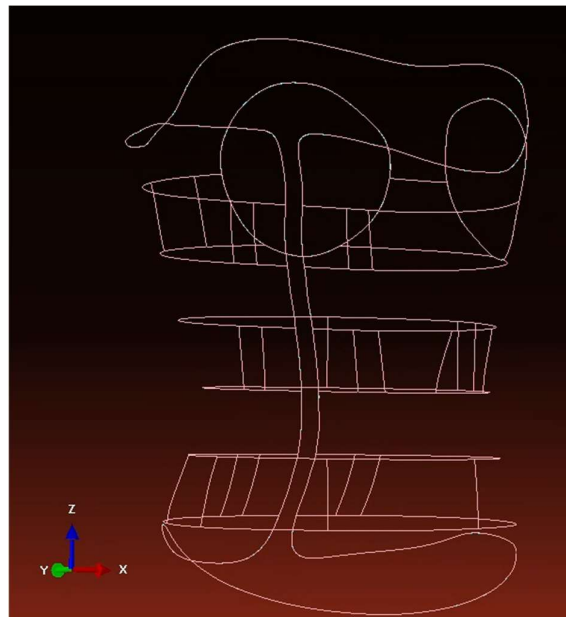




ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
Σχολή Πολιτικών Μηχανικών  
Εργαστήριο Μεταλλικών Κατασκευών



## ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΑΙ ΜΗ ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΗΔΕΜΟΝΩΝ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ



Μεταπτυχιακή Εργασία  
**Ιάσωνας Ροσσέτος**

EMK ME 2023 10

Επιβλέπων: Χ.Ι. Γαντές, Καθηγητής

Αθήνα, Οκτώβριος 2023

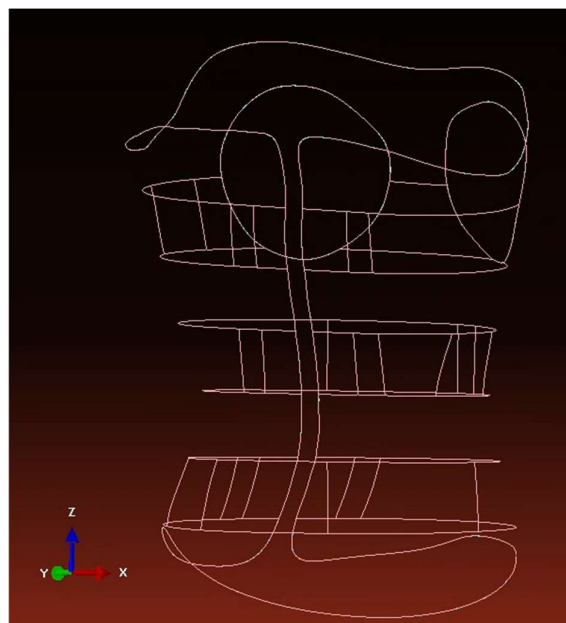




ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
Σχολή Πολιτικών Μηχανικών  
Εργαστήριο Μεταλλικών Κατασκευών



## ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΑΙ ΜΗ ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΗΔΕΜΟΝΩΝ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ



Διπλωματική Εργασία  
**Ιάσωνας Ροσσέτος**

EMK ME 2023 10

Επιβλέπων: Χ.Ι. Γαντές, Καθηγητής

Αθήνα, Οκτώβριος 2023





Copyright © ΙΑΣΩΝΑΣ ΡΟΣΣΕΤΟΣ, 2023  
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση σε αρχείο πληροφοριών, διανομή, αναπαραγωγή, μετάφραση ή μετάδοση της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό, υπό οποιαδήποτε μορφή και με οποιοδήποτε μέσο επικοινωνίας, ηλεκτρονικό ή μηχανικό, χωρίς την προηγούμενη έγγραφη άδεια του συγγραφέα. Επιτρέπεται η αναπαραγωγή, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν στη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από τη Σχολή Πολιτικών Μηχανικών του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου δεν υποδηλώνει αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα (Ν. 5343/1932, Άρθρο 202).

Copyright © Iasonas Rossetos, 2023  
All Rights Reserved

Neither the whole nor any part of this diploma thesis may be copied, stored in a retrieval system, distributed, reproduced, translated, or transmitted for commercial purposes, in any form or by any means now or hereafter known, electronic or mechanical, without the written permission from the author. Reproducing, storing and distributing this thesis for non-profitable, educational or research purposes is allowed, without prejudice to reference to its source and to inclusion of the present text. Any queries in relation to the use of the present thesis for commercial purposes must be addressed to its author.

Approval of this diploma thesis by the School of Civil Engineering of the National Technical University of Athens (NTUA) does not constitute in any way an acceptance of the views of the author contained herein by the said academic organisation (L. 5343/1932, art. 202).

**Acknowledgements: This research has been financed by the European Union – Next Generation EU in the context of the National Recovery and Resilience Plan (Greece 2.0) under the call 16971: RESEARCH – CREATE – INNOVATE (project code: TAEDK-06191).**

Ιάσωνας Ροσσέτος (2023)  
Αριθμητική Προσομοίωση Και Μη Γραμμική Ανάλυση Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης  
Διπλωματική Εργασία ΕΜΚ ΜΕ 2023 10  
Εργαστήριο Μεταλλικών Κατασκευών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα.

Iasonas Rossetos (2023)  
Diploma Thesis EMK ME 2023 10  
Numerical Simulation And Nonlinear Analysis of Spine Braces  
Institute of Steel Structures, National Technical University of Athens, Greece

## Ευχαριστίες

Η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία εκπονήθηκε κατά την θερινή περίοδο του Ακαδημαϊκού Έτους 2022-2023, στα πλαίσια του Διατμηματικού Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Δομοστατικός Σχεδιασμός και Ανάλυση Κατασκευών» του Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου υπό την επίβλεψη του Καθηγητή κ. Χαράλαμπου Γαντέ. Πριν την παρουσίαση της εργασίας, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Χαράλαμπο Γαντέ για την πολύτιμη καθοδήγηση του και την εμπιστοσύνη που μου έδειξε να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον και πρωτότυπο αντικείμενο. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τους υποψήφιους διδάκτορες Γεώργιο Καζάκη και Στέφανο Βούλγαρη για τις πολύτιμες συμβουλές τους και τις παρεμβάσεις τους κατά την εκπόνηση της εργασίας. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του ΕΚΠΑ κ. Σουλτάνη Κωνσταντίνο, για την πολύτιμη συνεισφορά του στις συμβουλές και πληροφορίες ιατρικού χαρακτήρα, οι οποίες ήταν απαραίτητες για την εκπόνηση τις παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας.



## Αφιέρωση

Η παρούσα εργασία αφιερώνεται στους γονείς μου Νίκο και Αργυρώ καθώς και στην αδερφή μου Μαριαέλενα, που με την βοήθεια και την στήριξη τους όλα τα χρόνια προπτυχιακών και μεταπτυχιακών σπουδών, κατάφερα να αποκτήσω όλα τα εφόδια και τις γνώσεις που έχω σήμερα.





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΠΟΛΙΤΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΜΕΤΑΛΛΙΚΩΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΩΝ



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
ΕΜΚ ΜΕ 2023 10

## Αριθμητική Προσομοίωση Και Μη Γραμμική Ανάλυση Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης

Ιάσωνας Ροσσέτος

Επιβλέπων: Χαράλαμπος Γαντές

### ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης αποτελούν εξωτερική στήριξη του ανθρώπινου κορμού για την αντιμετώπιση της σκολίωσης κυρίως στις εφηβικές ηλικίες. Οι παραδοσιακοί κηδεμόνες δημιουργούσαν δυσφορία στους ασθενείς καθώς πρόκειται για βαριές και ογκώδεις κατασκευές. Οι σύγχρονες απαιτήσεις και οι νέες τεχνολογίες γεννούν τη δυνατότητα σχεδιασμού και παραγωγής εύχρηστων, ελαφριών και βελτιστοποιημένων κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης. Η παρούσα εργασία επικεντρώνεται στην διερεύνηση του αρχικού σταδίου αυτής της διαδικασίας που αποτελεί η αριθμητική προσομοίωση τυπικών κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης προκειμένου να υπολογιστεί η δομική τους συμπεριφορά. Αξιοποιώντας αρχείο CAD το οποίο δημιουργήθηκε από σάρωση υφιστάμενου κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης δημιουργήθηκε αριθμητικό προσομοίωμα στο λογισμικό πεπερασμένων στοιχείων Abaqus CAE. Βασικό στάδιο για την δημιουργία αριθμητικού προσομοιώματος είναι η παραδοχή λειτουργίας κηδεμόνα με ιμάντες πρόσδεσης στην πίσω όψη και ύπαρξης υποστηρικτικών μαξιλαριών εσωτερικά του κηδεμόνα, τα οποία συμβάλουν στην ανάπτυξη διορθωτικών δυνάμεων στον σκελετό του ασθενούς με στόχο τον περιορισμό της ανάπτυξης της κλίσης της σπονδυλικής στήλης. Σύμφωνα με την παραπάνω παραδοχή δημιουργούνται διαφορετικά σενάρια φόρτισης τα οποία αξιοποιούν ως δεδομένα αρκετές παραμέτρους όπως τα μηχανικά χαρακτηριστικά διαφορετικών υλικών, διαφορετικά πάχη διατομής κηδεμόνα, συντοριακές συνθήκες, επιβαλλόμενα φορτία και μετακινήσεις καθώς και τις παραμέτρους για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης κηδεμόνα και ανθρώπινου σώματος. Η χρήση μη γραμμικών αναλύσεων κρίθηκε αναγκαία εξαιτίας της γεωμετρίας και της αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα προκειμένου να μπορέσουν να παραχθούν τα κατάλληλα και ακριβή αποτελέσματα. Τα αποτελέσματα τα οποία εξάγονται αφορούν τις αναπτυσσόμενες τάσεις στην επιφάνεια του κηδεμόνα, τις παραμορφώσεις καθώς και τις πιέσεις στο ανθρώπινο σώμα του ασθενούς, τα οποία μπορούν να αξιοποιηθούν σε μετέπειτα βήματα για την βελτιστοποίηση της τοπολογίας του αριθμητικού προσομοιώματος.



προκειμένου να μπορέσουν να παραχθούν κηδεμόνες με την λιγότερη δυνατή μάζα. Οι βασικές αρχές της μηχανικής βρίσκουν εφαρμογή στην προσομοίωση με πεπερασμένα στοιχεία σε αντικείμενα σύνθετης γεωμετρίας όπως οι κηδεμόνες, με τις αναπτυσσόμενες τάσεις και παραμορφώσεις να κινούνται σε λογικά όρια και τιμές οι οποίες συνάδουν με αποτελέσματα πειραματικών και κλινικών δοκιμών σύμφωνα με την βιβλιογραφική ανασκόπηση που πραγματοποιείται στα αρχικά κεφάλαια της εργασίας. Τέλος η υλοποίηση παραμετρικών αναλύσεων στο τέταρτο κεφάλαιο της μεταπτυχιακής εργασίας συμβάλει στην εξαγωγή συμπερασμάτων αναφορικά με τα πάχη διατομής του κηδεμόνα και του μέτρου ελαστικότητας του εκάστοτε υλικού του κηδεμόνα.



NATIONAL TECHNICAL UNIVERSITY OF ATHENS  
SCHOOL OF CIVIL ENGINEERING  
INSTITUTE OF STEEL STRUCTURES



DIPLOMA THESIS  
EMK ME 2023 10

## **Numerical Simulation and Nonlinear Analysis of Spine Braces**

**Iasonas Rossetos**

Supervisor: Charalambos Gantes

### **ABSTRACT**

Spine braces are an external support of the human trunk for the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. Traditional braces caused discomfort to patients as they are heavy and bulky structures. Modern requirements and new technologies are giving rise to the possibility of designing and producing easy-to-use, lightweight and optimized spine braces. This thesis focuses on the investigation of the initial stage of this process, which is the numerical simulation of typical braces in order to calculate their structural behavior. Utilizing a CAD file created from a scan of an existing spine brace, a numerical simulation was created in the finite element software Abaqus CAE. A key stage in the creation of the numerical simulation is the assumption of a brace operation with tethering straps on the rear face and the existence of supporting pads inside the brace, which contribute to the development of corrective forces on the patient's skeleton in order to limit the development of spinal inclination. According to the above assumption, different loading scenarios are generated which utilize as data several parameters such as the mechanical characteristics of different materials, different cross-sectional thicknesses of the brace, boundary conditions, applied loads and displacements as well as the parameters for simulating the interaction between the brace and the human body. The use of non-linear analyses was deemed necessary due to the geometry and body-guide interaction in order to produce appropriate and accurate results. The results obtained concern the stresses developed on the surface of the brace, the deformations as well as the pressures on the human body of the patient, which can be used in later steps to optimize the topology of the numerical simulation in order to

produce braces with the least possible mass. The basic principles of mechanics find application in finite element simulation to objects of complex geometry such as spine braces, with the developing stresses and deformations being within reasonable limits and values that are consistent with experimental and clinical test results according to the literature review carried out in the initial chapters of the thesis. Finally, the implementation of parametric analyses in the fourth chapter of the thesis contributes to the conclusions regarding the cross-sectional thicknesses of the brace and the elastic modulus of the respective brace material, different brace cross-sectional thicknesses, boundary conditions, applied loads and displacements as well as the parameters for the simulation of the drone-human body interaction.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>1</b>	<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΑΝΤΙΚΕΪΜΕΝΟ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ .....</b>	<b>1</b>
1.1	Ιστορική Αναδρομή και εξέλιξη Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης- Ανάλυση Προβλήματος Σκολίωσης .....	1
1.2	Είδη Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης .....	2
1.2.1	Κηδεμόνας «Milwaukee» .....	2
1.2.2	Κηδεμόνας «Boston» .....	4
1.2.3	Κηδεμόνας «Dynamic Derotation Brace» (Δυναμικός Αντιστροφικός Κηδεμόνας) .....	7
1.2.4	Κηδεμόνας «Rigo Cheneau» .....	8
1.3	Σχεδιασμός Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης - Τοπολογική Βελτιστοποίηση .....	13
1.4	Προσθετική κατασκευή-Τρισδιάστατη Εκτύπωση Κηδεμόνων .....	14
1.5	Τεχνολογία Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing .....	14
1.6	Μέθοδος συνδυαστικής χρήσης τεχνολογίας CAD/CAM με προσομοίωση με πεπερασμένα στοιχεία .....	16
<b>2</b>	<b>ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣΟΜΟΪΩΣΗΣ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ .....</b>	<b>19</b>
2.1	Γωνία Cobb, Στάδιο Ανάπτυξης Παιδιού (Risser Sign) και στόχος Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης .....	19
2.2	Υλικά Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης .....	21
2.2.1	Μηχανικά Χαρακτηριστικά Υλικών .....	23
2.3	Στατικά και Δυναμικά Φορτία Επί του Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης .....	27
2.3.1	Προσομοίωση και Ανάλυση Στατικού Συστήματος Κηδεμόνα Boston Brace .....	27
2.4	Επιβολή Φορτίσεων Στον Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης Κατά την Διάρκεια Σωματικής Άσκησης .....	29
2.5	Δυνάμεις Επαφής Μεταξύ Κηδεμόνα και Ανθρώπινου προσομοιώματος-Αποτελέσματα Πειραματικών Δοκιμών .....	35
2.6	Περιορισμός Κλίσης Γωνίας Cobb και Αναπτυσσόμενες Δυνάμεις-Πειραματικά Αποτελέσματα .....	40

