

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΒΕΛΤΙΣΤΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ
ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΥΛΙΚΩΝ ΤΑΧΕΙΑΣ ΠΡΩΤΟΤΥΠΟΠΟΙΗΣΗΣ ΓΙΑ
ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΕ ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΜΕΝΕΣ ΧΩΡΕΣ

ΤΖΟΒΛΑ ΑΙΚΑΤΕΡΙΝΗ, ΑΕΜ 1448

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:
ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΓΙΑΓΚΟΠΟΥΛΟΣ

ΚΟΖΑΝΗ (ΜΑΡΤΙΟΣ, 2017)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το κύριο αντικείμενο της προσθετικής μελών παγκοσμίως, είναι να αποκαταστήσει όσο το δυνατόν καλύτερα τη λειτουργική ικανότητα του ατόμου πριν τον ακρωτηριασμό, με ταυτόχρονη επίτευξη ενός άριστου αισθητικού αποτελέσματος που κρίνεται απαραίτητο για τον ασθενή. Με μία πρώτη σκέψη, φαντάζεται κανείς ότι δεν υπάρχουν σημαντικές διαφορές στις προσεγγίσεις που λαμβάνονται υπόψη σχετικά με τον σχεδιασμό και την κατασκευή προσθετικών λύσεων για τον Δυτικό Κόσμο και για τις χώρες του Τρίτου Κόσμου. Ωστόσο η διαθεσιμότητα των υλικών, των πόρων και το εξειδικευμένο προσωπικό, σε συνδυασμό με τις ποικίλες πολιτιστικές διαφορές, καθιστούν την προσθετική μελών στον Τρίτο Κόσμο ένα ξεχωριστό αντικείμενο.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι, να σχεδιαστεί και να μελετηθεί ένα κάτω προσθετικό μέλος, το οποίο να απευθύνεται σε άτομα τα οποία δεν έχουν τη δυνατότητα πρόσβασης σε εξελιγμένες και κοστοβόρες τεχνολογίες κατασκευής προσθετικών μελών. Το πρόθεμα που μελετάται θα πρέπει να είναι αφενός λειτουργικό και αφετέρου να μπορεί να προσαρμοστεί στον ασθενή εύκολα, οικονομικά και γρήγορα

Αρχικά δόθηκε έμφαση στη σωστή σχεδίαση του μέλους με βάση τη γεωμετρία ενός υγιούς ποδιού και τις αρχές της κινησιολογίας. Συγκεκριμένα, αρχικά αναπτύχθηκε η τρισδιάστατη ψηφιοποιημένη γεωμετρία του προσθετικού μέλους, μέσω μιας διαδικασίας αντίστροφης μηχανικής, με χρήση συσκευής τρισδιάστατης σάρωσης και λογισμικών CAD (Geomagic, Solidworks, ANSA). Ακολούθησε το στάδιο της σχεδίασης του αριθμητικού μοντέλου με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων στο λογισμικό ANSA. Στη συνέχεια, προκειμένου να διαπιστωθεί η λειτουργικότητα και η ασφαλής εφαρμογή του σε κάποιο άτομο, έγινε κατάλληλη στατική ανάλυση, σύμφωνα με τις αρχές της εμβιομηχανικής. Η αριθμητική επίλυση έγινε στο λογισμικό Eriylsis και η ανάλυση των αποτελεσμάτων στο META. Στο τελευταίο στάδιο έγινε βελτιστοποίηση του τρισδιάστατου ψηφιοποιημένου μοντέλου σύμφωνα με τα αποτελέσματα που αναλύθηκαν στο META, με στόχο να αυξηθεί η αντοχή του ποδιού όσο το δυνατόν περισσότερο, διατηρώντας παράλληλα την οικονομία των υλικών που χρησιμοποιούνται, τη λειτουργικότητα του και την απλή κατασκευή του.

ABSTRACT

Throughout the world, the main scope of work of the prosthetics is to replace, in the most efficient way, the person's functional ability before the amputation, whereas at the same time to achieve the best aesthetic result which is requested by the patient. Upon quick reflection, anyone would think that there are no significant differences between the approaches, which are taken, into consideration for the design and the production of the prosthetics in the West and the Third World's countries. However, the availability of the materials, the resources and the specialized staff, in combination with the diversity of the cultural differences, are making prosthetics a special task to deal with.

The purpose of this dissertation is to design and study the lower prosthetic member, which is aimed at people who have not gotten the access to the advanced and costly technology of prosthetics' production. The prosthetic, which is being studied, it should be, on the one hand functional and on the other hand adjusted to the patient easily, efficiently and fast.

At the beginning, the accurate design of the prosthesis, based on the geometry of a healthy leg and the principles of kinesiology, was emphasized. Specifically, at first the 3D digital geometry of the prosthesis was developed via a procedure of reverse engineering, using the 3D scan devise and the CAD software (Geomagic, Solidworks, and ANSA). The next stage includes the design of the numeral model with the Finite Element Method (FEM) through the ANSA software. Afterwards, in order to ascertain the functionality and the safe anatomical fit of the prosthetic, a statistical analysis was conducted according to the principles of bioengineering. The numerical solution was emerged from the Epilisis software and the analysis of the results from the META software. At the final stage, the 3D digital model was refined according to the analyzed results of META. The ultimate goal was the maximum augmentation of the leg's endurance, maintaining its thriftiness of materials, its functionality and its simple construction, at the same time.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή κ. Γιαγκόπουλο Δημήτριο, Λέκτορα του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας για τη συμβολή και καθοδήγηση του στη διεξαγωγή της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Ευχαριστίες επίσης οφείλω, στους φίλους μου για τη στήριξη, την υπομονή και καθοδήγηση τους καθ' όλη τη διάρκεια της διπλωματικής εργασίας.

Και τέλος, τίποτα από όλα αυτά δεν θα μπορούσαν να πραγματοποιηθούν χωρίς τη στήριξη της οικογένειάς μου όλα αυτά τα χρόνια

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
2. ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΥΓΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ	3
2.1 ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΒΑΔΙΣΜΑ ΥΓΙΕΣ ΜΕΛΟΥΣ	3
2.2 ΟΙ ΦΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ	4
2.2.1 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (STANCE)	5
2.2.2 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΙΩΡΗΣΗΣ (SWING)	11
2.3 Η ΒΑΔΙΣΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΠΡΟΘΕΣΗΣ	13
3. ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΑ ΜΕΛΗ	15
3.1 ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ	15
3.2 ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΑ ΜΕΛΗ ΣΤΙΣ ΑΝΑΠΤΥΣΟΜΕΝΕΣ ΧΩΡΕΣ	16
4. ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ	23
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	23
4.2 ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΠΟΔΙΟΥ	26
4.2.1 ΣΑΡΩΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	27
4.2.2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	28
5. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΚΑΤΩ ΜΕΛΟΥΣ	31
5.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΘΗΚΗΣ (ΥΠΟΔΟΧΗΣ)	32
5.2 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΝΗΜΗΣ (ΒΑΣΙΚΟΣ ΠΥΛΩΝΑΣ)	35
5.3 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΕΛΜΑΤΟΣ	39
5.4 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΣΥΝΔΕΤΙΚΩΝ ΜΕΡΩΝ	41
5.4.1 ΣΥΝΔΕΣΗ ΘΗΚΗΣ-ΚΝΗΜΗΣ	41
5.4.2 ΣΥΝΔΕΣΗ ΚΝΗΜΗΣ-ΠΕΛΜΑΤΟΣ	42
5.5 ΤΕΛΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ	44
6. ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	45
6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ	45

6.1.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ	45
6.2 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ	46
6.2.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ.....	47
6.2.2 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΛΩΝ (PROPERTIES) ΚΑΙ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΥΛΙΚΩΝ.	50
6.3 ΤΕΛΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	59
7. ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	61
7.1 ΟΙ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΚΑΙ Η ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥΣ ΣΤΟ ΠΟΔΙ ΚΑΤΑ ΤΗ ΒΑΔΙΣΗ.....	61
7.2 ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ	64
7.2.1 ΑΡΧΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ- 1 ^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ.....	64
7.2.2 ΦΑΣΗ ΦΟΡΤΙΣΗΣ - 2 ^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ	68
7.2.3 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ - 3 ^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ.....	70
7.2.4 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΝΥΨΩΣΗΣ ΤΗΣ ΠΤΕΡΝΑΣ - 4 ^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ.....	72
7.2.5 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΝΥΨΩΣΗΣ ΤΩΝ ΔΑΧΤΥΛΩΝ - 5 ^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ.....	75
8. ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ.....	79
8.1 ΠΡΩΤΟ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΧΕΔΙΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ	79
8.1.1 ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΑΝΑΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ.....	79
8.1.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΚΩΝ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ.....	80
8.2 ΤΕΛΙΚΟ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΧΕΔΙΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ.....	85
8.2.1 ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΑΝΑΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ	85
9. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	93
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	95

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στις αναπτυσσόμενες χώρες, μόνο ένας στους δέκα ανθρώπους έχουν πρόσβαση σε βοηθητικές συσκευές. Ο λόγος που οδηγούν σε αυτό το γεγονός, είναι κυρίως η έλλειψη της διαθεσιμότητας, της γνώσης, του εκπαιδευμένου ανθρώπινου δυναμικού, αλλά και το υψηλό κόστος των συσκευών αυτών. Δίχως μηχανήματα που υποβοηθούν την κίνηση, άνθρωποι με αναπηρία αντιμετωπίζουν συχνά τον κοινωνικό αποκλεισμό και την ραγδαία επιδείνωση της ποιότητας της ζωής τους, τα οποία συχνά οδηγούν στην περιορισμένη πρόσβαση τους στην εκπαίδευση και στην εργασία. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι, να προτείνει λύση σε αυτό το πρόβλημα, σχεδιάζοντας και μελετώντας ένα κάτω προσθετικό μέλος με χρήση υλικών ταχείας πρωτοτυποποίησης. Στην εργασία αυτή θεωρείται ως προϋπόθεση, ότι στην περιοχή όπου διαμένει ο υποψήφιος ασθενής, θα υπάρχει μία κλινική όπου θα διαθέτει μία συσκευή τρισδιάστατης σάρωσης (3D Scanner), έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή (3D printer) και έναν υπολογιστή με τα κατάλληλα λογισμικά. Επιπλέον, απαραίτητη είναι μία μικρή αποθήκη, η οποία θα διαθέτει σε απόθεμα κάποια βασικά μεταλλικά εξαρτήματα. Χρησιμοποιώντας κάποιος, μόνο αυτές τις 3 συσκευές θα είναι σε θέση να κατασκευάσει ένα λειτουργικό προσθετικό μέλος, το οποίο θα μπορεί να προσαρμόζεται εύκολα στις ανάγκες του κάθε ασθενή, να εφαρμόζεται χωρίς ιδιαίτερη δυσκολία και να είναι οικονομικό.

Η υπόθεση που έγινε σε αυτή την εργασία είναι, ότι το μέλος που επρόκειτο να μελετηθεί, σχεδιαστεί και κατασκευαστεί, αναφέρεται σε μία ενήλικη γυναίκα, η οποία έχει υποστεί ακρωτηριασμό κάτω άκρου ή αλλιώς κνημιαίο.

Η δομή της εργασίας διαμορφώνεται συνολικά σε 9 κεφάλαια. Στο **πρώτο κεφάλαιο** πραγματοποιείται μία εισαγωγή στο θέμα και στον σκοπό της εργασίας.

Στο **δεύτερο κεφάλαιο**, αναλύεται η κινησιολογία ενός υγιούς και ενός προσθετικού μέλους. Αρχικά ορίζονται οι έννοιες της κινησιολογίας και της βάρδισης. Στη συνέχεια αναλύεται η βάρδιση και οι επιμέρους φάσεις της για ένα υγιές μέλος, ενώ τέλος αναφέρεται ο τρόπος με τον οποίο πραγματοποιείται η βάρδιση από ένα άτομο με προσθετικό μέλος.

Στο **τρίτο κεφάλαιο**, γίνεται αναφορά στα προσθετικά μέλη. Αρχίζοντας με μία ιστορική αναδρομή στη προσθετική μελών και συνεχίζοντας με το πώς έχει διαμορφωθεί η τεχνολογία τους στο πέρασμα των χρόνων, σχετιζόμενη με τη διαθεσιμότητα των υλικών, των αναγκών, αλλά και των τεχνοτροπιών, στις αναπτυσσόμενες περιοχές.

Στο **τέταρτο κεφάλαιο**, περιγράφεται πλήρως η ολοκληρωμένη διαδικασία ψηφιοποίησης της γεωμετρίας του προσθετικού ποδιού. Σε πρώτο στάδιο, γίνεται λόγος για την έννοια και σημασία της αντίστροφης μηχανικής. Ακολουθεί η διαδικασία τρισδιάστατης αποτύπωσης

της γεωμετρίας ενός πανομοιότυπου υγιούς μέλους και η επεξεργασία των δεδομένων προκειμένου να είναι επεξεργάσιμα από λογισμικά CAD.

Στο **πέμπτο κεφάλαιο**, αναλύεται η σχεδίαση των επιμέρους τμημάτων του προσθετικού μέλους σε λογισμικά CAD. Συγκεκριμένα, παρουσιάζεται η διαδικασία σχεδιασμού της θήκης του προθέματος, του βασικού πυλώνα, του πέλματος και των συνδετικών μερών που απαιτούνται για την ένωση όλων αυτών. Ακολουθεί η συναρμολόγηση των παραπάνω και παρουσιάζεται η τελική απόδοση του μοντέλου σε μορφή επεξεργάσιμη από λογισμικά πακέτα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (FEA).

Στο **έκτο κεφάλαιο**, παρουσιάζεται η ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (FEM). Συγκεκριμένα, περιγράφεται η μεθοδολογία διακριτοποίησης της κατασκευής, ο καθορισμός μελών του μοντέλου και τα υλικά με τις αντίστοιχες ιδιότητες που χρησιμοποιούνται στην ανάλυση. Σε αυτό το κομμάτι, έγινε ένα πείραμα μορφικής αναγνώρισης, προκειμένου να εξακριβωθούν οι ιδιότητες κάποιων υλικών.

Στο **έβδομο κεφάλαιο**, πραγματοποιείται η στατική ανάλυση του μοντέλου του προσθετικού ποδιού, προκειμένου να εξακριβωθεί η αντοχή και η λειτουργικότητα του. Η ανάλυση αφορά τον κύκλο βάρδισης και αρχικά γίνεται μία σύντομη αναφορά στις δυνάμεις που ασκούνται στο πόδι από το σώμα, στο σημείο εφαρμογής τους και στις διευθύνσεις του. Στη συνέχεια, αναλύονται η εφαρμογή και τα αποτελέσματα των στατικών αναλύσεων στο μοντέλο, για όλες τις φάσεις του κύκλου βάρδισης και εξάγονται κάποια συμπεράσματα.

Στο **όγδοο κεφάλαιο**, γίνεται ανάλυση της διαδικασίας βελτιστοποίησης της γεωμετρίας του μοντέλου όπου κρίθηκε απαραίτητο, με βάση τα αποτελέσματα του έβδομου κεφαλαίου. Στην αρχή παρουσιάζεται το πρώτο βελτιστοποιημένο μοντέλο, μαζί με τα αποτελέσματα των στατικών αναλύσεων και κάποια συμπεράσματα, ενώ στο τέλος το τελικό βελτιστοποιημένο μοντέλο και τα εξαγόμενα συμπεράσματα που αφορούν την αντοχή και λειτουργικότητα του κατά την εφαρμογή του.

Στο **ένατο κεφάλαιο**, παρατίθενται συγκεντρωτικά τα συμπεράσματα που εξήχθησαν από την συγκεκριμένη διπλωματική εργασία αλλά και προτάσεις για μελλοντική έρευνα πάνω στο αντικείμενο.

2. ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΥΓΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ

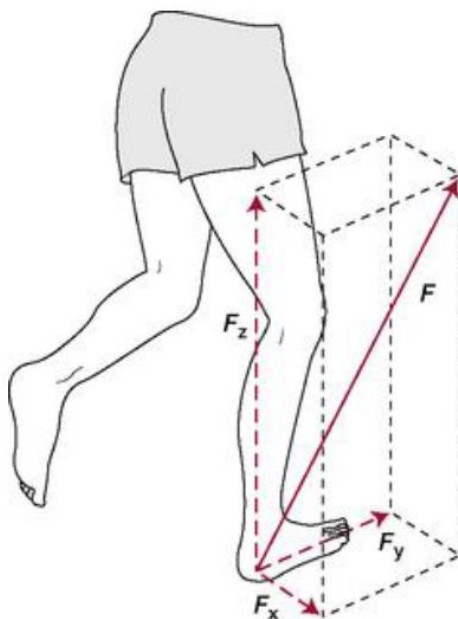
2.1 ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΒΑΔΙΣΜΑ ΥΓΙΕΣ ΜΕΛΟΥΣ

Η κινησιολογία ορίζεται ως η μελέτη της ανθρώπινης κίνησης. Για τον σκοπό αυτό, αντλούνται γνώσεις από τη φυσική, την ανατομία και τη φυσιολογία. Οι βασικοί κανόνες από τις τρεις αυτές ξεχωριστές περιοχές θεμελιώνουν την μελέτη της κίνησης. Παλαιότερα, το περιεχόμενο της κινησιολογίας περιοριζόταν στην αναφορά λίγων μυών και τη λειτουργία τους και αναφερόταν περισσότερο στη λειτουργική ανατομική. Με την εξέλιξη όμως των επιστημών, οι κανόνες της μηχανικής άρχισαν να εφαρμόζονται στην αντιμετώπιση πολλών μυοσκελετικών προβλημάτων και να χρησιμοποιούνται στην ανάλυση της στάσης και της βάδισης.

Ως βάδιση ορίζεται η σειρά των σύνθετων ρυθμικών κινήσεων του κορμού και των άκρων, η οποία έχει ως αποτέλεσμα την πρόσθια μετατόπιση του κέντρου βάρους. Η βάδιση είναι χαρακτηριστική και ξεχωριστή για κάθε άτομο και επηρεάζεται από παράγοντες όπως το φύλο, η ηλικία, αλλά και ανθρωπομετρικές παραμέτρους, όπως είναι το ύψος και το βάρος του βαδιστή.

Στη βάδιση το σώμα αλλάζει θέση στο χώρο με ένα συντονισμένο τρόπο. Οι κινήσεις των χεριών και των ποδιών γίνονται ρυθμικά. Το άτομο αλλάζει θέση και μετακινείται, ισορροπώντας στην όρθια θέση στα κάτω άκρα. Για να μπορέσει αυτή η κίνηση να γίνει με τη μικρότερη δυνατή δαπάνη ενέργειας, θα πρέπει ο μηχανισμός της βάδισης να εκμεταλλεύεται σωστά τη δύναμη της βαρύτητας, την κάθετη αντίδραση από το έδαφος στο σώμα, καθώς και την αντίρροπη κίνηση των άκρων. Η κάθετη αντίδραση από το έδαφος στο σώμα φαίνεται αναλυτικά στην εικόνα 2.1.

Στη σταθερή όρθια στάση το ανθρώπινο σώμα στηρίζεται σε δύο σημεία. Κατά τη δίποδη στήριξη το βάρος του σώματος (κεφάλι, άνω άκρα και κορμός) μοιράζεται και στα δύο πόδια. Κατά τη βάδιση, το βάρος του πάνω μέρους του σώματος, μεταφέρεται πρώτα στο ένα και κατόπιν στο άλλο πόδι, εκτός από τη φάση που και τα δύο πέλματα βρίσκονται σε επαφή με το έδαφος. Για να επιτευχθεί η ισορροπία και ο συντονισμός στη βάδιση, απαιτείται άριστη συνεργασία μεταξύ του κεντρικού νευρικού συστήματος, των μυών και των αρθρώσεων [1].



Εικόνα 2.1: Η κάθετη αντίδραση από το έδαφος στο σώμα. [πηγή:<http://medical-dictionary.thefreedictionary.com>]

2.2 ΟΙ ΦΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

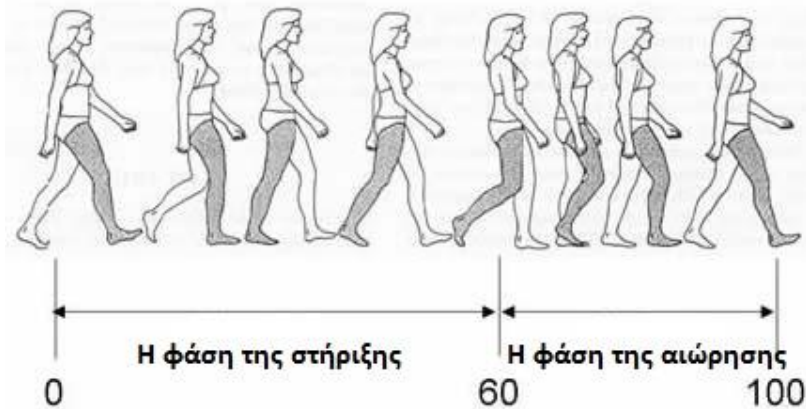
Ως βήμα χαρακτηρίζονται οι κινήσεις που γίνονται από τη στιγμή που το ένα πόδι πατήσει στο έδαφος, μέχρι τη στιγμή που το ίδιο πόδι θα έρθει πάλι σε επαφή με το έδαφος, με τον ίδιο ακριβώς τρόπο. Οι δύο φάσεις κάθε βήματος είναι η φάση της στήριξης (stance) και η φάση της αιώρησης (swing)

Η φάση στήριξης ξεκινάει με την επαφή της πτέρνας του ενός ποδιού στο έδαφος, συνεχίζει με την μεταφορά του βάρους του σώματος στο πέλμα που εφάπτεται ολόκληρο στο έδαφος και ολοκληρώνεται όταν τα δάχτυλα του ποδιού, που έχει δεχτεί το βάρος, αφήνουν το έδαφος. Η φάση στήριξης αποτελεί το 60% από ένα ολόκληρο βήμα.

Η φάση της αιώρησης ξεκινάει όταν το πόδι εγκαταλείψει το έδαφος και ολοκληρώνεται όταν η πτέρνα από το ίδιο πόδι αγγίξει το έδαφος. Η φάση της αιώρησης αποτελεί το 40% από ένα ολόκληρο βήμα και είναι μικρότερη από τη φάση της στήριξης.

Στη βάδιση, σε κάποια χρονική στιγμή, και τα δύο πόδια είναι σε επαφή με το έδαφος. Αυτό βέβαια δεν γίνεται στο τρέξιμο. Η διπλή αυτή στήριξη γίνεται διαδοχικά δύο φορές, η πρώτη όταν αρχίσει η φάση στήριξης και η δεύτερη όταν τελειώνει η φάση στήριξης. Στη βάδιση με φυσιολογική ταχύτητα η διπλή στήριξη των ποδιών διαρκεί 10% του συνολικού κύκλου της βάδισης.

Ο ΚΥΚΛΟΣ ΤΗΣ ΒΑΔΙΣΗΣ

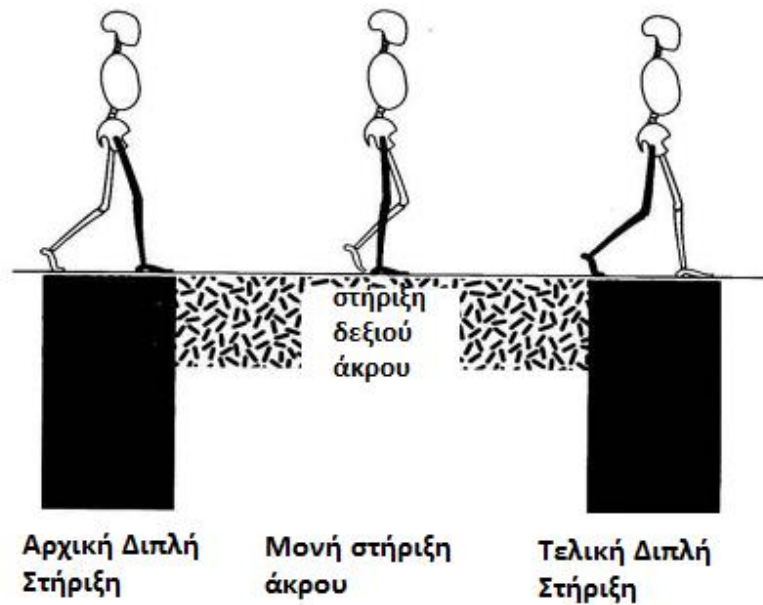


Εικόνα 2.2: Οι κύριες υποδιαιρέσεις του κύκλου του βαδίσματος και ο χρόνος που καταλαμβάνουν από ένα βήμα. [πηγή: <https://sites.google.com/site/pathologicalgaitpatterns/the-normal-gait-1>]

2.2.1 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ (STANCE)

Η φάση της στήριξης αποτελείται από τρία χρονικά διαστήματα όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.3, ανάλογα με την επαφή που έχουν τα δύο πόδια με το έδαφος και είναι οι εξής.

- **Αρχική Διπλή Στήριξη:** Σε αυτή την χρονική στιγμή ξεκινάει ο κύκλος του βαδίσματος και τα δύο πόδια του ατόμου βρίσκονται στο έδαφος. Ιδιαίτερη έμφαση πρέπει να δοθεί στο ότι το βάρος δεν είναι ίσα κατανεμημένο σε αυτή την χρονική στιγμή.
- **Μονή Στήριξη Άκρου :** Αυτή η χρονική στιγμή ξεκινάει όταν το αντίθετο πόδι προς μελέτη σηκώνεται από το έδαφος και αρχίζει την αιώρηση. Κατά το διάστημα αυτό, όλο το βάρος του σώματος πέφτει στο άκρο που βρίσκεται στο έδαφος. Η διάρκεια της μονής στήριξης είναι ο καλύτερος δείκτης της ικανότητας του στηριζόμενου άκρου.
- **Τελική Διπλή Στήριξη:** Είναι το τρίτο χρονικό διάστημα της φάσης της στήριξης. Αρχίζει όταν το πόδι που είναι σε αιώρηση στη φάση της μονής στήριξης ακουμπάει το έδαφος και τελειώνει όταν το στηριζόμενο πόδι αρχίζει την αιώρηση. Και σε αυτή τη διπλή στήριξη πρέπει να αναφερθεί ότι το βάρος δεν πέφτει συμμετρικά και στα δύο πόδια.



Εικόνα 2.3: Οι υποδιαιρέσεις της στήριξης και η σχέση τους με την επαφή των άκρων με το έδαφος. [πηγή: *Gait Analysis-Normal and Pathological Function*, Jacquelin Perry]

Η φάση της στήριξης, στο πέρασμα των χρόνων και μετά από χρόνια μελέτη του κύκλου βαδίσματος του ανθρώπου, χωρίστηκε σε πέντε επιμέρους φάσεις οι οποίες διευκολύνουν περισσότερο την ανάλυση της κίνησης. Στην παρούσα εργασία, είναι χρήσιμο να αναλυθούν και οι πέντε αυτές φάσεις, εφόσον διευκολύνουν την ανάλυση της κίνησης του προς κατασκευή προσθετικού μέλους.

Σε αυτό το σημείο, είναι χρήσιμο να αναλυθούν κάποιες έννοιες, οι οποίες θα βοηθήσουν στην κατανόηση του παρακάτω κειμένου.

Ποδοκνημική άρθρωση: Είναι η άρθρωση μεταξύ του αστραγάλου και του περιφερειακού τμήματος της κνήμης και της περόνης όπως φαίνεται αναλυτικά στην εικόνα 2.4.

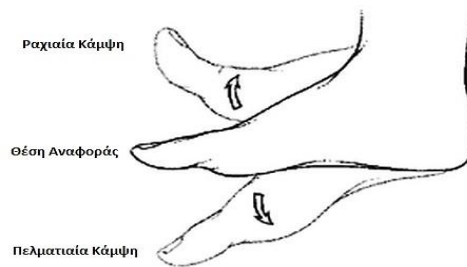


Εικόνα 2.4: Η υπαστραγαλική άρθρωση.

Θέση αναφοράς ποδοκνημικής άρθρωσης: Επιτυγχάνεται όταν το πέλμα του ποδιού είναι κάθετο στον άξονα της κνήμης.

Ραχιαία κάμψη: Είναι η κίνηση κατά την οποία η ράχη του ποδιού πλησιάζει την πρόσθια επιφάνεια της κνήμης. Το εύρος της ραχιαίας κάμψης είναι από 20 έως 30 μοίρες.

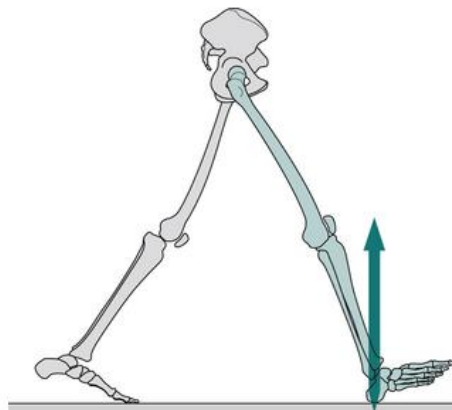
Πελματιαία κάμψη: Είναι η κίνηση της ράχης του ποδιού μακριά από την πρόσθια επιφάνεια της κνήμης, έτσι που το πόδι τείνει σε μία ευθεία με την κνήμη. Το εύρος της πελματιαίας κάμψης κυμαίνεται από 30 έως 50 μοίρες.



Εικόνα 2.5: Οι κινήσεις της ποδοκνημικής άρθρωσης.

Οι πέντε επιμέρους φάσεις της στήριξης, που αναφέρθηκαν προηγουμένως, είναι:

1. **Η φάση της επαφής της πτέρνας με το έδαφος ή αρχική στήριξη.** Σε αυτή τη φάση, το αιωρούμενο προς τα εμπρός πόδι, αγγίζει το έδαφος με την πτέρνα όπως φαίνεται στην εικόνα 2.6. Η φάση αυτή ξεκινάει, μόλις το πόδι αγγίξει το έδαφος. Το χρονικό διάστημα που καταλαμβάνει είναι το 0-2 % του βήματος.

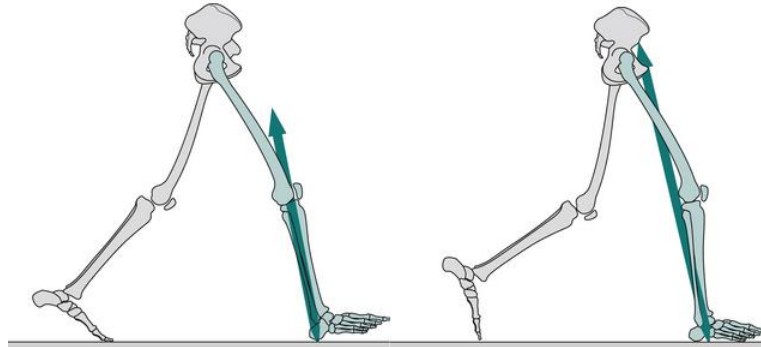


Εικόνα 2.6: Η φάση της επαφής της πτέρνας με το έδαφος ή αρχική στήριξη. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που ξεκινάει την αρχική στήριξη. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή :<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Στη φάση της επαφής της πτέρνας με το έδαφος παρατηρείται, ότι το ισχίο βρίσκεται σε κάμψη 30-25 μοίρες, το γόνατο σε κάμψη περίπου 5 μοίρες, ενώ η ποδοκνημική βρίσκεται σε ουδέτερη θέση. Όπως συνεπάγεται από το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης που φαίνεται στην εικόνα 2.6, το βάρος του σώματος πέφτει στην πτέρνα [2] [3].

2. **Η φάση της επαφής ολόκληρου του πέλματος με το έδαφος ή φάση φόρτισης.**

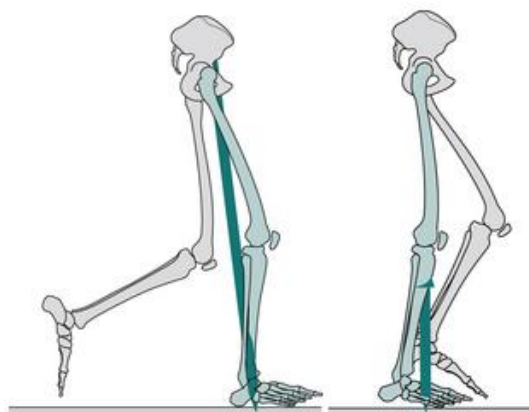
Σε αυτή τη φάση της στήριξης, ολόκληρο το πέλμα του ποδιού βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος, όπως δείχνει η εικόνα 2.7. Είναι η συνέχεια της προηγούμενης φάσης και τελειώνει όταν το άλλο πόδι δεν αγγίζει πια το έδαφος. Καταλαμβάνει το 0-10 % του χρόνου ενός ολόκληρου βήματος.



Εικόνα 2.7: Η φάση της επαφής ολόκληρου του πέλματος με το έδαφος ή φάση φόρτισης. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που μελετάται κατά την κίνηση. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή :<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Σε αυτή την φάση παρατηρείται στο ισχίο κάμψη 30-25 μοίρες, ενώ μικρή κάμψη στο γόνατο και στην ποδοκνημική. Το βάρος του σώματος, όπως δείχνει η εικόνα 2.7, μέσω του διανύσματος της αντίδρασης του εδάφους βρίσκεται πρόσθια του γονάτου και καταλήγει λίγο πιο μπροστά από την πτέρνα.

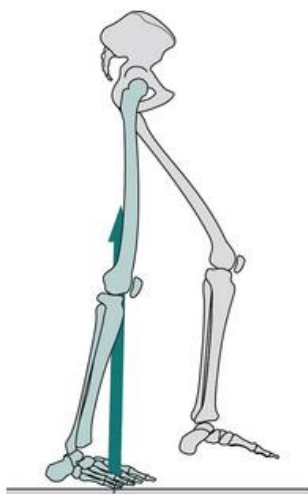
3. **Η φάση της μέσης στήριξης.** Σε αυτή τη φάση το βάρος του σώματος είναι κάθετα πάνω από το πέλμα, όπως δείχνει η εικόνα 2.8. Αρχίζει μόλις το άλλο πόδι αφήνει το έδαφος και συνεχίζει μέχρι το βάρος του σώματος περάσει στο μπροστινό μέρος του ποδιού. Αφορά στο 10-30 % του χρόνου του βήματος.



Εικόνα 2.8: Η φάση της μέσης στήριξης. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που μελετάται κατά την κίνηση. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή :<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Παρατηρείται, ότι σε αυτή τη θέση το ισχίο και το γόνατο βρίσκονται σε έκταση, ενώ στην ποδοκνημική αρχίζει η ραχιαία κάμψη. Στην αρχή της μέσης στήριξης (αριστερά), το βάρος του σώματος, όπως συνεπάγεται από το πράσινο βέλος που απεικονίζει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης στην εικόνα 2.8, είναι πίσω από το ισχίο, πολύ κοντά στο γόνατο και πρόσθια του αστραγάλου και καταλήγει σχεδόν στη μέση του πέλματος. Στο τέλος της φάσης (δεξιά) το βάρος του σώματος βρίσκεται πρόσθια του γονάτου, ενώ καταλήγει πολύ κοντά στα δάχτυλα του ποδιού [3] [2].

4. **Η φάση της ανύψωσης της πτέρνας.** Είναι η φάση κατά την οποία η φτέρνα του ποδιού που ακουμπάει στο έδαφος, αρχίζει να χάνει επαφή με αυτό, όπως δείχνει η εικόνα 2.9. Αρχίζει μόλις η φτέρνα σηκώνεται και συνεχίζει μέχρι το άλλο πόδι να αγγίξει το έδαφος. Κατά την διάρκεια αυτής της φάσης, το βάρος του σώματος μετακινείται προς το μπροστινό μέρος του πέλματος. Αφορά το 30-50 % του βήματος.

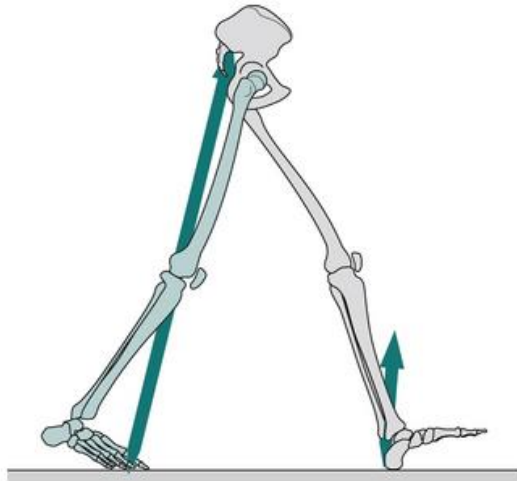


Εικόνα 2.9: Η φάση της ανύψωσης της πτέρνας. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που μελετάται κατά την κίνηση. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή :<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Σε αυτή τη θέση παρατηρείται έκταση στο ισχίο και στο γόνατο, ενώ η ποδοκνημική τείνει σε μέγιστη ραχιαία κάμψη. Σε αυτή τη φάση το διάνυσμα του βάρους του σώματος, όπως δείχνει στην εικόνα 2.9 το πράσινο βέλος που αντιστοιχεί στο διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης, η οποία ισοδυναμεί με τη δύναμη του βάρους, μετακινείται στο μπροστινό μέρος και αναγκάζει τη φτέρνα να σηκωθεί, αλλά παραμένει πίσω από το ισχίο και την άρθρωση του γόνατος. Τελικά, το βάρος πέφτει στα μετατάρσια οστά, δηλαδή στα δάχτυλα του ποδιού [3] [2].

5. **Η φάση της ανύψωσης των δακτύλων.** Είναι η τελευταία φάση της στήριξης, κατά την οποία μόνο τα δάχτυλα του ποδιού είναι σε επαφή με το έδαφος και χαρακτηρίζει τη λήξη της στήριξης και την αρχή της φάσης της αιώρησης. Αρχίζει όταν το άλλο πόδι

βρίσκεται στην φάση που ακουμπάει μόνο η πτέρνα με το έδαφος και τελειώνει όταν το πόδι που μελετάμε σταματάει να συμβάλει στην διαδικασία. Η φάση αυτή αφορά το 50-60 % του συνολικού χρόνου του βήματος.



Εικόνα 2.10: Η φάση της ανύψωσης των δακτύλων. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που μελετάται κατά την κίνηση. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή :<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Σε αυτή τη φάση το ισχίο και το γόνατο βρίσκονται σε κάμψη, ενώ η ποδοκνημική σε μέγιστη πελματιαία κάμψη. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.10 από το βέλος της δύναμης αντίδρασης, το διάνυσμα του βάρους του σώματος μειώνεται, καθώς μεταφέρεται σιγά σιγά στο άλλο πόδι [3] [2].

Οι κινήσεις που κάνουν τα επιμέρους τμήματα του ποδιού σε κάθε φάση της στήριξης παρουσιάζονται στον πίνακα 2.1.

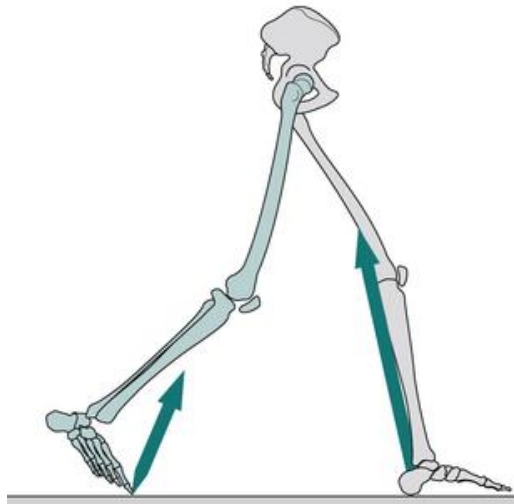
Πίνακας 2.1: Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της στήριξης.

Αρθρώσεις	Επαφής της πτέρνας με το έδαφος	Επαφής ολόκληρου του πέλματος με το έδαφος	Μέσης στήριξης	Ανύψωσης της πτέρνας	Ανύψωσης των δακτύλων
Ισχίο	30 μοίρες κάμψη	25 μοίρες κάμψη	Μηδέν(0) μοίρες	10 μοίρες υπερέκταση	Μηδέν (0) μοίρες
Γόνατο	Μηδέν (0) μοίρες	15 μοίρες κάμψη	5 μοίρες κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες	35-40 μοίρες κάμψη
Ποδοκνημική	Μηδέν (0) μοίρες	15 μοίρες πελματιαία κάμψη	5-10 μοίρες ραχιαία κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες ραχιαία κάμψη	20 μοίρες πελματιαία κάμψη
Δάχτυλα	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες	30 μοίρες υπερέκταση	50-60 μοίρες υπερέκταση

2.2.2 Η ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΙΩΡΗΣΗΣ (SWING)

Όπως και η στήριξη, έτσι και η φάση της αιώρησης αναλύθηκε περαιτέρω και έτσι προέκυψαν τρεις πιο αναλυτικές φάσεις, οι οποίες ωστόσο δεν θα μας απασχολήσουν ιδιαίτερα στη μελέτη της κίνησης του προσθετικού μέλους προς κατασκευή. Παρόλα αυτά, είναι ενδιαφέρον να παρουσιαστούν, ώστε να γίνει πλήρως αντιληπτός ο κύκλος βαδίσματος του ανθρώπου.

