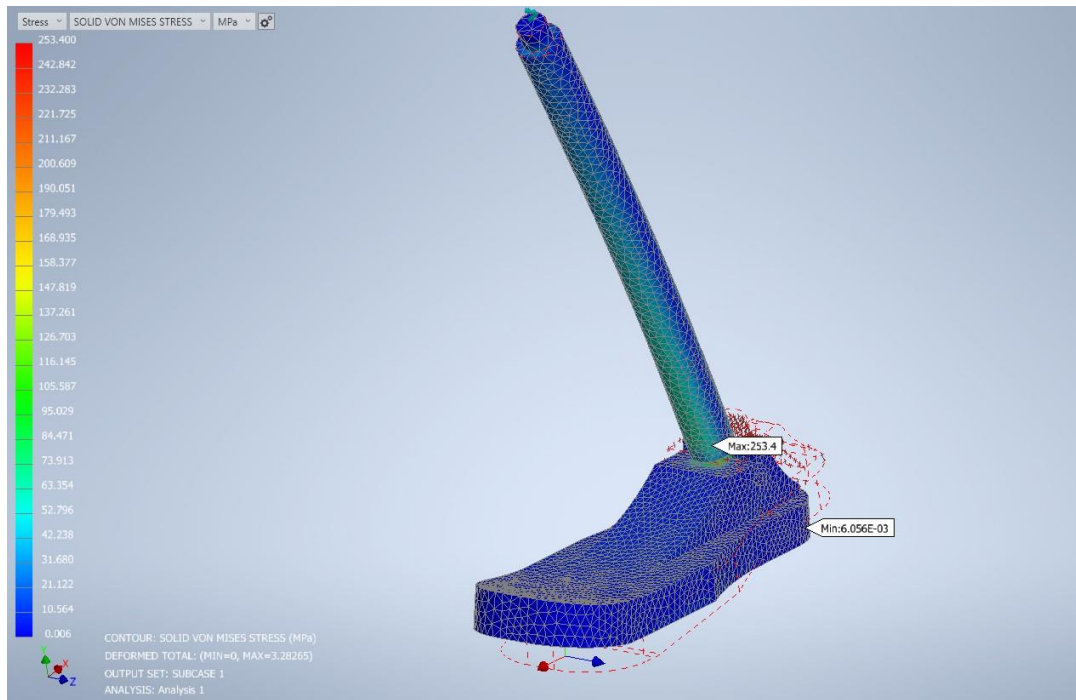
Εικόνα 29: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



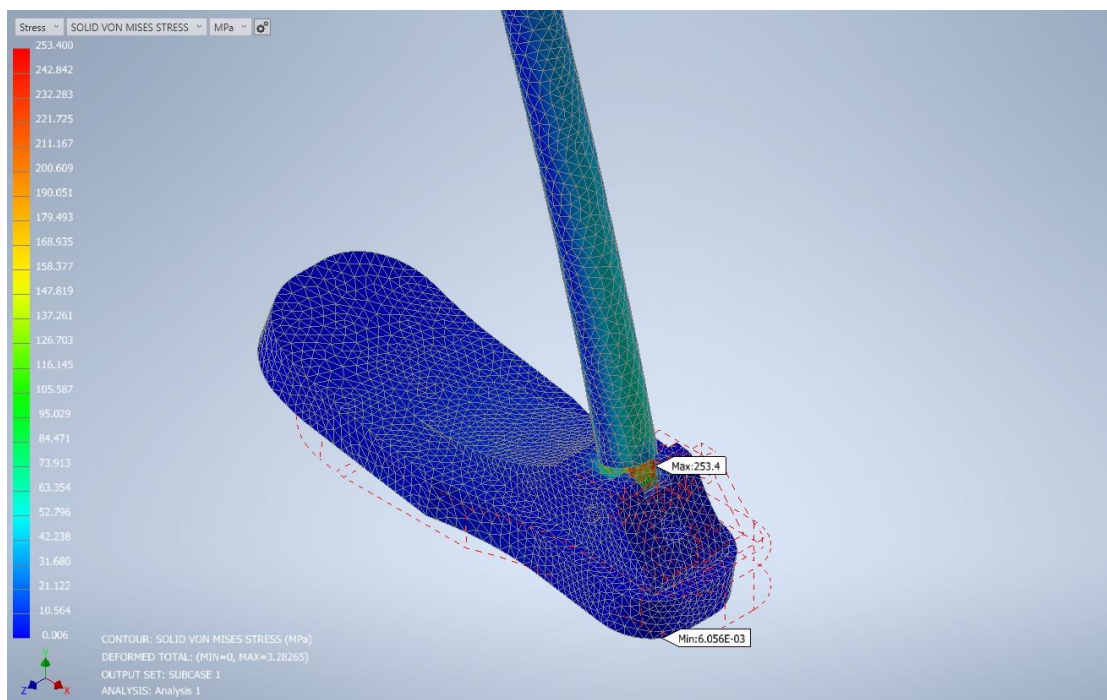
Εικόνα 30: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



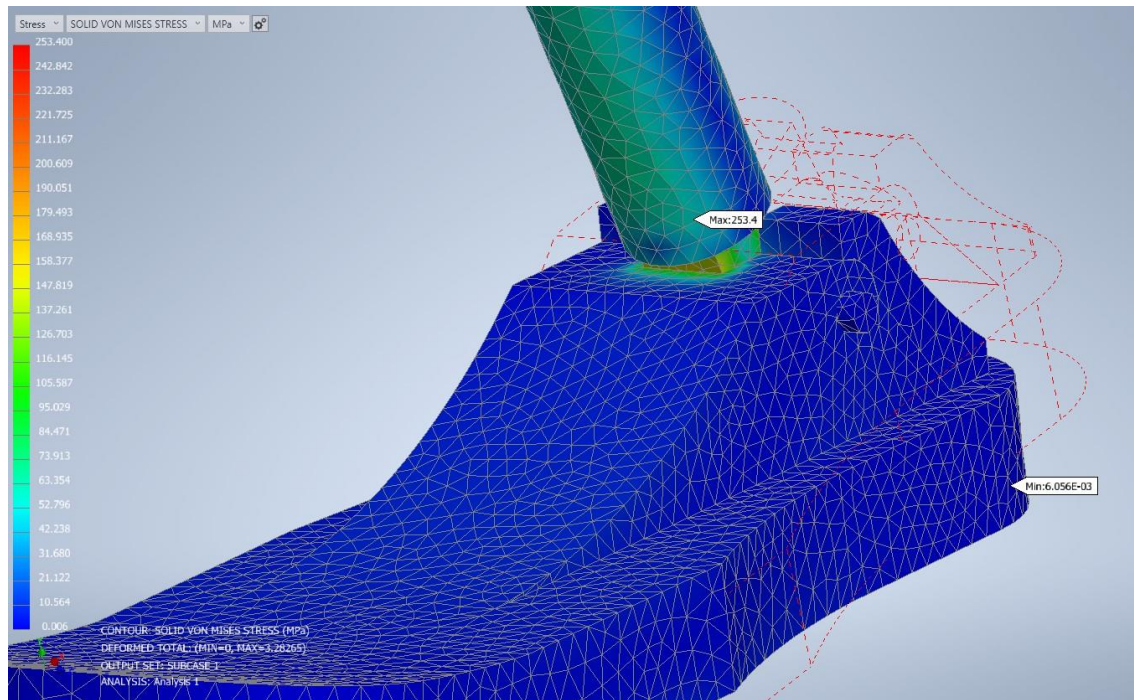
Εικόνα 31: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



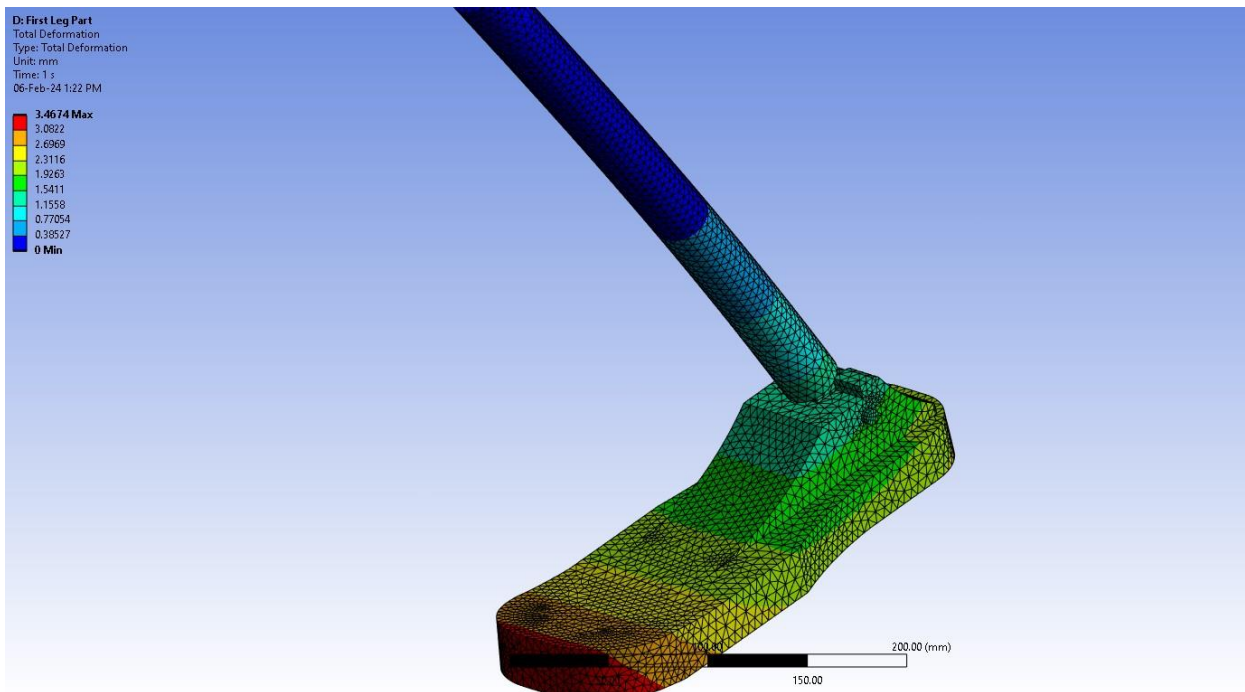
Εικόνα 33: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



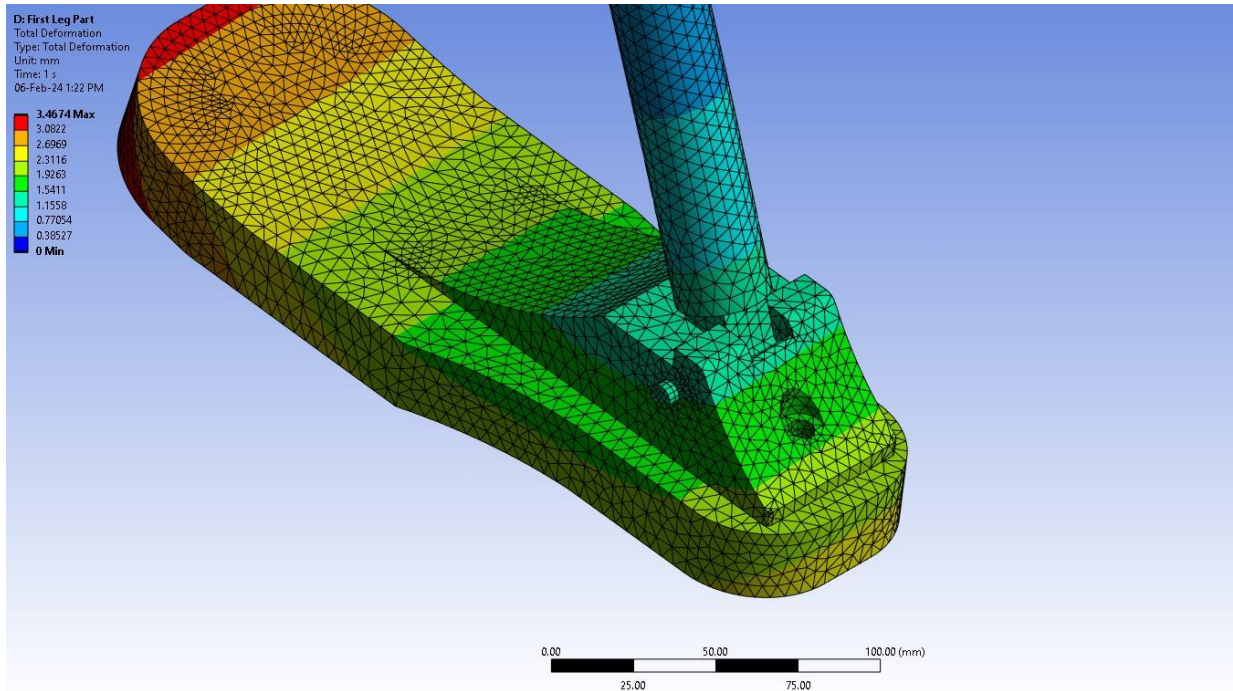
Εικόνα 32: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



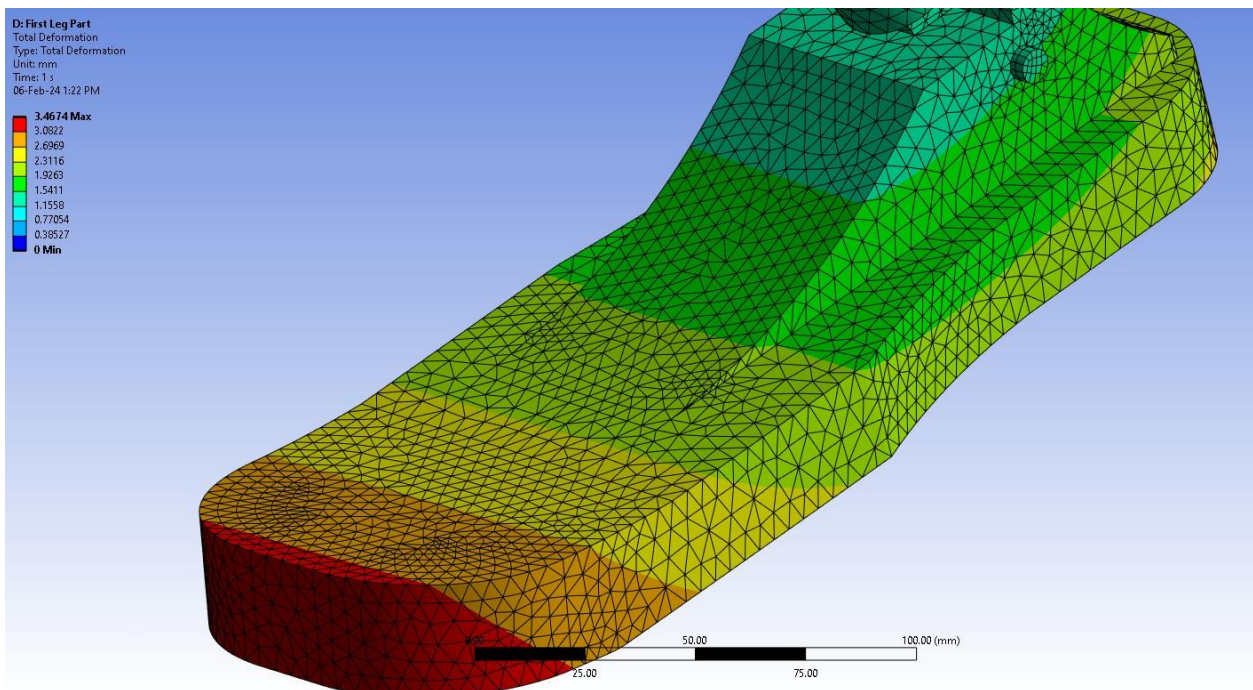
Εικόνα 35: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



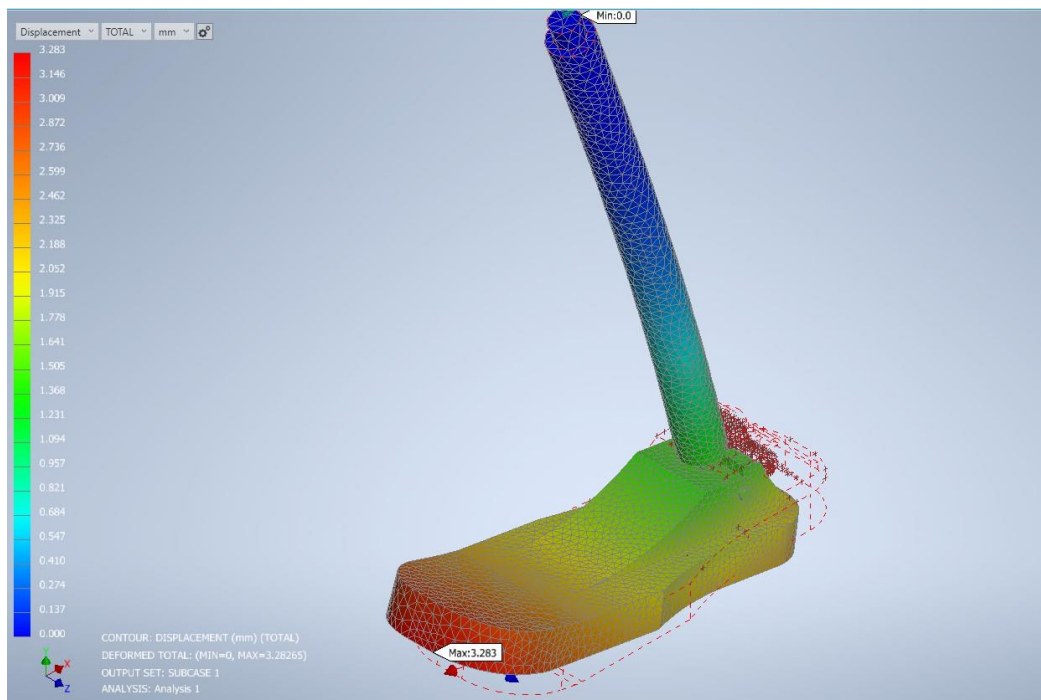
Εικόνα 34: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



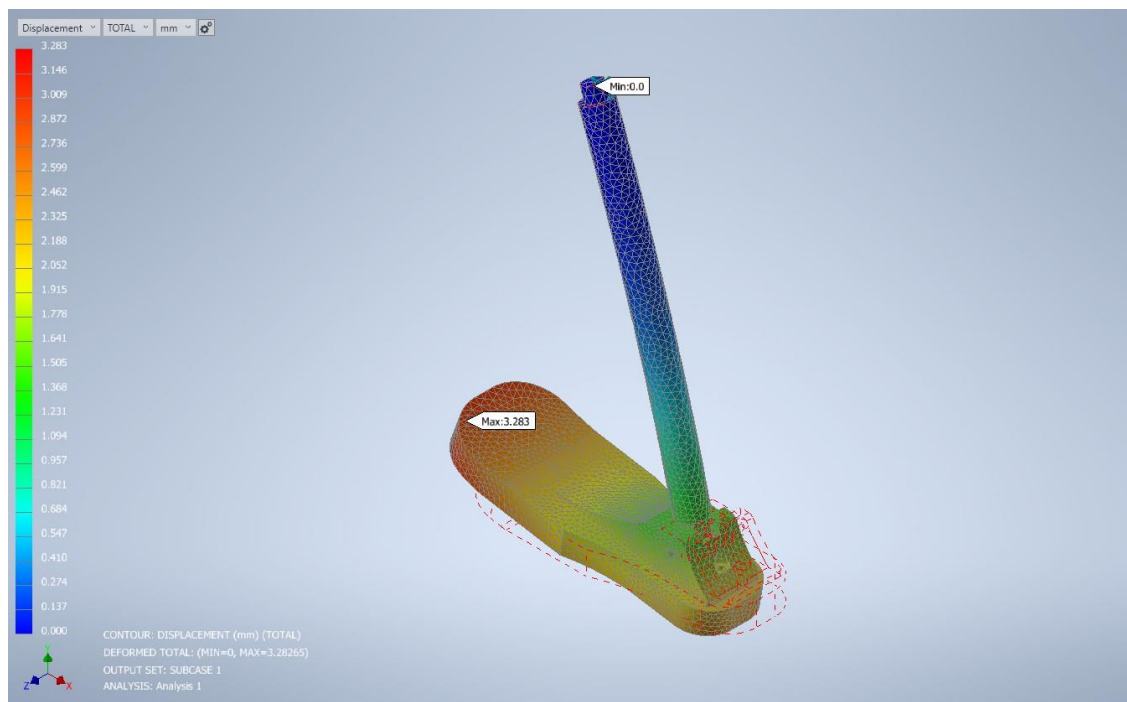
Εικόνα 37: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