<b>3</b>	<b>ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ .....</b>	<b>47</b>
3.1	Δεδομένα Προσομοίωσης.....	47
3.1.1	Γεωμετρία .....	47
3.1.2	Κεντρική Ιδέα Σχεδιασμού Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης .....	50
3.1.3	Μηχανικά Χαρακτηριστικά Υλικού Προσομοίωσης.....	52
3.1.4	Εισαγωγή Αρχείου Stl-Επεξεργασία κηδεμόνα.....	52
3.1.5	Ορισμός Διατομής.....	57
3.1.6	Πλέγμα Διακριτοποίησης.....	58
3.1.7	Συνοριακές Συνθήκες .....	60
3.1.8	Επιβολή Φορτίων .....	62
3.2	Α Σενάριο Φόρτισης.....	62
3.2.1	Δεδομένα Α Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα.....	62
3.2.2	Αποτελέσματα .....	64
3.2.3	Σχολιασμός και Συμπεράσματα.....	66
3.3	Β Σενάριο Φόρτισης.....	66
3.3.1	Δεδομένα Β Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα.....	67
3.3.2	Αποτελέσματα .....	68
3.3.3	Σχολιασμός και Συμπεράσματα.....	70
3.4	Γ Σενάριο Φόρτισης .....	70
3.4.1	Δεδομένα Γ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα .....	71
3.4.2	Αποτελέσματα .....	72
3.4.3	Σχολιασμός και Συμπεράσματα.....	74
3.5	Δ Σενάριο Φόρτισης.....	74
3.5.1	Εισαγωγή-Στόχος-Προσομοίωση Αλληλεπίδρασης Κηδεμόνα-Ανθρώπινου Σώματος....	74
3.5.2	Δεδομένα Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα.....	80
3.5.3	Αποτελέσματα .....	81
3.5.4	Σχολιασμός και Συμπεράσματα.....	83
3.6	Ε Σενάριο Φόρτισης.....	84
3.6.1	Εισαγωγή-Στόχος-Προσομοίωση Αλληλεπίδρασης Κηδεμόνα-Ανθρώπινου Σώματος....	84
3.6.2	Δεδομένα Ε Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα.....	86
3.6.3	Αποτελέσματα .....	87
3.6.4	Σχολιασμός και συμπεράσματα .....	89
<b>4</b>	<b>ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ.....</b>	<b>91</b>
4.1	Ανάλυση με διαφορετικές τιμές πάχους διατομής κηδεμόνα.....	91
4.1.1	Α Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 5\text{mm}$ ) .....	91
4.1.2	Β Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 3\text{mm}$ ) .....	95
4.1.3	Γ Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 2\text{mm}$ ) .....	98
4.2	Ανάλυση με διαφορετικές τιμές μέτρου ελαστικότητας υλικού του κηδεμόνα.....	103
4.2.1	Α Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας $E = 2340\text{MPa}$ ) .....	103

4.2.2 Β Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας $E= 1520 \text{ MPa}$ ) .....	106
4.2.3 Γ Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας $E= 320 \text{ MPa}$ ).....	109
4.3 Συμπεράσματα .....	114
<b>5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....</b>	<b>117</b>
5.1 Συνολικά.....	117
5.2 Προτάσεις για περαιτέρω διερεύνηση.....	118
<b>6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>121</b>



# 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

## 1.1 Ιστορική Αναδρομή και εξέλιξη Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης- Ανάλυση Προβλήματος Σκολίωσης

Η αναγνώριση παθήσεων και παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης χρονολογείται πριν από την αρχαιότητα καθώς παρατηρούνται σε προϊστορικούς σκελετούς του «όρθιου» ανθρώπου. Παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης συναντώνται σε αρχαίες Αιγυπτιακές απεικονίσεις. Πρώτος ο Ιπποκράτης (460 - 375 π.χ.) χρησιμοποίησε τους όρους "σκολίωσις", "κύφωσις", "λόρδωσις", στο έργο του «περί αρθρώσεων» για να περιγράψει τις παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης. Η λέξη Σκολίωση (Scoliosis) προέρχεται από την αρχαία Ελληνική λέξη σκολιός = στρεβλός, στραβός (ρήμα: σκολιούμαι=παίρνω στραβή πορεία). Μια συσκευή που περιγράφεται από τον Ιπποκράτη προκειμένου να αντιμετωπιστούν παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης ήταν μια ειδική κλίνη με τροχαλίες, στην οποία ο ασθενής δένονταν ώστε να εφαρμοστούν οι κατάλληλες δυνάμεις που θα μείωναν την παραμόρφωση. Ταυτόχρονα υπήρχε η δυνατότητα μέσω τροχαλιών να εφαρμοστεί έλξη κατά μήκος της σπονδυλικής στήλης. Παρόμοιες θεραπευτικές τεχνικές εφαρμόσε αργότερα και ο Γαληνός (130 – 210 μ.χ.). Οι πρωτοπόροι αυτοί θεραπευτές, με θεμελιώδες «μηχανιστικό» σκεπτικό, αντιλήφθηκαν την επιτακτική ανάγκη εφαρμογής «στρατηγικών» διορθωτικών δυνάμεων στον κορμό του ασθενούς. Αργότερα ο Βυζαντινός γιατρός Παύλος ο Αιγινίτης (625 – 690 μ.χ.) προσπάθησε να διορθώσει τις παραμορφώσεις της σπονδυλικής στήλης, δένοντας και πιέζοντας προσοδευτικά το σώμα πάνω σε ειδικούς ξύλινους νάρθηκες. Ο Ambroise Paré (1510 - 1590 μ.χ.) χρησιμοποίησε μεταλλικούς νάρθηκες σαν πανοπλίες και έκανε την αρχή στην θεωρία της συντηρητικής θεραπείας της σκολίωσης. Ο Guillaume Levacher (1738-1806 μ.χ.) χρησιμοποιεί ενεργητικούς διορθωτικούς κηδεμόνες. Με την εμφάνιση του γύψου το 1856 ο Louis Albert Sayre από τη Νέα Υόρκη είναι αυτός που καθιερώνει τη χρησιμοποίηση γύψινων κηδεμόνων για τη θεραπεία των παραμορφώσεων του αξονικού σκελετού και ο Abott (1911 μ.χ.), που προτείνει τον γύψινο νάρθηκα. Στα τέλη του 19<sup>ου</sup> αιώνα ανακοινώνεται η ανακάλυψη των ακτίνων "X" από τον Γερμανό Wilhelm Konrad Roentgen και από την εποχή αυτή και μετά, οι εξελίξεις είναι ραγδαίες. Στα μέσα του 20ου αιώνα οι Blount και Schmidt (1945 μ.χ.) δημιουργούν τον κηδεμόνα Milwaukee τύπου cervico-thoraco-lumbo-sacral orthosis (CTLSO) και ο Stagnara (1949 μ.χ.) τον εξελίσσει, καθιερώνοντας την επιτυχή συντηρητική θεραπεία της σκολίωσης. Αν και ο συγκεκριμένος κηδεμόνας υπήρξε καινοτόμος για την εποχή του, ήταν ογκώδης και περιλάμβανε μεταλλικές ράβδους μέχρι τον λαιμό, καθιστώντας τον άβολο να φορεθεί με αποτέλεσμα να υπάρχει ελλιπής συμμόρφωση των ασθενών. Τη δεκαετία του '70 κατασκευάζεται κορμικός



κηδεμόνας από θερμοπλαστικό υλικό μετά από δημιουργία εκμαγείου, ο γνωστός υπομασχάλιος κηδεμόνας Boston ο οποίος καθιερώθηκε διεθνώς ως το πρότυπο για την συντηρητική θεραπεία των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης. Διάφορες παραλλαγές, βελτιώσεις και τροποποιήσεις του κηδεμόνα Boston αποτελούν μέχρι σήμερα την βάση της συντηρητικής αντιμετώπισης της σκολίωσης. **Οι βασικές μηχανικές αρχές αυτών των πρώιμων κηδεμόνων εξακολουθούν να ισχύουν και στους σύγχρονους, όπως είναι οι δυνάμεις τριών σημείων και οι δυνάμεις αντιστροφής.** Τα υλικά κατασκευής των κηδεμόνων έχουν εξελιχθεί από το μέταλλο και το δέρμα, τα οποία χρησιμοποιούνταν για τον «Milwaukee brace», σε θερμοπλαστικά υλικά ελαφρού βάρους, επιτρέποντας πολλά νέα σχέδια με υψηλότερα επίπεδα άνεσης για τους ασθενείς και αποτελεσματικότερη εφαρμογή δυνάμεων. Η πρόκληση κάθε σύγχρονης εφαρμογής κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης περιλαμβάνει το ότι η αποτελεσματική και συνεχής εφαρμογή πολλαπλών διορθωτικών δυνάμεων σε στρατηγικά σημεία του κορμού και της σπονδυλικής στήλης πρέπει να συνδυαστεί με μία κατασκευή η οποία θα προσφέρει μειωμένο βάρος και αυξημένη άνεση στον ασθενή, ώστε αυτός να είναι σε θέση να συμμορφωθεί με τις δύσκολες απαιτήσεις της συντηρητικής θεραπείας (εφαρμογή μέχρι 23 ώρες/24ώρο).

## 1.2 Είδη Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης

### 1.2.1 Κηδεμόνας «Milwaukee»

Το 1957 ο Blount σχεδίασε και εφάρμοσε τον κηδεμόνα Milwaukee, κηδεμόνας εκλογής για τους περισσότερους τύπους ιδιοπαθούς σκολίωσης, παρότι ήταν αισθητικά μη αποδεκτός.



Εικόνα 1:1 Κηδεμόνας Milwaukee (πηγή : <https://www.spondylos.gr/kidemonas-milwaukee>)

Ο κηδεμόνας Milwaukee αποτελείται από δύο κύρια τμήματα: την βάση και το δυναμικό τμήμα. Η βάση αποτελείται από το πυελικό τμήμα, που μπορεί να είναι από θερμοπλαστικό υλικό ή από δέρμα. Μπορεί να είναι προκατασκευασμένο σε διάφορα μεγέθη ή κατασκευάζεται μετά από λήψη εκμαγείου. Η όλη κατασκευή θα στηρίζεται επάνω σε αυτή τη βάση που πρέπει να είναι καλά κατασκευασμένη και να εφαρμόζει απόλυτα για να έχει το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα.

Το δυναμικό τμήμα αποτελείται πρόσθια από μία μεταλλική μπάρα κεντρική, που ξεκινάει ακριβώς επάνω από την ηβική σύμφυση και φθάνει μπροστά στο ύψος του λάρυγγα, όπου ενώνεται με μια βάση στήριξης του πηγουνιού μεταλλική με επένδυση από αφρώδες υλικό και δέρμα. Οπίσθια από τις άκρες του πυελικού τμήματος, παρασπονδυλικά, ξεκινούν δυο μεταλλικές μπάρες οι οποίες ανεβαίνουν μέχρι το ηνίο όπου ενώνονται με μια βάση ινιακής στήριξης μεταλλικής, με επένδυση από αφρώδες υλικό και δέρμα.

Οι μεταλλικές αυτές μπάρες έχουν σκοπό διαμέσου των βάσεων στήριξης να ασκούν πιέσεις στο πηγούνι και στο ηνίο με αποτέλεσμα την επιμήκυνση της σπονδυλικής στήλης και επιπλέον δημιουργούν στον ασθενή την συνεχή τάση για αυτόεπιμήκυνση.

Ο κηδεμόνας συμπληρώνεται από βοηθητικά μέσα όπως είναι τα πίεςτρα, που έχουν διαφορετικό σχήμα και θέση ανάλογα το τύπο της σκολίωσης. Τα πλευρικά θωρακικά πίεςτρα είναι κατασκευασμένα από θερμοπλαστικό υλικό που επεξεργάζεται επάνω στο εκμαγείο του ασθενούς. Αυτά ενώνονται με την αντίστοιχη οπίσθια μπάρα μέσω ενός ιμάντος ρυθμιζόμενης τάσης και μπροστά μέσω μεταλλικής αντηρίδας με την πρόσθια μπάρα, ώστε να μην πιέζεται ο θώρακας ή το στήθος.

Η δράση του κηδεμόνα Milwaukee ασκείται διαμέσου δύο διαφορετικών μηχανισμών : της αυτοεπιμήκυνσης και της αρχής των τριών σημείων.



Εικόνα 1:2 Μπροστά και πίσω όψη κηδεμόνα Milwaukee σε χρήση (πηγή : <https://www.spondylos.gr/kidemonas-milwaukee>)

#### Αυτόεπιμήκυνση

Οποιαδήποτε κίνηση έκτασης της κεφαλής έχει σαν αποτέλεσμα, λόγω της αδυναμίας κίνησης του πυέλου, την επιμήκυνση της σπονδυλικής στήλης. Το φαινόμενο αυτό αυξάνεται διορθώνοντας την οσφυϊκή και την αυχενική λόρδωση.

#### Αρχή Τριών Σημείων

Η άλλη δράση είναι διαμέσου των πλευρικών και οσφυϊκών πίεςτρων χρησιμοποιώντας την αρχή των τριών σημείων αλλά και σε μία δράση περίπου αντιστροφική ή καλύτερα αντιτιθέμενης στην στροφική δράση των σπονδύλων. Ο ασθενής έπρεπε να υλοποιεί καθημερινά ασκήσεις επιμήκυνσης. Δυστυχώς ο κηδεμόνας δημιουργούσε αλλοιώσεις στην κάτω γνάθο με φαινόμενα μικρογναθίας.



Εικόνα 1:3 Επιπτώσεις μικρογναθίας εξαιτίας της χρήσης του κηδεμόνα Milwaukee (πηγή : <https://www.spondylos.gr/kidemonas-milwaukee> )

Για αυτό τον λόγο αλλά και για την κακή του αισθητική εγκαταλείφθηκε στα τέλη του προηγούμενου αιώνα, παρότι ήταν πολύ πιο λειτουργικός, ειδικά στις υψηλές θωρακικές σκολιώσεις από τους υπομασχάλιους κηδεμόνες όπως ο Boston.

### 1.2.2 Κηδεμόνας «Boston»

Ο κηδεμόνας σκολίωσης τύπου Boston είναι ο παλαιότερος υπομασχάλιος κηδεμόνας. Η ιστορία του κηδεμόνα τύπου BOSTON, ξεκινά τη δεκαετία του '70, όπου για πρώτη φορά κατασκευάστηκε κορμικός κηδεμόνας από θερμοπλαστικό υλικό μετά από δημιουργία εκμαγείου. Ο τύπος αυτός του κορμικού κηδεμόνα ονομάστηκε έτσι γιατί δημιουργήθηκε στο Boston Children's Hospital, το 1972, από τους John Hall και William Miller.



Εικόνα 1:4 Κηδεμόνας Boston (πηγή : <https://scoliosisslc.com/kidemonas-boston/>)

Η λήψη μέτρων γινόταν σε ειδικό κρεβάτι ανάταξης, όπου με γύψινες ταινίες τύλιγαν το σώμα, σε δεύτερο χρόνο το εσωτερικό του προπλάσματος το γέμιζαν γύψο και δημιουργούσαν το τελικό εκμαγείο, με ράσες για εργαλεία λείαναν το εκμαγείο και άφηναν τις πιέσεις στα σημεία που έχρηζαν ανάγκης. Τέλος, τοποθετούσαν θερμοπλαστικό υλικό και με τις κατάλληλες επεμβάσεις δημιουργούσαν τη μορφή του BOSTON. Την εποχή εκείνη, εσωτερικά τοποθετούσαν ειδικό αφρώδες υλικό – plastazot. Το πάχος του κηδεμόνα έφτανε 16 χιλιοστά και το βάρος τουλάχιστον 1,5 κιλού. Ο κηδεμόνας τύπου BOSTON χρησιμοποιείται σε σκολιώσεις, κυφώσεις και μετεγχειρητικά περιστατικά, ανηλίκων και

ενηλίκων. Είναι κατασκευασμένος από θερμοπλαστικό 3 ή 4 χιλ., που λαμβάνει μετά από θερμική επεξεργασία, το σχήμα του ήδη επεξεργασμένου προπλάσματος. Εσωτερικά είναι επενδεδυμένος με αφρώδες υλικό 4 έως 6 χιλ.