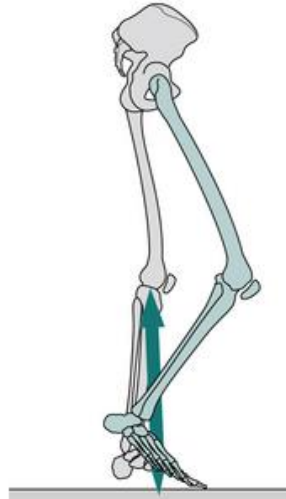
1. **Η φάση της επιτάχυνσης.** Είναι η πρώτη από τις τρεις φάσεις της αιώρησης. Αρχίζει όταν τα δάχτυλα του ποδιού αφήνουν το έδαφος και τελειώνει όταν το πόδι που αιωρείται βρίσκεται πίσω από το πόδι που βρίσκεται σε στήριξη. Αφορά το 60-73 % του συνολικού χρόνου του βαδίσματος.



*Εικόνα 2.11: Η φάση της επιτάχυνσης ή αλλιώς αρχική φάση της αιώρησης. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που ξεκινάει την αιώρηση και με γκρι το πόδι που αρχίζει τη φάση στήριξης. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους.
[πηγή:<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]*

Στη φάση αυτή παρατηρείται κάμψη στο γόνατο και στο ισχίο, ενώ στην ποδοκνημική ραχιαία κάμψη, όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.11 [3].

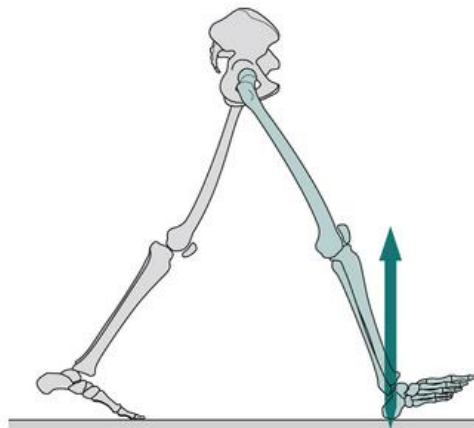
2. **Η φάση της μέσης αιώρησης.** Είναι η δεύτερη φάση της αιώρησης και αρχίζει όταν το πόδι που αιωρείται είναι πίσω από το πόδι στήριξης. Η φάση αυτή ολοκληρώνεται όταν το πόδι που αιωρείται έχει περάσει μπροστά και το οστό της κνήμης είναι κάθετο. Τοποθετείται στο χρονικό διάστημα 73-87 % του συνολικού χρόνου βαδίσματος.



Εικόνα 2.12: Η φάση της μέσης αιώρησης. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που βρίσκεται στη φάση αιώρησης και με γκρι το πόδι που βρίσκεται σε στήριξη. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους. [πηγή:<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.12, κατά τη διάρκεια της μέσης αιώρησης, παρατηρείται κάμψη στο ισχίο, έκταση στο γόνατο και πελματιαία κάμψη στην ποδοκνημική. [2] [3]

3. **Η φάση της επιβράδυνσης.** Ονομάζεται και τελική φάση της αιώρησης. Αρχίζει όταν το πόδι που αιωρείται κατευθύνεται προς τα εμπρός και αρχίζει να εκτείνεται το γόνατο. Αυτό συμβαίνει γιατί το πόδι προετοιμάζεται για την επαφή της πτέρνας με το έδαφος. Τελειώνει όταν το πόδι που αιωρείται αγγίξει το επίπεδο. Με αυτή τη φάση ολοκληρώνεται ο κύκλος του βαδίσματος και αποτελεί το 87-100 % του συνολικού χρόνου.



Εικόνα 2.13: Η φάση της επιβράδυνσης. Με πράσινο χρώμα απεικονίζεται το πόδι που βρισκόταν σε αιώρηση και μόλις έχει ακουμπήσει το έδαφος. Το πράσινο βέλος δείχνει το διάνυσμα της δύναμης αντίδρασης του εδάφους [πηγή:<https://musculoskeletalkey.com/normal-gait/>]

Σε αυτό το χρονικό διάστημα παρατηρούμε ότι στο ισχίο παρατηρείται κάμψη και στο τέλος έκταση, ενώ στο γόνατο παρατηρείται έκταση και έπειτα κάμψη. Στην ποδοκνημική άρθρωση έχουμε ραχιαία κάμψη. Τα παραπάνω διακρίνονται και στην εικόνα 2.13.

Οι κινήσεις που κάνουν τα επιμέρους τμήματα του ποδιού σε κάθε φάση της αιώρησης φαίνονται στον πίνακα 2.2 παρακάτω [3] [2].

Πίνακας 2.2: Το εύρος τροχιάς των αρθρώσεων των κάτω άκρων στη φάση της αιώρησης.

Αρθρώσεις	Φάση της επιτάχυνσης	Φάση της μέσης αιώρησης	Φάση της επιβράδυνσης
Ισχίο	20 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη
Γόνατο	60 μοίρες κάμψη	30 μοίρες κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες
Ποδοκνημική	10 μοίρες πελματιαία κάμψη	Μηδέν (0) μοίρες	Μηδέν (0) μοίρες

2.3 Η ΒΑΔΙΣΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΠΡΟΘΕΣΗΣ

Τοποθετώντας σε ένα άτομο κάποιο είδος πρόθεσης στα κάτω άκρα, επηρεάζεται ο τρόπος με τον οποίο κινείται. Σίγουρα μία πρόθεση βοηθάει στην μετακίνηση του ατόμου με τη μίμηση της φυσιολογικής ανατομίας και βάδισης, αλλά αυτό δεν συνεπάγεται ένα ομαλό και φυσιολογικό τύπο βάδισης. Μετά από αρκετές μελέτες που έχουν διεξαχθεί πάνω στην κινησιολογία ατόμων με προσθετικό κάτω άκρο, έχουν προκύψει κάποια συμπεράσματα σχετικά με τα χαρακτηριστικά της βάδισης τους.

Αρχικά, τα άτομα με προσθετικό μέλος περπατάνε με άνεση με μία ταχύτητα κατά 29%, περίπου, μικρότερη από τα άτομα με υγιή μέλη. Συνήθως, επιτυγχάνουν μεγαλύτερη ταχύτητα βάδισης αυξάνοντας το μήκος του βαδίσματος και όχι τον ρυθμό. Ο βηματισμός τους είναι μεγαλύτερος και παρουσιάζει μία ασυμμετρία, η οποία μπορεί να μειωθεί με αύξηση της ταχύτητας βάδισης. Αυτό σημαίνει πως η φάση στήριξης διαρκεί περισσότερο στο υγιές μέλος, περίπου 63% του συνολικού κύκλου βαδίσματος, και λιγότερο στο προσθετικό, περίπου 58% του συνολικού κύκλου [4]. Συνεπάγεται πως και η φάση της αιώρησης διαρκεί περισσότερο για το προσθετικό μέλος από ότι για το υγιές. Η διάρκεια της φάσης όπου και τα δύο πόδια είναι σε επαφή με το έδαφος, διέφερε στο πάσχον και στο υγιές μέλος. Ακόμα, στο περπάτημα των ανθρώπων που φοράνε κάποια πρόθεση παρατηρήθηκε ότι υπάρχει μία κλίση του κορμού τους προς το προσθετικό μέλος κατά τη διάρκεια της φάσης στήριξης στο πάσχον άκρο. Ακόμα όμως, δεν έχει βρεθεί κάποια σύνδεση μεταξύ του μήκους βήματος και της πλάγιας κλίσης του κορμού.

Σχετικά με τις κινήσεις των επιμέρους τμημάτων του ακρωτηριασμένου μέλους, παρατηρήθηκε ότι στα περισσότερα άτομα με πρόθεση, υπάρχει μεγαλύτερη έκταση του ισχίου στο τέλος της φάσης στήριξης ή αλλιώς στο τέλος της φάσης κατά την οποία υπάρχει

ανύψωση της πτέρνας, από ότι στα άτομα με υγιές μέλη. Σύνηθες είναι το φαινόμενο κατά τη διάρκεια του περπατήματος, τα άτομα να επεκτείνουν το προσθετικό μέλος περισσότερο κατά το τέλος της φάσης της αιώρησης από ότι τα υγιές άτομα. Αυτό πιθανώς συμβαίνει για να εξασφαλίσουν νωρίς της επέκταση της άρθρωσης του γονάτου κατά τη διάρκεια της επαφής της πτέρνας με το έδαφος και για να αυξήσουν το μήκος βήματος. Επίσης, η μετάβαση από την έκταση στην κάμψη του ισχίου πραγματοποιείται πολύ γρήγορα στο πάσχον μέλος. Τέλος, στις περιπτώσεις όπου το γόνατο είναι άθικτο, τότε αυτό παραμένει σε κάμψη σε όλη τη διάρκεια της φάσης αιώρησης σε αντίθεση με τη φυσιολογική βάδιση.

Στον πίνακα 2.3 παρουσιάζονται οι ανωμαλίες που παρατηρούνται κατά τον βηματισμό ατόμων που έχουν υποστεί κνημιαίο ακρωτηριασμό και φοράνε κάποια πρόθεση, όπως η περίπτωση που μελετάται στην παρούσα διπλωματική εργασία [4].

Πίνακας 2.3: Βηματισμός ατόμου με κνημιαίο ακρωτηριασμό

Κύκλος Βάδισης	Παρατηρηθείσα ανωμαλία βηματισμού
Επαφή της πτέρνας με το έδαφος	<ul style="list-style-type: none"> • Απότομη επαφή τακουνιού, γρήγορη κάμψη γονάτος • Παρατεταμένη επαφή τακουνιού, γόνατο παραμένει πλήρως εκτεταμένο • Ασταθής κίνηση γονάτων
Μέση στήριξης	<ul style="list-style-type: none"> • Διάμεση ή πλευρική πίεση θήκης • Πλευρική και στροφική αστάθεια της πρόθεσης • Η λεκάνη χαμηλώνει ή ανυψώνεται
Ανύψωση της πτέρνας	<ul style="list-style-type: none"> • Πρόωρη κάμψη γονάτος
Ανύψωση των δαχτύλων	<ul style="list-style-type: none"> • Το τακούνι αφήνει το έδαφος πολύ νωρίς • Το τακούνι αφήνει το έδαφος πολύ καθυστερημένα
Αιώρηση	<ul style="list-style-type: none"> • Τα προσθετικό πόδι σέρνεται
Διαδοχική διπλή στήριξη	<ul style="list-style-type: none"> • Άνισο μήκος βημάτων

3. ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΑ ΜΕΛΗ

3.1 ΙΣΤΟΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η ιστορία των προσθετικών μελών ξεκινάει σχεδόν ταυτόχρονα με την αρχή της ιατρικής επιστήμης. Η εξέλιξη του συγκεκριμένου κλάδου βρίσκεται πάντα σε παραλληλισμό με την ανάπτυξη της ιατρικής επιστήμης, του πολιτισμού και γενικότερα με την πρόοδο της ανθρωπότητας. Η χρήση αυτών των μελών επινοήθηκε για να εξυπηρετήσει τη λειτουργικότητα, την αισθητική αλλά και για να παρέχει μία ψυχολογική αίσθηση της ολότητας. Είναι δύσκολο να καθοριστεί η ακριβής ιστορική στιγμή που ο άνθρωπος αναγνώρισε την παραπληγία και ενδιαφέρθηκε να την αντιμετωπίσει. Πολλοί αρχαίοι πολιτισμοί έχουν αφήσει στοιχεία για τέτοιες μεθόδους μέσω παραδόσεων, μυθικών αφηγήσεων και τραγουδιών. Οι πρώτες απόπειρες εφαρμογής προσθετικών μελών ήταν απλουστευμένες κατασκευές από δέρμα και ξύλο, οι οποίες τυχαίνει να απεικονίζονται και σε αγγεία ή τοιχογραφίες τέτοιων πολιτισμών. Τα παραπάνω ήταν η προσπάθεια των πρώτων ανθρώπων να απαλλαγούν από τη χρήση του μπαστουιού και της πατερίτσας, ώστε να απελευθερωθεί η χρήση των χεριών. Αυτά τα μέλη αποδείχτηκαν αρκετά λειτουργικά και εδραίωσαν πολλές από τις αρχές που χρησιμοποιούνται ακόμα και σήμερα στα προσθετικά μέλη.

Ενδείξεις χρήσης προσθετικών μελών βρέθηκαν σε Αιγυπτιακούς τάφους, ενώ μία τοιχογραφία του 500 π.Χ. από περιοχή της Γαλλίας απεικονίζει έναν εργάτη ο οποίος φέρει ένα ξύλινο στήριγμα σε ένα από τα πόδια του.

Σε τρεις από τους μεγαλύτερους αρχαίους πολιτισμούς, της Αιγύπτου, της Ελλάδας και της Ρώμης, η αρχή της χρήσης προσθετικών μελών συμπίπτει και με τις πρώτες προσπάθειες ανατομικής αποκατάστασης. Κατά το Μεσαίωνα τέτοια μέλη χρησιμοποιούνται για να καταστήσουν τους στρατιώτες λειτουργικούς στη μάχη, αλλά και για να καλύψουν σωματικές δυσμορφίες.

Καθώς η αναγέννηση επαναφέρει την ανάπτυξη των επιστημών, η μελέτη τέτοιου είδους εφαρμογών, αλλά και του αντίστοιχου χειρουργικού τομέα γνωρίζει μεγάλη πρόοδο. Κατά τον 15ο αιώνα η χρήση προσθετικών μελών περιοριζόταν σε ξύλινα πόδια και σε γάντζους που αντικαθιστούσαν τα ακρωτηριασμένα χέρια. Μόνο για τους εύπορους υπήρχε η δυνατότητα πιο πολύπλοκων προσθετικών κατασκευών. Την ίδια περίοδο αναπτύσσεται παράλληλα σε πολύ μεγάλο βαθμό η χρήση του μετάλλου. Έτσι ένα νέο υλικό προστίθεται στον κατάλογο των πρώτων υλών για την κατασκευή τέτοιων αντικειμένων. Βέβαια, η κατασκευή μεταλλικών μελών είχε το μειονέκτημα του μεγάλου βάρους, κάτι που ανάγκαζε τους ασθενείς να τα χρησιμοποιούν για περιορισμένο χρόνο και κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες. Παρόλο που σε αυτή την εποχή η γνώση για το ανθρώπινο σώμα είναι ευρεία, η

κατασκευή ενός απόλυτα λειτουργικού προσθετικού μέλους είναι δύσκολη. Σταδιακά η γνώση για την κινησιολογία συμβάλλει στην κατασκευή περισσότερο πολύπλοκων μεταλλικών μελών και απόδειξη είναι η δημιουργία του πρώτου προσθετικού ποδιού με μεταλλικό σύνδεσμο στην περιοχή του γόνατου. Στην ανάπτυξη της λειτουργικότητας βοηθούν και μηχανολογικά εξαρτήματα που προήλθαν από διαφορετικούς τεχνολογικούς τομείς, όπως γρανάζια της ωρολογοποιίας ή ελατήρια και μηχανισμοί που είχαν χρήση σε κατασκευές άσχετες με την ιατρική. Τα παραπάνω εξυπηρέτησαν στο να αποκτήσουν τα προσθετικά μέλη χρηστικότητα πέραν της αισθητικής τους αξίας.

Από το 1600 έως το 1700 παρατηρείται μεγάλη βελτίωση στις τεχνικές των προσθετικών μελών και των ιατρικών δεδομένων που τις επηρεάζουν. Η ανάπτυξη της χρήσης των φαρμάκων βοηθάει τους γιατρούς να έχουν περισσότερο χρόνο για να μελετήσουν μία συγκεκριμένη περίπτωση ακρωτηριασμού και να καταλήξουν στην καλύτερη διαχείριση της.

Η βιομηχανική επανάσταση έδωσε ακόμα περισσότερη ώθηση στην κατασκευή προσθετικών μελών, σε μία εποχή που ακολούθησε δύο πολύ σημαντικών πολέμων (Αμερικάνικος Εμφύλιος, Πρώτος Παγκόσμιος Πόλεμος) και άφησε πίσω δεκάδες χιλιάδες ακρωτηριασμένων ανθρώπων. Ακολουθεί και ο Δεύτερος Παγκόσμιος Πόλεμος αφήνοντας πίσω του ακόμα περισσότερους παραπληγικούς που χρειάζονται τέτοιου είδους ιατρικά βοηθήματα για να συνεχίσουν με μεγαλύτερη ευκολία τη ζωή τους. Ωστόσο, ακόμη και σήμερα η χρήση των προσθετικών μελών δεν έχει φτάσει σε επίπεδα απόλυτης άνεσης και λειτουργικότητας, αλλά σίγουρα καθιστά τον ασθενή ανεξάρτητο και αυτοεξυπηρετούμενο.

Η διαδρομή από τα πρώτα πρωτόγονα προσθετικά μέλη μέχρι και τα σημερινά είναι πολύ μεγάλη. Στην εποχή μας τα σύγχρονα υλικά όπως τα πολυμερή, το ανθρακόνημα, το τιτάνιο και το αλουμίνιο δίνουν τη δυνατότητα πολύ ελαφρών αλλά ταυτόχρονα υπερανθεκτικών στη διάβρωση και με εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες κατασκευών. Επίσης στις μέρες μας οι σύγχρονες μέθοδοι σχεδιασμού και η δυνατότητα λεπτομερών μηχανουργικών κατεργασιών καταλήγουν σε προϊόντα που εξομοιώνουν σε πολύ μεγάλο βαθμό τα φυσικά μέλη και απαιτούν για τη χρήση τους την ελάχιστη ενέργεια [5].

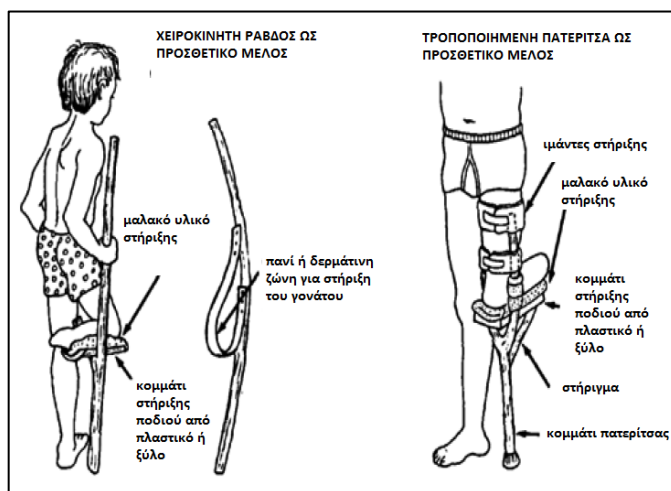
3.2 ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΑ ΜΕΛΗ ΣΤΙΣ ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΜΕΝΕΣ ΧΩΡΕΣ

Όταν οι άνθρωποι, οι οποίοι έχουν υποστεί ακρωτηριασμό, ζουν σε περιοχές που δεν έχουν πρόσβαση σε κάποιο χωριό ή κάποια κινητή κλινική που να παρέχουν προσθετικά μέλη, τότε καταφεύγουν σε οτιδήποτε μπορούν να αξιοποιήσουν στο σπίτι τους σε μια προσπάθεια να συνεχίζουν να λειτουργούν και να συμμετέχουν σε δραστηριότητες ζωτικής σημασίας στις καθημερινές τους ζωές. Πρωτόγονα προσθετικά άκρα μπορούν να κατασκευαστούν ακόμα και στο σπίτι από οτιδήποτε διαθέτει ο καθένας, από μια απλή

ξύλινη ή μεταλλική ράβδος μέχρι μια δερμάτινη θήκη από ένα απλό κομμάτι δέρματος. Παρ' όλα αυτά όταν ο ασθενής έχει πρόσβαση σε ένα χωριό ή μία κινητή κλινική τότε οι διαθέσιμες επιλογές αυξάνονται. Αυτές οι επιλογές ποικίλουν από άκρα κατασκευασμένα από κομμάτια ποδηλάτου, μέχρι εκείνα που κατασκευάζονται με την χρήση των πιο εξελιγμένων υπολογιστικών προγραμμάτων. Στη συνέχεια, θα γίνει προσπάθεια να αναφερθούν όλες οι διαθέσιμες επιλογές προσθετικών άκρων στις κατηγορίες που προαναφέρθηκαν.

- **Από απλές ράβδους και πατερίτσες**

Η απλούστερη επιλογή προσθετικού άκρου είναι μία ράβδος που χειρίζεται με το χέρι, η οποία περιλαμβάνει είτε ένα δερμάτινο ιμάντα ή μία επίπεδη επιφάνεια που θα υποστηρίξει το μέλος που έχει υποστεί ακρωτηριασμό. Επίσης, μπορεί να κατασκευαστεί παίρνοντας το κάτω μέρος μιας πατερίτσας το οποίο στερεώνεται με ιμάντες πάνω στο πόδι που χρειάζεται υποστήριξη. Αυτού του τύπου τα άκρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν βραχυπρόθεσμα, όταν δεν υπάρχει κάτι άλλο διαθέσιμο, αλλά η μακροχρόνια χρήση τους δημιουργεί προβλήματα στην εφαρμογή και στην άνεση. Χαρακτηριστικό πρόβλημα στη χρήση μίας τέτοιας μεθόδου είναι η αγκύλωση των αρθρώσεων που προκαλείται από την αδράνεια των μυών στην περιοχή. Αυτή η επιλογή προσθετικού ποδιού φαίνεται αναλυτικά παρακάτω, στην εικόνα 3.1.

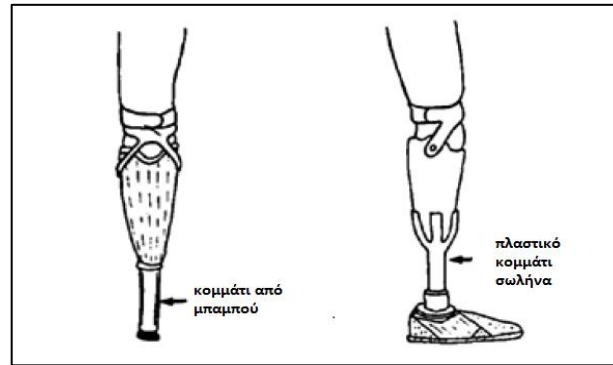


Εικόνα 3.1: Χειροκίνητη ράβδος ή τροποποιημένη πατερίτσα ως προσθετικό πόδι. [πηγή: *Disabled Village Children, David Werner*]

- **Από κομμάτια πλαστικού ή μπαμπού**

Μια καλύτερη μέθοδος απλουστευμένου προσθετικού άκρου είναι αυτή που χρησιμοποιεί μπαμπού ή πλαστικό πόδι καθώς αυτό μιμείται καλύτερα τη σύνδεση με το φυσικό άκρο. Αυτό αποτρέπει τις αγκυλώσεις ενώ ο ασθενής περπατάει, αφού το γόνατο έχει πλήρη ελευθερία κίνησης. Σε αυτήν την περίπτωση, η θήκη, που συνήθως είναι υφασμάτινη, γεμίζεται με κάποιο μαλακό υλικό ώστε να μην τραυματίζει το άκρο και πάνω της

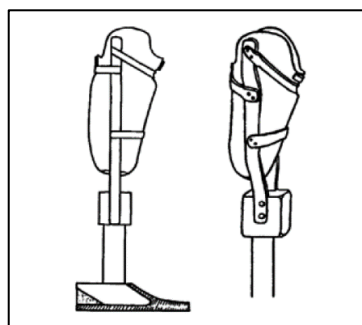
προσαρμόζονται δερμάτινοι ιμάντες οι οποίοι θα τη συγκρατούν πάνω στο φυσικό άκρο. Το κάτω μέρος είναι, συνήθως, ένα κομμάτι από μπαμπού ή πλαστική σωλήνα το οποίο συγκρατείται με τη θήκη με τη χρήση σύρματος. Σε επαφή με το έδαφος βρίσκεται ένα κομμάτι ξύλου που μιμείται το πέλμα και κάποιες φορές προσαρμόζεται σε αυτό κάποιου είδους ελαστικό υλικό για να αυξήσει την πρόσφυση. Λεπτομέρειες αυτής της μεθόδου φαίνονται στην εικόνα 3.2 [5].



Εικόνα 3.2: Προσθετικό πόδι από μπαμπού ή πλαστικό. [Πηγή: *Disabled Village Children, David Werner*]

- **Από κομμάτια μασίφ ξύλου και μέταλλο ή δέρμα και μεταλλικά στηρίγματα**

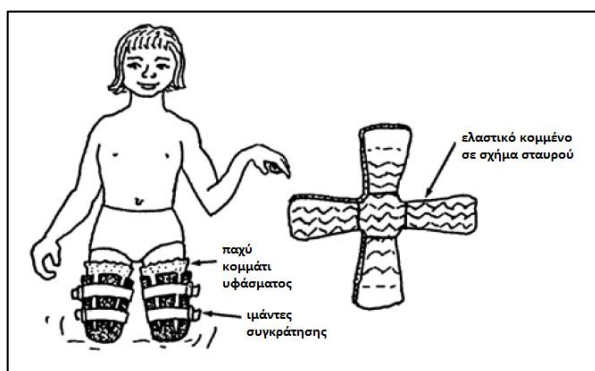
Ιδιαίτερα συνηθισμένα είναι τα άκρα που κατασκευάζονται από μασίφ ξύλο και δέρμα. Το μειονέκτημα, όμως, που παρουσιάζουν είναι ότι απαιτούν πολύ χρόνο και εξειδικευμένες τεχνικές γνώσεις. Η ξύλινη θήκη που φαίνεται και στην εικόνα 3.3, σκαλίζεται από ένα ενιαίο κομμάτι και πάνω του στερεώνεται ο πυλώνας στήριξης. Μια παραλλαγή αυτού κατασκευάζεται από μεταλλικές ράβδους και ξύλο. Και στις δύο περιπτώσεις το σημείο επαφής με το φυσικό άκρο κατασκευάζεται από δέρμα το οποίο παίρνει τη μορφή κοιλότητας όσο είναι ακόμα υγρό και έχει τυλιχτεί γύρω από ένα καλούπι που έχει το σχήμα του άκρου που θα το δεχτεί. Η παραπάνω δερμάτινη θήκη συνδέεται με το ξύλινο ή μεταλλικό στέλεχος που με τη σειρά του συνδέεται με τον πυλώνα στήριξης και καταλήγει στο ομοίωμα του πέλματος [5].



Εικόνα 3.3: Προσθετικό πόδι από μασίφ ξύλο και δέρμα ή δέρμα και μεταλλικά στηρίγματα. [Πηγή: *Disabled Village Children, David Werner*]

- **Θήκες προστασίας των άκρων**

Στις περιπτώσεις που ο ακρωτηριασμός έχει επηρεάσει και τα δύο άκρα πάνω από το γόνατο, δεν χρησιμοποιούνται πρόσθετα που να έχουν το μήκος του φυσικού μέλους, αλλά προτιμώνται θήκες που απλά καλύπτουν και προστατεύουν τα εναπομείναντα άκρα. Αυτές οι θήκες είναι πολύ χρήσιμες στη φάση της αποθεραπείας καθώς ευνοούν την επούλωση των τραυμάτων, αφού αποτρέπουν την επαφή του εκτεθειμένου μέλους με το έδαφος ή άλλες πηγές μόλυνσεων. Αυτές οι θήκες μπορούν να κατασκευαστούν από διάφορα υλικά και όπως αναφέρθηκε δεν περιλαμβάνουν συνδέσμους στο γόνατο, πυλώνα στήριξης ή τεχνητό πέλμα. Οι συγκεκριμένες θήκες επιτυγχάνουν ακόμη τη διατήρηση χαμηλότερου κέντρου βάρους του ασθενή, ώστε να μπορεί να κινείται με ευστάθεια και ισορροπία. Παρά την ευκολία εφαρμογής, οι θήκες και στα δύο πόδια περιορίζουν το βαθμό ελευθερίας των κινήσεων και στα δύο πόδια, αλλά διευκολύνουν τον ασθενή να κινηθεί με λιγότερο κόπο. Στις περισσότερες αναπτυσσόμενες χώρες αυτές οι θήκες είναι κατασκευασμένες από παλιά ελαστικά αυτοκινήτων ή φορτηγών που κόβονται σε σχήμα σταυρού και συγκρατούνται γύρω από τα φυσικά άκρα με ιμάντες, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.4. Μεταξύ του άκρου και του ελαστικού πάντα παρεμβάλλεται ένα χοντρό κομμάτι υφάσματος [5].



Εικόνα 3.4: Προσθετικό μέλος-θήκες για την προστασία των άκρων. [Πηγή: *Disabled Village Children*, David Werner]

- **Από εξαρτήματα ποδηλάτου**

Μια άλλη τεχνική χρησιμοποιεί τα υλικά και την τεχνογνωσία των ποδηλάτων για να δημιουργήσει τεχνητά μέλη. Πρόκειται για κατασκευές που μπορούν να ρυθμιστούν ανάλογα με το ύψος του ασθενή και είναι αρκετά οικονομικές όταν χρειαστούν αντικατάσταση. Αρχικά το βάρος των υλικών που τις αποτελούν ήταν ένα θέμα για τους χρήστες αλλά αυτή η ιδιαιτερότητα παρείχε και αυξημένη σταθερότητα κατά τη χρήση. Η λογική της κατασκευής είναι να χρησιμοποιηθεί η σέλα του ποδηλάτου ως το ομοίωμα του πέλματος και η ράβδος στην οποία είναι πακτωμένη να λειτουργήσει σαν πυλώνας στήριξης. Ένα κομμάτι του σκελετού του ποδηλάτου χρησιμοποιείται για να αντικαταστήσει

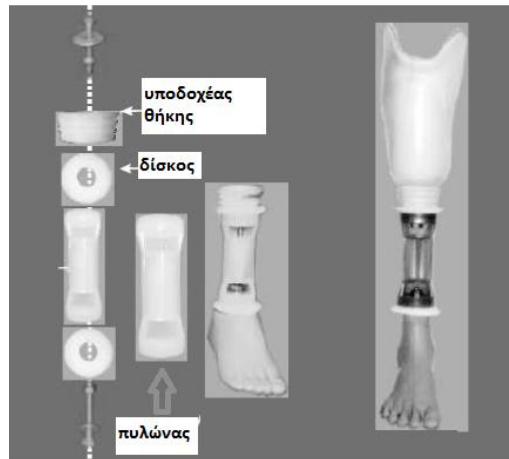
το οστό της κνήμης και η κατασκευή καταλήγει σε μία θήκη από μαλακό υλικό για να αποφευχθεί η επαφή του οστού με τα μεταλλικά κομμάτια. Αυτή η μέθοδος έχει το πλεονέκτημα ότι είναι εντελώς δωρεάν όταν τα ποδήλατα που έχει ως πρώτη ύλη δεν χρησιμοποιούνται πλέον, ενώ σε άλλη περίπτωση το κόστος της κατασκευής μπορεί να είναι σημαντικό. Η χρήση μίας τέτοιας τεχνικής φαίνεται στην εικόνα 3.5 [5].



Εικόνα 3.5: Προσθετικό πόδι από εξαρτήματα ποδηλάτου. [Πηγή: Prosthetics in Developing Countries, Erin Strait]

- **Trans-Tibial Plastic Modular Component (TTPMC)**

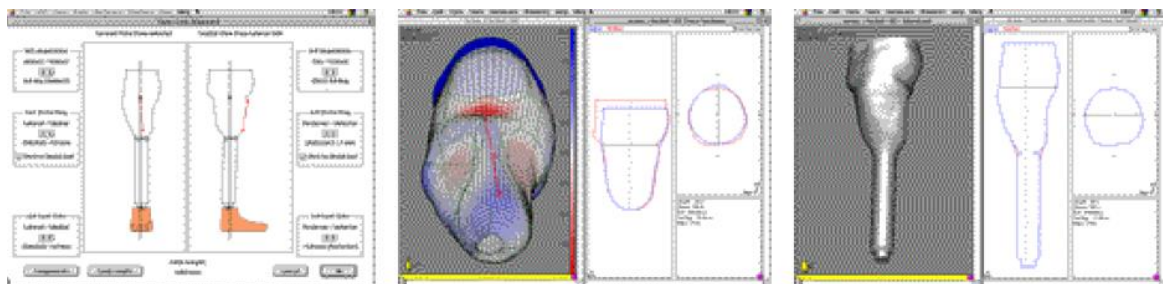
Μία νέα ιδέα στην προσθετική κάτω άκρων προέκυψε από την οργάνωση MobilityIndia, η οποία έφτιαξε ένα πλαστικό προσθετικό μέλος το οποίο είναι αρκετά ελαφρύ και αποτελείται από διάφορα εξαρτήματα, ώστε να παρέχει τελικά στον ασθενή ένα πλήρες προσθετικό πόδι από το γόνατο και κάτω. Σε αγγλική ορολογία ονομάζεται «Trans – Tibial Plastic Modular Component (TTPMC)». Αυτό το σύστημα αποτελείται από δύο πλαστικά δισκία, ένα πλαστικό εξάρτημα στο οποίο προσαρμόζεται η θήκη, τον πυλώνα στήριξης ο οποίος είναι επίσης πλαστικός και στην ουσία αντικαθιστά το οστό της κνήμης και από διάφορα παξιμάδια και βίδες που χρησιμοποιούνται στην ευθυγράμμιση και στην συναρμολόγηση όπως φαίνεται στην εικόνα 3.6. Η χρήση του πλαστικού στα εξαρτήματα γίνεται ώστε να τα καταστήσει αρκετά ελαφρά, οικονομικά, μη διαβρώσιμα και ανθεκτικά στο νερό. Ένα από τα πλεονεκτήματα που έχει αυτή η κατασκευή είναι ότι ο πυλώνας μπορεί να κατασκευαστεί σε αρκετά διαφορετικά ύψη χωρίς να επηρεάσει τα υπόλοιπα εξαρτήματα και έτσι να καλύψει ασθενείς με ένα ευρύ φάσμα ύψους, ενώ ταυτόχρονα παραμένει αρκετά οικονομικό. Το δεύτερο είναι ότι η συναρμολόγηση της κατασκευής είναι αρκετά εύκολη και μπορεί να πραγματοποιηθεί από ανθρώπους με λίγη εκπαίδευση ή πολύ μικρή εμπειρία. [6]



Εικόνα 3.6: Trans-Tibial Plastic Modular Component. [Πηγή: Analysis of a Lower Limb Prosthesis, V. S. Richardson]

- Η χρήση συστημάτων CAD/CAM για την κατασκευή προσθετικού μέλους

Όσο ο αριθμός των ακρωτηριασμένων ανθρώπων αυξανόταν παγκοσμίως, το ίδιο συνεπώς και η ανάγκη κατασκευής προσθετικών μελών, η έρευνα στράφηκε σε συστήματα υπολογιστών για την σχεδίαση και την κατασκευή τους (computer-aided design and computer-aided manufacture CAD/CAM). Η νέα αυτή τεχνολογία στο σχεδιασμό και την κατασκευή προθέσεων διαδόθηκε ευρέως μιας και δίνει τη δυνατότητα κατασκευής προσθετικών μελών σε τοποθεσίες πολύ μακριά από εκείνες που μπορεί να βρísκεται ο ασθενής δίνοντας απλά κάποια βασικά χαρακτηριστικά του. Επίσης, η τεχνολογία αυτή μειώνει κατά πολύ τον χρόνο που χρειάζεται για να φτιαχτεί η πρόθεση. Συνήθως η διαδικασία ξεκινάει με μία απλή χύτευση του υπολειπόμενου άκρου στην χώρα που βρísκεται ο ασθενής. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται ψηφιοποίηση του ομοιώματος που προέκυψε από τη χύτευση με σκοπό να σχεδιαστεί η θήκη του προσθετικού μέλους, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.7. Η θήκη τελικά κατασκευάζεται είτε με τη χρήση υπολογιστή (τρισεδιάστατη εκτύπωση) ή απευθείας από το ομοίωμα . Τέλος, η πρόθεση ολοκληρώνεται με την τοποθέτηση των εξαρτημάτων που σχεδιάστηκαν σε υπολογιστικό περιβάλλον και την προσαρμογή τους στον ασθενή. [7]



Εικόνα 3.7: Κατασκευή άκρου με τη βοήθεια υπολογιστή. [Πηγή: Prosthetics in Developing Countries, Erin Strait]

4. ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΚΑΤΩ ΑΚΡΟΥ

Το παρόν κεφάλαιο επικεντρώνεται στη διαδικασία παραγωγής ενός ψηφιοποιημένου μοντέλου που προέρχεται από ένα φυσικό αντικείμενο. Αρχικά, θα γίνει αναφορά στους τύπους συσκευών που χρησιμοποιούνται για τη σάρωση του φυσικού αντικειμένου, αλλά και στους διάφορους τύπους αρχείων ηλεκτρονικού υπολογιστή που θα προκύψουν από την αρχή της διαδικασίας μέχρι τη δημιουργία του τελικού μοντέλου που θα χρησιμοποιηθεί στις αναλύσεις. Στη συνέχεια, του κεφαλαίου θα αναλυθεί η διαδικασία της ψηφιοποίησης του φυσικού μοντέλου που μελετάται, από το οποίο θα προκύψει τελικά το αρχικό μοντέλο του προσθετικού μέλους.

4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Ψηφιοποίηση φυσικού μοντέλου (Digital Shape Reconstruction) ή αλλιώς αντίστροφη μηχανική (Reverse Engineering) είναι η διαδικασία κατά την οποία εξάγουμε γνώση ή σχεδιαστική πληροφορία από οποιοδήποτε φυσικό αντικείμενο. Η ανάπτυξη αυτής της ιδέας προέκυψε από την ανάγκη να μειωθεί όσο το δυνατό περισσότερο ο χρόνος ανάπτυξης ενός προϊόντος αλλά και το κόστος της ανάπτυξής του, γεγονός που βοηθάει τις βιομηχανίες να ανταπεξέλθουν στις ραγδαίες εξελίξεις της τεχνολογίας, αλλά και στους γρήγορους ρυθμούς που κινούνται σήμερα οι περισσότερες κοινωνίες. Στην ουσία, αυτή η διαδικασία χρησιμοποιεί τα στοιχεία της επιφάνειας ενός φυσικού αντικειμένου μέσω μιας συσκευής ανίχνευσης ή μέτρησης με σκοπό την αναδημιουργία του. Μεγάλη χρησιμότητα έχει επίσης σε αντικείμενα, τα οποία καθιστούν αδύνατη την καταγραφή της γεωμετρίας τους με χειρωνακτικό τρόπο ή που ακόμα και οι πιο μικρές λεπτομέρειες της γεωμετρίας τους είναι μεγάλης σημασίας για την μετέπειτα αναδημιουργία τους.

Οι συσκευές, μέσω των οποίων εξάγεται η σχεδιαστική πληροφορία ενός φυσικού μοντέλου, ονομάζονται τρισδιάστατοι σαρωτές (3D scanners). Οι αρχές λειτουργίας τους βασίζονται στην εφαρμογή γεωμετρικών αξιωματών και συναρτήσεων. Η εξέλιξη της τεχνολογίας των τρισδιάστατων σαρωτών είναι αποτέλεσμα συλλογικής δουλειάς επιστημόνων από διάφορα επιστημονικά ερευνητικά πεδία, όπως της μηχανολογίας, της φωτογραμμετρίας, της φυσικής, των μαθηματικών, των τρισδιάστατων γραφικών και των μετρήσεων με ηλεκτρονικά αισθητήρια. Υπάρχουν διάφοροι τύποι τρισδιάστατων σαρωτών και η επιλογή κάθε φορά του κατάλληλου τύπου συστήματος εξαρτάται από ποικίλους παράγοντες όπως το υλικό του αντικειμένου, την επιφάνεια του, την επιθυμητή ακρίβεια της γεωμετρίας που θέλουμε να λάβουμε, τον διαθέσιμο χρόνο που έχουμε αλλά και το κόστος του κάθε συστήματος.