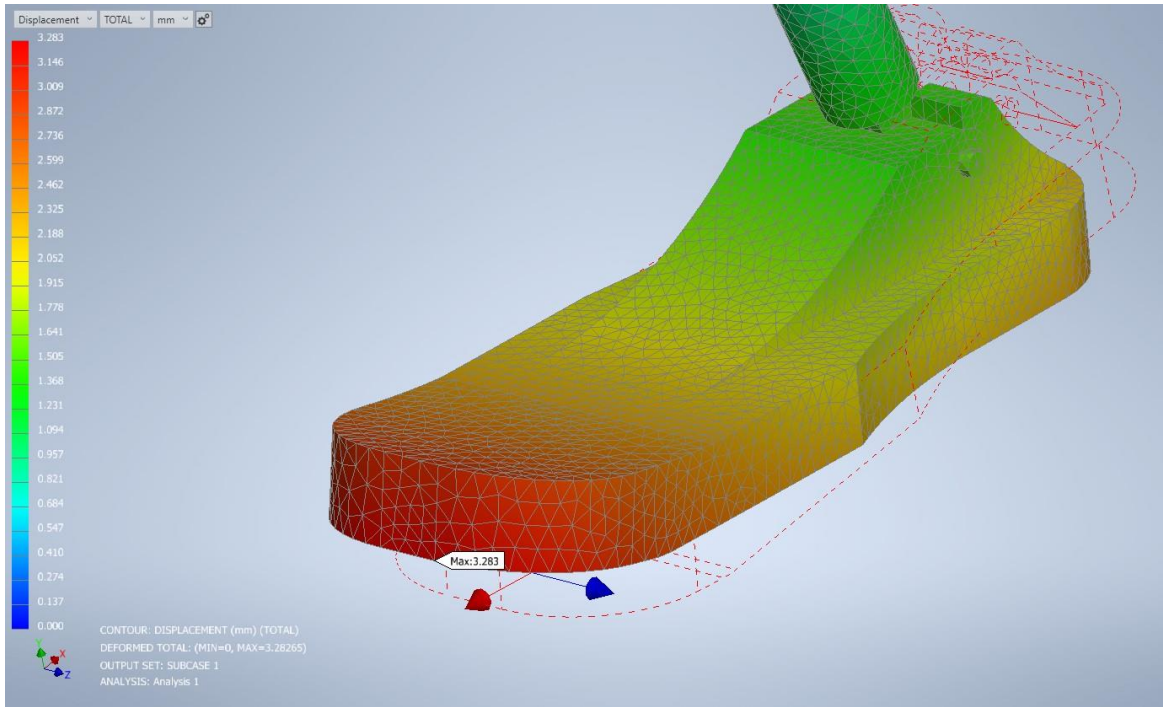
Εικόνα 36: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στο τμήμα των δακτύλων του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



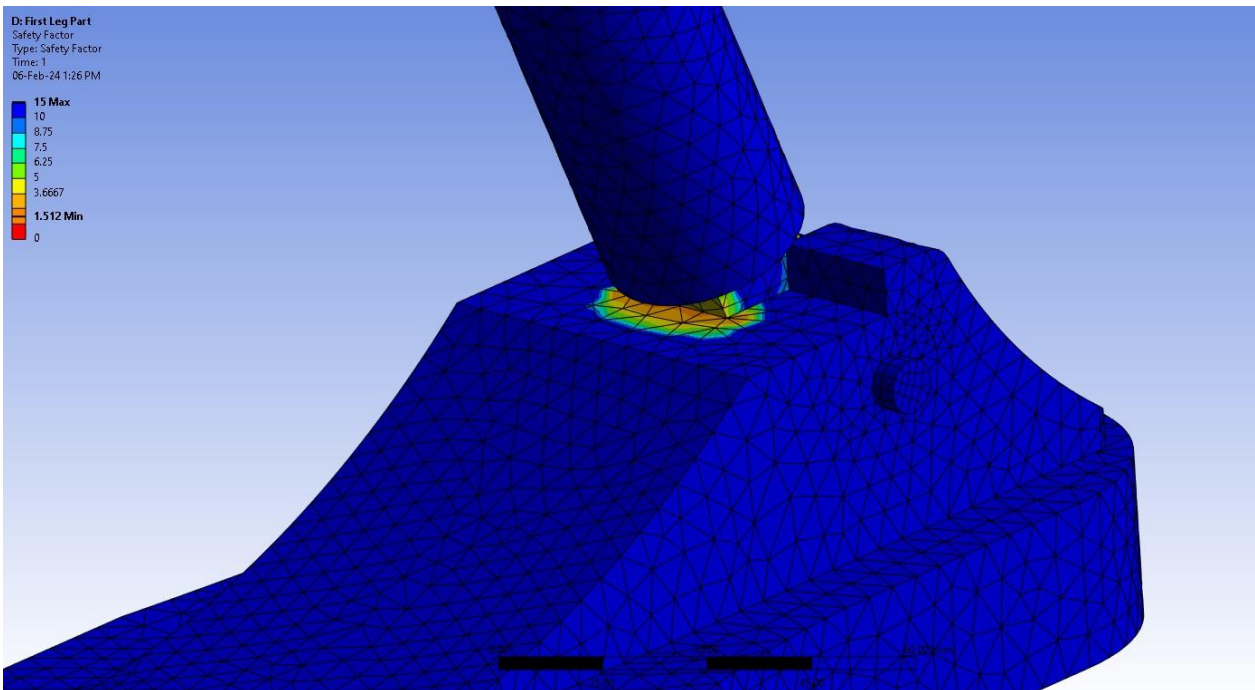
Εικόνα 38: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



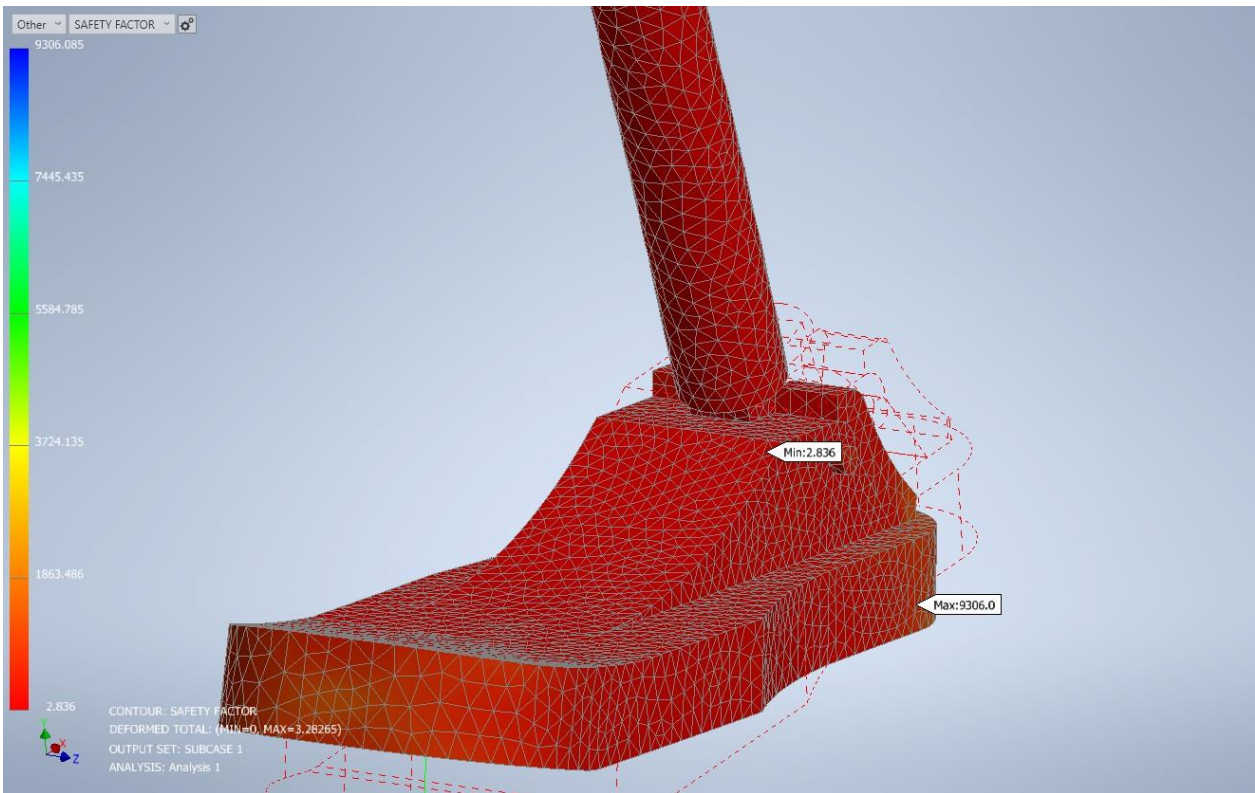
Εικόνα 39: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



Εικόνα 40: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στο τμήμα των δακτύλων του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



Εικόνα 41: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



Εικόνα 42: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran

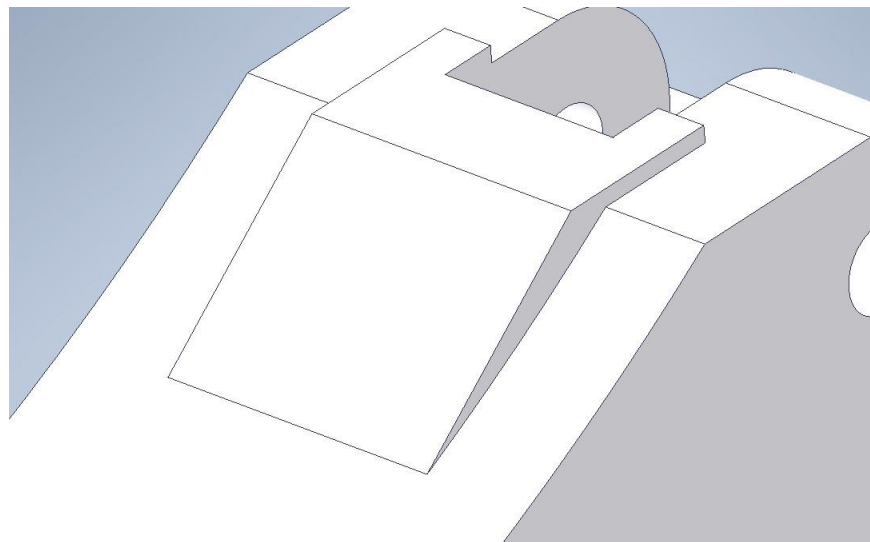
Παρατηρείται ότι τα αποτελέσματα των τάσεων και των μετατοπίσεων των κόμβων συγκλίνουν και στα δύο προγράμματα. Οι μέγιστες τιμές των τάσεων που εμφανίζονται και στις δύο αναλύσεις παρουσιάζουν μία διαφορά της τάξης περίπου των 2 MPa ενώ για την μετατόπιση των κόμβων περίπου των 0.18 mm. Παράλληλα οι μέγιστες τάσεις αναπτύσσονται στο σημείο σύνδεσης των εξαρτημάτων δηλαδή στην ποδοκνημική άρθρωση και πιο αναλυτικά στο σημείο επαφής της ράβδου με το μπροστινό τμήμα της θήκης του άκρου πόδα. Τέλος παρατηρείται ότι τα σημεία εμφάνισης των μέγιστων μετατοπίσεων και τάσεων ταυτίζονται και στα δύο προγράμματα.

Στις απεικονίσεις του συντελεστή ασφαλείας παρατηρείται μία τεράστια διαφορά στις τιμές τις οποίες παίρνει καθώς και στα σημεία εμφάνισης αυτών των τιμών. Αυτό οφείλεται στον τρόπο υπολογισμού του συντελεστή ασφαλείας από το πρόγραμμα του Inventor καθώς χρησιμοποιεί τη μέση τιμή των συντελεστών ασφαλείας και όχι τις τιμές των τάσεων. Γνωρίζοντας ότι τα αποτελέσματα των τάσεων είναι σωστά καθώς και το όριο διαρροής του αλουμινίου το οποίο είναι 259 MPa βρίσκεται ο ελάχιστος συντελεστής ασφαλείας της κατασκευής στη τιμή 1,52. Η τιμή αυτή ταυτίζεται με την ελάχιστη τιμή που εμφανίζεται στο λογισμικό του Ansys το οποίο και την επιβεβαιώνει δηλώνοντας έτσι την ανάγκη για την βελτιστοποίηση της κατασκευής εφόσον δεν τηρεί τον ελάχιστο συντελεστή ασφαλείας που έχει τεθεί από το κεφάλαιο 3. [27]

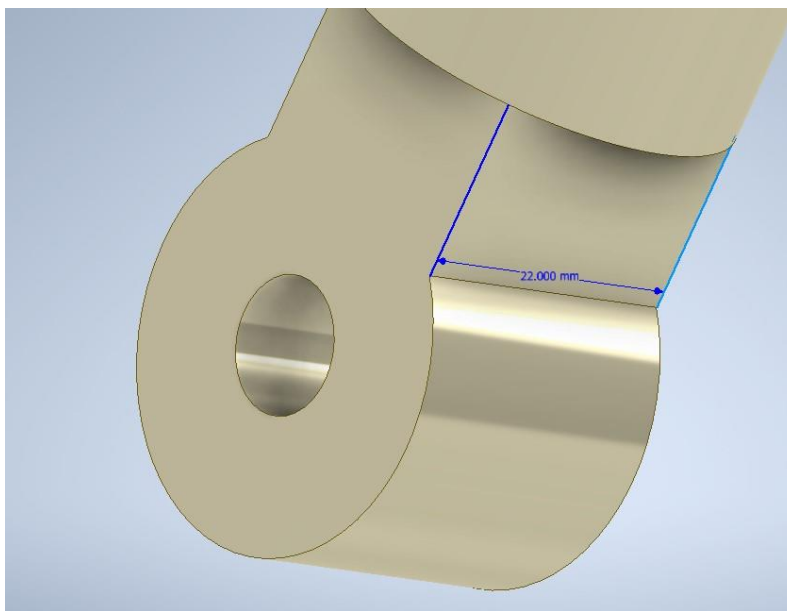
5.3 Βελτιστοποίηση Κατασκευής

Για την βελτιστοποίηση του προσθετικού αξιοποιούνται οι αρχικές αναλύσεις ώστε να εντοπιστούν τα σημεία καταπόνησης και να γίνει τροποποίηση των γεωμετριών αναλόγως. Η βελτιστοποίηση θα εστιάσει κυρίως στην μείωση των φορτίων που ασκούνται στη κατασκευή ώστε να αυξηθεί ο συντελεστής ασφαλείας εντός του ορίου που έχει τεθεί. Ως δευτερεύον στόχος θέτεται η μείωση των μετατοπίσεων των τμημάτων του προσθετικού λόγω των φορτίσεων.

Όπως παρατηρήθηκε από τις αναλύσεις οι μέγιστες τιμές των τάσεων παρουσιάζονται στο σημείο επαφής της ράβδου κνήμης με τον άκρο πόδα. Για την μείωση της τάσης που εμφανίζεται σε αυτό σημείο πρέπει να αυξηθεί η επιφάνεια της επαφής των δύο εξαρτημάτων καθώς η τάση ορίζεται ως ο λόγος της δύναμης προς την επιφάνεια που ασκείται. Η αύξηση της επιφάνειας πραγματοποιείται μέσω της αύξησης των διαστάσεων της τετραγωνικής διατομής της ράβδου κνήμης και με την τοπική προσθήκη υλικού στον άκρο πόδα κοντά στην θήκη της άρθρωσης. Πιο αναλυτικά οι διαστάσεις της τετραγωνικής διατομής αυξήθηκαν από 18 x 18 mm σε 22 x 20 mm. Η προσθήκη υλικού στο εξάρτημα του άκρου πόδα έγινε μέσω της δημιουργίας μίας γεωμετρίας η οποία θα προεκτείνει την επιφάνεια που βρίσκεται γύρω από την ράβδο προς το τμήμα των δακτύλων ενώ θα προσδώσει επιπρόσθετη αντοχή στην περιοχή μέσω της αύξησης του πάχους της κατά 2 mm.

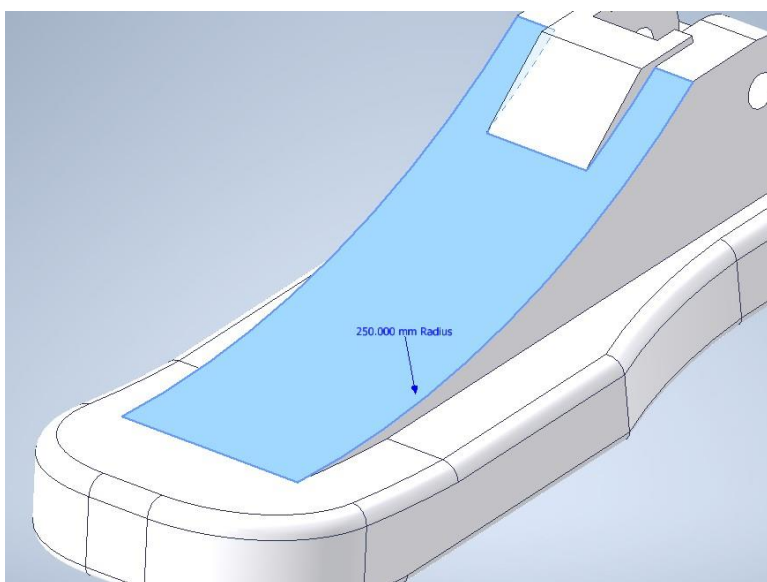


Εικόνα 43: Επιπρόσθετη γεωμετρία για την ενίσχυση της αντοχής στο άκρο πόδα

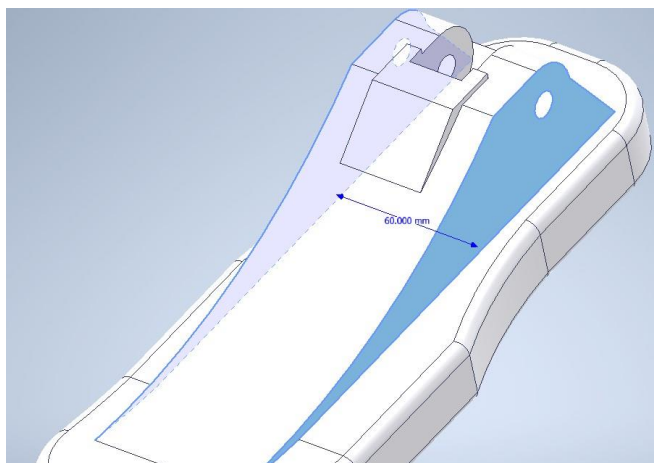


Εικόνα 44: Νέα διάσταση τετραγωνικής διατομής της ράβδου κνήμης

Στην συνέχεια αυξάνεται η καμπύλη επιφάνεια του ραχιαίου τμήματος του άκρου πόδα αφού πρώτα υπερυψωθεί η επιφάνεια της θήκης της άρθρωσης. Το ύψος της επιφάνειας αυξήθηκε κατά 11 mm ενώ η ακτίνα της καμπύλης επιφάνειας αυξήθηκε από R160 mm σε R250 mm. Αυτές οι αλλαγές των διαστάσεων στοχεύουν κυρίως στη μείωση των μετατοπίσεων στο μπροστινό τμήμα του πέλματος όπου και παρουσιάζονται οι μεγαλύτερες τιμές τους σύμφωνα με τις αρχικές αναλύσεις ενώ παράλληλα επιτρέπει την πιο ομοιόμορφη κατανομή των τάσεων καταμήκος του ποδιού με προσθήκη έξτρα υλικού.