Εικόνα 1:5 Διαφορετικές παραλλαγές του κηδεμόνα Boston πριν την χρήση σε ασθενή (πηγή :

<https://scoliosisslc.com/kidemonas-boston/>)

Ο κηδεμόνας μπροστά εκτείνεται μέχρι κάτω από το στήθος και πίσω μέχρι τις κορυφές των ωμοπλάτων. Κουμπώνει στην πίσω επιφάνεια με τρεις ιμάντες, που χρησιμοποιούνται επίσης και για την άσκηση των πιέσεων στο σώμα του ασθενούς.

Εσωτερικά τοποθετούνται μαλακά πιέστρα από αφρώδες υλικό ανάλογα με την πίεση που επιδιώκεται να ασκηθεί. Πρόκειται για διορθωτικό κηδεμόνα, υπομασχάλιο, ελαφρύ και λεπτό, με άνοιγμα-κλείσιμο στο πίσω μέρος του κορμού. Κάθε χρήστης κηδεμόνα αντιμετωπίζεται εξατομικευμένα. Κατόπιν λεπτομερούς κλινικού ελέγχου (ακτινογραφίες κ.α.) εντοπίζονται τα κατάλληλα και ακριβή σημεία που θα πρέπει να ασκηθούν οι διορθωτικές πιέσεις, αλλά και οι εκτονώσεις αυτών χωρίς να εμποδίζουν την αναπνοή, να προκαλούν πόνο και να δημιουργούν αδυναμία στις καθημερινές κινήσεις. Δημιουργεί καλή στήριξη στα λαγόνια, ασκώντας σταθερές, κατάλληλες πιέσεις, διατηρώντας τις εσωτερικές και εξωτερικές επιφάνειες ομαλές. Με τη χρήση κηδεμόνα τύπου BOSTON επιτυγχάνονται διορθώσεις, τόσο στη σκολίωση και την κύφωση, όσο και στη στροφή της σπονδυλικής στήλης, στη διαφορά ύψους της λεκάνης καθώς και στήριξη και συγκράτηση των οστών. Μετεγχειρητικά, ο κηδεμόνας τύπου BOSTON πλέον της συγκράτησης και στήριξης της σπονδυλικής στήλης, διορθώνει και το sagittal imbalance (οβελιαίο επίπεδο).

#### *Ορολογία-Είδη Boston Scoliosis Brace*

Διαφορετικές καμπύλες απαιτούν διαφορετικές τοποθετήσεις μαξιλαριών ανάλογα με τη σοβαρότητα και τη θέση της καμπύλης. Χρησιμοποιείται η ακόλουθη ορολογία με βάση το υψηλότερο συστατικό του στηρίγματος :

- **Οσφυϊκός Βραχίονας Boston (Boston Lumbar Brace)**

Το υψηλότερο εξάρτημα είναι ένα οσφυϊκό μαξιλάρι. Για χρήση σε οσφυϊκές καμπύλες (κορυφή κάτω από το L1) και οσφυο-οσφυϊκές καμπύλες. Συνήθως απαιτείται επέκταση/επιπέδου τροχαντήρα και οσφυϊκό επίθεμα.



Εικόνα 1:6 Οσφυϊκός Βραχίονας Boston (πηγή : <https://www.bostonoandp.com/Customer-Content/www/CMS/files/BostonBraceManual.pdf> )

- **Θωρακο-οσφυϊκός Βραχίονας Boston (Boston Thoraco-Lumbar Brace)**

Η υψηλότερη συνιστώσα είναι η κάτω θωρακική έκταση. Συνιστάται για χρήση με θωρακο-οσφυϊκές καμπύλες (κορυφή T12 και L1) και χαμηλές θωρακικές καμπύλες (κορυφή T10 και T11). Συνήθως απαιτεί επέκταση/επιπέδου τροχαντήρα, οσφυϊκό επίθεμα και χαμηλό θωρακικό επίθεμα.



Εικόνα 1:7 Θωρακο-οσφυϊκός Βραχίονας Boston (πηγή : <https://www.bostonoandp.com/Customer-Content/www/CMS/files/BostonBraceManual.pdf> )

- **Θωρακικός Βραχίονας Boston (Boston Thoracic Brace)**

Η υψηλότερη συνιστώσα είναι μια μασχαλιαία επέκταση. Για χρήση με διπλές καμπύλες και θωρακικές καμπύλες με κορυφή έως την T6. Συνήθως απαιτεί επέκταση του τροχαντήρα/μαξιλαράκι, οσφυϊκό μαξιλαράκι, χαμηλό θωρακικό μαξιλαράκι και μασχαλιαία προέκταση.



Εικόνα 1:8 Θωρακικός Βραχίονας Boston (πηγή : <https://www.bostonoandp.com/Customer-Content/www/CMS/files/BostonBraceManual.pdf> )

### 1.2.3 Κηδεμόνας «Dynamic Derotation Brace» (Δυναμικός Αντιστροφικός Κηδεμόνας)

Ο κηδεμόνας τύπου DDB χρησιμοποιείται σε σκολιώσεις και κυφώσεις. Πρόκειται για υπομασχάλιο, θωρακοσφαικό, κηδεμόνα, κατασκευασμένο από θερμοπλαστικό υποαλλεργικό υλικό.



Εικόνα 1:9 Κηδεμόνας « Dynamic Derotation Brace» (πηγή <https://scoliosisslc.com/kidemonas-ddb-dynamikos-antistrofikos-kidemonas/> )

Πρόσθιες αντηρίδες από ντουραλουμίνιο, οπίσθιες μεταλλικές ενισχύσεις, μεταλλικά αντιστροφικά πίεστρα καθώς και πλάγιες πιέσεις στα εσωτερικά τοιχώματα, καταφέρνουν τη λειτουργία τρισδιάστατης διορθωτικής δράσης του κηδεμόνα DDB. Έχει δυνατότητα ανύψωσης ώμων και επιφέρει αφενός διαφοροποιήσεις των πλάγιων σκολιωτικών κυρτωμάτων της σπονδυλικής στήλης, αφετέρου διορθώσεις των στροφικών παραμορφώσεων των πλευρών στον θώρακα (πλευρικοί ύβοι) και των στροφικών παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης στην οσφυ (οσφυϊκή προεξοχή ή οσφυϊκό έπαρμα). Η ιστορία του DDB ξεκινά στις αρχές ξεκινά στις αρχές της δεκαετίας του '80 από τον διευθυντή της Μονάδας Σκολίωσης του νοσοκομείου ΚΑΤ, Δημήτρη Αντωνίου, σαν σύγχρονη τροποποίηση του Boston και ολοκληρώθηκε με τη συνεργασία του ιατρού Ιωάννη Βαλαβάνη. Παρουσιάστηκε πρώτη φορά στις Βερμούδες το 1986, σε συνέδριο της British Scoliosis Society (BSS) και της Scoliosis Research Society (SRS). Γνωστός και ως ο Ελληνικός κηδεμόνας.

Πρωτοποριακός και καινοτόμος για την εποχή εκείνη κηδεμόνας, πήρε το όνομά του από τα αρχικά των λέξεων Dynamic Derotation Brace – Δυναμικός Αντιστροφικός Κηδεμόνας. Με μικρές αισθητικά διαφοροποιήσεις από τον Boston και με περισσότερες αντιστροφικές ενισχύσεις, οπίσθιο κεντρικό πίεστρο και δυνατότητα ανύψωσης ώμων, ο κηδεμόνας DDB επιφέρει διορθώσεις ύβων και στροφικών παραμορφώσεων, εγγυώμενος συντηρητική αποκατάσταση, στην σκολίωση και την κύφωση.

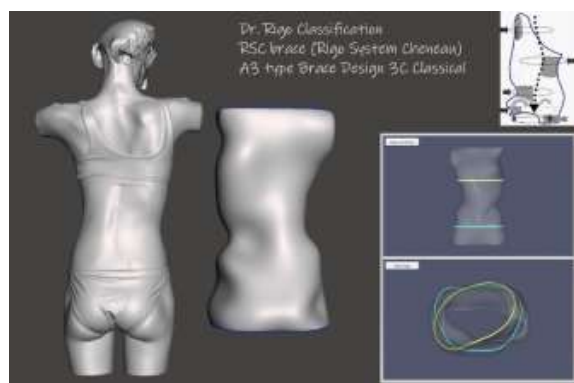
#### 1.2.4 Κηδεμόνας «Rigo Cheneau»

Ο κηδεμόνας Rigo Cheneau είναι ο νεότερος τύπος κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης για τη σκολίωση, που ακολουθεί συγκεκριμένες αρχές διόρθωσης σύμφωνα με την ταξινόμηση του Dr. Rigo. Σαν συνέχεια του κηδεμόνα Cheneau, ο Dr. Rigo επαναπροσδιόρισε τις αρχές του Dr. Cheneau χρησιμοποιώντας εμβιομηχανικές περιγραφές αντί της παλιάς ανατομικής περιγραφής του Jacques Cheneau. Ξεχωρίζει για την ελαχιστοποίηση χρήσης θερμοπλαστικού αφήνοντας ελεύθερα αρκετά τμήματα του κορμού που σε παλαιότερους τύπους κηδεμόνα παρέμεναν εγκλωβισμένα, δίνοντας έτσι μεγαλύτερη ελευθερία κινήσεων.



Εικόνα 1:10 Κηδεμόνας «Rigo Cheneau» (πηγή : <https://orthoway.gr/kidemonas-skoliosis-rsc-rigo/> )

#### Πώς λειτουργεί ο κηδεμόνας Rigo Cheneau



Εικόνα 1:11 Σχεδίαση Εξατομικευμένου Κηδεμόνα «Rigo Cheneau» σύμφωνα με την παραμορφωμένη γεωμετρία σπονδυλικής στήλης του ασθενούς. (πηγή : <https://orthoway.gr/kidemonas-skoliosis-rsc-rigo/> )

Στη σκολίωση, η σπονδυλική στήλη παρουσιάζει πλάγιες καμπύλες και επίσης συστρέφεται. Ένας κηδεμόνας Rigo Cheneau ασκεί πίεση εκεί που χρειάζεται το σώμα για να ισιώσει και να ξετυλίξει την



καμπύλη. Έχει ανοιχτές περιοχές (σημεία εκτόνωσης) που αφήνουν το σώμα του παιδιού να επεκταθεί κατά την αναπνοή και την άσκηση.



Εικόνα 1:12 Χρήση κηδεμόνα σε ασθενή εφηβικής ηλικίας. (πηγή : <https://orthoway.gr/kidemonas-skoliosis-rsc-rigo/> )

Τα παιδιά που φορούν αυτόν τον κηδεμόνα συχνά κάνουν επίσης έναν ειδικό τύπο φυσικοθεραπείας για να σταματήσουν την επιδείνωση της σκολιωτικής καμπύλης τους. Ο κηδεμόνας ευθυγραμμίζει τα οστά στη σπονδυλική στήλη, ενώ η φυσικοθεραπεία βοηθά στην εκγύμναση και την ενδυνάμωση των μυών. Μαζί, μπορούν να βελτιώσουν τη στάση του παιδιού.

Αποτελείται εξ ολοκλήρου από θερμοπλαστικό υλικό πάχους συνήθως 3 χιλ. χωρίς εσωτερική επένδυση από αφρώδες υλικό και χωρίς μεταλλικά στοιχεία παρά μόνο ειδικά διαμορφωμένα εσωτερικά *rads*. Κατασκευάζεται επάνω σε θετικό ομοίωμα μετά από λήψη αυστηρά και μόνο ψηφιακού εκμαγείου τεχνολογίας *Laser*, από το σώμα του ασθενούς. Όλα τα στάδια σχεδιασμού διαμόρφωσης και υλοποίησης σε αυτόν τον κηδεμόνα γίνονται πλέον ψηφιακά. Το ύψος του φτάνει μπροστά κάτω από το στήθος και το πίσω άνω τμήμα του, φθάνει μέχρι το μέσο περίπου της ωμοπλάτης. Ανοιγμάτα ή παράθυρα εκτόνωσης υπάρχουν στα αντίθετα σημεία των σκολιωτικών ύβων στην πλευρά του κυρτού της καμπύλης και ανάλογα με το μοτίβο της σκολίωσης μπορούμε να έχουμε ελεύθερη και την λεκάνη.

Για κάθε μοναδική περίπτωση Σκολίωσης (Θωρακική, Θωρακοσφυϊκή, διπλή κλπ.) σχεδιάζεται και ένας διαφορετικός κηδεμόνας που είναι μοναδικός για κάθε ασθενή.

Ο κηδεμόνας *Rigo Cheneau* είναι η λειτουργική εξέλιξη των τυποποιημένων βιομηχανικών σχεδίων για τους κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης για τη θεραπεία της σκολίωσης. Βασίζεται στις βασικές αρχές του *Dr. Cheneau* οι οποίες αναπτύχθηκαν περαιτέρω από τον *Dr. Rigo*.

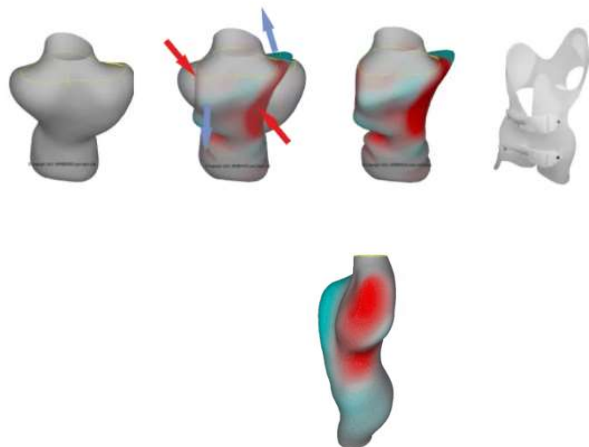
Εξατομικευμένος προσδιορισμός του τύπου και διάγνωση γίνεται από εμπειρογνώμονα της σκολίωσης. Έτσι ώστε κάθε κηδεμόνας *Rigo Cheneau* να κατασκευάζεται ξεχωριστά για κάθε ασθενή.

Είναι κηδεμόνας που βασίζεται στην ταξινόμηση της σκολίωσης σύμφωνα με τον *Dr. Rigo*, σημείο διαφοροποίησης με τους κηδεμόνες «*Boston*». Δηλαδή ανάλογα με την σκολίωση δημιουργείται και ένα μοντέλο κηδεμόνα πρωτότυπο, που δεν μοιάζει με κάτι άλλο.



Πως λειτουργεί στο σώμα ο Rigo Cheneau

**Στην ουσία ο Rigo Cheneau είναι ένας κηδεμόνας με τρισδιάστατη λειτουργία.** Με την άσκηση πιέσεων που ασκούνται σε διάφορα σημεία που διαμορφώνουν τις καμπύλες της σκολίωσης και με ταυτόχρονη εκτόνωση στο κοίλο σε πολλαπλά επίπεδα.



Εικόνα 1:13 Σημεία άσκησης πίεσης από τον κηδεμόνα στο σώμα εξαιτίας της τρισδιάστατης λειτουργίας του.

(πηγή : <https://medlabgr.blogspot.com/2014/11/laser-cad-cam-video.html> )

Πως κατασκευάζεται ο Rigo Cheneau

Με το hand held laser μια λεπτή δέσμη λέιζερ σαρώνει το σώμα και σε πραγματικό χρόνο σχηματίζεται στις οθόνες η αναπαραγωγή του σώματος με ακρίβεια δέκατου του εκατοστού, ούτως ώστε να δημιουργηθεί ένα ψηφιακό εκμαγείο.