Οι κύριες κατηγορίες σαρωτών επιγραμματικά είναι οι παρακάτω:

- Σαρωτές επαφής
- Άνευ επαφής ενεργοί
 - Σαρωτής Laser¹ με σύστημα χρόνου πτήσης (TOF, time of light)
 - Σαρωτής Laser με τριγωνισμό
 - Σαρωτής δομημένου φωτός
 - Σαρωτής διαμορφωμένου φωτός
 - Αξονικός/Μαγνητικός τομογράφος
- Άνευ επαφής παθητικοί
 - Σαρωτές με στερεοσκοπικό σύστημα
 - Σαρωτές με φωτομετρικό σύστημα
 - Σαρωτές με τεχνικές σκιαγραφίας ή περιγράμματος (silhouette techniques)

Για τη σάρωση του φυσικού αντικείμενου που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα διπλωματική εργασία επιλέχθηκε ο σαρωτής Laser με τριγωνισμό NDI Vicra Scan που φαίνεται στην εικόνα 4.1



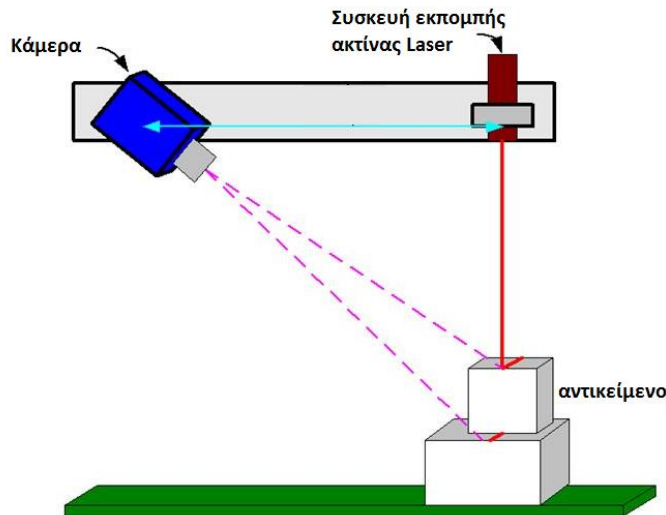
Εικόνα 4.1: NDI Vicra Scan. [πηγή: <http://www.vcam-tech.com/product171-VicraSCAN>]

Ένας σαρωτής Laser που βασίζεται στον τριγωνισμό, όπως αυτός που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιεί μία δέσμη Laser για να ανιχνεύσει το περιβάλλον. Κατά τον τριγωνισμό, εκπέμπεται μία ακτίνα Laser στο αντικείμενο και χρησιμοποιείται μία κάμερα για να εντοπίσει τη θέση όπου έπεσε η “κουκίδα” της δέσμης αυτής. Ανάλογα με το πόσο μακριά η δέσμη χτύπησε μία επιφάνεια, η “κουκίδα” εμφανίζεται σε διαφορετικά σημεία στο οπτικό πεδίο της κάμερας. Η τεχνική αυτή ονομάζεται τριγωνισμός επειδή η

¹Laser: ((**L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation)). Στα ελληνικά αποδίδεται ως ενίσχυση φωτός με εξαναγκασμένη εκπομπή ακτινοβολίας και καλύπτει τόσο τις συσκευές που την παράγουν όσο και την αντίστοιχη ακτινοβολία. Τα Laser παράγουν μονοχρωματικό φως, δηλαδή φως με συγκεκριμένο μήκος κύματος-χρώμα, το οποίο διαδίδεται σε μία συγκεκριμένη κατεύθυνση σχηματίζοντας στενές δέσμες

κάμερα, η “κουκίδα” και η συσκευή που εκπέμπει την ακτίνα Laser σχηματίζουν ένα τρίγωνο όπως δείχνει η εικόνα 4.2.

Οι σαρωτές που χρησιμοποιούν την τεχνική του τριγωνισμού έχουν το πλεονέκτημα της πολύ υψηλής ακρίβειας της τάξης των μερικών μικρομέτρων, παρόλο που το εύρος της ανίχνευσης τους είναι σχετικά μικρό, της τάξης μερικών μέτρων [8].



Εικόνα 4.2: Σαρωτής Laser με τριγωνισμό.

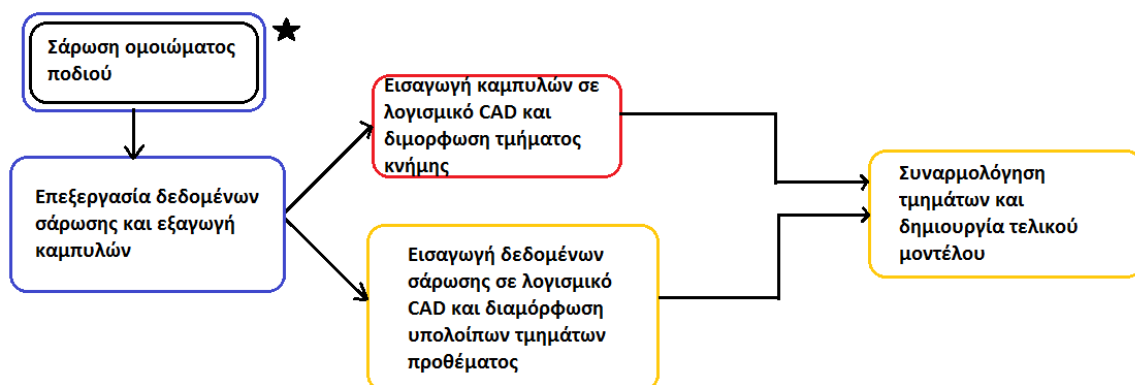
Η επιτυχία της διαδικασίας ψηφιοποίησης ενός φυσικού μοντέλου δεν εξαρτάται μόνο από τη σωστή επιλογή του συστήματος σάρωσης, αλλά επίσης από την ικανότητα χειρισμού της συσκευής. Απαιτείται συχνή αλληλεπίδραση μεταξύ του χρήστη και της συσκευής, και συχνά αρκετός χρόνος μέχρι να δημιουργηθεί το ακριβές μοντέλο μιας επιφάνειας από ένα νέφος σημειακών δεδομένων (point cloud) ή αλλιώς νέφος σημείων που είναι το προϊόν της σάρωσης.

Το νέφος σημείων που προκύπτει από τη σάρωση στην ουσία περιγράφει τις επιφάνειες του αντικειμένου που σαρώθηκαν και δεν δίνει περαιτέρω πληροφορίες. Επομένως, θα πρέπει να μεταφερθεί σε κάποιο κατάλληλο λογισμικό που θα μπορέσει να το μετατρέψει σε μία συνεχόμενη μορφή επιφάνειας. Για να γίνει αυτό αρχικά θα πρέπει να αφαιρεθούν τα στοιχεία που προκύπτουν από λάθος σαρώσεις ώστε το τελικό νέφος να περιγράφει μόνο την επιθυμητή γεωμετρία. Στη συνέχεια, από τα σημεία θα προκύψει ένα τριγωνικό πλέγμα και θα ακολουθήσει μείωση του θορύβου και διόρθωση τυχόν ασυνεχειών και ατελειών. Σε αυτό το σημείο έχει φτιαχτεί από το λογισμικό μία πρώτη επιφάνεια η οποία όμως δεν είναι εντελώς λεία και υπάρχουν ακόμα κάποιες ατέλειες. Για να μπορέσει η επιφάνεια αυτή να είναι πιο εύκολα επεξεργάσιμη και να μπορέσει αργότερα να χρησιμοποιηθεί για μία ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων χρειάζεται επιπλέον επεξεργασία.

Η επεξεργασία που πραγματοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, ήταν να δημιουργηθούν δισδιάστατες καμπύλες που να περιγράφουν την τομή της επιφάνειας της γεωμετρίας με το επίπεδο σε κάθετη κατεύθυνση από αυτή του ύψους. Αργότερα, οι καμπύλες αυτές εισήχθησαν σε ένα λογισμικό CAD και ξανασχεδιάζονται πιο ομαλές και χωρίς ασυνέχειες ώστε στη συνέχεια μέσω αυτών να ξαναδημιουργηθεί μία επιφάνεια πιο ομαλή. Αυτή η επιφάνεια τώρα είναι έτοιμη να επεξεργαστεί, ώστε μέσω αυτής να προκύψει ένα πρώτο σχέδιο για το προσθετικό μέλος που θα αναλυθεί στη συνέχεια.

Στη συνέχεια, θα χρειαστεί ο σχεδιασμός των επιμέρους εξαρτημάτων τα οποία σε συνδυασμό με την επιφάνεια που προέκυψε από τη σάρωση θα αποτελέσουν το προσθετικό μέλος. Ο σχεδιασμός αυτών των εξαρτημάτων έγινε σε λογισμικό CAD. Τέλος, συναρμολογούνται όλα τα εξαρτήματα που αναφέρθηκαν και έτσι ολοκληρώνεται το μοντέλο του προσθετικού ποδιού.

Στην εικόνα 4.3 παρουσιάζονται σε σειρά τα βήματα που πραγματοποιήθηκαν για την ολοκλήρωση του τελικού ψηφιοποιημένου μοντέλου, καθώς και το λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε σε κάθε ένα από αυτά.



Λογισμικό που χρησιμοποιήθηκε κατά τη ψηφιοποίηση της κατασκευής :

■ Λογισμικό λειτουργίας του σαρωτή NDI Vicra Scan

■ Geomagic Studio - Geomagic Wrap

■ Solidworks

■ Ansa

★ Ο σαρωτής NDI Vicra SCAN καταγράφει απευθείας στο λογισμικό του Geomagic Studio

Εικόνα 4.3: Οι διεργασίες και τα λογισμικά που χρησιμοποιήθηκαν για την ολοκλήρωση του ψηφιοποιημένου μοντέλου του προσθετικού ποδιού.

4.2 ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΠΟΔΙΟΥ

Προκειμένου να φτιαχτεί ένα προσθετικό πόδι, το οποίο να παρέχει άνεση και λειτουργικότητα στον ασθενή, χρειάζεται να δοθεί ιδιαίτερη έμφαση στον σχεδιασμό της

θήκης μιας και είναι το κομμάτι που έρχεται άμεσα σε επαφή με το πόδι και καθορίζει σε μεγάλο βαθμό τη κίνηση. Για το λόγο αυτό, είναι σημαντικό να αποτυπωθούν όλες οι λεπτομέρειες του άκρου που θα εφαρμοστεί η πρόθεση.

Για τις ανάγκες της συγκεκριμένης εργασίας προτιμήθηκε να μη χρησιμοποιηθεί κάποιο πραγματικό ακρωτηριασμένο πόδι ανθρώπου για λόγους διακριτικότητας και αποφυγή τλαιπωρίας και ψυχολογικής επιβάρυνσης του ασθενή. Έτσι, για τις λεπτομέρειες ενός ανθρώπινου ποδιού χρησιμοποιήθηκε μία κούκλα βιτρίνας φτιαγμένη από πλαστικό. Η κούκλα απεικόνιζε μία ενήλικη γυναίκα ύψους ενός μέτρου και 70εκατοστών.

Για να μπορέσει να μεταφερθεί πιστά η γεωμετρία του ποδιού σε ένα σχεδιαστικό λογισμικό CAD πραγματοποιήθηκε μία διαδικασία ψηφιοποίησης.

4.2.1 ΣΑΡΩΣΗ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Η διαδικασία της σάρωσης του ομοιώματος ανθρώπινου ποδιού πραγματοποιήθηκε στα εργαστήρια του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας. Το πλαστικό πόδι ήταν ήδη επικαλυμμένο με μία στρώση ασημένια βαφή, πράγμα το οποίο διευκόλυνε τη διαδικασία της σάρωσης μιας και το χρώμα απέτρεπε τη δημιουργία αντανakλάσεων. Η γεωμετρία του ποδιού δεν ήταν ιδιαίτερα περίπλοκη οπότε δεν χρειάστηκαν πολλές επαναληπτικές σαρώσεις. Για τη σάρωση όπως αναφέρθηκε και παραπάνω χρησιμοποιήθηκε η συσκευή Vicra Scan η οποία είναι ένας φορητός τρισδιάστατος σαρωτής τεχνολογίας Laser. Για τη σωστή λειτουργία του συγκεκριμένου σαρωτή είναι απαραίτητο να κολληθούν πάνω στο αντικείμενο μικρά κυκλικά αυτοκόλλητα (targets) τα οποία έχουν μαύρο περίγραμμα και λευκό κέντρο όπως δείχνει και η εικόνα 4.4. Τα σημεία όπου επικολλώνται τα αυτοκόλλητα λειτουργούν σαν σημεία αναφοράς (reference points) για τη συσκευή. Στην ουσία, η γεωμετρική πληροφορία που συλλέγει είναι από τις περιοχές ανάμεσα στα αυτοκόλλητα και από αυτές παράγει την τελική τρισδιάστατη απεικόνιση.

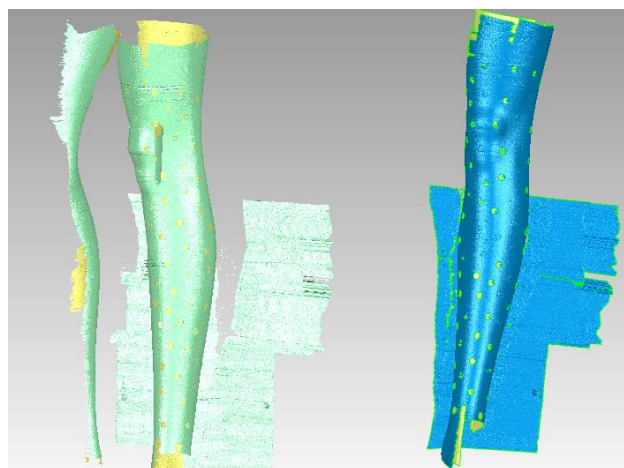
Για τη σάρωση προτιμήθηκε να χρησιμοποιηθεί το αριστερό πόδι της κούκλας, καθώς βρισκόταν σε ευθεία θέση. Το πόδι αδυνατούσε να σταθεί στο έδαφος σε ευθεία θέση μιας και χρειαζόταν ειδική βάση η οποία δεν ήταν διαθέσιμη, για το λόγο αυτό κρεμάστηκε με τη βοήθεια ενός σχοινιού από την οροφή. Πίσω από το πόδι τοποθετήθηκε μία επίπεδη επιφάνεια σε οριζόντια θέση προκειμένου να βοηθήσει αργότερα στον προσανατολισμό του ποδιού.



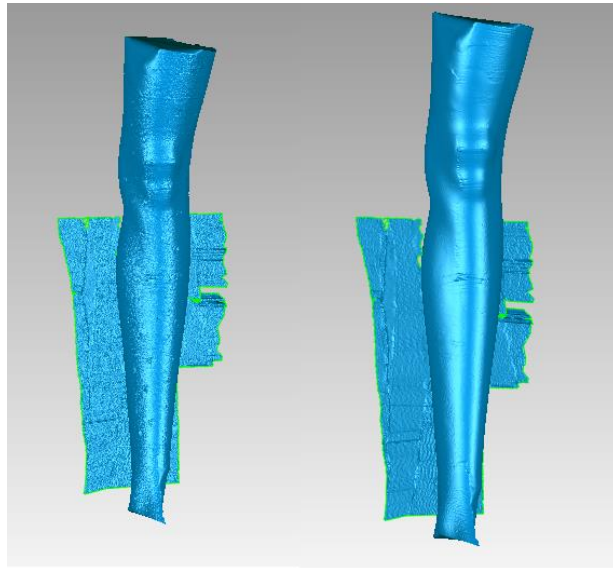
Εικόνα 4.4: Ομοίωμα ποδιού κατά τη διαδικασία τρισδιάστατης σάρωσης.

4.2.2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΦΥΣΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Για την επεξεργασία των τελικών ψηφιοποιημένων αρχείων που προέκυψαν από τη γεωμετρία που σαρώθηκε χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Geomagic Wrap. Προκειμένου να προκύψει ένα πιο ακριβές και αξιόπιστο μοντέλο που να ανταποκρίνεται στην πραγματική εικόνα του ποδιού ήταν απαραίτητη η βελτίωση της γεωμετρίας των τελικών ψηφιοποιημένων αρχείων. Συγκεκριμένα έπρεπε να αφαιρεθούν περιττές επιφάνειες που αποτυπώθηκαν, να διορθωθούν ατέλειες οι οποίες δημιουργήθηκαν κατά τη διάρκεια της σάρωσης όπως τρύπες ή εξογκώματα, καθώς και μη λείες ή ασυνεχείς επιφάνειες. Απαραίτητος, επίσης, ήταν και ο σωστός προσανατολισμός της γεωμετρίας. Τα βήματα της επεξεργασίας αυτής φαίνονται στις εικόνες 4.5 και 4.6.



Εικόνα 4.5: Αριστερά το αρχικό προϊόν της σάρωσης και δεξιά το αποτέλεσμα μετά την αφαίρεση των περιττών επιφανειών.

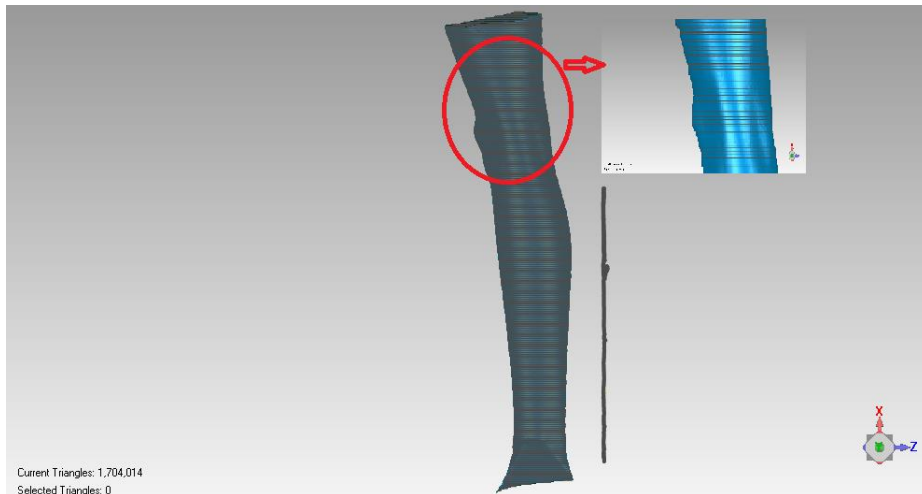


Εικόνα 4.6: Αριστερά η επιφάνεια πριν τη διεργασία εξομάλυνσης και δεξιά το τελικό αποτέλεσμα.

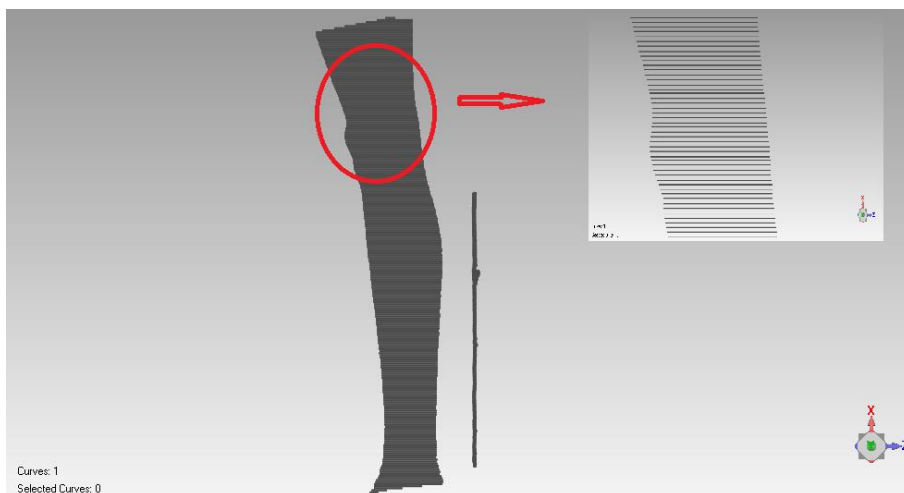
Συγκεκριμένα, από το αρχικό προϊόν της σάρωσης, το οποίο φαίνεται αριστερά στην εικόνα 4.5, απαλείφονται οι περιττές επιφάνειες και διατηρούνται αυτές που αποτυπώνουν καλύτερα την επιθυμητή γεωμετρία. Έτσι, προκύπτει το μοντέλο στα δεξιά της ίδιας εικόνας. Στη συνέχεια, έπρεπε να κλείσουν οι τρύπες που προέκυψαν από τα ανακλαστικά αυτοκόλλητα και να ενωθούν οι ασυνεχείς επιφάνειες. Επίσης, πραγματοποιήθηκε προσανατολισμός του ποδιού με βάση την κάθετη επιφάνεια πίσω από αυτό η οποία είχε τοποθετηθεί κατάλληλα κατά τη διάρκεια της σάρωσης. Ο προσανατολισμός έγινε στα λογισμικά Geomagic Wrap και DesignX. Το αποτέλεσμα της παραπάνω διαδικασίας φαίνεται αριστερά στην εικόνα 4.6. Σειρά τώρα έχει η διαδικασία της εξομάλυνσης της γεωμετρίας, όσο αυτό είναι δυνατό, μέσω των εργαλείων εξομάλυνσης (καρτέλα smooth) του Geomagic Wrap, το αποτέλεσμα της οποίας φαίνεται δεξιά στην εικόνα 4.6.

Η επιφάνεια που προέκυψε μετά την επεξεργασία αποτελείται από μικρά τρίγωνα είναι δύσκολο να χρησιμοποιηθεί για κάποιο ανασχεδιασμό ή επεξεργασία. Αυτό οφείλεται τόσο σε κάποιες ατέλειες οι οποίες δεν ήταν δυνατόν να διορθωθούν στο περιβάλλον του Geomagic Wrap, όσο και στη φύση του αρχείου η οποία δεν επιτρέπει την ανάκτηση περαιτέρω πληροφοριών πέραν από αυτές που αντιλαμβάνεται το μάτι. Επομένως, είναι απαραίτητο να επεξεργαστεί καταλλήλως προκειμένου να μεταφερθεί σε κάποιο λογισμικό CAD. Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκαν αυτοματοποιημένες κλειστές καμπύλες με το εργαλείο από το περιβάλλον του Geomagic Wrap, (curves-created by section), σε όλο το μήκος του ποδιού ορίζοντας την απόσταση των τριών χιλιοστών μεταξύ τους ώστε να μην χαθούν οι λεπτομέρειες της γεωμετρίας που λήφθηκαν από την σάρωση. Στη συνέχεια, διαγράφηκε η μπλε επιφάνεια που φαίνεται στην εικόνα 4.7 και που αποτελούνταν από

μικρά τρίγωνα και έμειναν μόνο οι κλειστές καμπύλες να περιγράφουν την γεωμετρία του ποδιού. Η διαδικασία αυτή, καθώς και το αποτέλεσμα της φαίνεται στις εικόνες 4.7 και 4.8.



Εικόνα 4.7: Δημιουργία κλειστών καμπυλών πάνω στην επιφάνεια.



Εικόνα 4.8: Περιγραφή γεωμετρίας μόνο από κλειστές καμπύλες

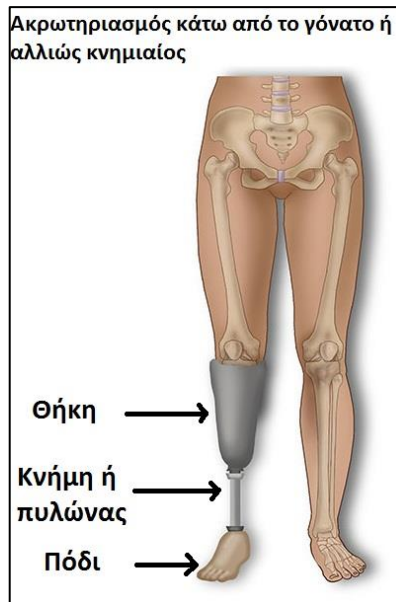
Το σύνολο των καμπυλών αποθηκεύτηκε σαν αρχείο IGS, προκειμένου να μεταφερθούν στο περιβάλλον του Solidworks. Τα αρχεία IGS είναι μία διανυσματική μορφή γραφικών δισδιάστατων ή τρισδιάστατων, βασισμένη στην προδιαγραφή Initial Graphics Exchange Specification (IGES). Η μορφή αρχείων IGS πρωτοεμφανίστηκε το 1980 στην Αμερική και αμέσως κατοχυρώθηκε ως κύρια μορφή μεταφοράς τρισδιάστατων μοντέλων μεταξύ προγραμμάτων CAD [9].

5. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΚΑΤΩ ΜΕΛΟΥΣ

Για την καλύτερη αποτύπωση της γεωμετρίας του ποδιού που σαρώθηκε, καθώς και για την σχεδίαση αρκετών τμημάτων του προσθετικού μέλους, χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Solidworks. Το Solidworks είναι ένα λογισμικό CAD/CAE το οποίο είναι παγκοσμίως καταξιωμένο στο χώρο του τρισδιάστατου μηχανολογικού σχεδιασμού. Το Solidworks βασίζεται στη μοντελοποίηση γεωμετρικών μορφών καταγράφοντας το ιστορικό της σχεδίασης. Αυτό καθιστά δύσκολη την επεξεργασία ενός τρισδιάστατου μοντέλου, το οποίο δεν έχει δημιουργηθεί στο ίδιο πρόγραμμα, όπως για παράδειγμα το μοντέλο που προέκυψε από τη σάρωση. Για το λόγο αυτό, για τις ανάγκες της σχεδίασης που βασίζονται στο μοντέλο που προέκυψε από τη σάρωση χρησιμοποιήθηκε το περιβάλλον του λογισμικού ANSA της BETA CAE Systems. Το ANSA είναι ένα προηγμένο εργαλείο προ επεξεργασίας το οποίο παρέχει όλες τις απαραίτητες λειτουργίες για τη δημιουργία ενός πλήρους μοντέλου από δεδομένα CAD μέχρι ενός αρχείου έτοιμο να τρέξει σε κάποιο solver.

Η ένωση των καμπυλών που προέκυψαν από το Geomagic Wrap και αναφέρονται στο τέλος της ενότητας 4.2.2 δεν ήταν εύκολο να ενωθούν στο λογισμικό του Solidworks με τις κατάλληλες εντολές ώστε να δώσουν το επιθυμητό αποτέλεσμα το οποίο να ανταποκρίνεται πλήρως στην πραγματική εικόνα του ποδιού που σαρώθηκε. Επομένως, προτιμήθηκε να χωριστεί η γεωμετρία του ποδιού που σαρώθηκε σε κομμάτια και να επεξεργαστεί καθένα από αυτά ξεχωριστά, με σκοπό να προκύψουν μέσω αυτών βασικά τμήματα του προσθετικού μέλους όπως είναι η θήκη και το κομμάτι που θα αντικαταστήσει το οστό της κνήμης ή αλλιώς γάμπα.

Ένα προσθετικό μέλος για περίπτωση κνημιαίου ακρωτηριασμού, αποτελείται από τρία βασικά τμήματα τα οποία φαίνονται στην εικόνα 5.1. Τα τμήματα αυτά είναι η θήκη (socket), η οποία αποτελεί την συνδετική επιφάνεια του υγιές άκρου με το σύστημα μηχανικής υποστήριξης, η κνήμη ή αλλιώς βασικός πυλώνας (pylon), το οποίο αντικαθιστά το μήκος του χαμένου άκρου και τέλος, ένα τεχνητό πόδι. Αυτά, λοιπόν, τα τμήματα θα χρειαστεί να σχεδιαστούν ώστε να προκύψει το προσθετικό μέλος της συγκεκριμένης εργασίας.



Εικόνα 5.1: Τα βασικά τμήματα ενός προσθετικού μέλους για ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο ή αλλιώς κνημιαίο. [πηγή: <http://www.moveforwardpt.com/SymptomsConditionsDetail>]

5.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΘΗΚΗΣ (ΥΠΟΔΟΧΗΣ)

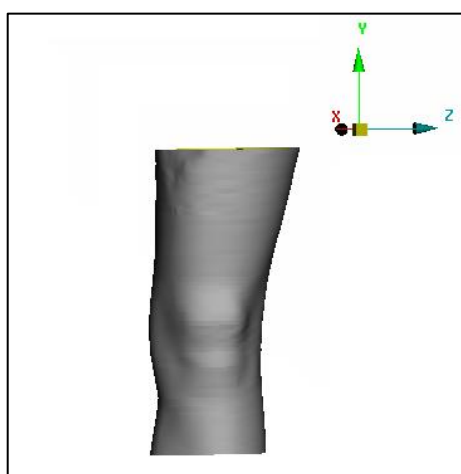
Η θήκη για ένα προσθετικό μέλος είναι ένα από τα σημαντικότερα τμήματα, αν όχι το σημαντικότερο, και χρήζει ιδιαίτερης προσοχής στη σχεδίαση και κατασκευή του. Η θήκη αποτελεί την βάση στήριξης του κολοβώματος στην πρόθεση. Κολόβωμα είναι το τμήμα του μέλους που απομένει μετά τη διαδικασία του ακρωτηριασμού. Η θήκη είναι ουσιαστικά το μοναδικό εξάρτημα μιας πρόθεσης που έρχεται σε άμεση επαφή με το ακρωτηριασμένο μέλος. Ο ρόλος της είναι πολλαπλός και πολύ σημαντικός. Εκτός του ότι προσφέρει το στήριγμα της πρόθεσης, η θήκη είναι υπεύθυνη για την μεταφορά βάρους και ενέργειας από το εναπομείναν άκρο στην πρόθεση. Η ιδανική εφαρμογή της θήκης εξασφαλίζει την επιτυχία της, αφού προωθεί την αποτελεσματική μεταφορά ενέργειας, αυξάνει τον έλεγχο της πρόθεσης και προλαμβάνει τυχόν εκδορές. Εάν η θήκη αποτύχει να εξασφαλίσει τους στόχους της, τότε θα αποτύχει και η εφαρμογή της πρόθεσης και κατ' επέκταση θα επηρεασθεί αρνητικά και η λειτουργικότητα του ασθενή.

Θεωρήθηκε πως το πόδι του ασθενή που απευθύνεται το προσθετικό μέλος, είναι αυτό που σαρώθηκε με μία ειδικά διαμορφωμένη τομή στο επιθυμητό σημείο, ώστε να προσεγγίζει το κολόβωμα.

Επομένως, για τον σχεδιασμό της θήκης στην παρούσα διπλωματική εργασία, θα ληφθεί ως πρότυπο η επιφάνεια του ποδιού που σαρώθηκε, προκειμένου να είναι πανομοιότυπα, και πάνω σε αυτή θα γίνουν οι κατάλληλες αλλαγές ώστε να πάρει τη μορφή θήκης πρόσθετου μέλους.

Επειδή από τις καμπύλες που προέκυψαν από το Geomagic Wrap και συγκεκριμένα από την αρχή του γονάτου και πάνω ήταν δύσκολο να παραχθεί μία επιφάνεια που να

αντιπροσωπεύει την πραγματική εικόνα του ποδιού χωρίς να χαθούν πολύτιμες λεπτομέρειες, προτιμήθηκε η σχεδίαση της θήκης να γίνει στο περιβάλλον του Ansa. Αρχικά, το μοντέλο του ποδιού που προέκυψε από το Geomagic Wrap μεταφέρθηκε σε μορφή αρχείου STEP² στο περιβάλλον του Ansa. Στη συνέχεια, μετρήθηκε η απόσταση περίπου των 15 εκατοστών από το κνημιαίο πλατώ και προς τα κάτω και αφαιρέθηκε το υπόλοιπο πόδι. Η απόσταση αυτή επιλέχθηκε μιας και θεωρείται ότι είναι το ιδανικό μήκος να βρίσκεται το κολόβωμα κάτω από το κνημιαίο πλατώ, ώστε να διατηρούνται ακέραιες οι μυϊκές ομάδες, αλλά και για να υπάρχει κατάλληλη ευθυγράμμιση προκειμένου να μην φορτίζονται επώδυνα σημεία κατά την εφαρμογή της πρόθεσης [10]. Στην εικόνα 5.2 φαίνεται η επιφάνεια πάνω στην οποία θα σχεδιαστεί η θήκη.

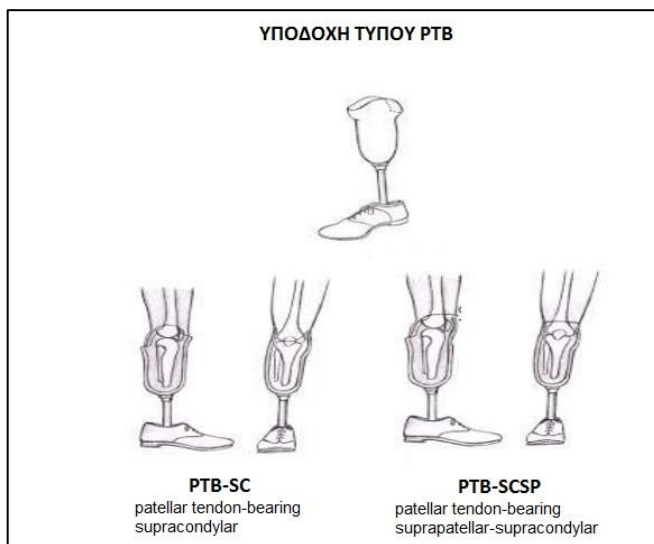


Εικόνα 5.2: Βάση σχεδίασης θήκης.

Υπάρχουν διάφορα σχέδια θηκών για ακρωτηριασμό κάτω από το γόνατο, ανάλογα με τις ανάγκες και τις ιδιαιτερότητες του ασθενή. Στην παρούσα εργασία, επιλέχθηκε να σχεδιαστεί η πιο κοινή θήκη που χρησιμοποιείται σε έναν ακρωτηριασμό από το γόνατο και κάτω. Η θήκη αυτή δημιουργείται από τον τένοντα της επιγονατίδας [patellar tendon-bearing (PTB)] και επικεντρώνεται στην επαφή και υποδοχή του βάρους στην περιοχή του επιγονατιδικού τένοντα, κατώτερα από την επιγονατίδα. Η θήκη PTB έχει παραλλαγές, συμπεριλαμβανομένης της PTB-supracondylar θήκης (PTB-SC) και της PTB-suprapatellar-supracondylar θήκης (PTB-SCSP). Η θήκη PTB-SC χαρακτηρίζεται από υψηλά διάμεσα και πλευρικά τοιχώματα που επεκτείνονται επάνω και πέρα από τους μηριαίους κονδύλους και με αυτό τον τρόπο παρέχει επιπλέον μεσαπλάγια σταθερότητα και αυτό-προώθηση στην πρόθεση. Η υποδοχή PTB-SCSP έχει επίσης υψηλά ενδιάμεσα και πλευρικά τοιχώματα όπως και επεκταμένη την πρόσθια πτυχή έτσι ώστε η επιγονατίδα να εσωκλείεται μέσα στη θήκη. Αυτός ο σχεδιασμός έχει ως αποτέλεσμα τη δυσκαμψία στα μεσοπλάγια τοιχώματα

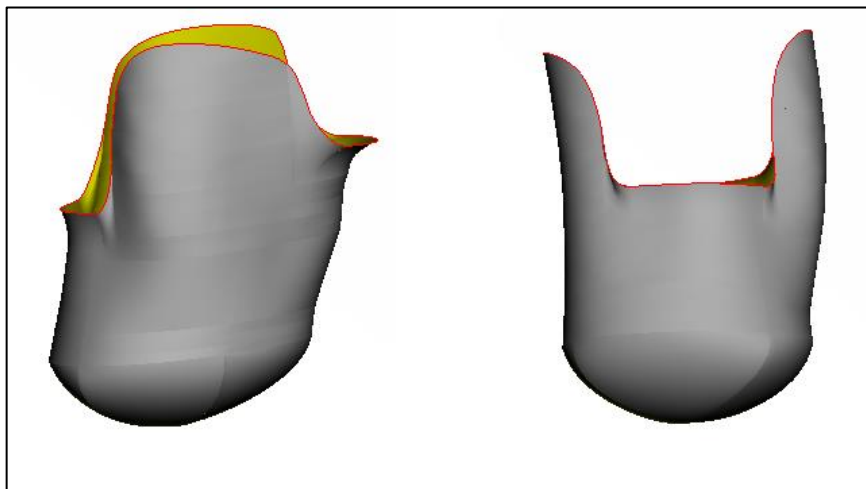
²Ένα STEP αρχείο(Standard for the Exchange of Product Data) περιλαμβάνει πληροφορίες τρισδιάστατης μορφοποίησης μοντέλου, δηλαδή περιέχει δεδομένα σε τρισδιάστατη μορφή και αναγνωρίζεται από πολλά προγράμματα.

και την εφαρμογή δύναμης κεντρικά στην επιγονατίδα κατά την όρθια στάση με περιορισμό στην κάμψη του γόνατος. [11] Εφόσον ο περιορισμός της κάμψης του γόνατος δεν είναι επιθυμητός στη παρούσα εργασία, καθώς αυτό θα είχε ως αποτέλεσμα επιπλέον δυσκολίες στη κίνηση του ασθενή, προτιμήθηκε ο σχεδιασμός της υποδοχής με βάση τις αρχές της θήκης PTB-SC. Στην εικόνα 5.3 παρουσιάζονται οι γεωμετρίες των υποδοχών που αναφέρονται παραπάνω.



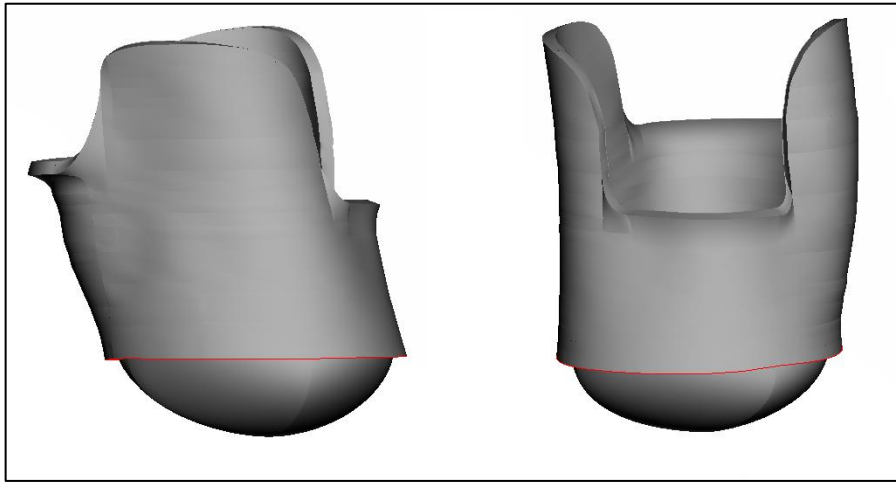
Εικόνα 5.3: Υποδοχές τύπου PTB-SC και PTB-SCSP. [πηγή: <https://sites.google.com/site/activecarephysiotherapyclinic/lower-limb-prosthetics>]

Χρησιμοποιώντας τις κατάλληλες εντολές από την καρτέλα TOPO του ANSA επεξεργάστηκε η επιφάνεια που φαίνεται στην εικόνα 5.2, με σκοπό η γεωμετρία της να πλησιάσει όσο το δυνατό περισσότερο στην περιγραφή της υποδοχής PTB-SC, της οποίας η γεωμετρία φαίνεται στην εικόνα 5.3 αριστερά. Στην εικόνα 5.4 παρουσιάζεται η θήκη που προέκυψε μετά τις αλλαγές.



Εικόνα 5.4:Υποδοχή σχεδιασμένη στο ANSA.

Στη συνέχεια δόθηκε πάχος στο κέλυφος 5 mm μέσω κατάλληλων εντολών του ANSA και προέκυψε το μοντέλο της εικόνα 5.5.



Εικόνα 5.5: Η υποδοχή σχεδιασμένη με πάχος 5 mm.

