



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ
ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΔΥΟ ΒΑΘΜΩΝ
ΕΛΕΥΘΕΡΙΑΣ ΓΙΑ ΑΝΑΤΑΞΗ
ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ ΜΗΡΙΑΙΟΥ ΟΣΤΟΥ
ΠΑΝΑΓΙΩΤΑ ΜΠΑΛΟΔΗΜΑ

ΑΘΗΝΑ, 2023

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Πρώτα απ' όλα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέπων καθηγητή μου, κ. Βασίλειο Σπιτά, για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα θέμα που συνδυάζει τον τομέα του σχεδιασμού στη Μηχανολογία με τον τομέα της ορθοπεδικής στην Ιατρική, δύο κλάδοι που χρίζουν εξαιρετικού ενδιαφέροντος για μένα. Επίσης πολλές ευχαριστίες αξίζουν στους δύο υποψήφιους διδάκτορες που ήταν υπεύθυνοι για τον συντονισμό της εργασίας, τον Χρίστο Καλλίγερο, για την πολύτιμη βοήθεια και το ενδιαφέρον του σε κάθε στάδιο της εργασίας, καθώς και τον Βασίλειο Γάκο για τις νέες ιδέες, την οργάνωση και τη βοήθεια όπου χρειαζόταν. Επίσης, θέλω να ευχαριστήσω τα μέλη των εταιριών “rehabline” και “Ελατήρια Λυκούδης” για τη συμβολή και το ενδιαφέρον τους σχετικά με την πειραματική διαδικασία. Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω τον ορθοπεδικό ιατρό κ. Σοράνογλου καθώς αποτέλεσε την αφορμή της ενασχόλησής μου με αυτό το θέμα αλλά και με κατεύθυνε σημαντικά με τις υψηλές γνώσεις πάνω στο αντικείμενό του αλλά και την εξαιρετική αντίληψή του πάνω στον τομέα της Μηχανολογίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αποκατάσταση του μηριαίου οστού, μετά από κάταγμα κατά το μήκος του, περιλαμβάνει δύο προσεγγίσεις: ανοιχτής ανάταξης με εσωτερική σταθεροποίηση (open reduction with internal fixation – ORIF) και κλειστής ανάταξης με εσωτερική σταθεροποίηση (closed reduction with internal fixation - CRIF). Πιο συγκεκριμένα, κατά τη διάρκεια τέτοιων χειρουργείων, προηγείται η ανάταξη του οστού, δηλαδή η ευθυγράμμιση των δύο σπασμένων μερών του. Έπεται η στερέωση αυτών στην επιθυμητή θέση, η οποία διασφαλίζεται από τη λήψη ακτινογραφιών και από την εμπειρία του χειρουργού, μέσω ενός ειδικού ελάσματος που διαπερνά το οστό και συγκρατείται σε αυτό με κοχλίες. Κατά τη δεύτερη προσέγγιση, σε αντίθεση με την πρώτη, η ανάταξη γίνεται χωρίς να προηγηθεί τομή στην περιοχή αλλά με ειδικές κινήσεις από τον χειρουργό που θα φέρουν τα μέρη του οστού τόσο κοντά στην επιθυμητή θέση, ώστε να μπορέσει να διαπεράσει το έλασμα το οστό. Ωστόσο, λαμβάνοντας υπόψιν και τις δυνάμεις που ασκούν οι μύες, που συνεχίζουν να υπάρχουν και μετά το κάταγμα, η ευθυγράμμιση αυτή μπορεί να δυσκολέψει ή να καθυστερήσει πολύ ένα χειρουργείο. Ο στόχος λοιπόν αυτής της μελέτης είναι ο σχεδιασμός ενός συστήματος υποβοήθησης της ανάταξης, που τοποθετείται στο χειρουργικό κρεβάτι και με τη βοήθεια πάλι ακτινογραφιών, επιτρέπει στον χειρουργό να εκτελεί όλες τις επιθυμητές κινήσεις, με λιγότερη δύναμη και περισσότερη ακρίβεια. Ακολουθούνται τα βήματα της διαδικασίας σχεδιασμού: μελέτη υφιστάμενων λύσεων, ορισμός απαραίτητων προδιαγραφών και εύρεση εναλλακτικών λύσεων βάσει αυτών. Έπειτα, γίνεται ανάδειξη της βέλτιστης λύσης, βάσει κριτηρίων αξιολόγησης, και αναλυτικός σχεδιασμός αυτής σε περιβάλλον Solidworks. Παράλληλα, έγιναν προσομοιώσεις σε περιβάλλον Ansys για την ανάδειξη της αντοχής των μερών του σχεδιασμού στις απαραίτητες δυνάμεις που βρέθηκαν μέσω βιβλιογραφίας. Τέλος, η τρισδιάστατη διάταξη εκτυπώθηκε σε 3d printer και συναρμολογήθηκε, ενώ στη συνέχεια έγινε πείραμα στο εργαστήριο της σχολής, για την αντοχή και απόδοσή της στις συνθήκες του χειρουργείου. Ο προτεινόμενος σχεδιασμός δείχνει ενθαρρυντικά σημάδια για την επιτυχή ανάταξη του μηριαίου οστού και η ενδεχόμενη χρήση του σε τέτοια χειρουργεία θα μπορούσε να διευκολύνει σημαντικά τη διαδικασία που ακολουθείται.

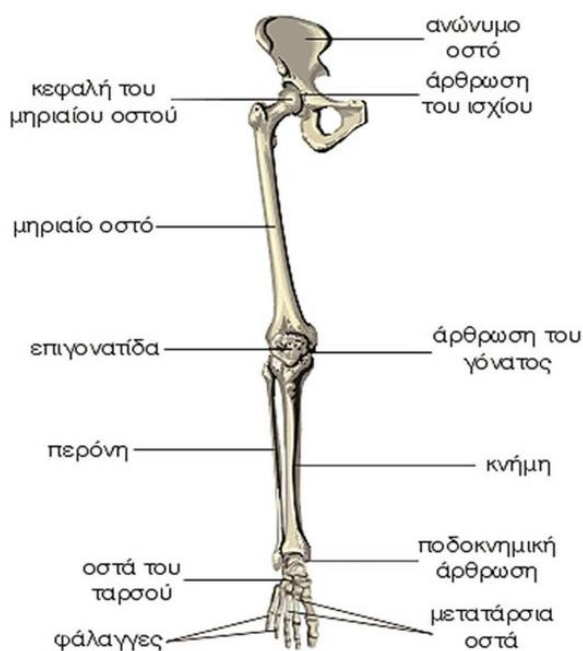
ABSTRACT

The treatment of the femoral bone, after a fracture along its length, involves two approaches: open reduction with internal fixation (ORIF) and closed reduction with internal fixation (CRIF). Specifically, during such surgeries, bone realignment, i.e., the alignment of the two broken parts, precedes. This is followed by the fixation of these parts in the desired position, which is ensured through X-ray imaging and the surgeon's experience, using a specialized nail that penetrates the bone and is held in place with screws. In the second approach, unlike the first one, realignment is performed without an incision in the area but with specific movements by the surgeon that bring the bone parts close to the desired position, allowing the nail to penetrate the bone. However, considering the forces exerted by the muscles, which continue to exist even after the fracture, this realignment can be challenging or significantly delayed. Therefore, the goal of this study is to design a realignment assistance system that is placed on the surgical bed and, with the help of X-ray imaging, allows the surgeon to perform all desired movements with less force and greater precision. The steps of the design process are followed: study of existing solutions, definition of necessary specifications, creation of alternative solutions based on these specifications. Then, the optimal solution is identified, based on evaluation criteria, and a detailed design of it is created using Solidworks software. Simultaneously, simulations were performed using Ansys software to assess the strength of the design parts under the necessary forces obtained through literature research. Finally, the three-dimensional layout was 3D printed, and after being assembled, an experiment was conducted in the school laboratory to evaluate its strength and performance under surgical conditions. In total, the proposed design appears promising for the successful realignment of the femoral bone and its potential use in such surgeries could significantly facilitate the current procedure.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	2
ABSTRACT	3
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	4
1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	5
2.ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΣ ΑΝΑΓΚΗΣ	8
3.ΥΠΑΡΧΟΥΣΕΣ ΛΥΣΕΙΣ	10
4.ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΝΕΑΣ ΛΥΣΗΣ.....	13
4.1.ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΚΑΙ ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ.....	13
4.2.ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ.....	16
4.3.ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΛΥΣΕΩΝ	18
4.3.1.ΒΑΘΜΟΛΟΓΗΣΗ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΛΥΣΕΩΝ	25
5.ΑΝΑΛΥΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ	28
6. SIMULATIONS.....	31
6.1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΥΛΙΚΩΝ.....	31
6.2. ΟΡΙΣΜΟΣ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΚΙΝΗΣΗΣ ΟΣΤΟΥ – ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ.....	33
7. ΟΔΗΓΙΕΣ ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΗΣ	47
8.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ.....	58
8. 1. SIMULATION – PART 3.....	58
8.2. ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ	61
8.2.1 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΛΑΤΗΡΙΟΥ	62
8.3.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	64
9. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ.....	66
10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	67

1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ



Εικόνα 1: Οστά κάτω άκρου

προκαλείται από πτώση, ακόμα και με ελάχιστη βία. Αιτία είναι η οστεοπόρωση, δηλαδή η ποσοτική και ποιοτική μείωση του οστίτη του ιστού. Ενδεικτικό του πόσο αντέχει το μηριαίο οστό είναι ότι στις μικρότερες ηλικίες για να υποστεί κάταγμα απαιτείται εξαιρετικά υψηλή ενέργεια, όπως συμβαίνει, για παράδειγμα, σε ένα τροχαίο, σε πτώση από μεγάλο ύψος ή μετά από πυροβολισμό.

Το μηριαίο οστό, αποτελεί το σκελετικό υπόβαθρο του μηρού και είναι το μακρύτερο και το πιο «δυνατό» σωληνοειδές οστό του ανθρώπινου σώματος. Στο πάνω μέρος του έχει τους τροχαντήρες και τη μηριαία κεφαλή που αρθρώνεται με την κοτύλη, δημιουργώντας την άρθρωση του ισχίου, ενώ το κάτω μέρος του έχει δύο επικόνδυλους και αρθρώνεται με την επιγονατίδα δημιουργώντας την άρθρωση του γόνατος που με τη σειρά της αρθρώνεται με την κνήμη.

Αν και είναι φτιαγμένο για να αντέχει την καταπόνηση, εντούτοις τα κατάγματα στο μηριαίο, δηλαδή η διακοπή της συνέχειας του μηριαίου οστού, είναι κοινά σε ασθενείς άνω των 60 ετών, ιδίως σε γυναίκες.

Πρόκειται για τη συνηθέστερη βλάβη που



Εικόνα 2: Συνήθη κατάγματα μηριαίου οστού

Για τη θεραπεία τέτοιων καταγμάτων σε ενήλικες, απαιτείται χειρουργική επέμβαση κατά την οποία ο χειρουργός αρχικά κάνει την ανάταξη του μηριαίου οστού, ευθυγραμμίζει δηλαδή τα δύο ή περισσότερα μέρη του σπασμένου οστού, τα οποία κατά την έναρξη του χειρουργείου μπορεί να βρίσκονται πλήρως, μερικώς ή και καθόλου ευθυγραμμισμένα. Έπειτα, ενώνει τα κομμάτια του σπασμένου οστού με χρήση μεταλλικών ράβδων, συρμάτων, κοχλιών και άλλων μέσων. Υπάρχουν δύο είδη τέτοιων χειρουργείων, “Open reduction with internal fixation (orif)” και “Closed reduction with internal fixation (crif)”. Ως “internal fixation” ορίζεται η διαδικασία κατά την οποία ο χειρουργός ενώνει τα μέρη του οστού με μηχανικά μέσα, που αναφέρθηκε προηγουμένως.

Κατά το πρώτο είδος τέτοιων χειρουργείων (otif), γίνεται τομή στον μηρό του ασθενή, τέτοια ώστε ο χειρουργός να μπορέσει να ευθυγραμμίσει το σπασμένο οστό, έχοντας οπτική επαφή με αυτό και χρησιμοποιώντας κάποια μηχανικά μέσα, όπως καρφιά, που μπορούν να έρθουν σε επαφή απευθείας με το οστό. Κατά το δεύτερο είδος (crif) η ευθυγράμμιση γίνεται χωρίς τομή αλλά κάνοντας κινήσεις στο πόδι συνολικά τέτοιες που να την επιφέρουν, επιβεβαιώνοντάς την μέσω συχνών ακτινογραφιών που λαμβάνονται. Στα πλαίσια της εργασίας αυτής, ερευνήθηκε η δεύτερη περίπτωση χειρουργείων καθώς και οι δυσκολίες όπου συναντούν οι γιατροί σε αυτά.

Πιο συγκεκριμένα, το χειρουργείο λαμβάνει χώρα σε ειδικό κρεβάτι που δίνει τη δυνατότητα ο ασθενής να είναι ξαπλωμένος και σε επαφή με αυτό στο άνω μέρος του σώματός του ως και τη λεκάνη του και από εκεί και κάτω στηρίζονται μόνο τα πέλματά του σε ειδικές υποδοχές.



Εικόνα 3: Χειρουργικό κρεβάτι πριν τροποποιηθεί για το συγκεκριμένο χειρουργείο



Εικόνα 4: Μηχάνημα ακτινογραφιών



Εικόνα 6: Χειρουργικό κρεβάτι χωρίς τις στηρίξεις για τα πόδια



Εικόνα 5: Απολήξεις χειρουργικού κρεβατιού

Το πόδι με το κάταγμα προσδένεται σε υποδοχή που δίνει, μέσω τετραγωνικής διατομής ράβδων με αρθρώσεις, τη δυνατότητα περιστροφής του ποδιού γύρω από άξονα κάθετο στο έδαφος και που περνάει από το μέσον της λεκάνης του ασθενή.



Εικόνα 7: Εξαρτήματα που μπαίνουν στις απολήξεις

Επίσης, μέσω ειδικών εξαρτημάτων, το κρεβάτι αυτό δίνει και τη δυνατότητα για «προέκταση» του ποδιού κατά τον διαμήκη άξονά του, τραβώντας το όπως στην εικόνα και ασφαλιζοντάς το, αλλά και περιστρέφοντας τον μοχλό για ακόμα περισσότερη «προέκταση». Επίσης δίνεται η δυνατότητα, μέσω του ίδιου μηχανισμού, και για περιστροφή γύρω από τον διαμήκη άξονα. Το πόδι χωρίς κάταγμα προσδένεται σε υποδοχή που εκτελεί μόνο την περιστροφή κατά τον κάθετο στο έδαφος άξονα, που αναφέρθηκε προηγουμένως.



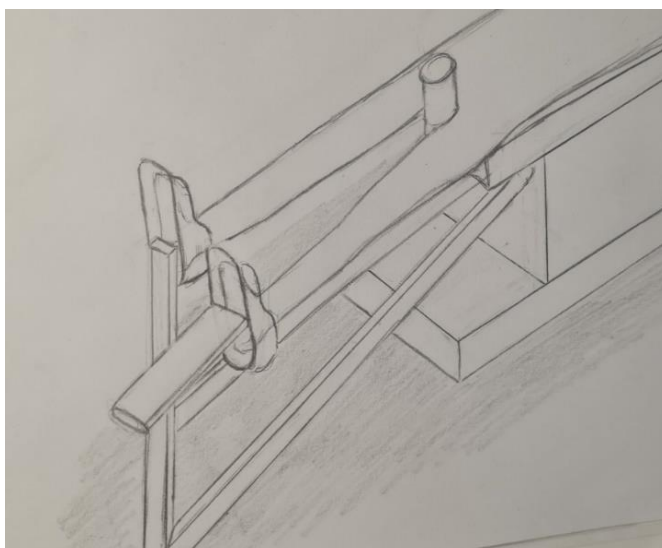
Εικόνα 8: Αρχικές κινήσεις "προέκτασης"

2.ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΣ ΑΝΑΓΚΗΣ

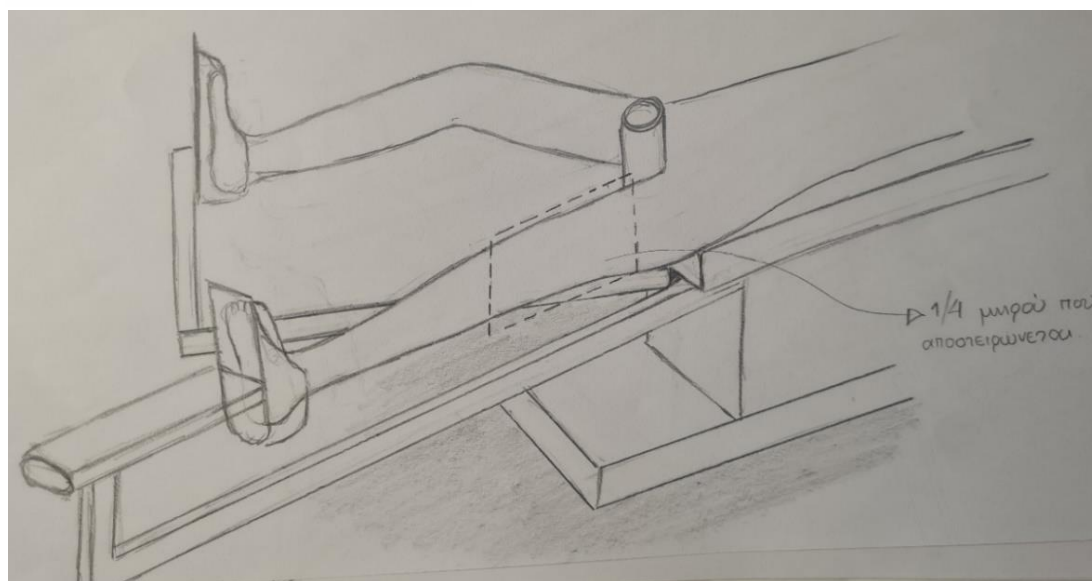
Κατά τη διάρκεια του χειρουργείου:

Ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος στο ειδικό χειρουργικό κρεβάτι στο οποίο, και τα δύο του πόδια προσδένονται στις ειδικές υποδοχές όπως φαίνεται στην εικόνα

Το πόδι χωρίς κάταγμα του ασθενή στρέφεται προς το πλάι ώστε να δώσει χώρο τόσο στον χειρουργό όσο και στο μηχάνημα των ακτινογραφιών να προσεγγίσουν το άλλο πόδι.



Εικόνα 9: Θέση ασθενή στην αρχή του χειρουργείου



Εικόνα 10: Θέση ασθενή για διευκόλυνση επέμβασης στο πόδι με το κάταγμα

Στο πόδι που υπάρχει το κάταγμα, μέσω των υποδοχών και των εξαρτημάτων του χειρουργικού κρεβατιού, γίνεται «προέκταση» κατά τον διαμήκη άξονα του ποδιού, τόσο όσο να μην τραυματιστεί ο ασθενής, καθώς και περιστροφή κατά τον ίδιο άξονα, σύμφωνα με την εμπειρία του χειρουργού, που θα διευκολύνει την ευθυγράμμιση. Παράλληλα λαμβάνονται συχνά ακτινογραφίες για την απόκτηση σαφούς εικόνας του κατάγματος σε κάθε βήμα.

Σε αυτό το σημείο, αν η ευθυγράμμιση δεν έχει ακόμα επιτευχθεί, οι γιατροί επιχειρούν είτε με τα χέρια τους, είτε χρησιμοποιώντας ειδικά υφάσματα, να την κατορθώσουν στον επιθυμητό βαθμό, λαμβάνοντας συχνά ακτινογραφίες. Η συγκεκριμένη διαδικασία είναι πιθανόν να διαρκέσει από μερικά λεπτά μέχρι και ώρες, κυρίως για πιο νεαρούς και γεροδεμένους ασθενείς, καθώς και μετά το κάταγμα οι μύες τους συνεχίζουν να ασκούν

δυνάμεις, που στη συγκεκριμένη περίπτωση, υπό την επιβολή τους, τα δύο μέρη του οστού τείνουν να παρεκτραπούν από την ευθυγραμμισμένη μεταξύ τους θέση. Αντιστέκονται δηλαδή στις κινήσεις που επιχειρεί ο χειρουργός και δυσκολεύουν σημαντικά τη διαδικασία.

Έπειτα, το πόδι διατηρείται σε αυτή τη θέση και αφού γίνει αποστείρωση του εξωτερικού $\frac{1}{4}$ του μηρού, γίνεται τομή σε αυτήν την περιοχή καθώς έπειτα και στο οστό σε τέτοιο σημείο ώστε να μπορέσει δια μέσω της εσωτερικής αυλάκωσης των δύο μερών του οστού, να περάσει ειδικός οδηγός, δηλαδή ένα μεταλλικό συμπαγές έλασμα διαμέτρου 2 χιλιοστών, με σφαιρική σχεδόν απόληξη, στο οποίο έχει πρώτα γίνει μία ελαφριά κάμψη για διευκόλυνση του περάσματος.



Εικόνα 11: Οδηγός

Αφού επιτευχθεί το πέραςμα του οδηγού, μετά γύρω από αυτόν ακολουθεί το πέραςμα ειδικού κοίλου ελάσματος σε επαρκές βάθος του οστού, με σκοπό να συνδεθεί με ειδικούς



Εικόνα 12: Κοίλο έλασμα

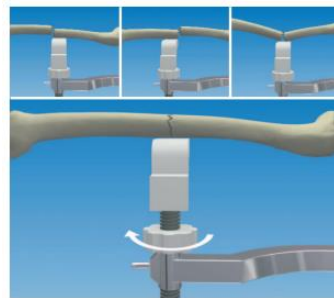
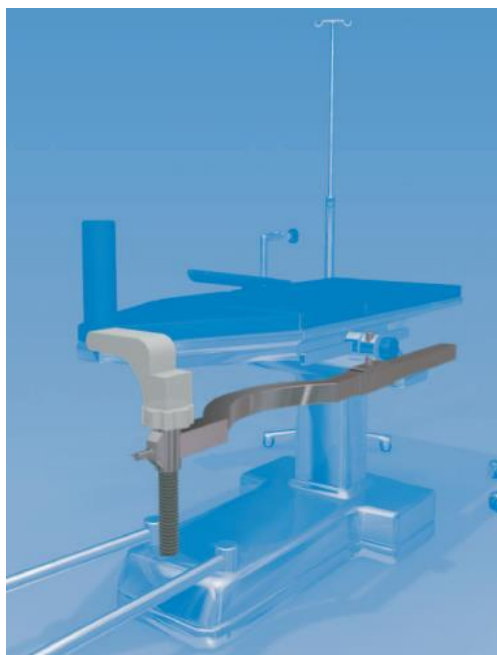
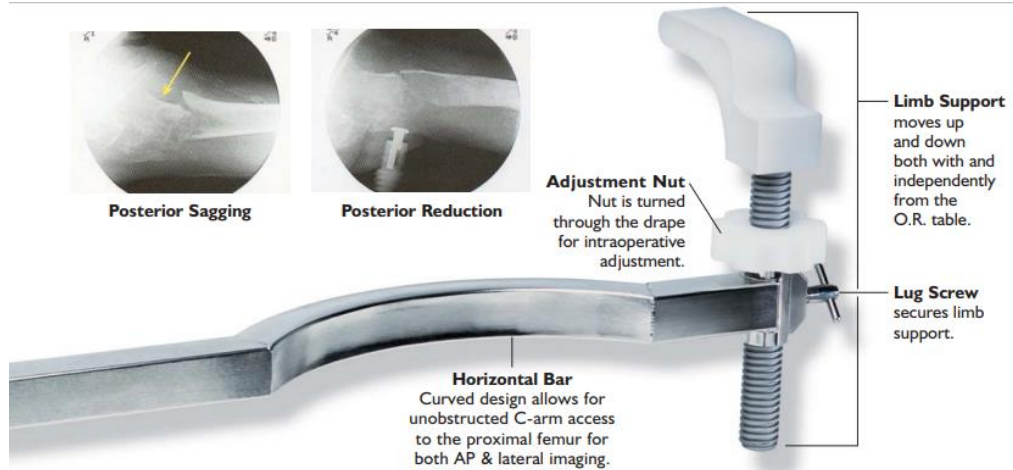
για το έλασμα κοχλίες, εξωτερικά του μηρού, μετά από κάποιες ακόμα τομές στην περιοχή. Το πέραςμα του ελάσματος είναι σύντομη διαδικασία εφόσον το πέραςμα του οδηγού έχει επιτευχθεί. Το έλασμα αυτό, θα μείνει εσωτερικά του οστού μόνιμα, και γύρω από αυτό θα γίνει οστεοσύνθεση και επαναφορά λοιπόν του ασθενή στην αρχική του κατάσταση, με το πέραςμα του χρόνου.

Το πρόβλημα που προκύπτει σε τέτοια χειρουργεία είναι προφανές και αποτελεί την ευθυγράμμιση των δύο μερών του οστού, κάτι που σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να είναι πολύ απλό αλλά σε άλλες μπορεί να πάρει αρκετές ώρες και συνεπώς να προκαλεί καθυστέρηση επόμενων χειρουργείων αλλά και κόπωση και υπερβολική έκθεση σε ακτινοβολία των ιατρών, νοσοκόμων και βοηθών. Απαιτείται λοιπόν ο σχεδιασμός ενός μηχανολογικού προϊόντος που θα είναι συμβατό με τις ανάγκες και τον εξοπλισμό του συγκεκριμένου χειρουργείου, θα μπορούν να το χειρίζονται εύκολα οι παρευρισκόμενοι στο χειρουργείο και θα επιτυγχάνει αυτή την ευθυγράμμιση σύντομα και με ακρίβεια.

3.ΥΠΑΡΧΟΥΣΕΣ ΛΥΣΕΙΣ

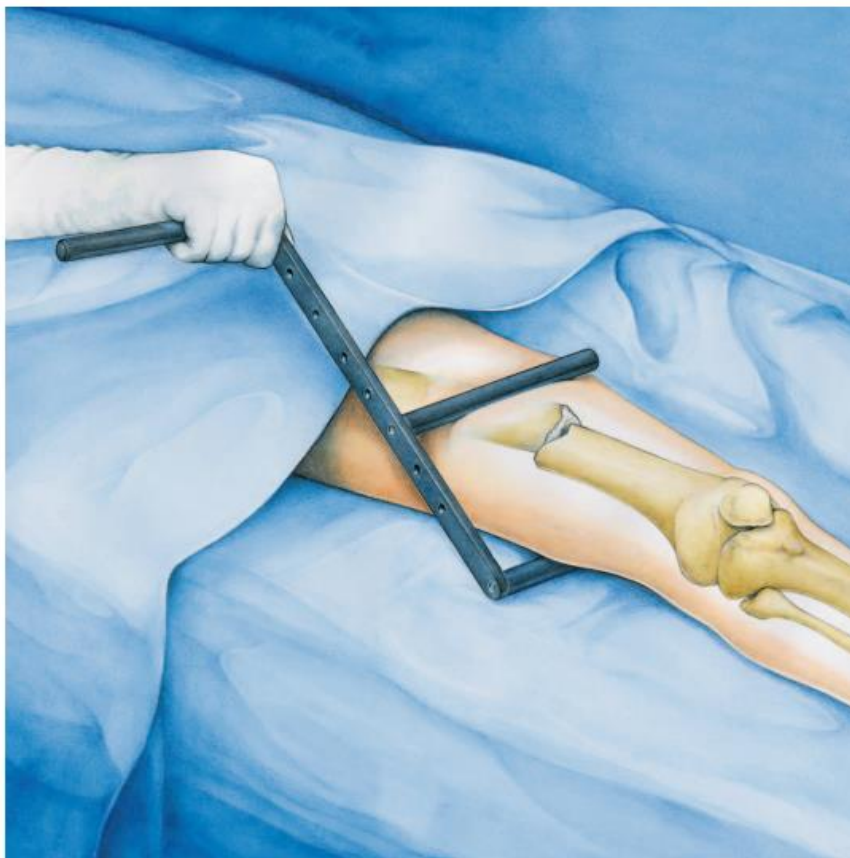
Υπάρχουν ήδη κάποιες λύσεις που κυκλοφορούν στο εμπόριο και επιτυγχάνουν σε κάποιο βαθμό, η κάθε μία, ή διευκολύνουν, την ευθυγράμμιση του σπασμένου μηριαίου οστού. Μερικές από αυτές είναι οι παρακάτω:

PORD Device: Posterior Reduction for hip and femur fractures



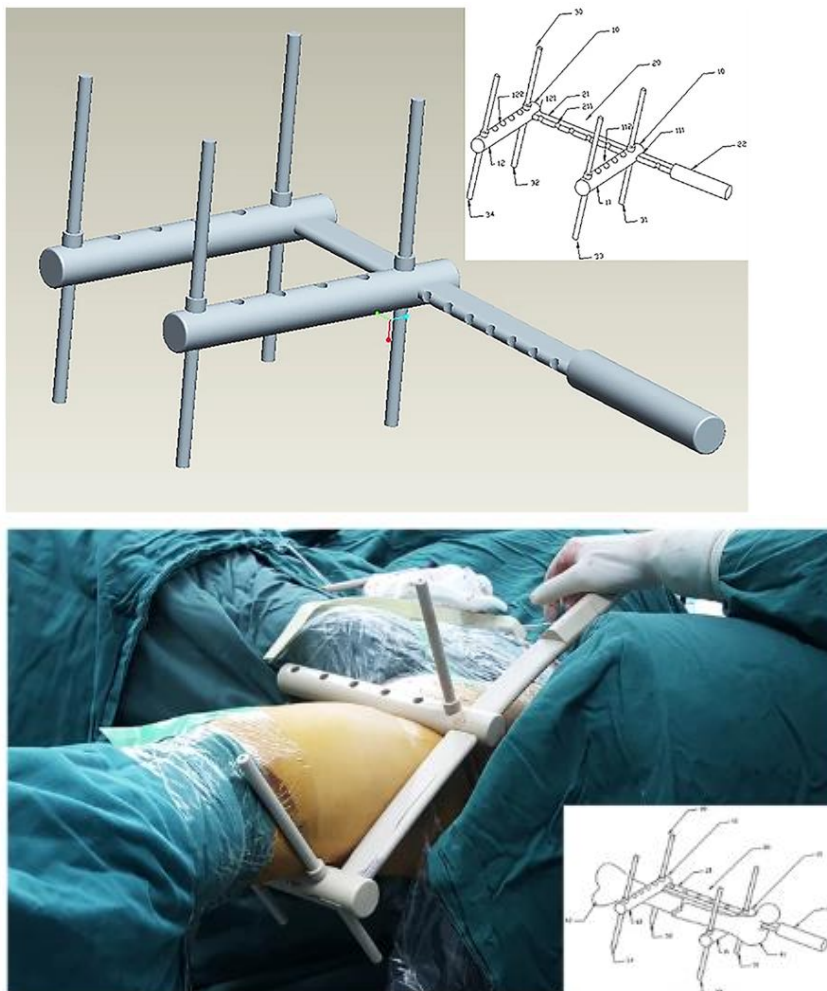
Η συσκευή αυτή προσδένεται στο πλάι του χειρουργικού κρεβατιού και επιτυγχάνει, περιστρέφοντας το περικόχλιο και ασφαρίζοντας στην επιθυμητή θέση, να μετακινήσει τα κομμάτια του σπασμένου οστού κατά ένα βαθμό ελευθερίας. Η κατασκευή του, επιτρέπει τη μετακίνηση της συσκευής ακριβώς στο σημείο του κατάγματος και είναι από ακτινοδιαπερατό υλικό ώστε να μη δημιουργεί δυσκολία στις ακτινογραφίες. Ωστόσο, δεν επιτυγχάνει την πλήρη ανάταξη όταν τα μέρη του σπασμένου οστού βρίσκονται αρχικά σε θέση που απαιτεί κίνηση κατά περισσότερους του ενός βαθμούς ελευθερίας. Επίσης, δεν επιτρέπει σχετική κίνηση του ενός μέρους του σπασμένου οστού σε σχέση με το άλλο.