Εικόνα 1:14 Σάρωση σώματος ασθενούς με χρήση τεχνολογίας hand held laser. (πηγή :

<https://www.spondylos.gr/laser-scanner/>)

Έτσι ώστε να μπορεί να επεξεργαστεί για την κατασκευή κηδεμόνα Rigo Cheneau.

- Διαρκεί λιγότερο από 3 λεπτά
- Δεν παράγει ακτινοβολία επικίνδυνη για τον ασθενή.
- Δεν δημιουργεί ψυχολογικά προβλήματα στον έφηβο, όπως γινόταν με την παλαιά μέθοδο με την εφαρμογή γύψου

### Διαδικασία

Ο ασθενής σαρώνεται γυμνός ή φορώντας ένα εφαρμοστό άσπρο φανελάκι. Η σάρωση γίνεται με μετατόπιση της ακτίνας λέιζερ στο σώμα του ασθενούς, ενώ η ενσωματωμένη κάμερα καταγραφής μεταφέρει σε πραγματικό χρόνο, στην οθόνη του υπολογιστή την κίνηση της. Σαν να χρωματίζει κάποιος με ένα ρολό βαψίματος, το σώμα του ασθενούς. Τελειώνοντας την σάρωση σώζεται το αρχείο που απεικονίζει το σαρωμένο σώμα.



Εικόνα 1:15 Αποτέλεσμα τρισδιάστατης σάρωσης σώματος ασθενούς. (πηγή : <https://medlabgr.blogspot.com/2014/11/laser-cad-cam-video.html>)

Το αποτέλεσμα είναι η ακριβής λήψη του τρισδιάστατου σαρωμένου σώματος του ασθενούς. Ανάλογα με τον κηδεμόνα που επιδιώκεται να κατασκευαστεί, γίνονται οι απαραίτητες διορθώσεις στο CAD-CAM, ώστε στο τέλος το ψηφιακό εκμαγείο να πάρει την μορφή που πρέπει, για να μπορεί να επεξεργασθεί.

Πόσοι και ποιοι είναι οι διαφορετικοί τύποι κηδεμόνων Rigo Cheneau ανάλογα με την κατάσταση της σπονδυλικής στήλης



(α)



(β)

Εικόνα 1:16 Χρήση Κηδεμόνων για (α) Αριστερή Οσφυϊκή Σκολίωση (β) Δεξιά Θωρακοσφυϊκή Σκολίωση (πηγή : <https://www.spondylos.gr/typi-kidemonon/>)



(α)



(β)

Εικόνα 1:17 Χρήση Κηδεμόνα για (α) Δεξιά Θωρακική-Αριστερή Θωρακοσφαική Σκολίωση (β) Δεξιά Θωρακοσφαική Σκολίωση (πηγή : <https://www.spondylos.gr/typi-kidemonon/>)



(α)



(β)

Εικόνα 1:18 Χρήση Κηδεμόνα για (α) Δεξιά Θωρακική Σκολίωση (β) Δεξιά Θωρακική Σκολίωση (πηγή : <https://www.spondylos.gr/typi-kidemonon/>)



(α)



(β)

Εικόνα 1:19 Χρήση Κηδεμόνα για (α) Δεξιά θωρακική Αριστερή Οσφυϊκή Σκολίωση (β) Δεξιά θωρακική Αριστερή Οσφυϊκή Σκολίωση (πηγή : <https://www.spondylos.gr/typi-kidemonon/>)

### 1.3 Σχεδιασμός Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης - Τοπολογική Βελτιστοποίηση

Η Δομική Βελτιστοποίηση (ΔΒ) είναι ένα ισχυρό εργαλείο στη διαδικασία σχεδιασμού δομών που υπόκεινται σε συγκεκριμένες φορτίσεις και περιορισμούς, το οποίο στοχεύει στη βέλτιστη λύση σχεδιασμού για δημιουργία ελαφρών κατασκευών, ικανοποιώντας παράλληλα κριτήρια και περιορισμούς που είναι καθορισμένα από τον σχεδιαστή/μηχανικό που σχετίζονται με την αντοχή, τη λειτουργικότητα, κλπ. των τελικών προϊόντων.

Μία από τις πιο κοινές μεθόδους ΔΒ είναι η Τοπολογική Βελτιστοποίηση (Topology Optimization). Η μέθοδος αυτή σήμερα είναι ενσωματωμένη σε εμπορικά υπολογιστικά πακέτα λογισμικών (CAE software), τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως στην αγορά. Η τοπολογική βελτιστοποίηση αποτελεί μια τεχνική δομικής βελτιστοποίησης που προσφέρει τη βέλτιστη τοπολογία μιας δομής που υπόκειται σε καθορισμένες συντοριακές συνθήκες και φορτίσεις. Η διαδικασία υλοποιείται με τη χρήση μιας αριθμητικής μεθόδου (π.χ., της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων) σε συνδυασμό με έναν αλγόριθμο βελτιστοποίησης που λαμβάνει υπόψη διάφορα κριτήρια και περιορισμούς. Η συγκεκριμένη μεθοδολογία είναι ικανή να υποδείξει τις θέσεις όπου το υλικό είναι απαραίτητο και να τις συνδυάσει έτσι ώστε να σχηματιστεί η τελική βέλτιστη μακροδομή.

Εφαρμογές της βελτιστοποίησης τοπολογίας είναι πολύ διαδεδομένες στο κομμάτι του σχεδιασμού κομματιών αυτοκινήτων και μηχανημάτων της βιομηχανίας. Σημαντικό είναι να σημειωθεί ότι συνηθώς οι βέλτιστες λύσεις που δίνονται μέσω της χρήσης της μεθόδου Τοπολογικής Βελτιστοποίησης (ΤΒ) οδηγούν σε δομές οι οποίες χαρακτηρίζονται από υψηλή δομική απόδοση και έχουν το ελάχιστο δυνατό βάρος, αλλά τις περισσότερες φορές είναι δύσκολο έως αδύνατο να παραχθούν από τις κλασικές κατασκευαστικές διαδικασίες (αφαιρετικές τεχνολογίες και τεχνικές μορφοποίησης), λόγω της αρκετά υψηλής πολυπλοκότητας όσον αφορά την τελική γεωμετρία τους. Επομένως, γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι η κατασκευασιμότητα (manufacturability) των δομών που προκύπτουν είναι μία εξίσου σημαντική παράμετρος που πρέπει να ληφθεί υπόψιν.

Υπό αυτό το πρίσμα εξετάζεται και η δυνατότητα βελτιστοποίησης της τοπολογίας των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης ως τον πιο σύγχρονο τρόπο παραγωγής τους. Απαραίτητο στάδιο για την διαδικασία της βελτιστοποίησης είναι η προσομοίωση των κηδεμόνων με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων με σκοπό τον υπολογισμό των αναπτυσσόμενων εντατικών μεγεθών και των παραμορφώσεων κατά την χρήση τους. Συνδυάζοντας αυτά τα δεδομένα ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης πρόκειται να σχηματίσει την τελική βέλτιστη μακροδομή.

#### **1.4 Προσθετική κατασκευή-Τρισδιάστατη Εκτύπωση Κηδεμόνων**

Η προσθετική κατασκευή, γνωστή επίσης ως τρισδιάστατη εκτύπωση, περιλαμβάνει ένα εύρος τεχνολογιών επεξεργασίας υλικού, οι οποίες δημιουργούν ταχέως φυσικά αντικείμενα απευθείας από CAD μοντέλα, μέσω της συνεχόμενης εναπόθεσης υλικού σε μορφή στρώσεων. Οι τεχνολογίες προσθετικής κατασκευής συνοδεύονται με τη γνωστή ελευθερία σχεδιασμού, επομένως το τελικό μοντέλο που παρέχεται από την τοπολογική βελτιστοποίηση μπορεί να κατασκευαστεί χωρίς τους περιορισμούς των συμβατικών μεθόδων κατασκευής.

Επιπλέον, οι τεχνολογίες προσθετικής κατασκευής επιτρέπουν τη δημιουργία ελεγχόμενων δομών διαφορετικής πυκνότητας υλικού και γεωμετρίας. Παρόλα αυτά, υπάρχουν κάποιες σημαντικές κατασκευαστικές παράμετροι που πρέπει να ληφθούν υπόψη και να βελτιστοποιηθούν, όπως είναι το υλικό κατασκευής, η πυκνότητα και το μοτίβο εναπόθεσης της εσωτερικής δομής, το πάχος της στρώσης, η ταχύτητα και η θερμοκρασία εκτύπωσης, το ελάχιστο μέγεθος χαρακτηριστικών, η διεύθυνση εκτύπωσης της δομής πάνω στην πλατφόρμα, κλπ., καθώς επηρεάζουν σημαντικά την ακεραιότητα και την απόδοση των τελικών εκτυπωμένων δομών.

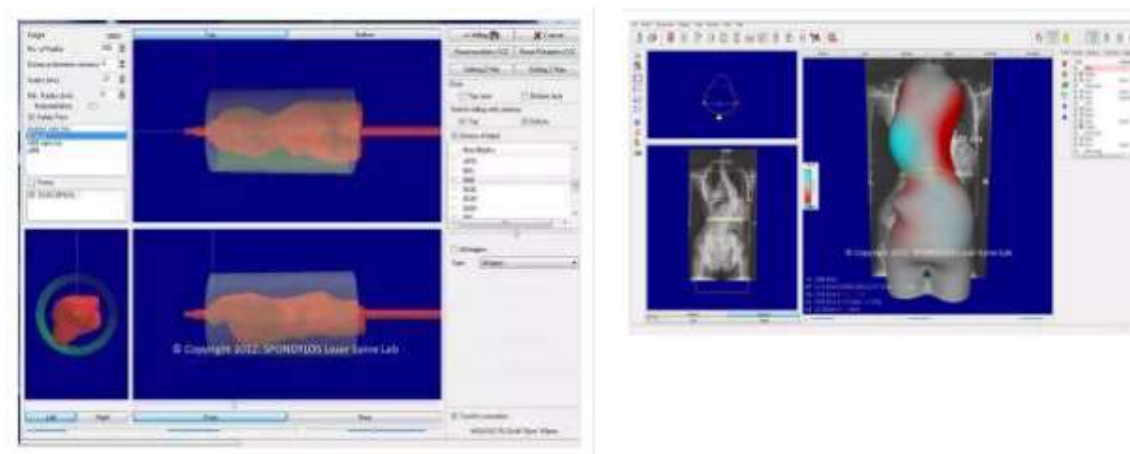
Τον τελευταίο καιρό έχει αρχίσει πλέον να αναπτύσσεται σημαντικά η χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης στο τομέα των ιατρικών οργάνων. Κάποιες πρώτες προσπάθειες στο κομμάτι αυτό αποτελεί η αντικατάσταση των γύψων με πιο ελαφριούς νάρθηκες εκτυπωμένους με τη χρήση της τρισδιάστατης εκτύπωσης .

Ο συνδυασμός της TB ως σχεδιαστικό εργαλείο σε συνδυασμό με τα πλεονεκτήματα της τεχνολογίας ΠΚ ως κατασκευαστική μέθοδος μπορεί να επιφέρει μία νέα επανάσταση στον σχεδιασμό και στην κατασκευή νέων καινοτόμων προϊόντων για τη σύγχρονη βιομηχανία και για αυτό το λόγο μελετάται εκτενώς τα τελευταία χρόνια σε διάφορα πεδία εφαρμογής, όπως π.χ. στην ιατρική, αεροδιαστημική, αεροναυπηγική, αυτοκινητοβιομηχανία, κ.ά.

#### **1.5 Τεχνολογία Computer Aid Design/Computer Aid Manufacturing**

Το CAD-CAM , από τα αρχικά των λέξεων Computer Aid Design και Computer Aid Manufacturing, είναι ειδικά προγράμματα που επεξεργάζονται τα ψηφιακά εκμαγεία και δημιουργούν το τελικό εκμαγείο για την κατασκευή των κηδεμόνων.

Η επεξεργασία τους είναι πολύ βασική για τον έλεγχο της ακρίβειας των διαστάσεων της ψηφιοποιημένης επιφάνειας του σώματος και από αυτά εξαρτάται η σωστή ψηφιακή απόδοση του προπλάσματος.



Εικόνα 1:20 Ψηφιακή αποτύπωση γεωμετρίας σπονδυλικής στήλης με χρήση τεχνολογίας CAD-CAM (πηγή : <https://www.spondylos.gr/en/cad-cam-2/>)

Στα προγράμματα CAD-CAM υπάρχει η δυνατότητα εισαγωγής φωτογραφιών και ακτινογραφιών, ώστε να γίνει η επεξεργασία του ψηφιακού εκμαγείου. Δηλαδή είναι σαν να έχουμε όλο το σώμα του ασθενούς με το σκελετό του. Αυτό προσδίδει μεγάλη ακρίβεια στις διορθώσεις.

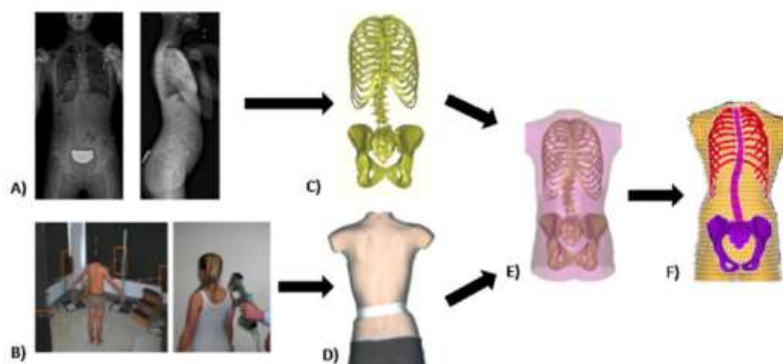
Ανάλογα με τον κηδεμόνα που επιδιώκεται να κατασκευαστεί, γίνονται οι απαραίτητες διορθώσεις. Δηλαδή γίνεται η επεξεργασία του ψηφιακού εκμαγείου σαν πρόκειται για ένα πραγματικό γύψινο εκμαγείο προς διόρθωση.

Με το ειδικό πρόγραμμα εργαλείων καθίσταται εφικτή η διόρθωση των στροφών του σώματος και της κλίσης. Επιδιώκεται πίεση ιδιαίτερα στις περιοχές των ύβων για υπερδιόρθωση. Δημιουργούνται περιοχές εκτονώσεων γι' αυτές τις πιέσεις, ώστε ο κηδεμόνας να μην πιέζει συμμετρικά και ασφυκτικά το σώμα του ασθενούς. Είναι επίσης εφικτό να ευθυγραμμιστούν οι κλίσεις των ώμων και να διορθωθεί η πιθανή απόκλιση της λεκάνης. Γενικά παρέχονται όλα τα ψηφιακά εργαλεία για να δημιουργηθεί ένα εκμαγείο ιδανικό χωρίς λάθη τεχνικά, που θα χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή κηδεμόνα.

Ολοκληρώνοντας την διαδικασία επεξεργασίας του εκμαγείου δημιουργείται ένα αρχείο με πληροφορίες, που να μπορεί να επεξεργασθεί από το CAM (Computer Aid Manufacturing), που με τη σειρά του θα ετοιμάσει το τελικό ψηφιακό εκμαγείο ώστε να χρησιμοποιηθεί για το σκάλισμα του τελικού προπλάσματος.