Η κατασκευή του συγκεκριμένου τμήματος θα γίνει με τη βοήθεια ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή. Η συγκεκριμένη τεχνολογία επιλέχθηκε αφού έχει αρκετά πλεονεκτήματα έναντι των συμβατικών μεθόδων κατασκευής. Αρχικά, εξοικονομείται αρκετός χρόνος αφού όσο περίπλοκο και αν είναι το αντικείμενο, ο εκτυπωτής το αντιλαμβάνεται με τον ίδιο τρόπο και έτσι δίνεται η δυνατότητα κατασκευής αντικειμένων που δεν ήταν δυνατό να κατασκευαστούν με τις προϋπάρχουσες μεθόδους, λόγω της πολυπλοκότητάς τους, ενώ ταυτόχρονα επιτυγχάνεται η παραγωγή προσαρμοσμένων προϊόντων (customized) που ανταποκρίνεται ακριβώς στις απαιτήσεις του κάθε χρήστη. Επιπλέον, ένας παράγοντας που συμβάλλει στη μείωση του κόστους είναι η εξοικονόμηση υλικού, καθώς χρησιμοποιείται ακριβώς τόσο υλικό όσο χρειάζεται για τη δημιουργία του αντικειμένου. Όλα τα παραπάνω είναι ιδιαίτερα σημαντικά για την κατασκευή μίας πρόθεσης, αν αναλογιστεί κανείς ότι είναι απαραίτητη η αντικατάσταση μιας πρόθεσης αρκετές φορές καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου. Πιο συγκεκριμένα ένα ενήλικο άτομο, που έχει υποστεί ακρωτηριασμό θα χρειαστεί να αντικαταστήσει το πρόθεμα περίπου 20 φορές στη διάρκεια της ζωής του, ενώ ένα ανήλικο άτομο, περίπου 25 φορές. [12]

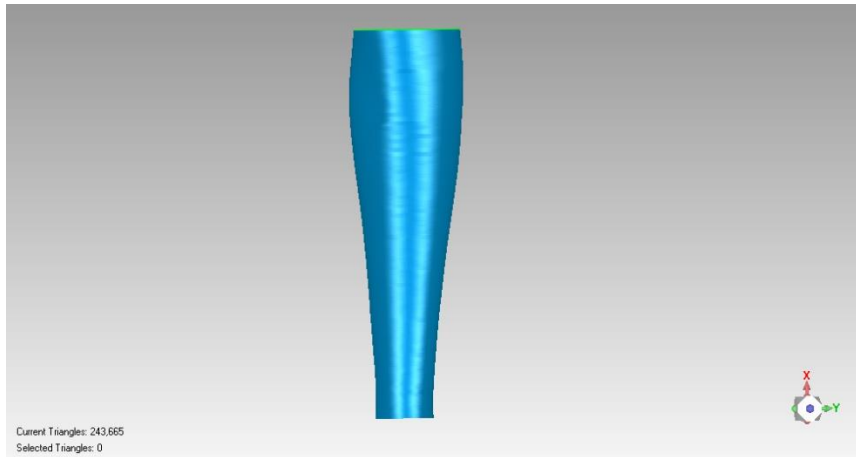
5.2 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΝΗΜΗΣ (ΒΑΣΙΚΟΣ ΠΥΛΩΝΑΣ)

Η βασική λειτουργία του πυλώνα ενός προσθετικού άκρου είναι η σύνδεση της θήκης με το πέλμα. Το τμήμα που αντικαθιστά την κνήμη μπορεί να είναι ένας απλός σωλήνας κατασκευασμένος από μπαμπού μέχρι μία σύνθετη δυναμική κατασκευή από τιτάνιο που επιτρέπει την αξονική περιστροφή και έχει τη δυνατότητα αποθήκευσης και απελευθέρωσης ενέργειας. Κατασκευές σαν τη δεύτερη δίνουν περισσότερη ελευθερία κινήσεων στον ασθενή και τη δυνατότητα ενασχόλησής του με δραστηριότητες όπως το τρέξιμο, το σκι ή

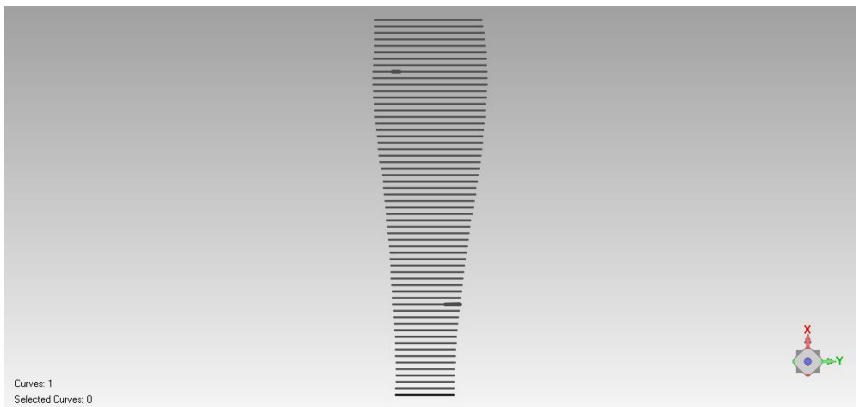
ακόμα και θαλάσσια σπυρ. Το κόστος κατασκευής και αγοράς τους είναι ιδιαίτερα υψηλό και ανέρχεται σε κάποιες χιλιάδες ευρώ, γεγονός που τις κάνει μη προσβάσιμες από άτομα που ζουν σε αναπτυσσόμενες χώρες και δεν έχουν αυτή την οικονομική δυνατότητα. Επομένως, για τη σχεδίαση και κατασκευή του τμήματος της κνήμης σε προσθετικά μέλη που εφαρμόζονται σε τριτοκοσμικές χώρες εφαρμόζονται εναλλακτικές πρακτικές ώστε να μειωθεί όσο το δυνατόν περισσότερο το κόστος, διατηρώντας παράλληλα τη λειτουργικότητα του ασθενή. Στο πλαίσιο της συγκεκριμένης εργασίας, το τμήμα του πυλώνα επιλέχθηκε να έχει τη γεωμετρία της γάμπας που προέκυψε από τη σάρωση του πλαστικού ποδιού. Με τον τρόπο αυτό, το προσθετικό μέλος θα έχει ένα πιο αληθοφανές αποτέλεσμα κι έτσι το άτομο που θα το φορέσει θα μπορεί να ενσωματωθεί πιο γρήγορα και εύκολα στο κοινωνικό του περιβάλλον.

Αρχικά, πρέπει να επεξεργαστεί η επιφάνεια που προέκυψε από τη σάρωση και να ξανασχεδιαστεί ώστε να προκύψει ένα τεχνικά σωστό μοντέλο. Το πρώτο βήμα είναι να δημιουργηθούν αυτοματοποιημένες κλειστές καμπύλες από τη γεωμετρία που προκύπτει μετά την αφαίρεση του κομματιού που χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία της θήκης και της επιφάνειας που αντιστοιχεί στον αστράγαλο, η οποία φαίνεται στην εικόνα 5.6.

Στο περιβάλλον του Geomagic Wrap δημιουργήθηκαν οι αυτοματοποιημένες καμπύλες όπως δείχνει και η εικόνα 5.7

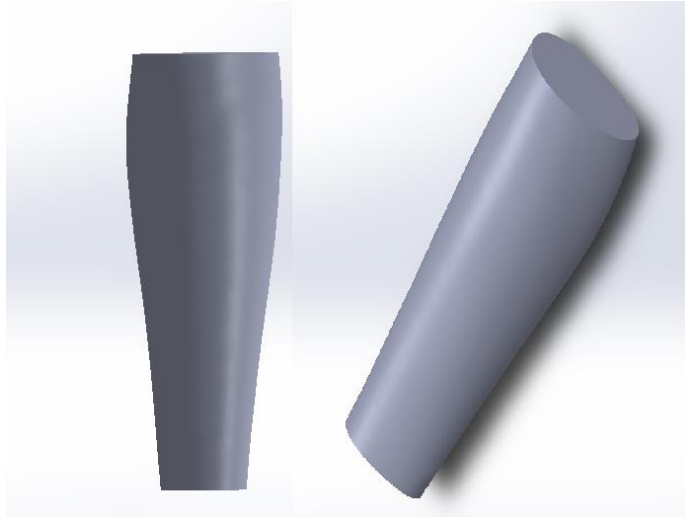


Εικόνα 5.6: Αρχική επιφάνεια επεξεργασίας.



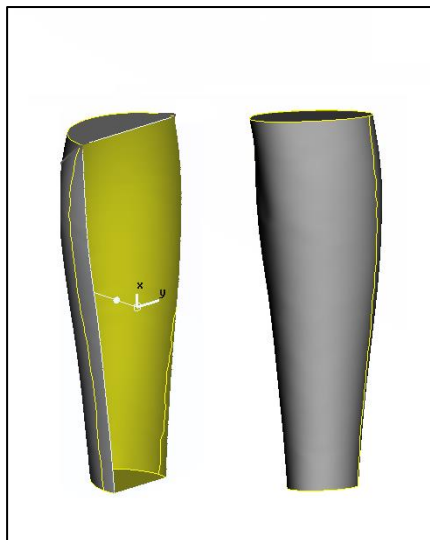
Εικόνα 5.7: Περιγραφή της επιφάνειας από κλειστές καμπύλες.

Οι καμπύλες αποθηκεύτηκαν σε μορφή αρχείου «IGS» και μεταφέρθηκαν στο περιβάλλον του Solidworks, όπου και σχεδιάστηκαν ξανά όσες καμπύλες θεωρήθηκαν αναγκαίες. Στη συνέχεια, ενώθηκαν οι καμπύλες με την εντολή « loft », και προέκυψε η τελική γεωμετρία της γάμπας, η οποία φαίνεται στην εικόνα 5.8.



Εικόνα 5.8: Η γεωμετρία μετά από την ένωση των καμπυλών.

Το αρχείο αποθηκεύτηκε σε μορφή STEP από το Solidworks και εισήχθη στο περιβάλλον του ANSA, όπου και προέκυψε η τελική γεωμετρία που φαίνεται στην εικόνα 5.9. Το μοντέλο μεταφέρθηκε στο ANSA, ώστε να γίνει πιο εύκολα η σύνδεση του με τη θήκη η οποία έχει σχεδιαστεί στο ίδιο πρόγραμμα.



Εικόνα 5.9: Το τμήμα της κνήμης σε τομή και πρόοψη.

Το τμήμα της κνήμης είναι σχεδιασμένο κενό εσωτερικά (shell) όπως δείχνει η εικόνα 5.9, έτσι ώστε να μειωθεί το βάρος της κατασκευής, αλλά και για λόγους οικονομίας του υλικού κατασκευής. Η κατασκευή του συγκεκριμένου τμήματος θα πραγματοποιηθεί μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης.

5.3 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΠΕΛΜΑΤΟΣ

Ο σχεδιασμός και η κατασκευή των προσθετικών πελμάτων, ή αλλιώς, βάσης των προθέσεων, συνεχώς αλλάζει στη διάρκεια των χρόνων. Πάντα, όμως, ο σκοπός ενός προσθετικού πέλματος είναι να μπορεί να ανταποκριθεί στις ακόλουθες βασικές λειτουργίες.

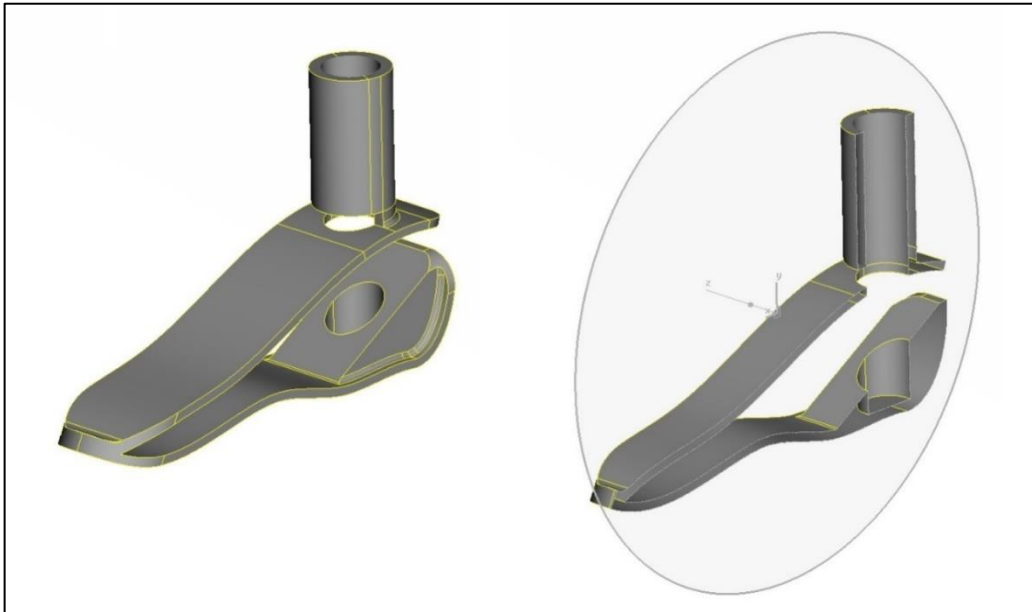
- Να παρέχει μία σταθερή επιφάνεια υποδοχής του βάρους
- Να απορροφάει τις δονήσεις
- Να αντικαθιστά τη χαμένη λειτουργία των μυών
- Να αντιγράφει την ανατομία της άρθρωσης
- Να αποκαθιστά την αισθητική εμφάνιση

Τα προσθετικά πόδια είναι ευρέως ταξινομημένα σαν πόδια που επιστρέφουν την ενέργεια (energy-returning feet) ή πόδια που δεν επιστρέφουν την ενέργεια (non-energy-returning feet). Τα πόδια που δεν επιστρέφουν την ενέργεια περιλαμβάνουν το πόδι με σταθερό αστράγαλο, το πόδι με υλικό απορρόφησης (SACH) και το μονοαξονικό πόδι. Τα πόδια που επιστρέφουν ενέργεια εσφαλμένα ονομάζονται έτσι επειδή στην πραγματικότητα δεν επιστρέφουν την ενέργεια. Εντούτοις, βοηθούν τη φυσική βιομηχανική του σώματος και επιτρέπουν τον καλύτερο ή τη λιγότερη κατανάλωση οξυγόνου. Το πολυαξονικό πόδι και το πόδι δυναμικής απόκρισης (dynamic-response) είναι μέλη αυτής της κατηγορίας.

Στο πλαίσιο της συγκεκριμένης εργασίας, υπήρξαν περιορισμοί που έπρεπε να λάβουμε υπόψη μας κατά τον σχεδιασμό του πέλματος. Αρχικά, το κόστος του υλικού και της κατασκευής του ποδιού θα πρέπει να είναι χαμηλό, μιας και απευθύνεται σε ανθρώπους που έχουν μικρή ή και μηδενική οικονομική ευχέρεια. Επίσης, το εξάρτημα θα πρέπει να είναι ανθεκτικό και να μην αποτελείται από πολλά επιμέρους εξαρτήματα που θα κάνουν την εφαρμογή του δύσκολη.

Για τη σχεδίαση του πέλματος, αντλήθηκαν ιδέες από διάφορα πέλματα που έχουν ήδη εφαρμοστεί, αλλά και σχέδια που υπάρχουν σε διάφορες κοινότητες στο διαδίκτυο. Η σχεδίαση από την αρχή ενός λειτουργικού ποδιού δεν ήταν εύκολη καθώς απαιτούνταν εξειδικευμένες γνώσεις ιατρικής και άλλων επιστημών. Στο πλαίσιο όμως της εργασίας, προτιμήθηκε να μην χρησιμοποιηθεί κάποιο πέλμα το οποίο έχει ήδη εφαρμοστεί και τα αποτελέσματα των αναλύσεων του είναι ήδη γνωστά, μιας και σκοπός της είναι η ανάλυση ενός πειραματικού μοντέλου. Επομένως, προσαρμόστηκε στο μοντέλο μας ένα σχέδιο από τη βιβλιοθήκη σχεδίων της κοινότητας GrabCAD. Inc. Η GrabCAD, Inc είναι μία κοινότητα, όπου μηχανικοί μπορούν να ανεβάσουν και κατεβάσουν μοντέλα από μια δωρεάν διαδικτυακή βιβλιοθήκη CAD αρχείων. Η επεξεργασία του μοντέλου έγινε στο περιβάλλον του Ansa, καθώς αυτό διευκολύνει τις αναλύσεις που θα πραγματοποιηθούν στο ίδιο

λογισμικό στην πορεία. Το προσθετικό πόδι, όπως προσαρμόστηκε και εφαρμόστηκε στο μοντέλο της εργασίας, φαίνεται στην εικόνα 5.10 σε πρόοψη και σε τομή.



Εικόνα 5.10: Προσθετικό πέλμα.

Όπως απεικονίζεται στην εικόνα 5.10, το πέλμα που θα χρησιμοποιηθεί στις αναλύσεις είναι μονοαξονικό. Στη βάση της τρύπας που βρίσκεται στο κάτω μέρος του κομματιού θα τοποθετηθεί ένα ελατήριο πίεσεως, το οποίο θα φτάνει μέχρι τη μέση περίπτωση της κάθετης σωλήνας. Το ελατήριο χρησιμεύει στην αποθήκευση ενέργειας κατά τη φάση της επαφής της πτέρνας με το έδαφος και στην επιστροφή της κατά την ώθηση, αλλά και στην απορρόφηση των δονήσεων. Το διάκενο στο πίσω μέρος το οποίο έχει άνοιγμα 16 mm έχει σχεδιαστεί ώστε να διευκολύνει και να κάνει πιο ομαλή την κίνηση κατά την οποία η πτέρνα έρχεται σε επαφή με το έδαφος. Οι κινήσεις της πελματιαίας και ραχιαίας κάμψης είναι περιορισμένες και εξαρτώνται από το μέτρο ελαστικότητας του μετάλλου που θα εφαρμοστεί. Το μήκος του πέλματος είναι 246 mm, το οποίο αντιστοιχεί σε Ευρωπαϊκό νούμερο παπουτσιού 38, ενώ το πλάτος του 60 mm. Επομένως η επιφάνεια που σχηματίζεται είναι αρκετή ώστε να ισορροπήσει ένα άτομο των προδιαγραφών που μελετάται. Το περίγραμμα του πέλματος σχεδιάστηκε, με κριτήριο όχι μόνο τη λειτουργικότητα του αλλά και την αισθητική του.

Το πέλμα, πρόκειται να κατασκευαστεί με μηχανουργική κατεργασία από κάποιο μέταλλο. Το είδος του μετάλλου θα καθοριστεί αργότερα και θα επανεξεταστεί ανάλογα με τις αναλύσεις που θα προκύψουν με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, όπως αναλύεται στο επόμενο κεφάλαιο.

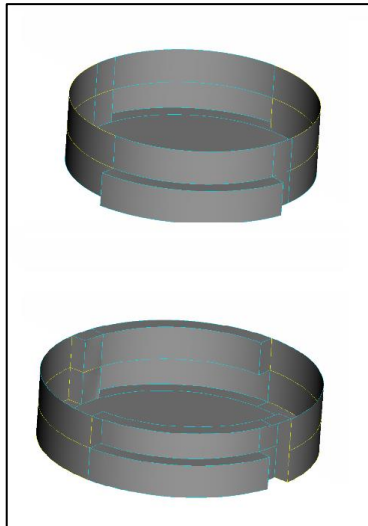
5.4 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΣΥΝΔΕΤΙΚΩΝ ΜΕΡΩΝ

Η σωστή σύνδεση των βασικών τμημάτων του προσθετικού μέλους είναι πολύ σημαντική για την επιτυχία της πρόθεσης. Μία κατά-λάθος αποσυναρμολόγηση ή αστοχία της σύνδεσης μπορεί να προκαλέσει σωματική βλάβη στον ασθενή και ίσως ολική καταστροφή του προσθετικού μέλους. Για να μπορέσουν να συγκρατηθούν ενωμένα τα τμήματα της θήκης, της κνήμης και του πέλματος που αναλύονται στις παραπάνω ενότητες, κρίθηκε αναγκαία η δημιουργία συνδετικών μερών. Η εργασία αυτή ήταν αρκετά απαιτητική καθώς έπρεπε τα συνδετικά μέρη να μην είναι πολλά και περίπλοκα ώστε η συναρμολόγηση τους να γίνεται εύκολα και γρήγορα από άτομα με μικρή εμπειρία. Επίσης, απαραίτητο είναι να μην αλλοιώνουν το αισθητικό αποτέλεσμα και να είναι ανθεκτικά.

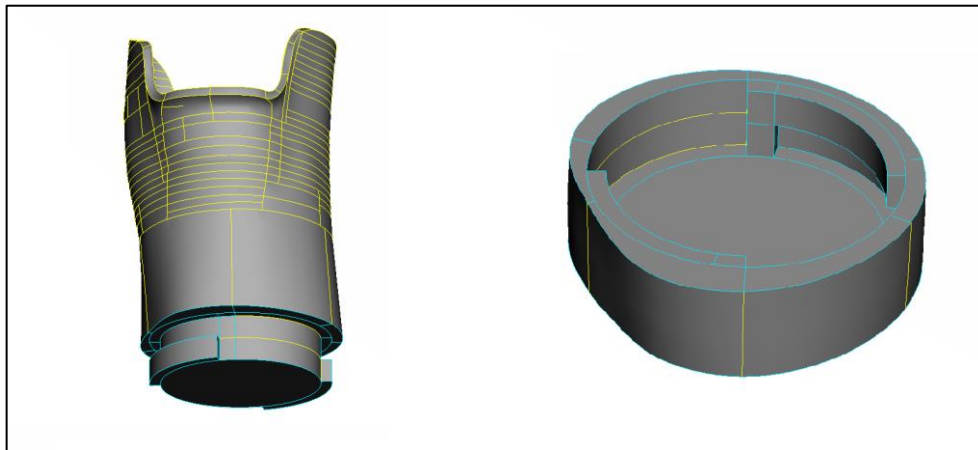
5.4.1 ΣΥΝΔΕΣΗ ΘΗΚΗΣ-ΚΝΗΜΗΣ

Η σύλληψη της ιδέας για τη συνδεσμολογία της θήκης με τη κνήμη ήταν ιδιαίτερα περίπλοκη. Η πρώτη δυσκολία παρουσιάστηκε στην εύρεση του τρόπου σύνδεσης τους, καθώς δεν έπρεπε να αλλοιωθεί η εικόνα του φυσικού ποδιού που είχε δημιουργηθεί από το αποτέλεσμα της σάρωσης. Επίσης, τα τμήματα που συνδέονται, προορίζονται να κατασκευαστούν με τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης και αυτό καθιστά δύσκολη την εφαρμογή μεταλλικών μερών πάνω τους. Ακόμα, θα πρέπει η σύνδεσή τους να μην είναι μόνιμη, αφού σε περίπτωση βλάβης του ενός εξαρτήματος να μπορεί να γίνει εύκολα η αποσυναρμολόγηση, η αντικατάσταση του ελαττωματικού τμήματος και η επανασυναρμολόγησή τους. Επομένως, το εξάρτημα που θα κάνει τη σύνδεση των κομματιών θα πρέπει να βρίσκεται εσωτερικά και να είναι επίσης φτιαγμένο από πλαστικό.

Το συνδετικό εξάρτημα αποτελείται από δύο τμήματα, αρσενικό-θηλυκό, τα οποία ενώνονται βιδωτά χωρίς όμως τη βοήθεια σπειρώματος. Τα επιμέρους τμήματα του εξαρτήματος έχουν κυκλική μορφή, με ειδικά διαμορφωμένες προεξοχές ώστε να κουμπώνουν μεταξύ τους. Η σχεδίαση και η τοποθέτηση του εξαρτήματος πάνω στα υπάρχοντα τμήματα έγινε στο λογισμικό του ANSA. Στις εικόνες 5.11 και 5.12 φαίνεται το εξάρτημα μόνο του, καθώς και τοποθετημένο πάνω στα τμήματα της θήκης και της κνήμης αντίστοιχα.



Εικόνα 5.11: Συνδετικό εξάρτημα της θήκης και της κνήμης.



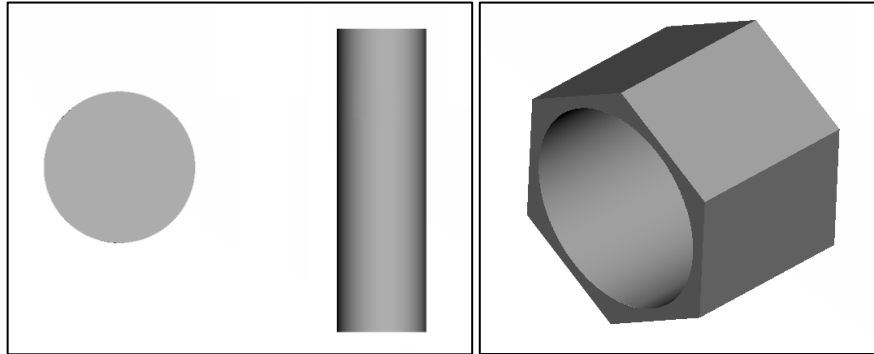
Εικόνα 5.12: Συνδετικό εξάρτημα τοποθετημένο πάνω στα τμήματα της θήκης και της κνήμης αντίστοιχα.

5.4.2 ΣΥΝΔΕΣΗ ΚΝΗΜΗΣ-ΠΕΛΜΑΤΟΣ

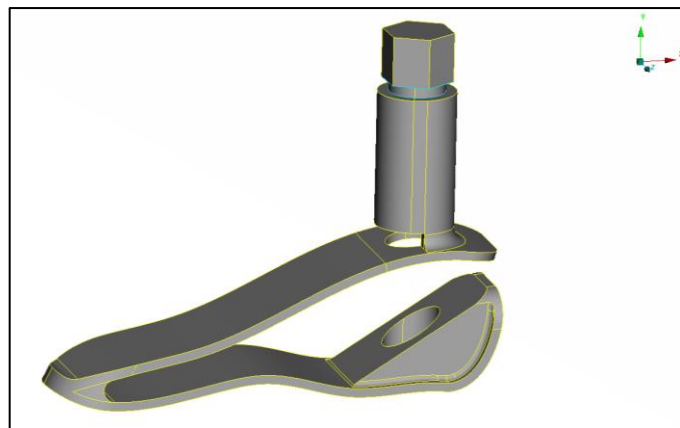
Η σύνδεση της κνήμης και του πέλματος ήταν πιο εύκολο να σχεδιαστεί, καθώς δεν υπήρχαν τόσοι περιορισμοί. Αρχικά, έπρεπε να σχεδιαστεί μία κυκλική ράβδος διαμέτρου 25 mm, δηλαδή όση είναι η εσωτερική διάμετρος της σωλήνας στο πέλμα. Η ράβδος θα αποτελείται από το ίδιο μέταλλο με το πέλμα. Στο πάνω και στο κάτω μέρος της θα έχει σπείρωμα, ώστε να συνδέεται βιδωτά με τη σωλήνα του πέλματος, η οποία θα έχει αντίστοιχο σπείρωμα, αλλά και με τη κνήμη. Όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 5.2, το τμήμα της κνήμης είναι κατασκευασμένο από πλαστικό, το οποίο καθιστά δύσκολη τη δημιουργία σπειρώματος στο κάτω μέρος της ώστε να βιδωθεί ένα μεταλλικό εξάρτημα, λόγω των μεγάλων πιέσεων μεταξύ των δύο υλικών υπάρχει κίνδυνος καταστροφής του πλαστικού σπειρώματος. Για την επίλυση αυτού του προβλήματος, θα δημιουργηθεί στο κάτω μέρος της κνήμης μία συμπαγής επιφάνεια, στην οποία θα σχηματιστεί μία υποδοχή για να μπει ένα μεταλλικό παξιμάδι. Το παξιμάδι θα ενωθεί με την κνήμη με κόλληση με

χρήση κόλλας δύο συστατικών. Πάνω στο παξιμάδι θα βιδωθεί το πάνω μέρος της μεταλλικής ράβδου.

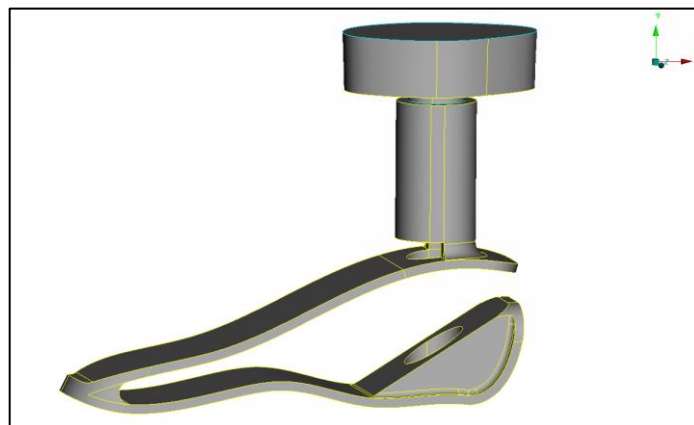
Ο σχεδιασμός των εξαρτημάτων, καθώς και η συναρμολόγηση με τα τμήματα της κνήμης και του πέλματος έγιναν στο περιβάλλον του ANSA. Στις εικόνες 5.13– 5.15 φαίνονται τα εξαρτήματα μόνα τους αλλά και σε σύνδεση με τα γειτονικά τμήματα.



Εικόνα 5.13: Συνδετική ράβδος σε κάτοψη - πλάγια όψη και Συνδετικό παξιμάδι.



Εικόνα 5.14: Συναρμολόγηση πέλματος, συνδετικής ράβδου και παξιμαδιού.

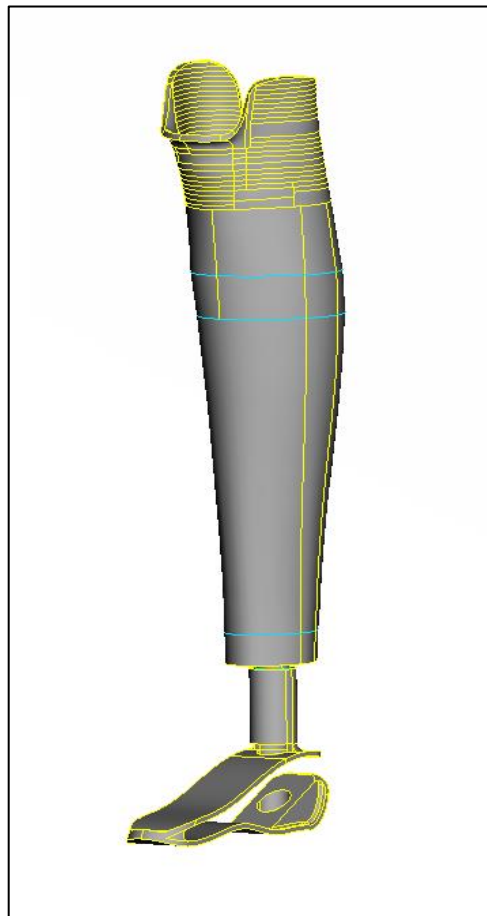


Εικόνα 5.15: Συναρμολόγηση πέλματος, συνδετικής ράβδου, παξιμαδιού και κνήμης.

Η ράβδος έχει διπλή χρησιμότητα, αφού εκτός του να συνδέει τα τμήματα της κνήμης και του πέλματος, συγκρατεί επίσης το ελατήριο. Ακόμα, ανάλογα με το πόσο κάτω θα βιδωθεί ο κοχλίας στη σωλήνα του πέλματος, ελέγχεται το ελεύθερο μήκος του ελατηρίου και επομένως η δυναμικότητα του. Αυτό είναι πολύ σημαντικό, αφού η σταθερά του ελατηρίου έχει άμεση σχέση με το βάρος του ατόμου που θα εφαρμοστεί η πρόθεση, το οποίο μεταβάλλεται συχνά στο πέρασμα των χρόνων. Έτσι, δίνεται η δυνατότητα στον ασθενή να ρυθμίσει μόνος του τη δύναμη του ελατηρίου και επομένως την κίνηση του προσθετικού μέλους, ανάλογα με τις ανάγκες του.

5.5 ΤΕΛΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ

Η ένωση των παραπάνω τμημάτων συνέθεσε το τελικό τρισδιάστατο μοντέλο του προσθετικού ποδιού. Ο σωστός προσανατολισμός των τμημάτων ήταν επίσης πολύ σημαντικός, ώστε η πρόθεση να είναι σωστή και να ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα. Οι παραπάνω διεργασίες πραγματοποιήθηκαν στο ANSA. Στην εικόνα 5.16 παρουσιάζεται το τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο του προσθετικού μέλους, όπως αυτό φαίνεται στο περιβάλλον του ANSA.



Εικόνα 5.16: Το τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο προσθετικού ποδιού.

6. ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μία αριθμητική μέθοδος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό προσεγγιστικών λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων. Βρίσκει εφαρμογή σε σύνθετα προβλήματα, στα οποία δεν είναι δυνατή η αναλυτική λύση των εξισώσεων από τις οποίες περιγράφονται. Στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ένα στερεό, υγρό ή αέριο περιγράφεται ως ένα σύνολο από υποδιαιρέσεις που ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία. Για τη σύνδεση των στοιχείων αυτών χρησιμοποιούνται καθορισμένες αρθρώσεις που ονομάζονται κόμβοι. Η μέθοδος αυτή είναι μεν προσεγγιστική, αλλά τα αποτελέσματα της θεωρούνται αξιόπιστα και ακόμα έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Το κύριο μειονέκτημα της είναι ότι έχει μεγάλες απαιτήσεις σε υπολογιστική ισχύ, οι οποίες εξαρτώνται από το πόσο σύνθετα είναι τα μοντέλα που εφαρμόζεται. Χάρη στην ανάπτυξη όμως των υπολογιστών το μειονέκτημα αυτό ξεπεράστηκε. Η επιτυχία της μεθόδου, και συνεπώς, η διάδοση της είναι τόσο μεγάλη που σήμερα θεωρείται κύριο εργαλείο στην έρευνα και στη βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών.

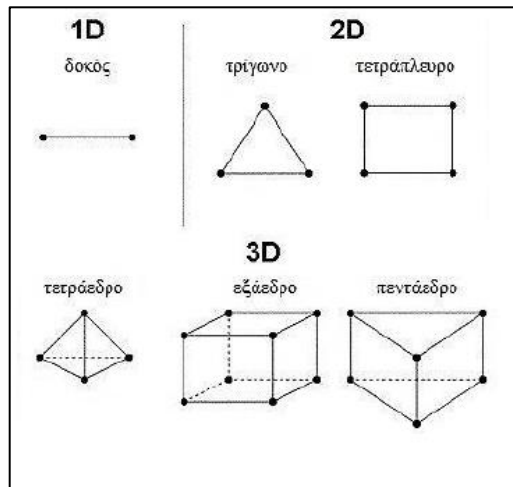
Τα βήματα που ακολουθούνται για τη λύση ενός γενικότερου συνεχούς προβλήματος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων αναφέρονται παρακάτω επιγραμματικά.

- **Βήμα (i):** Διακριτοποίηση της δομής.
- **Βήμα (ii):** Επιλογή κατάλληλου μοντέλου παρεμβολής ή μετατόπισης.
- **Βήμα (iii):** Παραγωγή μητρώων στιβαρότητας και διανυσμάτων φορτίου του στοιχείου.
- **Βήμα (iv):** Λήψη ολικών εξισώσεων ισορροπίας από τη συνάθροιση των εξισώσεων των στοιχείων.
- **Βήμα (v):** Λύση για τις άγνωστες μετατοπίσεις κομβικές μετατοπίσεις.
- **Βήμα (vi):** Υπολογισμός των παραμορφώσεων και καταπονήσεων των στοιχείων.

6.1.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

Η διακριτοποίηση της γεωμετρίας είναι το πρώτο βήμα της ανάλυσης με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Σε αυτό το στάδιο οι περιοχές της προς επίλυσης κατασκευής διαιρούνται σε μικρότερες περιοχές, οι οποίες αποκαλούνται στοιχεία. Με αυτόν τον τρόπο οι άπειροι βαθμοί ελευθερίας που έχει το σύστημα αντικαθίστανται με ισοδύναμο πεπερασμένο αριθμό βαθμών ελευθερίας.

Αρχικά, πρέπει να επιλεγθεί ο κατάλληλος τύπος του βασικού στοιχείου που θα χρησιμοποιηθεί. Οι τύποι των στοιχείων χωρίζονται σε μονοδιάστατα, δισδιάστατα και τρισδιάστατα. Στην εικόνα 6.1 φαίνονται τα σχήματα και των τριών τύπων στοιχείων.



Εικόνα 6.1: Τύποι πεπερασμένων στοιχείων [πηγή:Google]

Ακόμα, υπάρχουν και πεπερασμένα στοιχεία με καμπυλωμένες πλευρές τα οποία χρησιμοποιούνται σε προβλήματα καμπύλων γεωμετριών.

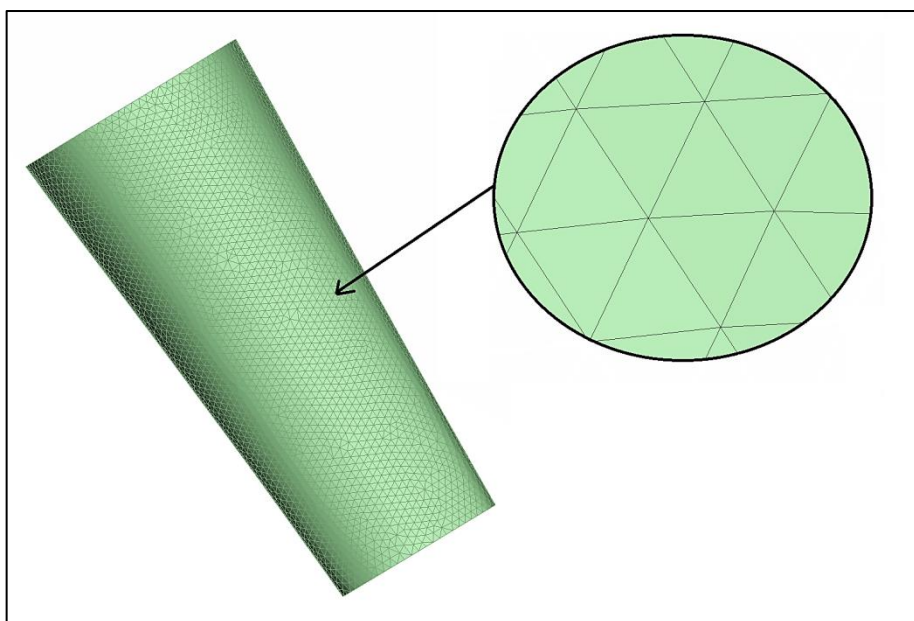
Στη συνέχεια, αφού επιλεγθεί τι τύπος στοιχείων θα χρησιμοποιηθεί, σειρά έχει η δημιουργία πλέγματος στη γεωμετρία. Πλέγμα θεωρείται το σύνολο των στοιχείων και των κόμβων που διακριτοποιεί μία περιοχή. Όσο πιο πυκνό είναι το πλέγμα, τόσο περισσότερα στοιχεία έχει αυτή η περιοχή. Το πλέγμα μπορεί να δημιουργηθεί είτε αυτοματοποιημένα, είτε χειροκίνητα από τον χρήστη ή ακόμα και ημι-αυτοποιημένα. Στην τρίτη περίπτωση, το πλέγμα αρχικά δημιουργείται μέσω του προγράμματος και στην πορεία επεμβαίνει ο χρήστης σε περιοχές όπου η γεωμετρία είναι περίπλοκη, όπως σπές ή στρογγυλέματα. Για τη δημιουργία του πλέγματος πρέπει να γίνει επιλογή του μεγέθους και των αριθμών των στοιχείων που θα χρησιμοποιηθούν καθώς και ο προσδιορισμός των θέσεων των κόμβων. Τα παραπάνω επιλέγονται ανάλογα με τη γεωμετρία της κατασκευής. Για απλουστευμένες κατασκευές, συνήθως, το μέγεθος των στοιχείων είναι μεγάλο και επομένως ο αριθμός τους μικρός, ενώ για πιο σύνθετες κατασκευές συμβαίνει ακριβώς το αντίθετο. Οι θέσεις των κόμβων καθορίζονται από τη γεωμετρία της κατασκευής

6.2 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ

Το σχέδιο του τρισδιάστατου CAD μοντέλου του προσθετικού ποδιού που αναλύθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο είναι έτοιμο για τη διαδικασία μοντελοποίησης που θα πραγματοποιηθεί στο ANSA pre-processor της BETA CAE systems S.A.

6.2.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΠΟΔΙΟΥ

Το κομμάτι της κνήμης επιλέχθηκε να διατηρηθεί ως επιφανειακό τμήμα εκτός από τις περιοχές που συνδέεται με τα υπόλοιπα τμήματα του μοντέλου. Επομένως, η διακριτοποίηση της συγκεκριμένη περιοχής έγινε με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά (trias) στοιχεία (shell elements), όπως φαίνεται στην εικόνα 6.2. Η πλευρά του κάθε τριγώνου (element length) ορίζεται σε 4.00 mm. Το πλέγμα που δημιουργείται δεν είναι ιδιαίτερα πυκνό, γεγονός που δικαιολογείται από την σχετικά απλή γεωμετρία της συγκεκριμένης περιοχής.