Ftool: For the reduction of long bones



Το εξάρτημα αυτό, αποτελείται από ένα μεταλλικό έλασμα, με λαβή, στο οποίο προσαρμίζονται μεταλλικές ράβδοι, σε κατάλληλες θέσεις ανάλογα με την περιοχή του μηρού και το κάταγμα του ασθενή. Ο χειρουργός τοποθετεί το εξάρτημα στο πόδι του ασθενή, όπως και στην παραπάνω εικόνα, και ασκώντας δύναμη προς τα κάτω, επιτυγχάνει να μετακινήσει το ένα μέρος του σπασμένου οστού σε σχέση με το άλλο κατά ένα βαθμό ελευθερίας. Ωστόσο, ούτε η συσκευή αυτή μπορεί να επιτύχει κίνηση κατά περισσότερους του ενός βαθμούς ελευθερίας, κάτι που κρίνεται απαραίτητο σε τέτοια χειρουργεία. Επίσης, η συσκευή μετακινείται χειροκίνητα που σημαίνει ότι η ακρίβεια που μπορεί να επιτευχθεί είναι περιορισμένη.

The design of an “H” joystick for closed reduction and its application in segmental and comminuted femoral shaft fractures: an innovative technique



Η λύση αυτή μοιάζει με την προηγούμενη, με τη διαφορά ότι υπάρχουν και ράβδοι κάθετες στις προηγούμενες οι οποίες επιτρέπουν στον χειρουργό, κινώντας το εξάρτημα σε δεύτερο χρόνο, να επιτύχει και σχετική κίνηση των μερών του οστού και κατά δεύτερο βαθμό ελευθερίας. Βέβαια, όπως και η προηγούμενη λύση, η μετακίνηση είναι χειροκίνητη και συνεπώς η ακρίβεια μειωμένη.

4. ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΝΕΑΣ ΛΥΣΗΣ

4.1. ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ ΚΑΙ ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

Πριν την εύρεση εναλλακτικών λύσεων του προβλήματος, τέθηκαν κάποιες προδιαγραφές στις οποίες πρέπει να υπακούσουν, είτε πιστά είτε σε κάποιο βαθμό οι λύσεις αυτές, έτσι οι προδιαγραφές αργότερα χαρακτηρίστηκαν ως ελαστικές ή ανελαστικές.

Οι προδιαγραφές που κρίθηκαν απαραίτητες για το συγκεκριμένο πρόβλημα είναι οι εξής:

- 1) Η ακρίβεια ευθυγράμμισης των οστών η οποία προέκυψε λαμβάνοντας υπόψιν τη διάμετρο οπής που περιέχει το μηριαίο οστό (15mm κατά μέσο όρο) και τη διάμετρο του οδηγού (2mm) που θα περάσει μέσω των δύο μερών του οστού.
Έτσι κρίθηκε επιθυμητή ακρίβεια 4mm κατά τον x άξονα και
- 2) Ακρίβεια 4mm κατά τον y άξονα. Βέβαια κάτι τέτοιο δεν είναι αυστηρό καθώς ενδεχομένως και με επίτευξη χαμηλότερης ακρίβειας, να είναι τέτοια η θέση των μερών του οστού μεταξύ τους που να περάσει τελικά ο οδηγός και να επιτευχθεί η ευθυγράμμιση.
- 3) Να παραμένει η περιοχή κοντά στο κάταγμα ακτινοδιαπερατή οποιαδήποτε στιγμή για ενδεχόμενες ακτινογραφίες.
- 4) Να μην έρχεται η συσκευή σε επαφή με το $\frac{1}{4}$ του μηρού που αποστειρώνεται, κάτι που επίσης δεν είναι τόσο αυστηρό καθώς συχνά αποστειρώνεται αρκετά μεγαλύτερη επιφάνεια από την περιοχή της τομής, αλλά και είναι δυνατή η επαφή, αποστειρώνοντας την περιοχή της συσκευής που χρειάζεται να έρθει σε επαφή με το μέρος αυτό του μηρού.
- 5) Να είναι δυνατή η ασφάλιση της συσκευής σε όποια θέση χρειαστεί με σκοπό να επιτευχθεί η ευθυγράμμιση.
- 6) Να είναι σύντομη η ρύθμιση και η ασφάλιση της συσκευής ώστε να μειώνεται όσο γίνεται η διάρκεια του χειρουργείου. Μια επιθυμητή διάρκεια ρύθμισης και ασφάλισης θα ήταν το 1 λεπτό.
- 7) Να απαιτείται λίγη δύναμη από τον χειριστή για να κινήσει το πόδι μέσω της συσκευής. Μια επιθυμητή τιμή θα ήταν τα 5 κιλά.
- 8) Να είναι η συσκευή συμβατή με το κρεβάτι και τον εξοπλισμό του χειρουργείου τέτοιων καταγμάτων.
- 9) Να επιτυγχάνεται η λειτουργία της συσκευής, και συνεπώς η ευθυγράμμιση, σε όποιο σημείο του μηριαίου οστού και να είναι το κάταγμα.
- 10) Να μην εισέρχεται στο σώμα του ασθενή.
- 11) Να έχει χρόνο ζωής περίπου 50 χρόνια.
- 12) Να έχει μέγιστο κόστος περίπου 2000€.
- 13) Να αντέχει τουλάχιστον τη μέγιστη δύναμη κίνησης του μηριαίου οστού η οποία σύμφωνα με τη σχετική βιβλιογραφία [1] είναι 51N
- 14) Να μην εξαρτάται από οποιαδήποτε πηγή ενέργειας, καθώς αυτό ζητήθηκε από τον χειρουργό.

Παρακάτω φαίνονται συνοπτικά οι προδιαγραφές σε πίνακα:

ΠΡΟΔΙΑΓΡΑΦΕΣ			ΤΙΜΕΣ
1	ελαστική	Ευθυγράμμιση κατά τον x άξονα	ακρίβεια ως 4mm
2	ελαστική	Ευθυγράμμιση κατά τον y άξονα	ακρίβεια ως 4mm
3	ανελαστική	Υλικό ακτινοδιαπερατό στην περιοχή του κατάγματος	-
4	ελαστική	Να μην ακουμπάει το ¼ που αποστειρώνεται	-
5	ελαστική	Να ασφαλίζει σε κάθε επιθυμητή θέση	-
6	ελαστική	Χρόνος για ρύθμιση και ασφάλιση	ως 1 min
7	ελαστική	Δύναμη για ρύθμιση και ασφάλιση	ως 5 kg
8	ανελαστική	Συμβατό με τον εξοπλισμό του χειρουργείου	-
9	ανελαστική	Να πιάνει κάθε πιθανή θέση κατάγματος	-
10	ανελαστική	Να μην είναι επεμβατικό	-
11	ελαστική	Χρόνος ζωής	50 χρόνια
12	ελαστική	Μέγιστο κόστος	2000€
13	ανελαστική	Να αντέχει δύναμη κίνησης οστού	51 N
14	ανελαστική	Να μην εξαρτάται από πηγή ενέργειας	-

Οι λύσεις - συστήματα ευθυγράμμισης που βρέθηκαν, αξιολογήθηκαν με βάση:

- 1) Την ταχύτητα ολοκλήρωσης των απαραίτητων κινήσεων ευθυγράμμισης, το πόσο γρήγορα δηλαδή θα επιτευχθεί η ευθυγράμμιση από τη στιγμή που το εν λόγω σύστημα θα τοποθετηθεί στο κρεβάτι.
- 2) Τη δύναμη που θα πρέπει να ασκήσει ο γιατρός για να κινήσει κατάλληλα το πόδι του ασθενούς μέσω του συστήματος.
- 3) Το πόσο εύκολα και γρήγορα θα καθαρίζεται το σύστημα μετά από ένα χειρουργείο και πριν ξαναχρησιμοποιηθεί.
- 4) Το πόσο εύκολη είναι η πρόσβαση στο σημείο ενδιαφέροντος του ποδιού από τον χειρουργό, αφού το σύστημα έχει τοποθετηθεί.
- 5) Το πόσο μη εμφανές θα είναι στις ακτινογραφίες οι οποίες λαμβάνονται κατά τη διάρκεια του χειρουργείου.
- 6) Το πόσο εύκολα και γρήγορα θα γίνει η εισαγωγή και εξαγωγή στην αίθουσα του χειρουργείου και το δέσιμο του συστήματος στο χειρουργικό κρεβάτι, πριν την ευθυγράμμιση.

- 7) Το πόσο γρήγορα μπορεί να εκπαιδευτεί πλήρως ένας γιατρός ώστε να μπορεί να χρησιμοποιεί το εν λόγω σύστημα στο χειρουργείο.
- 8) Το κόστος εκπαίδευσης του γιατρού.
- 9) Το κατά πόσο το σύστημα κατά την τοποθέτηση και την κίνησή του θα προκαλεί δυσκολία στην κίνηση άλλων μηχανημάτων που υπάρχουν στο χώρο.
- 10) Το πόσο εύκολη και συνεπώς σύντομη θα είναι η κατασκευή του.
- 11) Το πόσο οικονομική θα είναι η κατασκευή του.
- 12) Το πόσο σύντομη και οικονομική θα είναι η ενδεχόμενη επισκευή του.
- 13) Το κατά πόσο το σύστημα αυτό μπορεί να επιτυγχάνει την κίνηση του ποδιού σε όλο το εύρος των επιθυμητών θέσεων.
- 14) Το πόσο ακριβής είναι η ευθυγράμμιση που επιτυγχάνεται.
- 15) Το κατά πόσο αξιόπιστη είναι η ευθυγράμμιση που επιτυγχάνεται.
- 16) Το κατά πόσο το σύστημα κατορθώνει να μην επηρεάζει η κίνηση του ενός μέρους του οστού το άλλο.
- 17) Το πόσο θα επιβαρυνθεί ο ασθενής σε περίπτωση αστοχίας της συσκευής.
- 18) Το κατά πόσο είναι επαρκής ένας χειριστής μόνο να κάνει την ευθυγράμμιση.
- 19) Το κατά πόσο η συσκευή θα μπορεί να κλειδώνει σε κάθε επιθυμητή θέση.

Έπειτα προστέθηκαν σε αυτά βάρη 1 - 5 με το 1 να σημαίνει λίγο σημαντικό και το 5 πολύ σημαντικό, με σκοπό να γίνει έπειτα βαθμολόγηση των διαφόρων εναλλακτικών λύσεων που θα βρεθούν, με βάση τα κριτήρια αυτά, και να αναδειχτεί έτσι η καλύτερη λύση.

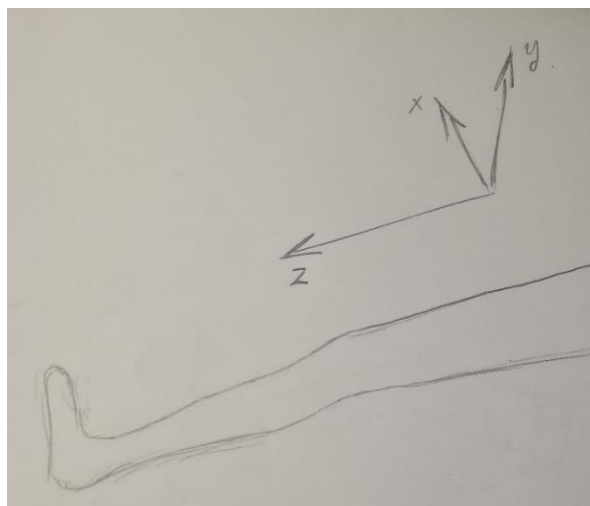
	ΚΡΙΤΗΡΙΑ	Βάρος (1-5)
1	Όσο πιο γρήγορα ολοκληρώνει τις κινήσεις ευθυγράμμισης	5
2	Όσο λιγότερη δύναμη για κίνησή του	3
3	Εύκολος - γρήγορος καθαρισμός	2
4	Εύκολη πρόσβαση στο πόδι από χειρουργό	4
5	Όσο λιγότερο φαίνεται στην ακτινογραφία	5
6	Εύκολη - γρήγορη εισαγωγή – εξαγωγή και δέσιμο	1
7	Εύκολη - γρήγορη εκπαίδευση γιατρού	2
8	Κόστος εκπαίδευσης γιατρού	1
9	Αλληλεπίδραση με γύρω μηχανήματα – εξαρτήματα	4
10	Εύκολη – σύντομη κατασκευή	2
11	Οικονομική κατασκευή	2
12	Σύντομη – οικονομική επισκευή	2
13	Πόσο εύρος θέσεων πιάνει σε κάθε πιθανή θέση	4
14	Ακρίβεια ευθυγράμμισης	5
15	Αξιοπιστία ευθυγράμμισης	5
16	Ανεξαρτησία κίνησης των δύο μερών του οστού	4
17	Επιβάρυνση ασθενή σε αστοχία της συσκευής	4
18	Επάρκεια ενός μόνο χειριστή	1
19	Κλειδώμα σε κάθε επιθυμητή θέση	3

4.2. ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ

Κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, όπως αναφέρθηκε, ο ασθενής είναι ξαπλωμένος σε ειδικό κρεβάτι το οποίο κάνει επαφή με το σώμα του από το κεφάλι ως και την περιοχή που βρίσκεται η λεκάνη του περίπου. Έπειτα δεν κάνει καθόλου επαφή στο υπόλοιπο σώμα εκτός από τα πέλματά του όπου συνδέονται με ειδικές υποδοχές, οι οποίες μέσω κάποιων συνδέσμων, συνδέονται και με το υπόλοιπο κρεβάτι.

Μπορεί να θεωρηθεί ότι το μηριαίο οστό, μετά το κάταγμα, αποτελείται από δύο πλέον μέρη, το πάνω που βρίσκεται πιο κοντά στον κορμό του ασθενή και το κάτω, που βρίσκεται πιο κοντά στο πέλμα του. Τα δύο αυτά κομμάτια του μηριαίου οστού συνδέονται με τα ακίνητα μέρη του σώματος (λεκάνη και πάνω ξαπλωμένος - πέλμα ακινητοποιημένο) με άλλα οστά μεταξύ των οποίων παρεμβάλλονται περιστροφικές αρθρώσεις. Συγκεκριμένα, το πάνω κομμάτι του οστού συνδέεται με την λεκάνη, με άρθρωση που επιτρέπει περιστροφή και κατά τους 3 άξονες x , y , z και το κάτω μέρος του οστού συνδέεται με την κνήμη μέσω άρθρωσης που επιτρέπει κατά κύριο λόγο περιστροφή μόνο κατά x , βέβαια αφού το πόδι τεντωθεί αρκετά κατά τον διαμήκη άξονα, μπορούμε να αμελήσουμε αυτή την άρθρωση. Έπειτα, η κνήμη συνδέεται με το πέλμα μέσω της άρθρωσης του αστραγάλου, που επιτρέπει την περιστροφή και κατά τους τρεις άξονες x , y , z . Για να μπορέσουμε να έχουμε ανεξάρτητη κίνηση του ενός κομματιού του οστού σε σχέση με το άλλο, θα πρέπει κάθε φορά να ακινητοποιούμε το ένα, καθώς, παρόλο που πρόκειται για δύο διαφορετικά κομμάτια, όσον αφορά στο οστό, αυτά δεν κινούνται πλήρως ανεξάρτητα το ένα με το άλλο καθώς, συνήθως μετά το κάταγμα, ακόμα τα συνδέουν οι μύες, τα νεύρα και εξωτερικά το δέρμα που τα συνέδεε.

Για την επίτευξη πλήρους ευθυγράμμισης μεταξύ των δύο κομματιών του μηριαίου οστού, θα χρειαστούν το πολύ τρεις μεταφορές και τρεις περιστροφές του ενός κομματιού σε



Εικόνα 13: Ορισμός συστήματος συντεταγμένων

σχέση με το άλλο. Έστω ότι z είναι ο διαμήκης άξονας του οστού, y ο εγκάρσιος κατακόρυφος και x ο εγκάρσιος οριζόντιος, καθώς ο ασθενής είναι ξαπλωμένος.

Το κρεβάτι που χρησιμοποιείται σε τέτοια χειρουργεία, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, επιτρέπει τη μεταφορά και την περιστροφή κατά τον z άξονα, συνεπώς μένουν 2 ακόμα μεταφορές κατά x και y και δύο ακόμα περιστροφές κατά x και y . Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, αν επιτευχθούν και οι 6 αυτές κινήσεις με τέτοιο τρόπο ώστε να

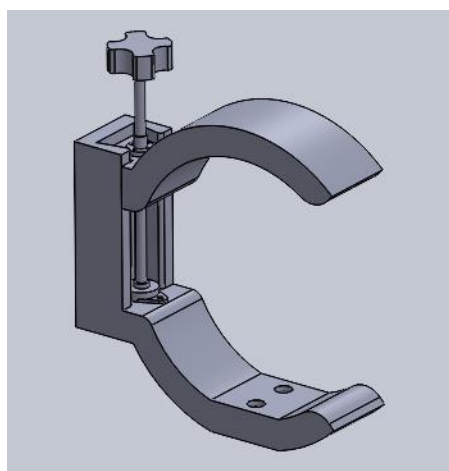
ταυτίζεται το άκρο του ενός κομματιού του οστού με το άλλο, ως προς τη θέση και ως προς τη διεύθυνση, έχουμε επιτύχει την πλήρη ευθυγράμμιση των τεμαχίων.

Βέβαια, θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι η απόλυτη αυτή ευθυγράμμιση, πέρα από το ότι δεν είναι επιτεύξιμη, καθώς χρησιμοποιείται το γυμνό μάτι για να αξιολογήσει μέσω ακτινογραφιών το κατά πόσο έχει επιτευχθεί, δεν είναι απόλυτα απαραίτητη. Συνήθως οι γιατροί στοχεύουν σε ένα αποτέλεσμα με το οποίο θα είναι ικανοποιημένοι, λαμβάνοντας υπόψη την εμπειρία τους και με σκοπό την ελάχιστη έστω αλληλοεπικάλυψη των αυλακώσεων των δύο μερών του οστού. Επίσης, η ευθυγράμμιση αυτή δεν είναι η τελική καθώς γίνεται με μόνο σκοπό το πέρασμα του ειδικού οδηγού.

Λαμβάνοντας επίσης υπόψιν ότι πρόκειται για μεταφορές μερικών χιλιοστών και περιστροφές λίγων μοιρών, έγιναν κάποιες απλοποιήσεις ως προς το πλήθος των κινήσεων που απαιτούνται για την ευθυγράμμιση αυτή. Συγκεκριμένα, δεδομένης της εξάρτησης μεταξύ των δύο μερών του οστού και καθώς και τα ίδια τα μέρη συνδέονται στη συνέχεια τους με άλλα οστά ακίνητα είτε κινούμενα με περιορισμούς, θεωρήθηκε ως αμελητέας επίπτωσης στο τελικό αποτέλεσμα η ταύτιση της μεταφοράς κατά τον x άξονα με την περιστροφή κατά τον y άξονα και αντίστοιχα η ταύτιση της μεταφοράς κατά τον y άξονα με την περιστροφή κατά τον x άξονα.

4.3. ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΩΝ ΛΥΣΕΩΝ

Οι παρακάτω εναλλακτικές, κατά κύριο λόγο, αποτελούνται από δύο εξαρτήματα που προσδένονται στο πόδι του ασθενή, εκατέρωθεν της περιοχής του κατάγματος, ένα για κίνηση του οστού και ένα για αντίσταση σε αυτήν. Το εξάρτημα για την αντίσταση, έχει οριζόντια και κατακόρυφη άρθρωση, για την αρχική ρύθμισή του στο κατάλληλο ύψος, και επιτυγχάνει τη «φυλάκιση» του ποδιού, κατά τον κατακόρυφο άξονα, ενώ το άλλο, περιέχει σύστημα κίνησης και εκτελεί τις απαραίτητες μεταφορές κατά τον κατακόρυφο και οριζόντιο άξονα. Επίσης, και τα δύο εξαρτήματα, αποτελούνται από κάποιο σύστημα στερέωσης και πρόσδεσης στο χειρουργικό κρεβάτι.



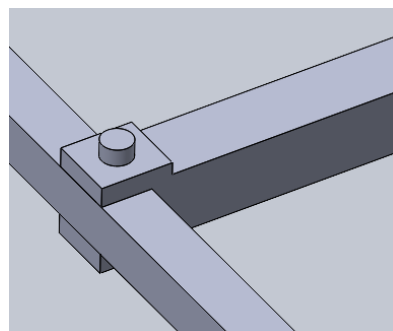
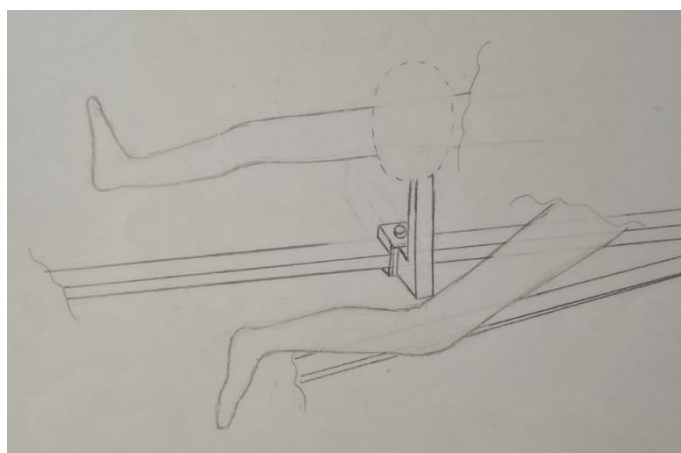
Εικόνα 14: Εξάρτημα "φυλάκισης"

Αναφορικά με τη «φυλάκιση» του ποδιού, χρησιμοποιείται κυρίως το παρακάτω εξάρτημα που προσαρμόζεται μέσω του κοχλίου στο πόδι του κάθε ασθενή και το συγκρατεί επαρκώς χωρίς να ακουμπάει στην αποστειρωμένη πλευρά του.

Σχετικά με τις κινήσεις, θα γίνει η ονομασία τους ως εξής, για διευκόλυνση:

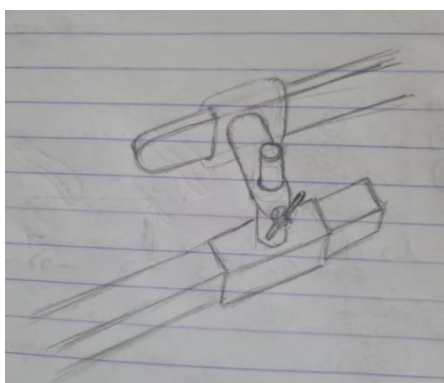
- Κίνηση 1: η κίνηση «πάνω – κάτω», η μεταφορά κατά τον άξονα y δηλαδή (που ταυτίστηκε με την περιστροφή κατά τον άξονα x)
- Κίνηση 2: η κίνηση «δεξιά – αριστερά», η μεταφορά κατά τον άξονα x (που ταυτίστηκε με την περιστροφή κατά τον άξονα y)

Για την πρόσδεση στο χειρουργικό κρεβάτι, είναι δύο οι χρησιμοποιούμενοι στις εναλλακτικές τρόποι. Αρχικά αναλύθηκε η στήριξη στην τετραγωνικής διατομής ράβδο που αναφέρθηκε προηγουμένως και βρίσκεται κάτω από το πόδι του ασθενή και παράλληλα με αυτό, όταν αυτός είναι ξαπλωμένος στο κρεβάτι. Συγκεκριμένα, η σύνδεση γίνεται μέσω ειδικού εξαρτήματος με εσοχή για την τετραγωνική διατομή, που τοποθετείται στη ράβδο και σφίγγει μέσω κοχλίου και πάνω σε αυτό συνδέονται τα υπόλοιπα μέρη της συσκευής.



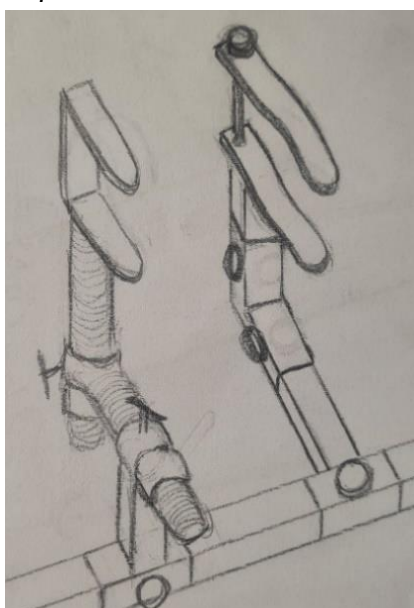
Εικόνα 15: Δέσιμο συσκευής στη ράβδο του κρεβατιού

Επίσης, το συγκεκριμένο χειρουργικό κρεβάτι, δίνει και δυνατότητα για στήριξη στο πλάι του, σε ειδικά ελάσματα που έχει ήδη και πάνω στα οποία, είτε συρταρωτά είτε σαν δαγκάνα μπαίνει η διάταξη. Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται συνδεδεμένο εξάρτημα με αυτόν τον τρόπο πρόσδεσης, ο οποίος, ήδη χρησιμοποιείται σε τέτοια χειρουργεία.