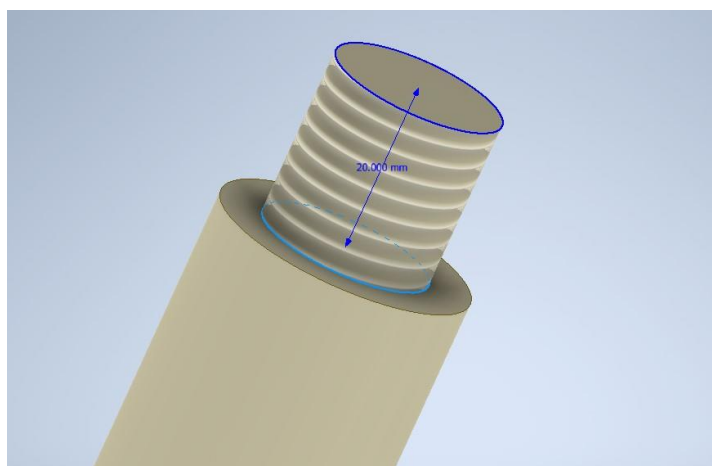
Εικόνα 45: Καμπύλη επιφάνεια του ραχιαίου τμήματος του άκρου πόδα



Εικόνα 46: Πάχος υπερυψωμένου τμήματος του άκρου πόδα

Με την αλλαγή του ύψους της επιφάνειας που εδράζεται η θήκη της άρθρωσης δημιουργείται η ανάγκη για την προσαρμογή κάποιων εξαρτημάτων. Για αρχή μειώνεται το μήκος της ράβδου της κνήμης κατά 11 mm ώστε να τηρηθεί το μήκος του ποδιού που είναι 437 mm. Η αλλαγή αυτή, παράλληλα, αύξησε την πίσω επιφάνεια όπου πραγματοποιείται η σύνδεση με το εξάρτημα της φτέρνας επιφέροντας αλλαγή και στο εξάρτημα αυξάνοντας το ύψος του και την κλίση του.

Τέλος πραγματοποιούνται δύο αλλαγές στα εξαρτήματα της κνήμης και της φτέρνας για την βελτίωση της πρόσδεσης των εξαρτημάτων. Στην ράβδο κνήμης πραγματοποιείται αύξηση του σπειρώματος κατά 5 mm για την σύνδεση με την θήκη του γονάτου επιτρέποντας καλύτερη πάκτωση αναμεσά τους. Στο εξάρτημα φτέρνας γίνεται αλλαγή του υλικού από PET πλαστικού σε αλουμίνιο 6061 για την πιθανότητα εμφάνισης τάσεων και για την αύξηση του χρόνου ζωής λόγω των καταπονήσεων που εφαρμόζονται στην κατασκευή.



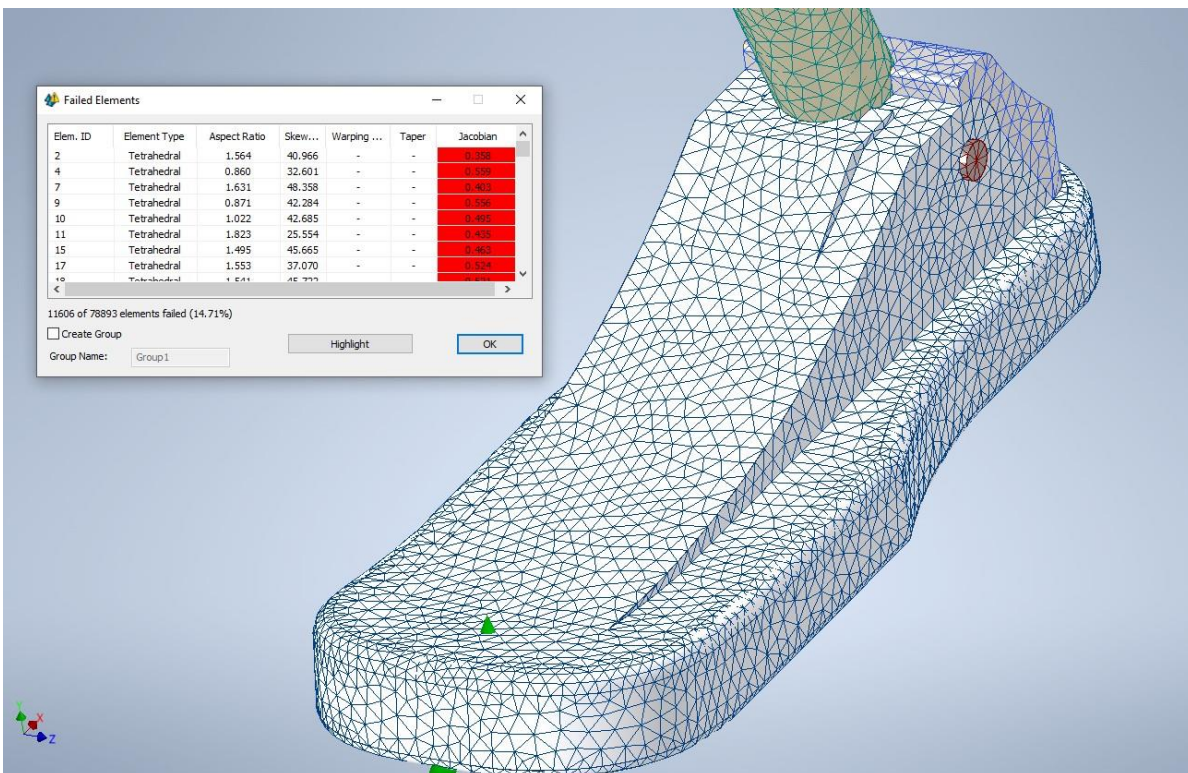
Εικόνα 47: Μήκος σπειρώματος ράβδου κνήμης

5.3 Τελική Στατική Ανάλυση

5.3.1 Μοντελοποίηση Τελικής Στατικής Ανάλυσης

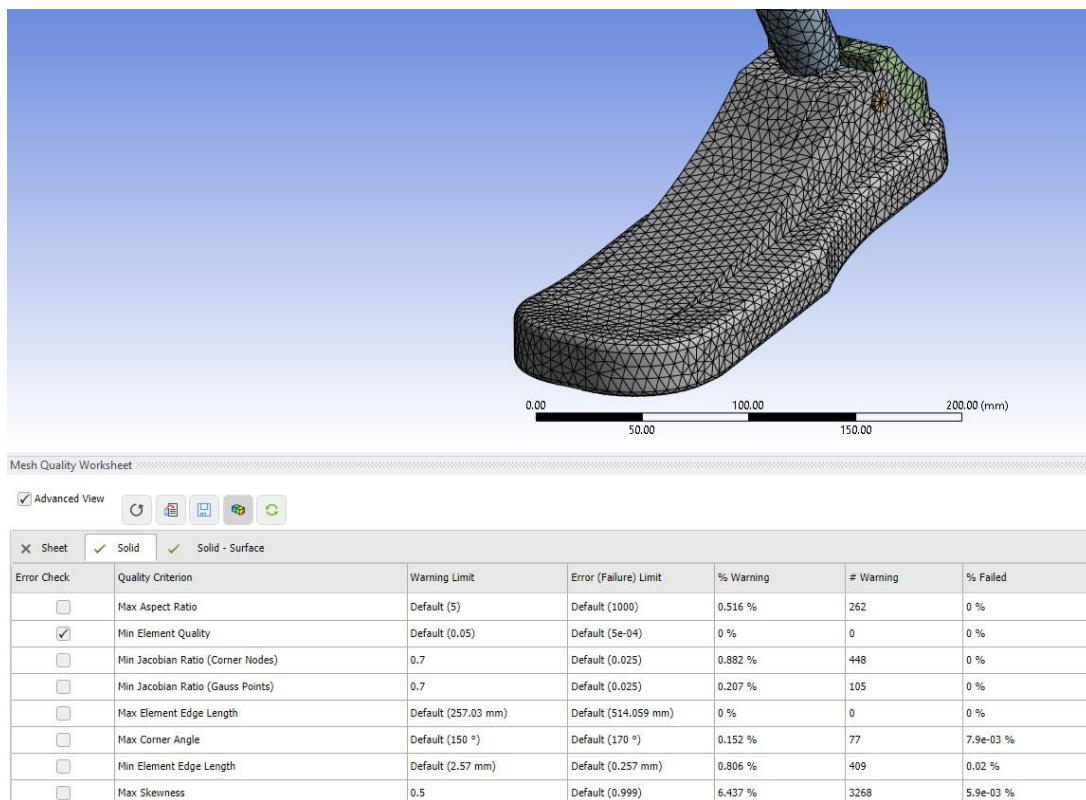
Για την τελική στατική ανάλυση του προσθετικού ποδιού ακολουθείται η ίδια διαδικασία που χρησιμοποιήθηκε στην αρχική στατική ανάλυση. Παρά την αλλαγή του αρχικού σχεδίου αρκετές από τις γεωμετρικές έχουν παραμείνει σταθερές με αποτέλεσμα η εφαρμογή των δυνάμεων και των περιορισμών κινήσεων να παραμείνουν ίδιες με τις αρχικές αναλύσεις. Για τον καθορισμό των επαφών που εμφανίζονται ανάμεσα στα εξαρτήματα γίνεται η προσθήκη των νέων επιφανειών που δημιουργήθηκαν κυρίως στα εξαρτήματα της δοκού της κνήμης και του άκρου πόδα.

Για την πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο Inventor Nastran χρησιμοποιείται παρόμοιος τύπο πλέγματος με το αρχικό του ίδιου προγράμματος. Το πλέγμα αυτό αποτελείται από 79.137 τετρακομβικά στοιχεία μεγέθους 5 mm που απαρτίζονται από 118.565 κόμβους. Οι ρυθμίσεις του πλέγματος παραμένουν ίδιες με του αρχικού πλέγματος με εξαίρεση τον μέγιστο λόγο μεγέθυνσης του μεγέθους των στοιχείων οποίος ρυθμίζεται στην τιμή 1,3. Λόγω του μεγέθους του πλέγματος που επιλέχθηκε δεν είναι απαραίτητη κάποια ρύθμιση για την τοπική αλλαγή του μεγέθους των στοιχείων. Τέλος εφαρμόζεται έλεγχος του πλέγματος βάσει των κριτηρίων που χρησιμοποιήθηκαν στο αρχικό πλέγμα και παρουσιάζεται ότι το 14,49% των στοιχείων δεν τηρούν και τα τρία κριτήρια.



Εικόνα 48: Πλέγματοποίηση και έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του Inventor Nastran

Αντίστοιχα για την πλεγματοποίηση του συναρμολογήματος στο ANSYS χρησιμοποιούνται ομοίως ο ίδιος τύπος πλέγματος με του αρχικού. Το πλέγμα αποτελείται από 50.769 τετρακομβικά στοιχεία μεγέθους 6 mm που απαρτίζονται από 77.366 κόμβους. Εξάιρεση στα μεγέθη των στοιχείων αποτελούν η τετραγωνική διατομή της δοκού κνήμης όπου χρησιμοποιούνται 5 mm και στο πύρο όπου χρησιμοποιούνται 3 mm με τη χρήση τοπικής πύκνωσης των στοιχείων. Για την καλύτερη πλεγματοποίηση του πύρου εφαρμόζεται ελεγχόμενη πλεγματοποίηση για την αύξηση της ποιότητας του πλέγματος. Στην συνέχεια πραγματοποιείται έλεγχος της ποιότητας του πλέγματος χρησιμοποιώντας τα ίδια κριτήρια και παρουσιάζεται ότι το 6,44% των στοιχείων δεν τηρούν τα κριτήρια.



Εικόνα 49: Πλεγματοποίηση και έλεγχος ποιότητας πλέγματος στο περιβάλλον του ANSYS

5.3.2 Ανάλυση κόπωσης

Η ανάλυση κόπωσης μελετάει την αντοχή της κατασκευής σε έναν συγκεκριμένο αριθμό επαναλαμβανόμενων φορτίσεων και αποφορτίσεων σε αντίθεση με την στατική ανάλυση όπου η φόρτιση παραμένει σταθερή. Συνήθως μία διαδοχική φόρτιση και αποφόρτιση ονομάζεται κύκλος φόρτισης αν και μπορεί να καθοριστεί από το πρόγραμμα της ανάλυσης. Μέσω αυτού του τύπου ανάλυσης πραγματοποιείται έλεγχος της κατασκευής σε ένα πιο ρεαλιστικό σενάριο με την φόρτιση να

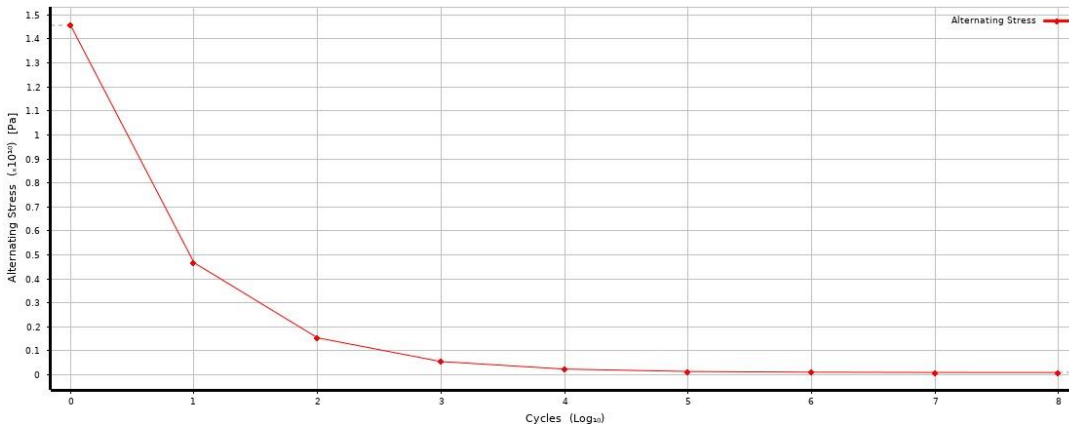
εναλλάσσεται με σταθερό ρυθμό ανάμεσα σε ένα εύρος τιμών. Το πρόγραμμα που θα χρησιμοποιηθεί για αυτή την ανάλυση θα είναι το ANSYS.

Το πρώτο βήμα για την πραγματοποίηση των αναλύσεων είναι ο καθορισμός και η εύρεση των κύκλων φόρτισης. Ως ένας κύκλος φόρτισης θέτεται ο κύκλος διασκελισμού και πιο συγκεκριμένα το στάδιο της στήριξης. Γνωρίζοντας στην συνέχεια ότι ο μέσος αριθμός βημάτων ενός ατόμου με προσθετικό κάτω από το γόνατο είναι κοντά στα 5.100 βήματα την ημέρα, με έναν απλό πολλαπλασιασμό μπορεί να βρεθεί ο αριθμός των κύκλων φορτίσεων που πραγματοποιούνται μέσα σε έναν χρόνο. Βάσει αυτών των πράξεων προκύπτουν οι εξής τιμές :

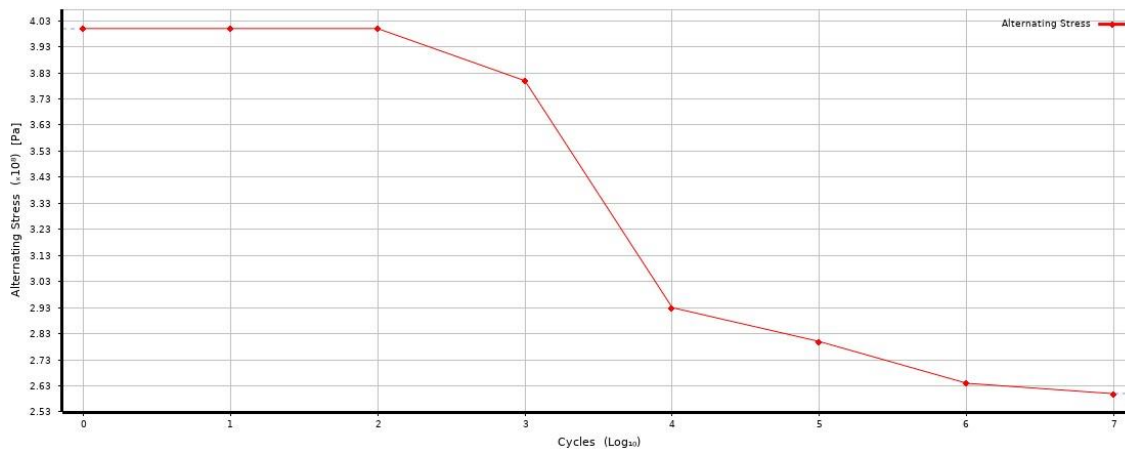
Χρονικό διάστημα	Αριθμός Κύκλων Φορτίσεων
1 χρόνος	1.861.500
2 χρόνια	3.723.000
3 χρόνια	5.584.500

Πίνακας 4: Μετατροπή χρόνου σε αριθμό φορτίσεων

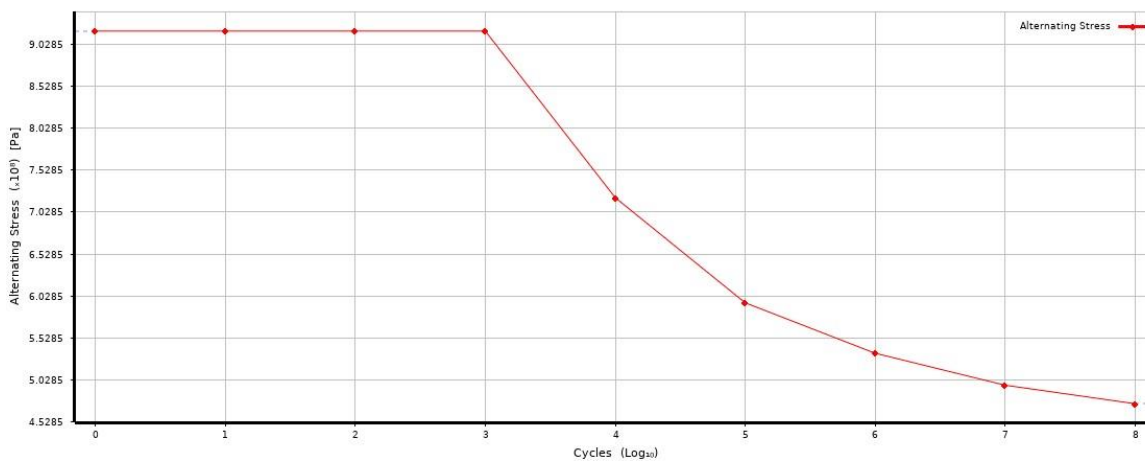
Στην συνέχεια για την πραγματοποίηση των αναλύσεων είναι απαραίτητο τα υλικά που έχουν χρησιμοποιηθεί από την βιβλιοθήκη του ANSYS να διαθέτουν στις ιδιότητές τους ένα διάγραμμα καμπυλών S-N. Οι καμπύλες αυτές προσδιορίζουν την αντοχή του υλικού σε MPa βάσει των κύκλων φορτίσεων που έχει δεχτεί το υλικό. Ελέγχοντας τις ιδιότητες των τριών υλικών που έχουν επιλεγεί για την κατασκευή μέσα στην βιβλιοθήκη του ANSYS παρατηρείται ότι απουσιάζουν τα διαγράμματα S-N. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος πραγματοποιείται αναζήτηση στο διαδίκτυο για την εύρεση των διαγραμμάτων. Αφού ολοκληρωθεί η αναζήτηση των πηγών, συγκεντρώνονται τα στοιχεία από τις πληροφορίες και ταξινομούνται σε πίνακες με την χρήση του προγράμματος Microsoft Excel. Τέλος μέσα από τις επιλογές που δίνεται από το πρόγραμμα του ANSYS δημιουργείται ένα διπλότυπο των τριών υλικών και γίνεται η εισαγωγή των διαγραμμάτων S-N βάσει των στοιχείων του φύλλου του Excel. [28] [29] [30]



Διάγραμμα 1: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας αλουμινίου 6061



Διάγραμμα 2: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας ανοξειδωτου χάλυβα 316

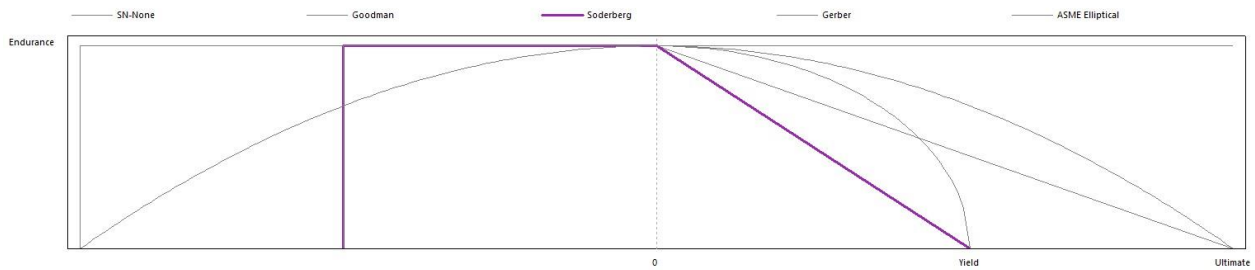


Διάγραμμα 3: Τάσεων – κύκλων λειτουργίας κράματος τιτανίου Ti-6Al-4V

Στην ανάλυση κόπωσης του ANSYS δίνεται η επιλογή στον χρήστη να προσθέσει έναν διορθωτικό παράγοντα. Συνήθως τα δεδομένα των καμπυλών S-N προέρχονται από πειράματα κύκλου φόρτισης που έχουν διεξαχθεί στο υλικό. Παρόλα αυτά η πραγματική συμπεριφορά του υλικού στους κύκλους φόρτισης διαφέρει λόγω της φύσης των φορτίσεων που ασκούνται καθώς γίνεται η εμφάνιση ρωγμών στην εσωτερική δομή του. Με την εισαγωγή του κατάλληλου διορθωτικού παράγοντα ισοσταθμίζεται αυτή η αβεβαιότητα της μείωσης τη αντοχής του υλικού.