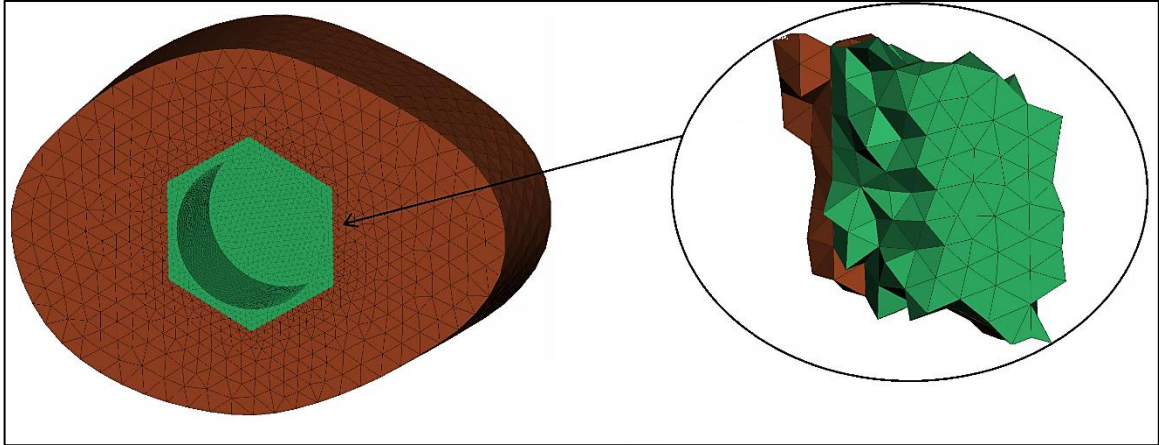
Εικόνα 6.2: Διακριτοποίηση με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά στοιχεία στο επιφανειακό τμήμα της κνήμης.

Τα υπόλοιπα τμήματα του μοντέλου θα διακριτοποιηθούν ως συμπαγή μέρη. Για τη διακριτοποίηση τους χρησιμοποιήθηκαν χωρικά τρισδιάστατα στοιχεία (solid elements) με γεωμετρία τετράεδρου (tetras). Το μέγεθος των στοιχείων (element length) που χρησιμοποιήθηκε δεν είναι ίδιο για όλες τις περιοχές του μοντέλου. Στον πίνακα 6.1 αναγράφονται οι διαστάσεις των στοιχείων για κάθε τμήμα του μοντέλου.

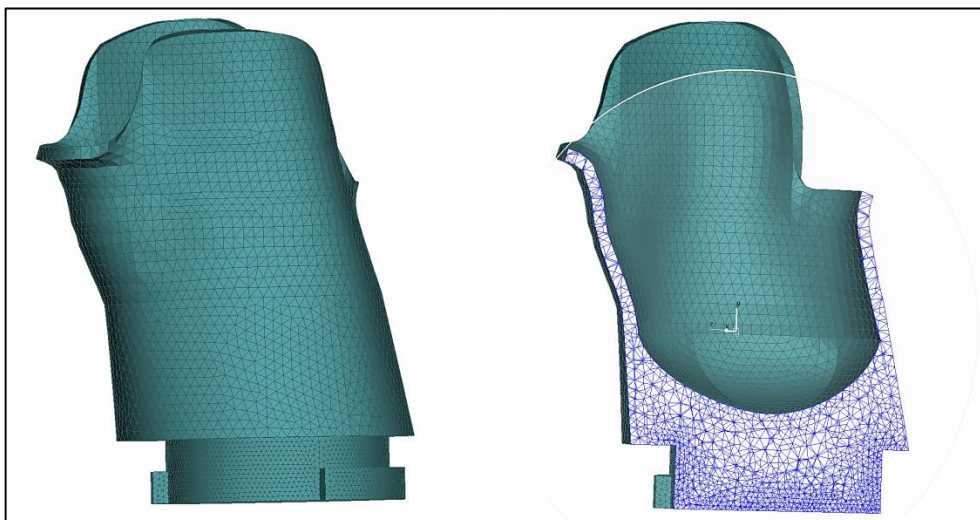
Πίνακας 6.1: Μέγεθος πεπερασμένων στοιχείων σε mm ανά τμήμα του μοντέλου

Τμήματα	Θήκη	Συνδετικό Θήκης - Κνήμης	Κνήμη		Παξιμάδι	Συνδετική Ράβδος	Πέλημα
			Επιφανειακό τμήμα	Συμπαγή τμήματα			
Μήκος πλευράς στοιχείου (mm)	4	2	4	4, 2	2	2 και 1	1 και 4

Για την κατανόηση του πλέγματος που δημιουργήθηκε στα επιμέρους τμήματα του προσθετικού ποδιού παρατίθενται οι εικόνες 6.3 – 6.7. Τα χρώματα στις εικόνες χρησιμοποιούνται για την διευκόλυνση του αναγνώστη να διακρίνει τα επιμέρους τμήματα του μοντέλου.

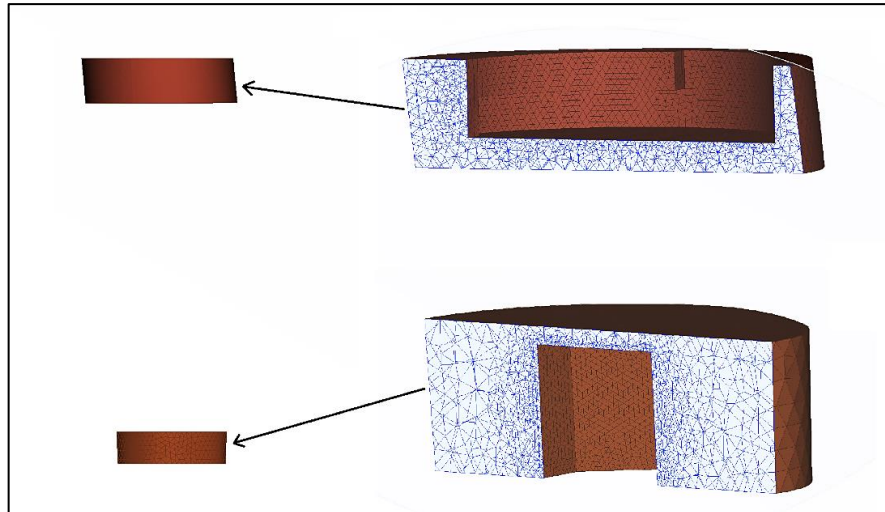


Εικόνα 6.3: Διακριτοποίηση δύο διαφορετικών μελών με διαφορετικό μέγεθος στοιχείων.



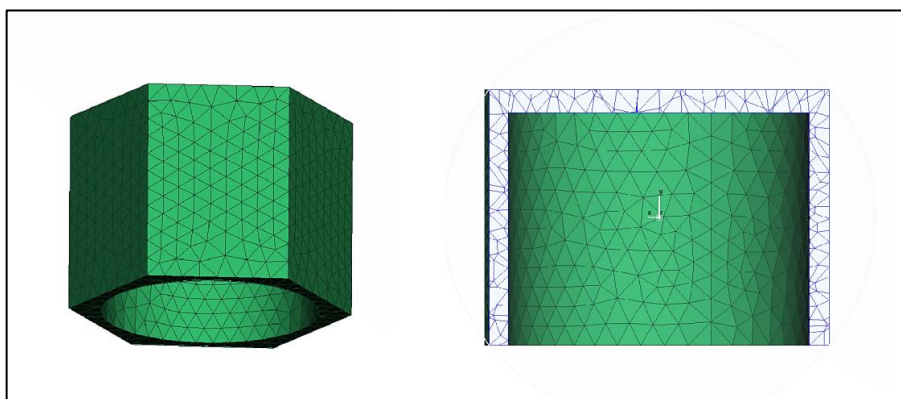
Εικόνα 6.4: Διακριτοποίηση θήκης μαζί με το πάνω μέρος του συνδετικού εξαρτήματος της θήκης-κνήμης.

Όπως φαίνεται πιο καθαρά στο δεξί τμήμα της εικόνας 6.4, το πλέγμα γίνεται πιο πυκνό όσο πλησιάζει στο συνδετικό εξάρτημα. Αυτό συμβαίνει γιατί η γεωμετρία του συνδετικού εξαρτήματος είναι αρκετά περίπλοκη. Επίσης, σε αυτό το σημείο μας ενδιαφέρει τα αποτελέσματα να είναι όσο το δυνατόν πιο ακριβή, ώστε να μπορεί να προσδιοριστεί όσο περισσότερο γίνεται η ασφαλής σύνδεση των τμημάτων της θήκης και της κνήμης.

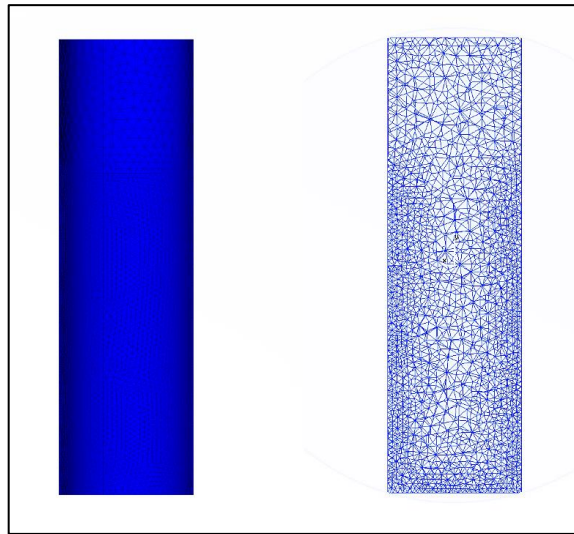


Εικόνα 6.5: Διακριτοποίηση συμπαγών τμημάτων της κνήμης.

Το πλέγμα στα δύο συμπαγή κομμάτια της κνήμης δεν είναι ομοιόμορφο όπως δείχνει η εικόνα 6.5. Για την ακρίβεια, ξεκινάει πιο αραιό από έξω και πυκνώνει όσο προχωράει εσωτερικά. Αυτό γίνεται γιατί στις περιοχές όπου θα εφαρμοστούν άλλα κομμάτια, συγκεκριμένα στο πάνω τμήμα το συνδετικό εξάρτημα της θήκης και στο κάτω το παξιμάδι, έχει επιλεγθεί το μέγεθος των στοιχείων να είναι 2 mm και 1 mm αντίστοιχα, ενώ το μέγεθος των υπόλοιπων στοιχείων έχει επιλεγθεί να είναι 4 mm. Στην Εικόνα 6.6 απεικονίζεται το πλέγμα του παξιμαδιού το οποίο είναι αρκετά πυκνό και το μέγεθος των στοιχείων που το αποτελούν έχει οριστεί στα 2mm. Το μέγεθος των στοιχείων της ράβδου έχει οριστεί στα 2 mm στην περιοχή που έρχεται σε επαφή με το παξιμάδι και 1 mm στην περιοχή όπου εφάπτεται με το πέλμα, όπως δείχνει η εικόνα 6.7. Λόγω της απλής γεωμετρίας της ράβδου, το μέγεθος των στοιχείων θα μπορούσε να είναι μεγαλύτερο, αλλά επιλέχθηκε το ίδιο με τα γειτονικά μέλη ώστε να δημιουργηθεί κοινό πλέγμα μεταξύ τους.

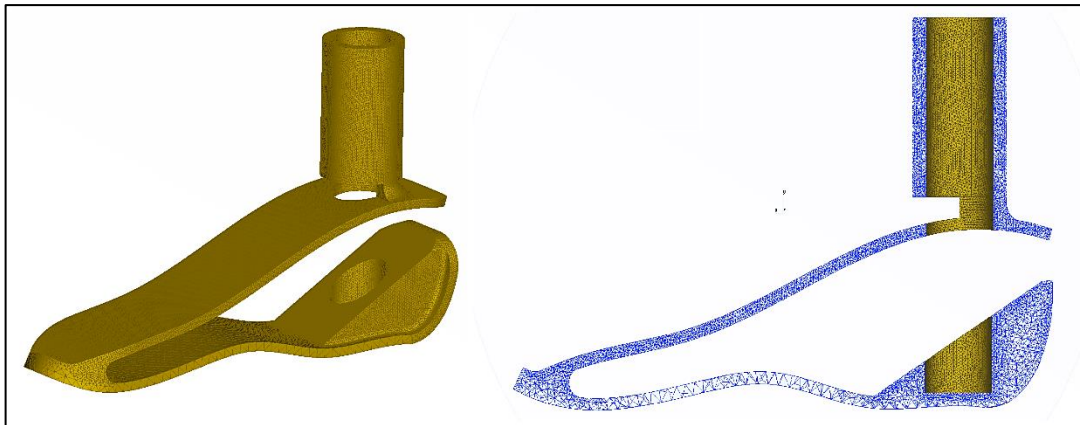


Εικόνα 6.6: Διακριτοποίηση παξιμαδιού.



Εικόνα 6.7: Διακριτοποίηση συνδετικής ράβδου.

Το πέλμα μπορεί να θεωρηθεί ότι έχει τη πιο σύνθετη γεωμετρία σε σύγκριση με τα υπόλοιπα τμήματα του μοντέλου. Γι' αυτό το λόγο, το μέγεθος των στοιχείων στο πάνω μέρος, όπου προβλέπεται να υπάρξει κάμψη προσδιορίστηκε στο 1 mm, ενώ στο κάτω μέρος του πέλματος ορίστηκε στα 4 mm. Ένας ακόμη λόγος για το τόσο πυκνό πλέγμα που φαίνεται στην εικόνα 6.8, είναι ότι το πέλμα είναι αυτό που θα δεχτεί στην πορεία τη μεγαλύτερη καταπόνηση, αφού δέχεται πρώτο την αντίδραση του εδάφους.



Εικόνα 6.8: Διακριτοποίηση πέλματος.

6.2.2 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΛΩΝ (PROPERTIES) ΚΑΙ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΥΛΙΚΩΝ.

Το μοντέλο, όπως αναλύθηκε στις παραπάνω ενότητες, αποτελείται από ξεχωριστούς όγκους οι οποίοι συναρμολογούνται και συνθέτουν το προσθετικό μέλος. Για την ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ορίστηκαν ομάδες (parts) διακριτοποιημένων στοιχείων, στις οποίες δόθηκε διαφορετικός αναγνωριστικός αριθμός (P.I.D), προκειμένου ο κάθε ένας να αντιστοιχεί στα διάφορα τμήματα του μοντέλου. Στη συνέχεια, καθορίστηκε

το υλικό του κάθε μέλους μαζί με τις ιδιότητες του. Το κάθε διαφορετικό υλικό ορίζεται επίσης από έναν αναγνωριστικό αριθμό (M.I.D). Τα υλικά που θα χρησιμοποιηθούν δεν μπορούν όλα να καθοριστούν χωρίς τα τελικά αποτελέσματα της ανάλυσης. Το μοντέλο όπως έχει ήδη αναφερθεί χωρίζεται σε μεταλλικά μέρη και μέρη που θα κατασκευαστούν με τρισδιάστατη εκτύπωση.

Μεταλλικά μέρη

Το υλικό που θα χρησιμοποιηθεί για το τμήμα του παξιμαδιού είναι το μόνο που μπορεί να καθοριστεί σε αυτό το στάδιο, διότι το εξάρτημα αυτό θα προμηθευτεί από το εμπόριο και επομένως, δεν μπορεί να γίνει σημαντική επέμβαση στη μορφολογία του υλικού. Μετά από έρευνα διαπιστώθηκε ότι τέτοιου είδους εξαρτήματα που υπάρχουν εύκολα διαθέσιμα στην αγορά είναι κατασκευασμένα από χάλυβα ή κοινώς ατσάλι. Είναι το πιο διαδεδομένο υλικό μετά το σκυρόδεμα και το ξύλο. Αρχικά, έγινε η θεώρηση της εφαρμογής του ατσαλιού και στα υπόλοιπα μεταλλικά εξαρτήματα του μοντέλου αφού είναι αρκετά ανθεκτικό και όχι ιδιαίτερα κοστοβόρο. Αλλά λόγω της μεγάλης πυκνότητας μάζας του υλικού, η κατασκευή θα κατέληγε με αρκετά αυξημένο βάρος. Ενδεικτικά το βάρος μίας πρόθεσης για κνημιαίο ακρωτηριασμό είναι περίπου 2 kg, και το συνολικό βάρος της κατασκευής με χρήση χάλυβα σε όλα τα μεταλλικά μέρη είναι 2.3 kg όπως υπολογίζεται από το Deck Info του ANSA. Επομένως προτιμάται η χρήση του χάλυβα, μόνο για το εξάρτημα του του παξιμαδιού.

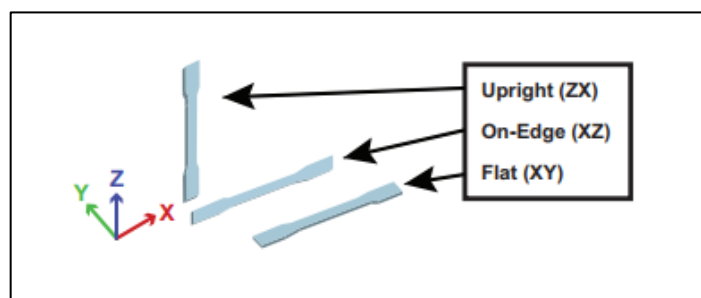
Για τα άλλα δύο μεταλλικά εξαρτήματα της κατασκευής θα χρησιμοποιηθεί κάποιο κράμα αλουμινίου της σειράς 6. Τα κράματα αλουμινίου χρησιμοποιούνται ευρέως σε πολλές βιομηχανικές εφαρμογές, όπως στην αεροναυπηγική και την αυτοκινητοβιομηχανία. Έχουν το πλεονέκτημα ότι μπορούν και συνδυάζουν μηχανική αντοχή, αντοχή σε διάβρωση/οξειδωση και χαμηλή πυκνότητα. Τα κράματα αλουμινίου της σειράς 6 που επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθούν για την κατασκευή των μερών του πέλματος και της συνδετική ράβδου στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, είναι τα κράματα στα οποία το μαγνήσιο και το πυρίτιο είναι τα κυριότερα κραματικά στοιχεία. Έχουν μεγάλη αντοχή στη διάβρωση και εξαιρετική ολκιμότητα. Το εύρος της αντοχής τους σε εφελκυσμό κυμαίνεται από 125 μέχρι 400 MPa. Χαρακτηρίζονται από πολύ καλή συγκολλησιμότητα και από την ικανότητα τους να διελαστούν. Το τελευταίο, κάνει τα κράματα αλουμινίου της σειράς 6, πρώτη επιλογή για αρχιτεκτονικές και κατασκευαστικές λύσεις όπου απαιτείται σχετικά μεγάλη αντοχή. Οι ιδιότητες που προτιμώνται αφορούν τα κράματα 6061-T6 και 6082-T6. Τα δύο αυτά υλικά έχουν παρόμοιες ιδιότητες και η τελική επιλογή τους θα κριθεί από τα τελικά αποτελέσματα των αναλύσεων. Συγκεκριμένα το κράμα 6061 είναι το πιο κοινό κράμα αλουμινίου το οποίο χρησιμοποιείται κυρίως στις κατασκευές ποδηλάτων. Οι ιδιότητες που φαίνονται στον πίνακα 6.3 αντιστοιχούν στο 6061-T6 και είναι όπως παρέχονται από την ASM Aerospace Specification Metals Inc.

Μέρη από υλικό ταχείας πρωτοτυποποίησης

Τα υλικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στα μέρη που θα κατασκευαστούν με τρισδιάστατη (3D) εκτύπωση είναι αυτά που μπορεί να δεχτεί ο τρισδιάστατος εκτυπωτής (3D printer) που βρίσκεται στα εργαστήρια του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας. Τα διαθέσιμα υλικά είναι τρία και προμηθεύονται από την εταιρία Stratasys. Οι ιδιότητες του κάθε υλικού παρέχονται από την εταιρία προμήθευσης τους και φαίνονται στον πίνακα 6.3. Τα τρία υλικά είναι τα εξής:

- PC (polycarbonate)
- PC-ABS (polycarbonate-ABS)
- ABS-M30

Οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού έχουν σχέση με τον τρόπο της εκτύπωσης του μοντέλου. Πιο συγκεκριμένα με τον αν το μοντέλο θα εκτυπωθεί σε οριζόντια ή κάθετη θέση. Η εικόνα 6.8 δείχνει τις θέσεις στις οποίες μπορεί να εκτυπωθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο.



Εικόνα 6.8: Θέσεις τρισδιάστατης εκτύπωσης αντικειμένου. [πηγή: Stratasys, materials]

Τα τμήματα του προσθετικού μέλους θα τυπωθούν κάθετα, επομένως θα ληφθούν υπόψη οι ιδιότητες του υλικού για αυτόν τον τρόπο εκτύπωσης. Οι μηχανικές ιδιότητες των τριών υλικών, όπως παρέχονται από την εταιρία Stratasys, φαίνονται στον πίνακα 6.2.

Πίνακας 6.2: Μηχανικές ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση σύμφωνα με την εταιρία Stratasys.

Τύπος υλικού	Λόγος Poisson ν	Πυκνότητα ρ Kg/m ³	Μέτρο Ελαστικότητας E MPa	Όριο διαρροής MPa
PC (polycarbonate)	0.37	1200.00	2300	68
PC-ABS (polycarbonate-ABS)	0.37	1100.00	1900	36
ABS-M30	0.35	1040.00	2400	41

Οι επαλήθευση των μηχανικών ιδιοτήτων των συγκεκριμένων υλικών, είναι πολύ σημαντική για την επιτυχή εφαρμογή του ποδιού, για το λόγο ότι το μεγαλύτερο μέρος της κατασκευής θα πραγματοποιηθεί μέσω της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Επομένως,

προκειμένου να εξακριβωθεί αν ισχύουν οι ιδιότητες που παρέχονται από την προμηθεύτρια εταιρία, πραγματοποιήθηκε πείραμα μορφικής αναγνώρισης των παραμέτρων.

Πειραματικός προσδιορισμός ιδιοτήτων υλικών τρισδιάστατης εκτύπωσης

Στόχος του πειράματος ήταν, να επαληθευτούν οι ιδιότητες των υλικών του πίνακα 6.2 μέσω του προσδιορισμού των μορφικών παραμέτρων (ιδιοσυχνότητα, απόσβεση, ιδιομορφή) ενός πειραματικού συστήματος και τη σύγκριση τους με τις ανάλογες που θα προκύψουν από την ανάλυση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Για να είναι οι αποκλίσεις της σύγκρισης όσο πιο μικρές, θα πρέπει οι συνθήκες του πειράματος να προσεγγίζουν αυτές που έχουν τεθεί στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Στην πραγματικότητα αυτό είναι αρκετά δύσκολο, γιατί συνήθως στα πεπερασμένα στοιχεία το θεωρητικό μοντέλο εξετάζεται σε ελεύθερες συνθήκες, το οποίο συνεπάγεται ότι το πειραματικό μοντέλο δεν συνδέεται με το περιβάλλον, γεγονός σχεδόν ανέφικτο. Η μέθοδος που χρησιμοποιείται συνήθως, ώστε το αντικείμενο του πειράματος να έχει την ελάχιστη σύνδεση με το περιβάλλον και επομένως να προσεγγίζει τις οριακές συνθήκες που αναφέρθηκαν, είναι κρεμώντας το με ένα σχοινί. Αρχικά το πειραματικό σύστημα, διεγείρεται με ένα σφυρί κρούσης, όπως αυτό που φαίνεται στην εικόνα 6.9. Στην συνέχεια μετράται η απόκριση του, με χρήση επιταχυνσιομέτρων. Για τον προσδιορισμό των μορφικών παραγόντων του συστήματος, πρέπει να υπολογιστούν οι συναρτήσεις μετάδοσης. Οι συναρτήσεις μετάδοσης ορίζονται ως ο λόγος του μετασχηματισμού Fourier των αποκρίσεων προς τον μετασχηματισμό Fourier των δυνάμεων διέγερσης, όπως φαίνεται στην εξίσωση 6.1.

$$H(\omega) = \frac{X(\omega)}{F(\omega)} \quad (6.1)$$

Όπου $X(\omega) = \int_0^{\infty} x(t)e^{-i\omega t} dt$ και $F(\omega) = \int_0^{\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt$

Τέλος οι ιδιοσυχνότητες που προέκυψαν από το πειραματικό μοντέλο με τη μέθοδο που αναφέρθηκε συγκρίνονται με αυτές που προκύπτουν από το θεωρητικό μοντέλο μέσω της μορφικής ανάλυσης με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και μέσω αυτής της σύγκρισης μπορούν να προκύψουν κάποια συμπεράσματα για τις ιδιότητες των υλικών.



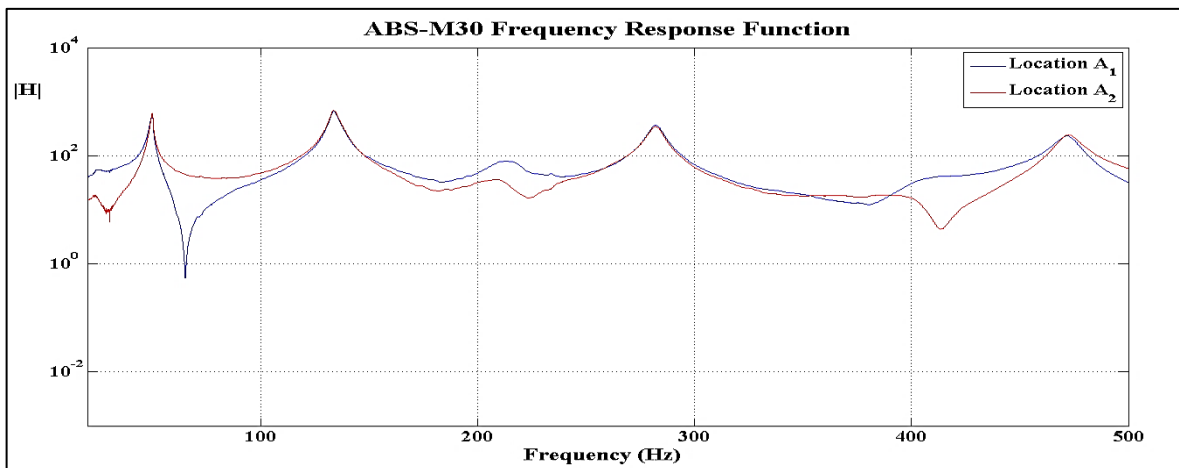
Εικόνα 6.8: Κρουστικό σφυρί με ειδική κεφαλή από καουτσούκ που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα.

Για το πειραματικό σύστημα της εργασίας, ήταν απαραίτητη η εκτύπωση δοκιμίων μέσω του τρισδιάστατου εκτυπωτή που βρίσκεται στο εργαστήριο του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας, με χρήση των υλικών που αναφέρθηκαν σε κάθε μία περίπτωση. Τα δοκίμια που τυπώθηκαν ήταν δύο, ένα χρησιμοποιώντας το υλικό ABS-M30, και ένα από το PC-ABS. Το τρίτο υλικό που φαίνεται στον πίνακα 6.2 δεν τυπώθηκε λόγω έλλειψης του τη συγκεκριμένη χρονική περίοδο διεξαγωγής του πειράματος. Τα συμπεράσματα γι' αυτό θα εξαχθούν σε σχέση με τα δύο δοκίμια. Η μεγαλύτερη δυσκολία που αντιμετωπίστηκε στο πείραμα, ήταν ότι τα δοκίμια είχαν πολύ μικρό βάρος (περίπου 60 γραμμάρια) και με την εφαρμογή των επιταχυνσιόμετρων επηρεάστηκε αρκετά η δυναμική απόκριση τους. Ωστόσο, για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, το κάθε δοκίμιο, μαζί με τα δύο αξονικά επιταχυνσιόμετρα που εφαρμόστηκαν κατάλληλα στις άκρες του καθενός, κρεμάστηκαν από μία διάταξη χρησιμοποιώντας το καλώδιο των επιταχυνσιόμετρων. Η διάταξη, μαζί με τα δύο δοκίμια, την εφαρμογή των επιταχυνσιόμετρων καθώς και τον τρόπο που αιωρήθηκαν φαίνονται στην εικόνα 6.9.

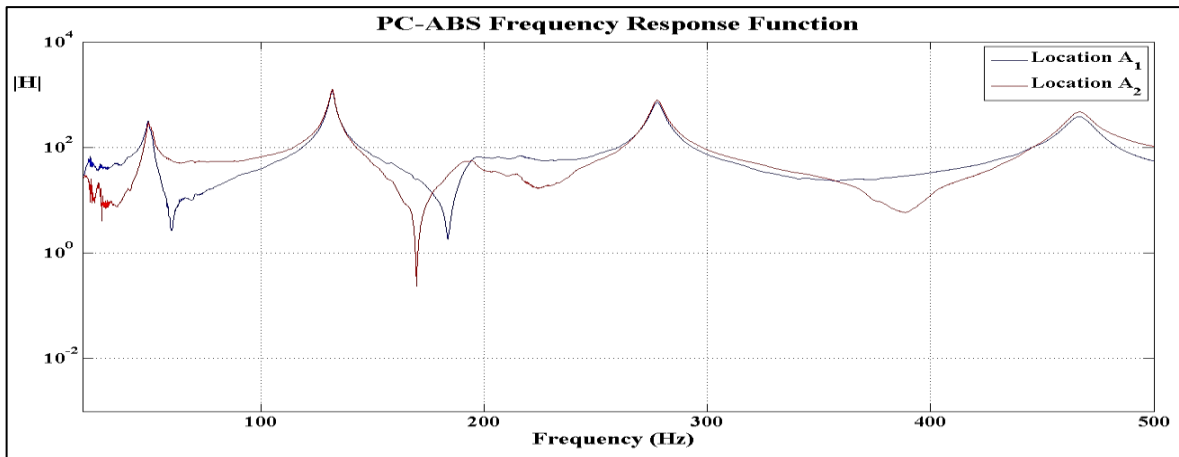


Εικόνα 6.9: Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήθηκε. Στα αριστερά το λευκό δοκίμιο με χρήση του υλικού ABS-M30 και στα δεξιά με μαύρο χρώμα το δοκίμιο από υλικό PC-ABS.

Τα επιταχυνσιόμετρα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν μονοαξονικά. Στη συνέχεια, στις εικόνες 6.10 και 6.11 παρατίθενται οι συναρτήσεις μετάδοσης των διεγέρσεων για το δοκίμιο από ABS-M30 και το δοκίμιο από PC-ABS αντίστοιχα, όπως προέκυψαν από το πείραμα, σε ένα εύρος συχνοτήτων 0-500 Hz.



Εικόνα 6.10: Μέτρο συνάρτησης μετάδοσης ως προς τη συχνότητα ταλάντωσης του δοκίμιου από υλικό ABS-M30. Η μπλε γραμμή αναφέρεται στις λήψεις του πρώτου επιταχυνσιόμετρου και η κόκκινη στο δεύτερο.



Εικόνα 6.11: Μέτρο συνάρτησης μετάδοσης ως προς τη συχνότητα ταλάντωσης του δοκιμίου από υλικό PC-ABS. Η μπλε γραμμή αναφέρεται στις λήψεις του πρώτου επιταχυνσιόμετρου και η κόκκινη στο δεύτερο.

Οι έξι πρώτες ιδιοσυχνότητες που προέκυψαν από τα παραπάνω διαγράμματα παρουσιάζονται στον πίνακα 6.3.

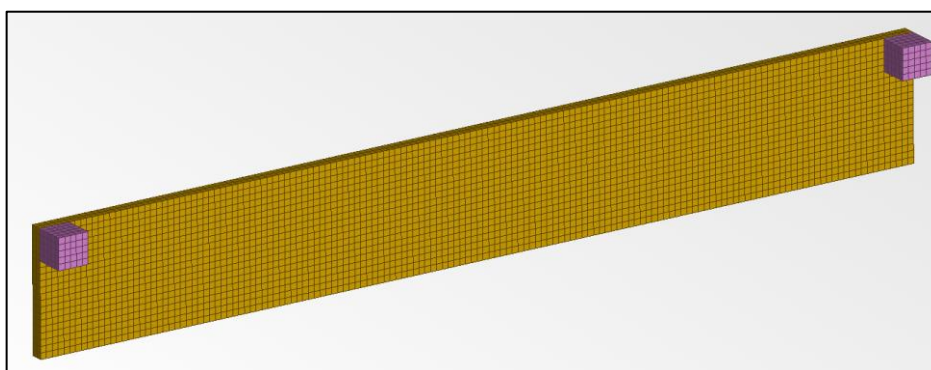
Πίνακας 6.3: Οι έξι πρώτες ιδιοσυχνότητες που προέκυψαν πειραματικά για τα δοκίμια ABS-M30 και PC-ABS.

Ιδιοσυχνότητες (Hz)	ABS-M30	PC-ABS
1	49.5	47.5
2	133.6	132
3	215	195
4	281.5	277.5
5	400	380
6	472.5	466.5

Το επόμενο βήμα, ήταν να υπολογιστούν οι ιδιοσυχνότητες μέσω ανάλυσης με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Αρχικά σχεδιάστηκε στο ANSA ένα δοκίμιο ακολουθώντας τις προδιαγραφές αυτών που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα. Ακόμα, σχεδιάστηκαν προσεγγιστικά τα επιταχυνσιόμετρα στα σημεία όπου εφαρμόστηκαν στη πειραματική διάταξη. Αφού διακριτοποιήθηκε το μοντέλο με χρήση χωρικών εξαεδρικών στοιχείων, το οποίο φαίνεται στην εικόνα 6.12, ορίστηκαν οι ιδιότητες των υλικών, όπως φαίνονται στον πίνακα 6.4 για τα δύο υλικά του τρισδιάστατου εκτυπωτή. Οι ιδιότητες των επιταχυνσιόμετρων, οι οποίες θεωρήθηκαν ίδιες και για τα δύο, ορίστηκαν προσεγγιστικά, αφού εσωτερικά η δομή τους είναι αρκετά περίπλοκη και επομένως δεν μπορεί να καθοριστεί επακριβώς η πυκνότητα της μάζας του υλικού.

Πίνακας 6.4: Ιδιότητες που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων για τα επιμέρους υλικά.

	Λόγος Poisson ν	Πυκνότητα ρ (Kg/m ³)	Μέτρο Ελαστικότητας E (MPa)
ABS-M30	0,35	1230	2300
PC-ABS	0,37	1100	2000
Επιταχυνσιόμετρα	0,3	8500	60000



Εικόνα 6.12: Μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων της δοκού.

Οι τιμές των ιδιοσυχνοτήτων, που προέκυψαν μετά την ανάλυση του μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων, παρατίθενται στον πίνακα 6.5 και για τα δύο υλικά αντίστοιχα, σε σύγκριση με αυτές που προέκυψαν πειραματικά.

Πίνακας 6.5: Ιδιοσυχνότητες των πειραματικών μοντέλων και των θεωρητικών και τα σφάλματά τους.

Ιδιοσυχνότητες (Hz)	ABS-M30			PC-ABS		
	Πειραματικό Μοντέλο	Θεωρητικό Μοντέλο	Σφάλμα (%)	Πειραματικό Μοντέλο	Θεωρητικό Μοντέλο	Σφάλμα (%)
1	49.5	49.4	0,2	47.5	49.2	3,46
2	133.6	133.4	0,15	132	131.2	0,60
3	215	221	2,71	195	206.5	5,57
4	281.5	282	0,18	277.5	276.8	0,25
5	400	407	1,72	380	386.4	1,66
6	472.5	482	1,97	466.5	472.5	1,27

Όπως απεικονίζεται στον πίνακα 6.5 τα αποτελέσματα των ιδιοσυχνοτήτων για το πειραματικό και το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων συγκλίνουν αρκετά. Επομένως, μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα ότι οι ιδιότητες των υλικών που παρέχονται από την προμηθεύτρια εταιρία ανταποκρίνονται στην πραγματικότητα. Το ίδιο μπορεί να θεωρηθεί και για το τρίτο υλικό, που δεν μελετήθηκε πειραματικά. Επομένως η επιλογή του υλικού, μπορεί να γίνει με ασφάλεια από τον πίνακα 6.2.








Τα τρία υλικά κοστολογούνται το ίδιο από την εταιρία, συνεπώς επιλέγεται να χρησιμοποιηθεί το υλικό με το μεγαλύτερο όριο διαρροής, μιας και αυτό δείχνει την κρίσιμη

τιμή της εφαρμοζόμενης τάσης πέρα από την οποία μέρος της παραμόρφωσης παύει να είναι ελαστική. Επομένως, σύμφωνα με τον πίνακα 6.2 το υλικό που θα χρησιμοποιηθεί αρχικά, είναι το PC (polycarbonate).

Το πλεονέκτημα που δημιουργείται χρησιμοποιώντας την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης για ένα μεγάλο μέρος του μοντελοποιημένου προσθετικού ποδιού, είναι ότι γίνεται αρκετά ελαφριά η κατασκευή, πράγμα πολύ σημαντικό για την άνεση και ομαλή κίνηση του ασθενούς.

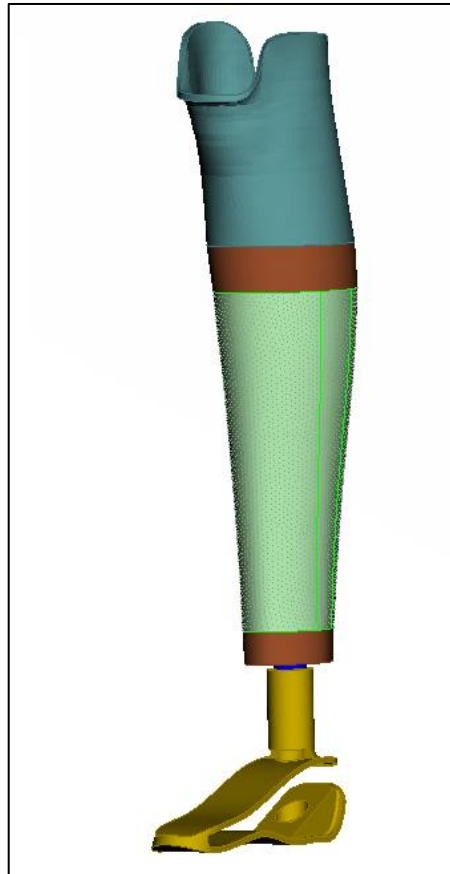
Στον πίνακα 6.4 παρουσιάζονται τα διαφορετικά μέλη με το πλήθος και το είδος των πεπερασμένων στοιχείων τους καθώς το υλικό και οι ιδιότητες του για καθένα από αυτά.

Πίνακας 6.4: Μέλη και ιδιότητες μοντελοποιημένης γεωμετρίας προσθετικού ποδιού

Ονομασία	Μέλος	Είδος - Αριθμός Στοιχείων	P.I.D	P.	Υλικό	M.I.D	ν	ρ Kg/m ³	E GPa
Θήκη - Πάνω Συνδετικό Μέρος		Tetras 134534	11	Psolid	PC	2	0.37	1100.00	1.9
Κάτω Συνδετικό Μέρος		Tetras 75958	12	Psolid	PC	2	0.37	1100.00	1.9
Γάμπα		Trias 10642	13	Pshell t = 5 mm	PC	2	0.37	1100.00	1.9
Κάτω συμπαγές μέρος Γάμπας		Tetras 19781	14	Psolid	PC	2	0.37	1100.00	1.9
Παξιμάδι		Tetras 4589	15	Psolid	Χάλυβας	1	0.3	7850.00	210.00
Συνδετική Ράβδος		Tetras 135233	16	Psolid	6061-T6	3	0.33	2700.00	69.00
Πέλμα		Tetras 667040	17	Psolid	6061-T6	3	0.33	2700.00	69.00

6.3 ΤΕΛΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Το τελικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων, όπως διαμορφώθηκε στο ANSA pre-processor, αποτελείται συνολικά από 1037135 τετραεδρικά χωρικά στοιχεία και από 10642 επιφανειακά δισδιάστατα στοιχεία. Το συνολικό του βάρους, όπως υπολογίστηκε από το Deck Info του ANSA χρησιμοποιώντας τα υλικά που αναφέρθηκαν, είναι 1.907 kg. Στην εικόνα 6.13 φαίνεται η τελική μοντελοποιημένη γεωμετρία.



Εικόνα 6.13: Τελικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων.

7. ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Προκειμένου να διαπιστωθεί αν το μοντέλο του προσθετικού ποδιού είναι λειτουργικό για μία απλή καθημερινή χρήση, εφαρμόστηκαν κάποια σενάρια που να αντιπροσωπεύουν τις κινήσεις του ποδιού ενός ατόμου στην καθημερινή του ζωή. Η ανθρώπινη κίνηση είναι το αποτέλεσμα της εφαρμογής δυνάμεων που παράγονται από τον ίδιο τον οργανισμό (εσωτερικές δυνάμεις), αλλά και δυνάμεων που δέχεται το σώμα από το περιβάλλον (εξωτερικές δυνάμεις) [13]. Σύμφωνα με τον νόμο της αδράνειας, ένα σώμα παραμένει σταθερό ή κινείται με σταθερή ταχύτητα, όταν η συνισταμένη των δυνάμεων που ασκούνται πάνω του είναι μηδέν. Η ανάλυση της κίνησης από μηχανικής σκοπιάς, πραγματοποιείται με δύο είδη ανάλυσης, τη στατική και τη δυναμική. Στη στατική ανάλυση γίνεται η θεώρηση ότι το σώμα παραμένει σταθερό ή κινείται με σταθερή ταχύτητα, ενώ στη δυναμική ανάλυση δεν υπάρχει αυτός ο περιορισμός. Για τη μελέτη των δυνάμεων που ασκούνται στο προσθετικό μέλος κατά τη βάρδιση, εφαρμόστηκε η στατική ανάλυση.

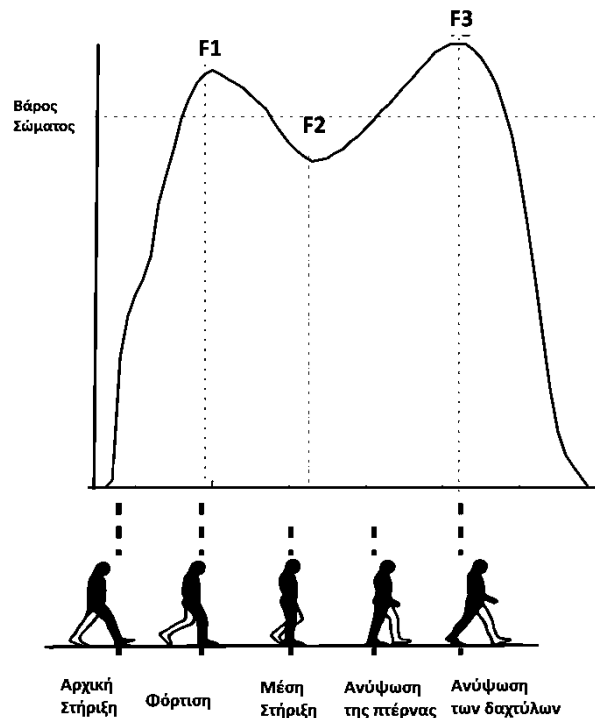
7.1 ΟΙ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΚΑΙ Η ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥΣ ΣΤΟ ΠΟΔΙ ΚΑΤΑ ΤΗ ΒΑΔΙΣΗ

Στο πλαίσιο της συγκεκριμένης εργασίας, θα μελετηθεί το προσθετικό μέλος για την απλή βάρδιση ενός ανθρώπου. Ο λόγος που δεν μελετώνται άλλες κινήσεις είναι αφενός ότι οι υπόλοιπες κινήσεις είναι αρκετά περίπλοκες στην ανάλυση τους και χρειάζεται το υπόβαθρο της επιστήμης της ιατρικής ή της φυσικοθεραπείας, και αφετέρου το πρόθεμα έχει σχεδιαστεί όσο το δυνατόν πιο απλό ώστε να μπορεί να κατασκευαστεί εύκολα και φτηνά και δεν προορίζεται για την επαναφορά της πλήρους λειτουργικότητας του ασθενή πριν τον ακρωτηριασμό.

Κατά τη βάρδιση, το ένα πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος, ενώ το άλλο αιωρείται προς την επιθυμητή κατεύθυνση [14]. Σύμφωνα με το νόμο της δράσης- αντίδρασης, οι δυνάμεις που ασκούνται στο πόδι είναι η δύναμη του βάρους του σώματος και η δύναμη αντίδρασης του εδάφους. Η δύναμη αντίδρασης του εδάφους είναι σημαντική όχι μόνο για να μην υποχωρήσει ο άνθρωπος από το έδαφος, αλλά επίσης για να μπορέσει το σώμα να πάρει μία ώθηση προς τα εμπρός και να καταφέρει να προχωρήσει. Το πρώτο βήμα επομένως για να μπορέσουν να μελετηθούν οι 5 φάσεις του βηματισμού που αναλύονται στο κεφάλαιο 2 είναι να προσδιοριστεί η δύναμη αντίδρασης σε κάθε μία από αυτές. Το δεύτερο βήμα να οριστεί η κατεύθυνση της δύναμης, και τέλος η περιοχή που εφαρμόζεται.

Για τον υπολογισμό της δύναμης αντίδρασης κατά τη βάρδιση, χρησιμοποιήθηκε κυρίως η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης, καθώς εμφανίζει μεγάλο μέτρο και μικρότερη μεταβλητότητα σε σχέση με τις δυνάμεις αντίδρασης στους υπόλοιπους άξονες [13]. Στην

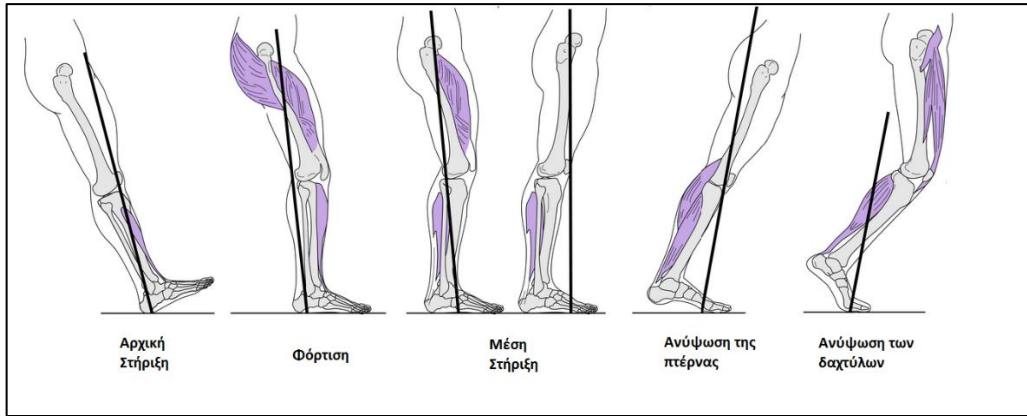
εικόνα 7.1 απεικονίζεται η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης κατά την διάρκεια της φάσης στήριξης του βαδίσματος.



Εικόνα 7.1: Κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης κατά την διάρκεια της φάσης στήριξης του βαδίσματος. [Πηγή: Normal Gait, Alice Bonnefoy - Stephane Armand, Geneva University Hospitals]

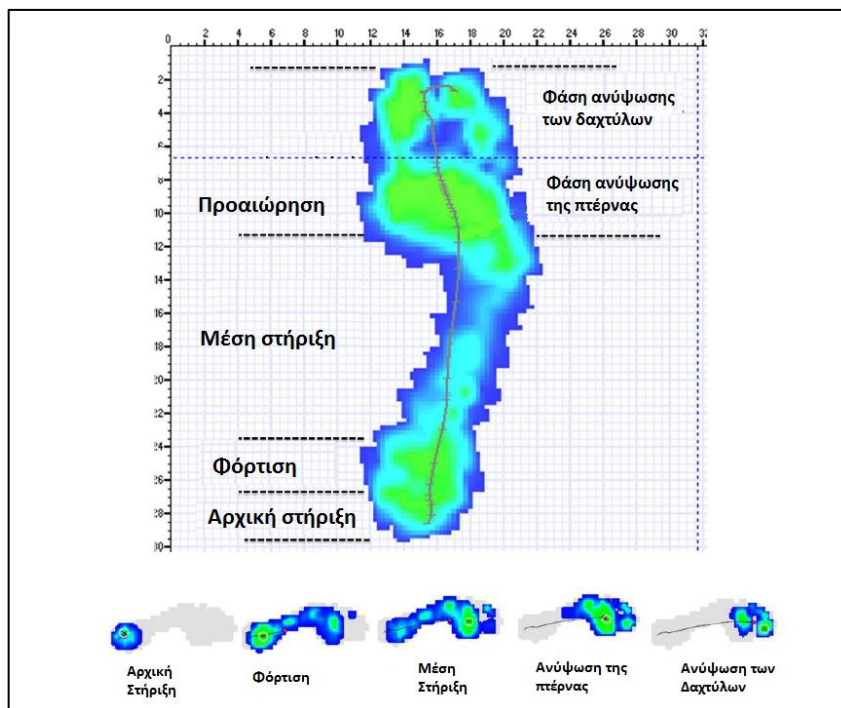
Όπως απεικονίζεται στην εικόνα 7.1, κατά την αρχική επαφή του πέλματος με το έδαφος υπάρχει μία στιγμιαία αύξηση της δύναμης, η οποία οφείλεται στην αρχική κρούση του τμήματος του πέλματος με το έδαφος. Καθώς ολοκληρω το πέλμα έρχεται βαθμιαία σε επαφή με το έδαφος, η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης παρουσιάζει την πρώτη μέγιστη τιμή (F1 στην εικόνα 7.1), η οποία ερμηνεύεται ως η δύναμη απορρόφησης της ορμής του σώματος λόγω της δύναμης που ασκείται στο έδαφος από την κίνηση του σώματος. Κατά τη φάση της μέσης στήριξης, παρατηρείται μείωση της κατακόρυφης δύναμης λόγω της ελάττωσης της μυϊκής δραστηριότητας και έτσι παρουσιάζεται το ελάχιστο της καμπύλης (F2). Η δύναμη σταδιακά αυξάνεται μέχρι που παρουσιάζει μέγιστο (F3) κατά την τελική φάση της ανύψωσης των δαχτύλων. Το πρώτο και το δεύτερο μέγιστο παρουσιάζουν σχεδόν ίδιες τιμές οι οποίες κυμαίνονται από 1.1 έως 1.4 φορές το σωματικό βάρος του ατόμου [13] [15].

Για τη διεύθυνση της δύναμης χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα από έρευνες που έχουν γίνει σχετικά με τη κινησιολογία του ατόμου κατά το βάδισμα. Αυτό το κομμάτι έχει αναλυθεί στο κεφάλαιο 2 εκτενέστερα, επομένως, στη συγκεκριμένη ενότητα θα παρουσιαστούν τα δεδομένα συνοπτικά με τη βοήθεια της εικόνας 7.2.



Εικόνα 7.2: Το διάνυσμα του βάρους του σώματος κατά τις φάσεις του κύκλου βάδισης [πηγή: AASOS Atlas of orthoses and assistive devices, John D. Hsu]

Η μαύρη γραμμή που φαίνεται στην εικόνα 7.2 σε κάθε επιμέρους φάση δείχνει τη διεύθυνση της δύναμης του βάρους. Για το σημείο εφαρμογής της δύναμης θα αντληθούν πληροφορίες από μελέτες που έχουν γίνει με τη χρήση πελματογράφου. Όπως είναι λογικό, οι δυνάμεις αντίδρασης εφαρμόζονται στο πέλμα. Οι πελματικές πιέσεις εμφανίζουν γενικά μεγάλη μεταβλητότητα σε αντίθεση με την κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης. Η μεταβλητότητα αυτή οφείλεται σε παράγοντες όπως είναι οι ανατομικές, λειτουργικές και ανθρωποκεντρικές διαφορές μεταξύ των ανθρώπων. Στην εικόνα 7.3 παρουσιάζονται οι θέσεις που ασκούνται η κατακόρυφη δύναμη αντίδρασης και οι πελματικές πιέσεις κατά τον κύκλο βάδισης.

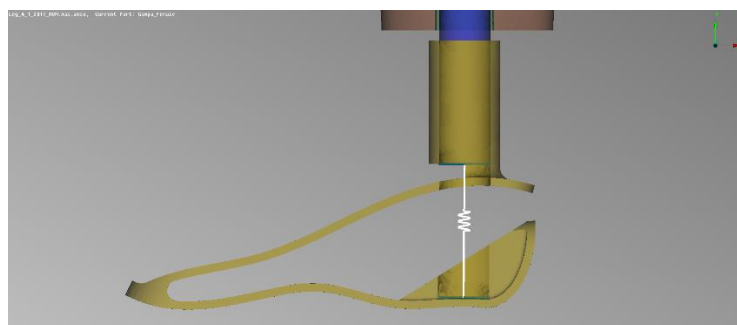


Εικόνα 7.3: Πελματικές πιέσεις και εφαρμογή της κατακόρυφης δύναμης αντίδρασης στις φάσεις του κύκλου βάδισης. [πηγή: Αθλητική Εμβιομηχανική, Ελευθέριος Κέλλης]

Επομένως, στις παρακάτω αναλύσεις η δύναμη θα κατευθυνθεί έτσι ώστε να εφαρμόζεται στα σημεία του πέλματος που δείχνει η εικόνα 7.3 για κάθε επιμέρους φάση του κύκλου βάδισης.

7.2 ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΣ

Για την εφαρμογή των πέντε φάσεων του κύκλου βαδίσματος εφαρμόστηκε δύναμη, η οποία θεωρείται ίση με τη δύναμη αντίδρασης σε κάθε φάση, στο σημείο της θήκης όπου τελειώνει το υγιές οστό ή αλλιώς εκεί όπου ακουμπάει το τελείωμα του κολοβώματος. Η κατεύθυνση της δύναμης προκύπτει από την εικόνα 7.2. Τα σημεία του πέλματος όπου ασκείται πίεση και φαίνονται στην εικόνα 7.3, θα είναι τα σημεία όπου θα πακτωθούν με SPC (single point constraint). Επίσης, σε όλες τις περιπτώσεις εφαρμόστηκε στοιχείο ελατηρίου (CELAS2), ανάμεσα στο τελείωμα της συνδετικής ράβδου και την οπή στο κάτω μέρος του πέλματος όπως χαρακτηριστικά δείχνει η εικόνα 7.4 . Η σταθερά του ελατηρίου δεν μπορούσε να οριστεί επακριβώς σε αυτό το σημείο της εργασίας, εφόσον εξαρτάται από την κίνηση και την αντοχή του ποδιού. Επομένως, έγινε δοκιμή με δύο τιμές ($K = 80 \text{ KN/m}$, $K = 100 \text{ KN/m}$).



Εικόνα 7.4: Εφαρμογή ελατηρίου πίεσεως στο πέλμα.

Ο σκοπός των αναλύσεων είναι να ελεγχθεί αφενός η αντοχή των μερών του μοντέλου κατά την εκτέλεση των 5 κινήσεων, αλλά και η μετατόπιση του σε κάθε μία από αυτές. Δηλαδή, θα μελετηθεί αν η κίνηση του προσεγγίζει την κίνηση ενός υγιούς μέλους που αναλύθηκε στο κεφάλαιο 2.

Η επίλυση του μοντέλου για όλες τις περιπτώσεις έγινε με τον λύτη Epilysis του λογισμικού πακέτου ANSA pre-processing και η ανάλυση των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό πακέτο META post-processor, της BETA CAE Systems S.A.

7.2.1 ΑΡΧΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ- 1^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ

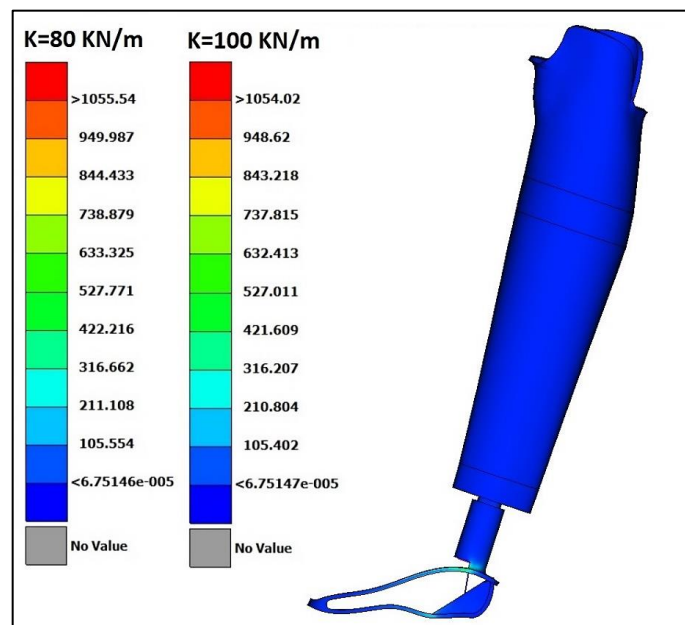
Στην πρώτη περίπτωση μελέτης, το φορτίο που ασκείται είναι 600N τα οποία αντιστοιχούν στο βάρος του ανθρώπου που μελετάται έπειτα από ακρωτηριασμό, δηλαδή 60 kg. Στην πραγματικότητα, σε αυτή τη φάση του βαδίσματος στο πόδι δεν ασκείται όλο το βάρος του

ατόμου, αλλά παίρνουμε τη φόρτιση ίση με όλο το βάρος σαν ακραία περίπτωση. Η δύναμη εφαρμόστηκε με κλίση 30° στους άξονες (-Y, X). Η περιοχή του πέλματος, όπου πακτώθηκε στη συγκεκριμένη περίπτωση, και η διεύθυνση της δύναμης που εφαρμόστηκε φαίνεται στην εικόνα 7.5.

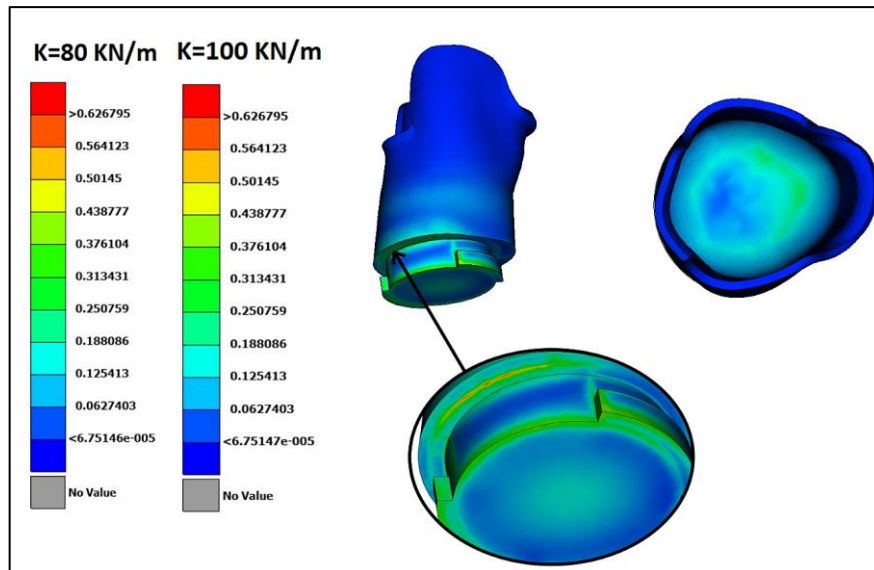


Εικόνα 7.5: Το προς μελέτη μοντέλο κατά την αρχική στήριξη. Με άσπρα βέλη φαίνεται η διεύθυνση της δύναμης και με κόκκινα η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε.

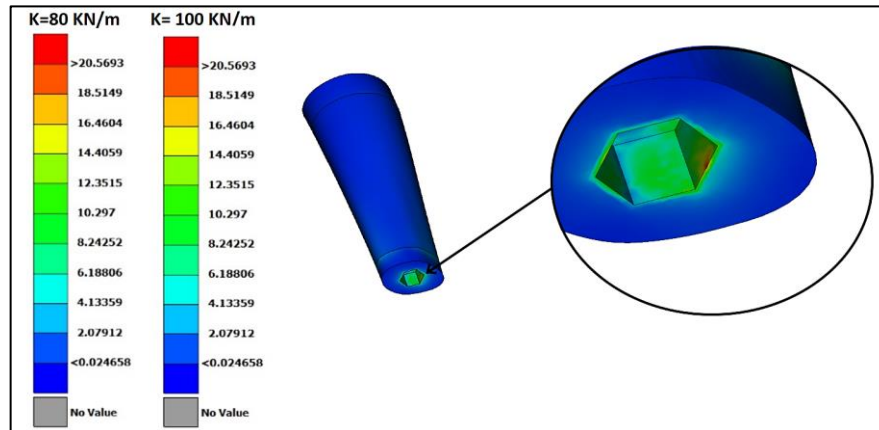
Οι τάσεις ολόκληρου του προσθετικού ποδιού, αλλά και των επιμέρους τμημάτων του, γι' αυτή την περίπτωση και για τις δύο τιμές του K, φαίνονται στις εικόνες 7.6 – 7.11. Οι τάσεις και για τις δύο τιμές του K εμφανίζονται στα ίδια σημεία του μοντέλου, αλλά με διαφορετικές τιμές.



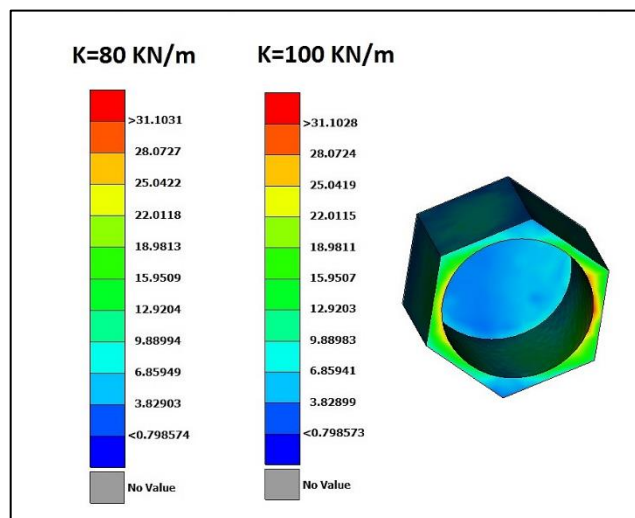
Εικόνα 7.6: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πλήρες μοντέλου κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



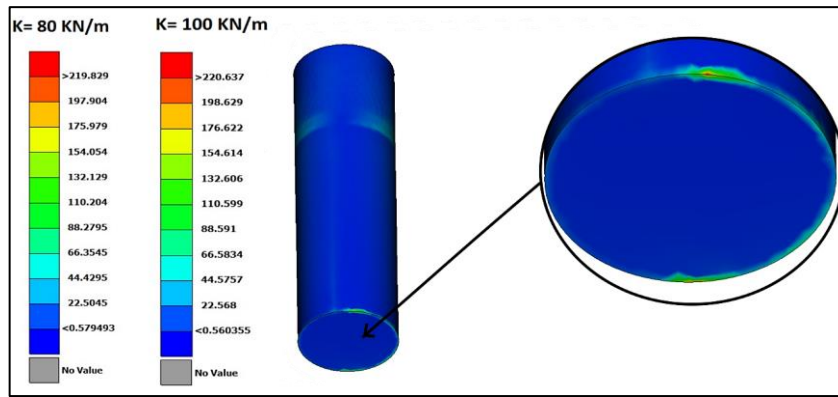
Εικόνα 7.7: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα της θήκης κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



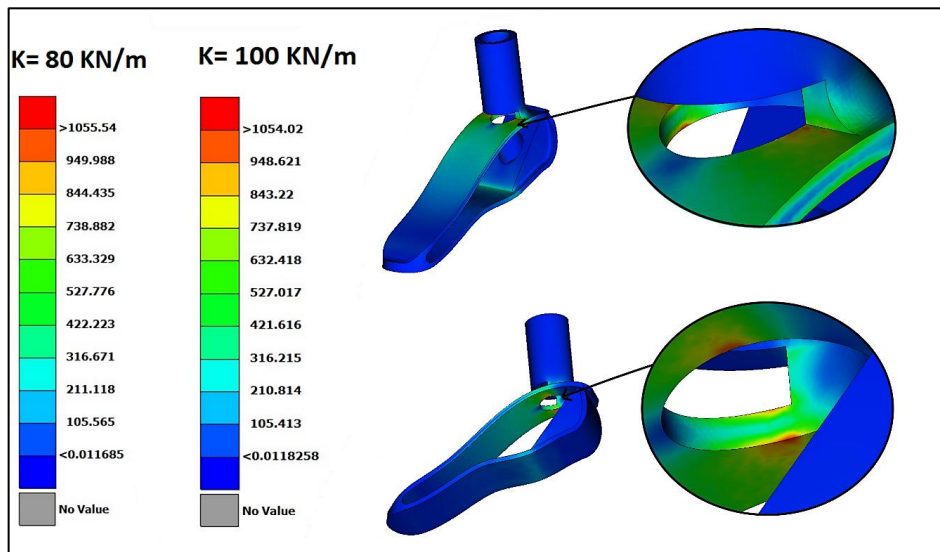
Εικόνα 7.8: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το όλο το τμήμα της κνήμης κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



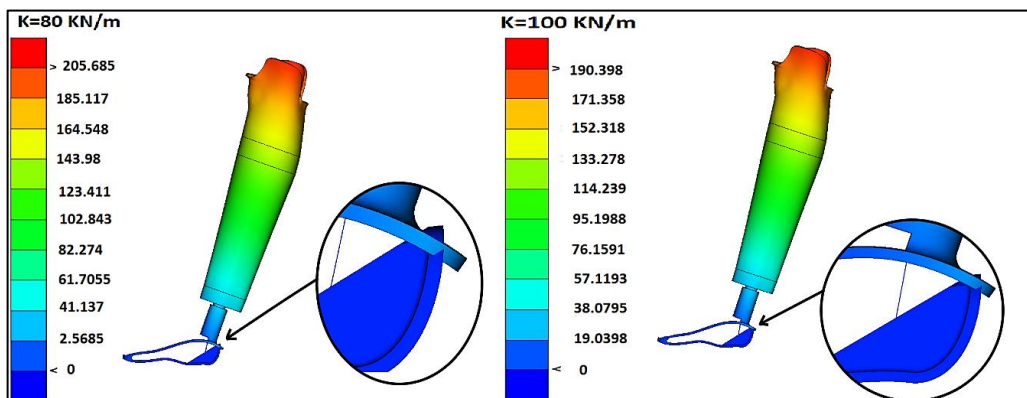
Εικόνα 7.9: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το εξάρτημα του παξιμαδιού κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .



Εικόνα 7.10: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το εξάρτημα της συνδετικής βίδας κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80kN/m και 100kN/m.



Εικόνα 7.11: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα του πέλματος κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80kN/m και 100kN/m.



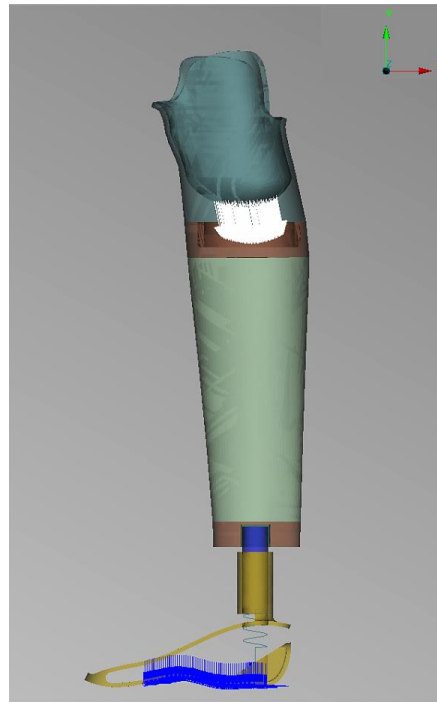
Εικόνα 7.12: Μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου κατά την αρχική στήριξη με K ελατηρίου 80kN/m και 100kN/m.

Οι τάσεις που εμφανίζονται στο μοντέλο, και ιδιαίτερα στο τμήμα του πέλματος, είναι κατά πολύ μεγαλύτερες των ορίων διαρροής των υλικών. Αυτό φαίνεται καθαρά στην εικόνα 7.11. Επίσης, οι μετατοπίσεις του ποδιού είναι πολύ μεγάλες, πέραν του φυσιολογικού. Αυτό φαίνεται ιδιαίτερα στην εικόνα 7.12, όπου στο πέλμα παρατηρείται πως το κενό που

υπάρχει για την διακοπή της κίνησης, παρακάμπτεται. Στην ουσία, αυτό δείχνει ότι το πέλμα πραγματοποιεί ραχιαία κάμψη πέραν του φυσιολογικού. Συνεπώς, στη συγκεκριμένη περιοχή θα υπάρχει κρούση και εν τέλει φθορά. Όσον αφορά τα αποτελέσματα που εμφανίζονται με την αλλαγή του μέτρου στιβαρότητας του ελατηρίου (K), παρατηρείται ότι όσο αυξάνει το K υπάρχει βελτίωση των αποτελεσμάτων, τόσο στις τάσεις όσο και στην παραμόρφωση.

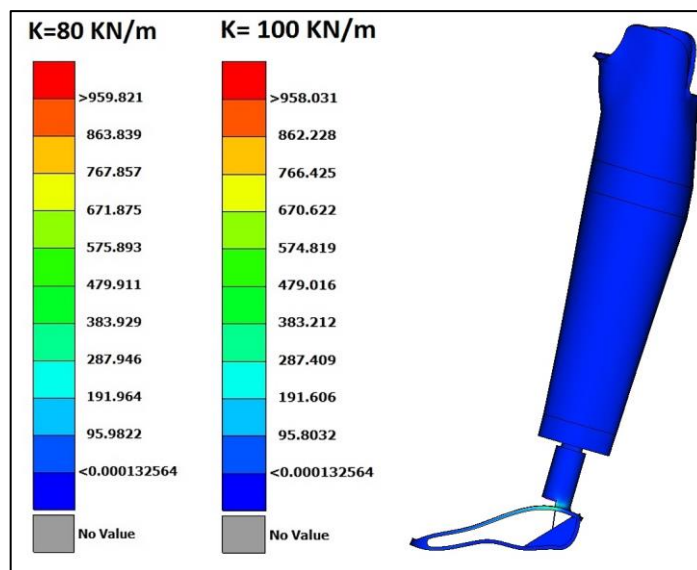
7.2.2 ΦΑΣΗ ΦΟΡΤΙΣΗΣ - 2^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ

Στη δεύτερη περίπτωση, το φορτίο που ασκείται είναι ίσο με το βάρος του σώματος επί 1.4. Αυτό προκύπτει από την εικόνα 7.1 και από την ανάλυση που έγινε στη ενότητα 7.1. Επομένως, η δύναμη που ασκείται στη θήκη είναι 840 N με διεύθυνση 20° στους άξονες (-Y,X). Η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε, καθώς και η διεύθυνση της δύναμης φαίνεται στην εικόνα 7.13.

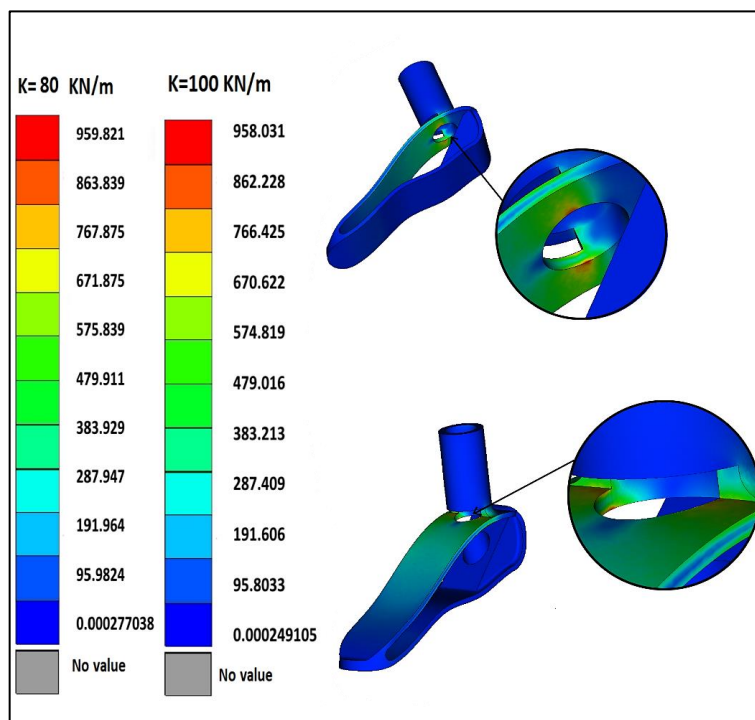


Εικόνα 7.13: Το προς μελέτη μοντέλο κατά τη φάση φόρτισης. Με άσπρα βέλη φαίνεται η διεύθυνση της δύναμης και με μπλε η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε.

Οι τάσεις και οι μετατοπίσεις ολόκληρου του προσθετικού ποδιού, αλλά και των σημείων όπου παρατηρείται κρίσιμη τιμή, γι' αυτή την περίπτωση και για τις δύο τιμές του K (K=80KN/m και K=100KN/m) φαίνονται στις εικόνες 7.14 – 7.16.

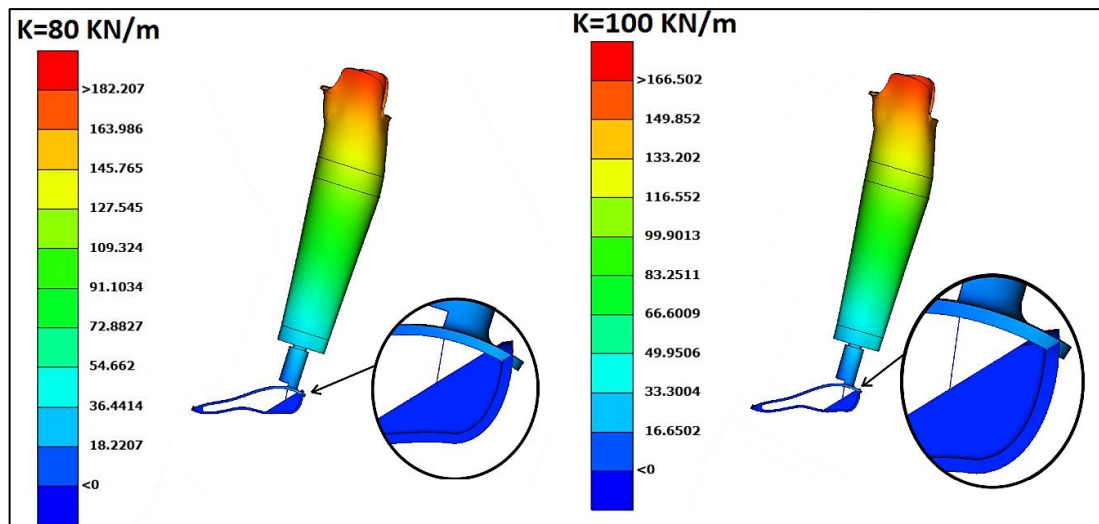


Εικόνα 7.14: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πλήρες μοντέλου κατά τη φάση φόρτισης με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



Εικόνα 7.15: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα του πέλματος κατά τη φάση φόρτισης με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .

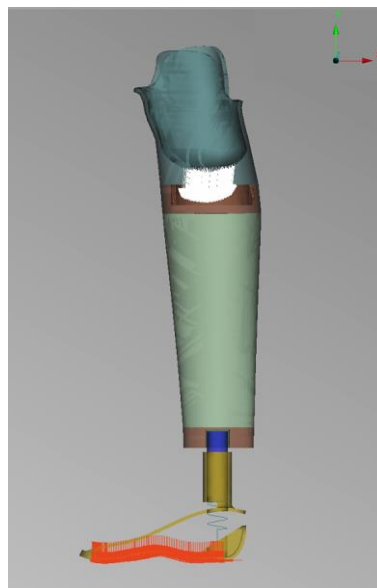
Οι τάσεις, που εμφανίζονται και σε αυτή την περίπτωση, είναι κατά πολύ μεγαλύτερες των ορίων διαρροής των υλικών. Ιδιαίτερα επικίνδυνη περιοχή είναι τα σημεία όπου ενώνεται η σωλήνα με το υπόλοιπο πέλημα. Η μετατόπιση που παρατηρείται είναι, επίσης, υπερβολική. Αυτό μπορεί να το καταλάβει κανείς παρατηρώντας το πίσω μέρος του πέλματος, όπου το διάκενο που καθορίζει τη μέγιστη ραχιαία κάμψη υπερκαλύπτεται, όπως απεικονίζεται στην εικόνα 7.16.



Εικόνα 7.16: Ισοδύναμες μετατοπίσεις (mm) πλήρες μοντέλου κατά τη φάση φόρτισης με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.

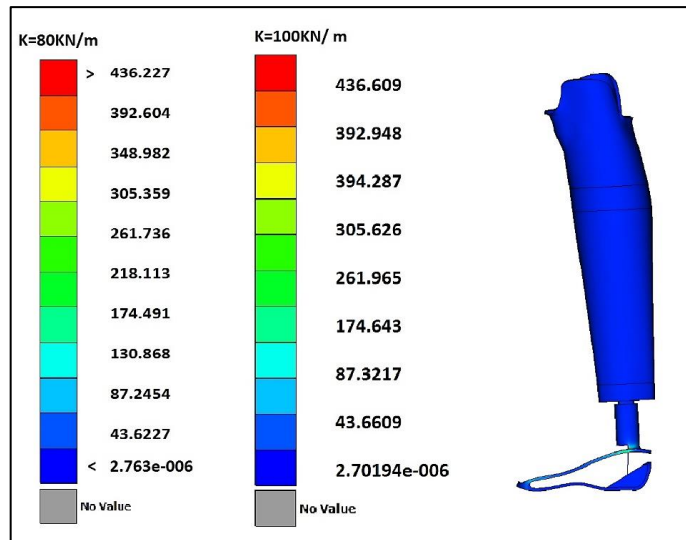
7.2.3 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΣΤΗΡΙΞΗΣ - 3^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ

Σε αυτή την περίπτωση, το φορτίο που εφαρμόζεται στο πόδι, θεωρείται ίσο με το βάρος του σώματος, σαν ακραία περίπτωση. Επομένως, η δύναμη που ασκείται στη θήκη είναι ίση με 600 N, το οποίο αντιστοιχεί σε βάρος 60 kg, με διεύθυνση 10° στους άξονες (-Y, -X). Η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε, καθώς και η διεύθυνση της δύναμης φαίνεται στην εικόνα 7.17.

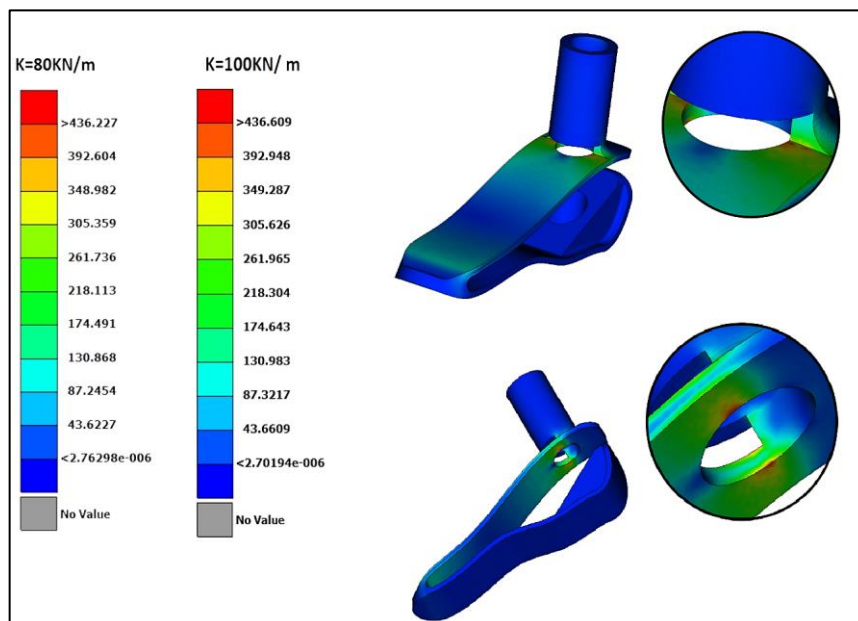


Εικόνα 7.17: Το προς μελέτη μοντέλο κατά τη φάση της μέσης στήριξης. Με άσπρα βέλη φαίνεται η διεύθυνση της δύναμης και με πορτοκαλί η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε.