Εικόνα 16: Δέσιμο συσκευής στο πλάι του κρεβατιού

Μετά από μελέτη του προβλήματος και των προδιαγραφών του καθώς και των ήδη υπάρχουσών σχετικών συσκευών, οι εναλλακτικές λύσεις που προέκυψαν είναι οι παρακάτω:



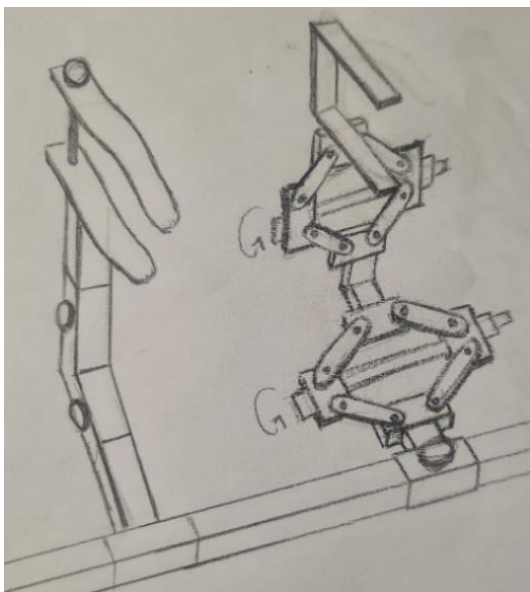
Εικόνα 17: 1η εναλλακτική λύση

1^η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ

Το πόδι με το κατάγμα προσδένεται στα δύο εξαρτήματα έτσι ώστε αυτά να βρίσκονται εκατέρωθεν του κατάγματος. Το εξάρτημα «φυλάκισης» κρατάει σταθερό το ένα μέρος του οστού και το εξάρτημα κίνησης επιτρέπει στον χειριστή να κινεί το άλλο μέρος. Η κίνηση 1 επιτυγχάνεται περιστρέφοντας τον κατακόρυφο κοχλία ενώ η κίνηση 2 περιστρέφοντας τον οριζόντιο κοχλία, ασφαλίζοντας σε κάθε περίπτωση την κίνηση με ειδικό κοχλία. Τέλος, η πρόσδεση στο κρεβάτι και για τα δύο εξαρτήματα γίνεται με τον πρώτο τρόπο που αναφέρθηκε, μέσω εξαρτημάτων δηλαδή που προσδένονται στην τετραγωνικής διατομής ράβδο του με κοχλίες.

Σε αυτό το σημείο αξίζει να επισημανθεί ο τρόπος με τον οποίο η εναλλακτική αυτή, όπως και οι υπόλοιπες, επιτυγχάνουν να μην γίνεται καθόλου επαφή με το $\frac{1}{4}$ του μηρού που είναι αποστειρωμένο. Η λύση είναι να τοποθετούνται τα δύο εξαρτήματα, «φυλάκισης» και κίνησης, με τέτοια σειρά, εκατέρωθεν του κατάγματος, έτσι ώστε το «τράβηγμα» του ενός μέρους του οστού με οριζόντια κατεύθυνση από την αποστειρωμένη πλευρά προς την άλλη, η κίνηση δηλαδή που θα απαιτούσε επαφή με την αποστειρωμένη επιφάνεια, να αντικατασταθεί από «σπρώξιμο» του άλλου μέρους του οστού προς την αντίθετη κατεύθυνση. Σαφώς, εφόσον δεν μπορεί να γίνει επαφή με την αποστειρωμένη επιφάνεια, η αντίσταση στην κίνηση κατά τον οριζόντιο άξονα δεν εξασφαλίζεται στις παραπάνω εναλλακτικές λύσεις. Ωστόσο, όπως ήδη αναφέρθηκε, στο πόδι του ασθενή με το κάταγμα γίνεται στην αρχή του χειρουργείου «προέκταση», κατά τον διαμήκη άξονα z, τόση ώστε τα μέρη του οστού να μην είναι σε επαφή μεταξύ τους. Παράλληλα, θεωρούμε ότι οι κινήσεις που απαιτούνται είναι τόσο μικρές όσο να περάσει, έστω και οριακά, ο οδηγός διαμέτρου 2 χιλιοστών, στον οποίο, αξίζει να επαναληφθεί, ότι πριν την εισαγωγή του στο πόδι του ασθενή, γίνεται μία ελαφριά κύρτωση στο άκρο του, γεγονός που θα του επιτρέψει να διαπεράσει και μέρη οστών με ελάχιστη ως και καθόλου οριακά επικάλυψη των οπών τους. Λαμβάνοντας επίσης υπόψη ότι, κατά τον κατακόρυφο άξονα, υπάρχει η δυνατότητα κίνησης και αντίστασης σε αυτήν, και κατά τις δύο κατευθύνσεις και συνεπώς, η ευθυγράμμιση έχει ήδη προσεγγιστεί σε μεγάλο βαθμό, η έλλειψη αντίστασης στην οριζόντια διεύθυνση, μπορεί να θεωρηθεί ελάσσονος σημασίας. Για κάτι τέτοιο βέβαια, θα μπορούσε να ληφθεί μια πιο ξεκάθαρη εικόνα μετά την εισαγωγή του προϊόντος της μελέτης αυτής σε πραγματικά χειρουργεία κατάγματος μηριαίου οστού και ενδεχομένως να είναι απαραίτητο να γίνουν και τροποποιήσεις για αυτόν τον σκοπό.

Οι εναλλακτικές 2 – 7 είναι της ίδιας λογικής με την 1, καθώς επίσης περιέχουν ένα εξάρτημα «φυλάκισης» και ένα κίνησης. Επίσης, στις 2-6, η «φυλάκιση» γίνεται με τον ίδιο τρόπο κάθε φορά και συνεπώς στην περιγραφή των εναλλακτικών αυτών θα γίνει αναφορά μόνο στον τρόπο κίνησης. Ο τρόπος πρόσδεσης στο κρεβάτι για τις παραπάνω, είναι ίδιος με της εναλλακτικής 1.

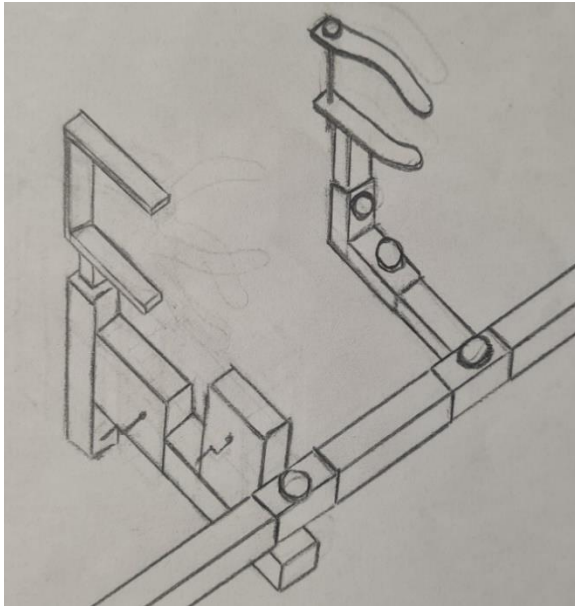


2^η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ

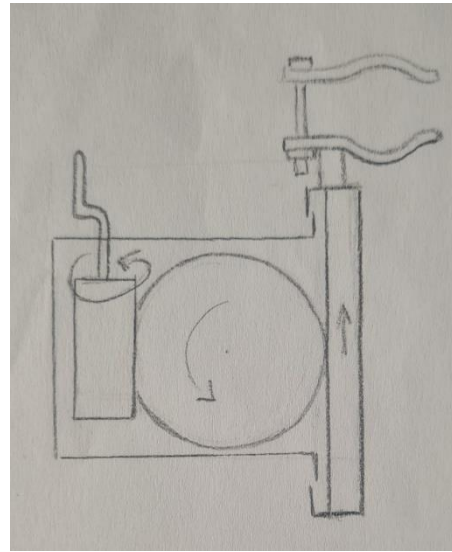
Στη λύση αυτή, η κίνηση 1 επιτυγχάνεται περιστρέφοντας, είτε δεξιόστροφα, είτε αριστερόστροφα τον κοχλία του κατακόρυφου μηχανισμού - γρύλου και αντίστοιχα η κίνηση 2 επιτυγχάνεται περιστρέφοντας τον αντίστοιχο γρύλο για αυτήν. Ο μηχανισμός αυτός, εξασφαλίζει τον πολλαπλασιασμό της δύναμης, κάνοντας ευκολότερη την κίνηση του οστού για τον χρήστη.

Εικόνα 18: 2η εναλλακτική λύση

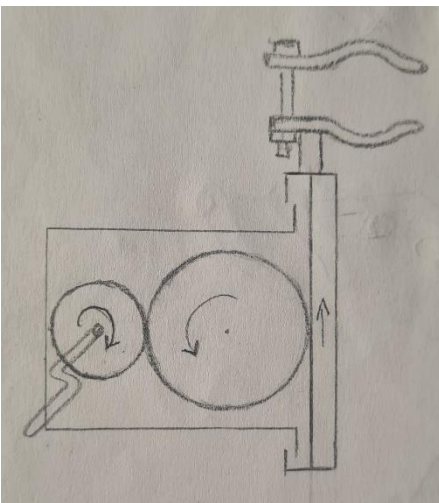
3^η, 4^η ΚΑΙ 5^η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ



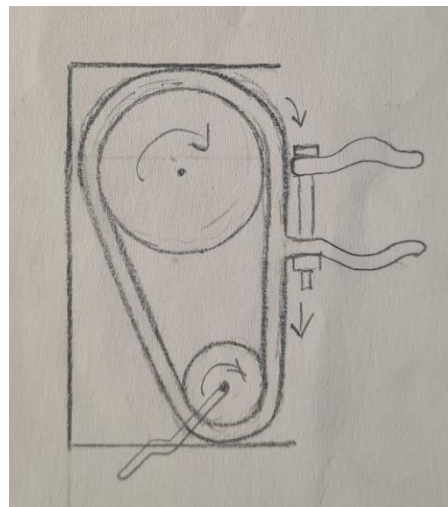
Εικόνα 18: 3^η, 4^η και 5^η εναλλακτική λύση



Εικόνα 19: Ατέρμονας κοχλίας - κορώνα



Εικόνα 19: Οδοντωτοί τροχοί

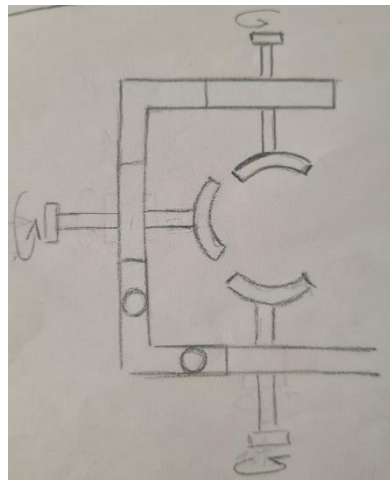
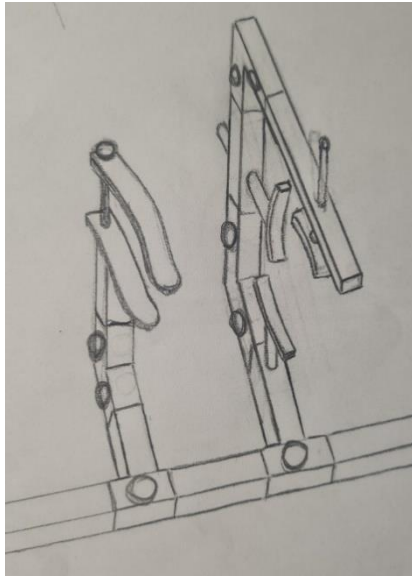


Εικόνα 20: Κίνηση μέσω αλυσίδας

Και για τις τρεις αυτές εναλλακτικές, το κινούμενο εξάρτημα αποτελείται από μηχανισμούς, καλυμμένους από ειδικά διαμορφωμένα κουτιά, για ασφάλεια από ενδεχόμενα χτυπήματα και ρίψη υγρών κατά τη διάρκεια του χειρουργείου. Πιο συγκεκριμένα, περιστρέφοντας χειροκίνητα το σύστημα ατέρμονα κοχλίας – κορώνας, για την 3^η εναλλακτική, τόσο για τον οριζόντιο όσο και για τον κατακόρυφα τοποθετημένο μηχανισμό, επιτυγχάνονται οι δύο κινήσεις. Κάτι αντίστοιχο συμβαίνει περιστρέφοντας τον κινητήριο οδοντωτό τροχό που περιστρέφει τον κινούμενο και τελικά μεταφέρεται ο κανόνας, για την 4^η εναλλακτική, και περιστρέφοντας τον έναν τροχό, που περιστρέφεται έτσι και ο άλλος μέσω αλυσίδας, για την 5^η εναλλακτική. Και για τα τρία αυτά συστήματα, τα επιμέρους εξαρτήματα των μηχανισμών στερεώνονται στα ειδικά κουτιά όπου τα αντίστοιχα κινούμενα μέρη, κρατούνται σε επαφή με τα ακίνητα, μέσω γραμμικών οδηγών.

Παράλληλα, το σύστημα ατέρμονα κοχλία – κορώνας έχει τη δυνατότητα να κλειδώνει από μόνο του ενώ για τα άλλα δύο, το γρανάζι ή ο κινητήριος τροχός, αντίστοιχα, θα περιλαμβάνει σύστημα τέτοιο ώστε τραβώντας τον μοχλό να ελευθερώνεται η περιστροφή που θα ελέγχεται μετά από τον χρήστη και αφού γίνει η επιθυμητή περιστροφή, σπρώχνοντάς τον πάλι, θα ασφαλίσει, μέσω ειδικών εσοχών που θα υπάρχουν τόσο στο γρανάζι ή τροχό όσο και οι αντίθετές του στο μοχλό.

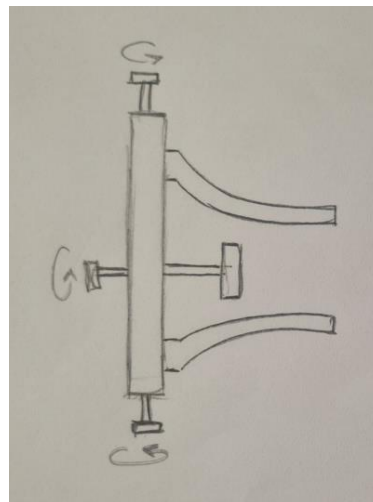
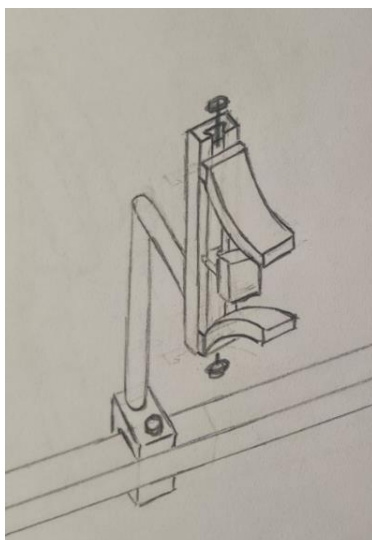
6^Η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ



Εικόνα 21: 6η εναλλακτική λύση

Στην εναλλακτική αυτή, η κίνηση 1 επιτυγχάνεται μέσω των δύο κατακόρυφων κοχλιών, ανεξάρτητων μεταξύ τους, και η κίνηση 2 μέσω του οριζόντιου κοχλία.

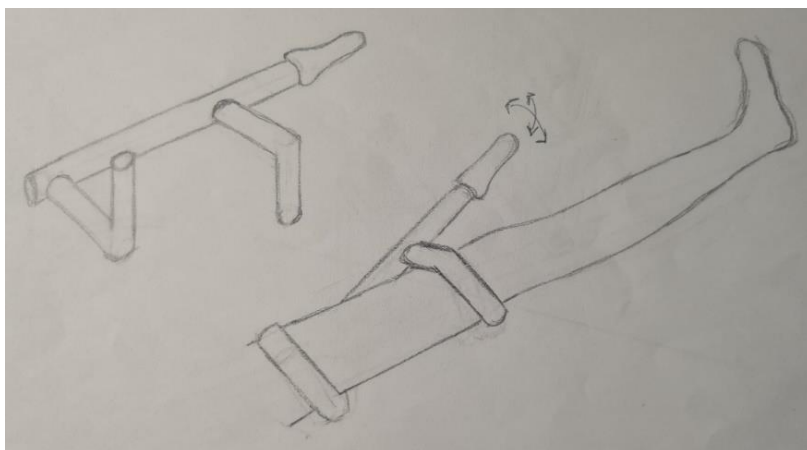
7^Η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ



Εικόνα 22: 7η εναλλακτική λύση

Στην εναλλακτική αυτή, σε αντίθεση με τις προηγούμενες, η «φυλάκιση» του ενός μέρους του σπασμένου οστού γίνεται με αντίστοιχο εξάρτημα με αυτό της κίνησης, ελαφρώς απλοποιημένο. Επίσης, η κίνηση 1 επιτυγχάνεται περιστρέφοντας τους κατακόρυφους κοχλίες, που είναι ανεξάρτητοι μεταξύ τους, και κινούν, μέσω τραπεζοειδούς οδηγού, τα δύο κυρτά εξαρτήματα. Η κίνηση 2, επιτυγχάνεται περιστρέφοντας τον οριζόντιο κοχλία, μέσω του οποίου κινείται το αντίστοιχο εξάρτημα.

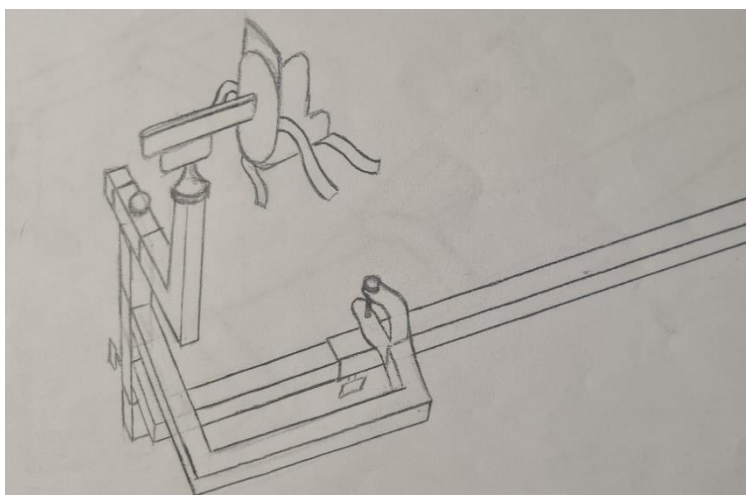
8^Η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ



Εικόνα 23: 8η εναλλακτική λύση

Ένας χειριστής, κινώντας με το χέρι του τη ράβδο του εξαρτήματος από τη λαβή, διαγράφοντας μήκος τόξου, είτε οριζόντιου είτε κατακόρυφου κύκλου, επιτυγχάνει διαδοχικά τις κινήσεις 1 και 2. Οι δύο ράβδοι που βρίσκονται στην αποστειρωμένη πλευρά, είναι σε τέτοια απόσταση μεταξύ τους, ώστε να μην έρχονται σε επαφή με την αποστειρωμένη επιφάνεια καθώς και μπορεί να τοποθετηθεί σε αυτές ειδικό κάλυμμα, αν κριθεί απαραίτητο.

9^Η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ ΛΥΣΗ

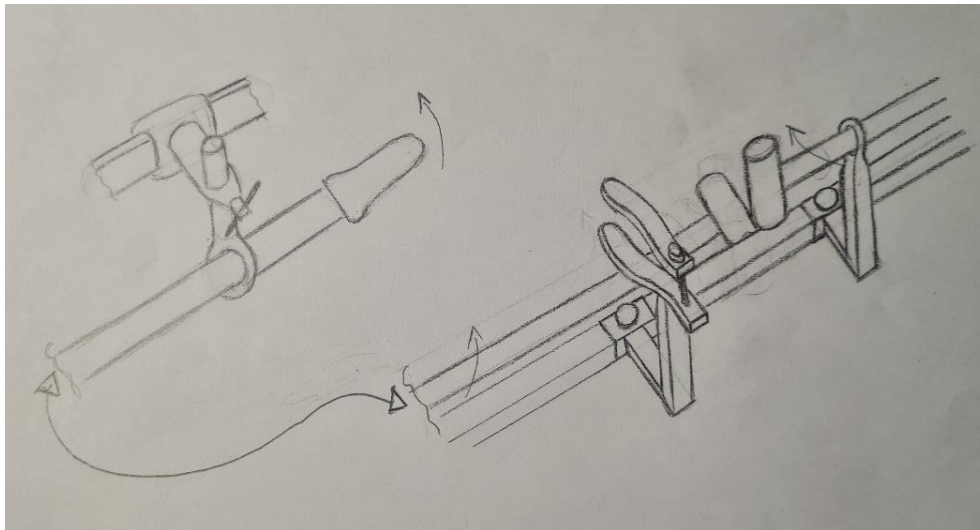


Εικόνα 24:9η εναλλακτική λύση

Για την εναλλακτική αυτή, αντί για το εξάρτημα που παρέχει την πρόσδεση του πέλματος του ασθενή, για το πόδι με το κάταγμα, τοποθετούνται στο κρεβάτι τρία άλλα εξαρτήματα: ένα που περιλαμβάνει ειδική απόληξη για τη σταθεροποίηση της άρθρωσης του γονάτου και μεταφορική άρθρωση κατά y, ένα που περιλαμβάνει μεταφορική άρθρωση κατά x και ένα που μιμείται το εξάρτημα πρόσδεσης, αλλά είναι ειδικά διαμορφωμένο ώστε να σταθεροποιεί επίσης την άρθρωση του αστραγάλου μέσω ιμάντων.

Η σύνδεση των εξαρτημάτων γίνεται μεταξύ τους και με το κρεβάτι μέσω τετραγωνικής διατομής ράβδου που μπορεί και μπαίνει μέσα στη ράβδο που ήδη υπάρχει σε αυτό, και ασφαλίσει με κοχλία. Ακινητοποιώντας λοιπόν τις αρθρώσεις αυτές του ποδιού και κινώντας πλέον το πέλμα μέσω της άρθρωσης κατά y και της άρθρωσης κατά x, που προστέθηκε, επιτυγχάνονται τελικά οι κινήσεις 1 και 2 του ενός μέρους του οστού σε σχέση με το άλλο. Επίσης, μπορεί και σε αυτήν την εναλλακτική να προστεθεί εξάρτημα «φυλάκισης», αν κρίνεται απαραίτητο.

10^Η ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΗ



Εικόνα 25: 10η εναλλακτική λύση

Για την λύση αυτή, απαιτείται η πρόσδεση, και στη ράβδο του κρεβατιού και στο πλάι ταυτόχρονα, ειδικού εξαρτήματος με απόληξη δακτυλίου, τέτοιου ώστε, να περνούν μέσα του ειδικά εξαρτήματα – «τραμπάλες» που να μπορούν να κινηθούν τόσο αξονικά όσο και διαγράφοντας μήκος τόξου. Δύο χειριστές θα πρέπει να κινούν τις «τραμπάλες» προς την επιθυμητή θέση, διαγράφοντας τόξα οριζόντιου και κατακόρυφου κύκλου και επιτυγχάνονται έτσι οι απαραίτητες κινήσεις. Με αυτόν τον τρόπο πολλαπλασιάζονται σημαντικά οι ασκούμενες δυνάμεις.

Τέλος, για την ανάδειξη της καλύτερης εναλλακτικής λύσης, όλες οι παραπάνω βαθμολογήθηκαν ως προς το κάθε κριτήριο αξιολόγησης που αναφέρθηκε προηγουμένως παίρνοντας τις τιμές 1, 3, 4, 5 ή 7, με 1 να είναι ο χειρότερος και 7 ο καλύτερος βαθμός που μπορούν να πάρουν.

14	Ακρίβεια ευθυγράμμισης	5	7	7	7	7	7	7	7	5	3	4
15	Αξιοπιστία ευθυγράμμισης	5	7	7	7	7	7	7	7	5	1	4
16	Ανεξαρτησία κίνησης των δύο μερών του οστού	4	7	7	7	7	7	7	7	7	3	7
17	Επιβάρυνση ασθενή σε αστοχία της συσκευής	4	5	5	5	5	5	5	5	5	5	3
18	Επάρκεια ενός μόνο χειριστή	1	7	7	7	7	7	7	7	4	7	7
19	Κλείδωμα σε κάθε επιθυμητή θέση	3	7	7	7	7	7	7	7	7	1	7
	ΣΥΝΟΛΟ		355	351	332	340	332	353	359	268	234	297

Βαθμολόγηση Β

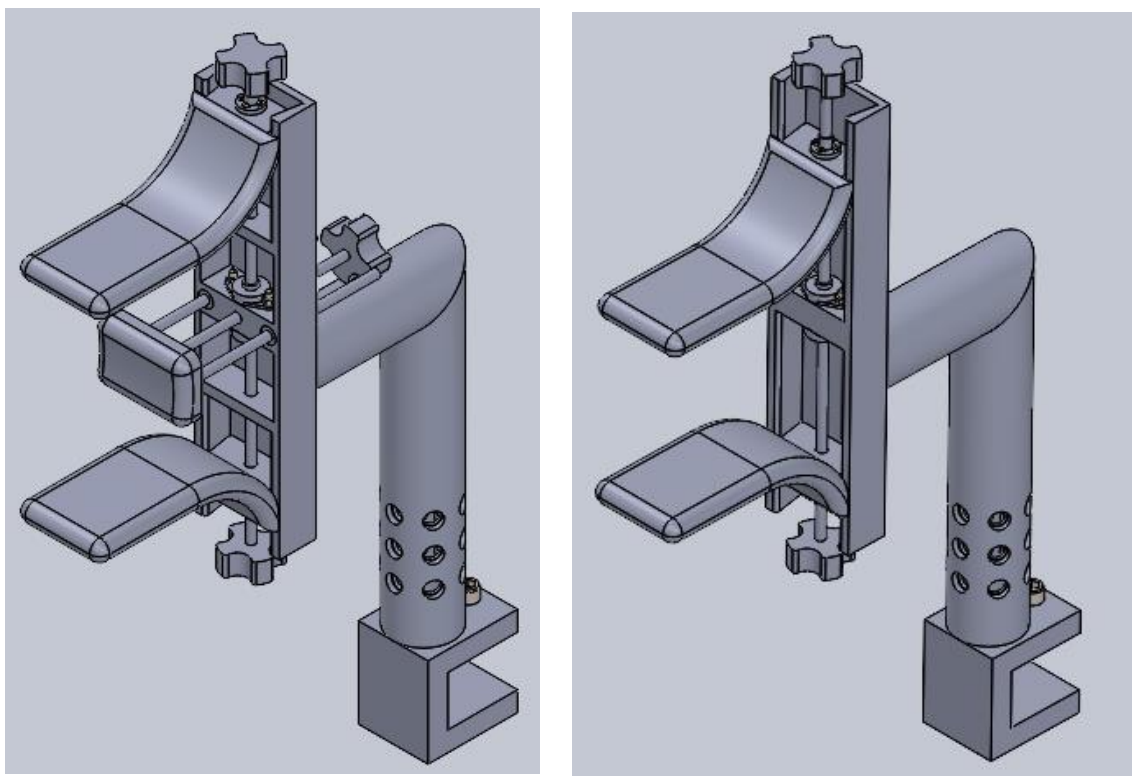
	ΚΡΙΤΗΡΙΑ	BAPH	EN 1	EN 2	EN 3	EN 4	EN 5	EN 6	EN 7	EN 8	EN 9	EN 10
1	Όσο πιο γρήγορα ολοκληρώνει τις κινήσεις (ταχύτητα) ευθυγράμμισης	5	7	7	7	7	7	7	7	5	4	4
2	Όσο λιγότερη δύναμη για κίνησή του	3	5	5	7	7	7	5	5	3	1	4
3	Εύκολος - γρήγορος καθαρισμός	2	5	4	3	3	3	5	5	7	5	7
4	Εύκολη πρόσβαση στο πόδι από γιατρό	4	5	5	5	5	5	5	5	2	7	3
5	Όσο λιγότερο φαίνεται στην ακτινογραφία	5	5	4	5	5	5	5	5	5	7	1
6	Εύκολη - γρήγορη εισαγωγή – εξαγωγή και δέσιμο	1	5	5	5	5	5	5	5	7	1	3
7	Εύκολη - γρήγορη εκπαίδευση γιατρού	2	5	5	4	4	4	5	5	5	4	4
8	Κόστος εκπαίδευσης γιατρού	1	7	7	4	4	4	7	7	7	7	7

9	Αλληλεπίδραση με γύρω μηχανήματα - εξαρτήματα	4	7	7	7	7	7	7	7	5	5	1
10	Εύκολη – σύντομη κατασκευή	2	5	5	3	3	3	5	5	7	4	7
11	Οικονομική κατασκευή	2	5	5	1	2	1	5	5	7	5	7
12	Σύντομη – οικονομική επισκευή	2	5	5	1	2	1	5	5	7	4	7
13	Πόσο εύρος θέσεων πιάνει σε κάθε πιθανή θέση	7	7	7	7	7	7	7	7	1	4	5
14	Ακρίβεια ευθυγράμμισης	5	5	5	7	7	7	5	5	1	3	1
15	Αξιοπιστία ευθυγράμμισης	7	7	7	7	7	7	7	7	1	5	1
16	Ανεξαρτησία κίνησης των δύο μερών του οστού	7	7	7	7	7	7	7	7	1	3	7
17	Επιβάρυνση ασθενή σε αστοχία της συσκευής	5	5	5	5	5	5	5	7	3	1	3
18	Επάρκεια ενός μόνο χειριστή	5	5	5	5	5	5	5	5	7	4	1
19	Κλείδωμα σε κάθε επιθυμητή θέση	7	7	7	7	7	7	7	7	1	7	1
	ΣΥΝΟΛΟ		347	340	334	338	334	347	355	207	255	201

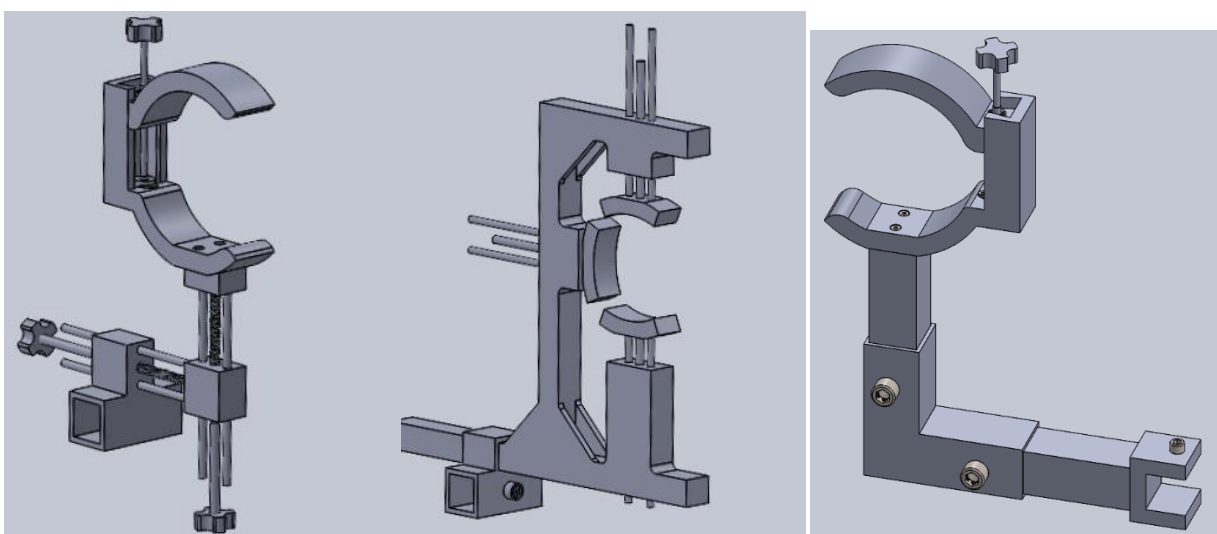
Όπως είναι εμφανές, καλύτερη αναδείχθηκε η εναλλακτική λύση 7, μετά η εναλλακτική 1 και μετά η εναλλακτική 6. Έγινε λοιπόν ο σχεδιασμός του κινούμενου και του ακίνητου μέρους και των τριών εναλλακτικών σε περιβάλλον solidworks, για τη λήψη μιας αρχικής εικόνας των συσκευών.

5.ΑΝΑΛΥΤΙΚΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ

Παρακάτω φαίνεται ο τελικός αναλυτικός σχεδιασμός για το εξάρτημα κίνησης και «φυλάκισης» της εναλλακτικής 7, ενώ για τις άλλες δύο εναλλακτικές έγινε μία πρώτη προσέγγιση του σχεδιασμού χωρίς να τροποποιηθεί-βελτιωθεί στη συνέχεια, καθώς η εναλλακτική 7, όπως θα φανεί, πράγματι ήταν και η τελική λύση.



Εικόνα 26: Detail Design - Εναλλακτική 7

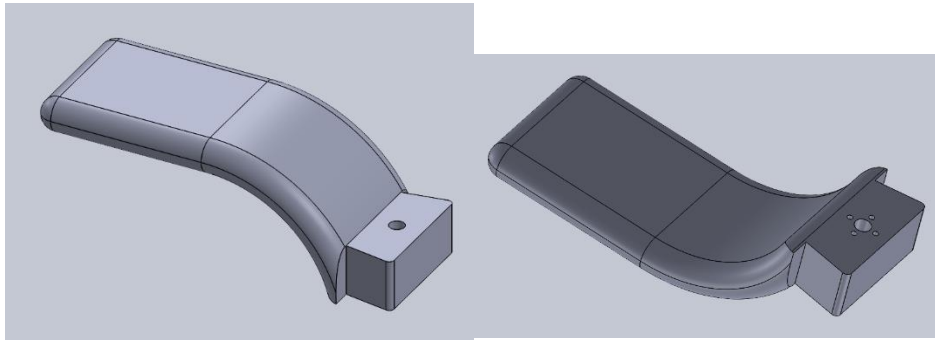


Εικόνα 27: Κινούμενα εξαρτήματα εναλλακτικών 1 & 6

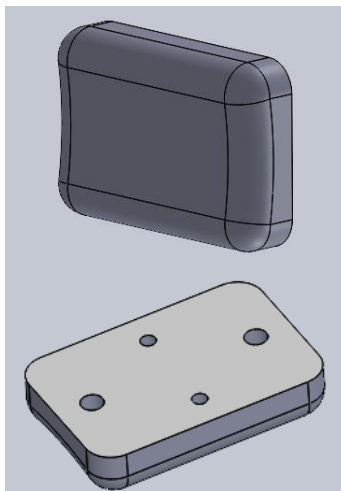
Εικόνα 28: Σταθερό Εξάρτημα εναλλακτικών 1 & 6

Στη συνέχεια, αναλύθηκε ο σχεδιασμός της καλύτερης εναλλακτικής, με σκοπό να αναδειχθεί αν όντως πληροί όλες τις προϋποθέσεις και μπορεί να αποτελέσει πλήρη και ικανοποιητική λύση του προβλήματος. Η ανάλυση επικεντρώθηκε στον μηχανισμό και τα εξαρτήματα κίνησης και κατά τη διαδικασία αυτή, πολλά από αυτά τροποποιήθηκαν σε μικρό ή μεγάλο βαθμό από τον αρχικό σχεδιασμό, δίνοντας ως αποτέλεσμα την παραπάνω εικόνα.

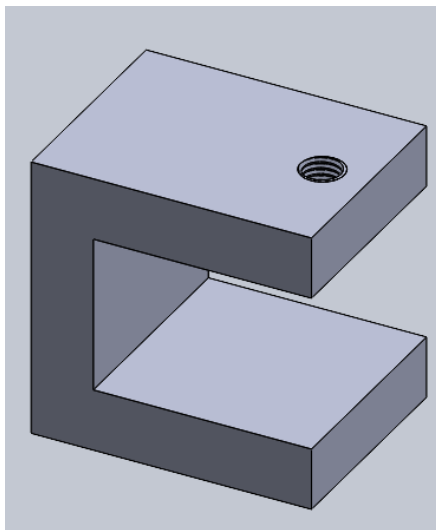
Πιο συγκεκριμένα, η εναλλακτική 7 αποτελείται από 6 custom parts:



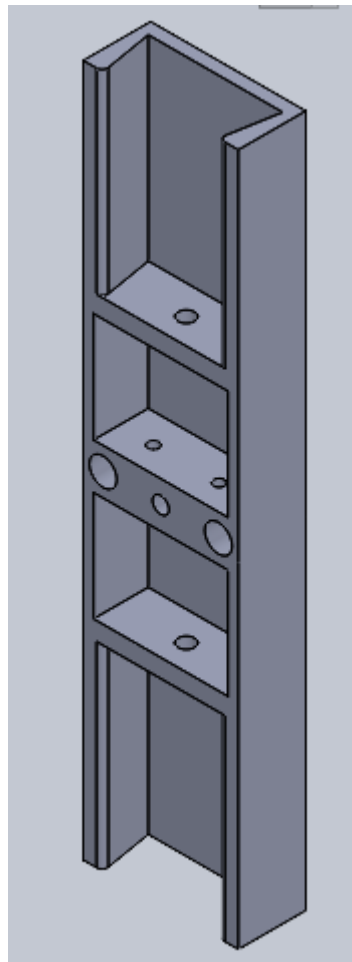
Εικόνα 29:Part 1



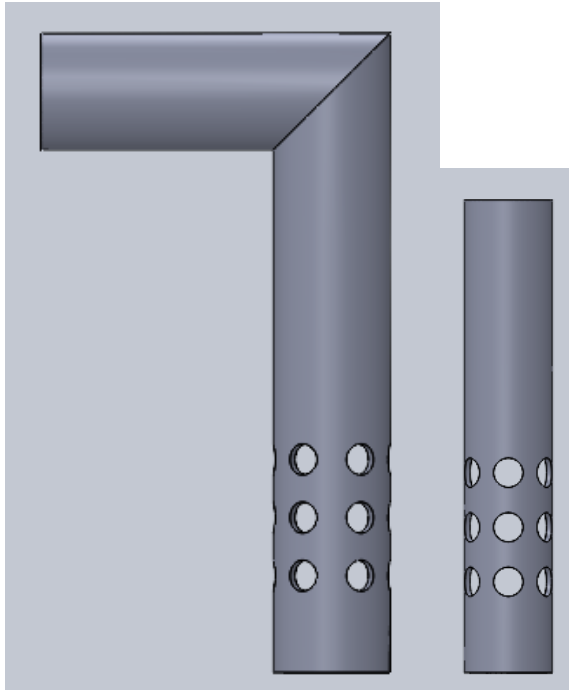
Εικόνα 32:Part 2



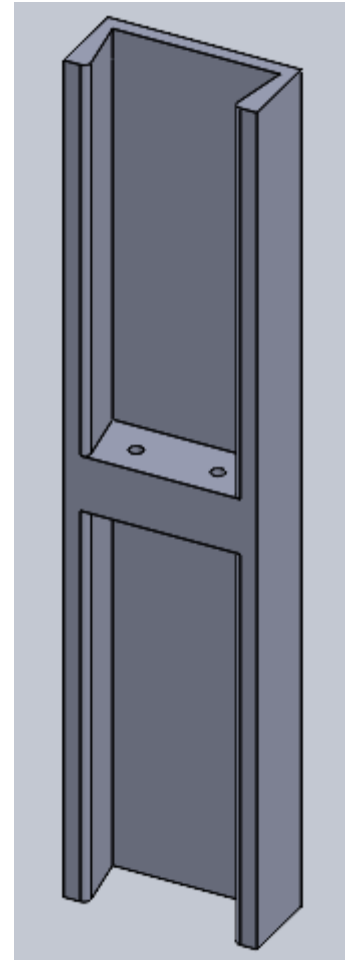
Εικόνα 31: Part 4



Εικόνα 30: Part 3



Εικόνα 33: Parts 5 & 6



Εικόνα 34: Part 7

Συγκεκριμένα, τα parts 5 και 6 αποτελούν προφίλ του εμπορίου, με κωδικούς CHS 60.3/5 και CHS 48.3/2.3 αντίστοιχα, τα οποία αφού αγοραστούν στο απαραίτητο μήκος, για το Part 5 το προφίλ θα κοπεί και θα συγκολληθεί και έπειτα και για τα δύο parts, θα γίνουν οι απαραίτητες οπές. Όπως φαίνεται και στον αναλυτικό σχεδιασμό, τα προφίλ αυτά πρόκειται να τοποθετηθούν το ένα μέσα στο άλλο, δημιουργώντας έτσι μία άρθρωση, δύο βαθμών ελευθερίας, στη βάση της συσκευής. Κάτι τέτοιο, δίνει ελευθερία στον χειριστή να τοποθετήσει τη συσκευή ακριβώς στο σημείο που χρειάζεται, ανάλογα με το σώμα του κάθε ασθενή. Οι οπές, που φαίνονται και στην εικόνα, είναι για να μπορεί η συσκευή να κλειδώνει σε 9 διαφορετικές θέσεις, ασφαλίζοντας την μέσω πείρου στην επιθυμητή θέση. Επίσης, το part 7 αποτελεί απλοποιημένη εκδοχή του part 3 και χρησιμοποιείται στο εξάρτημα αντίστασης.

Λόγω ανάγκης ακτινοδιαπερατότητας, για τη λήψη ακτινογραφιών, επιλέχθηκε για τον τρόπο κατασκευής αυτών των parts τρισδιάσταση εκτύπωση και για το υλικό τους PLA με 20% infill density. Τα υπόλοιπα parts θα είναι από χάλυβα και για την κατασκευή τους θα χρησιμοποιηθούν συγκολλήσεις και κατεργασίες αφαίρεσης υλικού, σε κέντρο κατεργασιών CNC.

6. SIMULATIONS

Για την μελέτη ως προς τις δυνάμεις και τις παραμορφώσεις του κάθε part, υπό τις συνθήκες του χειρουργείου, έγινε simulation σε περιβάλλον Ansys. Έγινε εισαγωγή λοιπόν του κάθε part από το λογισμικό Solidworks στο λογισμικό Ansys και πραγματοποιήθηκαν static structural αναλύσεις. Συγκεκριμένα, αφού έγινε το πλέγμα και τέθηκαν οι οριακές συνθήκες, λήφθηκαν αποτελέσματα για total deformation (σε mm) και equivalent (Von Mises) stress (σε MPa). Με βάση τα αποτελέσματα αυτά, σε ορισμένα part έγιναν τροποποιήσεις από τον αρχικό σχεδιασμό. Παρακάτω, φαίνονται τα αποτελέσματα πιο αναλυτικά.

6.1. ΟΡΙΣΜΟΣ ΥΛΙΚΩΝ

Αρχικά, για τα parts 1 και 2, καθώς το PLA με infill 20% δεν υπάρχει στις βιβλιοθήκες υλικών του Ansys, κατασκευάστηκε εκ νέου με εύρεση των απαραίτητων ιδιοτήτων του μέσω της σχετικής βιβλιογραφίας.

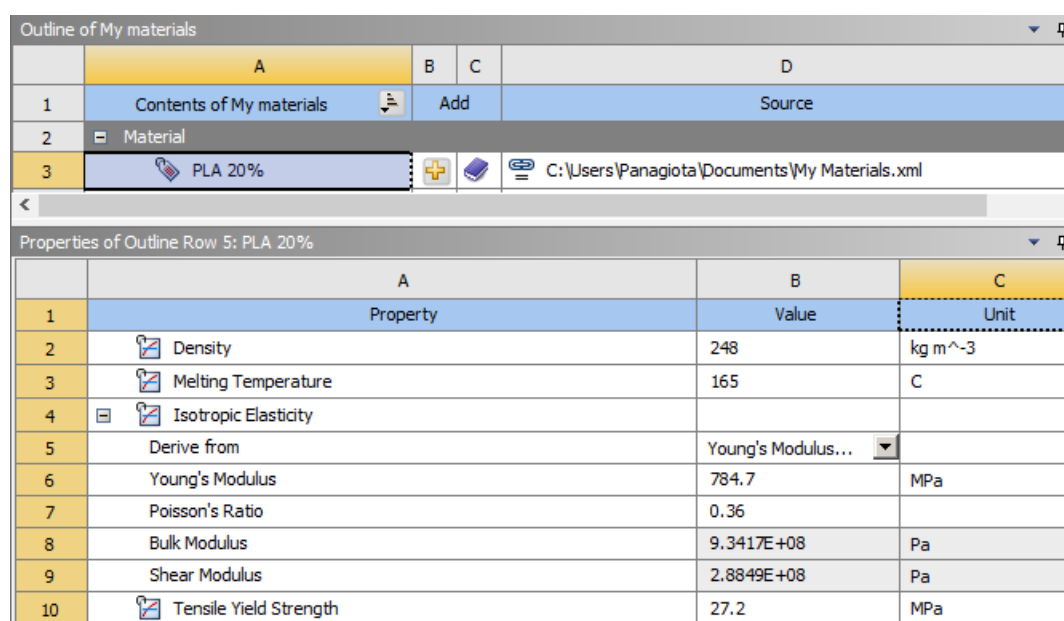
Για την εύρεση της πυκνότητας του PLA με 20% infill ακολουθείται η εξής διαδικασία: Δεδομένου ότι η πυκνότητα του υλικού αυτού είναι $d_{PLA} = 1240 \text{kg/m}^3$, τότε για 20% infill θα ισχύει $d_{PLA20\%} = 1240 \text{kg/m}^3 \times 0.2 = 248 \text{kg/m}^3$

Επίσης βρέθηκαν από τη βιβλιογραφία:

Μέτρο ελαστικότητας (Young's Modulus) $E = 784.7 \text{MPa}$

Λόγος Poisson (Poisson's Ratio) $\nu = 0.36$

Όριο διαρροής (Tensile Yield Strength) $\sigma = 27.2 \text{MPa}$



The screenshot shows the 'Outline of My materials' window in Ansys. The 'Contents of My materials' table lists 'PLA 20%' as a material. Below it, the 'Properties of Outline Row 5: PLA 20%' table is displayed, showing various material properties and their values.

Outline of My materials				
	A	B	C	D
1	Contents of My materials	Add		Source
2	Material			
3	PLA 20%			C:\Users\Panagiota\Documents\My Materials.xml

Properties of Outline Row 5: PLA 20%			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Density	248	kg m^-3
3	Melting Temperature	165	C
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Modulus...	
6	Young's Modulus	784.7	MPa
7	Poisson's Ratio	0.36	
8	Bulk Modulus	9.3417E+08	Pa
9	Shear Modulus	2.8849E+08	Pa
10	Tensile Yield Strength	27.2	MPa

Εικόνα 35: Ορισμός υλικού PLA 20% infill

Αντίστοιχα για τις ιδιότητες του χάλυβα:

Structural Steel



Fatigue Data at zero mean stress comes from 1998 ASME BPV Code, Section 8, Div 2, Table 5-110.1

Density	7.85e-06 kg/mm ³
Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	2e+05 MPa
Poisson's Ratio	0.3
Bulk Modulus	1.6667e+05 MPa
Shear Modulus	76923 MPa
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1.2e-05 1/°C
Compressive Ultimate Strength	0 MPa
Compressive Yield Strength	250 MPa
Strain-Life Parameters	
S-N Curve	
Tensile Ultimate Strength	460 MPa
Tensile Yield Strength	250 MPa

Εικόνα 36:Ιδιότητες Χάλυβα

6.2. ΟΡΙΣΜΟΣ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΚΙΝΗΣΗΣ ΟΣΤΟΥ – ΑΝΑΛΥΣΕΙΣ

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, μετά το κάταγμα του μηριαίου οστού, οι μύες που το συγκρατούσαν, συνεχίζουν να υπάρχουν και συνεπώς να ασκούν δύναμη αντίστασης στην κίνηση του ενός μέρους του σπασμένου οστού σε σχέση με το άλλο. Για τη λήψη εικόνας του μεγέθους αυτής της δύναμης, ώστε να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί στη διαδικασία της προσομοίωσης, έγινε αναφορά στη σχετική βιβλιογραφία. Συγκεκριμένα, προκύπτει από σχετικό πείραμα [1] που έγινε, ότι για μηριαίο οστό με κάταγμα σε ένα σημείο, οι συνολικές δυνάμεις που ασκούνται από τους μύες, και συγκεκριμένα αυτές που αφορούν στους άξονες x και y, τους δύο εγκάρσιους άξονες στο πόδι που μας αφορούν, είναι (σε N):

Δύναμη-άξονας	Mean	Min	Max
F _x	-19	-37	5
F _y	28	-7	51

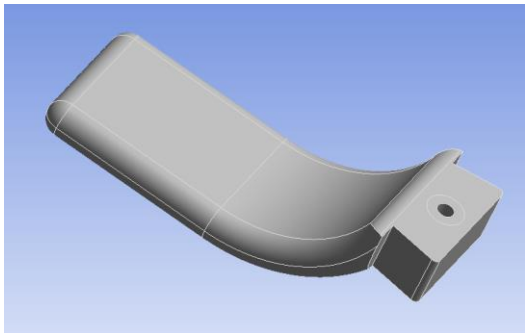
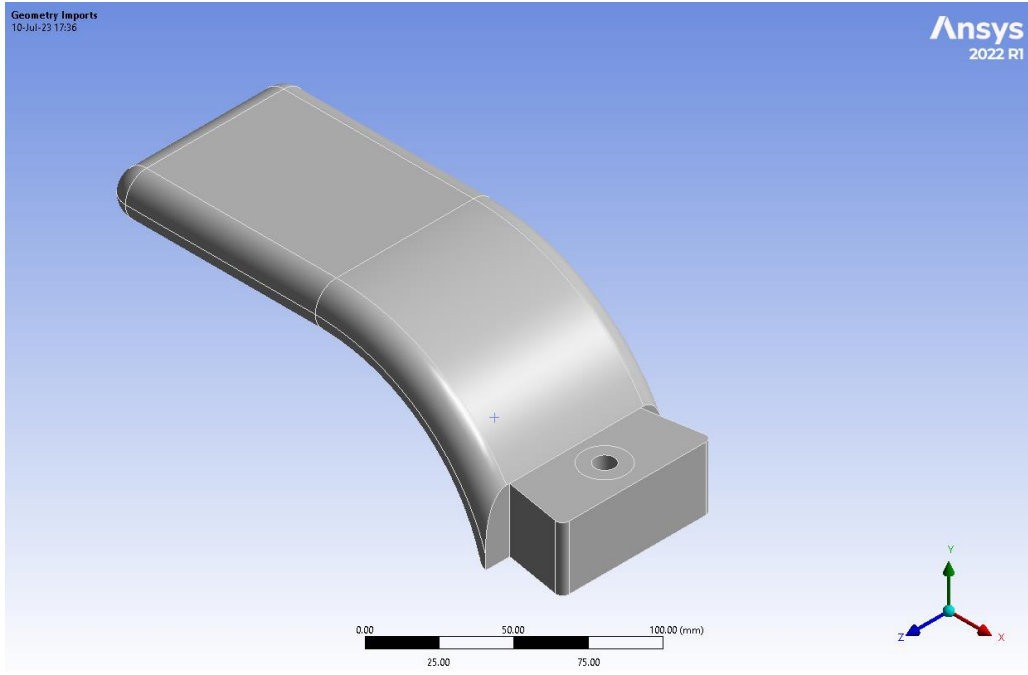
Από τις παραπάνω δυνάμεις, θα πάρουμε την $\max|F| = 51N$ και θα επιβάλλουμε σε αυτήν συντελεστή ασφαλείας 3. Θέλουμε συνεπώς, η κατασκευή να αντέχει τουλάχιστον 153N. Θεωρήθηκε λοιπόν λογικό, να γίνουν οι προσομοιώσεις με τη δύναμη αυτή και στους δύο εγκάρσιους άξονες του ποδιού.

Τέθηκαν έτσι τα δεδομένα και πραγματοποιήθηκαν 6 διαφορετικές static structural προσομοιώσεις, μία για κάθε part 1-6, καθώς η αντοχή του part 7 καλύπτεται από το part 3 οπότε δεν αναλύθηκε περαιτέρω. Έπειτα, έγινε μια προσπάθεια για βελτίωση της ακρίβειας αυτών των αποτελεσμάτων, βελτιώνοντας το πλέγμα. Στην πρώτη ανάλυση δίνεται μια εικόνα της βελτίωσης αυτής μέσω δεικτών αξιολόγησης των στοιχείων του κάθε πλέγματος, όμως στις επόμενες αναλύσεις, για λόγους συντομίας, παρατίθενται κατευθείαν τα τελικά αποτελέσματα.

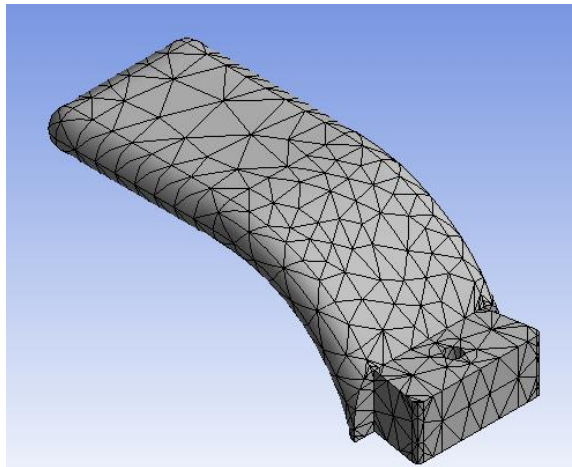
Επίσης αξίζει να αναφερθεί ότι προκειμένου να μοντελοποιηθούν οι δυνάμεις που δέχεται το κάθε εξάρτημα κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, έγιναν κάποιες παραδοχές για τις προσομοιώσεις, με λογικές τιμές και κατευθύνσεις, τα οποία αναφέρονται συγκεκριμένα στην κάθε ανάλυση.

1^Η ΑΝΑΛΥΣΗ: PART 1

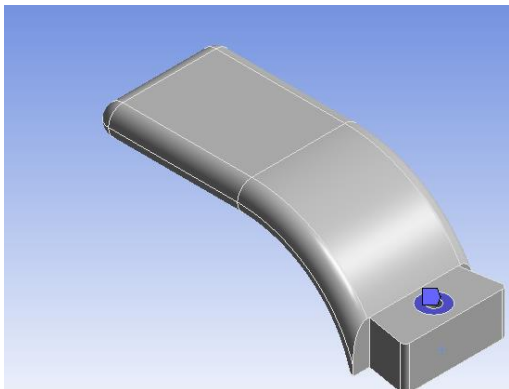
Αρχικά έγινε import σε περιβάλλον Ansys η γεωμετρία του solidworks part και αναπτύχθηκε το πλέγμα της. Για διευκόλυνση της προσομοίωσης, δημιουργήθηκε μία επιφάνεια στην περιοχή όπου θα προσδεθεί το περικόχλιο, η οποία θα θεωρηθεί ως πάκτωση, δηλαδή fixed support.



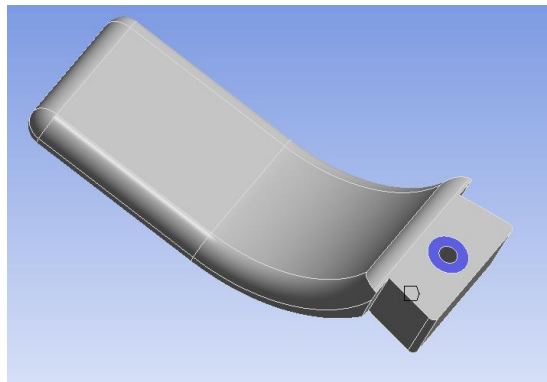
Εικόνα 37: Part 1 με τροποποιημένη γεωμετρία

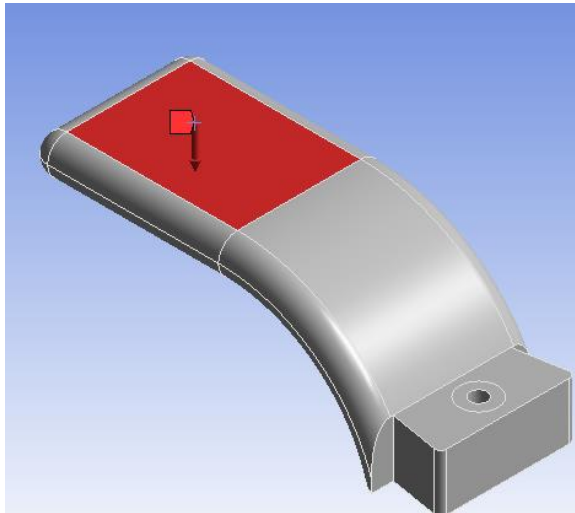


Εικόνα 38: Part1-Default Mesh



Εικόνα 39: Part1-fixed support

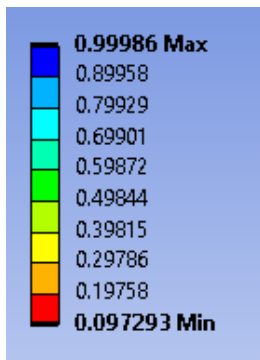




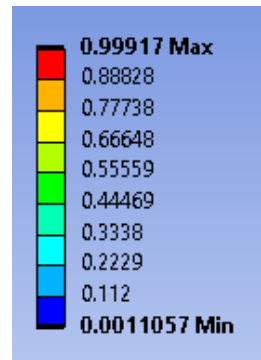
Εικόνα 40: Part 1 Force

Εισήχθη επίσης μία κατακόρυφη δύναμη για την κίνηση του οστού, 153N όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, στην επιφάνεια που φαίνεται στην εικόνα.