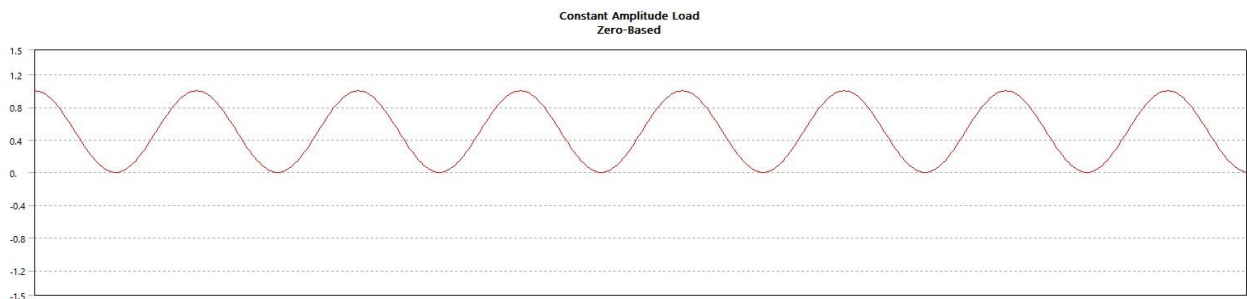
Για το διορθωτικό παράγοντα επιλέγεται αυτός του Soderberg ως ο πιο κατάλληλος καθώς αποτελεί έναν από τους πιο αυστηρούς. Μέσω αυτού του διορθωτικού παράγοντα η αντοχή του υλικού παραμένει σταθερή μέχρι έναν συγκεκριμένο αριθμό κύκλων φόρτισης όπου και στην συνέχεια μειώνεται γραμμικά με την αύξηση τους μέχρι το όριο διαρροής του υλικού. Με αυτόν τον τρόπο διασφαλίζεται ότι

το υλικό δεν θα εισέρθει στην πλαστική περιοχή του δημιουργώντας μόνιμες παραμορφώσεις στην μορφή της κατασκευής.



Διάγραμμα 4: Διορθωτικός παράγοντας Soderberg αντοχής του υλικού σε κόπωση

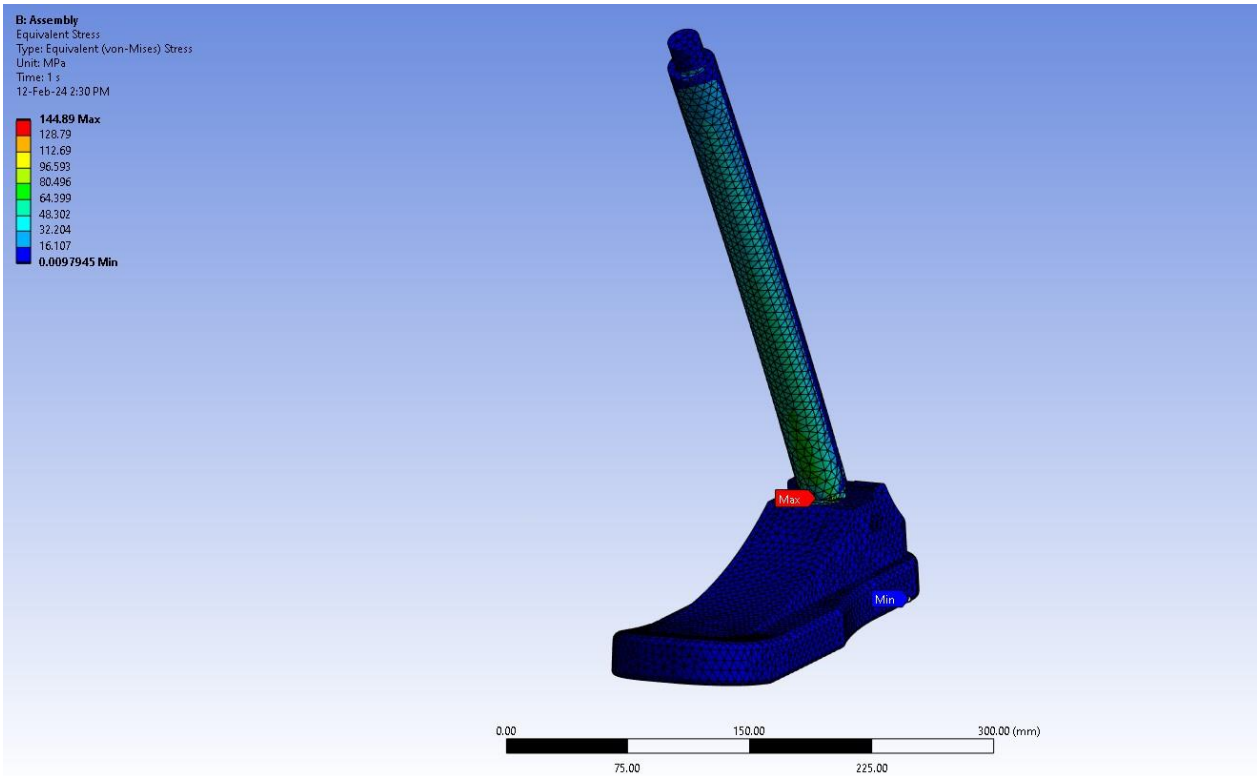
Η μορφή των δυνάμεων για την πραγματοποίηση της ανάλυσης επιλέγεται να είναι ημιτονοειδής. Τα όρια των τιμών που επιλέγονται για τη δύναμη είναι το μηδέν, καθώς και η μέγιστη τιμή της. Αυτό το μοντέλο περιγράφει σε αρκετά ικανοποιητικό βαθμό την δύναμη F_y αλλά όχι τις δυνάμεις F_x και F_z των οποίων οι κατευθύνσεις αλλάζουν κατά το κύκλο του διασκελισμού. Παρόλα αυτά η δύναμη F_y αναλογικά είναι σχεδόν 9 φορές μεγαλύτερη των υπόλοιπων δυνάμεων τεκμηριώνοντας έτσι την επιλογή των ακραίων τιμών.



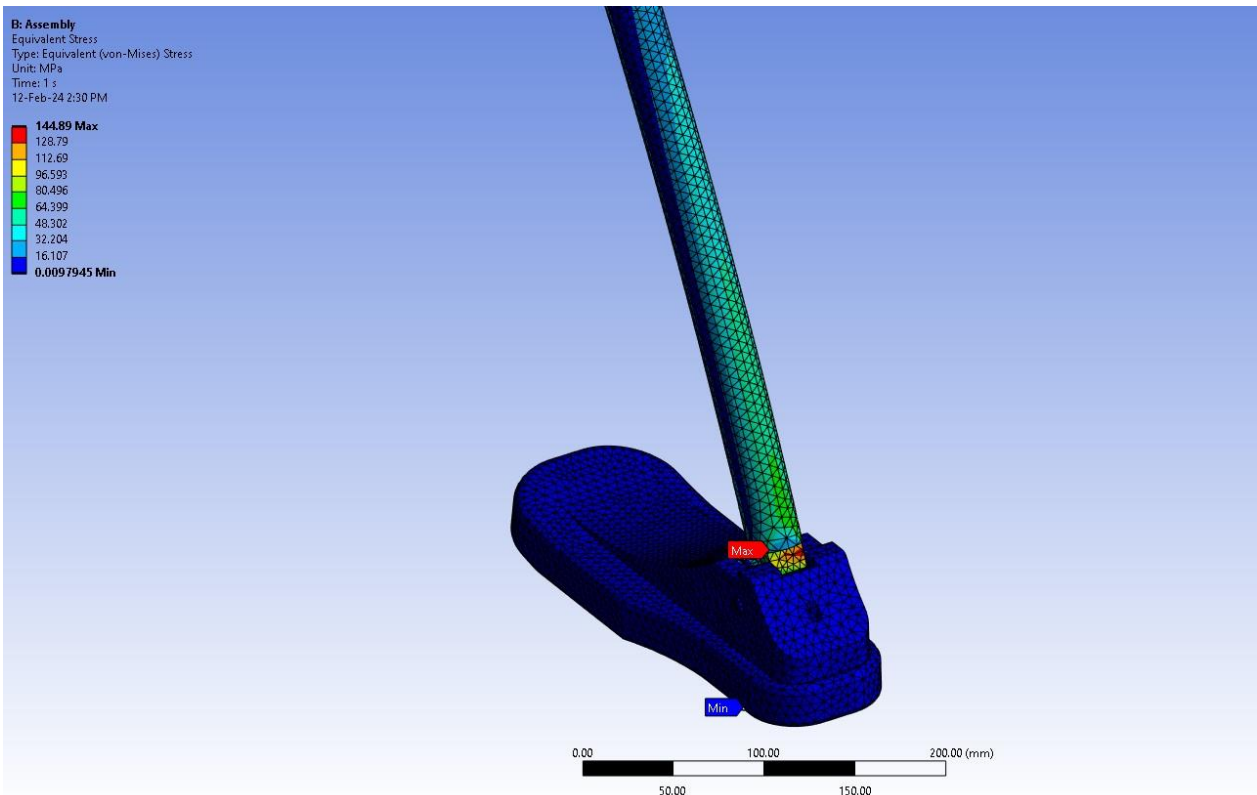
Διάγραμμα 5: Ημιτονοειδής κατανομή δυνάμεων στο προσθετικό πόδι

5.3.3 Αποτελέσματα τελικής στατικής ανάλυσης και κόπωσης

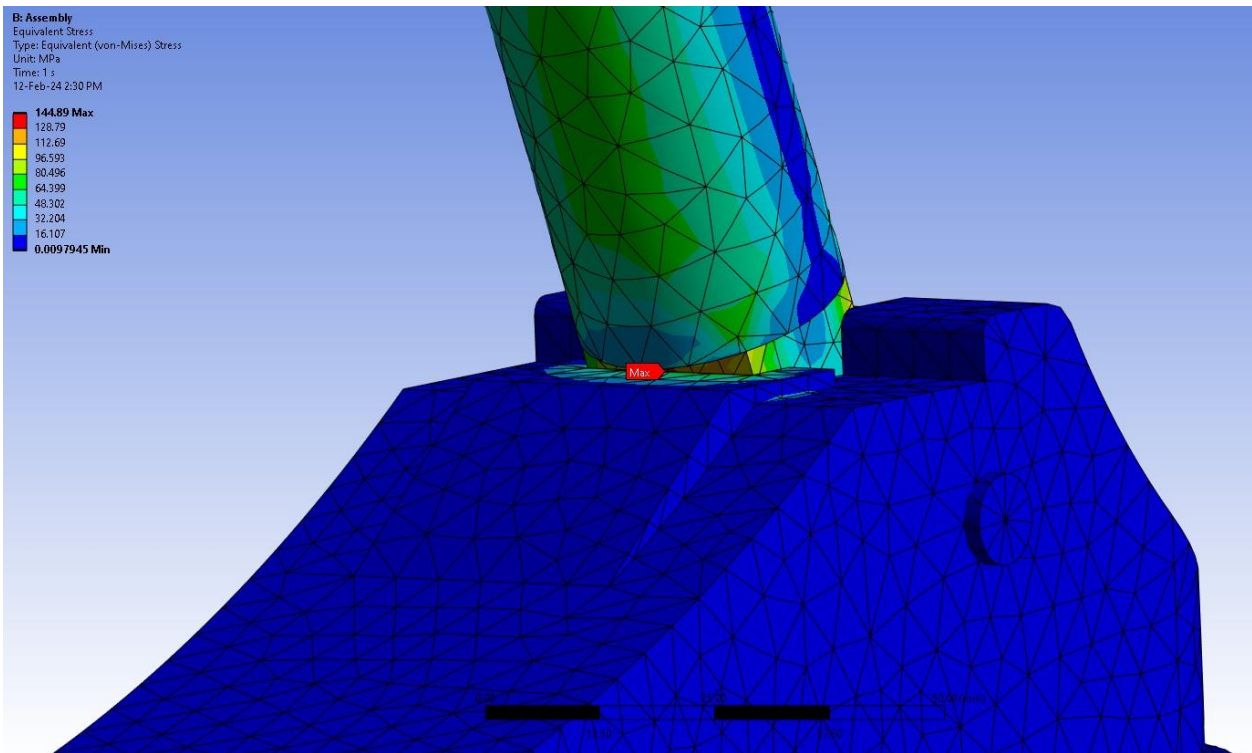
Τα αποτελέσματα για την τελική στατική ανάλυση του προσθετικού ποδιού εξήχθησαν στα προγράμματα του ANSYS και του Inventor Nastran ενώ για την ανάλυση κόπωσης εξήχθησαν μόνο στο ANSYS. Τα αποτελέσματα που θα παρουσιαστούν είναι οι τάσεις βάσει του κριτηρίου Von Mises, οι μετατοπίσεις λόγω των φορτίσεων καθώς και οι συντελεστές ασφαλείας για την στατική ανάλυση και για την κόπωση των εξαρτημάτων μέσα σε χρονικό διάστημα ενός, δύο και τριών χρόνων.



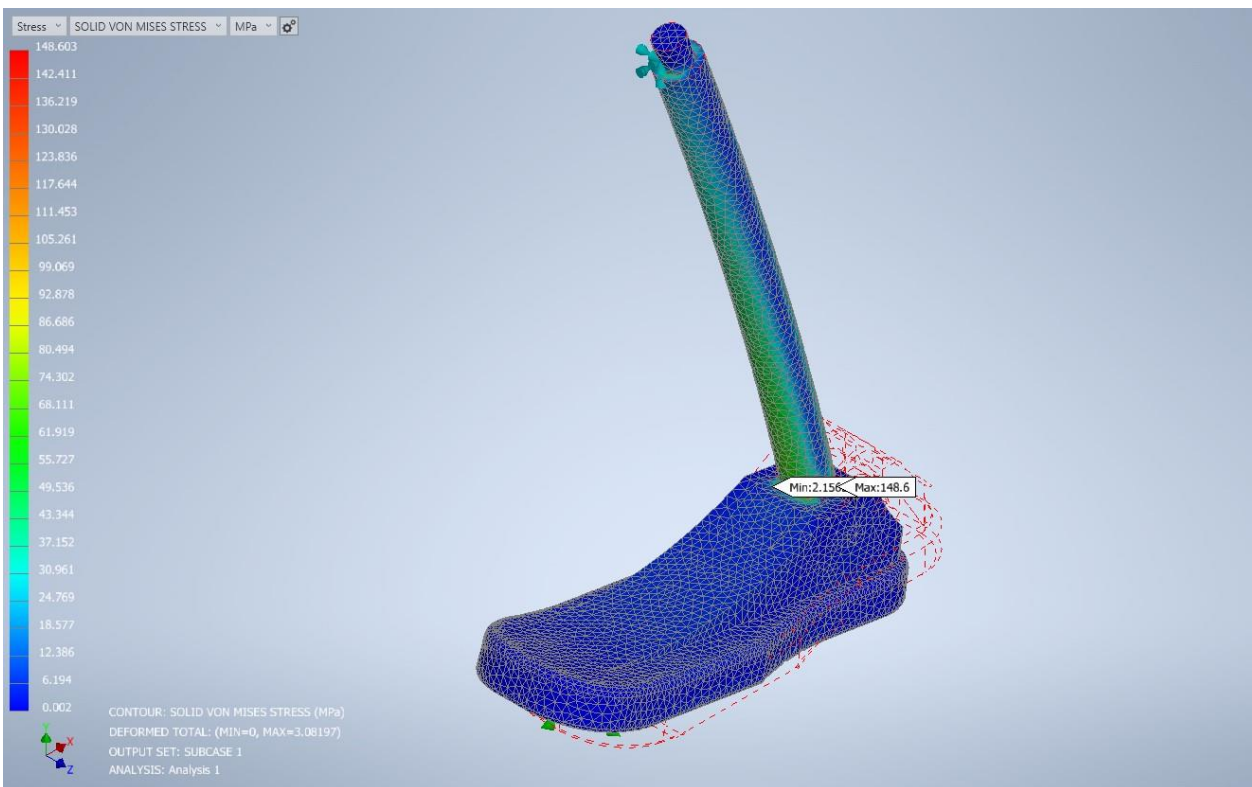
Εικόνα 50: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



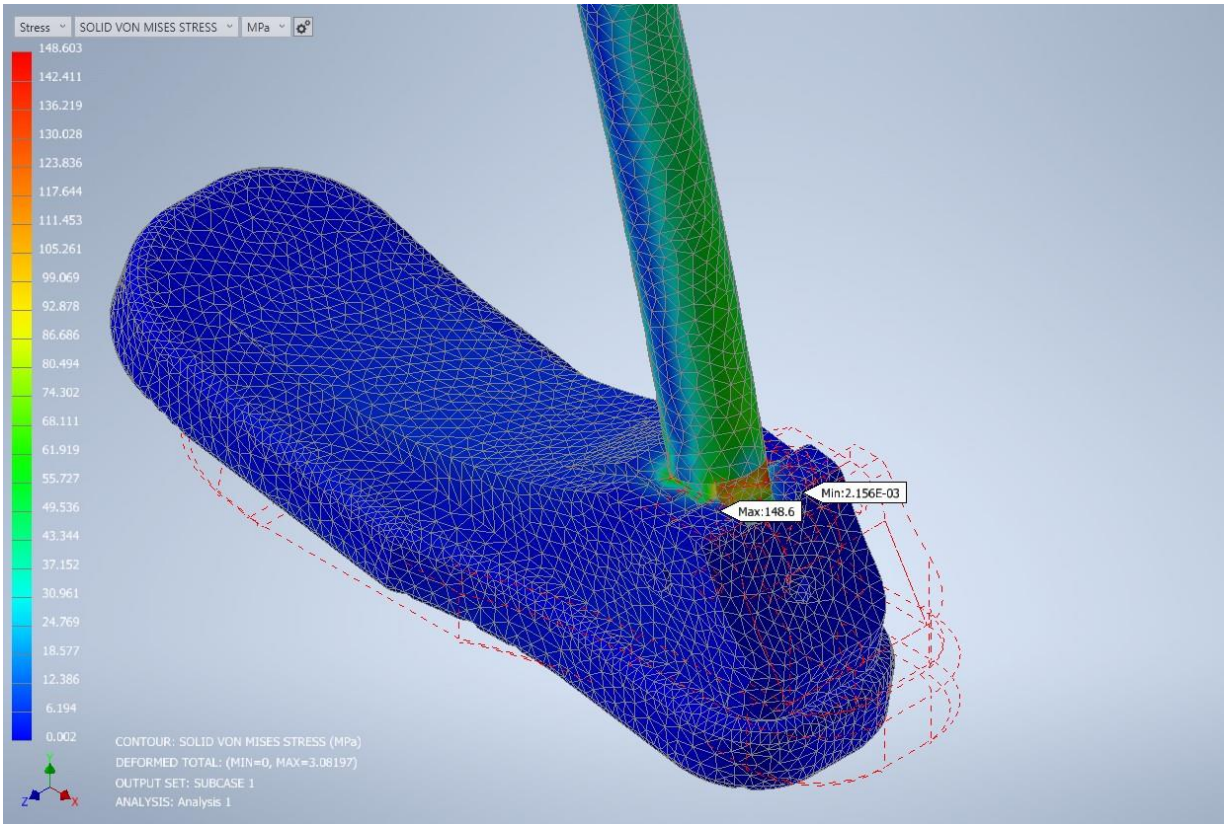
Εικόνα 51: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