Στην σκολίωση, όπου η διόρθωση των παραμορφώσεων της σπονδυλικής στήλης είναι μια πολύ σοβαρή υπόθεση, η σωστή απεικόνιση και διόρθωση τους θα οδηγήσει στην κατασκευή ενός κατάλληλου κηδεμόνα, που πραγματικά διορθώνει την σκολίωση και με αποτελέσματα την απομάκρυνση ενός μεγάλου και επίπονου χειρουργείου, όπως είναι η Σπονδυλοδεσία.

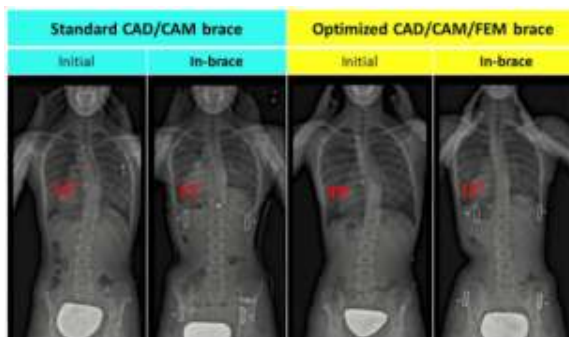
### 1.6 Μέθοδος συνδυαστικής χρήσης τεχνολογίας CAD/CAM με προσομοίωση με πεπερασμένα στοιχεία.



Εικόνα 1:21 Α) Λήψη εσωτερικής γεωμετρίας σπονδυλικής στήλης με τη βαθμονομημένη τεχνική τρισδιάστατης δι-επιπέδης ακτινογραφικής ανακατασκευής. Β) Λήψη της εξωτερικής γεωμετρίας με χρήση συστήματος σάρωσης. C) Εσωτερική Τρισδιάστατη Γεωμετρία. D) Εξωτερική Τρισδιάστατη Γεωμετρία E) Αποτύπωση Γεωμετρίας F) Προσομοίωμα πεπερασμένων στοιχείων κορμού. (πηγή : 1)

Σύμφωνα με αποτελέσματα παλαιότερης έρευνας [1] η οποία υλοποιήθηκε πάνω σε δείγμα 15 ασθενών που πάσχουν από Εφηβική Ιδιοπαθής Σκολίωση, αποδείχθηκε πως η χρήση κηδεμόνων που κατασκευάστηκαν μέσω των μεθόδων CAD/CAM/FEM παρουσιάζουν σχετικά παρόμοια αποτελέσματα με τη χρήση παραδοσιακά κατασκευασμένων κηδεμόνων "Thoraco-lumbo-sacral orthoses" (TLSO) . Η βασική διαφορά είναι πως οι πρώτοι κατασκευάστηκαν με κατά 32% λιγότερο υλικό και είχαν κατά 61% λεπτότερο πάχος.

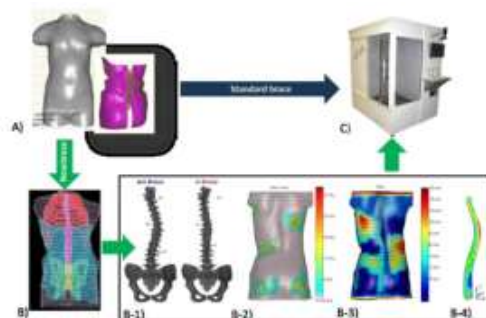
Έρευνα η οποία διεξήχθη στα πλαίσια πειράματος [1] υλοποιήθηκε σε ένα εύρος 24 ασθενών οι οποίοι χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Στην πρώτη ομάδα ασθενών εφαρμόσθηκε η παραδοσιακή κατασκευή κηδεμόνα (TLSO) η οποία παράχθηκε έπειτα από σκανάρισμα του κορμού του ασθενούς με προσέγγιση CAD/CAM αρχείου κηδεμόνα (Standard Brace). Στην δεύτερη ομάδα ασθενών εφαρμόσθηκε κηδεμόνας ο οποίος κατασκευάστηκε μέσω του συνδυασμού των μεθόδων CAD/CAM και πεπερασμένων στοιχείων (FEM) και χρήση αλγορίθμου βελτιστοποίησης.



Εικόνα 1:22 Ακτινογραφικά αποτελέσματα για δύο τυπικούς ασθενείς : χωρίς κηδεμόνα και για τους δύο (αρχική καμπύλη), με τον Standard Brace ή με τον New Brace. (πηγή : [1] )



Η δεύτερη μέθοδος (New Brace) επέτρεψε την προσομοίωση της διόρθωσης της σκολίωσης και των εφαρμοζόμενων πιέσεων στον κορμό καθώς και την επαναληπτική σχεδίαση του κηδεμόνα μέχρι η διορθωμένη κατάσταση της σκολίωσης να θεωρηθεί μέγιστη και η επιφάνεια επαφής με τον κορμό ελάχιστη. Στην συνέχεια κατασκευάστηκε με τη χρήση τεχνολογίας Computer Numerical Controlled. Τα τελικά αποτελέσματα έδειξαν πως η μέθοδος (New Brace) μείωσε την γωνία Cobb κατά 47% η οποία προσομοιώθηκε με διαφορά μικρότερη από 5°. Η μέθοδος (Standard Brace ) μείωσε την γωνία Cobb κατά 40%. Η New Brace είχε κατά 32% μικρότερη επιφάνεια υλικού συγκριτικά με την Standard Brace. Συμπερασματικά ένα νέο σύστημα σχεδιασμού που συνδυάζει CAD/CAM και τρισδιάστατη προσομοίωση μέσω πεπερασμένων στοιχείων επιτρέπει την κατασκευή κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης πιο αποτελεσματικού και ελαφρύτερου συγκριτικά με τους κηδεμόνες τυπικής κατασκευής



Εικόνα 1:23 Α)Σχεδιασμός κορμού με χρήση λογισμικού CAD για τον τυπικό βραχίονα Β) Προσομοίωση της τοποθέτησης του βραχίονα Β1) Προσομοίωση της διόρθωσης της σπονδυλικής στήλης Β2) Προσομοίωση των εφαρμοζόμενων πιέσεων Β3) Προσομοίωση απόστασης μεταξύ κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης και δέρματος ασθενούς (το μπλε χρώμα αντιπροσωπεύει το υλικό που έρχεται σε επαφή με το δέρμα του ασθενούς και το πράσινο, κίτρινο, πορτοκαλί και κόκκινο χρώμα αντιπροσωπεύει το υλικό του νάρθηκα Β4) Αποτελέσματα αναπτυσσόμενων τάσεων επι του κηδεμόνα C) Κατασκευή του κηδεμόνα με χρήση CAM φρεζαρίσματος (πηγή :1)

Αντίστοιχα σε διαφορετική πειραματική διαδικασία [3] που διεξήχθη σε εύρος 36 εφήβων με κοινά χαρακτηριστικά Εφηβικής Ιδιοπαθούς Σκολίωσης, συγκρίνοντας τις 2 μεθόδους (FEM Brace-Control Brace) τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα ήταν τα εξής :

		FEMBrace (test group)		Difference between groups Student's t test <sup>a</sup>	CtrlBrace (control group)	
		Mean	SD		Mean	SD
Coronal plane	T Cobb angle reduction (%)	47	20	$p = 0.01$	25	18
	L Cobb angle reduction (%)	48	24	$p = 0.04$	26	27
Transverse plane	T curve apical axial rotation correction (%)	46	24	$p = 0.004$	30	17
	L curve apical axial rotation correction (%)	46	22	$p = 0.003$	30	23
	T plane of maximum curvature reduction (degrees)	0	18	$p = 0.28$	3	30
	L plane of maximal curvature reduction (degrees)	11	40	$p = 0.66$	11	46
Sagittal plane	T4-T12 kyphosis reduction (degrees)	-2	6	$p = 0.02$	-16	28
	L1-S1 lordosis reduction (degrees)	12	25	$p = 0.44$	11	24

<sup>a</sup>Significant difference between both groups for  $p < 0.05$

Πίνακας 1:1 Συγκριτικά αποτελέσματα μείωσης γωνιών Cobb έπειτα από εφαρμογή κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης FEM Brace και Control Brace (πηγή : [3])



Με βάση τα παραπάνω διαπιστώνεται ότι το πεδίο της τρισδιάστατης εκτύπωσης κηδεμόνων σκολίωσης είναι ακόμα ανεξερεύνητο, έχει όμως ουσιαστικές προοπτικές. Αν αυτές συνδυαστούν με την ενσωμάτωση οπτικών αισθητήρων είναι δυνατό να κατασκευαστούν βελτιστοποιημένοι κηδεμόνες με εξατομικευμένα χαρακτηριστικά τα οποία θα συμβάλλουν στην αποδοτικότερη θεραπεία της πάθησης. Με χρήση των δεδομένων κατά τη λειτουργία, μπορούν να γίνονται έγκαιρες και καίριες παρεμβάσεις από τους ειδικούς θεράποντες με σκοπό την ταχύτερη βελτίωση της κλινικής εικόνας. Ειδική προσοχή θα πρέπει να δοθεί στους εγγενείς περιορισμούς της τρισδιάστατης εκτύπωσης όπως η σχέση παραμέτρων-ποιότητας. **Επιπροσθέτως τα πλεονεκτήματα της μεθόδου ανάλυσης κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης μέσω Πεπερασμένων Στοιχείων είναι πολλά. Το πιο σημαντικό είναι η ταχύτητα με την οποία μπορούν να γίνουν πολλαπλές δοκιμές των επιδόσεων της εκάστοτε ορθοπεδικής συσκευής (νάρθηκας, κηδεμόνας σπονδυλικής στήλης) και να αποφευχθεί η χρονοβόρα διαδικασία πειραματικών δοκιμών προκειμένου να εκτιμηθεί η δομική συμπεριφορά και λειτουργία (αντοχές-παραμορφώσεις) των συσκευών αυτών.** Αντίστοιχα η ενσωμάτωση της διαδικασίας (Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων) στην ανάπτυξη προϊόντων, σύμφωνα με την έρευνα [8] μπορεί να μειώσει το κόστος κατά τη διάρκεια του κύκλου ανάπτυξης του προϊόντος.

## 2 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

Στο παρόν κεφάλαιο επιδιώκεται η αναλυτική παρουσίαση των παραμέτρων του προβλήματος προσομοίωσης κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης. Πιο συγκεκριμένα παρουσιάζονται αναλυτικά οι πειραματικές δοκιμές και οι μετρήσεις που εντοπίστηκαν στην βιβλιογραφία. Αξιοποιώντας τα άνωθεν δεδομένα, συγκεκριμενοποιούνται οι παράμετροι και παραδοχές της προσομοίωσης της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας.

### 2.1 Γωνία Cobb, Στάδιο Ανάπτυξης Παιδιού (Risser Sign) και στόχος Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης

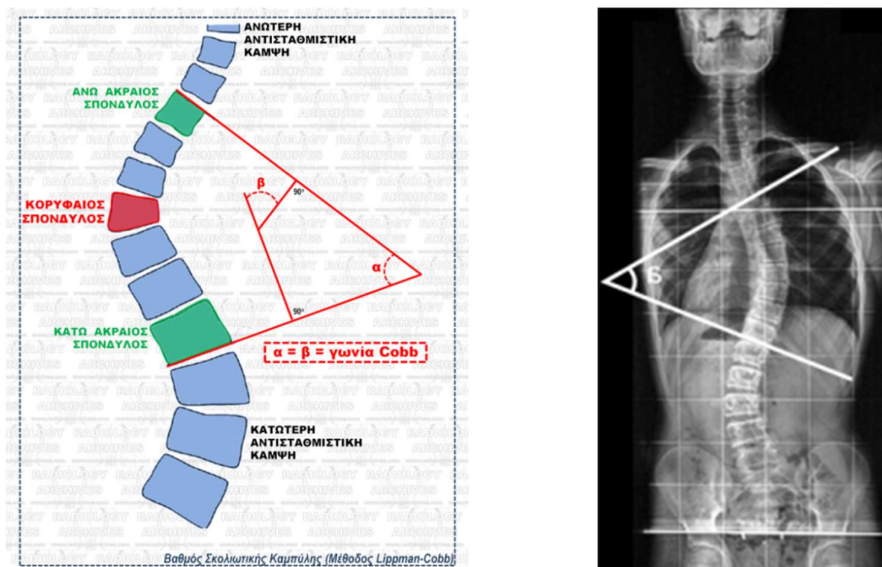
#### *Γωνία Cobb*

Η **γωνία Cobb** πήρε το όνομα της από τον Αμερικανό χειρουργό ορθοπεδικό Robert Cobb (1903-1967), ο οποίος ήταν πρώτος που την χρησιμοποίησε το 1947 για να μετρήσει το μέγεθος της σκολίωσης σε ακτινογραφία.

Η γωνία Cobb είναι ο πιο διαδεδομένος τρόπος μέτρησης της πλάγιας κλίσης της σπονδυλικής στήλης και καθορίζει το βαθμό της σκολίωσης σε μοίρες. Σύμφωνα με τις επιστημονικές κοινότητες SRS και SOSORT γωνίες μικρότερες των 10° δε θεωρούνται σκολιώσεις. Σε σκολιώσεις με λιγότερο από 20-25 μοίρες δεν πρέπει να εφαρμόζεται κηδεμόνας, παρά μόνο Ειδικές Φυσιοθεραπευτικές Ασκήσεις για την Σκολίωση (PSSE), σε σκολιώσεις από 25-45 μοίρες θα πρέπει να εφαρμόζεται κηδεμόνας και ταυτόχρονα να εκτελούνται και Ειδικές Ασκήσεις για την Σκολίωση (PSSE), ενώ σε σκολιώσεις από 45 μοίρες και πάνω, αν αποτύχει η συντηρητική θεραπεία, υπάρχει η επιλογή της χειρουργικής αντιμετώπισης.

Η εκτίμηση της γωνίας Cobb μετριέται από την ακτινογραφία και γίνεται πάντοτε από τον εξειδικευμένο ιατρό και φυσικοθεραπευτή και είναι πολύ σημαντική τόσο στη διάγνωση της Σκολίωσης αλλά και στην αξιολόγηση της εξέλιξης της. Για να μετρηθεί η γωνία Cobb θα πρέπει να εντοπιστούν οι δύο σπόνδυλοι του κυρτώματος με την μεγαλύτερη κλίση (most tilted upper vertebra-most tilted lower

vertebra). Στη συνέχεια μία γραμμή χαράσσεται στο άνω άκρο του επάνω σπονδύλου και αντίστοιχα μια γραμμή στο κάτω άκρο του κάτω σπονδύλου. Έπειτα σχεδιάζονται κάθετες γραμμές σε καθεμία από τις παραπάνω γραμμές των δύο σπονδύλων με την μεγαλύτερη κλίση. Η γωνία που σχηματίζεται στο σημείο που οι δύο κάθετες τέμνονται μεταξύ τους ονομάζεται γωνία Cobb.