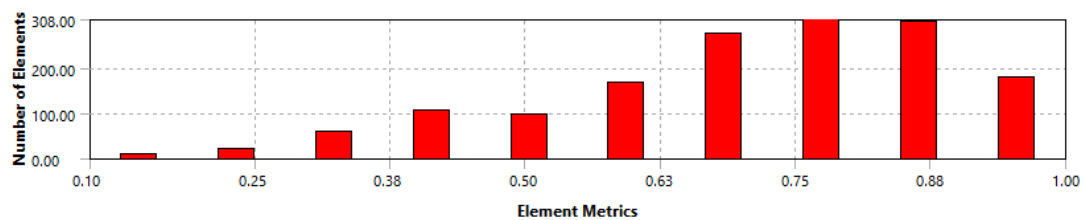
Για τον έλεγχο του πλέγματος που αναπτύχθηκε, υπολογίστηκαν μέσω του λογισμικού δύο δείκτες, για το κάθε στοιχείο του πλέγματος, element quality και skewness. Οι τιμές των δεικτών και τα διαγράμματα συναρτήσεως του πλήθους των στοιχείων του πλέγματος, φαίνονται παρακάτω:



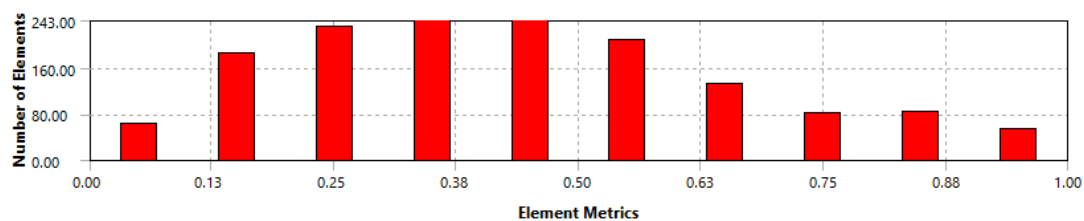
Εικόνα 41: Δείκτης Element Quality-Part1-Default



Εικόνα 42: Δείκτης Skewness-Part1-Default

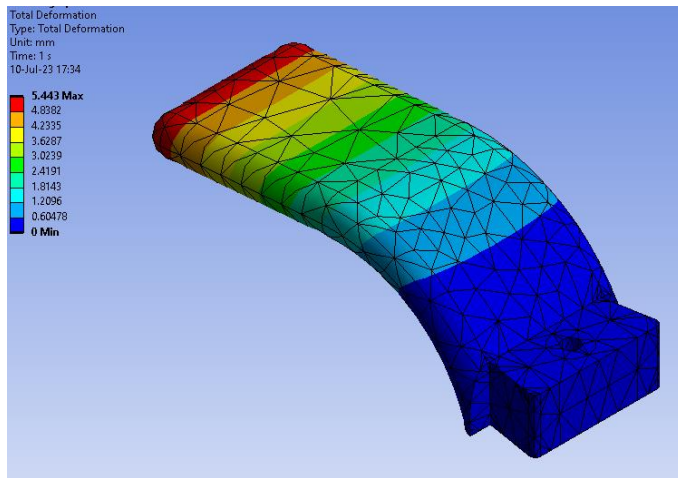


Εικόνα 43: Γράφημα Element Size-Part1-Default

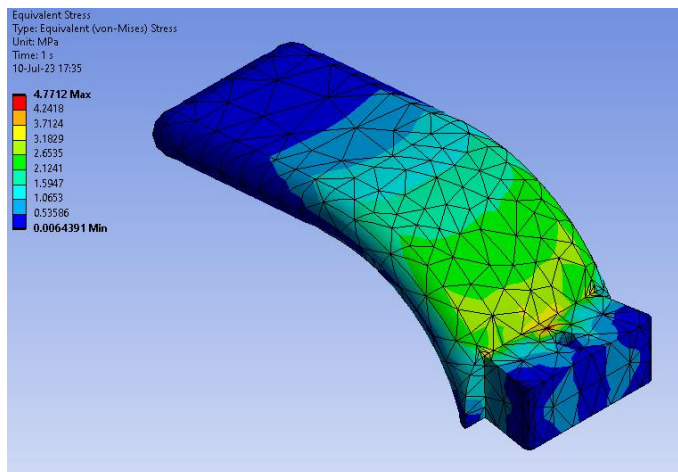


Εικόνα 44: Γράφημα Skewness-Part1-Default

Στη συνέχεια, έγινε η προσομοίωση δίνοντας αποτελέσματα για total deformation και equivalent (Von Mises) stress.

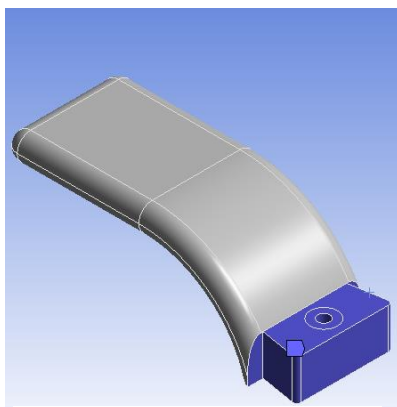


Εικόνα 45: Total Deformation-Part1-Default

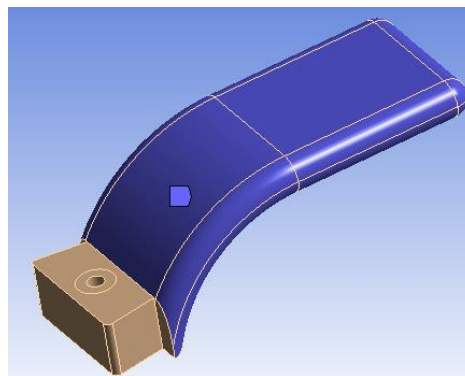


Εικόνα 46: Equivalent (Von Mises) Stress-Part1-Default

Έπειτα, για τη λήψη αποτελεσμάτων μεγαλύτερης ακρίβειας, έγινε προσπάθεια βελτίωσης του πλέγματος. Για το συγκεκριμένο part, έγινε face sizing με element size 5mm στις περιοχές που προβλέπεται να δεχθούν τα περισσότερα φορτία και face sizing με element size 10mm στις υπόλοιπες περιοχές.

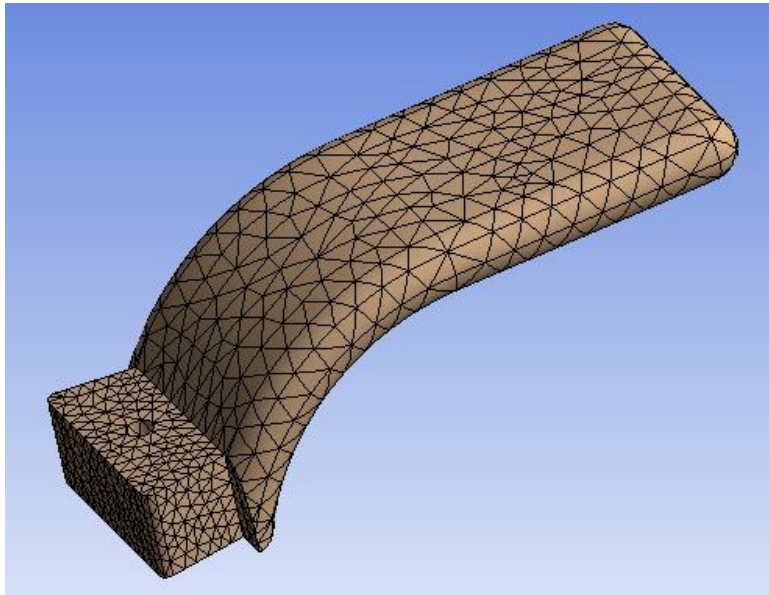


Εικόνα 48: Face sizing - 5mm

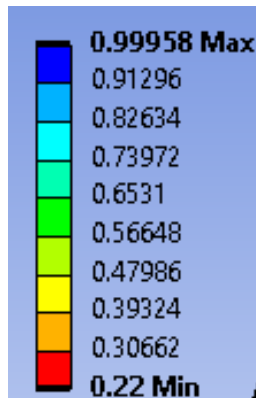


Εικόνα 47: Face sizing - 10mm

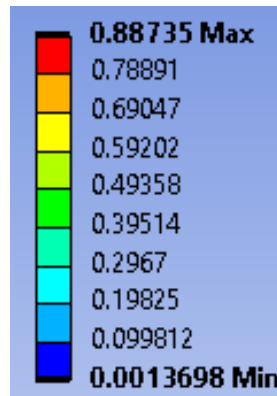
Έπειτα έγινε ξανά το meshing και λήφθηκαν οι νέες τιμές για τους προηγούμενους δείκτες.



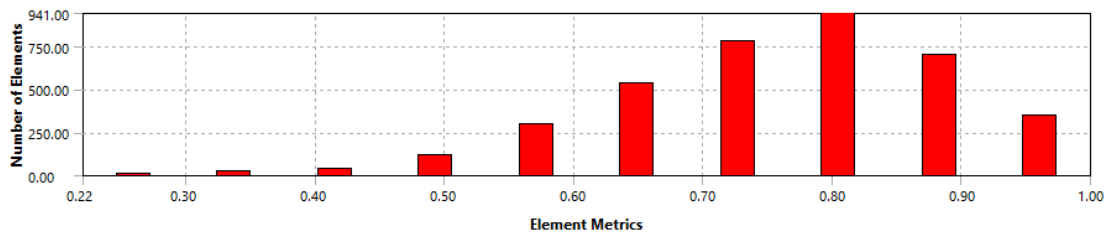
Εικόνα 49: Part 1 - Mesh



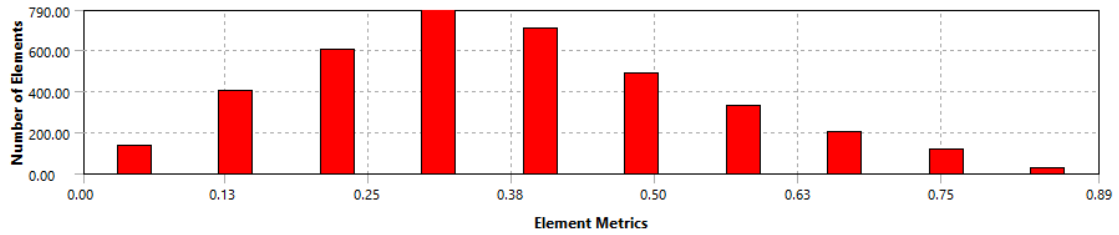
Εικόνα 50: Δείκτης Element Quality-Part1



Εικόνα 51: Δείκτης Skewness-Part1

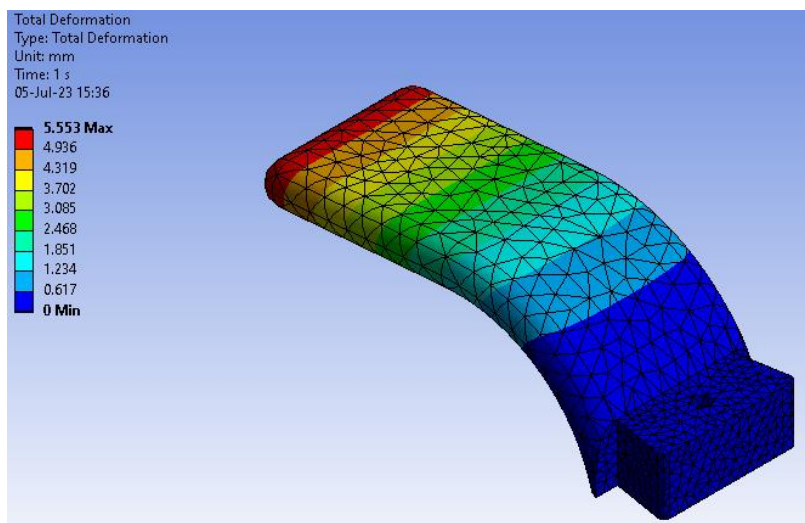


Εικόνα 52: Γράφημα Element Size-Part1

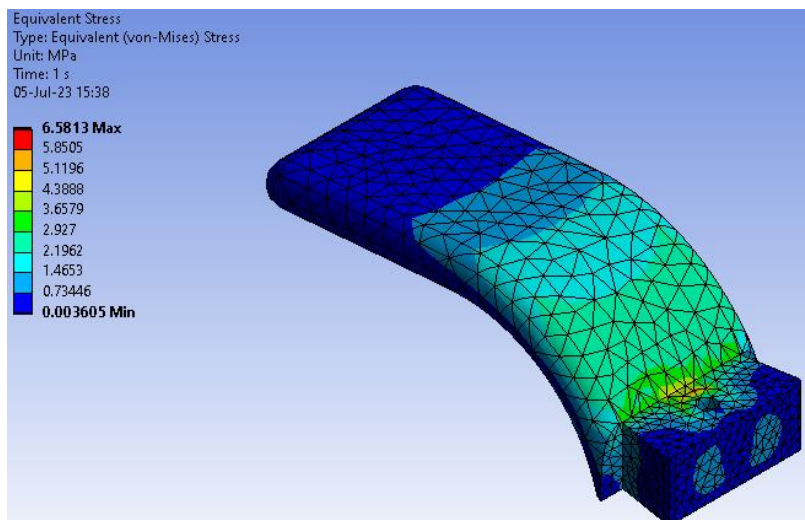


Εικόνα 53:Γράφημα Skewness-Part1

Όπως είναι εμφανές, οι δείκτες βελτιώθηκαν και συνεπώς οι προσομοιώσεις μπορούν τώρα να δώσουν πιο ακριβή αποτελέσματα:

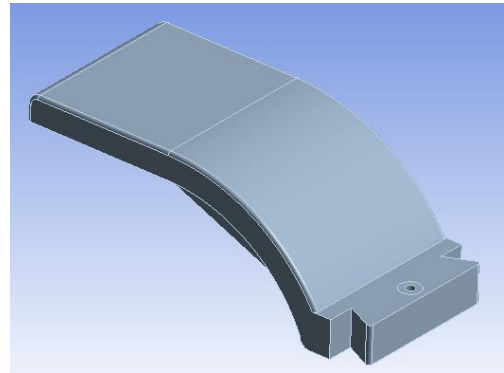
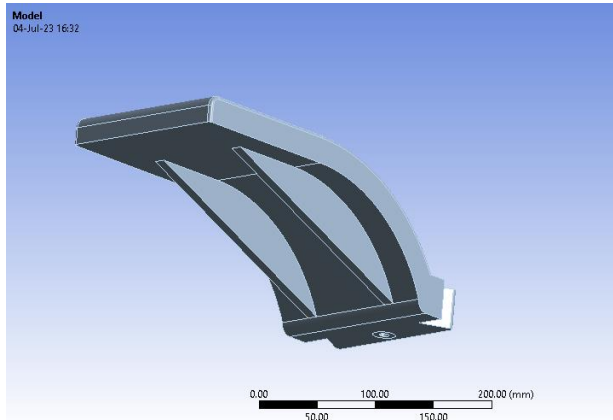


Εικόνα 54: Total Deformation-Part1



Εικόνα 55:Equivalent (Von Mises) Stress-Part1

Στο σημείο αυτό αξίζει να αναφερθεί ότι τα παραπάνω parts δεν δημιουργήθηκαν εξ' αρχής με αυτές τις διαστάσεις. Ας πάρουμε ως παράδειγμα το part 1. Στις παρακάτω εικόνες φαίνεται η αρχική του μορφή.

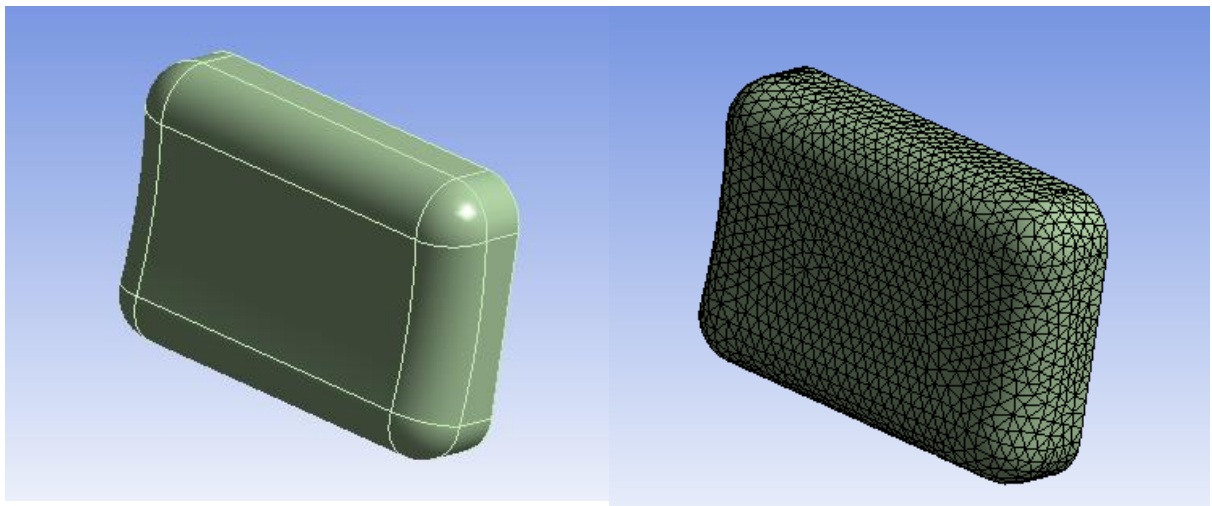


Εικόνα 56: Αρχικό design-Part1

Μέσω περιορισμών όμως που προέκυψαν λόγω της διαδικασίας εκτύπωσης και δεδομένου ότι οι προδιαγραφές πληρούνται και οι προσομοιώσεις το επιτρέπουν, οι διαστάσεις μειώθηκαν και η γεωμετρία τροποποιήθηκε. Ως προς τη διαδικασία αυτή, έγιναν επαναλήψεις κατά τις οποίες το design άλλαξε ενώ προσομοιώσεις λάμβαναν χώρα, μέχρι να επιτευχθεί το λιγότερο υλικό που να αντέχει τις επιθυμητές δυνάμεις και να επιτρέπεται από τα όρια της εκτύπωσης.

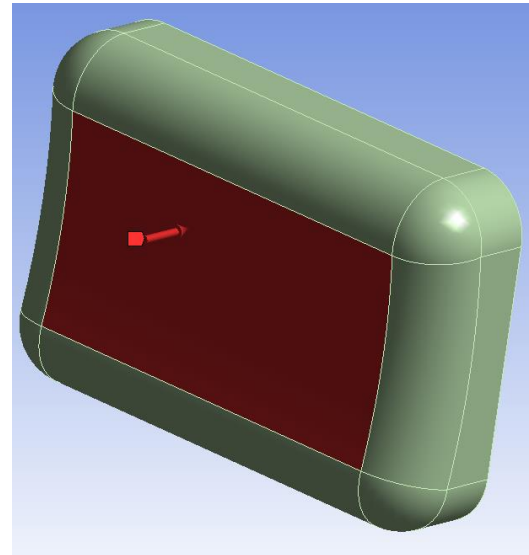
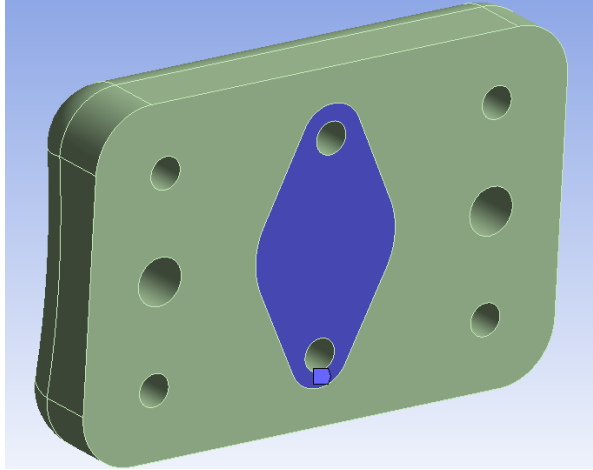
Στις επόμενες αναλύσεις, φαίνονται κατευθείαν τα αποτελέσματα μετά τη βελτίωση του πλέγματος.

2^Η ΑΝΑΛΥΣΗ: PART 2



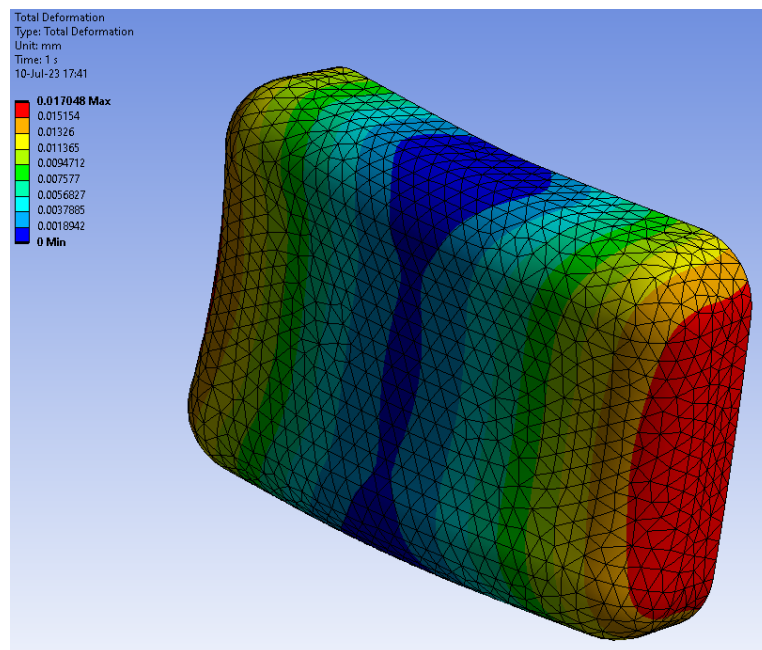
Εικόνα 57: Part2-Mesh

Στη συνέχεια, έγινε η προσομοίωση του part 2, κατά την οποία τέθηκε ως fixed support το σημείο όπου προσδένεται το ρουλεμάν και εισάγεται δύναμη 153N στη σημείο που θα έρχεται σε επαφή με το πόδι.

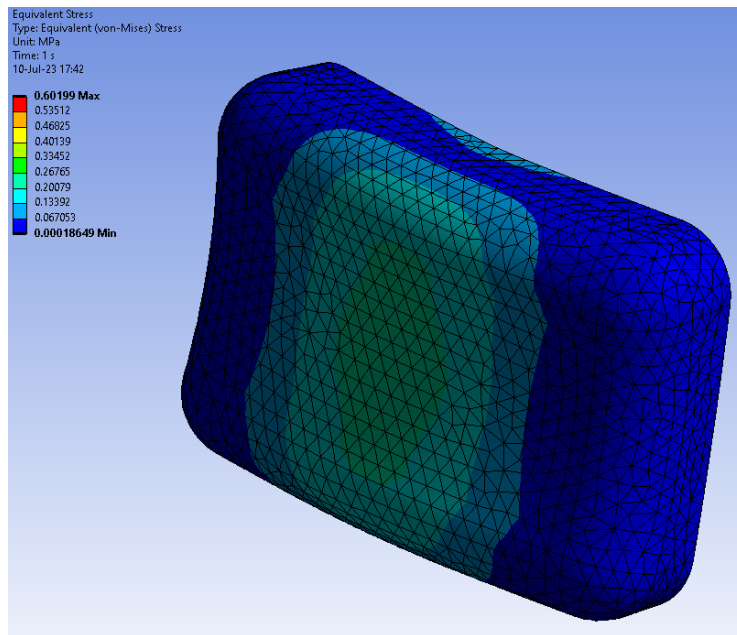


Εικόνα 58: Οριακές συνθήκες-Part2

Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης, επίσης εντός αποδεκτών ορίων:

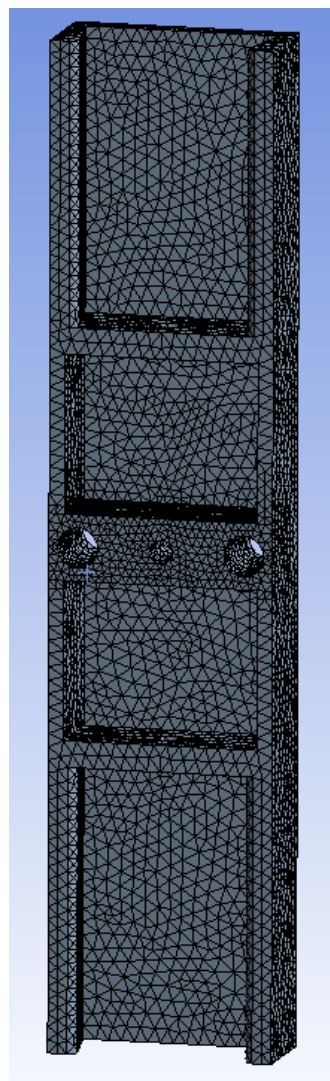
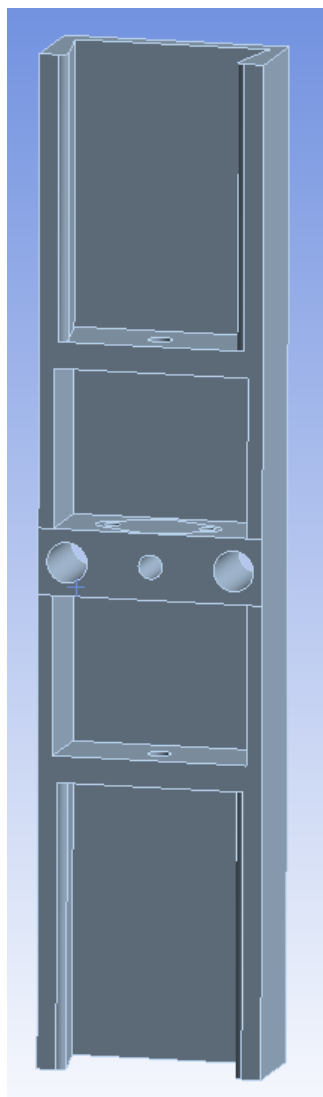


Εικόνα 59: Total Deformation-Part2



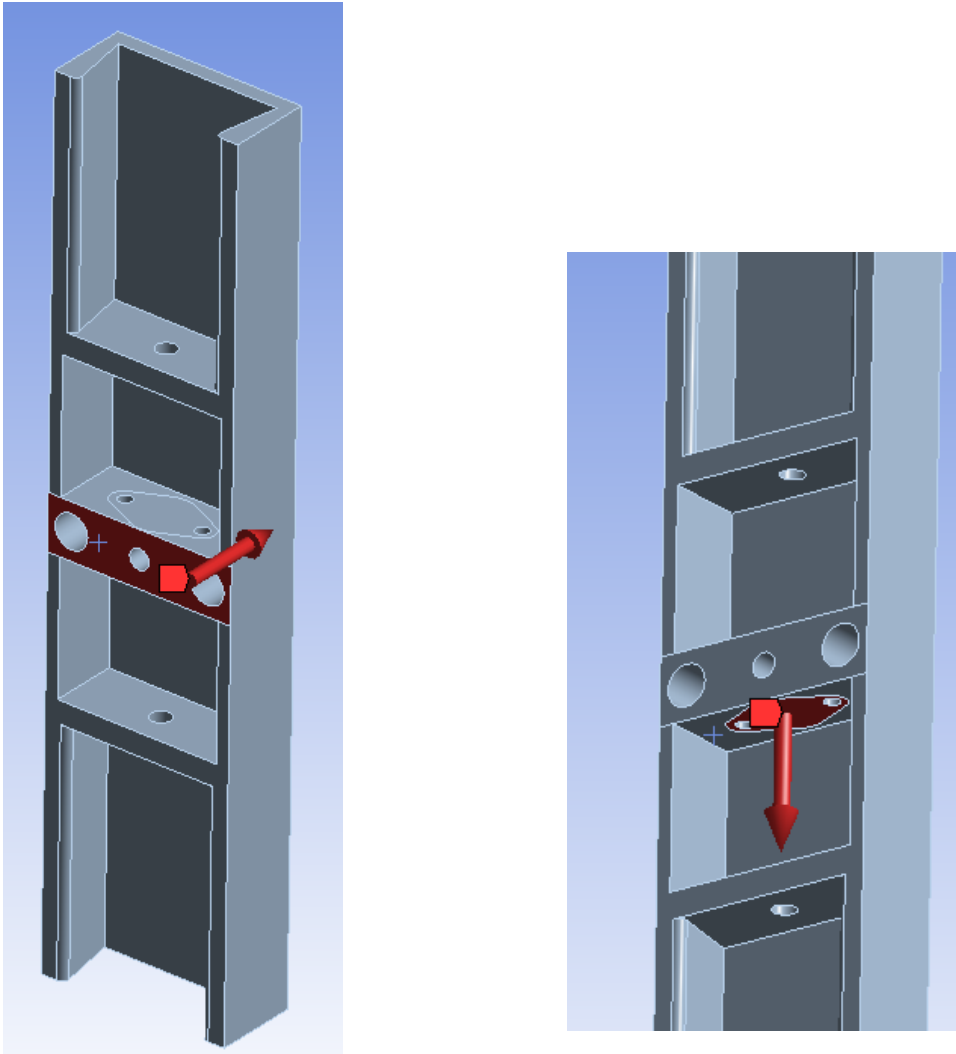
Εικόνα 60:Equivalent (Von Mises) Stress-Part2

3^Η ΑΝΑΛΥΣΗ: PART 3

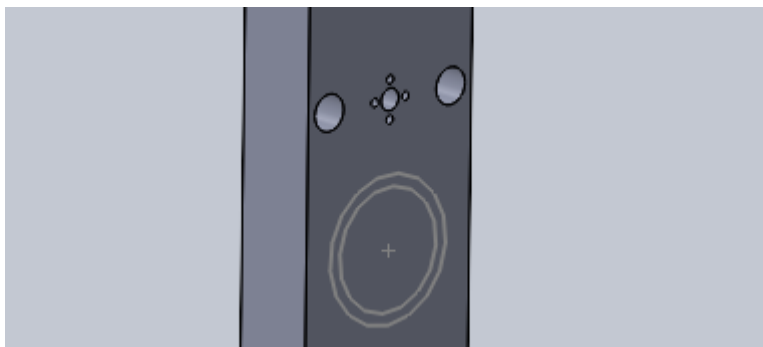


Εικόνα 61: Part 3 - Mesh

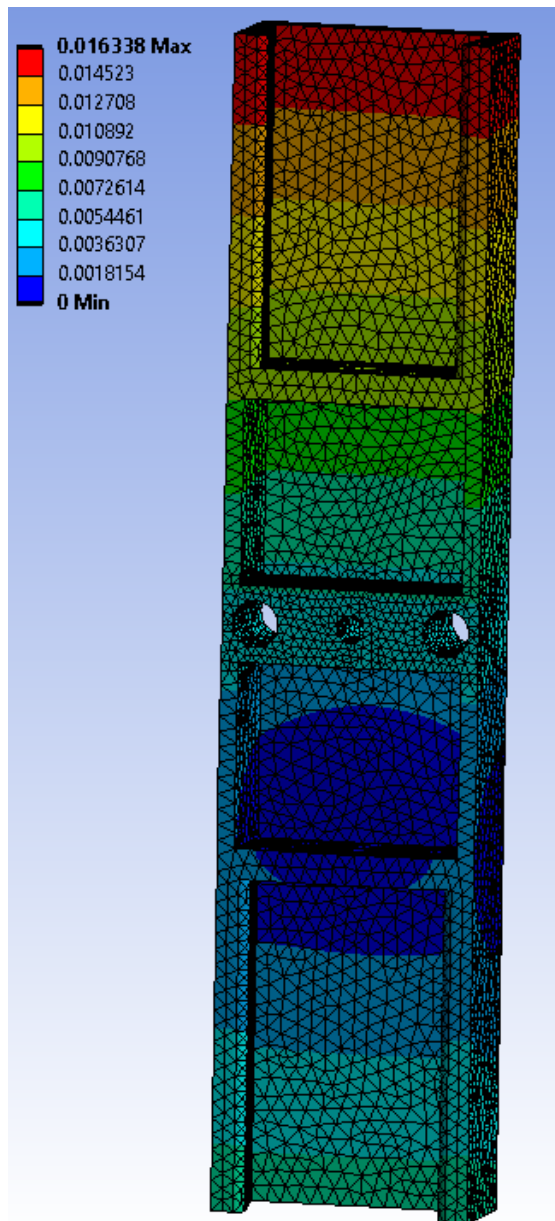
Έπειτα, από τα δεδομένα του προβλήματος και για να γίνει μία προσέγγιση των συνθηκών λειτουργίας της συσκευής, τέθηκαν οι παρακάτω δυνάμεις για την προσομοίωση. Συγκεκριμένα, τέθηκαν 100N στις δύο κατευθύνσεις που φαίνονται στις εικόνες και επίσης τέθηκε στήριξη fixed support για το σημείο που θα συνδεθεί με συγκόλληση με το κυλινδρικό προφίλ. Στη συνέχεια, φαίνονται οι αντίστοιχες εικόνες και τα αποτελέσματα της ανάλυσης τα οποία ήταν εντός αποδεκτών ορίων.