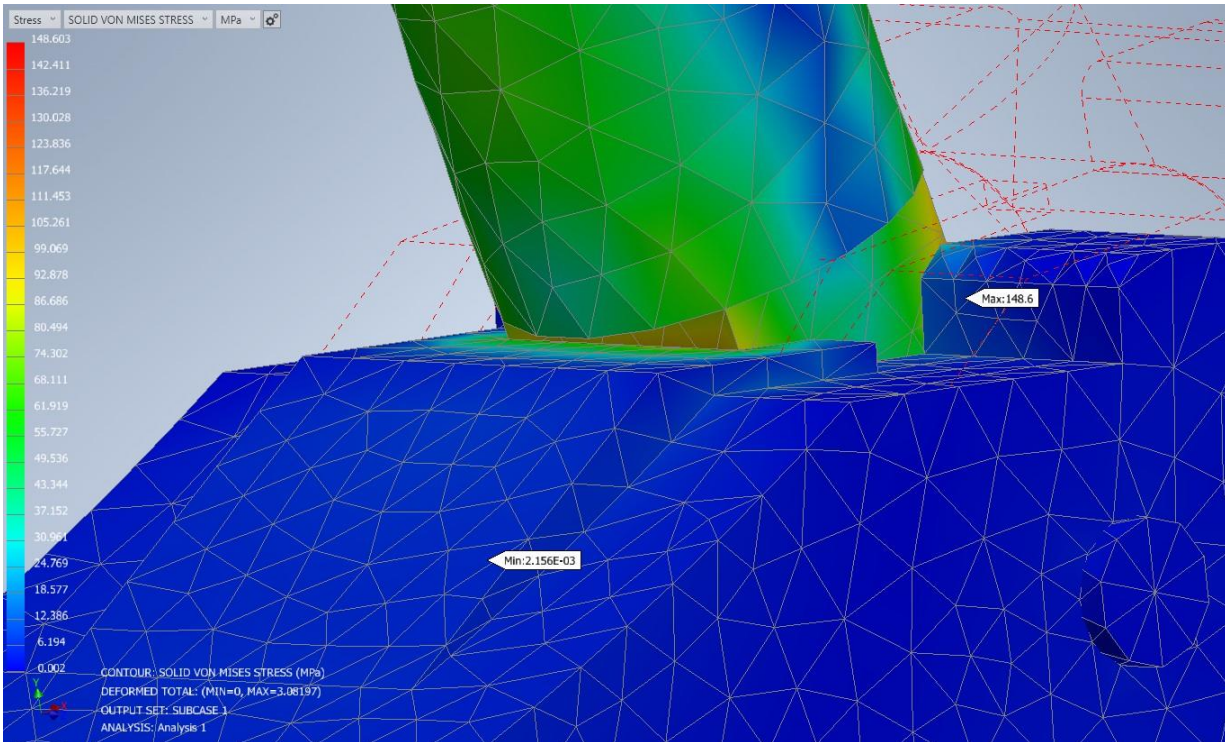
Εικόνα 52: Αποτελέσματα τάσεων στην ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



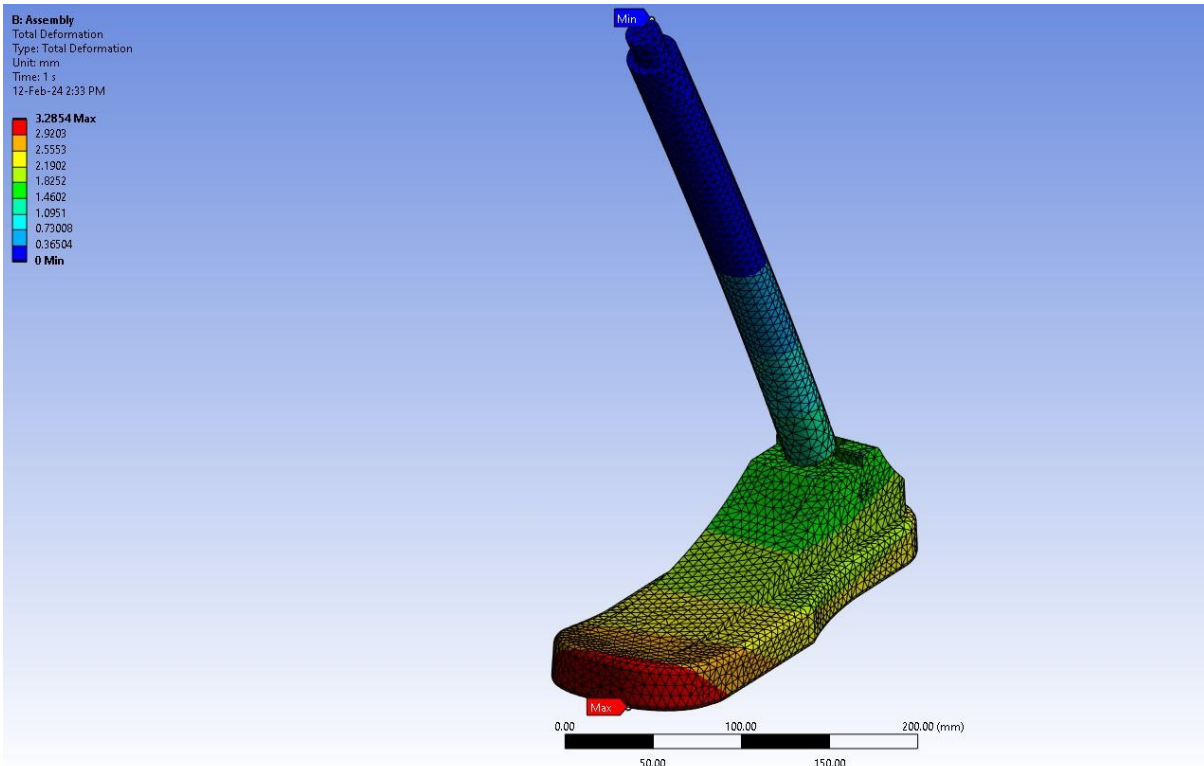
Εικόνα 53: Αποτελέσματα τάσεων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



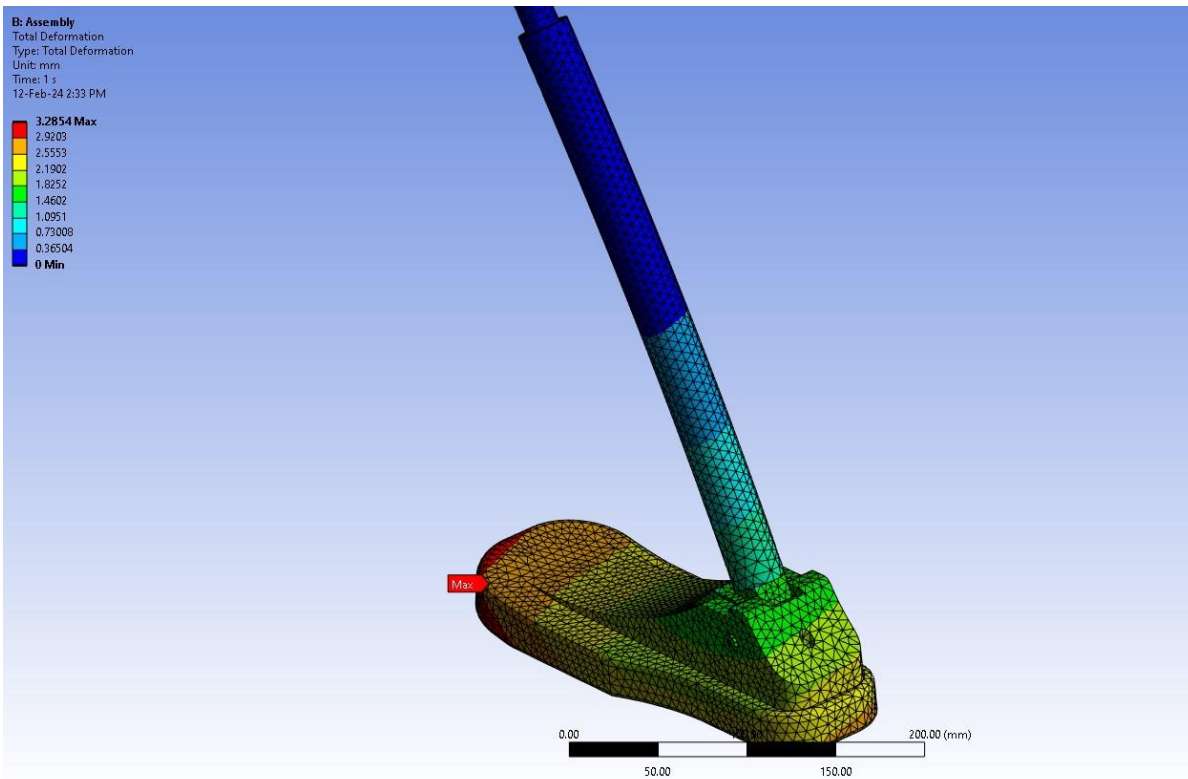
Εικόνα 54: Αποτελέσματα τάσεων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



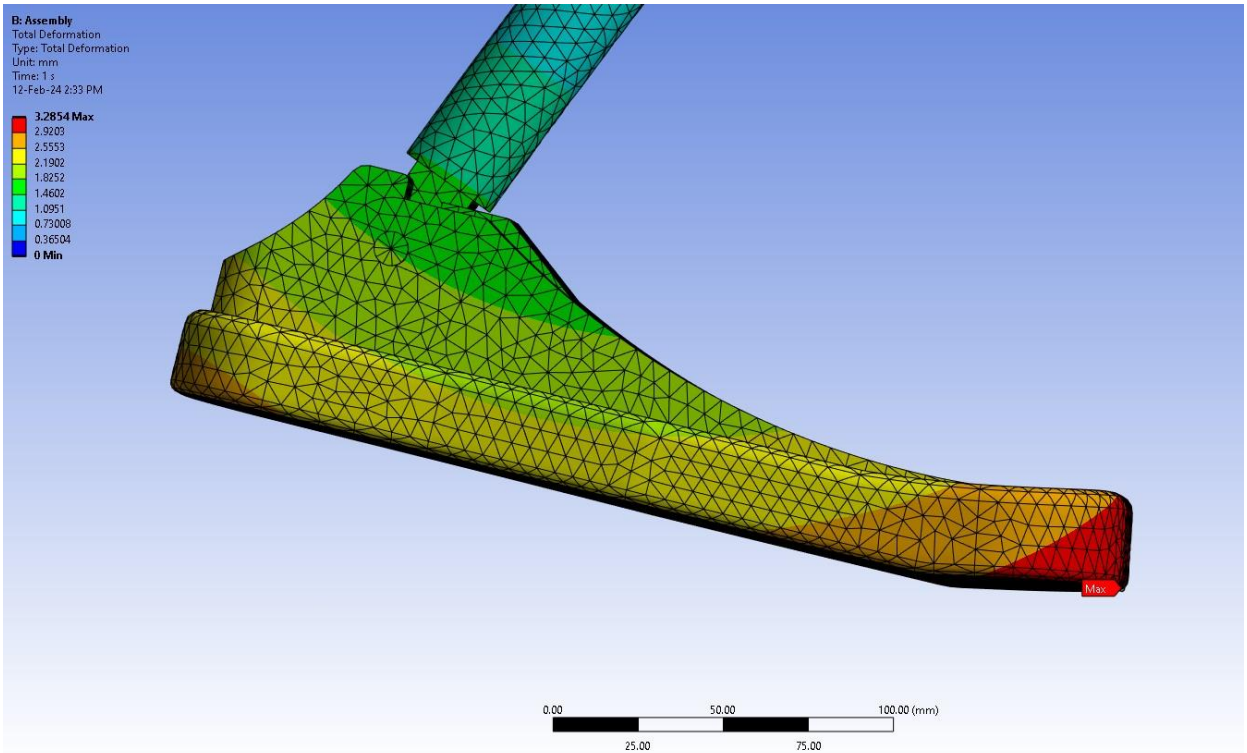
Εικόνα 55: Αποτελέσματα τάσεων στη ποδοκνημική άρθρωση του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



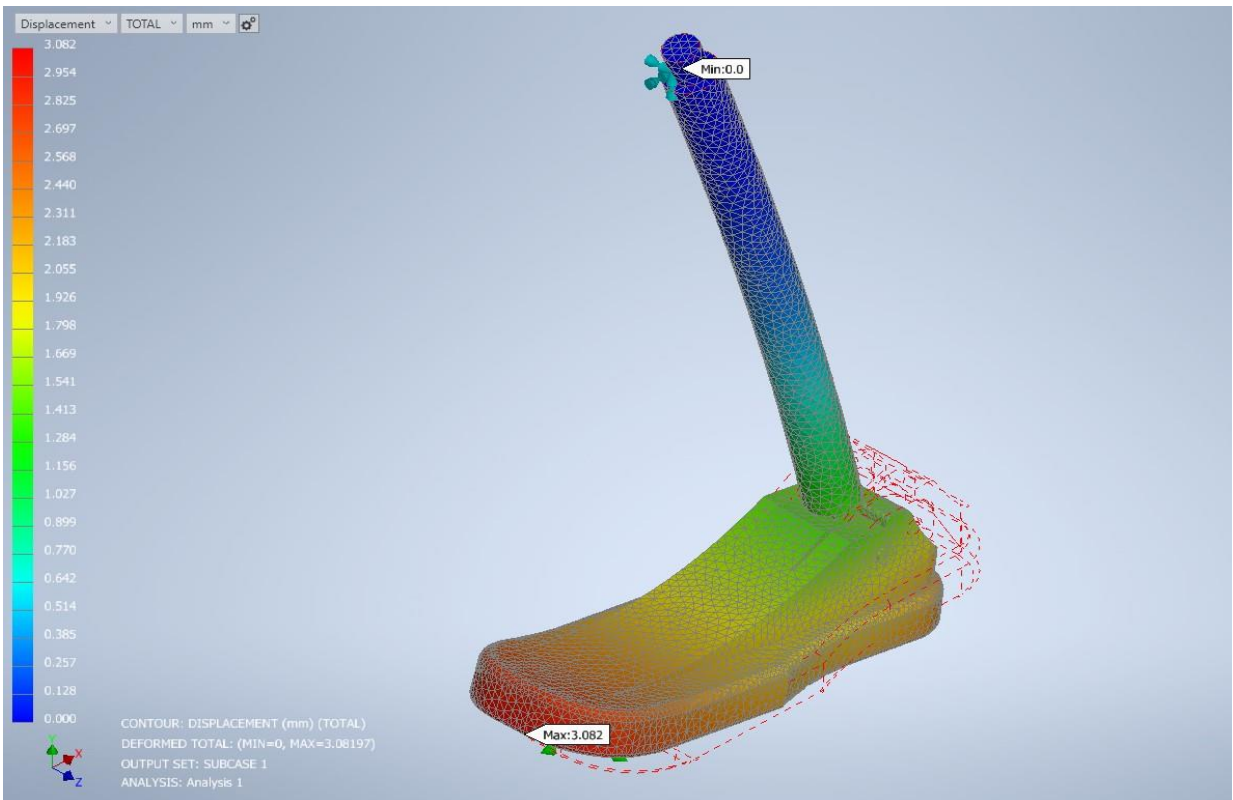
Εικόνα 56: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



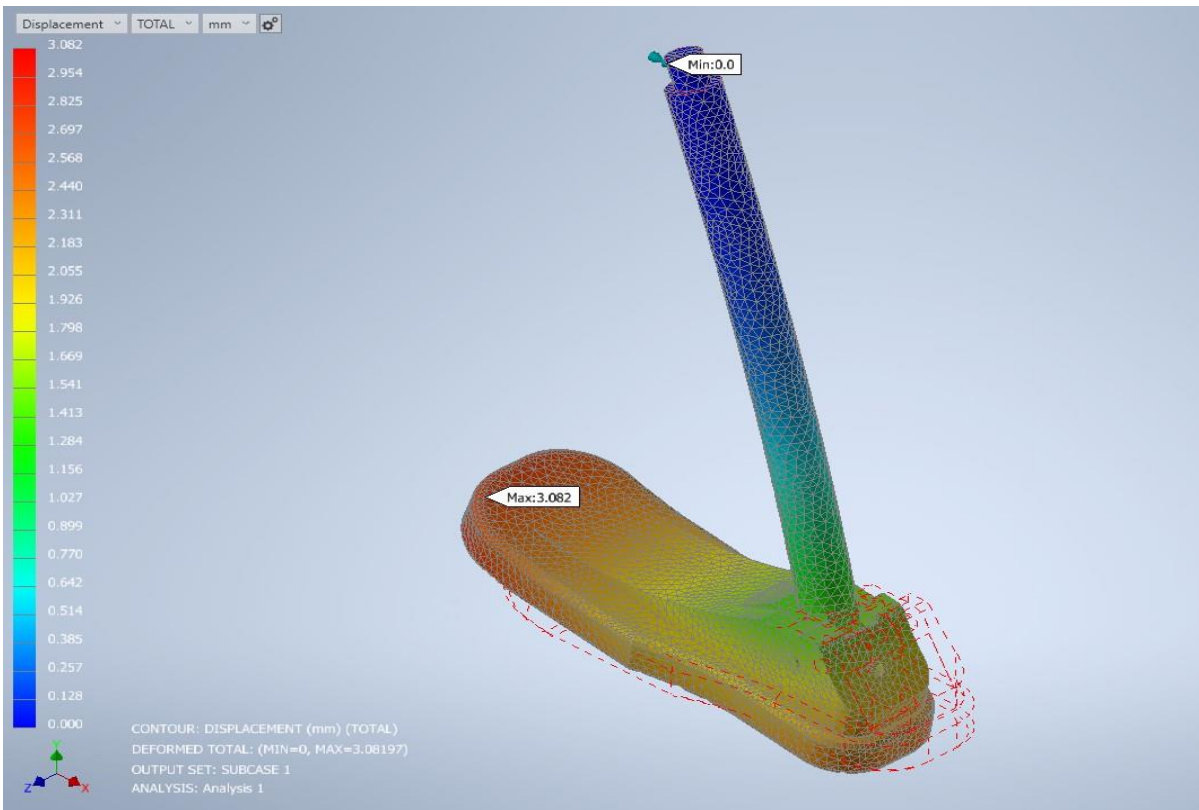
Εικόνα 57: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



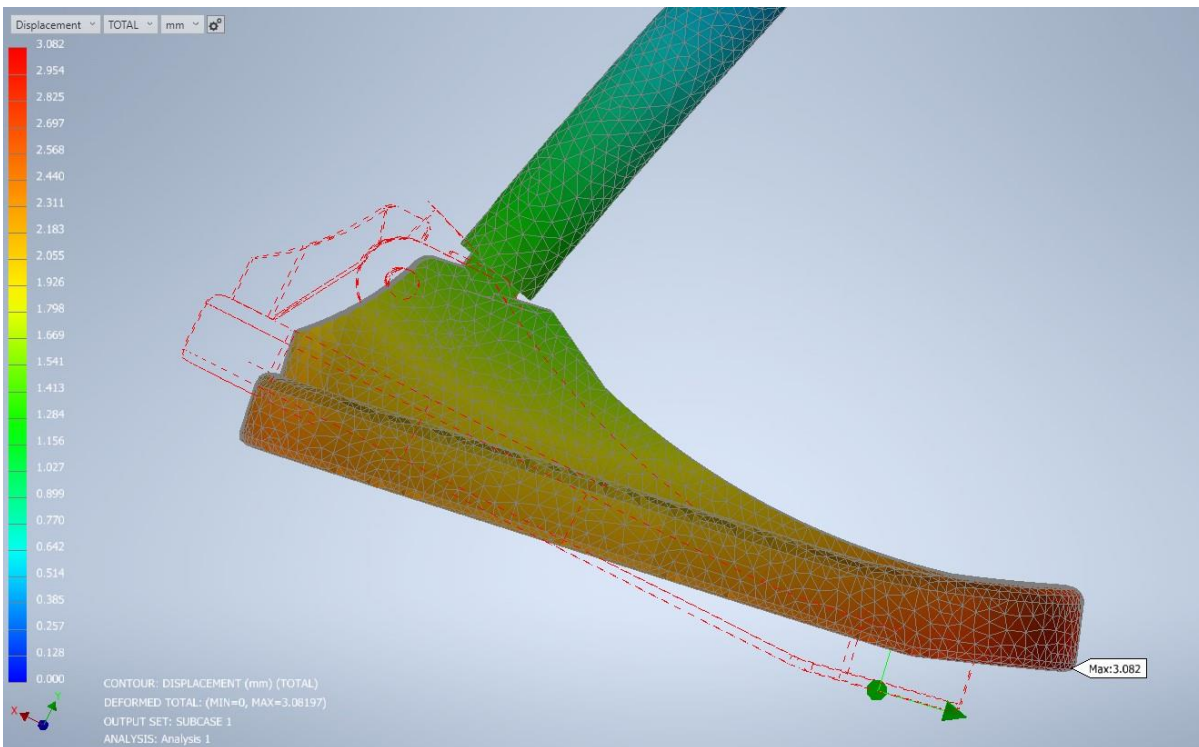
Εικόνα 58: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πλάγια όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον ANSYS