Εικόνα 2:1 α) Γραφική απεικόνιση γωνίας Cobb β) Αποτύπωση γωνίας Cobb σε ακτινογραφία ασθενούς (πηγή: <https://www.skoliosi.com/skoliosi/axiologisi-skoliosis/gonia-cobb>)

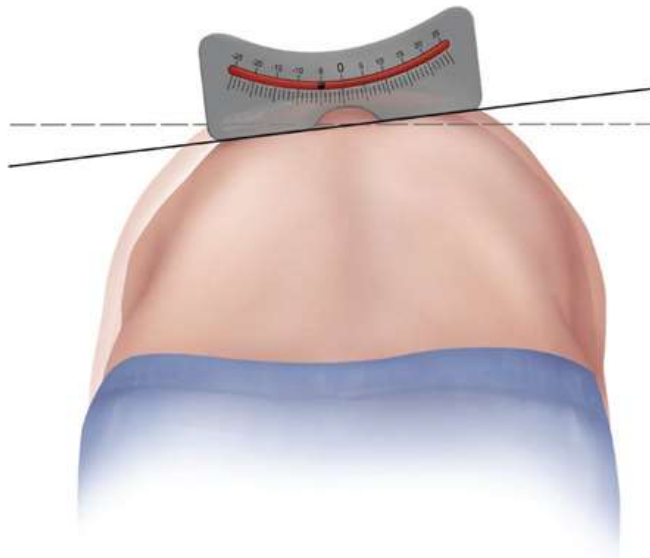
### **Risser Sign (Στάδιο Ανάπτυξης του παιδιού)**

**Ο βαθμός Risser** είναι καθοριστικός παράγοντας για την επιλογή χρήσης κηδεμόνα ή όχι. Η μέτρηση αυτή καθορίζει τη φάση οστικής ανάπτυξης που βρίσκεται το παιδί και πόση οστική ανάπτυξη του απομένει. Η μέτρηση αυτή γίνεται από την ακτινογραφία και εντοπίζεται το ποσοστό οστεοποίησης που έχει η απόφυση της λαγόνιας ακρολοφίας στη λεκάνη. Οι κατευθυντήριες γραμμές που δίνουν οι επιστημονικές κοινότητες Σκολίωσης SRS και SOSORT είναι ότι σε βαθμό Risser 0-3 όπου υπολείπεται αρκετό υπόλοιπο ανάπτυξης στο παιδί και σε σκολιώσεις άνω των 25 μοιρών επιβάλλεται η χρήση κηδεμόνα και συστηματικής Ειδικής Φυσικοθεραπευτικής Άσκησης. Αντίθετα σε Risser 4 και 5 όπου η οστική ανάπτυξη έχει σχεδόν ολοκληρωθεί ο κηδεμόνας δε φαίνεται να ωφελεί και η θεραπεία πρέπει να γίνεται μόνο με Ειδικές Φυσικοθεραπευτικές Ασκήσεις.

### **Γωνία Στροφής (Angle Trunk Rotation ATR)**

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας μέτρησης είναι η γωνία Στροφής των σπονδύλων. Στη σκολίωση σημαντική δεν είναι μόνο η πλάγια κλίση που έχει πάρει η Σπονδυλική στήλη αλλά και η στροφή των σπονδύλων ξεχωριστά. Η μέτρηση αυτή είναι ένας πολύ σημαντικός προγνωστικός παράγοντας για την εξέλιξη της σκολίωσης και σημαντική ένδειξη για αποφάσεις που πρέπει να παρθούν. Για το αν το παιδί χρειάζεται συστηματική Ειδική Φυσικοθεραπευτική Άσκηση για αντιμετώπιση της σκολίωσης, αν χρειάζεται κηδεμόνα ή όχι, ή αν αρκεί η απλή παρακολούθηση της εξέλιξης.

Η γωνία στροφής μπορεί να μετρηθεί τόσο κλινικά όσο και ακτινολογικά. Ο πιο αξιόπιστος και διαδομένος τρόπος είναι κλινικά με το σκολιώμετρο. Η μέτρηση με το σκολιώμετρο είναι πιο εύχρηστη και μπορεί να γίνεται σε τακτικά χρονικά διαστήματα σε αντίθεση με την ακτινολογική μέτρηση όπου το παιδί δεν μπορεί να κάνει συχνά ακτινογραφίες λόγω υψηλής ακτινοβολίας.



Εικόνα 2:2 Μέτρηση της γωνίας στροφής με τη χρήση σκολιώμετρου κατά το τεστ επίκυψης (Adam's Test) (πηγή: <https://www.skoliosi.com/skoliosi/axiologisi-skoliosis/gonia-cobb> )

Σύμφωνα με τα παραπάνω ένας κηδεμόνας σπονδυλικής στήλης σχεδιάζεται με στόχο να μπορέσει να ικανοποιήσει τις ειδικές ανάγκες του εκάστοτε ασθενή. Ανάλογα με τις μοίρες της γωνίας Cobb του κάθε ασθενή, απαιτείται η χρήση ενός κηδεμόνα ειδικά διαμορφωμένου, που βάσει του σχεδιασμού του θα μπορέσει τελικώς να αποτρέψει αλλά και να μειώσει την ανάπτυξη της κλίσης της σπονδυλικής στήλης κατά την χρήση του. Τα σενάρια φόρτισης των κηδεμόνων που μελετώνται στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία βασίζονται σε πειραματικές δοκιμές και τιμές που έχουν υπολογιστεί για κηδεμόνες που εφαρμόστηκαν πάνω σε ασθενείς. Η τιμή της γωνίας Cobb επηρεάζει τον σχεδιασμό του κηδεμόνα με τον εξής τρόπο. Όσο μεγαλύτερη η γωνία, τόσο περισσότερο απαιτείται ο σχεδιασμός ενός κηδεμόνα ικανού να αναπτύξει μεγαλύτερες δυνάμεις και εντατικά μεγέθη τέτοια ώστε να μπορούν να μειώσουν αλλά και να περιορίσουν την ανάπτυξη της κλίσης της σπονδυλικής στήλης.

## 2.2 Υλικά Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης

Οι περισσότεροι παραδοσιακοί κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης κατασκευάζονται συνήθως από πολυαιθυλένιο ή πολυπροπυλένιο. Τόσο το πολυαιθυλένιο όσο και το πολυπροπυλένιο είναι τύποι πλαστικών και είναι πολυμερή. Για τον υπολογισμό των μηχανικών χαρακτηριστικών του υλικού της αριθμητικής προσομοίωσης απαιτείται η βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με τις μηχανικές ιδιότητες του πολυαιθυλενίου και πολυπροπυλενίου.

Ένα θερμοπλαστικό είναι ένα πλαστικό υλικό, συνήθως ένα πολυμερές, που γίνεται ευλύγιστο ή εύπλαστο πάνω από μια συγκεκριμένη θερμοκρασία και στερεοποιείται με ψύξη. Τα περισσότερα θερμοπλαστικά έχουν μια υψηλή σχετική μοριακή μάζα. Οι αλυσίδες του πολυμερούς συνδέονται με διαμοριακές δυνάμεις, που εξασθενούν γρήγορα με αύξηση της θερμοκρασίας, παράγοντας ένα ιξώδες υγρό. Συνεπώς, τα θερμοπλαστικά μπορούν να ανασχηματιστούν με θέρμανση και χρησιμοποιούνται συνήθως για να παραγάγουν κομμάτια για χύτευση με έγχυση. Για αυτό τον λόγο συνήθίζεται η χρήση του συγκεκριμένου υλικού στην διαδικασία παραγωγής κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης καθώς μέσω της χύτευσης με έγχυση μπορούν να παραχθούν κηδεμόνες με σύνθετη γεωμετρία. Τα θερμοπλαστικά διαφέρουν από το θερμοσκληραινόμενα πλαστικά, που σχηματίζουν μη

αναστρέψιμους χημικούς δεσμούς κατά τη διάρκεια της διαδικασίας σκλήρυνσης. Τα θερμοσκληραινόμενα δεν τήκονται, αλλά αποσυντίθενται και δεν ανασχηματίζονται με ψύξη.

Τόσο το πολυαιθυλένιο όσο και το πολυπροπυλένιο είναι τύποι πλαστικών και είναι πολυμερή. Η λέξη «poly» σημαίνει «πολλά» και, ως εκ τούτου, τα πολυμερή είναι υλικά που αποτελούνται από πολλές μικρότερες μονάδες μαζί. Τα περισσότερα από τα πολυμερή μπορούν να διασπαστούν σε διαφορετικά μέρη τα οποία δρουν ως δομικά στοιχεία του πολυμερούς και αυτές οι μεμονωμένες μονάδες ονομάζονται «μονομερή». Η μονάδα μονομερούς πολυαιθυλενίου είναι αιθυλένιο ενώ η μονάδα μονομερούς πολυπροπυλενίου είναι προπυλένιο. Η κύρια διαφορά μεταξύ πολυαιθυλενίου και πολυπροπυλενίου είναι πως **το πολυαιθυλένιο σχηματίζεται μέσω του πολυμερισμού μονάδων μονομερούς αιθυλενίου** ενώ **πολυπροπυλενίου σχηματίζεται μέσω του πολυμερισμού μονάδων μονομερούς προπυλενίου**.

#### Πολυαιθυλένιο:

Είναι κατηγοριοποιημένο ως θερμοπλαστικό πολυμερές

Πολυαιθυλένιο (ή πολυαιθένιο, PE) είναι μια οικογένεια παρόμοιων υλικών που κατηγοριοποιούνται σύμφωνα με την πυκνότητά τους και τη μοριακή δομή τους. Παραδείγματος χάρη:

- Το υπερύψηλης σχετικής μοριακής μάζας πολυαιθυλένιο (UHMWPE) είναι σκληρό και ανθεκτικό σε χημικά και χρησιμοποιείται στην κατασκευή κινούμενων τμημάτων μηχανών, τριβείων, γρاناζιών, τεχνητών συνδέσμων και κάποιων αλεξίσφαιρων γιλέκων.
- Το **πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας (HDPE)**, ανακυκλώσιμο πλαστικό αριθμός 2, χρησιμοποιείται συνήθως σε: συσκευασίες γάλακτος, φιάλες υγρών απορρυπαντικών πλύσης, εξωτερική επίπλωση, λουτήρες, φορητά δοχεία βενζίνης, σωλήνες αποχέτευσης νερού και σακούλες λαχανικών.
- Το **Πολυαιθυλένιο μέσης πυκνότητας (MDPE)** χρησιμοποιείται για μεμβράνες συσκευασίας, σάκους και αέριους σωλήνες και σε εξαρτήματα.
- Το **Πολυαιθυλένιο χαμηλής πυκνότητας (LDPE)** είναι πιο μαλακό και ευλύγιστο και χρησιμοποιείται στην κατασκευή πιεζόμενων μπουκαλιών, πωμάτων από συσκευασίες γάλακτος, σακούλες καταστημάτων λιανικής. Το πολύ χαμηλής πυκνότητας πολυαιθυλένιο (LLDPE) χρησιμοποιείται ως ελαστική μεμβράνη στη μεταφορά και χειρισμό κιβωτίων διαρκών αγαθών και ως κοινό κάλυμμα οικιακής τροφής.
- Το Διασταυρωμένο πολυαιθυλένιο (XLPE ή "PEX") είναι ένα ημιάκαμπτο/ευλύγιστο υλικό με πλατιά χρήση σε εφαρμογές δημιουργίας θέρμανσης/ψύξης κρύου ή ζεστού νερού (ψύξη ή θέρμανση με νερό) λόγω της εξαιρετικής του αντίστασης σε βλάβες που οφείλονται στην ευρεία διακύμανση της θερμοκρασίας.

#### Πολυπροπυλένιο :

Το πολυπροπυλένιο (PP) είναι χρήσιμο για ποικίλα προϊόντα όπως επαναχρησιμοποιήσιμους πλαστικούς περιέκτες τροφών, πλαστικούς περιέκτες ασφαλείς για φούρνους μικροκυμάτων και πλυντήρια πιάτων, εσωτερική επένδυση για πάνες, σχοινιά, χαλιά, πλαστικά καλούπια, συστήματα αποχέτευσης, μπαταρίες αυτοκινήτων, μόνωση ηλεκτρικών καλωδίων και φίλτρων για αέρια και υγρά. Στην ιατρική, χρησιμοποιείται στη θεραπεία κήλης και στην κατασκευή θερμοάντοχου ιατρικού εξοπλισμού. Φύλλα πολυπροπυλενίου χρησιμοποιούνται για χάρτινους φακέλους και συσκευασίες και καθαρισμό δοχείων αποθήκευσης. Το πολυπροπυλένιο ορίζεται από τον αριθμό ανακύκλωσης πλαστικών 5. Αν και είναι σχετικά αδρανές, είναι ευάλωτο στην υπεριώδη ακτινοβολία και μπορεί να υποβαθμιστεί σημαντικά σε

άμεσο ηλιακό φως. Το πολυπροπυλένιο δεν αντέχει τόσο την κρούση όσο τα πολυαιθυλένια (HDPE, LDPE). Είναι επίσης κάπως διαπερατό σε πολύ πτητικά αέρια και υγρά.

Το πολυπροπυλένιο είναι επίσης ένα θερμοπλαστικό πολυμερές το οποίο είναι πιο άκαμπτο σε σύγκριση με το πολυαιθυλένιο. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, το πολυπροπυλένιο αποτελείται από μονάδες μονομερούς προπυλενίου, οι οποίες είναι τρεις μονάδες αλκανίου άνθρακα  $[-CH_2(CH_3)CH_2-]$ . Λόγω της άκαμπτης φύσης του, χρησιμοποιείται συχνά για την κατασκευή χυτευμένου υλικού. Το πολυπροπυλένιο συχνά συμπολυμερίζεται με μόρια αιθυλενίου για να βελτιώσει την ευκαμψία του. δηλαδή ελαστικό αιθυλενίου προπυλενίου. Το πολυπροπυλένιο δεν είναι τόσο ημιδιαφανές όσο το πολυαιθυλένιο, αλλά μπορεί να γίνει διαφανές με αχρωματισμό.

Το πολυπροπυλένιο έρχεται επίσης σε ορισμένες ποιότητες ανάλογα με το μοριακό του βάρος. Ωστόσο, τα περισσότερα από τα πολυπροπυλένια έρχονται μεταξύ των βαρών πολυαιθυλενίου υψηλής πυκνότητας και πολυαιθυλενίου χαμηλής πυκνότητας. Παρουσιάζεται υποβάθμιση της αλυσίδας όταν εκτίθεται στο φως και προκαλεί αντιδράσεις οξειδωσης που σχηματίζουν ελεύθερες ρίζες και προκαλούν περαιτέρω ανησυχίες σχετικά με την υγεία και την ασφάλεια.

### 2.2.1 Μηχανικά Χαρακτηριστικά Υλικών

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία το βασικό υλικό από το οποίο κατασκευάζονται οι κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης, είναι το πολυπροπυλένιο και το πολυαιθυλένιο. Για τις ανάγκες προσομοίωσης της παρούσας εργασίας, γίνεται η προσπάθεια συγκέντρωσης των μηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών αυτών και των διαφόρων παραλλαγών τους προκειμένου να αποδοθούν ως χαρακτηριστικά στο υλικό της αριθμητικής προσομοίωσης.

Τα βασικά μεγέθη τα οποία οφείλουν να οριστούν στην προσομοίωση του κηδεμόνα είναι η πυκνότητα  $\rho$  ( $\frac{g}{cm^3}$ ), το Μέτρο Ελαστικότητας  $E$  ( $\frac{N}{mm^2}$ ), το Όριο διαρροής του υλικού  $F_y$  ( $\frac{N}{mm^2}$ ), ο δείκτης Poisson  $\nu$  (αδιάστατο).