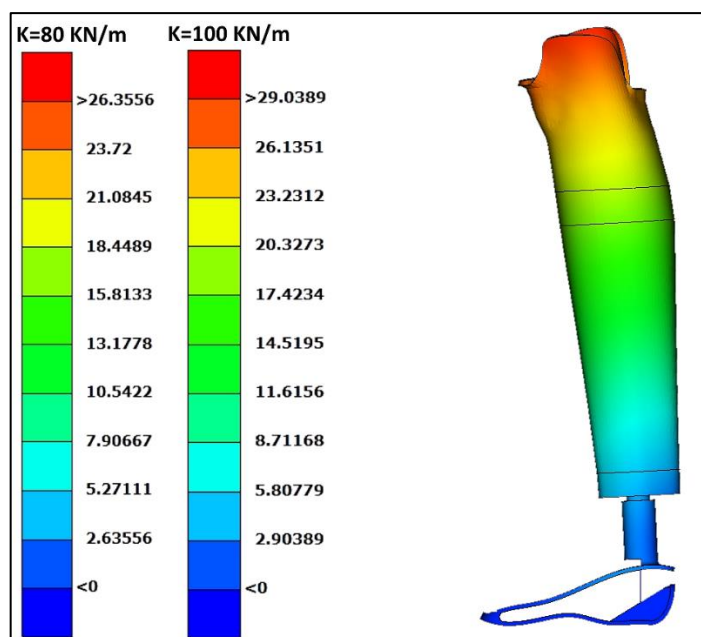
Οι τάσεις και οι μετατοπίσεις του μοντέλου, για αυτή την περίπτωση, για ολόκληρο το μοντέλο και για τα σημεία όπου παρατηρούνται κρίσιμες τιμές, φαίνονται στις εικόνες 7.18 – 7.20.



Εικόνα 7.18: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πλήρες μοντέλου κατά τη μέση στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



Εικόνα 7.19: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα του πέλματος κατά τη μέση στήριξη με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .

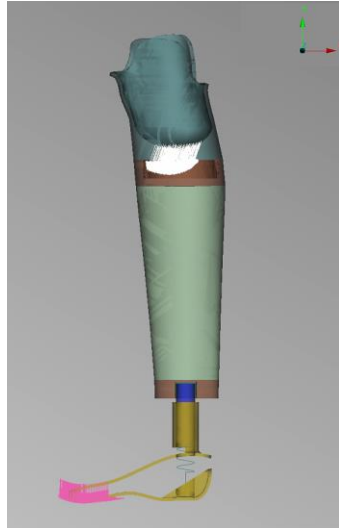


Εικόνα 7.20: Μετατοπίσεις (mm) πλήρες μοντέλου κατά τη μέση στήριξη με K ελατηρίου 80kN/m και 100kN/m.

Η τρίτη περίπτωση μελέτης, μπορεί να θεωρηθεί ότι είναι η πιο ήπια όσον αφορά τις δυνάμεις που δέχεται το πόδι. Αυτό παρατηρείται και στα αποτελέσματα που αναλύθηκαν. Η μετατόπιση του προθέματος δεν παρουσιάζει ακραίες τιμές. Αυτό είναι λογικό, αφού το πόδι είναι κάθετα στο έδαφος και η κλίση του διανύσματος της δύναμης είναι τόση ώστε να δώσει στο σώμα μία μικρή ώθηση να προχωρήσει. Το πέλμα, επίσης, παρουσιάζει λογικές τιμές ραχιαίας κάμψης. Οι τάσεις που εμφανίζονται στο πέλμα είναι αρκετά μεγάλες για τις απαιτήσεις της κίνησης. Τα 436 MPa είναι αρκετά μεγάλη τιμή και ξεπερνάει το μέγιστο όριο διαρροής του αλουμινίου που έχει επιλεγεί για τις αναλύσεις. Επομένως, θα πρέπει να γίνει βελτιστοποίηση στο υπάρχον σχέδιο.

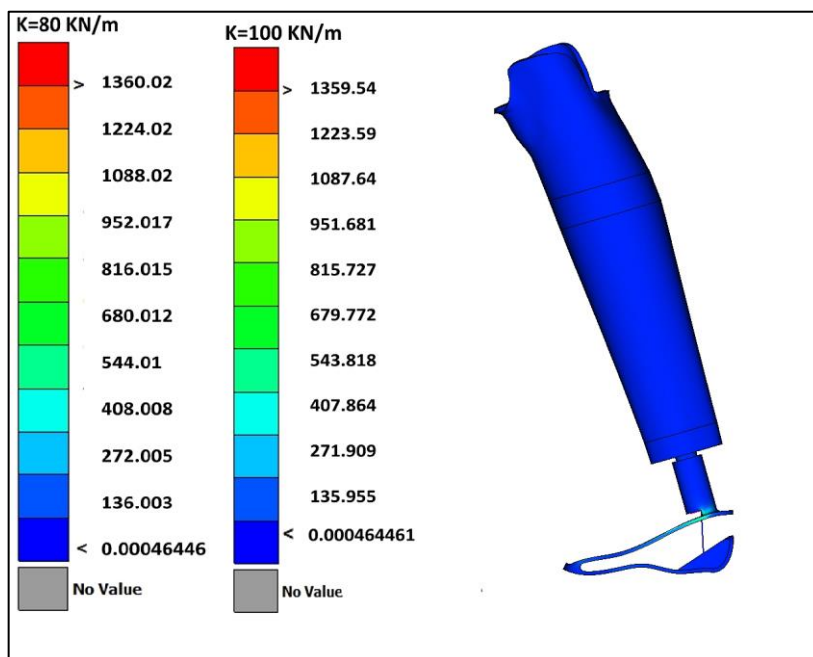
7.2.4 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΝΥΨΩΣΗΣ ΤΗΣ ΠΤΕΡΝΑΣ - 4^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ

Στην τέταρτη περίπτωση μελέτης, το φορτίο που ασκείται θεωρείται επίσης ίσο με το βάρος του σώματος, δηλαδή 600N. Στην πραγματικότητα, το πόδι δεν δέχεται όλο το βάρος του ατόμου, αλλά για την ασφάλεια των αποτελεσμάτων λαμβάνεται υπόψη η ακραία περίπτωση. Η διεύθυνση της δύναμης είναι 45° στους άξονες (-Y, -X). Η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε, καθώς και η διεύθυνση της δύναμης, φαίνονται στην εικόνα 7.21.

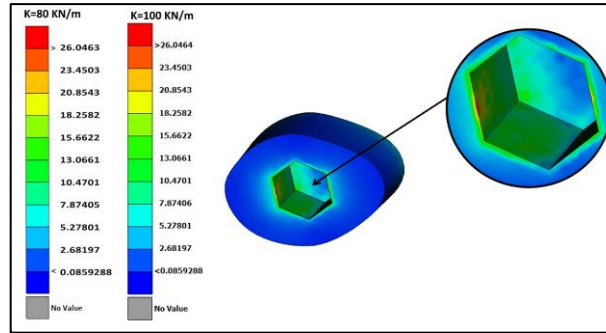


Εικόνα 7.21: Το προς μελέτη μοντέλο κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας. Με άσπρα βέλη φαίνεται η διεύθυνση της δύναμης και με ροζ η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε.

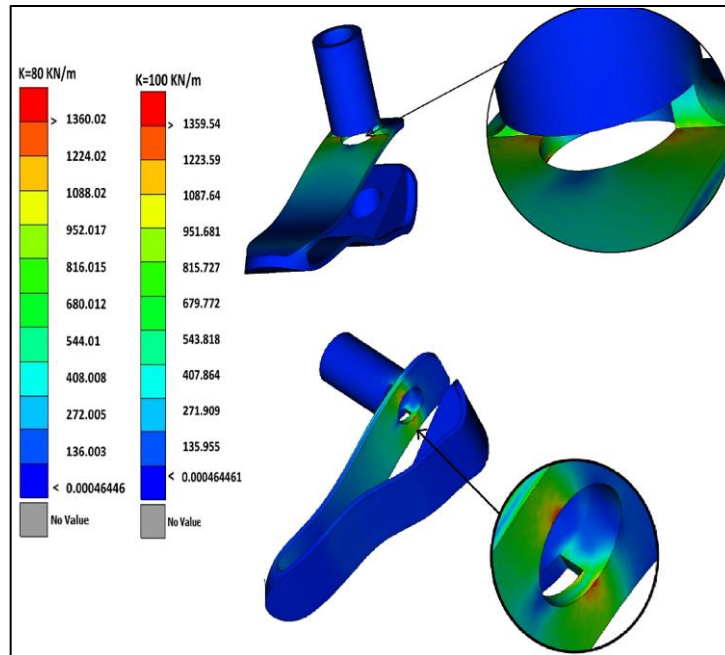
Οι τάσεις και οι μετατοπίσεις ολόκληρου του προσθετικού ποδιού, αλλά και των σημείων όπου παρατηρείται κρίσιμη τιμή, γι' αυτή την περίπτωση και για τις δύο τιμές του K ($K=80\text{KN/m}$ και $K=100\text{KN/m}$) φαίνονται στις εικόνες 7.22 – 7.25.



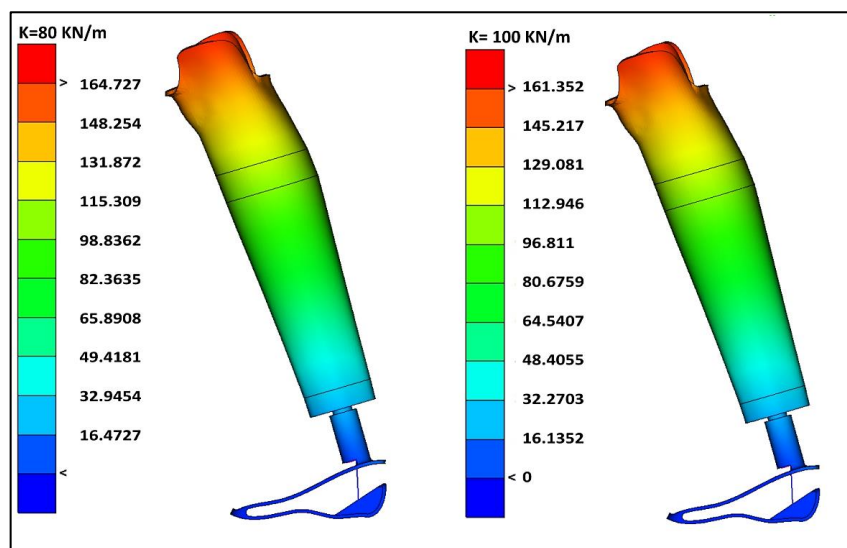
Εικόνα 7.22: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πλήρες μοντέλου κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .



Εικόνα 7.23: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) του κάτω συμπαγούς τμήματος της γάμπας όπου συνδέεται με το παξιμάδι κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας, με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



Εικόνα 7.24: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα του πέλματος κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .

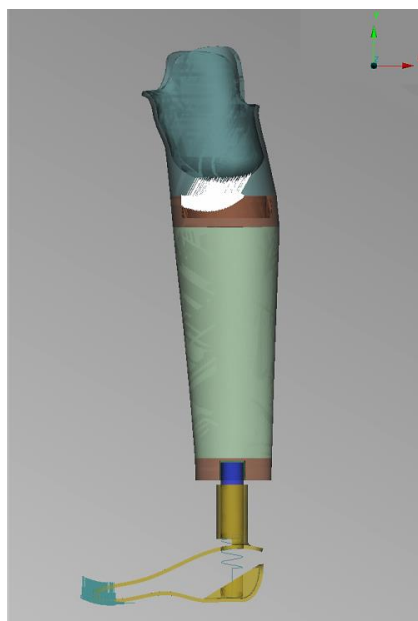


Εικόνα 7.25: Μετατοπίσεις (mm) πλήρες μοντέλου κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.

Στην περίπτωση που αντιστοιχεί στην ανύψωση της πτέρνας ενός υγιούς μέλους, παρατηρούνται αυξημένες τάσεις και ιδιαίτερα στο τμήμα του πέλματος. Αυτό συμβαίνει γιατί κατά την κίνηση αυτή το πέλμα κανονικά παρουσιάζει αρκετά μεγάλη πελματιαία κάμψη, πράγμα που δύσκολα μπορεί να συμβεί στο πέλμα του μοντέλου της παρούσας εργασίας. Επίσης, η κλίση του διανύσματος της δύναμης είναι αρκετά μεγάλη και έτσι αναγκάζει τη σωλήνα στο κάθετο τμήμα του πέλματος να γείρει προς τα εμπρός αρκετές μοίρες. Οι εμφανιζόμενες τάσεις καθιστούν απαγορευτική την κατασκευή του μοντέλου ως έχει. Η διαφορά στη σταθερά του ελατηρίου, όπως φαίνεται, δεν επηρεάζει πολύ τα δεδομένα, ειδικά τις τάσεις.

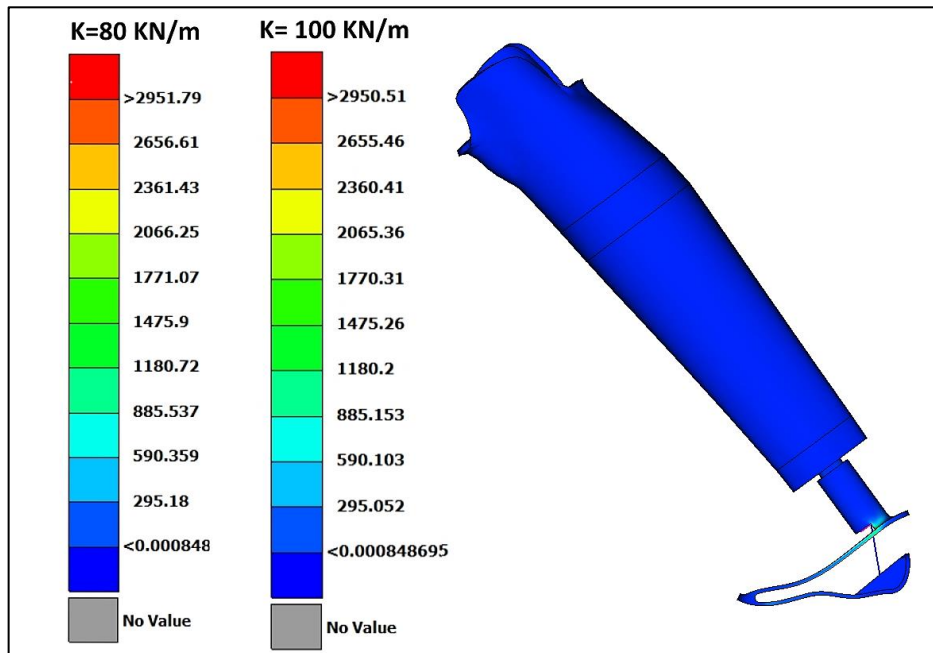
7.2.5 ΦΑΣΗ ΤΗΣ ΑΝΥΨΩΣΗΣ ΤΩΝ ΔΑΧΤΥΛΩΝ - 5^η ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ

Η πέμπτη περίπτωση μελέτης, η οποία αντιστοιχεί στη φάση κατά την οποία σηκώνονται τα δάχτυλα του ποδιού ενός ατόμου και αρχίζει η αιώρηση του μέλους είναι η πιο ακραία περίπτωση κατά τον κύκλο του βαδίσματος. Στην πραγματικότητα, δύσκολα ένα άτομο με προσθετικό μέλος μπορεί να πραγματοποιήσει αυτή την κίνηση με κάποιο πρόθεμα, πόσο μάλλον όταν πρόκειται για το μέλος της συγκεκριμένης εργασίας, το οποίο είναι αρκετά απλουστευμένο. Η δύναμη που ασκείται στη θήκη είναι 840 N. Αυτό ισοδυναμεί με το βάρος του ατόμου επί 1.4, το οποίο προκύπτει από την ανάλυση της εικόνας 7.1. Η διεύθυνση της δύναμης, η οποία είναι 55° στους άξονες (-Y, -X) καθώς και η περιοχή που πακτώνεται, που στη συγκεκριμένη περίπτωση αντιστοιχεί στα μόνο στα δάχτυλα του ποδιού, φαίνονται αναλυτικά στην εικόνα 7.26.

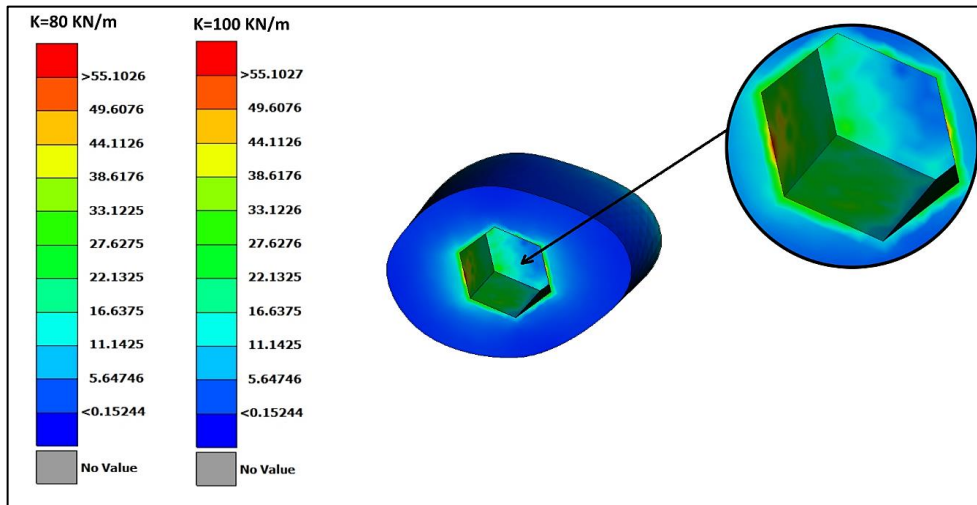


Εικόνα 7.26 : Το προς μελέτη μοντέλο κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων. Με άσπρα βέλη φαίνεται η διεύθυνση της δύναμης και με γκρι η περιοχή του πέλματος που πακτώθηκε.

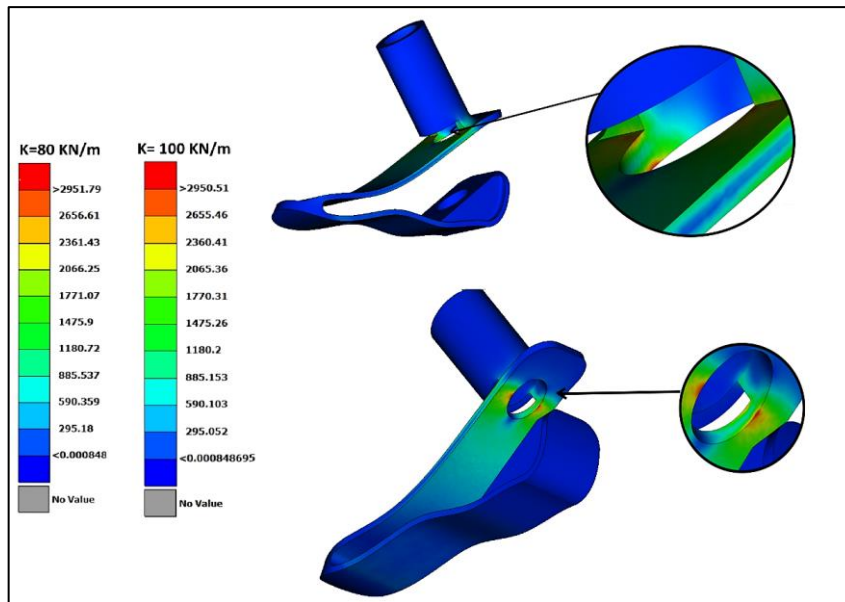
Οι τάσεις και οι μετατοπίσεις ολόκληρου του προσθετικού ποδιού, αλλά και των σημείων όπου παρατηρείται κρίσιμη τιμή, γι' αυτή την περίπτωση και για τις δύο τιμές του K (K=80KN/m και K=100KN/m) φαίνονται στις εικόνες 7.27 – 7.30.



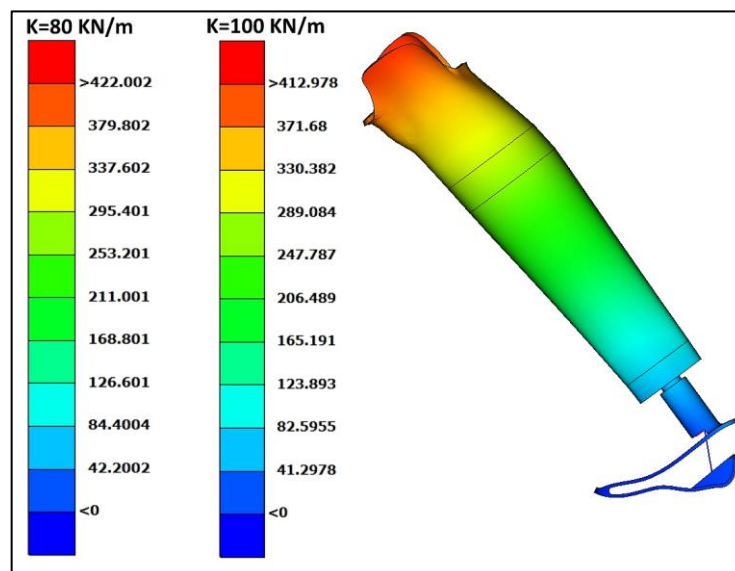
Εικόνα 7.27: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πλήρες μοντέλο κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



Εικόνα 7.28: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) του κάτω συμπαγούς τμήματος της γάμπας όπου συνδέεται με το παξιμάδι κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων, με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.



Εικόνα 7.29: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) για το τμήμα του πέλματος κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m .



Εικόνα 7.30: Μετατοπίσεις (mm) πλήρες μοντέλο κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων με K ελατηρίου 80KN/m και 100KN/m.

Όπως είναι λογικό, σε αυτή την περίπτωση, οι εμφανιζόμενες τάσεις, όπως και οι μετατοπίσεις, παρουσιάζουν πολύ μεγάλες τιμές, πέραν του επιτρεπτού και φυσιολογικού ορίου. Αυτό είναι αναμενόμενο, αφού η κίνηση αυτή θεωρείται η πιο ακραία.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τις αναλύσεις καθιστούν αδύνατη την κατασκευή του προσθετικού ποδιού. Τόσο οι τάσεις όσο και οι μετατοπίσεις που εμφανίστηκαν σε όλες τις περιπτώσεις είναι μεγαλύτερες από όσο επιτρέπουν τα υλικά που έχουν επιλεγεί. Αυτό συνεπάγεται πως το μοντέλο χρειάζεται βελτιστοποίηση προκειμένου να κατασκευαστεί και είναι ασφαλές να χρησιμοποιηθεί. Το μεγαλύτερο πρόβλημα παρουσιάστηκε στο τμήμα του πέλματος και ιδιαίτερα στο σημείο της ένωσης της σωλήνας με το υπόλοιπο τμήμα.

8. ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Οι τρόποι που μπορεί να βελτιστοποιηθεί ένα ψηφιοποιημένο μοντέλο δομικά είναι είτε αυτόματα με τη βοήθεια κάποιου λογισμικού, είτε χειροκίνητα από τον χρήστη. Στην πρώτη περίπτωση, ορίζει ο χρήστης τις περιοχές βελτιστοποίησης, τα όρια, αλλά και ως προς ποια μεταβλητή θέλει να βελτιστοποιηθεί το μοντέλο. Το λογισμικό λαμβάνει υπόψη τους περιορισμούς που έχουν τεθεί και κάνοντας αρκετές επαναλήψεις καταλήγει το βέλτιστο σχέδιο. Στη δεύτερη περίπτωση, ο χρήστης χειροκίνητα επεξεργάζεται το μοντέλο, σύμφωνα με το πώς έχει αξιολογήσει ο ίδιος τα αποτελέσματα και χρησιμοποιώντας την εμπειρία του. Καταλήγει στο τελικό και βέλτιστο σχέδιο μετά από μία μέθοδο δοκιμής και σφάλματος. Στην παρούσα εργασία, θα χρησιμοποιηθεί ο δεύτερος τρόπος βελτιστοποίησης για το ψηφιοποιημένο μοντέλο του προσθετικού ποδιού, δηλαδή ο χειροκίνητος.

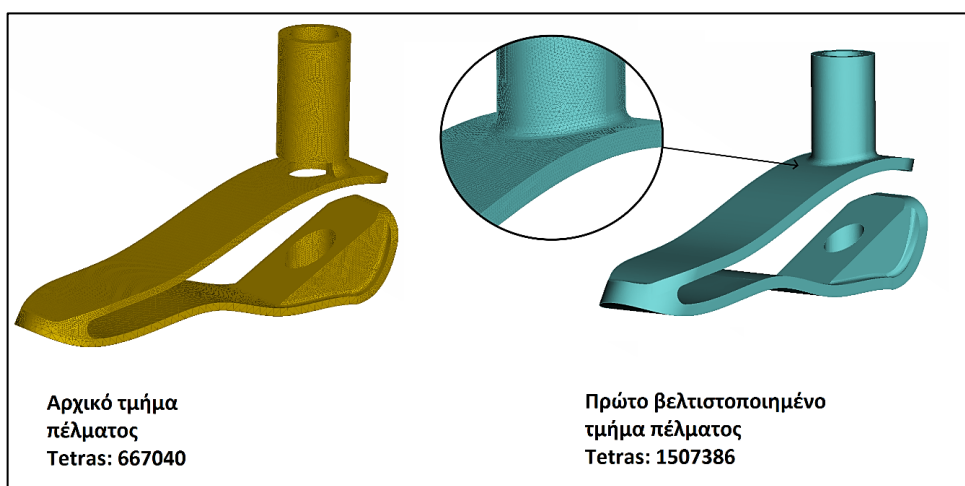
8.1 ΠΡΩΤΟ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΧΕΔΙΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ

Από τα αποτελέσματα των αναλύσεων που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 6, εξήχθη το συμπέρασμα ότι το μοντέλο απαιτεί βελτιστοποίηση, προκειμένου να μπορέσει να κατασκευαστεί και να εφαρμοστεί με ασφάλεια. Τα προβλήματα στον σχεδιασμό εντοπίστηκαν κυρίως στο τμήμα του πέλματος. Επειδή το σχέδιο του πέλματος είναι αρκετά περίπλοκο, καθώς πρέπει να συνδυάζει την μηχανική αντοχή, αλλά και να πληρή τις βασικές αρχές της κινησιολογίας, έγιναν αρκετές αλλαγές προκειμένου να βρεθεί το τελικό, το οποίο θα ικανοποιεί όλες τις συνθήκες. Παρακάτω παρουσιάζονται το πρώτο βελτιωμένο σχέδιο που αναλύθηκε, καθώς και το τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο προς κατασκευή.

8.1.1 ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΑΝΑΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ

Όπως ήδη αναφέρθηκε, η περιοχή του πρόσθετου μέλους που χρήζει βελτιστοποίησης είναι το τμήμα του πέλματος. Αρχικά, έπρεπε να αλλάξει ο τρόπος σύνδεσης της κάθετης σωλήνας με το υπόλοιπο τμήμα, ώστε να μειωθούν οι εμφανιζόμενες τάσεις αλλά και να κατανεμηθούν πιο ομοιόμορφα. Για το λόγο αυτό, το πρώτο βήμα ήταν να κλείσει το κενό που υπήρχε μεταξύ τους και να δημιουργηθεί ένα αρκετά μεγάλο fillet στην ακμή που προέκυψε. Το επόμενο βήμα που πραγματοποιήθηκε ήταν να μεγαλώσει το πάχος των ελασμάτων που περιγράφουν το πέλμα, με σκοπό να περιοριστεί η υπερβολική κάμψη που παρουσιάζεται σε κάποιες ακραίες περιπτώσεις που αναλύθηκαν. Το πάχος αυξήθηκε κατά 3mm, δηλαδή από 4mm έγινε 7mm. Σε αυτό το στάδιο έπρεπε να ελεγχθεί και η αύξηση του βάρους της κατασκευής μετά τις τροποποιήσεις, διατηρώντας το ίδιο υλικό για το πέλμα (κράμα αλουμινίου 6061-T6), μιας και όπως έχει αναφερθεί το βάρος του προθέματος δεν θα πρέπει να ξεπερνάει κατά πολύ τα 2kg. Σύμφωνα με τον υπολογισμό που

πραγματοποιήθηκε από το Deck Info του ANSA, το βάρος του μοντέλου μετά τις αλλαγές αυξήθηκε κατά 0,508 kg. Δηλαδή, το συνολικό βάρος του τροποποιημένου μοντέλου είναι πλέον 2.415 kg. Η τιμή αυτή είναι λίγο παραπάνω από το ενδεικτικό βάρος αντίστοιχων προθεμάτων, το οποίο είναι 2kg, αλλά αυτό δεν το καθιστά απαραίτητα ακατάλληλο. Επίσης, άλλαξε και η διακριτοποίηση του πέλματος προκειμένου ληφθούν πιο ακριβή αποτελέσματα. Το πλέγμα που δημιουργήθηκε αποτελείται από τρισδιάστατα τετραεδρικά στοιχεία με μήκος πλευράς 1mm σε όλο το τμήμα. Στην εικόνα 8.1 παρουσιάζεται το τμήμα του πέλματος πριν και μετά τις αλλαγές, όπως φαίνεται στο περιβάλλον του ANSA.



Εικόνα 8.1: Στα αριστερά με κίτρινο χρώμα το τμήμα του πέλματος πριν τη βελτιστοποίηση και στα δεξιά με μπλε χρώμα μετά τις αλλαγές.

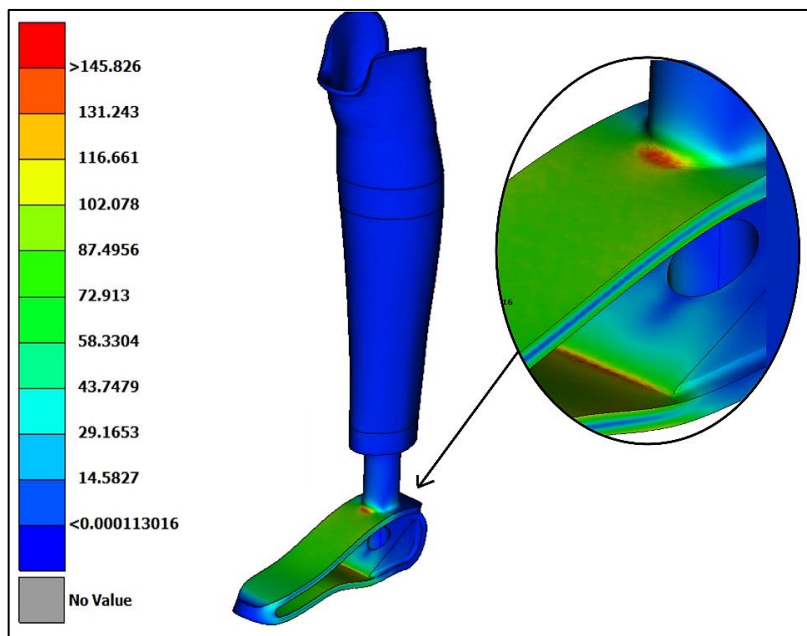
8.1.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΚΩΝ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ

Οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν και για τις πέντε περιπτώσεις του κύκλου βάρδισης. Το βάρος που εφαρμόστηκε στη θήκη και αντιστοιχεί στο βάρος που δέχεται το πόδι από το άτομο, οι διευθύνσεις της δύναμης καθώς και τα σημεία που πακτώνονται, είναι ίδια με αυτά που αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 7. Για τη τιμή της σταθεράς του ελατηρίου (K) έγιναν δοκιμές για τρεις τιμές, 75-80-85 KN/m. Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται για τις πέντε φάσεις μελέτης στη συνέχεια, λήφθηκαν για K=85 KN/m αφού διαπιστώθηκε πως ήταν τα βέλτιστα. Στις κρίσιμες περιπτώσεις παρατίθενται επεξηγηματικές εικόνες για διευκόλυνση του αναγνώστη.

Αρχική Στήριξη - 1^η Περίπτωση

Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν σε αυτή την περίπτωση, τόσο για τις τάσεις, όσο και τα μετατοπίσεις, παρουσίασαν βελτιωμένες τιμές σε σχέση με το πρώτο μοντέλο. Για την ακρίβεια, η μέγιστη τάση που εμφανίστηκε είναι 145.8 MPa, στην περιοχή του πέλματος, όπως φαίνεται στην εικόνα 8.2. Ενώ στην αντίστοιχη περίπτωση για το προηγούμενο μοντέλο η μέγιστη τάση για K=100 KN/m ήταν 1054 MPa. Ακόμα, η κίνηση του ποδιού ήταν

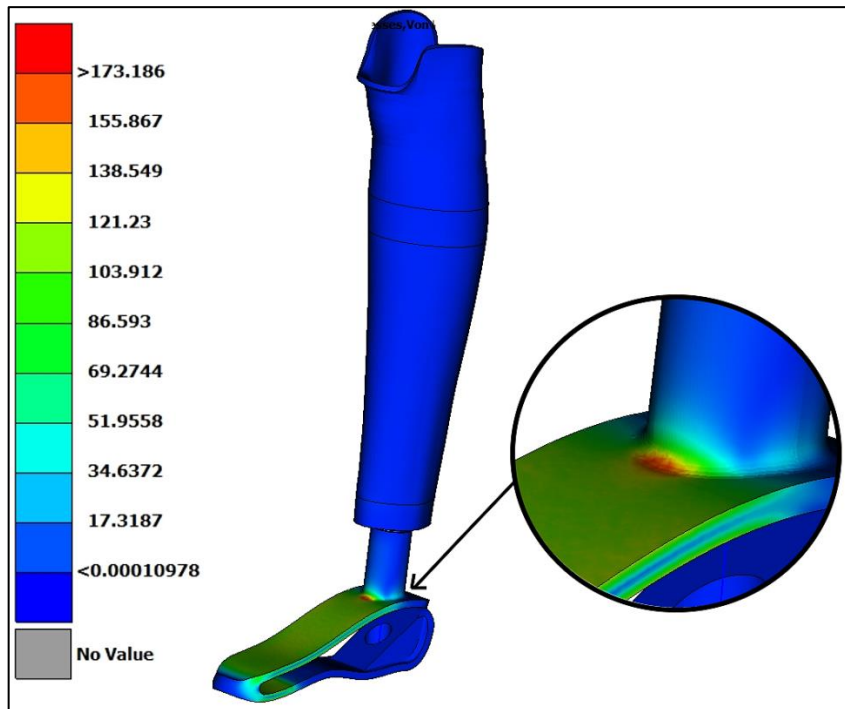
πολύ ικανοποιητική και αυτό επιβεβαιώνεται από το γεγονός ότι η ραχιαία κάμψη που εκτελείται δεν αναγκάζει το διάκενο στο πίσω μέρος του πέλματος να κλείσει πάνω από το επιτρεπτό όριο. Συγκεκριμένα, σε αυτή την περίπτωση, το διάκενο κλείνει περίπου 15mm, ενώ έχει όριο 16mm. Η κίνηση του ποδιού φαίνεται στην εικόνα 8.6.



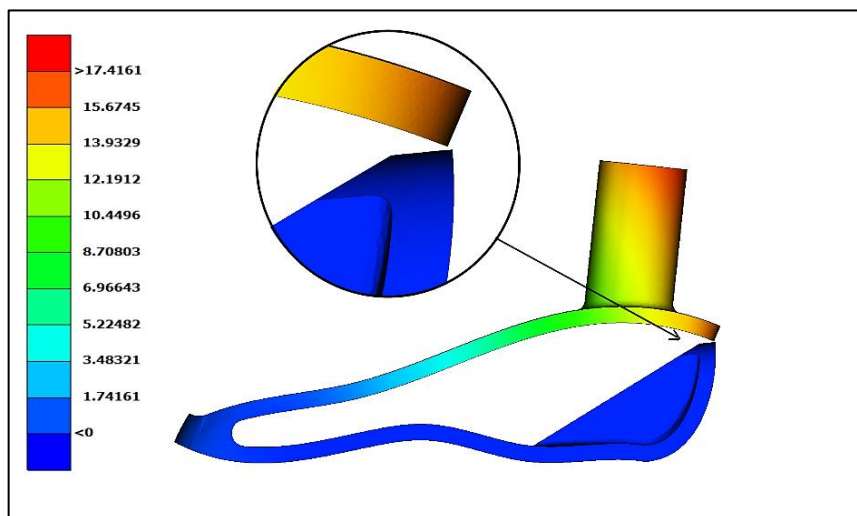
Εικόνα 8.2: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πρώτου βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά την αρχική στήριξη. [πηγή: Προσωπικό αρχείο]

Φάση Φόρτισης - 2^η Περίπτωση

Η φάση της φόρτισης είναι μία αρκετά κρίσιμη περίπτωση που αξίζει να αναλυθεί. Ο λόγος είναι ότι ασκείται μεγάλη δύναμη από το σώμα στο προσθετικό πόδι, μεγαλύτερη από το ίδιο το βάρος του ατόμου. Επίσης κατά αυτή τη φάση το πέλμα εκτελεί τη μέγιστη ραχιαία κάμψη. Τα αποτελέσματα για το πρώτο βελτιστοποιημένο μοντέλο του ποδιού, τόσο για τις ισοδύναμες τάσεις, όσο και για τις μετατοπίσεις σε αυτή την περίπτωση, παρουσίασαν σημαντική βελτίωση. Συγκεκριμένα, η μέγιστη τάση που παρουσιάζεται στο βελτιστοποιημένο μοντέλο είναι 173.2 MPa, στην περιοχή του πέλματος, ενώ πριν την βελτιστοποίηση η μέγιστη τάση ήταν 959.8 MPa. Οι τάσεις όπως δείχνει η εικόνα 8.3 είναι συγκεντρωμένες στο fillet που υπάρχει στην ένωση της κάθετης σωλήνας με το πάνω έλασμα του πέλματος. Οι μετατοπίσεις είναι επίσης σε φυσιολογικά όρια. Η ραχιαία κάμψη του πέλματος είναι η επιθυμητή και αυτό φαίνεται από το κλείσιμο του διακένου το οποίο είναι στο όριο των 16mm. Αυτό το γεγονός είναι θετικό, αφού το διάκενο έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε όταν κλείνει τελείως να πραγματοποιεί μέγιστη κάμψη το πέλμα. Οι τάσεις του προσθετικού ποδιού και οι μετατοπίσεις του τμήματος του πέλματος φαίνονται στις εικόνες 8.3 και 8.4 αντίστοιχα.



Εικόνα 8.3: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πρώτου βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά τη φάση φόρτισης.



Εικόνα 8.4: Μετατοπίσεις (mm) πρώτου βελτιστοποιημένου τμήματος του πέλματος κατά τη φάση φόρτισης.

Φάση της Μέσης Στήριξης - 3^η Περίπτωση

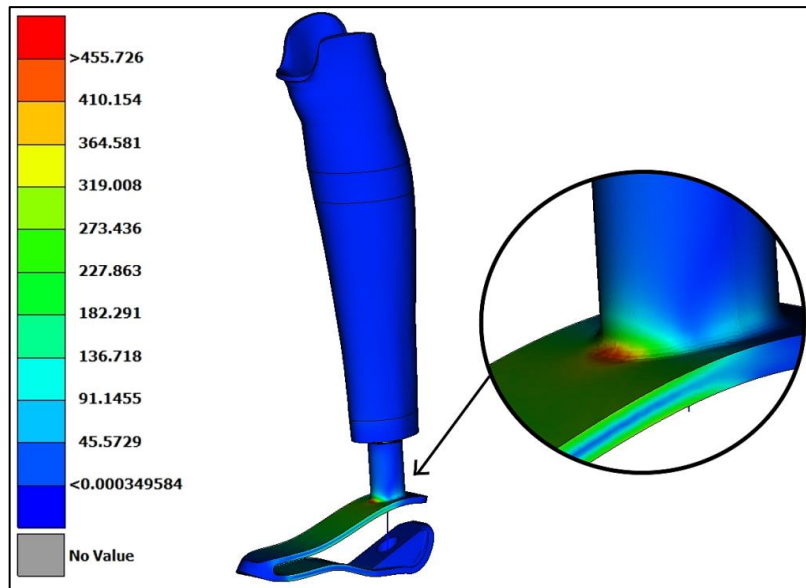
Οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων, όπως και των μετατοπίσεων σε αυτή την περίπτωση για το τροποποιημένο μοντέλο, είναι αρκετά βελτιωμένες σε σχέση με το προηγούμενο και ικανοποιούν πλήρως τις απαιτήσεις της αντοχής, αλλά και της κινησιολογίας. Η μέγιστη τάση που εμφανίζεται είναι στο πέλμα και συγκεκριμένα στο εσωτερικό fillet όπου ενώνονται τα δύο ελάσματα και είναι 78.7 MPa. Η κίνηση του ποδιού είναι η επιθυμητή και μιμείται την κίνηση ενός υγιούς μέλους κατά την εκτέλεση αυτής της κίνησης, όπως φαίνεται στην εικόνα 8.6.