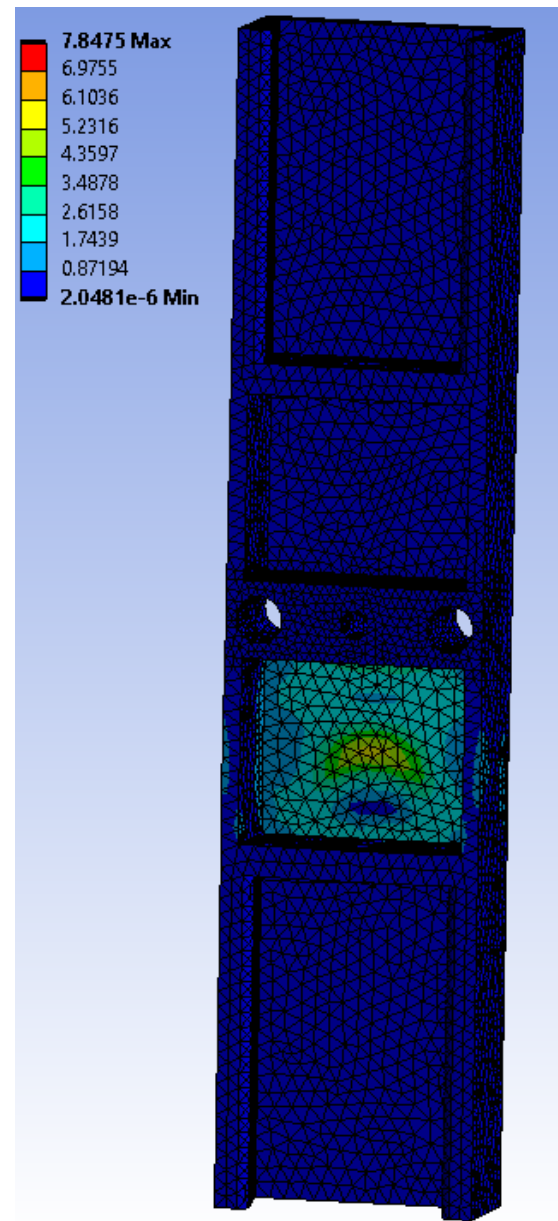
Εικόνα 62: Δυνάμεις-Part3



Εικόνα 63: Σύνδεση με κυλινδρικό προφίλ-fixed support



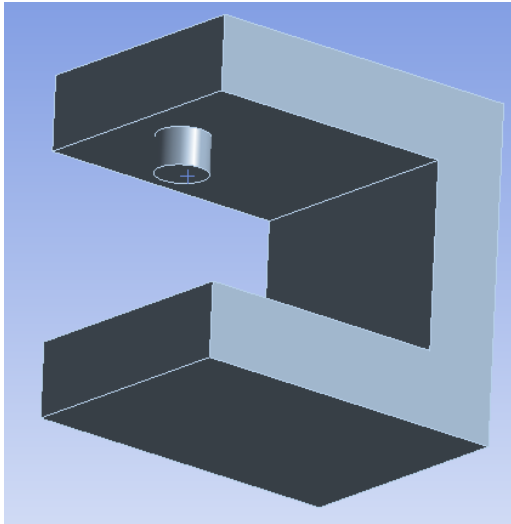
Εικόνα 65: Total Deformation-Part3



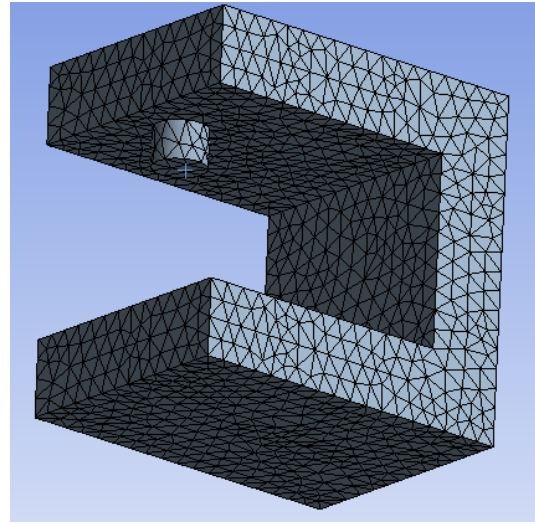
Εικόνα 64:Equivalent (Von Mises) Stress-Part3

4^Η ΑΝΑΛΥΣΗ:PART 4

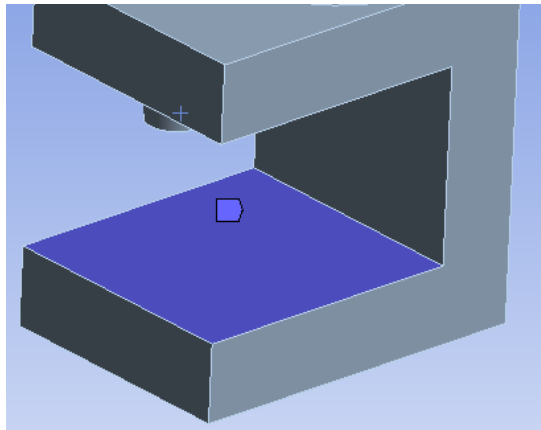
Η γεωμετρία του επόμενου part τροποποιήθηκε με τέτοιον τρόπο που να απλοποιηθεί η προσομοίωση, θεωρώντας τον κοχλία πρόσδεσης στο κρεβάτι ως μέρος του part. Η απλοποιημένη γεωμετρία καθώς και το πλέγμα της, φαίνονται στις παρακάτω εικόνες. Επίσης, τέθηκε ως fixed support η κάτω πλευρά της στήριξής της και εισήχθη δύναμη 1000 N στο σημείο του κοχλία της νέας γεωμετρίας.



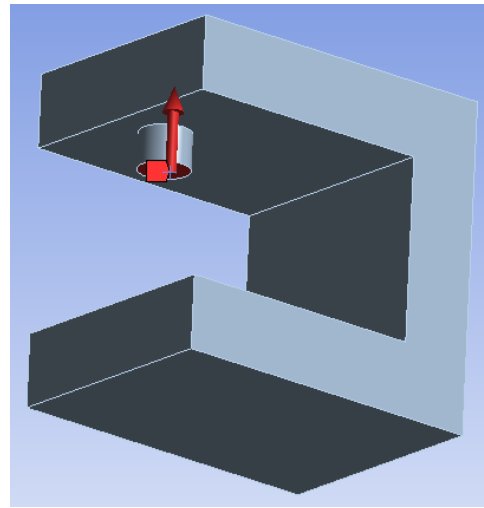
Εικόνα 66: Part 4 - με τροποποιημένη γεωμετρία



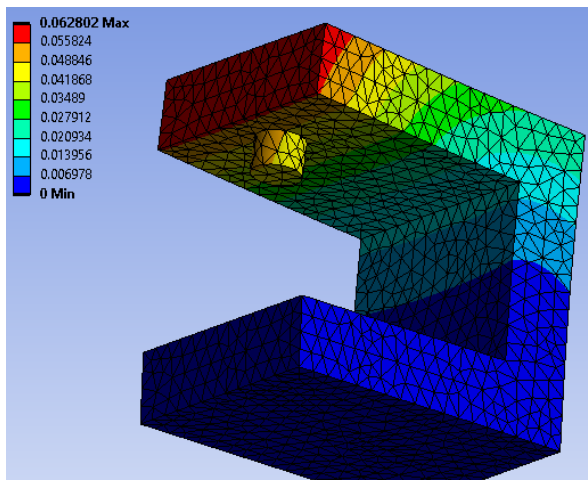
Εικόνα 67:Part4-Mesh



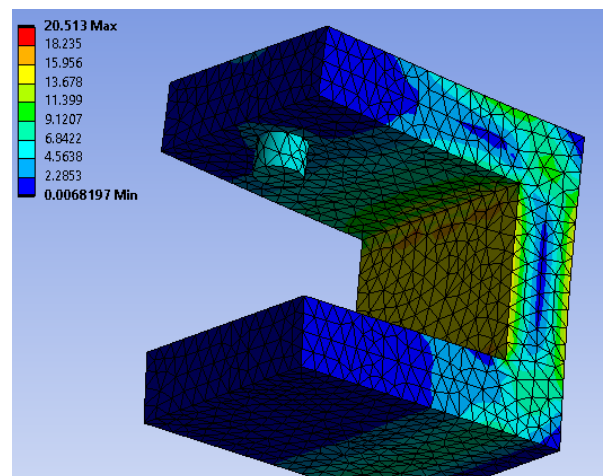
Εικόνα 68:Οριακές συνθήκες-Part4



Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα για total deformation και equivalent (Von Mises) stress:



Εικόνα 69: Total Deformation-Part4



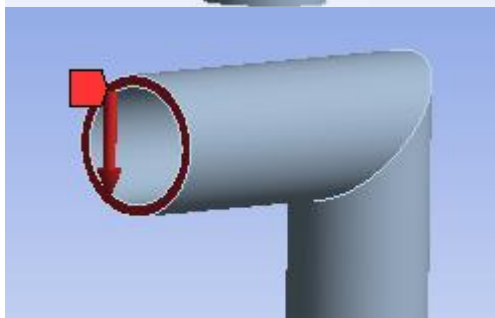
Εικόνα 70:Equivalent (Von Mises) Stress-Part4

5^Η ΑΝΑΛΥΣΗ: PART 5

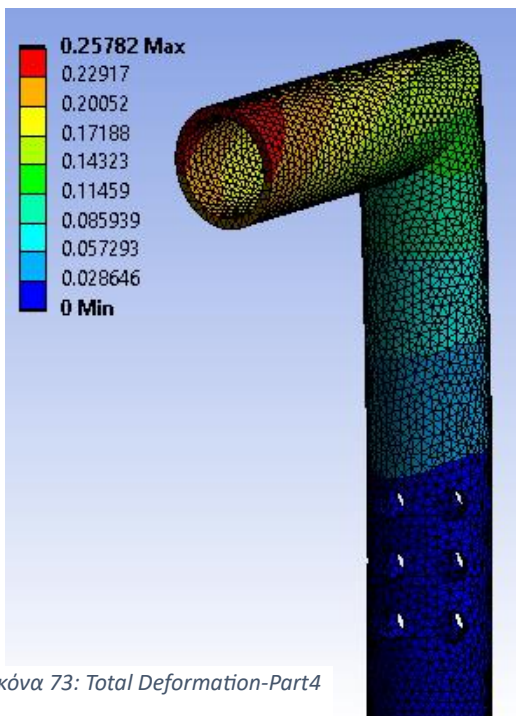


Στις εικόνες φαίνεται το πλέγμα του part 5 και ως οριακές συνθήκες, τέθηκε cylindrical support για το κατακόρυφο προφίλ και μία δύναμη 1000 N με κατεύθυνση όπως φαίνεται στην αντίστοιχη εικόνα. Παρακάτω επίσης φαίνονται τα αποτελέσματα για total deformation και equivalent (Von Mises) stress, εντός αποδεκτών ορίων.

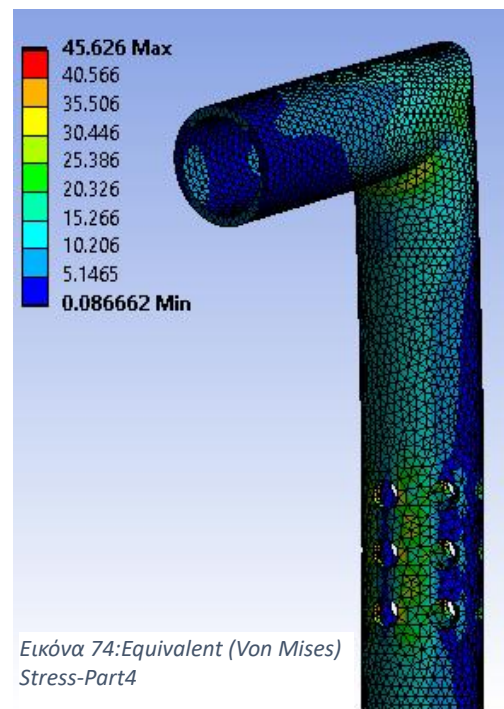
Εικόνα 71: Part 5 - Mesh



Εικόνα 72: Δύναμη - Part 5

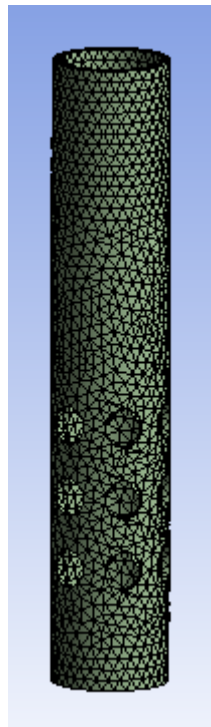
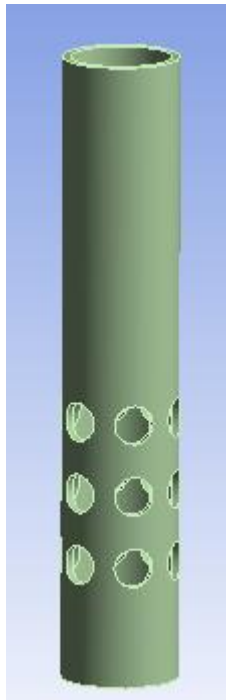


Εικόνα 73: Total Deformation-Part4

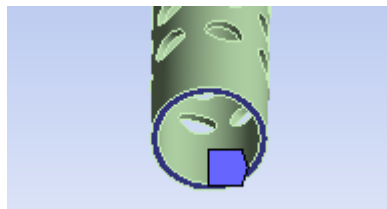


Εικόνα 74: Equivalent (Von Mises) Stress-Part4

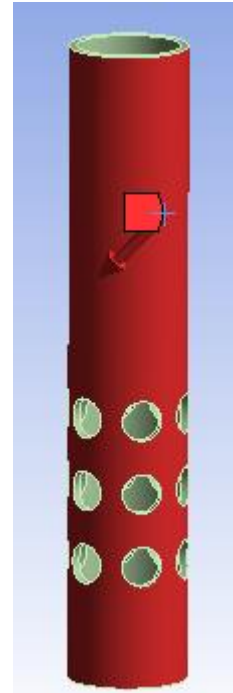
6^Η ΑΝΑΛΥΣΗ: PART 6



Για το part 6, φαίνεται η γεωμετρία και το πλέγμα του. Ως οριακές συνθήκες, τέθηκε η διατομή στη βάση ως fixed support και προστέθηκε σε όλη την εξωτερική επιφάνεια του part συνολική δύναμη 1000N που προέκυψε από συνιστώσες στο οριζόντιο και στο κατακόρυφο επίπεδο, με κατεύθυνση όπως φαίνεται στην εικόνα.



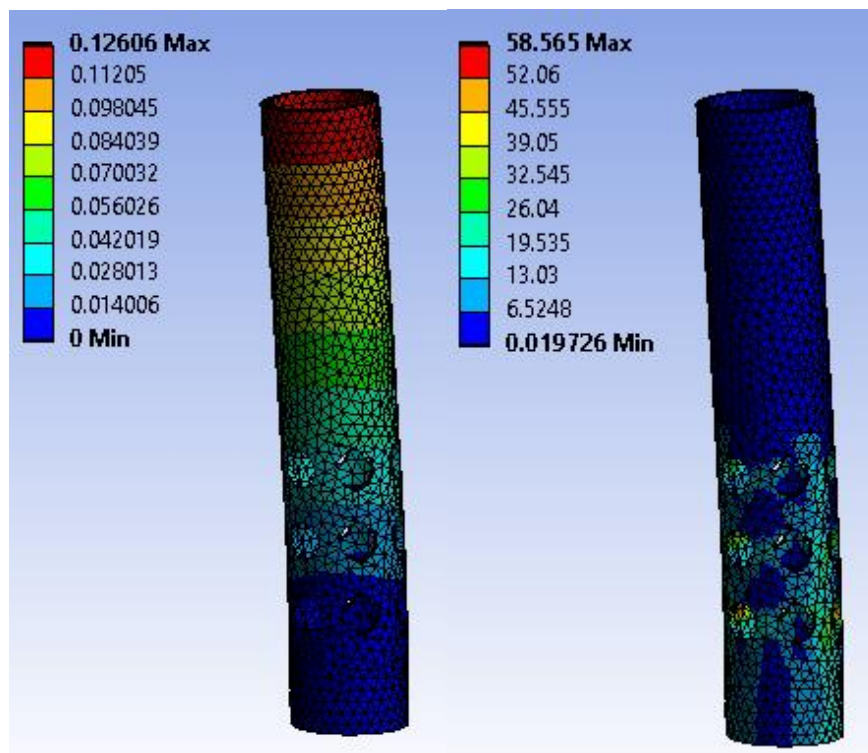
Εικόνα 75:Part 6 - Fixed Support



Εικόνα 77:Part6-Force

Εικόνα 76:Part 6 - Mesh

Έπειτα, μέσω του λογισμικού, υπολογίστηκαν τα μεγέθη total deformation και equivalent (Von Mises) stress, τα οποία ήταν εντός αποδεκτών ορίων.

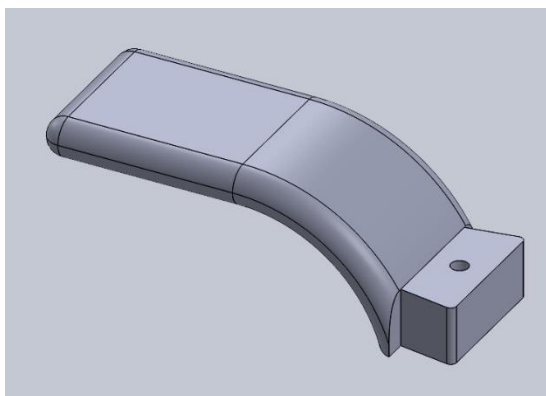


Εικόνα 78: Part 7 - Total deformation & Equivalent (Von Mises) Stress

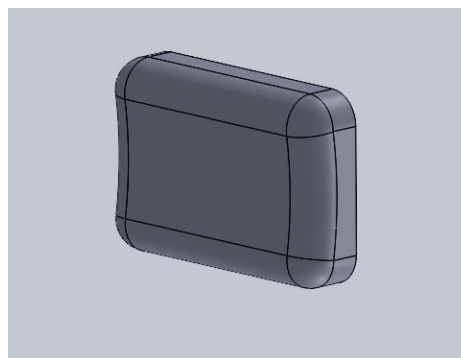
7. ΟΔΗΓΙΕΣ ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΗΣ

Παρακάτω παρατίθενται τα τελικά εξαρτήματα από τα οποία αποτελούνται οι δύο συσκευές, αφού έχουν γίνει σε αυτά οι απαραίτητες οπές και συγκολλήσεις:

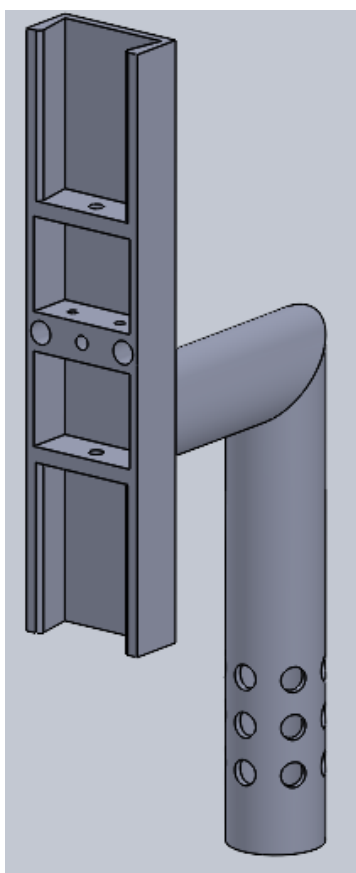
ΣΥΣΚΕΥΗ ΚΙΝΗΣΗΣ:



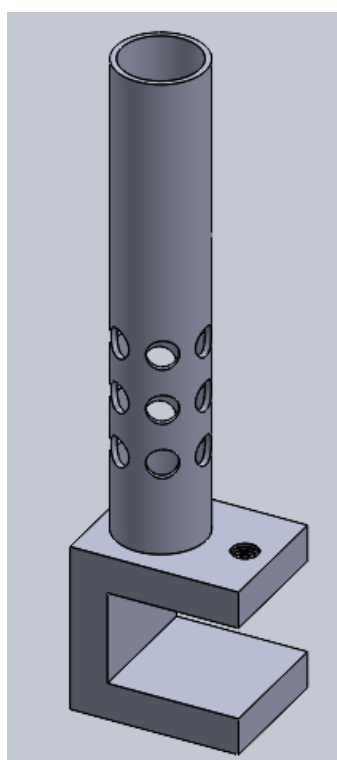
Εικόνα 79: Εξάρτημα 1-κίνηση (x2)



Εικόνα 88: Εξάρτημα 2-κίνηση



Εικόνα 80: Εξάρτημα 3-κίνηση



Εικόνα90: Εξάρτημα 4-κίνηση

Και τα αντίστοιχα τεμάχια που θα χρησιμοποιηθούν:

ΑΡΙΘΜΗΣΗ	ΕΙΚΟΝΑ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΠΛΗΘΟΣ
1		Γραμμικό Ρουλεμάν - 8mm - LM8UU	2
2		Pillow Block Flanged Ρουλεμάν 8mm	3
3		Αξονας 8mm-L200mm	2
4		Τραπεζοειδής κοχλίας T8-L200mm	3
5		Τραπεζοειδές περικόγλιο T8	3
6		Κοχλίας M3-L10mm	12
7		Κοχλίας M5-L40mm	2
8		Κοχλίας M14-L25mm	1
9		Κοχλίας M5-L10mm	2
10		Περικόγλιο M5	2

11		Πείρος-Φ16	1
12		Μοχλός κοχλία 8mm	3
13		Threaded inserts M5x8x6.3	2
14		Threaded inserts M3x6x4.2	12

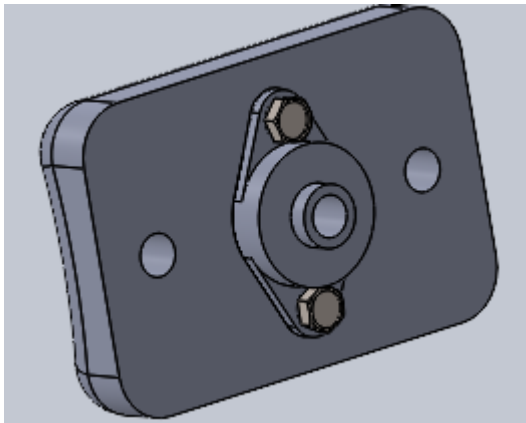
Οδηγίες συναρμολόγησης συσκευής κίνησης:

Βήμα 1:



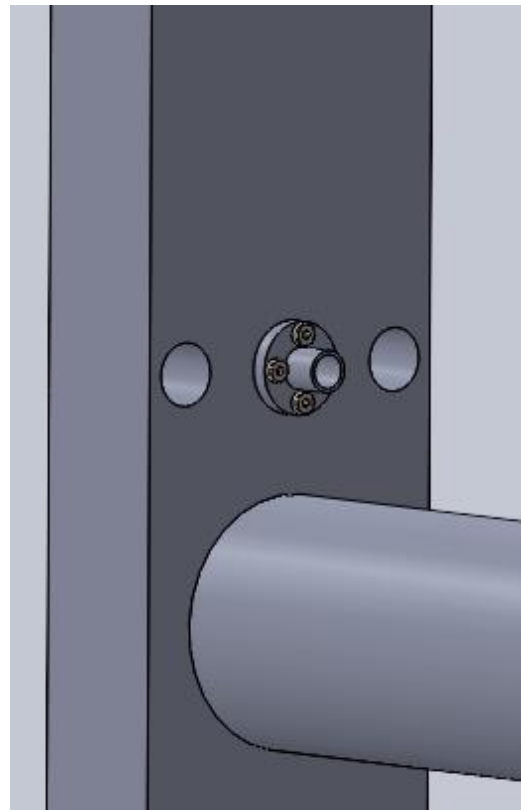
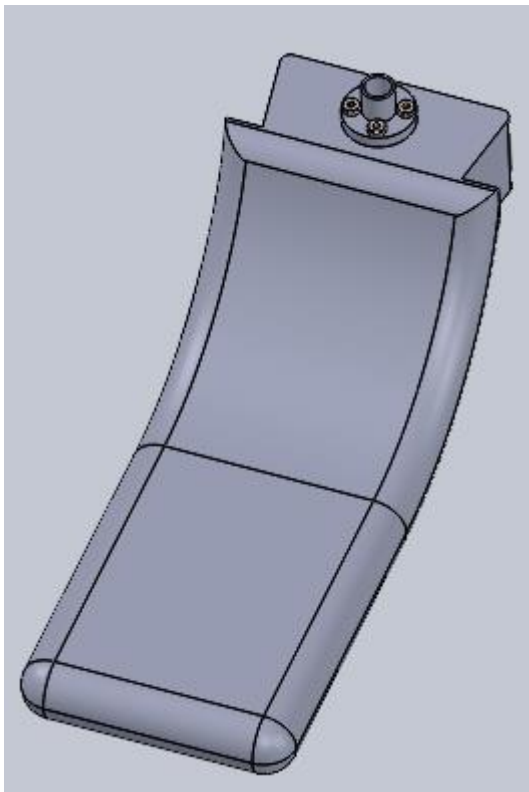
Συνδέουμε με δύο κοχλίες (7) και δύο περικόχλια (9), δύο από τα ρουλεμάν (2) στο εξάρτημα 3