Υλικό	Όριο Διαρροής $F_y$	Πυκνότητα	Μέτρο Ελαστικότητας $E$	Δείκτης Poisson $\nu$
	<i>MPa</i>	<i>(g/cm<sup>3</sup>)</i>	<i>GPa</i>	
Polypropylene Homopolymer	33	0.905	1.4	-
Polypropylene Copolymer	25	0.905	1	-
ABS	48.3	1.08	2.34	-
PVC	55.2	1.4	2.83	-
CPVC	55.2	1.54	2.9	-
PE	22.1	0.95	0.827	-
PEX	19.3	0.94	-	-
PB	29	0.92	0.379	-
PVDF	48.3	1.76	1.52	-
PP	28-36	0.9	1.5-2	-
Thermoplastic Polyethersulfone	84.1-89.6	1.37-1.46	0.067-0.095	-
Polyethylene (PE) Thermoplastic	26.2-31	0.952-0.965	0.021-0.031	-
Polyethylene-High Density (HDPE)	-	0.955	1.05	0.34
Polyethylene-Low Density (LDPE)	-	0.920	0.32	0.45
Polypropylene	-	-	1	0.2

Πίνακας 2:1 Συγκεντρωτικός πίνακας μηχανικών χαρακτηριστικών των υλικών

Στην συνέχεια ακολουθεί η επεξήγηση των ονομάτων των διαφορετικών ειδών θερμοπλαστικών που περιέχει ο Πίνακας 2:1

ABS - Acrylonitrile Butadiene Styrene

PB – Polybutylene

PE – Polyethylene

PEX - Polyethylene Cross Linked

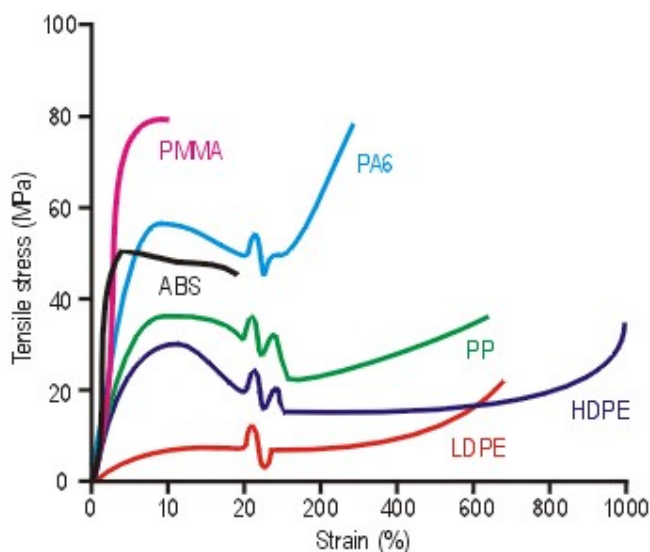
PVC - Polyvinyl Chloride

CPVC - Chlorinated Polyvinyl Chloride

PVDF - Polyvinylidene Fluoride

Οι τιμές αυτές συγκεντρώθηκαν από διαφορετικές πηγές και δημοσιεύσεις οργανισμών όπως British Plastics Federation, Engineering toolbox, Dielectric Manufacturing-Richfield-Wisconsin USA, AWWA Manual, M55 «Engineering Properties of Polyethylene» και επιστημονικά άρθρα. Η αναλυτική πηγή παρουσιάζεται στην κεφάλαιο της βιβλιογραφίας.

Επιπλέον σύμφωνα με τις διαδικτυακές δημοσιεύσεις της AZO Materials παρουσιάζεται ένα συγκεντρωτικό διάγραμμα τάσεων-παραμορφώσεων για τους διάφορους τύπους πολυμερών, το οποίο παρουσιάζεται αναλυτικά παρακάτω :



Εικόνα 2:3 Τυπικά διαγράμματα τάσεων-παραμορφώσεων για διαφορετικούς τύπους πολυμερών (PMMA – Polymethylmethacrylate, PA6 – Polyamide/Nylon, ABS – Acrylonitrile Butadiene Styrene, PP – Polypropylene, HDPE – High Density Polyethylene, LDPE – Low Density Polyethylene). (πηγή : <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=510> )

Ο Πίνακας 2:1 αποτυπώνει το εύρος των τιμών που έχει υπολογιστεί για τα μηχανικά χαρακτηριστικά των υλικών που παρασκευάζονται οι κηδεμόνες. Για τις ανάγκες τις παρούσας αριθμητικής

προσομοίωσης του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης συλλέγονται τιμές που βρίσκονται εντός του πίνακα προκειμένου να αποδοθούν στο υλικό του προσομοιώματος.

Χαρακτηριστικά Υλικών Τρισδιάστατης Εκτύπωσης Κηδεμόνων Σπονδυλικής Στήλης

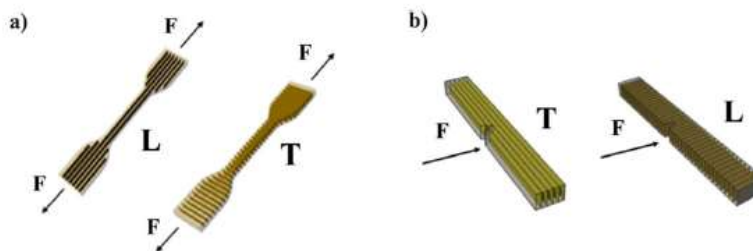
Πιο συγκεκριμένα το υλικό των τρισδιάστατα εκτυπωμένων κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης σύμφωνα με την δημοσίευση [12] που παρουσιάζει τον καλύτερο συνδυασμό μηχανικών χαρακτηριστικών, παραμέτρων επεξεργασίας και χαμηλού κόστους αγοράς είναι το τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο τροποποιημένο με γλυκόλη (Polyethylene Terephthalate Glycol ,PETG.). Ως εκ τούτου για τις ανάγκες πειραματικών δοκιμών τρισδιάστατης εκτύπωσης κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης επιλέχθηκε εμπορικό νήμα PETG διαμέτρου 1,75 mm (Zhuhai Sunlu Industrial Co.). Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται παράμετροι καθώς και μηχανικά χαρακτηριστικά υλικών από τα οποία μπορεί να εκτυπωθεί τρισδιάστατος κηδεμόνας σπονδυλικής στήλης

Material	ABS	PLA	PETG	Nylon	ASA	PC	PP	PVA
Ultimate strength [MPa]	40	65	53	40-85	55	72	32	78
Durability	✓✓✓	✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓
Coefficient of thermal expansion [ $\mu\text{m}/\text{m}^\circ\text{C}$ ]	90	68	60	95	98	69	150	85
Price [€/kg]	10-40	10-40	20-60	25-65	38-40	40-75	60-120	40-110
Printability	✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓	✓✓	✓✓	✓	✓
Extruder temperature [ $^\circ\text{C}$ ]	220-250	190-220	230-250	220-270	235-255	260-310	220-250	185-200
Bed temperature [ $^\circ\text{C}$ ]	95-110	45-60	75-90	70-90	90-110	80-120	85-100	45-60
Toughness	✓✓✓	✓	✓✓	✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓✓	✓
Hydrophobicity	✓	✓	✓✓✓	✓	✓	✓	✓✓✓	✓
Chemical inertness	✓	✓	✓✓✓	✓	✓	✓	✓	✓
Flexibility	✓	✓	✓✓	✓✓	✓	✓	✓✓✓	✓✓
Fatigue resistance	✓	✓	✓✓✓	✓✓✓	✓	✓✓✓	✓✓✓	✓✓✓
Medical grade	NA	A	A	NA	NA	A	A	A

ABS Acrylonitrile butadiene styrene; PLA polylactic acid; PETG polyethylene terephthalate glycol-modified; ASA acrylonitrile styrene acrylate; PC polycarbonate; PP polypropylene; PVA polyvinyl alcohol; NA not available; A available. Qualitative scale: ✓ acceptable, ✓✓ good, ✓✓✓ excellent

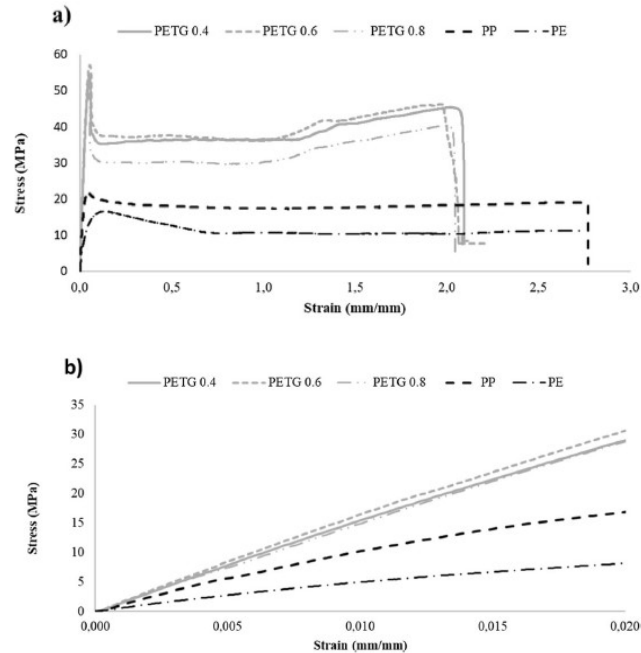
Πίνακας 2:2 Σύγκριση και αξιολόγηση τυπικών υλικών που διατίθενται για τρισδιάστατους εκτυπωτές , χρησιμοποιώντας δεδομένα από τη βάση δεδομένων CES EduPack (Granta Design, UK) και φύλλα δεδομένων νήματος.

Αναφορικά με τα μηχανικά χαρακτηριστικά του υλικού PETG , παρουσιάζεται ο παρακάτω πίνακας με συγκριτικά αποτελέσματα τα οποία προέκυψαν από πείραμα, [12], που υλοποιήθηκε στα δοκίμια που παρουσιάζονται στην Εικόνα 2:4



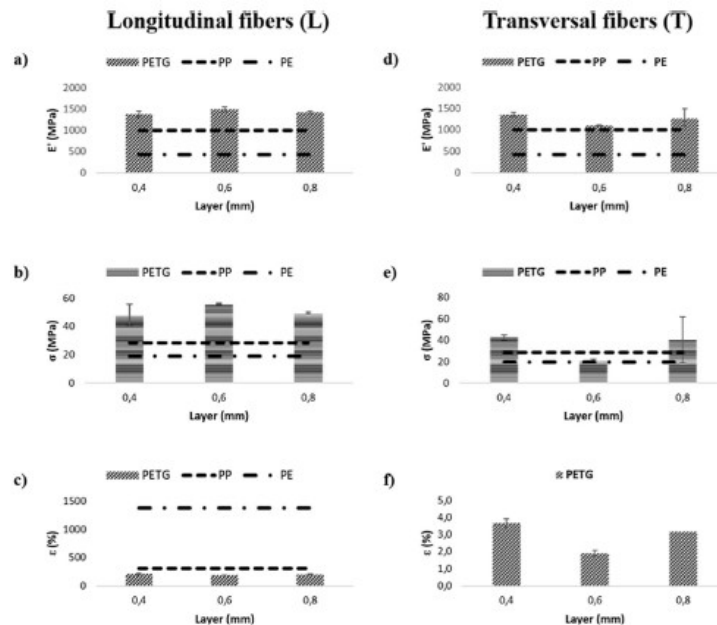
Εικόνα 2:4 Προσανατολισμός ινών σε σχέση με τη διεύθυνση της δύναμης α) σε δοκίμια για δοκιμές εφελκυσμού β) δοκίμια με εγκοπή μορφής V για δοκιμές κρούσης





Εικόνα 2:5 α) Διάγραμμα τάσεων-παραμορφώσεων από τρισιδιάστατα εκτυπωμένο κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης υλικού PETG σε σύγκριση με υλικό κοινού εμπορικού κηδεμόνα (Polypropylene, Polyethylene). β) Ελαστική Περιοχή Διαγράμματος Τάσεων-Παραμορφώσεων.

Στην συνέχεια ακολουθούν αποτελέσματα τάσεων, μέτρου ελαστικότητας, ανοιγμένης παραμόρφωσης για κάθε διεύθυνση των ινών του υλικού του τρισιδιάστατα εκτυπωμένου κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

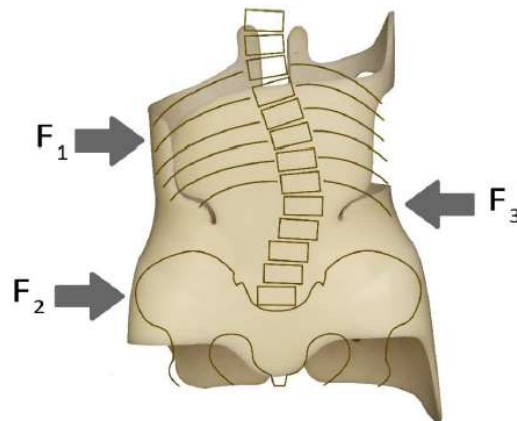


Εικόνα 2:6 Αποτελέσματα δοκιμών εφελκυσμού στα δοκίμια που αποτυπώνονται στην Εικόνα 2:4. Επιρροή του πάχους των στρώσεων, της διεύθυνσης των ινών υλικού PETG με Πολυπροπυλένιο (PE) και πολυπροπυλένιο (PP). Στα α, β, γ, οι δοκιμές με τις ίνες παράλληλες στην διεύθυνση του φορτίου (L) και στα δ,ε,ς με τις ίνες κάθετες στην διεύθυνση του φορτίου (T). (πηγή : [ ])

## 2.3 Στατικά και Δυναμικά Φορτία Επί του Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης.

### 2.3.1 Προσομοίωση και Ανάλυση Στατικού Συστήματος Κηδεμόνα Boston Brace

Το πείραμα της δημοσίευσης [2] αφορά την προσομοίωση ενός κηδεμόνα (Boston Brace ) τριών σημείων ο οποίος είχε παραχθεί μέσω της διαδικασίας τρισδιάστατης σάρωσης (3D Scanning). Σκοπός είναι η προσομοίωση και ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία και η εξαγωγή αποτελεσμάτων αναφορικά με την εντατική κατάσταση και τις παραμορφώσεις. Για την παρούσα μελέτη επιλέχθηκε ένας κηδεμόνας Boston για την θεραπεία της αριστερής οσφυϊκής καμπύλης. Αναφορικά με το υλικό επιλέχθηκε φύλλο πολυπροπυλενίου πάχους 4mm. Συγκριτικά με άλλους τύπους κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης , ο Boston Brace αποτελείται από ένα σύστημα δυνάμεων τριών σημείων γεγονός που καθιστά δυνατή την απλούστερη προσομοίωση του.

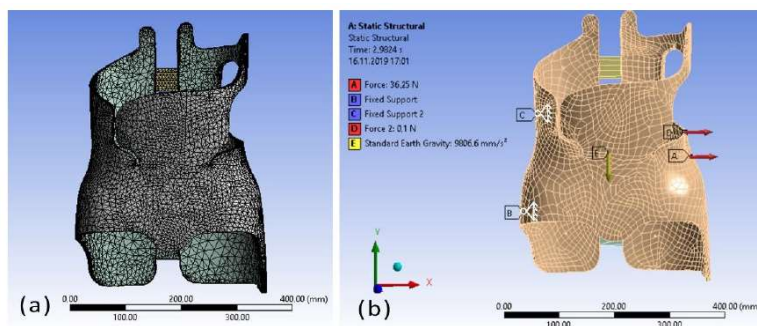


Εικόνα 2:7 Αναπαράσταση εφαρμογής δυνάμεων τριών σημείων στην σπονδυλική στήλη,  $F_1$  και  $F_2$  : Δυνάμεις που ασκούνται στον θωρακικό κλωβό,  $F_3$ : δύναμη που ασκείται στην περιοχή της λεκάνης. (πηγή : [2] )

Οι δυνάμεις  $F_1$  και  $F_3$  δρουν στην σπονδυλική στήλη ασκώντας πίεση στα πλευρά, ενώ η δύναμη  $F_2$  δρα στην περιοχή της λεκάνης. Το διάνυσμα της δύναμης  $F_3$  αποτελεί την διορθωτική δύναμη, ενώ τα διανύσματα των δυνάμεων  $F_1$  και  $F_2$  αποτελούν της αντίρροπες δυνάμεις.