Εικόνα 59: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



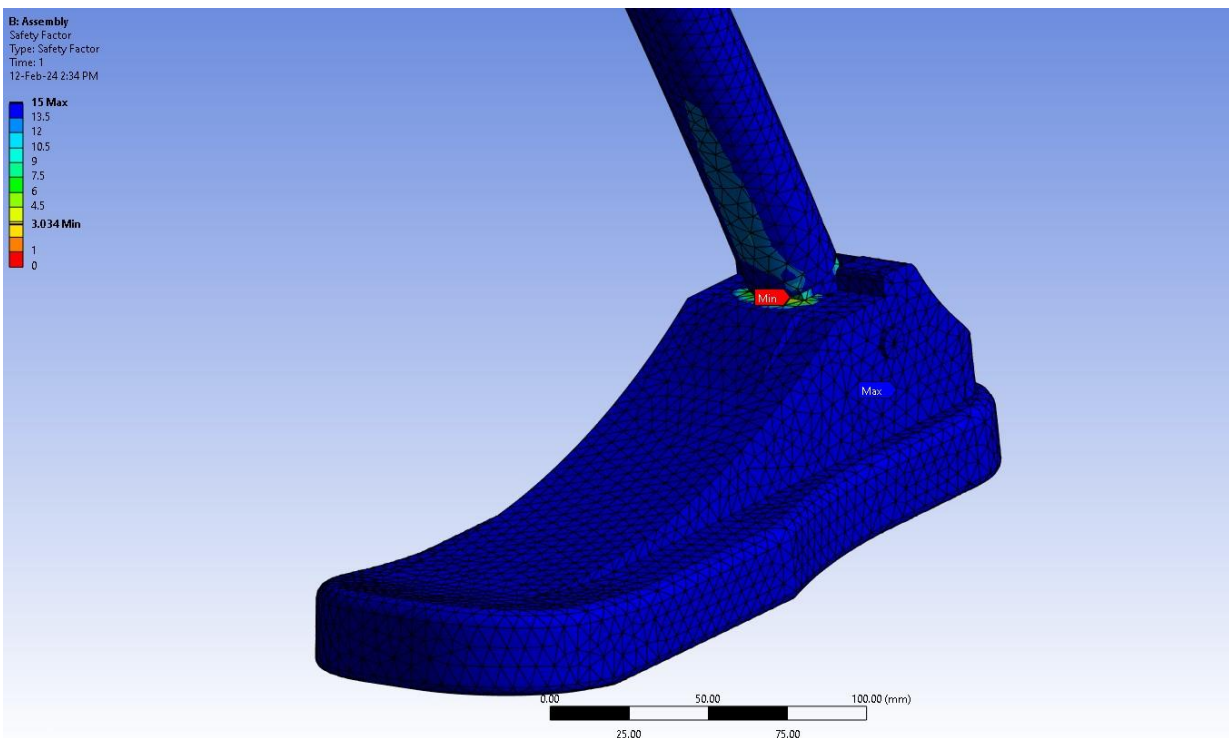
Εικόνα 60: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran



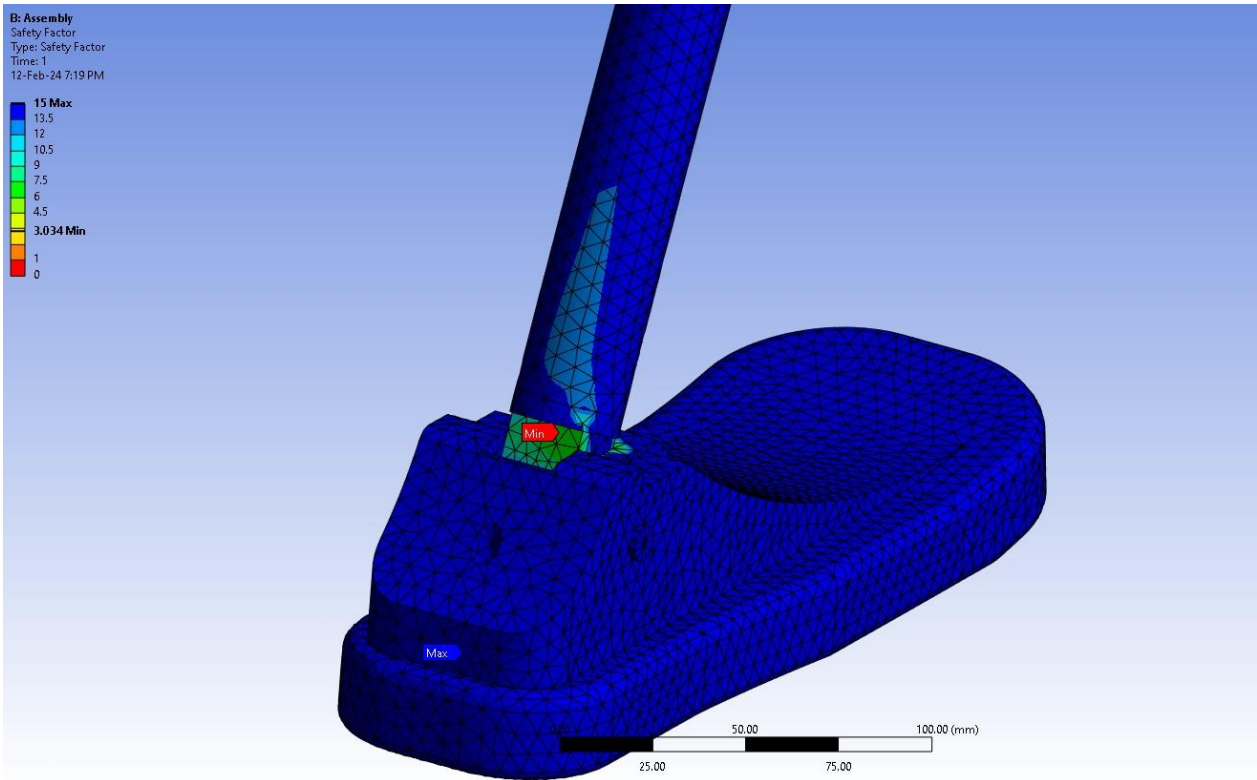
Εικόνα 61: Αποτελέσματα μετατοπίσεων στοιχείων στη πλάγια όψη του προσθετικού ποδιού στο περιβάλλον Inventor Nastran

Παρατηρείται ότι τα αποτελέσματα των δύο αναλύσεων στον τομέα των τάσεων Von Mises και των μετατοπίσεων παρουσιάζουν παραπλήσιες τιμές. Πιο αναλυτικά οι διαφορές των δύο προγραμμάτων στις τιμές των μέγιστων τάσεων ανέρχονται κοντά στα 3,7 MPa ενώ στις μέγιστες τιμές των μετατοπίσεων ανέρχονται κοντά στα 0,2 mm. Παράλληλα μέσω των αλλαγών που εφαρμόστηκαν στην κατασκευή παρατηρείται μία σημαντική μείωση και στους δύο τομείς. Η μείωση που παρατηρείται για την μέγιστη τιμή των τάσεων είναι 43,93 % στο ANSYS και 41,36 % στο Inventor Nastran. Αντίστοιχα η μείωση των μέγιστων τιμών των μετατοπίσεων στο ANSYS είναι 5,25 % και στο Inventor Nastran είναι 6,12 %.

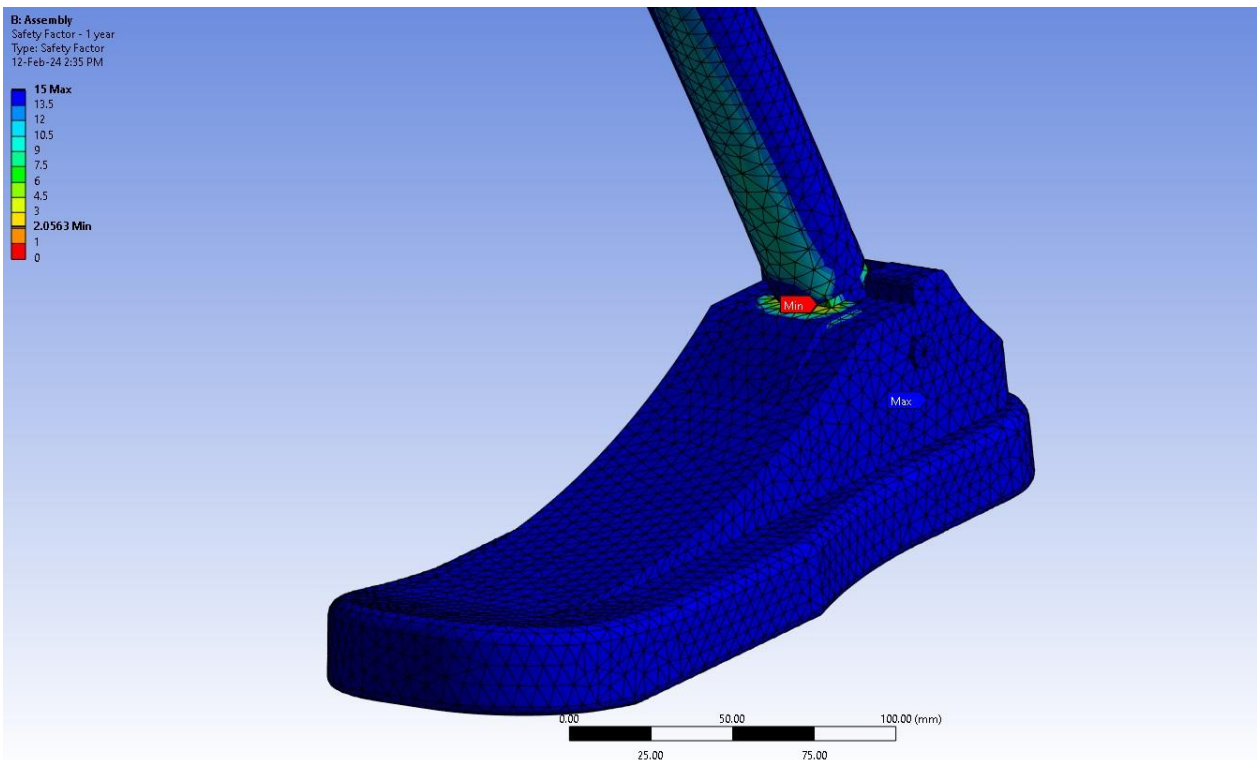
Οι περιοχές εμφάνισης των τάσεων έχουν παραμείνει σχετικά ίδιες με την αρχική στατική ανάλυση. Οι τάσεις που αναπτύσσονται μέσα στη κατασκευή εστιάζουν κυρίως στο τμήμα της άρθρωσης με τις μεγαλύτερες τιμές να εμφανίζονται στο τμήμα της τετραγωνικής διατομής της ράβδου της κνήμης. Σε αυτό το τμήμα παρατηρείται ότι είναι πιο ομοιόμορφα κατανομημένες σε σχέση με την αρχική στατική ανάλυση ενώ η μέγιστη τιμή εμφανίζεται στο πίσω τμήμα της τετραγωνικής διατομής και πιο συγκεκριμένα στο πίσω δεξιά κομμάτι. Μία πιθανή εξήγηση για την εμφάνιση της στο συγκεκριμένο τμήμα και όχι σε όλη την πίσω επιφάνεια είναι λόγω της αλλαγής του πλάτους του πέλματος στην αριστερή πλευρά καταπονώντας τον άκρο πόδα σε στρέψη. Τέλος η τάση αναπτύσσεται προς τα πάνω και καταμήκος της ράβδου στη μπροστινή και στη πίσω επιφάνεια εξασθενώντας όσο φτάνει στο σημείο στήριξης με σπείρωμα.



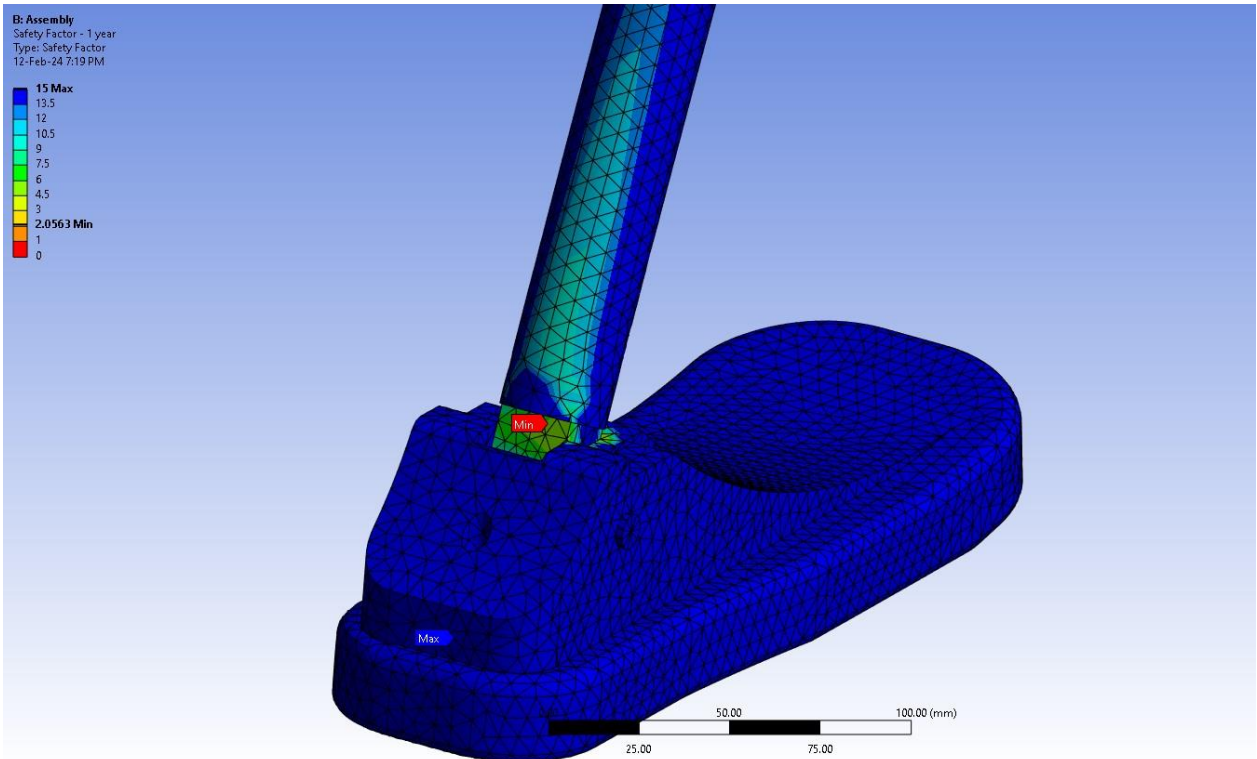
Εικόνα 62: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στατικής ανάλυσης στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού



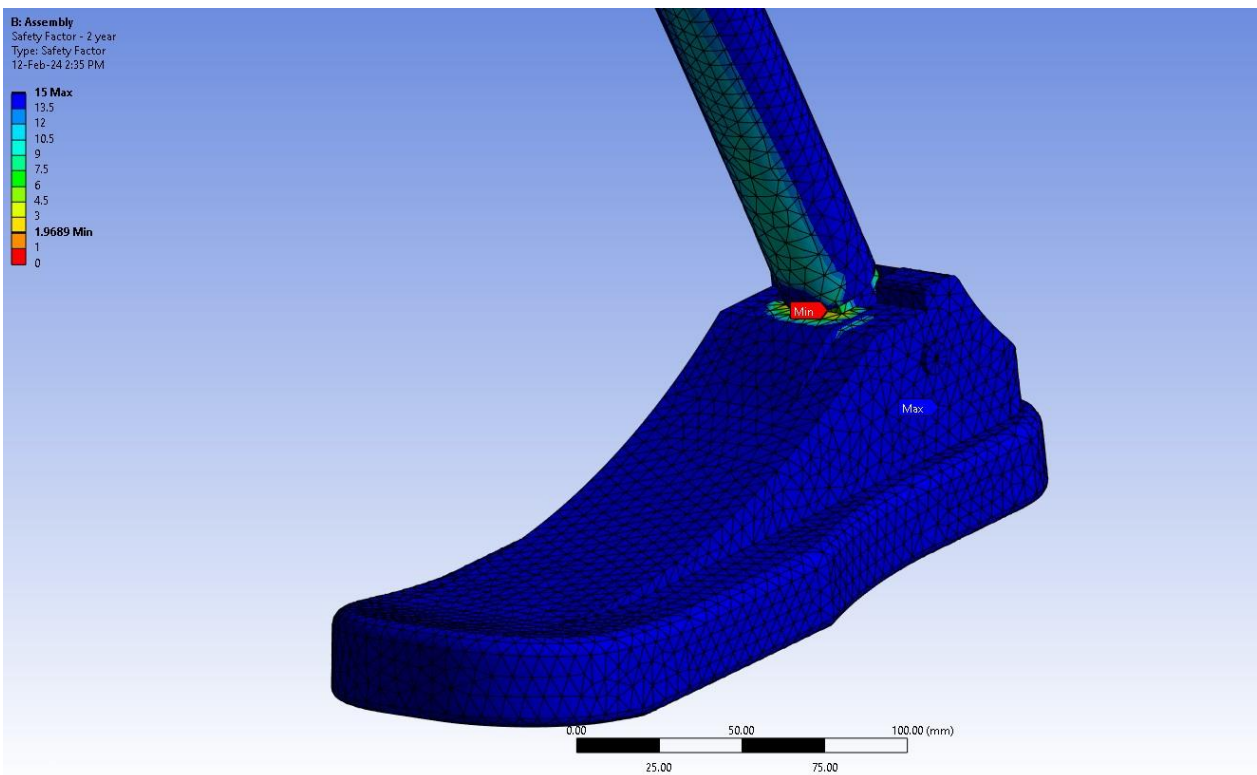
Εικόνα 63: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας στατικής ανάλυσης στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού



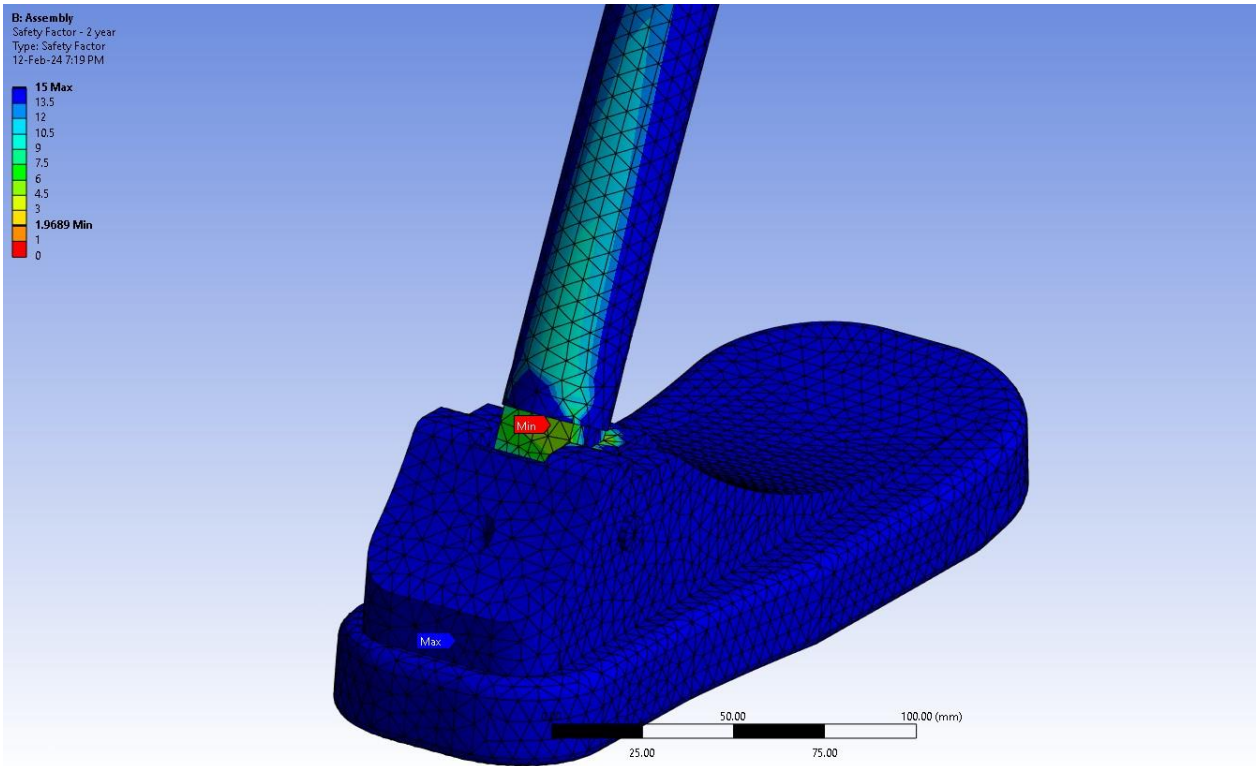
Εικόνα 64: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 1 χρόνο στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού



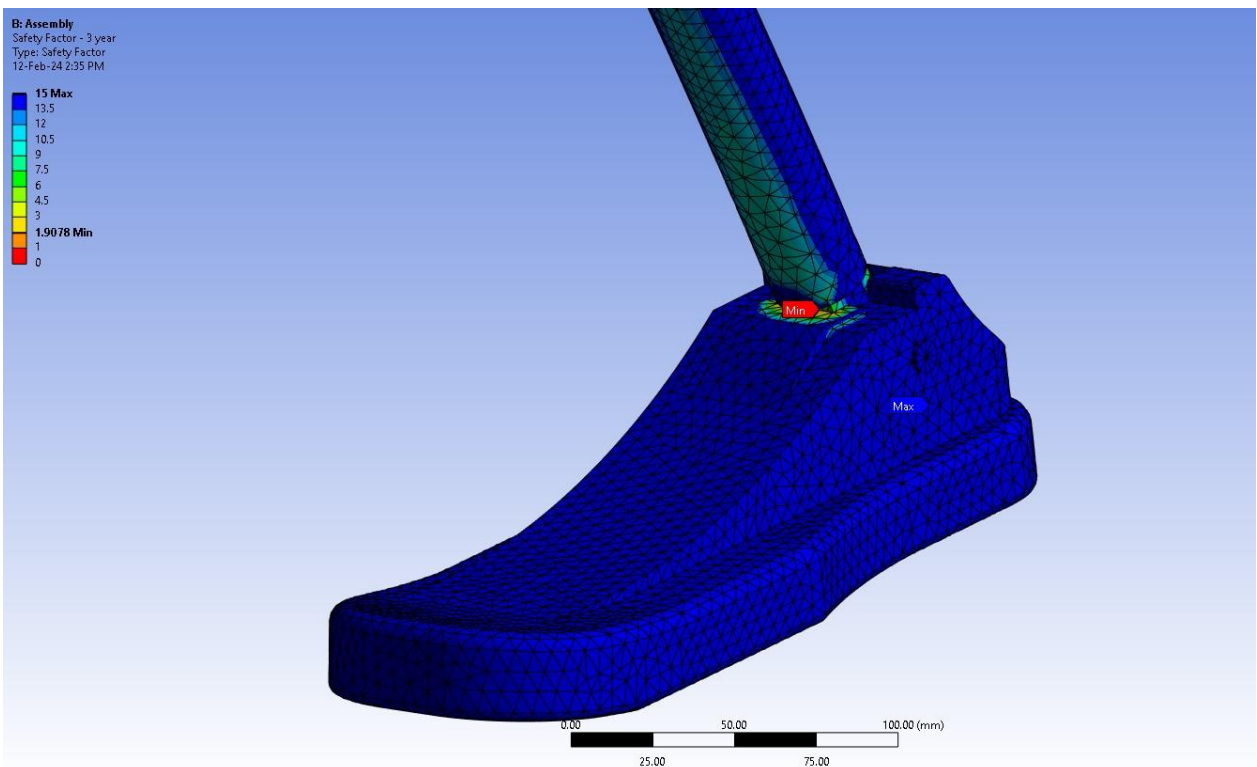
Εικόνα 65: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 1 χρόνο στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού



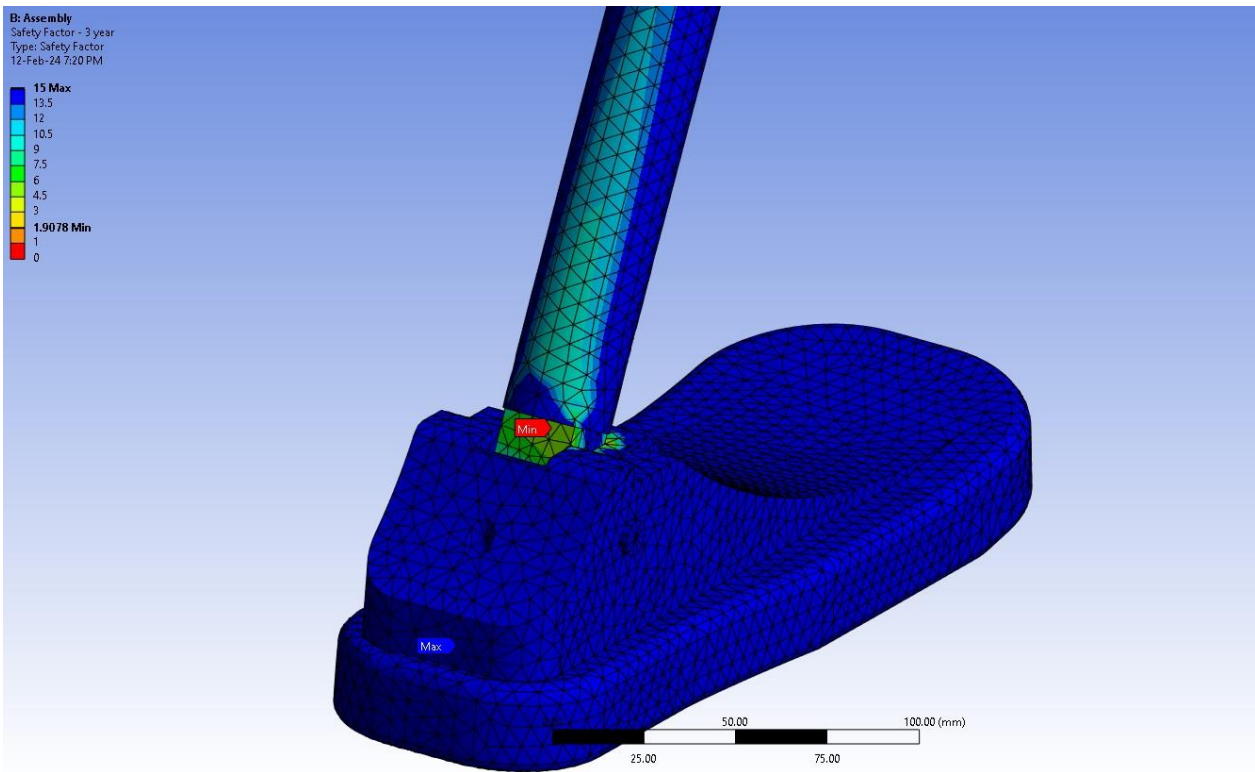
Εικόνα 66: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 2 χρόνια στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού



Εικόνα 67: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κόπωσης για 2 χρόνια στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού



Εικόνα 68: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κόπωσης για 3 χρόνια στην μπροστινή όψη του προσθετικού ποδιού



Εικόνα 69: Αποτελέσματα συντελεστή ασφαλείας ανάλυσης κοπώσεως για 3 χρόνια στη πίσω όψη του προσθετικού ποδιού

Οι τιμές του συντελεστή ασφαλείας που παρουσιάζεται στη στατική ανάλυση του προσθετικού ποδιού είναι εντός του ορίου που έχει οριστεί από το τρίτο κεφάλαιο με την ελάχιστη τιμή να είναι το 3. Μέσα στον ένα χρόνο χρήσης του προσθετικού ο συντελεστής ασφαλείας πέφτει κοντά στο 2 το οποίο είναι το κατώτατο όριο του. Στο δεύτερο και τρίτο χρόνο λειτουργίας του, ο συντελεστής πέφτει κάτω του ορίου με την ελάχιστη τιμή του να παρουσιάζεται στο τρίτο έτος με την τιμή 1,9. Από το τρίτο κεφάλαιο ο ελάχιστος χρόνος ζωής της κατασκευής είχε τεθεί στον ένα χρόνο στον οποίο τηρείται και το ελάχιστο όριο του συντελεστή ασφαλείας. Παρόλα αυτά το πόδι μπορεί να παραμείνει λειτουργικό και μετά το πρώτο έτος λειτουργίας του καθώς η μείωση του συντελεστή ασφαλείας δεν είναι σημαντική.

Βάσει των παραπάνω εικόνων παρατηρείται η πτώση του συντελεστή ασφαλείας στη κατασκευή. Οι περιοχές στις οποίες παρουσιάζονται οι χαμηλές τιμές στην στατική ανάλυση «εξαπλώνονται» κατά μήκος της ράβδου κνήμης με την αύξηση των κύκλων φόρτισης σύμφωνα με την ανάλυση κοπώσεως. Η διεύρυνση αυτών των περιοχών ακολουθεί το μοτίβο των τάσεων όπως παρατηρήθηκε στα αποτελέσματα των στατικών αναλύσεων με τις περιοχές που εμφάνιζαν υψηλή τάση να παρουσιάζουν και την μεγαλύτερη μείωση του συντελεστή ασφαλείας. Αυτός ο ρυθμός μείωσης οφείλεται στην αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης ρωγμών εσωτερικά του υλικού λόγω των αυξημένων τάσεων που εμφανίζονται στη περιοχή.

Στην συνέχεια πραγματοποιείται σύνοψη των βασικών πληροφοριών και αποτελεσμάτων υπό την μορφή πινάκων οι οποίοι και παρουσιάζονται στο παρακάτω κείμενο:

<i>Μάζες Εξαρτημάτων Συναρμολογήματος</i>		
-	Αρχικό μοντέλο	Τελικό μοντέλο
Εξάρτημα Άκρου Πόδα	2,084 kg	2,351 kg
Υλικό Άκρου Πόδα	Αλουμίνιο 6061	Αλουμίνιο 6061
Εξάρτημα Ράβδου Κνήμης	1,185 kg	1,187 kg
Υλικό Ράβδου Κνήμης	Κράμα Τιτανίου Ti-6Al-4V	Κράμα Τιτανίου Ti-6Al-4V
Εξάρτημα Φτέρνας	0,046 kg	0,128 kg
Υλικό Φτέρνας	PET πλαστικό	Αλουμίνιο 6061
Εξάρτημα Πίρου	0,026 kg	0,040 kg
Υλικό Πίρου	Ανοξειδωτος Χάλυβας 316	Ανοξειδωτος Χάλυβας 316
Συνολικό Βάρος Προσθετικού Ποδιού	3,341 kg	3,706 kg

Πίνακας 5: Μάζες Εξαρτημάτων Συναρμολογήματος

<i>Πληροφορίες Πλέγματος Πεπερασμένων Στοιχείων</i>				
-	Αρχικό μοντέλο		Τελικό μοντέλο	
Πρόγραμμα αναλύσεων	ANSYS Mechanical	Inventor Nastran	ANSYS Mechanical	Inventor Nastran
Τύπος Πεπερασμένων Στοιχείων	Τετρακομβικά στοιχεία	Τετρακομβικά στοιχεία	Τετρακομβικά στοιχεία	Τετρακομβικά στοιχεία
Μέγεθος Στοιχείων	5 mm	6 mm	6 mm	5 mm
Συνολικός Αριθμός Στοιχείων	54.826	42.748	50.769	78.893
Συνολικός Αριθμός Κόμβων	86.838	66.862	77.366	118.156
Περιοχή Τοπικής Πύκνωσης Στοιχείων	Πίρος και ακμές των επιφανιών της άρθρωσης	Πίρος και επιφάνειες άρθρωσης	Πίρος και επιφάνειες άρθρωσης	Καμία επιφάνεια
Μέγεθος Στοιχείων στην Συγκεκριμένη Περιοχή	2 mm	3 mm και 5 mm αντίστοιχα	3 mm και 5 mm αντίστοιχα	-

Πίνακας 6: Πληροφορίες Πλέγματος Πεπερασμένων Στοιχείων

Αποτελέσματα Αναλύσεων			
-	1 ^η Στατική Ανάλυση	2 ^η Στατική Ανάλυση	Ανάλυση Κόπωσης (1 ^{ος} χρόνος)
Μέγιστη τιμή τάσης	255,98 MPa	148,6 MPa	-
Τοποθεσία μέγιστης τάσης	Ποδοκνημική άρθρωση	Ποδοκνημική άρθρωση	-
Μέγιστη τιμή μετατόπισης	3,467 mm	3,285 mm	-
Τοποθεσία μέγιστης μετατόπισης	Τμήμα δακτύλων άκρου πόδα	Τμήμα δακτύλων άκρου πόδα	-
Ελάχιστος συντελεστής ασφαλείας	1,512	3,043	2,056
Τοποθεσία ελάχιστου συντελεστή ασφαλείας	Ποδοκνημική άρθρωση	Ποδοκνημική άρθρωση	Ποδοκνημική άρθρωση

Πίνακας 7: Αποτελέσματα Αναλύσεων

Προδιαγραφές Μοντέλων Προσθητικού Ποδιού		
-	Αρχικό μοντέλο	Τελικό μοντέλο
Βάρος Συναρμολογήματος	3,341 kg	3,706 kg
Τήρηση Ορίου Βάρους ($\leq 3,7$ kg)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/> !
Τελικός Συντελεστής Ασφαλείας	1,512	2,056
Τήρηση Ορίου Συντελεστή Ασφαλείας (≥ 2)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Ελάχιστος Χρόνος Ζωής Προσθητικού Ποδιού	-	1 έτος
Τήρηση Ορίου Χρόνου Ζωής (≥ 1 χρόνος)	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
Κλίσεις Άρθρωσης	-20 έως 15 μοίρες	-20 έως 15 μοίρες
Τήρηση Ορίων Άρθρωσης	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>

Πίνακας 8: Προδιαγραφές Μοντέλων Προσθητικού Ποδιού

6. Συμπεράσματα και Μελλοντικές Προτάσεις

6.1 Μελλοντικές προτάσεις για έρευνα

Η σχεδίαση και οι αναλύσεις που παρουσιάζονται στην παρούσα διπλωματική εργασία αποτελούν τα αρχικά στάδια δημιουργίας και ανάπτυξης ενός λειτουργικού προσθετικού ποδιού. Μέσα μόνο από τις αναλύσεις αυτές που έχουν διεξαχθεί δεν μπορεί να βγει ένα καθαρό συμπέρασμα για τον ακριβή τρόπο με τον οποίο θα αντιδράσει η κατασκευή στις απαιτήσεις που καλείται να καλύψει. Η έλλειψη ορισμένων στοιχείων όπως των ελατηρίων, των κοχλιών και των δυναμικών φορτίων καθιστά τις αναλύσεις ημιτελείς. Γνωρίζοντας τις ελλείψεις αυτές προτείνονται στο παρακάτω κείμενο ορισμένα μελλοντικά στάδια από τα οποία πρέπει να περάσει η κατασκευή καθώς και κάποια πιθανά σημεία ερευνητικού ενδιαφέροντος τα οποία θα ολοκληρώσουν την ανάπτυξη του προσθετικού.

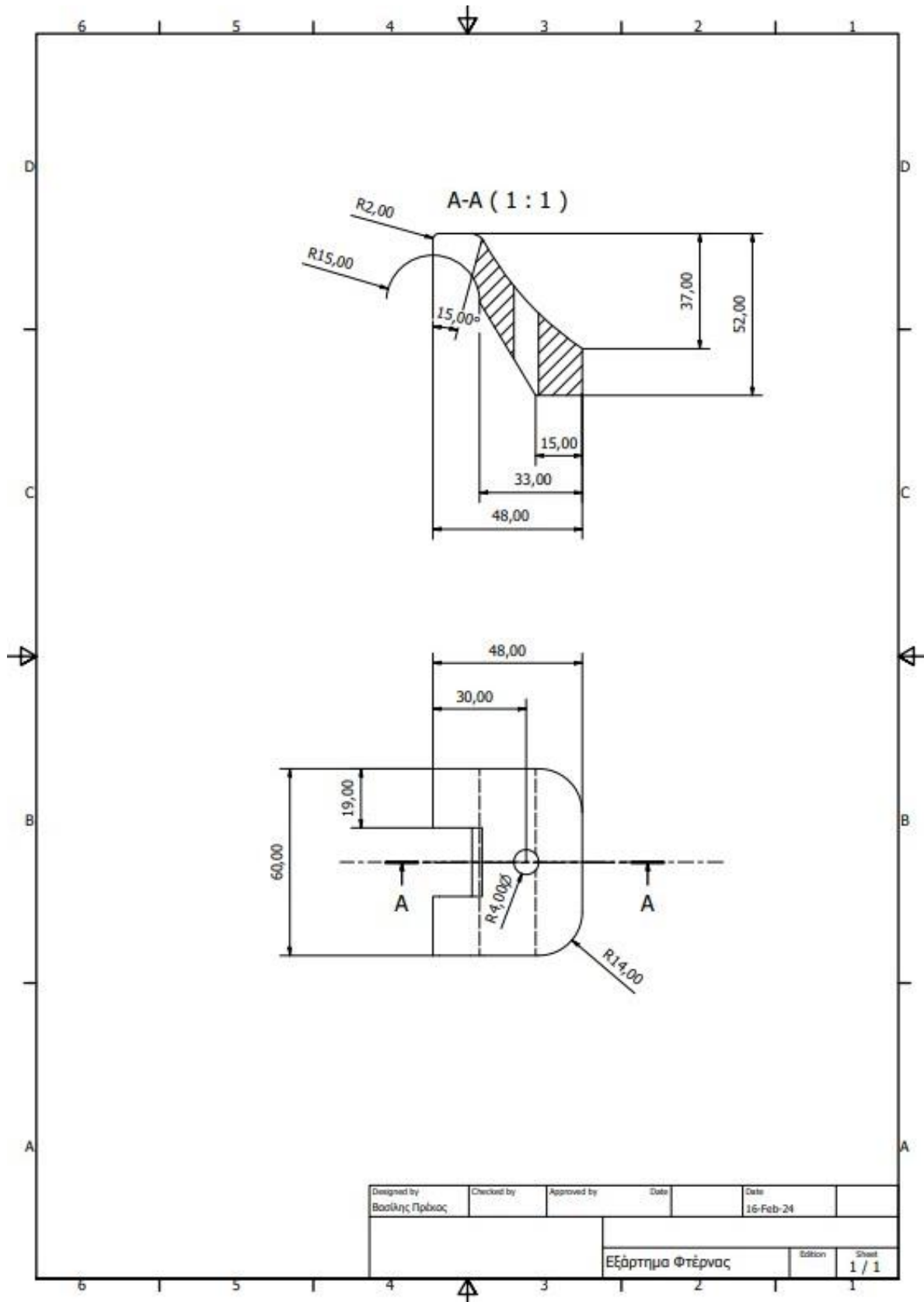
- Μελέτη και τοποθέτηση κατάλληλων ελατηρίων για τη μείωση του μεταβολικού κόστους καθώς και για την επαναφορά του άκρου πόδα στην αρχική θέση.
- Μελέτη των κοχλιοσυνδέσεων στην ποδοκνημική άρθρωση και στο εξάρτημα πέλματος.
- Πραγματοποίηση δυναμικών αναλύσεων για τον κύκλο διασκελισμού στο συναρμολόγημα καθώς οι κατανομές των δυνάμεων είναι γνωστές καθ' όλη τη διάρκειά του.
- Πραγματοποίηση αναλύσεων στατικών και δυναμικών αναλύσεων σε διάφορες πιθανές στάσεις τις οποίες μπορεί να πάρει το πόδι του χρήστη κατά την διάρκεια της ημέρας.
- Βελτιστοποίηση των γεωμετριών για την μείωση του βάρους της κατασκευής κυρίως μέσω της αφαίρεσης υλικού από σημεία που δεν παρουσιάζονται φορτίσεις. Αυτό το στάδιο μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε με την χρήση προγραμμάτων πεπερασμένων στοιχείων μέσω ανάλυσης τοπολογικής βελτιστοποίησης είτε χειροκίνητα βάσει των αναλύσεων που έχουν πραγματοποιηθεί και θα πραγματοποιηθούν.
- Έλεγχος για την εφαρμογή του προσθετικού ποδιού σε υποδήματα ή σχεδίαση ειδικών πελμάτων για την αποφυγή άμεσης επαφής του άκρου πόδα με το έδαφος.
- Επιλογή κατάλληλων υλικών για την μείωση του κόστους των υλικών και κατεργασιών. Ένα από τα πιθανά υλικά αποτελεί το αλουμίνιο 7075 το οποίο θα μπορούσε να αντικαταστήσει το κράμα τιτανίου Ti-6Al-4V.
- Εισαγωγή των εξαρτημάτων σε πρόγραμμα CAM ώστε να γίνουν οι κατάλληλες αλλαγές στη γεωμετρία για την διευκόλυνση των κατεργασιών καθώς και για την εξαγωγή πιο αναλυτικού κοστολογίου.
- Τροποποίηση γεωμετρίας του άκρου πόδα ώστε να μπορεί να κατασκευαστεί με την χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή για την μείωση του κόστους καθώς και του χρόνου κατασκευής μέσω της αποφυγής κατεργασιών.