Βήμα 2:



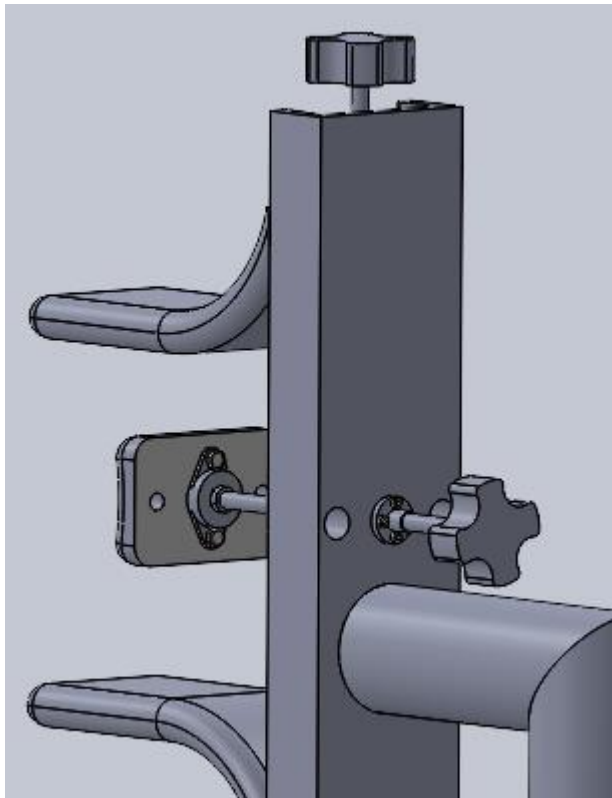
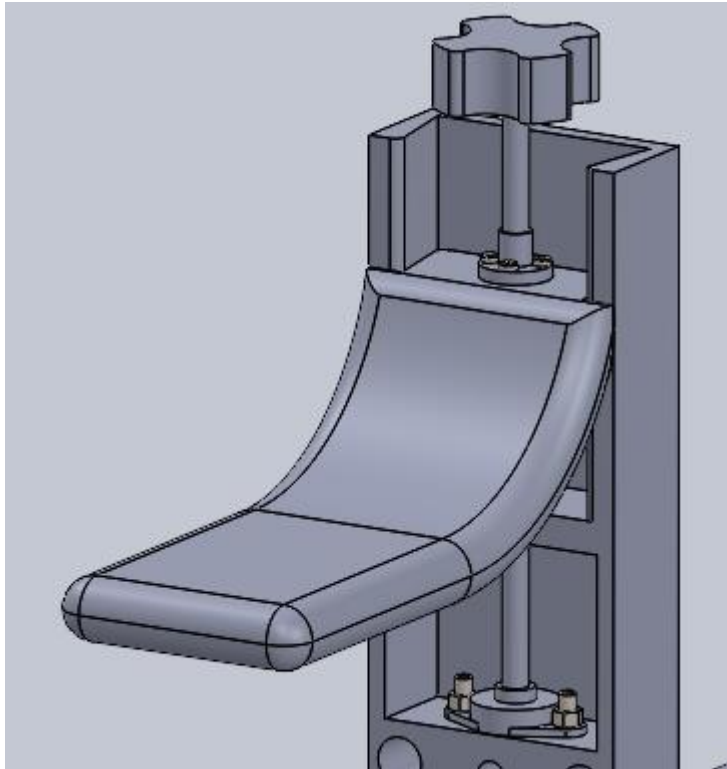
Εισάγουμε δύο threaded inserts (13) στις οπές του ρουλεμάν και συνδέουμε με δύο κοχλίες (9), ένα ρουλεμάν (2) στο εξάρτημα 2

Βήμα 3:



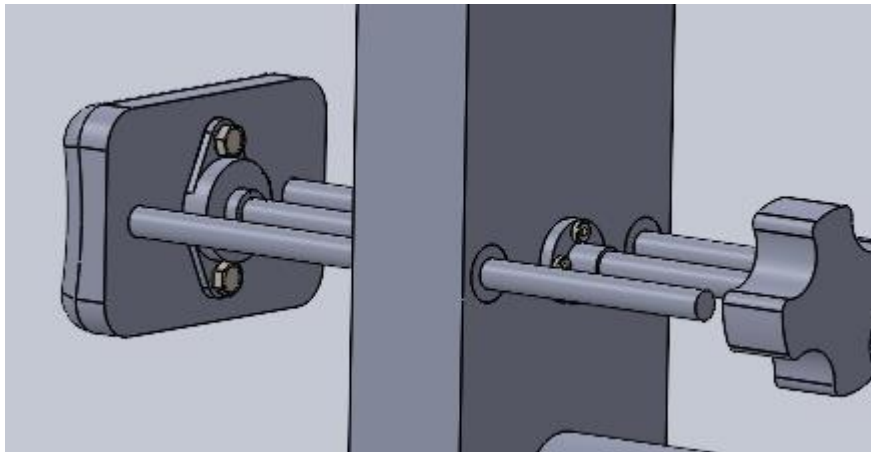
Εισάγουμε τα 12 threaded inserts (14) στις οπές όπου θα συνδεθούν τα περικόχλια και συνδέουμε με τέσσερις κοχλίες (6), ένα περικόχλιο (5) σε καθένα από τα εξαρτήματα 1 και 3.

Βήμα 4:



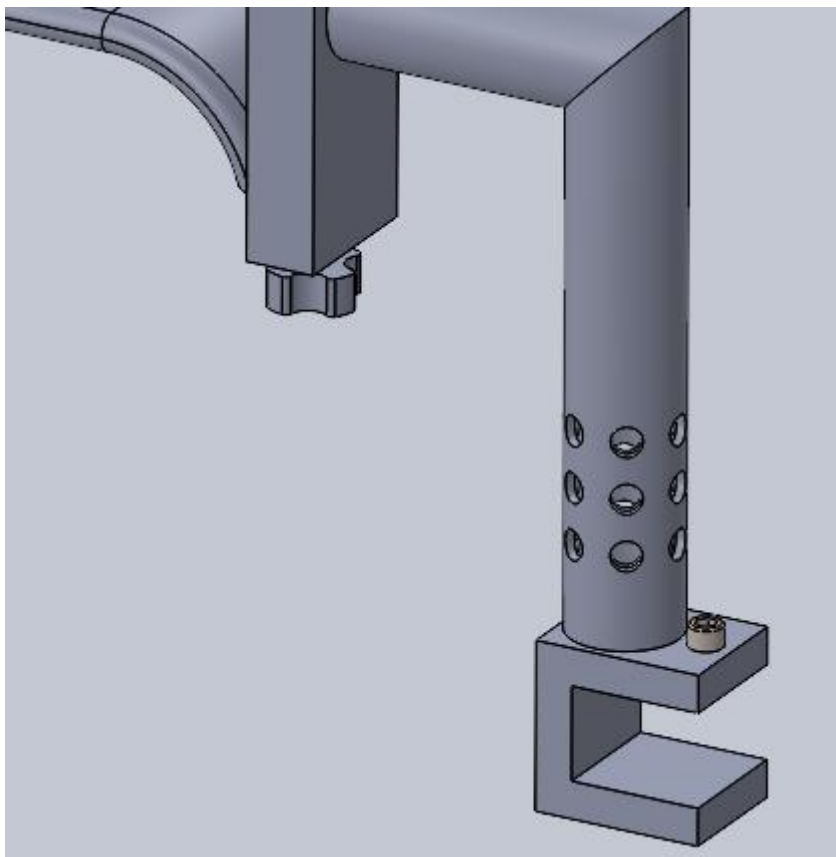
Συνδέουμε στους τρεις κοχλίες (4) από ένα εξάρτημα (12) και μετά τους περνάμε από τα τρία περικόγλια και τους στερεώνουμε στο αντίστοιχο ρουλεμάν.

Βήμα 5:



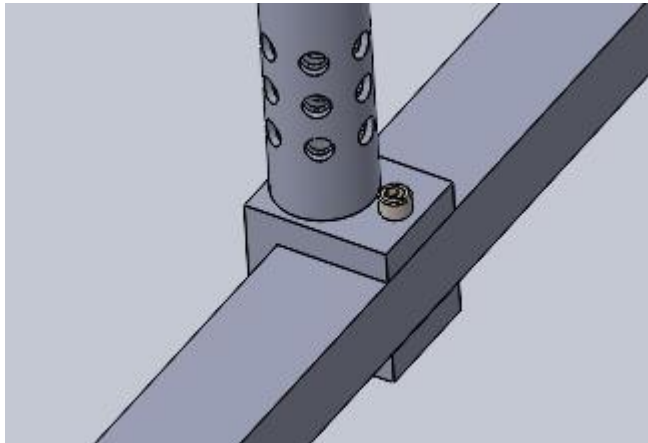
Περνάμε τα δύο γραμμικά ρουλεμάν (1) στις οπές του εξαρτήματος 3, μετά περνάμε μέσα από αυτά έναν άξονα (3) τον οποίο στερεώνουμε στην οπή του εξαρτήματος (2)

Βήμα 6:



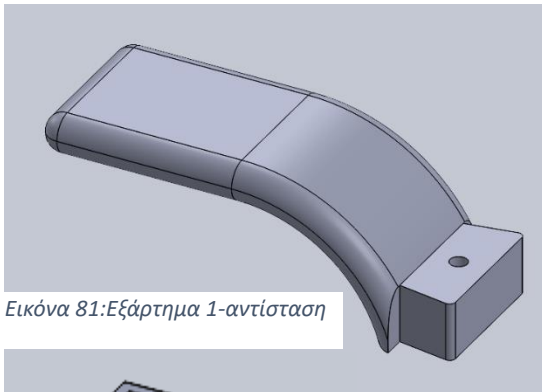
Συνδέουμε το σύνολο των εξαρτημάτων με το εξάρτημα (4), τοποθετώντας τον πείρο (11) σε κάποια τυχαία θέση.

Βήμα 7:

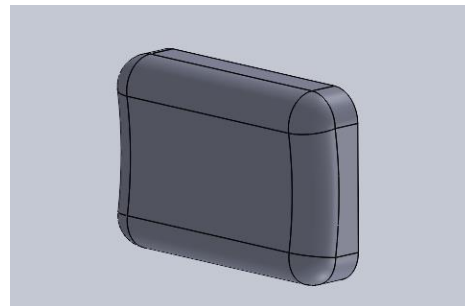


Μέσω του κοχλία (8) συνδέουμε τη συσκευή στη ράβδο τετραγωνικής διατομής του χειρουργικού κρεβατιού και ρυθμίζουμε το επιθυμητό ύψος από τον πείρο.

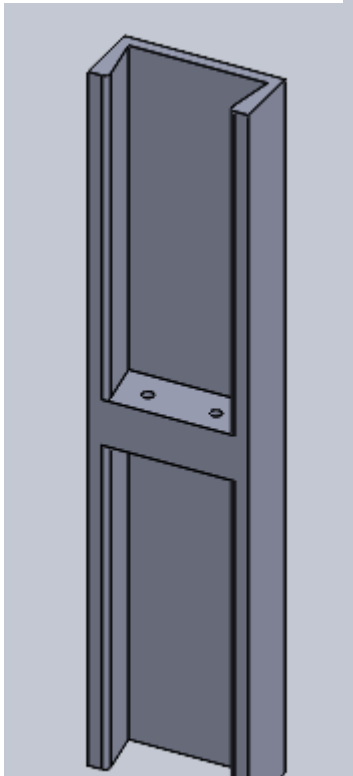
ΣΥΣΚΕΥΗ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗΣ:



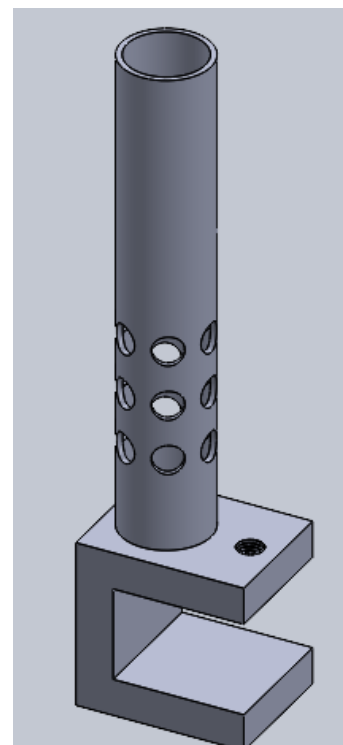
Εικόνα 81: Εξάρτημα 1-αντίσταση






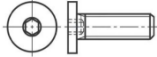
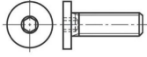
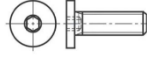




Εικόνα 82: Εξάρτημα 2-αντίσταση



Εικόνα 84: Εξάρτημα 3-αντίσταση

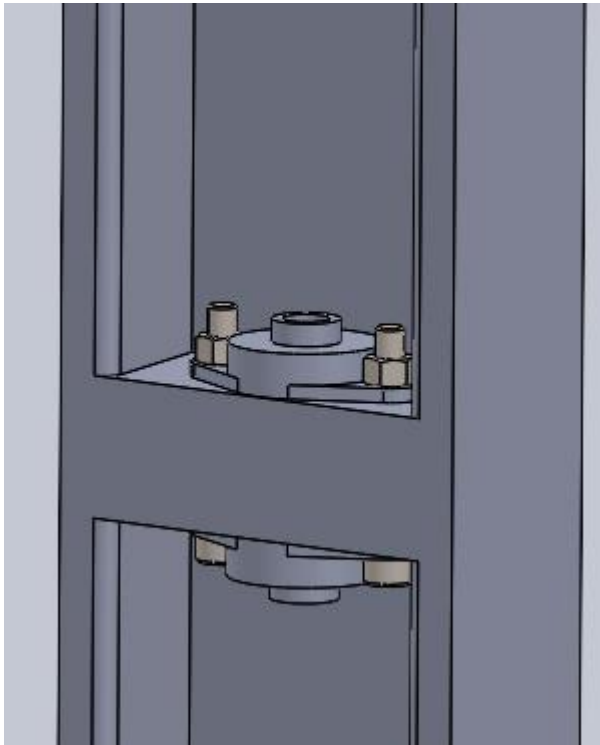


Εικόνα 83: Εξάρτημα 4-αντίσταση

ΑΡΙΘΜΗΣΗ	ΕΙΚΟΝΑ	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ	ΠΛΗΘΟΣ
1		Pillow Block Flanged Ρουλεμάν 8mm	2
2		Τραπεζοειδής κοχλίας T8-L200mm	2
3		Τραπεζοειδές περικόχλιο T8	2
4		Κοχλίας M3-L10mm	8
5		Κοχλίας M5-L40mm	2
6		Κοχλίας M14-L25mm	1
7		Περικόχλιο M5	2
8		Πείρος-Φ16	1
9		Μοχλός κοχλία 8mm	2
10		Threaded inserts M3x6x4.2	12

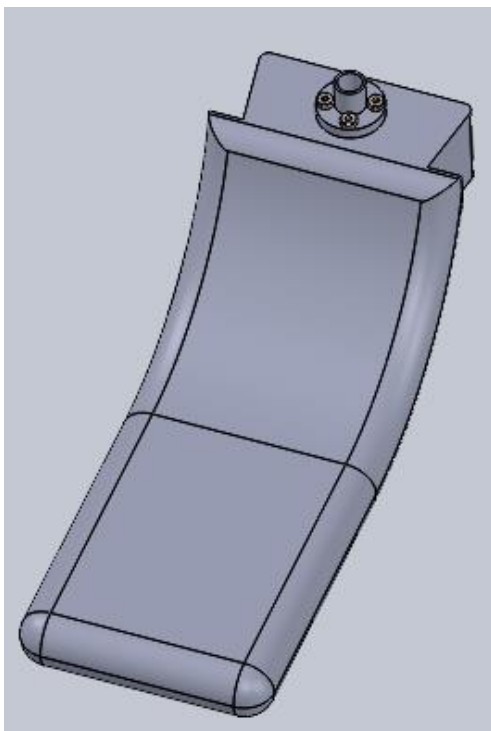
Οδηγίες συναρμολόγησης συσκευής κίνησης:

Βήμα 1:



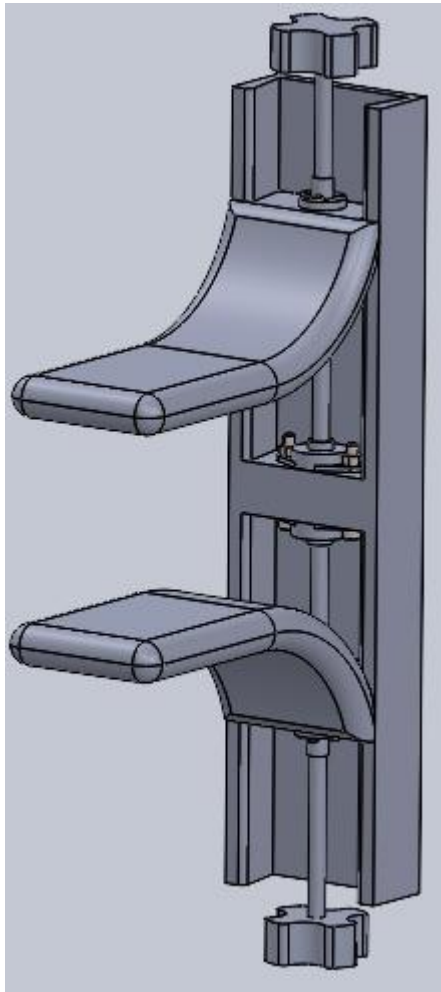
Συνδέουμε με δύο κοχλίες (5) και δύο περικόχλια (7), τα ρουλεμάν (1) στο εξάρτημα 3

Βήμα 2:



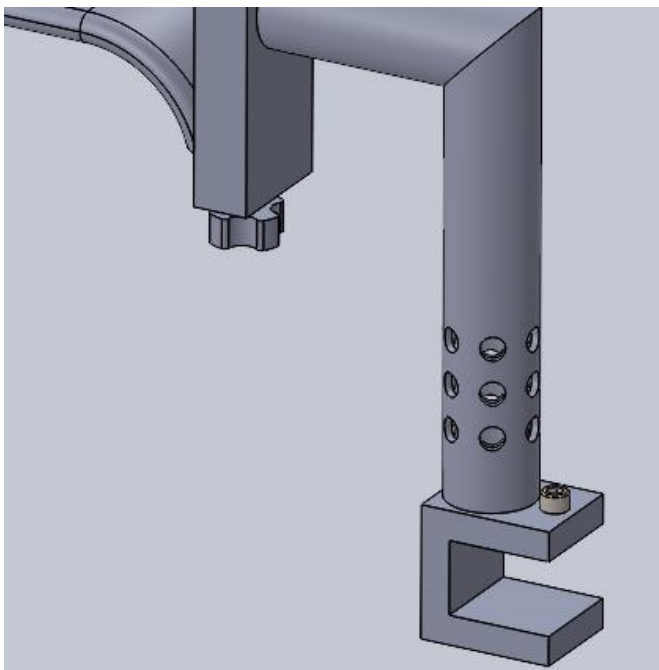
Εισάγουμε τα threaded inserts (10) στις οπές των εξαρτημάτων 1 και συνδέουμε με τέσσερις κοχλίες (4), ένα περικόχλιο (3) σε καθένα από αυτά.

Βήμα 3:



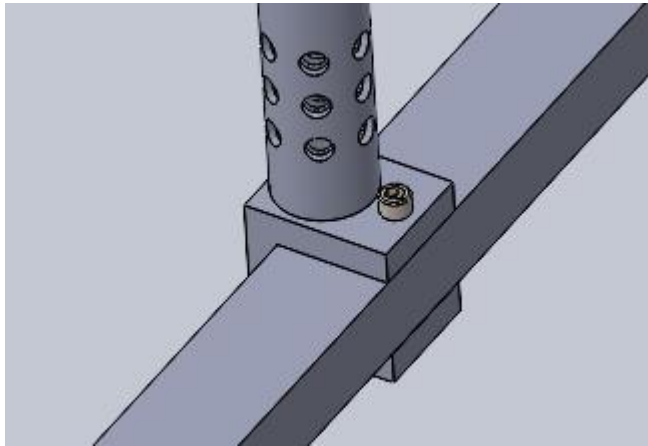
Συνδέουμε στους κοχλίες (2) από ένα εξάρτημα (9) και μετά τους περνάμε από τα δύο περικόχλια και τους στερεώνουμε στο αντίστοιχο ρουλεμάν.

Βήμα 4:



Συνδέουμε το σύνολο των εξαρτημάτων με το εξάρτημα (4), τοποθετώντας τον πείρο (8) σε κάποια τυχαία θέση.

Βήμα 5:

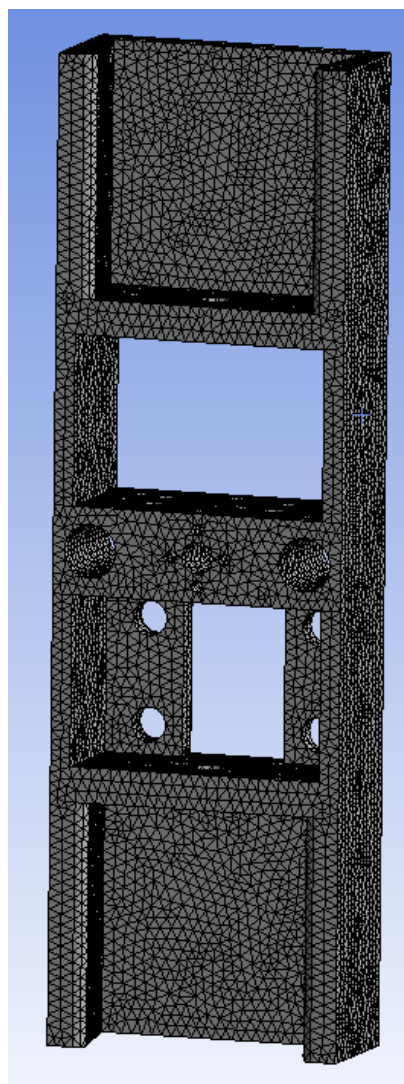
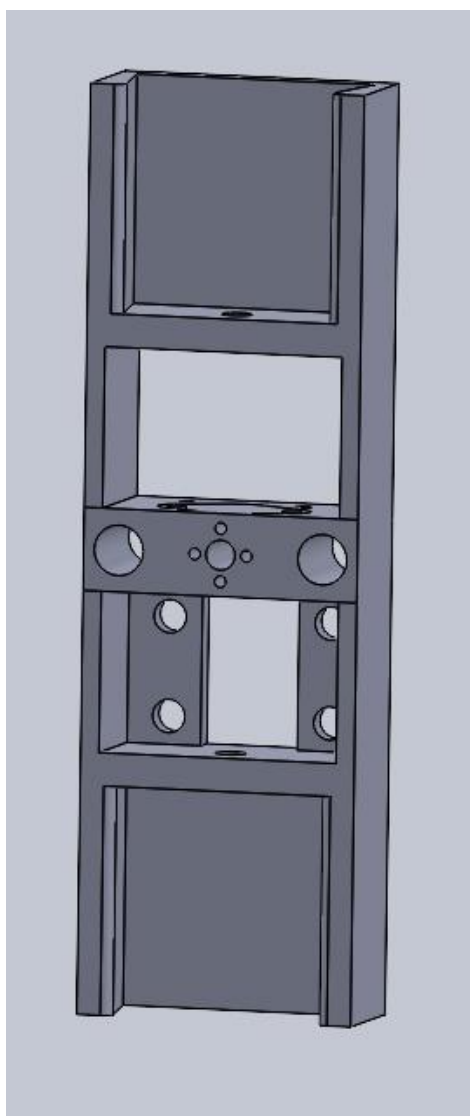


Μέσω του κοχλίου (6) συνδέουμε τη συσκευή στη ράβδο τετραγωνικής διατομής του χειρουργικού κρεβατιού και ρυθμίζουμε το επιθυμητό ύψος από τον πείρο.

8. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΑΞΗ

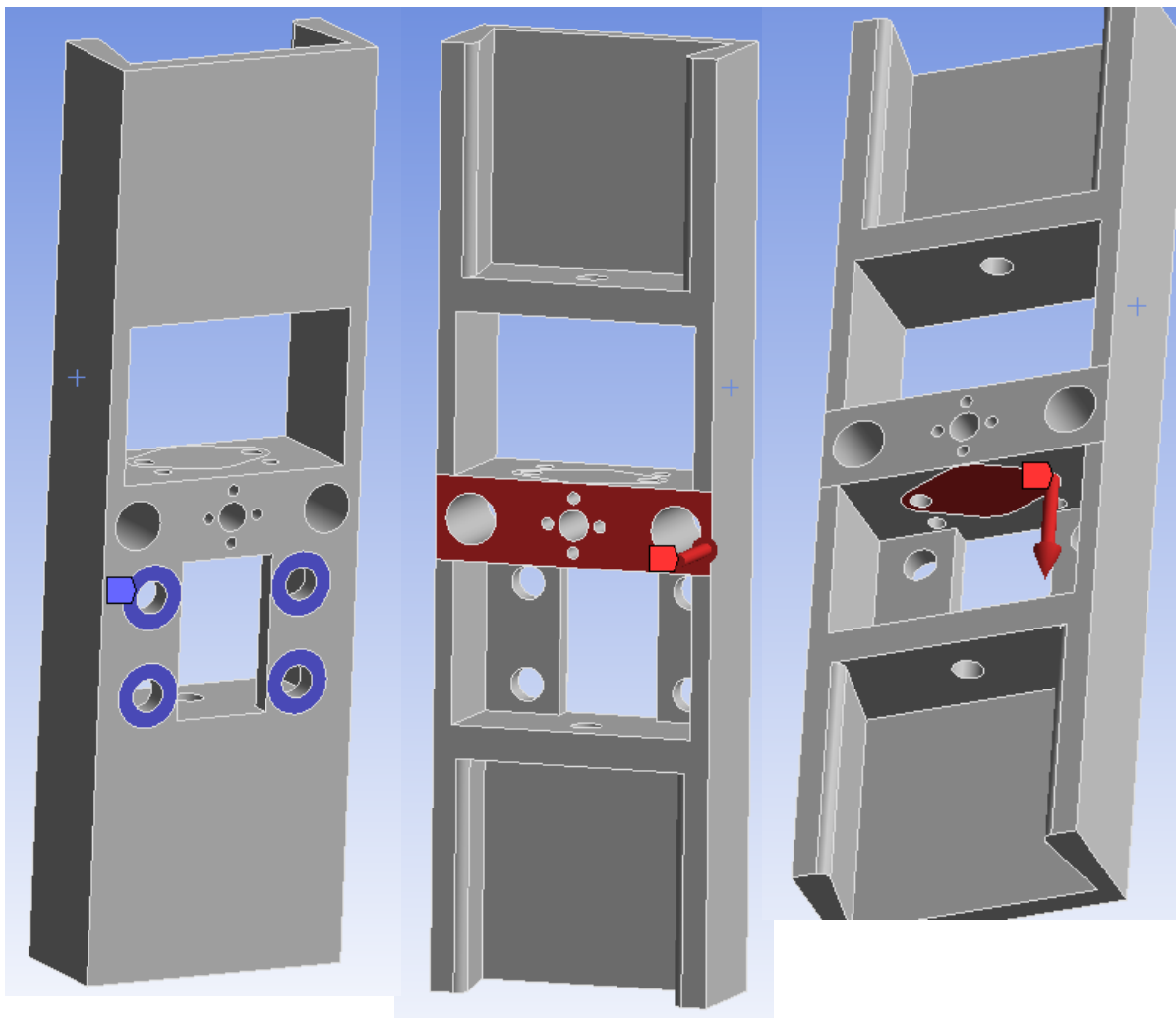
Για την εξακρίβωση των αποτελεσμάτων και σε πρακτικό επίπεδο, καθώς και για την λήψη μιας πιο ξεκάθαρης αρχικής εικόνας της τελικής συσκευής για τον χειρουργό που θα τη χρησιμοποιήσει, αποφασίστηκε να εκτυπωθούν τα απαραίτητα parts της συσκευής σε 3D printer, στο εργαστήριο Στοιχείων Μηχανών της σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών. Στα πλαίσια του πειράματος, παραλήφθηκαν τα part 4, 5 και 6, καθώς η συσκευή θα συνδεθεί με κοχλίες σε σταθερή βάση που δημιουργήθηκε στο χώρο του εργαστηρίου. Επίσης, το part 3 τροποποιήθηκε ώστε να μπορέσει να επιτευχθεί η σύνδεση αυτή καθώς και μειώθηκε το συνολικό μήκος του και το υλικό του σε βαθμό που να είναι επιτρεπτή η εκτύπωση.