Φάση της Ανύψωσης της Πτέρνας – 4^η Περίπτωση

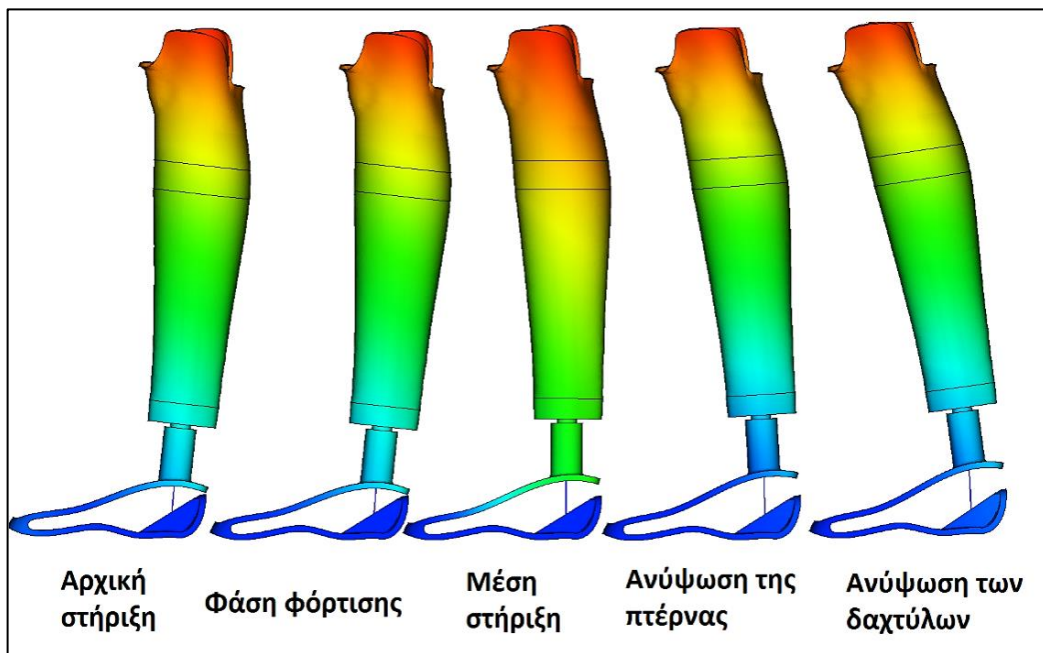
Οι τάσεις που εμφανίστηκαν σε αυτή την περίπτωση είναι μεγαλύτερες από αυτές της προηγούμενης αλλά και πάλι σημαντικά βελτιωμένες με αυτές που παρατηρήθηκαν πριν την τροποποίηση του πέλματος. Η μέγιστη τιμή είναι 243 MPa και εμφανίζεται συγκεντρωμένη στο fillet που υπάρχει στην ένωση της κάθετης σωλήνας με το πάνω έλασμα του πέλματος. Το γεγονός αυτό είναι ανησυχητικό, αφού η τιμή είναι σχετικά κοντά στο όριο διαρροής του αλουμινίου που χρησιμοποιείται και η συγκέντρωση της σε ένα σημείο μπορεί να οδηγήσει μακροπρόθεσμα σε καταστροφή της συγκεκριμένης ένωσης. Ανησυχία επίσης προκαλούν και οι τάσεις που εμφανίζονται στα εσωτερικά τοιχώματα του κάτω συμπαγούς μέρους της γάμπας, όπου συνδέεται το μεταλλικό παξιμάδι. Οι τάσεις αυτές έχουν μέγιστη τιμή 28.5 MPa οι οποίες δεν είναι απαγορευμένες, αλλά χρήζουν προσοχής αφού ασκούνται σε τμήμα κατασκευασμένο από πολυκαρβονικό υλικό. Οι μετατοπίσεις που εμφανίζονται, επομένως, και η συνολική κίνηση του ποδιού κατά αυτή τη φάση είναι στα φυσιολογικά πλαίσια όπως απεικονίζεται στην εικόνα 8.6.

Φάση της Ανύψωσης των Δαχτύλων – 5^η Περίπτωση

Η πέμπτη περίπτωση μελέτης παρουσιάζει αυξημένες τιμές στις ισοδύναμες τάσεις που ασκούνται στο μοντέλο. Οι τάσεις που εμφανίζονται στο πέλμα όπως δείχνει και η εικόνα 8.5 είναι πάνω από το όριο διαρροής του αλουμινίου που χρησιμοποιείται. Συγκεκριμένα, η μέγιστη τιμή που εμφανίζεται είναι 455.7 MPa όπως δείχνει και η εικόνα 8.5. Επιπλέον απαγορευτικές είναι και οι τάσεις που ασκούνται στο κάτω συμπαγές μέρος της κνήμης, το οποίο έχει μελετηθεί ως πολυκαρβονικό εξάρτημα, όπου και εφαρμόζεται το παξιμάδι και έχουν την τιμή 51.6 MPa. Η μεγάλη τιμή των τάσεων σε συνδυασμό με το γεγονός ότι εμφανίζονται συγκεντρωμένες καθιστούν ανέφικτη την ασφαλή εφαρμογή του ποδιού και επομένως χρειάζεται βελτιστοποίηση για να μπορέσει να κατασκευαστεί. Η μετατόπιση του κρίνεται ικανοποιητική με φυσιολογική πελματιαία κάμψη όπως δείχνει και η εικόνα 8.6.



Εικόνα 8.5: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) πρώτου βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων.



Εικόνα 8.6: Η μετατόπιση του πρώτου βελτιωμένου μοντέλου κατά τη διάρκεια των φάσεων στήριξης του κύκλου βαδίσματος.

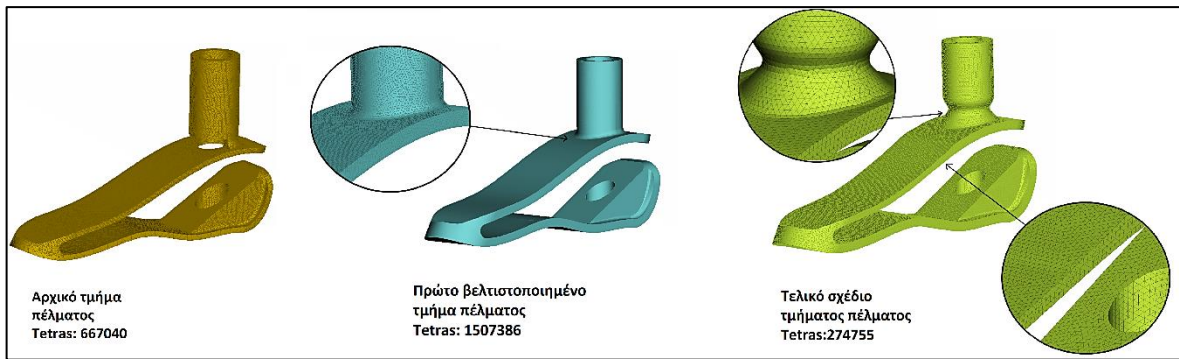
Το γενικό συμπέρασμα που εξάγεται μετά τη μελέτη του βελτιστοποιημένου μοντέλου του προσθετικού ποδιού είναι, ότι τα αποτελέσματα βελτιώθηκαν πολύ, ειδικά των τάσεων. Σε κάποιες από τις περιπτώσεις όμως, τα αποτελέσματα δεν ήταν τα επιθυμητά. Για την ακρίβεια, στην τελευταία περίπτωση, οι εφαρμοζόμενες τάσεις ήταν αρκετά μεγάλες τόσο στο πέλμα, όσο και στο κάτω μέρος της κνήμης. Επομένως, συνεχίζει να είναι επικίνδυνη η εφαρμογή του προθέματος σε κάποιο άτομο. Γι' αυτόν το λόγο, απαιτείται και άλλη βελτιστοποίηση του μοντέλου.

8.2 ΤΕΛΙΚΟ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΜΕΝΟ ΣΧΕΔΙΟ ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΟΥ ΜΕΛΟΥΣ

Για την ανάπτυξη του τελικού σχεδίου λήφθηκαν υπόψη τα εξαγόμενα συμπεράσματα των πρώτων αναλύσεων, αλλά και των αποτελεσμάτων του πρώτου βελτιστοποιημένου μοντέλου. Ιδιαίτερα οι δεύτερες αναλύσεις, κατέστησαν σαφές το επίκεντρο του προβλήματος, γεγονός πολύ βοηθητικό για τις επόμενες αλλαγές.

8.2.1 ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΑΝΑΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΑΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ

Όπως αναφέρθηκε το πρόβλημα των αυξημένων τάσεων, επικεντρώνεται κυρίως στο τμήμα του πέλματος, και συγκεκριμένα ακριβώς κάτω από το fillet που δημιουργείται στην ένωση της κάθετης σωλήνας με το πάνω έλασμα. Για να μπορέσουν να μειωθούν οι εμφανιζόμενες τάσεις, όπως και για να κατανεμηθούν πιο ομοιόμορφα έπρεπε να αναδιαμορφωθεί το κομμάτι αυτό. Υπήρξαν αρκετές σκέψεις για την τροποποίηση του συγκεκριμένου μέρους. Αρχικά, εφαρμόστηκε μία γωνία στήριξης στην ένωση της σωλήνας και του ελάσματος. Αυτό όμως είχε σαν αποτέλεσμα, τον περιορισμό της πελματιαίας κάμψης και συνεπώς να μην πληρούνται οι απαιτήσεις της κινησιολογίας. Ακόμα, με αυτή την τροποποίηση εμφανίστηκαν αυξημένες συγκεντρωμένες τάσεις στα σημεία όπου στηριζόταν η γωνία. Μία άλλη τροποποίηση, η οποία δοκιμάστηκε στο μοντέλο ήταν να ανοίξουν διαμπερείς οπές στο πάνω έλασμα που περιγράφει το πέλμα, ώστε να ελαφρύνει η κατασκευή. Τα αποτελέσματα, ούτε σε αυτή την περίπτωση ήταν τα επιθυμητά, αφού οι τάσεις δεν μειώθηκαν ιδιαίτερα και απλά μετατοπίστηκαν στις οπές. Η επόμενη και τελική δοκιμή ήταν να μειωθεί το πάχος σε ένα τμήμα του πάνω ελάσματος και ταυτόχρονα να διαμορφωθεί η κάθετη σωλήνα σε ένα τμήμα της, με κωνοειδές σχήμα που καταλήγει σε διπλό fillet, όπως φαίνεται στην εικόνα 8.7. Με τη λέπτυνση του ελάσματος, έγινε πιο ελαστική η συγκεκριμένη περιοχή. Με τη διαμόρφωση της σωλήνας επιτυγχάνεται η απορρόφηση μεγάλου μέρους των τάσεων, πριν φτάσουν στο υπόλοιπο τμήμα του πέλματος. Ακόμα η διακριτοποίηση του τμήματος ορίστηκε με τρισδιάστατα τετραεδρικά στοιχεία με μήκος πλευράς 2 mm. Η αλλαγή αυτή πραγματοποιήθηκε, γιατί παρατηρήθηκε ότι δεν υπήρξαν αξιοσημείωτες διαφορές στην ποιότητα των αναλύσεων σε σχέση με τον χρόνο που έκανε να λυθεί το πρόβλημα, ο οποίος ήταν αρκετά μεγάλος. Το καινούργιο βάρος του προθέματος, μετά τις αλλαγές υπολογίστηκε ότι είναι 2.350 kg. Το τροποποιημένο πέλμα φαίνεται στην εικόνα 8.7 σε σχέση με τα άλλα δύο σχέδια που αναλύθηκαν.



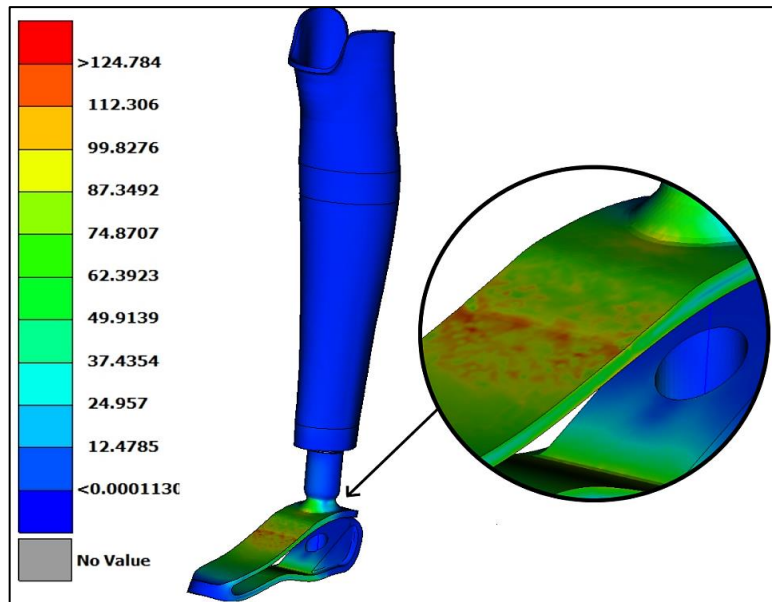
Εικόνα 8.9: Στα αριστερά με κίτρινο χρώμα το αρχικό τμήμα του πέλματος, στο κέντρο με μπλε το πρώτο βελτιωμένο και αριστερά με πράσινο το τελικό.

8.2.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΚΩΝ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ

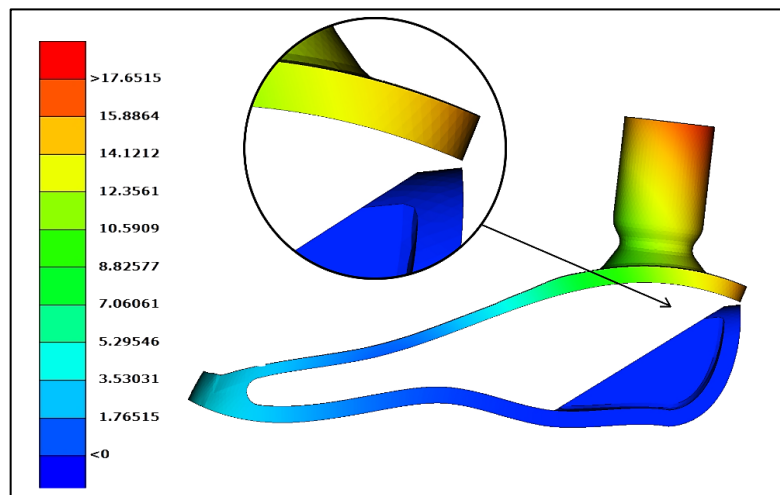
Τα αποτελέσματα που λήφθηκαν μετά τη πραγματοποίηση των στατικών αναλύσεων, για το τελευταίο βελτιωμένο μοντέλο, ήταν καλύτερα από την τελευταία ανάλυση και αρκετά ικανοποιητικά. Το μοντέλο αναλύθηκε για όλες τις περιπτώσεις στατικής ανάλυσης που έχουν παρουσιαστεί στο κεφάλαιο 7. Οι δυνάμεις, οι διευθύνσεις τους, καθώς και τα σημεία πάκτωσης για την κάθε περίπτωση εφαρμόστηκαν κατά τον ίδιο τρόπο που αναλύθηκε στην ενότητα 7.2. Το ελατήριο που χρησιμοποιήθηκε στις αναλύσεις έχει σταθερά ελατηρίου $K=95 \text{ KN/m}$. Η τιμή αυτή προσδιορίστηκε μετά από δοκιμές για διάφορες τιμές. Έμφαση δόθηκε στις κρίσιμες περιπτώσεις, κατά τις οποίες οι τιμές των τάσεων ήταν αρκετά υψηλές, ακόμα και μετά την πρώτη βελτιστοποίηση. Παρακάτω αναφέρονται τα αποτελέσματα και των πέντε αναλύσεων.

Αρχική Στήριξη - 1^η Περίπτωση

Οι εμφανιζόμενες τάσεις και μετατοπίσεις σε αυτή την περίπτωση κρίθηκαν πολύ ικανοποιητικές. Οι μέγιστη τιμή των τάσεων είναι αρκετά κοντά σε αυτή που παρατηρήθηκε στην αντίστοιχη περίπτωση του πρώτου βελτιστοποιημένου μοντέλου. Για την ακρίβεια, η τιμή της μέγιστης τάσης είναι 124.8 MPa . Η μείωση αυτής της τιμής μπορεί να μην είναι ιδιαίτερα μεγάλη, αφού στο προηγούμενο μοντέλο ήταν 145.8 MPa , αλλά σε συνδυασμό με την πλέον ομοιόμορφη κατανομή τους στο πέλμα, κάνουν το μοντέλο αρκετά αξιόπιστο όσον αφορά την αντοχή του. Η μετατόπιση του ποδιού προσεγγίζει αυτή που εμφανίστηκε στο προηγούμενο μοντέλο. Η ραχιαία κάμψη που εκτελεί το τμήμα του πέλματος είναι στα όρια και αυτό αποδεικνύεται από το κλείσιμο του διακένου στο πίσω μέρος. Στις εικόνες 8.8 και 8.9 φαίνονται οι εμφανιζόμενες τάσεις σε ολόκληρο το μοντέλο και η μετατόπιση που πραγματοποιείται στο τμήμα του πέλματος, αντίστοιχα.



Εικόνα 8.8: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) τελικού βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά την αρχική στήριξη.

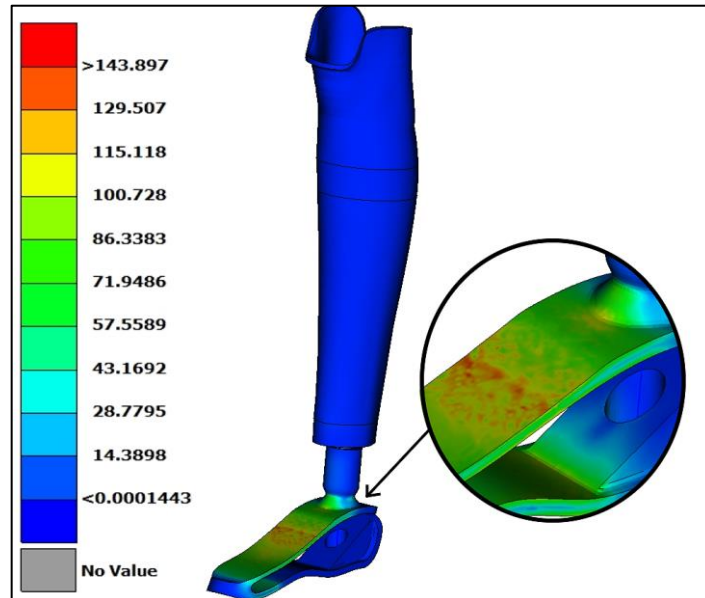


Εικόνα 8.9: Μετατοπίσεις (mm) του τελικού βελτιστοποιημένου τμήματος του πέλματος κατά την αρχική στήριξη.

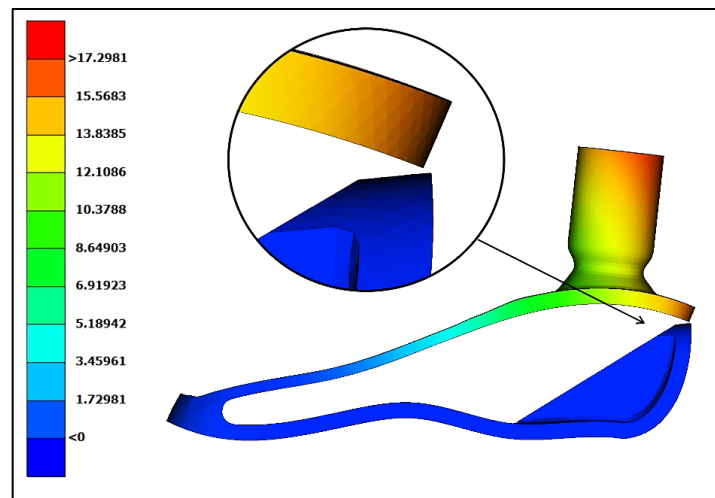
Φάση Φόρτισης - 2^η Περίπτωση

Η δεύτερη περίπτωση μελέτης, η οποία αντιστοιχεί στη φάση φόρτισης κατά το βάδισμα, είναι μία κρίσιμη περίπτωση και τα αποτελέσματα αυτής της ανάλυσης, υποδεικνύουν αρκετά για την αποτελεσματικότητα του μοντέλου. Οι τιμές των τάσεων είναι αρκετά κοντά με αυτές που αναλύθηκαν στην ίδια περίπτωση, για το προηγούμενο σχέδιο. Τα αποτελέσματα τόσο για τις τάσεις, όσο και για τις μετατοπίσεις, κρίθηκαν ικανοποιητικά. Πολύ ευνοϊκό για την μηχανική αντοχή του πέλματος, είναι το γεγονός ότι οι τάσεις κατανεμήθηκαν πιο ομοιόμορφα στο πέλμα και ιδιαίτερα στο σημείο όπου λέπτυνε, τόσο στη κάτω όσο και στη πάνω πλευρά του ελάσματος, όπως δείχνει η εικόνα 8.10. Στην εικόνα

8.11 απεικονίζεται η ραχιαία κάμψη του πέλματος σε σχέση με το κλείσιμο του διακένου στο πίσω μέρος.



Εικόνα 8.10: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) τελικού βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά τη φάση φόρτισης..



Εικόνα 8.11: Μετατοπίσεις (mm) του τελικού βελτιστοποιημένου τμήματος του πέλματος κατά τη φάση φόρτισης.

Φάση της Μέσης Στήριξης - 3^η Περίπτωση

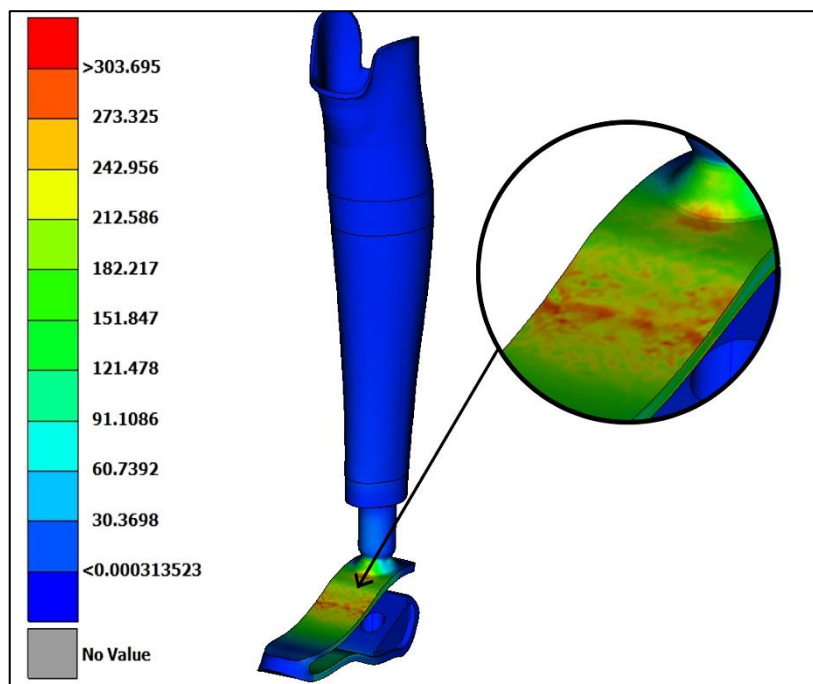
Οι τιμές των ισοδύναμων τάσεων όπως και των μετατοπίσεων σε αυτή την περίπτωση δεν παρουσιάζουν κάποια έκπληξη. Οι τιμές, όπως προβλεπόταν και από τα αποτελέσματα των αναλύσεων του προηγούμενου μοντέλου, είναι αρκετά καλές και δεν αφήνουν κάποια υποψία για αστοχία του μοντέλου εκτελώντας αυτή τη κίνηση. Η μέγιστη εμφανιζόμενη τάση έχει τιμή 72 MPa. Η κίνηση του ποδιού υποδηλώνει πως το βάρος του ατόμου μετατοπίζεται προς τα εμπρός, αναγκάζοντας το πέλμα να εκτελέσει μία μικρή πελματιαία κάμψη, γεγονός πολύ θετικό.

Φάση της Ανύψωσης της Πτέρνας – 4^η Περίπτωση

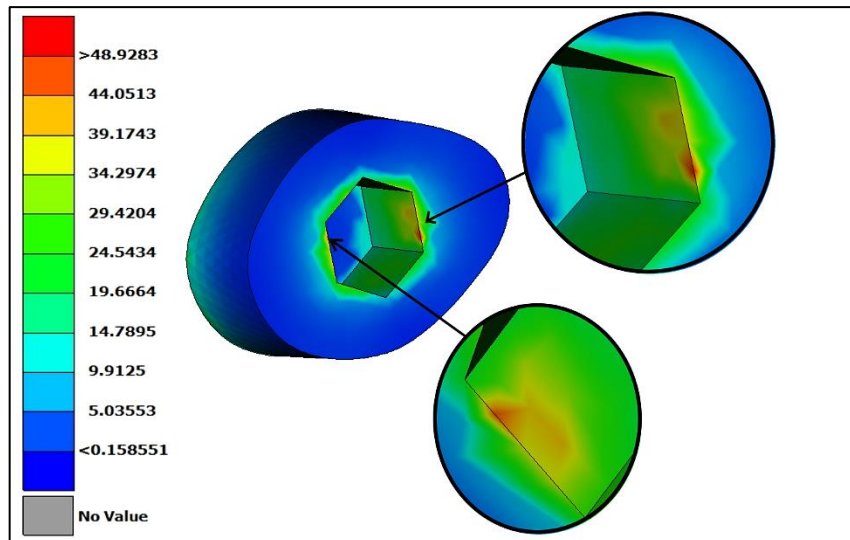
Η περίπτωση μελέτης που αντιστοιχεί στη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων, είναι μία από τις ακραίες περιπτώσεις που μελετήθηκαν. Επομένως, και οι τάσεις που εμφανίζονται είναι από τις πιο υψηλές. Η μέγιστη τιμή που παρουσιάζεται στο τμήμα του πέλματος είναι 166.6 MPa. Η τιμή αυτή δεν είναι τόσο ανησυχητική, όσο αυτή που παρουσιάζεται στο κάτω συμπαγές μέρος της κνήμης, όπου εφαρμόζεται το παξιμάδι και έχει τιμή 29.8 MPa. Η τιμή αυτή, ακόμα δεν είναι απαγορευτική για την κατασκευή, αφού το πολυκαρβονικό που χρησιμοποιείται στο συγκεκριμένο τμήμα έχει όριο διαρροής 68 MPa.

Φάση της Ανύψωσης των Δαχτύλων – 5^η Περίπτωση

Η πέμπτη περίπτωση μελέτης, όπου στην ουσία ήταν και ο κύριος λόγος για την βελτιστοποίηση του προηγούμενου μοντέλου, είναι όπως έχει αναφερθεί η πιο ακραία περίπτωση που μελετάται. Τα αποτελέσματα των τάσεων που εμφανίστηκαν στο τελικό μοντέλο είναι εμφανώς βελτιωμένα χωρίς να θεωρούνται ιδανικά. Πιο συγκεκριμένα, η μέγιστη τάση εμφανίζεται στο πέλμα, όπως δείχνει η εικόνα 8.12 και έχει τιμή 303,7 MPa. Η τιμή αυτή είναι οριακή αν αναλογιστεί κανείς ότι το όριο διαρροής του υλικού που χρησιμοποιείται (κράμα αλουμινίου 6061-T6) είναι 310 MPa. Επίσης, ανησυχία προκαλεί και η τάση που εμφανίζεται στο κομμάτι όπου συνδέεται το μεταλλικό παξιμάδι, η οποία έχει παρουσιάσει αύξηση σε σχέση με την αντίστοιχη ανάλυση του προηγούμενου μοντέλου. Η τιμή εμφανίζεται στα τοιχώματα, όπως δείχνει η εικόνα 8.13, και έχει μέγιστη τιμή 48.9 MPa.

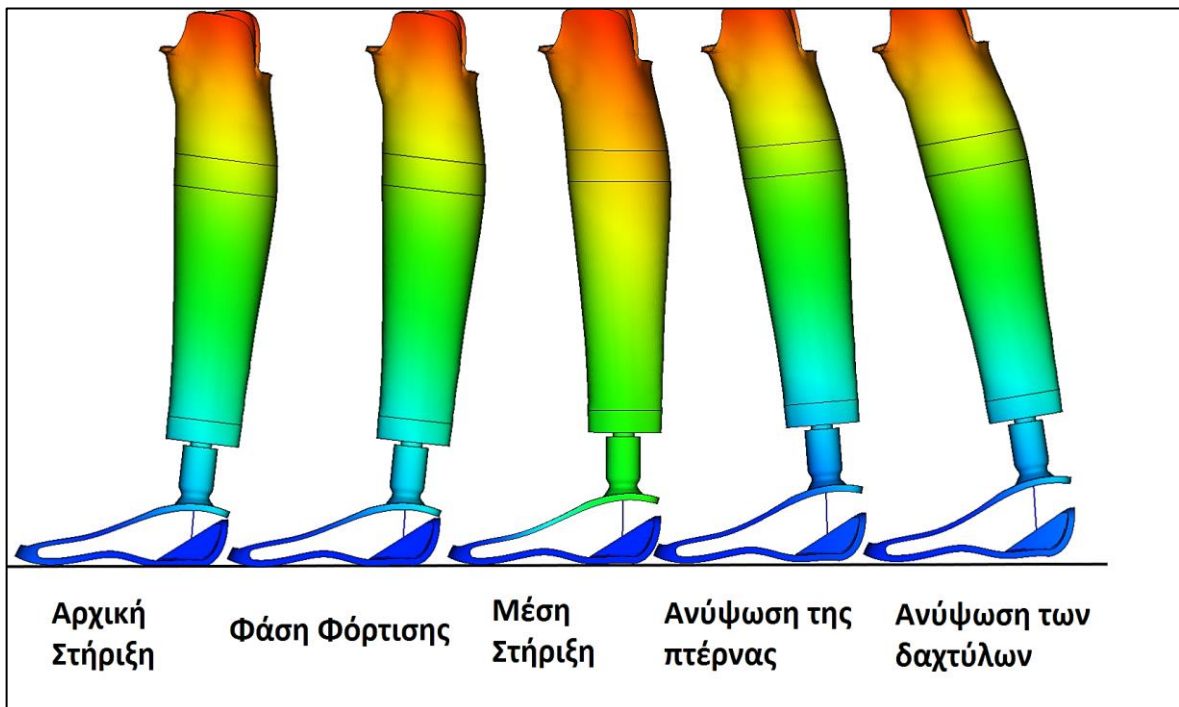


Εικόνα 8.12: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) τελικού βελτιστοποιημένου μοντέλου κατά τη φάση της ανύψωσης των δαχτύλων.



Εικόνα 8.13: Ισοδύναμες τάσεις (von-mises) σε (MPa) του κάτω συμπαγούς μέρους της κνήμης, όπου εφαρμόζεται το παξιμάδι, κατά τη φάση της ανύψωσης της πτέρνας.

Στην εικόνα 8.14 παρουσιάζεται η κίνηση του μέλους σε κάθε μία από τις περιπτώσεις που αναλύθηκαν.



Εικόνα 8.14: Η μετατόπιση του τελικού βελτιωμένου μοντέλου κατά τη διάρκεια των φάσεων στήριξης του κύκλου βαδίσματος.

Τα γενικά συμπεράσματα που εξήχθησαν μετά το τέλος των αναλύσεων του τελικού ψηφιοποιημένου μοντέλου, είναι ότι το πόδι ανταποκρίνεται αρκετά καλά σε όλες τις περιπτώσεις ανάλυσης. Οι τάσεις που εμφανίζονται, αλλά και οι μετατοπίσεις είναι στα όρια που έχουν μελετηθεί. Η μοναδική περίπτωση μελέτης, η οποία προκαλεί ανησυχία είναι η περίπτωση όπου μελετάται η φάση της ανύψωσης των δαχτύλων. Η τιμή της τάσης, σε

αυτή την περίπτωση είναι οριακή. Παρόλα αυτά, όπως έχει αναλυθεί στο κεφάλαιο 2 η φάση αυτή διαρκεί πολύ λίγο σε ένα υγιές πόδι, ενώ στα προσθετικά μέλη τις περισσότερες φορές δεν πραγματοποιείται ή τείνει να πραγματοποιηθεί για πολύ μικρό χρονικό διάστημα. Επομένως, η πιθανότητα η μέγιστη εμφανιζόμενη τάση, να προκαλέσει καταστροφή του μέλους μακροπρόθεσμα, είναι μικρή έως μηδαμινή.

9. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν να σχεδιαστεί και να μελετηθεί ένα κάτω προσθετικό μέλος, το οποίο θα δίνει λύση στο πρόβλημα κινητικότητας ατόμων που έχουν υποστεί ακρωτηριασμό και δεν έχουν τη δυνατότητα πρόσβασης σε εξελιγμένες τεχνολογίες πρόσθεσης. Αυτό προϋποθέτει το πρόθεμα να είναι λειτουργικό, οικονομικό και να μπορεί να κατασκευαστεί μέσω μεθόδων ταχείας πρωτοτυποποίησης.

Μετά τα αποτελέσματα των πρώτων στατικών αναλύσεων που πραγματοποιήθηκαν για τις πέντε επιμέρους φάσεις της ανθρώπινης βάρδισης, για το αρχικό ψηφιοποιημένο σχέδιο του προσθετικού ποδιού, εξήχθη το συμπέρασμα ότι είναι απαραίτητη η βελτιστοποίηση του σχεδίου. Αυτό προέκυψε κυρίως από την τιμή των μέγιστων τάσεων που εμφανίστηκαν στο τμήμα του πέλματος, οι οποίες είχαν τιμή κατά μέσο όρο 1350 MPa και για τις πέντε περιπτώσεις, όταν το όριο διαρροής του υλικού που χρησιμοποιείται στο τμήμα είναι 310 MPa. Προκειμένου να προσδιοριστεί η επιρροή της σταθεράς του ελατηρίου (K) πίεσεως που βρίσκεται στο τμήμα του πέλματος, οι αναλύσεις πραγματοποιήθηκαν με δύο διαφορετικές τιμές, $K=80 \text{ KN/m}$ και $K=100 \text{ KN/m}$. Παρατηρήθηκε ότι όσο μικρότερη είναι η τιμή της σταθεράς του ελατηρίου, αυξάνονται οι μέγιστες τάσεις.

Στο πρώτο βελτιστοποιημένο μοντέλο, τα αποτελέσματα των στατικών αναλύσεων ήταν σαφώς βελτιωμένα σε σχέση με την πρώτη ανάλυση. Ενδεικτικά, η μέση μέγιστη τιμή των τάσεων, για τις πέντε περιπτώσεις μελέτης και για τιμή $K=85 \text{ KN/m}$, ήταν 219.3 MPa. Στις δύο τελευταίες περιπτώσεις ανάλυσης, οι τιμές των τάσεων θεωρήθηκαν υψηλές, ιδιαίτερα στην τελευταία περίπτωση όπου η τιμή ήταν 455.7 MPa. Αυτό, σε συνδυασμό με το γεγονός ότι οι τάσεις εμφανίζονται συγκεντρωμένες στο πέλμα, καθιστά το μοντέλο ακατάλληλο για την εφαρμογή του. Επομένως συμπεραίνεται ότι, στο μοντέλο απαιτείται περαιτέρω βελτιστοποίηση.

Στην τρίτη και τελική βελτιστοποίηση του σχεδίου του προσθετικού ποδιού, τα αποτελέσματα των αναλύσεων, τόσο για τις εμφανιζόμενες τάσεις όσο και για τις μετατοπίσεις κρίθηκαν αρκετά ικανοποιητικά. Για την ακρίβεια, η μέση μέγιστη τιμή των πέντε περιπτώσεων ήταν 162.2 MPa για $K=95 \text{ KN/m}$. Η τιμή της μέγιστης τάσης που εμφανίστηκε στην τελευταία περίπτωση μελέτης, η οποία ήταν η πιο κρίσιμη ήταν 303.7 MPa και ήταν σχετικά ομοιόμορφα κατανομημένη στο τμήμα του πέλματος. Η τιμή αυτή θεωρείται οριακή με χρήση του αλουμινίου 6061-T6, για την κατασκευή. Η κίνηση που αναφέρεται στην τελευταία περίπτωση, είναι αρκετά ακραία και δεν εκτελείται ακριβώς από ένα άτομο με προσθετικό πόδι ή πραγματοποιείται για πολύ μικρό χρονικό διάστημα. Για το λόγο αυτό, τα αποτελέσματα της τελευταίας περίπτωσης θεωρούνται αποδεκτά και έτσι

συμπεραίνεται ότι η κατασκευή και η εφαρμογή του προθέματος που περιγράφεται από το τελευταίο ψηφιοποιημένο μοντέλο, θα είναι αρκετά λειτουργική και ανθεκτική.

Συμπερασματικά, το τελικό σχεδιασμένο μοντέλο, κρίνεται με βάση τα αποτελέσματα των αναλύσεων, ότι μπορεί να ικανοποιήσει τη βασική λειτουργία της βάρδισης ενός ατόμου. Επιπλέον, η μέθοδος σχεδίασης που ακολουθήθηκε κατέστησε δυνατή την εύκολη και γρήγορη προσαρμογή του προθέματος, σε οποιοδήποτε άτομο. Επιπροσθέτως, η κατασκευή του μπορεί να πραγματοποιηθεί στο μεγαλύτερο της μέρος με υλικά ταχείας πρωτοτυποποίησης και τα τμήματα στα οποία αυτό δεν είναι εφικτό (μεταλλικά μέρη) σχεδιάστηκαν μέσω εύκολα προσβάσιμων υλικών και μηχανουργικών κατεργασιών.

Σαν αντικείμενο μελλοντικής έρευνας, προτείνεται η κατασκευή του μοντέλου του προσθετικού μέλους, σύμφωνα, με τις προδιαγραφές της εργασίας και η επαλήθευση με πειραματικές μεθόδους της λειτουργικότητας και αντοχής του.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Δ. Α. Χ. Δρ. Στεργιούλας Αποστόλος, ΚΙΝΗΣΙΟΛΟΓΙΑ, ΑΘΗΝΑ, 2001.
- [2] J. M. B. Jacquelin Perry, Gait Analysis-Normal and Pathological Function, Thorofare, New Jersey: SLACK Incorporated, 2010 (2nd ed.).
- [3] J. W. M. J. R. F. John D. Hsu, AASOS Atlas of orthoses and assistive devices, Philadelphia: Mosby Inc, 2008.
- [4] M. P. J. H. A. M. P. H. J. d. J. P. Sonja M. H. J. Jaegers, «Prosthetic Gait of Unilateral Transfemoral Amputees:», American Congress of Rehabilitation Medicine and the American Academy of Physical Medicine and, 1995.
- [5] E. Strait, «Prosthetics in Developing Countries,» 2006.
- [6] V. S. Richardson, «Analysis of a Lower Limb Prosthesis,» Worcester Polytechnic Institute, 2008.
- [7] D. Berry, «From Land mines to Lawn Mowers Prosthetic Rehabilitation,» The Washington Diplomat., Washington, August 2001.
- [8] D. M. A.-B. Ebrahim, «3D LASER SCANNERS: HISTORY, APPLICATIONS, AND FUTURE,» Civil Engineering Department Assiut University, October 2011.
- [9] [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/IGES..>
- [10] A. P. R. M. FACP, Current Therapy in Physiatry: Physical Medicine and Rehabilitation, Saunders, 1984.
- [11] A. C. P. CLINIC, «LOWER LIMB PROSTHETICS,» [Ηλεκτρονικό]. Available: <https://sites.google.com/site/activecarephysiotherapyclinic/lower-limb-prosthetics>.
- [12] «The Low Cost Prosthesis,» 2005. [Ηλεκτρονικό]. Available: <http://www.lowcostprosthesis.org/the-need>.
- [13] Ε. ΚΕΛΛΗΣ, ΑΘΛΗΤΙΚΗ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ, ΣΕΑΒ, 2015.
- [14] D. A. Winter, «Kinematic and kinetic patterns in human gait,» *Human Movement Science*, τόμ. 3, αρ. variability and compensating effects, pp. 51-77, 1984.
- [15] S. A. Alice Bonnefoy-Mazure, Normal Gait, Geneva Switzerland: Nova Science Publishers, Inc. , 2015.