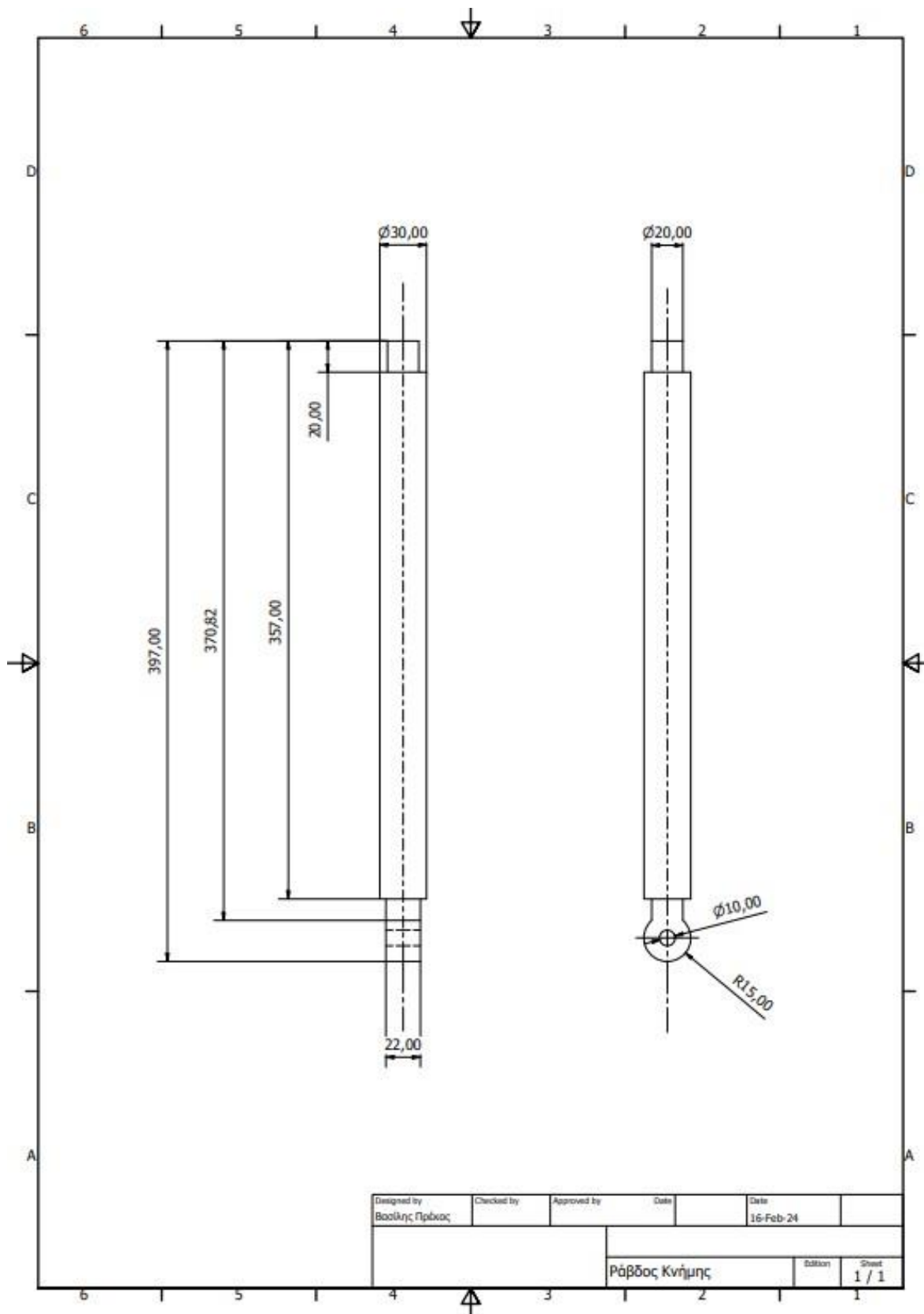
6.2 Συμπεράσματα

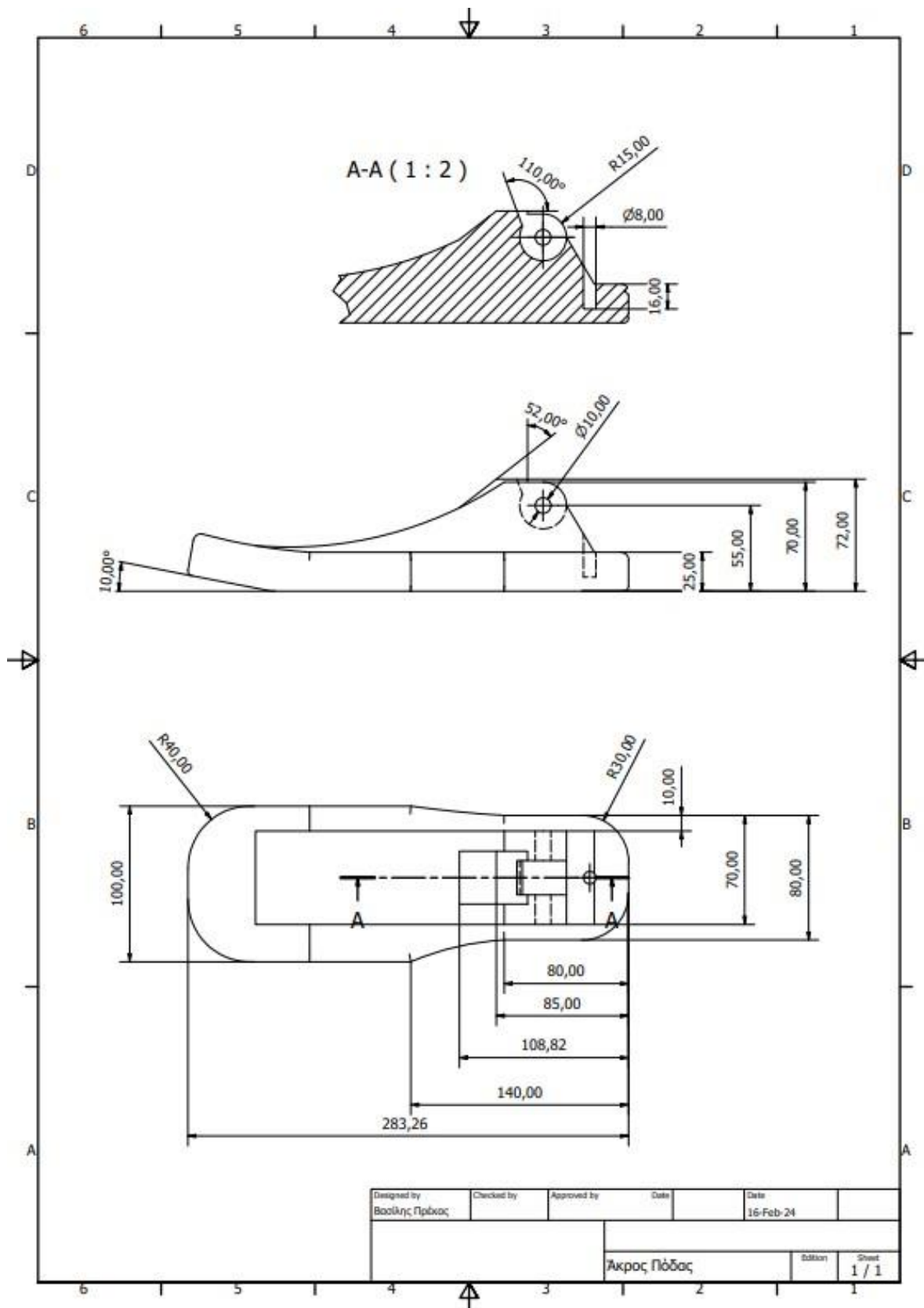
Τα μονοαξονικά προσθετικά πόδια παρόλο που δεν αποτελούν την ιδανική λύση για τα άτομα που έχουν υποστεί κάποιου είδους ακρωτηριασμό στα κάτω άκρα τους, διαθέτουν ένα σχετικά απλό σχεδιασμό για τις δυνατότητες τις οποίες μπορούν να προσφέρουν. Ο απλός σχεδιασμός τους επιτρέπει την σχετικά εύκολη σε βιομηχανικό επίπεδο παραγωγής τους και σε σχετικά χαμηλό κόστος. Με την ανάπτυξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης καθώς και με την διεύρυνση της συλλογής των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε αυτή, το κόστος κατασκευής μειώνεται ακόμα περισσότερο κάνοντάς το ακόμα πιο προσιτό στο ευρύ κοινό.

Ο σχεδιασμός και η ανάλυση των προσθετικών καθώς και η μετέπειτα χρήση τους συνδυάζει γνώσεις από πολλαπλούς τομείς της επιστήμης. Λογικό επακόλουθο είναι ότι για τη βέλτιστη λειτουργία και την κάλυψη των αναγκών του ατόμου είναι απαραίτητη η συνεργασία πολλών ειδικοτήτων, όπως ιατρών, ορθοπεδικών, φυσιοθεραπευτών, καθώς και μηχανικών, για την ανάπτυξη του προσθετικού μέλους. Αν και οι προδιαγραφές που τέθηκαν στην αρχή αυτής της μελέτης τηρήθηκαν σε έναν αρκετά ικανοποιητικό βαθμό παραμένει ημιτελής καθώς περιλαμβάνει μόνο τα αρχικά στάδια της ανάπτυξης ενός προϊόντος. Παρόλα αυτά ο στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν η αντιμετώπιση ενός τέτοιου προβλήματος από μία οπτική γωνία, η οποία εστίαζε κυρίως στον τομέα της μηχανολογίας, παρουσιάζοντας τον τρόπο σκέψης και επίλυσης ενός τέτοιου προβλήματος, χρησιμοποιώντας τις διαθέσιμες πληροφορίες και εργαλεία.

Μηχανολογικά Σχέδια







Βιβλιογραφία

- [1] «Prosthetics through the ages,» 11 Μάιος 2023. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://magazine.medlineplus.gov/article/prosthetics-through-the-ages>.
- [2] Orthotic and Prosthetic Center, 12 Νοέμβριος 2022. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://opcenters.com/a-brief-history-of-prosthetics/>.
- [3] S. J. Hall, Basic Biomechanics, 6th Edition επιμ., New York: McGraw-Hill Companies Inc., 2012.
- [4] D. Knudson, Fundamentals of Biomechanics, 2nd Edition επιμ., New York: Springer Science+Business Media, LLC, 2007.
- [5] . Θ. Τσαταλάς, Δ. Τσαόπουλος, Β. Σιδέρης, Α. Τσιόκανος και Γ. Γιάκας, «Κλινική Ανάλυση Βάδισης,» σε *Εγχειρίδιο για την σωματική αξιολόγηση ειδικών πληθυσμών: δοκιμασίες εργαστηρίου και πεδίου για την επιστημονική υποστήριξη προγραμμάτων άσκησης για υγεία*, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015.
- [6] A. HARWELL, L. M. BIGA, S. DAWSON, R. HOPKINS, J. KAUFMANN, M. LEMASTER, P. MATERN, K. MORRISON-GRAHAM, D. QUICK και J. RUNYEON, Anatomy & Physiology, Oregon: Oregon State University, 2019.
- [7] Δ. Πατίκας, « Ανοιχτά Ακαδημαϊκά Μαθήματα ΑΠΘ,» Οκτώβριος 2012. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://opencourses.auth.gr/modules/document/file.php/OCRS127/%CE%A0%CE%B1%CF%81%CE%BF%CF%85%CF%83%CE%B9%CE%AC%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/03.Kinematics%20S%20.pdf>. [Πρόσβαση 23 Ιούνιος 2023].
- [8] C. Preeti, S. K. Amit και R. K. Naresh, «The state of art review on prosthetic feet and its significance to imitate the biomechanics of human ankle-foot,» *Materials Today*, 29 Μάιος 2022.
- [9] H. Dr. Esmée, «Morbid curiosity? Discussion of the disposal of amputated limbs on online question and answer sites,» *DIGITAL HEALTH*, 25 Νοέμβριος 2019.
- [10] S. Sundararaj και G. V. Subramaniyan, «Structural design and economic analysis of prosthetic leg for below and above knee amputation,» *Materials Today*, 2 Ιανουάριος 2021.

- [11] S. Ettema, E. Kal και H. Houdijk, «General estimates of the energy cost of walking in people with different levels and causes of lower-limb amputation: a systematic review and meta-analysis,» 16 Σεπτέμβριος 2021.
- [12] M. A. Pagliarulo, R. Waters και H. J. Hislop, «Energy Cost of Walking of Below-Knee Amputees Having No Vascular Disease,» *Physical Therapy*, 01 Μάιος 1979.
- [13] D. Berry, «How Long Will A Prosthesis Last?,» Prosthetic Xpert Consultation, 2019.
- [14] N. S. DeGrasse, J. C. Mertens, J. T. Brzostowski, . K. J. Allyn, . A. C. Vamos, A. J. Krout, B. J. Hafner, J. L. Garbini και J. E. Sanders, «Beyond step counts: Including wear time in prosthesis use assessment for lower-limb amputation,» *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, 15 Μάρτιος 2023.
- [15] Orthotic and Prosthetic Center, 2023. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://opcenters.com/what-is-the-lifespan-of-prosthetics/>. [Πρόσβαση 10 Ιανουάριος 2024].
- [16] C. K. Wong, M. S. Rissland, D. M. Madagan και K. N. Jones, «A Scoping Review of Physical Activity in People With Lower-Limb Loss: 10,000 Steps Per Day?,» *Physical Therapy*, 28 Απρίλιος 2021.
- [17] Χ. Γ. Προβατιδής, Πεπερασμένα Στοιχεία στην Ανάλυση Κατασκευών, 2η Έκδοση επιμ., Θεσσαλονίκη: Εκδόσεις Τζιόλα, 2017.
- [18] «Mechhead,» 2022. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.mechead.com/mesh-good-enough/>. [Πρόσβαση 20 Ιανουάριος 2024].
- [19] ANSYS Inc., «ANSYS FLUENT 12.0/12.1 Documentation,» ANSYS Inc., 2009. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.afs.enea.it/project/neptunius/docs/fluent/html/ug/node167.htm>. [Πρόσβαση 18 Ιανουάριος 2024].
- [20] S. Petrock, «SOLIDWORKS Tech Blog,» Dassault systems , 2017. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://blogs.solidworks.com/tech/2017/08/good-fea-mesh-heres-answer-yes-no-need-know-meshing-infographic.html>. [Πρόσβαση 18 Ιανουάριος 2024].
- [21] Dassault Systems, «SOLIDWORKS Web Help,» Dassault Systems, 2024. [Ηλεκτρονικό]. Available:

- https://help.solidworks.com/2022/english/SolidWorks/cworks/c_Mesh_Quality_Checks.htm. [Πρόσβαση 18 Ιανουάριος 2024].
- [22] ANSYS Inc., *ANSYS Meshing User's Guide*, Canonsburg: ANSYS Inc., 2023.
- [23] ANSYS Inc., *ANSYS Inc.*, Canonsburg: ANSYS Inc., 2009.
- [24] Center for Disease Control and Prevention, «CDC,» [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/childrens_BMI/childrens_BMI_formula.html. [Πρόσβαση 15 Ιανουάριος 2024].
- [25] Center for Disease Control and Prevention, «CDC,» 2022. [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html. [Πρόσβαση 15 Ιανουάριος 2024].
- [26] Vionic Group LLC, «Vionic,» 2021. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.vionicshoes.com/blog/how-to-measure-your-shoe-size-for-a-perfect-fit/>. [Πρόσβαση 16 Ιανουάριος 2024].
- [27] Autodesk, «Autodesk Support,» Autodesk, 4 Φεβρουάριος 2024. [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://www.autodesk.com/support/technical/article/caas/sfdcarticles/sfdcarticles/Safety-factor-is-not-correctly-reconciled-in-Autodesk-Nastran-In-CAD.html>. [Πρόσβαση 4 Φεβρουάριος 2024].
- [28] B. Chen, . K. Janssens και . F. Dunne, «Multiaxial and non-proportional microstructure-sensitive fatigue crack nucleation,» *MATEC Web*, 2 Δεκέμβριος 2019.
- [29] M. Janecek, F. Nový, P. Harcuba, J. Stráský, L. Trsko, M. Mhaede και L. Wagner, «The Very High Cycle Fatigue Behaviour of Ti-6Al-4V Alloy,» *ACTA PHYSICA POLONICA A*, 11 Ιανουάριος 2016.
- [30] Engineers Edge, «Fatigue Design Curves and Analysis for Aluminium,» Engineers Edge, 2000. [Ηλεκτρονικό]. Available: https://www.engineersedge.com/materials/fatigue_design_curves__16022.htm. [Πρόσβαση 29 Δεκέμβριος 2023].

Βιβλιογραφία Εικόνων

- [1] https://archive.archaeology.org/1105/artifact/egyptian_mummy_artificial_toe.html
- [2] S. J. Hall, Basic Biomechanics, 6th Edition επιμ., New York: McGraw-Hill Companies Inc., 2012.
- [3] C. Preeti, S. K. Amit και R. K. Naresh, «The state of art review on prosthetic feet and its significance to imitate the biomechanics of human ankle-foot,» *Materials Today*, 29 Μάιος 2022.
- [4] Θ. Τσαταλάς, Δ. Τσαόπουλος, Β. Σιδέρης, Α. Τσιόκανος και Γ. Γιάκας, «Κλινική Ανάλυση Βάδισης,» σε *Εγχειρίδιο για την σωματική αξιολόγηση ειδικών πληθυσμών: δοκιμασίες εργαστηρίου και πεδίου για την επιστημονική υποστήριξη προγραμμάτων άσκησης για υγεία*, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015.
- [5] Θ. Τσαταλάς, Δ. Τσαόπουλος, Β. Σιδέρης, Α. Τσιόκανος και Γ. Γιάκας, «Κλινική Ανάλυση Βάδισης,» σε *Εγχειρίδιο για την σωματική αξιολόγηση ειδικών πληθυσμών: δοκιμασίες εργαστηρίου και πεδίου για την επιστημονική υποστήριξη προγραμμάτων άσκησης για υγεία*, Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις, 2015.
- [6] S. Sundararaj και G. V. Subramaniyan, «Structural design and economic analysis of prosthetic leg for below and above knee amputation,» *Materials Today*, 2 Ιανουάριος 2021.
- [7] <https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/fem/node.php>
- [8] <https://blogs.solidworks.com/tech/2017/08/good-fea-mesh-heres-answer-yes-no-need-know-meshing-infographic.html>
- [9] <https://www.mechead.com/mesh-good-enough/>
- [10] <https://www.mechead.com/mesh-good-enough/>