8. 1. SIMULATION – PART 3



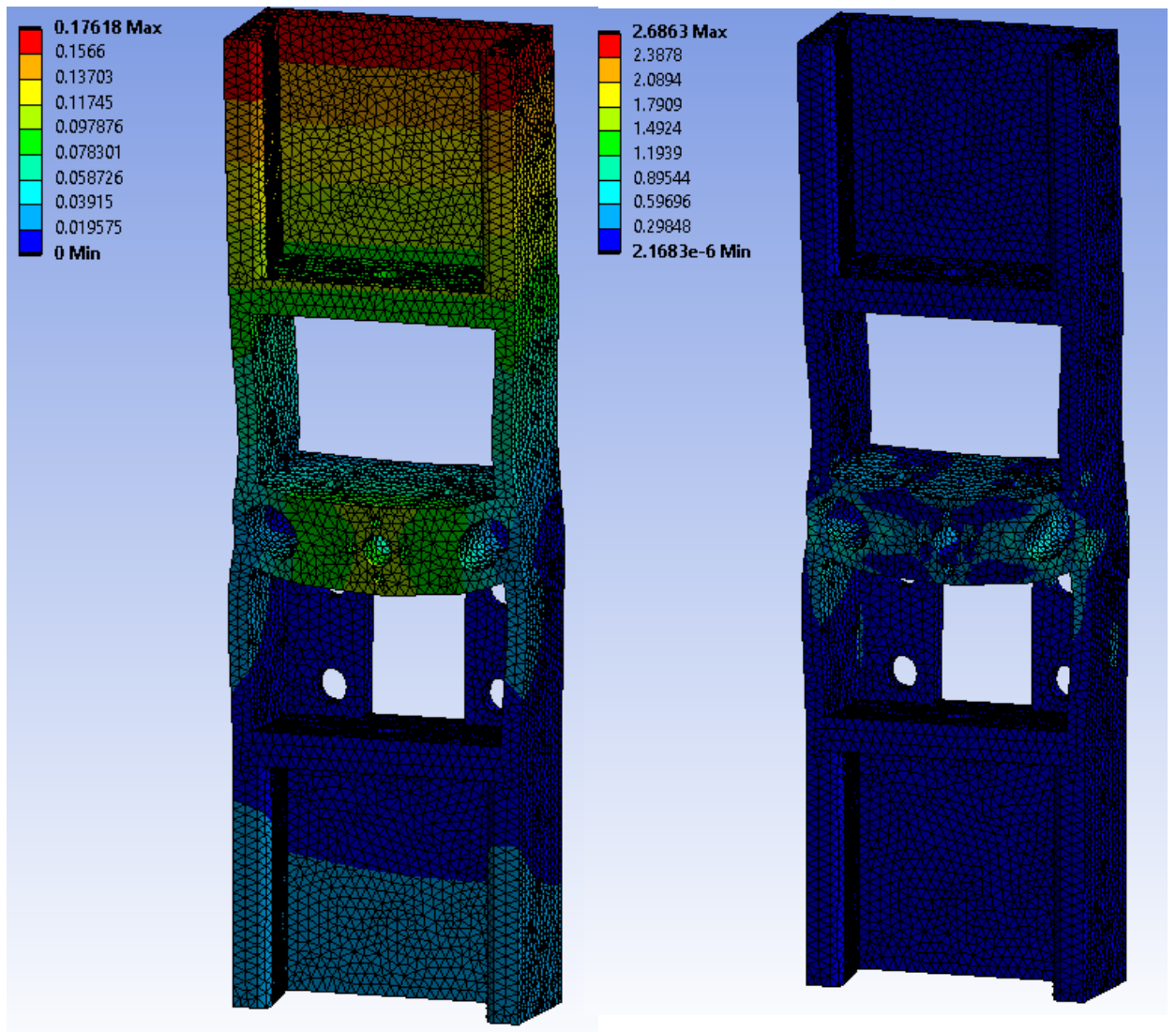
Εικόνα 85: Νέο part 3 - Mesh

Στα πλαίσια του πειράματος, το part αυτό θα εκτυπωθεί σε 3d printer και άρα το υλικό του θα είναι PLA με 20% infill density. Συνεπώς, κρίθηκε αναγκαίο να γίνει περαιτέρω προσομοίωση με την τροποποιημένη γεωμετρία του και το νέο υλικό ώστε να επιβεβαιωθεί ότι μπορεί να αντέξει τις απαιτούμενες δυνάμεις. Ακολουθείται λοιπόν η διαδικασία προσομοίωσης, όπως και με τα προηγούμενα parts, κατά την οποία, αρχικά εισήχθη η γεωμετρία σε περιβάλλον Ansys και δημιουργήθηκε το πλέγμα. Έπειτα ελέγχθηκε η αντοχή του part θέτοντας ως οριακές συνθήκες fixed support στα σημεία που θα δεθεί με τη βάση του εργαστηρίου με κοχλίες και τοποθετώντας τις δυνάμεις όπως και στο part 3. Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται οι οριακές αυτές συνθήκες:



Εικόνα 86: Νέο Part 3 - Boundary Conditions

Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα της προσομοίωσης σε total deformation (σε mm) και equivalent (Von Mises) stress (σε MPa):



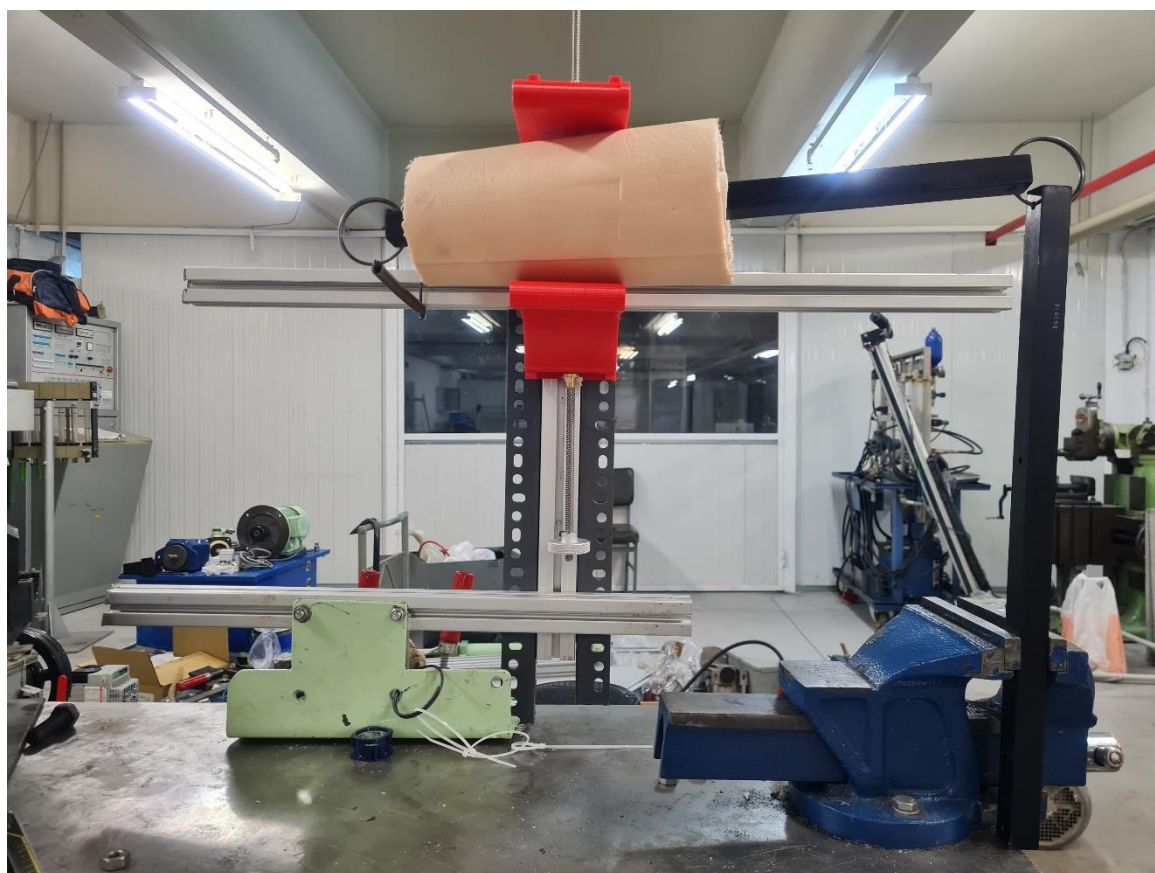
Εικόνα 87: Neo Part 3 - Total Deformation & Equivalent (Von Mises) Stress

Στο σημείο αυτό, να αναφερθεί ότι οι εικόνες αυτές έχουν ληφθεί σε κλίμακα διαφορετική από την πραγματική για να γίνουν αντιληπτά τα σημεία που καταπονούνται πιο πολύ. Όπως φαίνεται και από τα αριθμητικά αποτελέσματα, οι παραμορφώσεις και οι δυνάμεις είναι εντός επιτρεπτών ορίων.

8.2. ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΔΙΑΤΑΞΗΣ

Αφού έγινε η τρισδιάσταση εκτύπωση, τα εξαρτήματα συναρμολογήθηκαν μεταξύ τους και η συσκευή συνδέθηκε με κοχλίες σε βάση που κατασκευάστηκε. Στη συνέχεια, έγινε προσομοίωση της συσκευής σε πραγματικά δεδομένα, δηλαδή στην κίνηση μηρού υπό την αντίσταση των δυνάμεων που ασκούνται από τους μύες του.

Πιο συγκεκριμένα, ως μηριαίο οστό χρησιμοποιήθηκε μία ράβδος που γύρω της τοποθετήθηκε υλικό που χρησιμοποιείται στα τεχνητά μέλη, για αισθητικούς λόγους, και δίνει τις διαστάσεις, αλλά και προσεγγίζει τα χαρακτηριστικά του δέρματος, στην περιοχή αυτή. Η ράβδος αυτή, συνδέθηκε μέσω δακτυλίου με άλλη ράβδος και στη συνέχεια με σταθερή μέγγενη. Μέσω του δακτυλίου προσομοιάζονται οι δύο βαθμοί ελευθερίας που μας ενδιαφέρουν, της άρθρωσης του ισχίου είτε του αστραγάλου. Επίσης, η βάση που δημιουργήθηκε για να εδράσει τη συσκευή στερεώθηκε σε ακίνητη βάση του εργαστηρίου μέσω σφικτήρων.

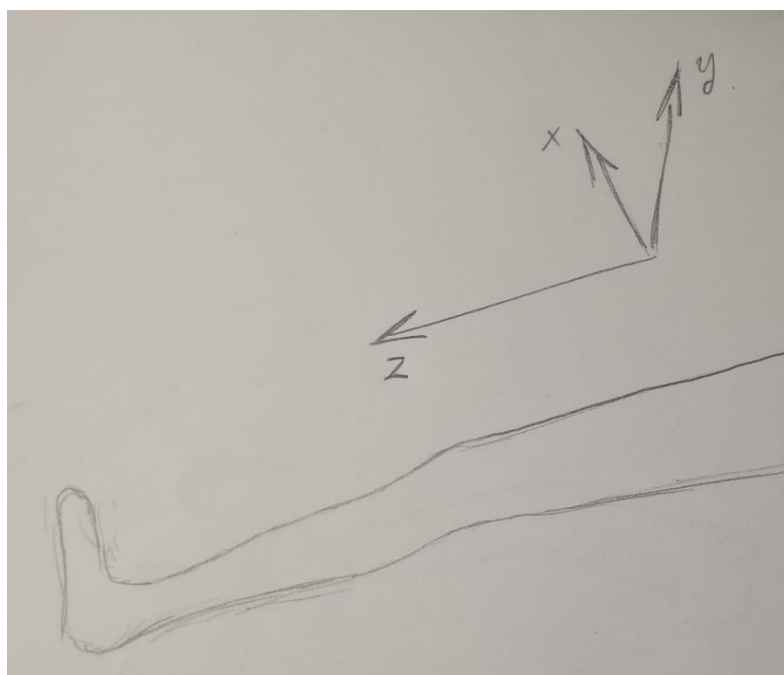


Εικόνα 88: Πειραματική διάταξη

Τέλος, για την προσομοίωση των δυνάμεων από τους μύες, τοποθετήθηκε στο ελεύθερο άκρο του μηρού που δημιουργήθηκε, ελατήριο έλξεως με τέτοιο τρόπο που να αντιστέκεται τόσο στην οριζόντια όσο και στην κατακόρυφη κίνηση του μηρού.

8.2.1 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΛΑΤΗΡΙΟΥ

Η σταθερά του ελατηρίου υπολογίστηκε με βάση τη μέγιστη δύναμη που είχε ληφθεί 153N, μαζί με τον συντελεστή ασφαλείας. Συγκεκριμένα, σύμφωνα με το ίδιο πείραμα [1], οι δυνάμεις, αναφέρεται ότι προκύπτουν για μηριαίο οστό με συνολικό μήκος 482mm και σπάσιμο στα 200mm από την κεφαλή, στο οποίο η αρχική μετατόπιση του κάτω μέρους του σπασίματος είναι 10mm κατά τον άξονα x και 45mm κατά τον άξονα z και οι αρχικές περιστροφές είναι κατά 10° γύρω από τον x άξονα, κατά 5° γύρω από τον y και κατά -20° γύρω από τον z άξονα. Η τοποθέτηση των αξόνων είναι η παρακάτω:



Στη συγκεκριμένη εφαρμογή αφορούν μόνο οι άξονες x και y για τους οποίους ισχύει:

- Μετατόπιση κατά $x = 10 + 282 * \sin(5^\circ) = 34.57mm$
- Μετατόπιση κατά $y = 282 * \sin(10^\circ) = 48.96mm$

Συνεπώς, για τη σταθερά ελατηρίου K θα ισχύει:

- $K_x = 153/34.57 = 4,42N/mm$
- $K_y = 153/48.96 = 3,12N/mm$

Αναφορικά με την οριζόντια κίνηση, υπήρχε δυνατότητα το ελατήριο να τοποθετηθεί παράλληλα με το οριζόντιο επίπεδο, οπότε, κάποιο ελατήριο με σταθερά τουλάχιστον ίση με την K_x θα ήταν επιθυμητό. Ωστόσο, για το κατακόρυφο επίπεδο, κάτι αντίστοιχο δεν ήταν δυνατό και τελικά το ελατήριο θα τοποθετηθεί στις 20° από το οριζόντιο επίπεδο. Συνεπώς, η νέα απαιτούμενη σταθερά ελατηρίου θα είναι:

$$K_y' = K_y / \cos(20^\circ) = 3.32N/mm.$$

Δεδομένης όμως της μείωσης του συνολικού μήκους της τραπεζοειδούς βάσης που σημαίνει και μείωση της συνολικής διαδρομής για το Part 1, επιλέχθηκε τελικά ελατήριο μεγαλύτερης σταθεράς K , και για τις δύο κινήσεις, που θα μπορούσε να δώσει την απαιτούμενη δύναμη σε μικρότερη διαδρομή του part και έτσι το πείραμα να μπορεί να διεξαχθεί στον διαθέσιμο χώρο. Συγκεκριμένα, παρακάτω φαίνονται τα χαρακτηριστικά του ελατηρίου που επιλέχθηκε, τα οποία δίνουν τελικά σταθερά $K=6,1783\text{N/mm}$.

Select your unit of measure: English Metric

A Wire Diameter, w_d :	<input type="text" value="2,250"/>	IN	MM
B Outer diameter, OD :	<input type="text" value="11,000"/>	IN	MM
C Length Inside Hooks, L_{ih} :	<input type="text" value="150,000"/>	IN	MM

8.3. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

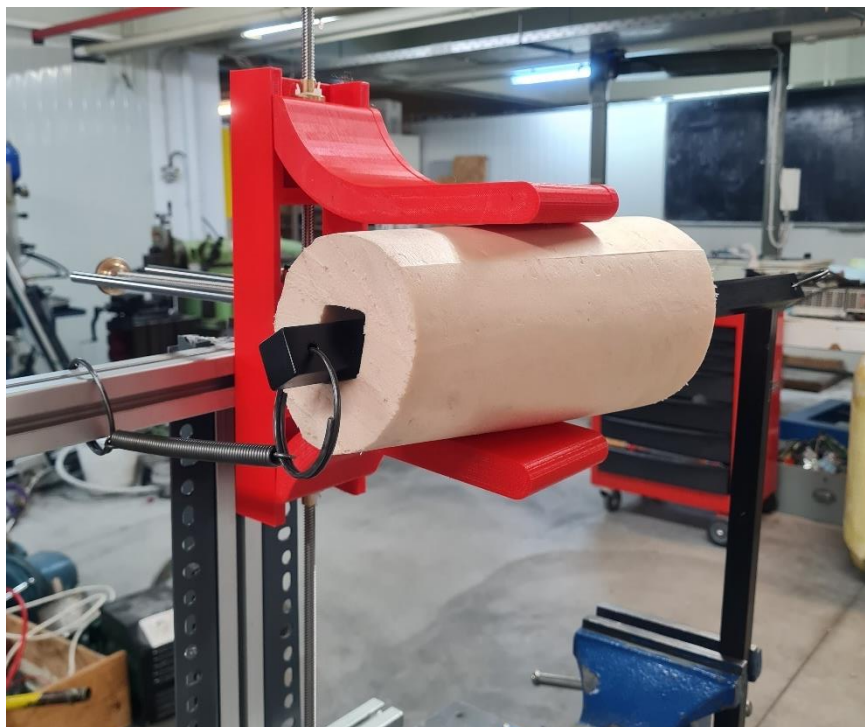
Αφού έγινε λοιπόν η εκτύπωση, η συναρμολόγηση και το στήσιμο του πειράματος, σειρά είχε η πειραματική διαδικασία κατά την οποία, περιστρέφοντας τους κοχλίες, επιτυγχάνεται τόσο η οριζόντια όσο και η κατακόρυφη κίνηση. Συγκεκριμένα, για την κατακόρυφη κίνηση, μόνο η κατεύθυνση από κάτω προς τα πάνω ήταν υλοποιήσιμη, ωστόσο θεωρούμε ότι αντίστοιχα αποτελέσματα ισχύουν και για την αντίθετη, λόγω συμμετρίας. Βέβαια, εκτυπώθηκε και το part για την αντίθετη κίνηση, ώστε να ληφθεί μια πιο συνολική εικόνα της συσκευής.

Για κάθε μία από τις δύο κινήσεις, λαμβάνεται μέτρηση του μήκους του ελατηρίου και της θέσης στο χώρο ενός από τα κινούμενα μέρη, πριν και μετά την κίνηση, ώστε να εξακριβωθεί ότι επιτυγχάνεται τουλάχιστον η μέγιστη δύναμη των 51 N. Συγκεκριμένα, το αρχικό μήκος κορμού ελατηρίου ήταν 134mm και για την οριζόντια και κατακόρυφη κίνηση επιτεύχθηκαν:

➤ Άξονας x:

Τελικό μήκος κορμού ελατηρίου 170mm => αύξηση κατά 36mm & οριζόντια μετατόπιση κινούμενου μέρους: 65mm.

Συνεπώς η δύναμη που επιτεύχθηκε ήταν: $36 * 6,1783 = 222,4N \geq 51N$

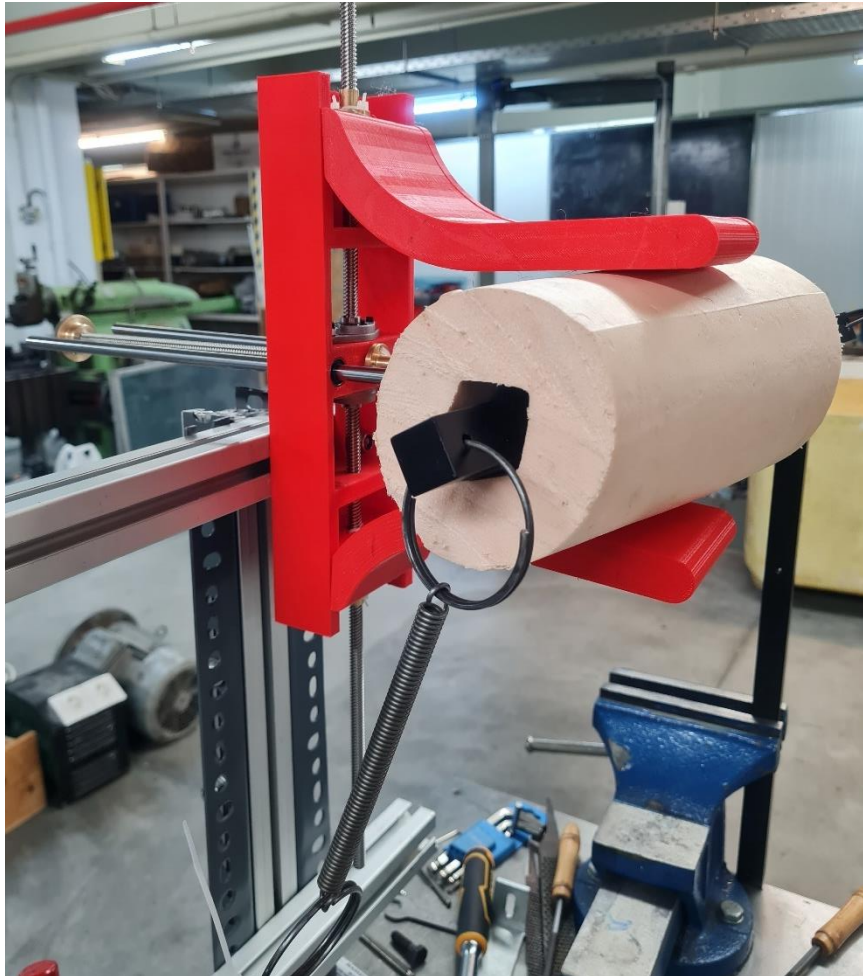


Εικόνα 89: Πειραματική διάταξη με ελατήριο τοποθετημένο οριζόντια

➤ Άξονας y:

Τελικό μήκος κορμού ελατηρίου 145mm => αύξηση κατά 11mm & οριζόντια μετατόπιση κινούμενου μέρους: 45mm.

Συνεπώς η δύναμη που επιτεύχθηκε ήταν: $11 * \cos(20^\circ) * 6,1783 = 63.8N \geq 51N$



Εικόνα 90: Πειραματική διάταξη με ελατήριο τοποθετημένο στις 20

Επίπροσθετα, αξίζει να αναφερθεί ότι, η αντοχή και η ευκολία κινήσεων της συσκευής αντίστασης, εξασφαλίζεται επίσης από το παραπάνω πείραμα, καθώς η συσκευή αυτή, αποτελεί μία πιο απλοποιημένη μορφή της συσκευής κίνησης και αντέχει αντίστοιχες δυνάμεις στο κατακόρυφο μόνο επίπεδο.

9. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ

Ακολουθώντας τη διαδικασία σχεδιασμού προϊόντος και πραγματοποιώντας πειραματική διαδικασία που προσεγγίζει τις συνθήκες πραγματικού χειρουργείου, αναλύθηκε και σχεδιάστηκε η τελική συσκευή, δύο βαθμών ελευθερίας, για τη μη επεμβατική ανάταξη μηριαίου οστού που έχει υποστεί κάταγμα. Η παραπάνω έρευνα, σίγουρα επιδέχεται βελτιώσεις ως προς τον σχεδιασμό και την ανάλυση αυτής, που παρατηρήθηκαν κατά τη διάρκειά της, και αξίζει να αναφερθούν.

Συγκεκριμένα, όπως έγινε εμφανές και από την εκτύπωση, παρόλο που χρησιμοποιήθηκαν κοχλίες για την κίνηση, η συσκευή έχει ανάγκη από περαιτέρω κλείδωμα, καθώς οι δυνάμεις αντίστασης από τους μύες είναι υψηλές και μπορεί να προκαλέσουν απώλεια της επιθυμητής ακρίβειας. Παράλληλα, ο σχεδιασμός των parts που έρχονται σε επαφή με το πόδι, επιδέχονται βελτίωση της γεωμετρίας τους, ώστε να κάνουν καλύτερη επαφή με αυτό και συνεπώς να μεταφέρονται πιο αποτελεσματικά οι δυνάμεις αλλά και να αποφευχθεί πιθανός τραυματισμός του ασθενή. Κάτι τέτοιο, θα μπορούσε να γίνει με δοκιμή σε πραγματικές συνθήκες ασθενών, λήψη μετρήσεων και αντίστοιχη τροποποίηση. Επίσης, όλα τα part θα ήταν επιθυμητό να υπάρχουν και σε διαφορετικά μεγέθη και ίσως σε μεγαλύτερο πλήθος, ώστε να καλύπτεται μεγαλύτερο φάσμα ασθενών καθώς και καταγμάτων, που μπορεί να είναι και σε περισσότερα από ένα σημεία του οστού. Τέλος, θα ήταν πολύ βοηθητική η δοκιμή των συναρμολογημάτων και των δύο συσκευών σε συνθήκες πραγματικού χειρουργείου, ώστε να γίνει εμφανής η πιθανή ανάγκη για τροποποίηση της γεωμετρίας, που ίσως χωροταξικά να δυσκολεύει τη διαδικασία σε στιγμές που δεν μπόρεσαν να προβλεφθούν. Με αυτόν τον τρόπο επίσης θα διαπιστωθεί αν θα ήταν επιθυμητό οι συσκευές να παρέχουν περισσότερες δυνατότητες, όπως για παράδειγμα περισσότερους βαθμούς ελευθερίας.

Συνοψίζοντας όμως, το πρόβλημα της ανάταξης σε τέτοια χειρουργεία όπως και αντίστοιχα προβλήματα της Ιατρικής, μπορούν σίγουρα να βελτιωθούν ή και να εξαλειφθούν με την εισαγωγή των νέων μηχανολογικών τεχνολογιών σε αυτήν και την συχνή επικοινωνία ιατρών – μηχανικών, με σκοπό την κατανόηση των αναγκών, και από τις δύο πλευρές. Το προϊόν της έρευνας αυτής δείχνει αισιόδοξα σημάδια για το συγκεκριμένο πρόβλημα και η εισαγωγή της σε πραγματικό περιβάλλον χειρουργείου θα μπορούσε ενδεχομένως να βοηθήσει σημαντικά τις ανάγκες για τις οποίες δημιουργήθηκε.

10. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Graham, A. E., Xie, S. Q., Aw, K. C., Mukherjee, S., & Xu, W. L. (2008). Bone–muscle interaction of the fractured femur. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(8), 1159-1165.
- [2] Chadwick, B., & Toto, C. (2001). Radiolucent structural materials for medical applications. *Medical Device And Diagnostic Industry*, 23(6), 40-48.
- [3] Pick, J. W., Stack, J. K., & Anson, B. J. (1941). Measurements on the human femur-I. lengths, diameters and angles. *Quarterly Bulletin of the Northwestern University Medical School*, 15(4), 281.
- [4] Aronsson Edström, D., & Lundberg, O. (2022). Effect of infill density on mechanical and fire properties of polylactic acid composites produced by FDM 3D-printing technology.
- [5] Farah, S., Anderson, D. G., & Langer, R. (2016). Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications—A comprehensive review. *Advanced drug delivery reviews*, 107, 367-392.
- [6] Jia, Z., Wang, S., Xiao, T., Jiang, W., Zhou, T., Liu, Q., ... & Hu, X. (2020). The design of an “H” joystick for closed reduction and its application in segmental and comminuted femoral shaft fractures: an innovative technique. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15, 1-7.
- [7] Gössling, T., Westphal, R., Fäulstich, J., Sommer, K., Wahl, F., Krettek, C., & Hufner, T. (2006). Forces and torques during fracture reduction: Intraoperative measurements in the femur. *Journal of orthopaedic research*, 24(3), 333-338.
- [8] Lim, E. J., Kim, B. S., Kim, M., Shon, H. C., & Kim, C. H. (2023). Open reduction versus closed reduction in internal fixation of displaced femoral neck fracture in children: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 18(1), 1-10.
- [9] Αντωνιάδης, Α. (2007). Μηχανολογικό Σχέδιο. Εκδόσεις ΤΖΙΟΛΑ.
- [10] https://www.medscape.com/viewarticle/826664_2
- [11] <https://mprortho.com/product/mpr-posterior-reduction-device-pord/>
- [12] <https://publishing.rcseng.ac.uk/doi/10.1308/rcsann.2014.96.8.626b>
- [13] <https://www.orthopaedicsone.com/display/MSKMed/Femoral+shaft+fractures>
- [14] <https://orthopedia.gr/pathiseis/isxio/katagma-diafyseos-tou-miriaiou/>
- [15] https://el-m.iliveok.com/health/femur_75671i16008.html