#### Αριθμητικό Προσομοίωμα Πεπερασμένων Στοιχείων :

Μηχανικές ιδιότητες Υλικού : Εξωτερικά του σώματος επιλέχθηκε στρώση από προπυλένιο με Μέτρο Ελαστικότητας  $E=100$  Mpa και λόγο Poisson  $\nu=0.2$ . Η εσωτερική στρώση μαλακού αφρού προσομοιώθηκε με Μέτρο Ελαστικότητας  $E=100$  Mpa και λόγο Poisson  $\nu=0.45$ .



Εικόνα 2:8 Αριθμητικό Προσομοίωμα α) Διακριτοποίηση Πεπερασμένων Στοιχείων β) Συνοριακές συνθήκες-Επιβαλλόμενες Σημειακές Δυνάμεις (πηγή : [2] )

### Επεξήγηση Δυνάμεων και Συνοριακών Συνθηκών :

Η δύναμη στο σημείο A εφαρμόζεται ως δύναμη προέντασης (35.25N) και αναπαριστά την πλευρική ώθηση από την σπονδυλική στήλη εξαιτίας της παραμόρφωσης του σώματος λόγω σκολίωσης.

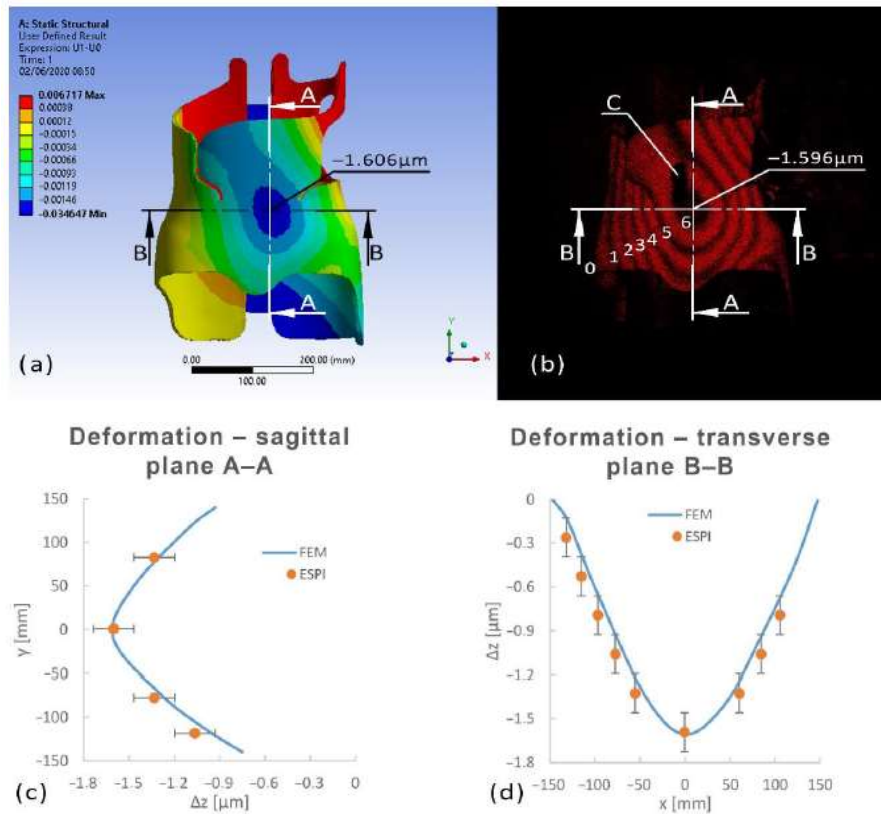
Η δύναμη στο σημείο D (0.1N) εφαρμόζεται ως δύναμη προέντασης όπως την δύναμη στο σημείο A.

Η δύναμη στο σημείο E αναπαριστά την βαρυτική δύναμη.

**Στα σημεία B και C τοποθετούνται στηρίξεις (αρθρώσεις) με δέσμευση μετακινήσεων και ελευθερία στροφών.**

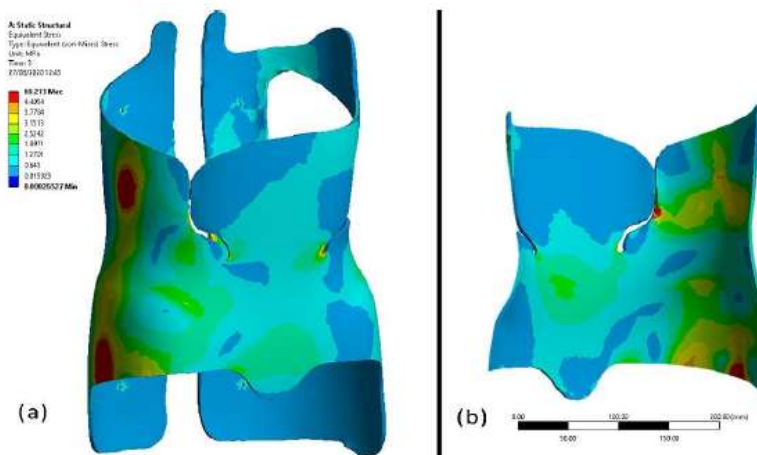
### Αποτελέσματα Ανάλυσης :

Τα αποτελέσματα παρατίθενται συγκριτικά με τα πραγματικά αποτελέσματα του πειράματος σε πραγματικό κηδεμόνα Boston Brace.



Εικόνα 2:9 Σύγκριση αποτελεσμάτων παραμορφώσεων κατά τη διεύθυνση Z : a) παραμορφώσεις αριθμητικού προσομοιώματος b) παραμορφώσεις πραγματικού πειράματος c) διάγραμμα παραμορφώσεων στο επίπεδο A-A d) διάγραμμα παραμορφώσεων στο επίπεδο B-B. (πηγή : [2])

Με τη χρήση του αριθμητικού προσομοιώματος, που επαληθεύτηκε σύμφωνα με τη μέθοδο που περιεγράφηκε παραπάνω, οι δοκιμές που διεξήχθησαν υπό φορτίο της ίδιας τάξης με αυτό που χρησιμοποιήθηκε σε στην μελέτη της δημοσίευσης [4] με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων, το οποίο ανέρχεται σε 30N και αντιστοιχεί στη φυσιολογική φόρτιση. Η κατανομή των τάσεων Von Mises προέκυψε όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2:10



Εικόνα 2:10 Τάσεις Von Misses a) εξωτερική επιφάνεια κηδεμόνα b) εσωτερική επιφάνεια κηδεμόνα. (πηγή : [2])

## 2.4 Επιβολή Φορτίσεων Στον Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης Κατά την Διάρκεια Σωματικής Άσκησης

Σύμφωνα με την δημοσίευση [5], συμπληρωματικά στην εφαρμογή κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης, συνίσταται η ταυτόχρονη σωματική άσκηση. Με αυτόν τον τρόπο και κάτω από συγκεκριμένες σωματικές ασκήσεις ενισχύεται η επιβολή εκείνων των δυνάμεων που συμβάλλουν στην διόρθωση της γεωμετρίας της σπονδυλικής στήλης.

### Δεδομένα Πειράματος :

Υλικό : Κηδεμόνας από υαλοβάμβακα (Fiberglass)

Πείραμα : Ασθενείς που υποβλήθηκαν σε σωματική άσκηση παράλληλα με την εφαρμογή κηδεμόνα , με σκοπό να γίνει καταγραφή των δυνάμεων που ασκούνται από το ανθρώπινο σώμα στον κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

Καταγραφή: Πίεση που ανιχνεύεται από το σύστημα F-Socket μεταξύ του των πλευρών και του μαξιλαριού του στηρίγματος .

Πραγματοποιούνται ειδικές ασκήσεις με τη μέθοδο της αύξησης των διορθωτικών δυνάμεων που εφαρμόζονται, χρησιμοποιώντας κατά κάποιο τρόπο τις κινήσεις ως "δυναμικά εργαλεία" για την ενίσχυση των διορθωτικών "στατικών" δυνάμεων που εφαρμόζονται από τον κηδεμόνα.

Το διορθωτικό αποτέλεσμα του κηδεμόνα όσον αφορά τη μείωση της γωνίας Cobb συσχετίζεται στενά με την πίεση που ασκούν τα μαξιλαράκια.

Εργαλεία: Χρησιμοποιήθηκε ένα σύστημα μέτρησης της κατανομής πίεσης (F-Scan System™- Tekscan, Inc. Boston, MA 02210 USA), το οποίο ανιχνεύει την πίεση μέσω αισθητήρα και διαχειρίζεται τα δεδομένα μέσω ειδικού προσωπικού υπολογιστή και λογισμικού. Ο αισθητήρας είναι ένα ορθογώνιο πλαστικό φύλλο πλάτους 7,62 cm, μήκους 20,32 cm και πάχους 0,1016 mm. Πρόκειται για μια συσκευή με βάση την αντίσταση που αποτελείται από μια αγώγιμη πάστα που παρεμβάλλεται μεταξύ δύο μονωτικών φύλλων. Η πάστα εφαρμόζεται έτσι ώστε να σχηματίζει ένα πλέγμα 6 × 16 κελιών στη μία πλευρά και ένα πλέγμα 6 × 4 κελιών στην άλλη πλευρά. Οι κυψέλες συνδέονται μεταξύ τους με αγώγιμα σύρματα που καθοδηγούν τη μεταβολή της αντίστασης από την πίεση που ασκείται στη συσκευή για μέτρηση. Ο αισθητήρας συνδέεται με προσωπικό υπολογιστή μέσω μονάδας A/D ικανής να ελέγχει τη διαδικασία σάρωσης. Σημαντικά χαρακτηριστικά του λογισμικού είναι η ευκολία χρήσης του και η δυνατότητα προβολής της διαδικασίας λήψης σε πραγματικό χρόνο.

Η επαναληψιμότητα του συστήματος F-Scan έχει επαληθευτεί σε άλλες εφαρμογές. Έχει ήδη μελετηθεί η ικανότητα του συστήματος να αξιολογεί τις δυνάμεις που ασκούνται από τις ορθώσεις Fiberglass και διαπιστώθηκε πώς ορισμένες παράμετροι επηρεάζουν την απόκτηση δεδομένων. Οι σημαντικότερες από αυτές είναι οι εξής:

1. το μέγεθος των προς μέτρηση δυνάμεων,
2. η θερμοκρασία κατά τη διάρκεια των μετρήσεων,
3. ο χρόνος που απαιτείται για την εκτέλεση των μετρήσεων,
4. το διάστημα μεταξύ δύο διαδοχικών μετρήσεων
5. η φθορά του αισθητήρα.

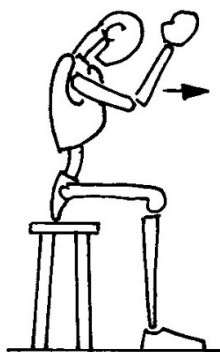
Αξιολογήθηκαν οι κινήσεις που μπορούν να εκτελεστούν σε καθιστή θέση και οι οποίες θεωρήθηκαν ικανές να μεταβάλλουν τις διορθωτικές δυνάμεις που ασκούνται στις σκολιωτικές καμπυλώσεις και τα πλευρικά εξογκώματα από τον κηδεμόνα. Οι κινήσεις μπορούσαν είτε να ενισχύσουν είτε να μειώσουν την πίεση του μαξιλαριού. Δοκιμάστηκαν οι ακόλουθες κινήσεις:

1. Κυφωτισμός: μια γενικευμένη κάμψη ολόκληρης της ραχιαίας μοίρας της σπονδυλικής στήλης,
2. περιστροφή έναντι του μαξιλαριού του στηρίγματος: κίνηση της ακραίας πτυχής της καμπύλης έναντι του μαξιλαριού του στηρίγματος,
3. κίνηση "διαφυγής από το μαξιλάρι": κίνηση της ακραίας πτυχής του κυρτώματος προς την ίδια κατεύθυνση με εκείνη των παθητικών διορθωτικών δυνάμεων (δηλαδή, μακριά από το μαξιλάρι του στηρίγματος). Η κίνηση προτείνεται ως μέσο για την επίτευξη ενεργητικής ευθυγράμμισης της σπονδυλικής στήλης

#### Παρουσίαση Κινήσεων :

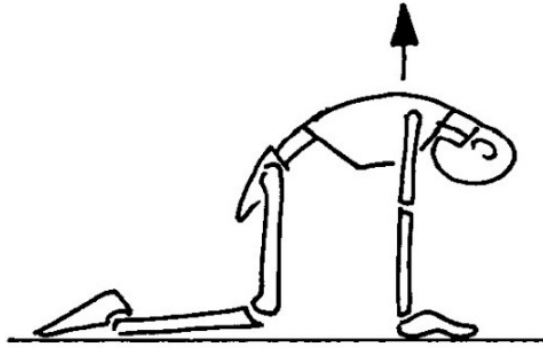
Στην περιγραφή των παρακάτω εικόνων διατηρείται η αγγλική ορολογία των κινήσεων.

#### **Kyphotization in sitting position**

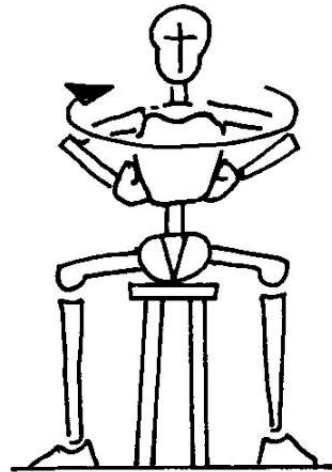


#### Χαρακτηριστικά :

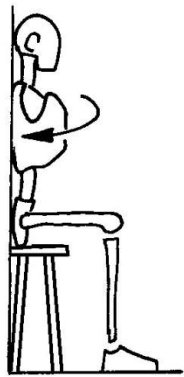
- α. ο ασθενής είναι καθιστός,
- β. οι βραχίονες και οι αγκώνες είναι λυγισμένοι στις 90°,
- γ. οι αγκώνες ωθούνται προς τα εμπρός.

***On all four kyphotization***Χαρακτηριστικά :

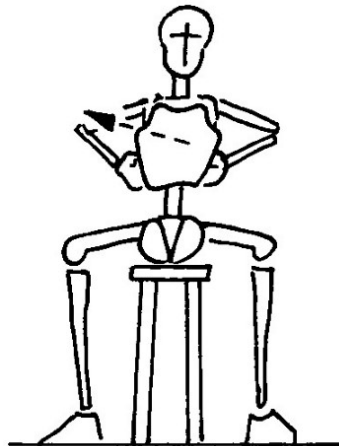
- α. ο ασθενής τοποθετείται στα τέσσερα,
- β. ο κορμός είναι λυγισμένος

***Simple Rotation***Χαρακτηριστικά :

- α. ο ασθενής είναι καθιστός,
- β. ο κορμός περιστρέφεται προς το μαξιλάρι.

***Rotation against a wall***Χαρακτηριστικά :

- α. ο ασθενής κάθεται κοντά σε τοίχο,
- β. ο κορμός περιστρέφεται προς το μαξιλάρι.

***Escape from the pad***Χαρακτηριστικά :

- α. ο ασθενής είναι καθιστός,
- β. το πλευρικό εξόγκωμα έχει αποκολληθεί όσο το δυνατόν περισσότερο από το μαξιλάρι.

Μεθοδολογία :

Κατά την κατασκευή του στηρίγματος από υαλοβάμβακα, ο αισθητήρας τοποθετείται μεταξύ της δεξιάς (θωρακικής ή θωρακοσφυϊκής) πλευρικής καμπούρας και του μαξιλαριού, σχεδόν παράλληλα με τη σπονδυλική στήλη. Είκοσι τέσσερις ώρες μετά την κατασκευή του στηρίγματος, ο φυσικοθεραπευτής υπενθυμίζει στον ασθενή τις απαιτούμενες κινήσεις και παρακολουθεί για να δει ότι εκτελούνται σωστά. Σε αυτό το σημείο συλλέγονται τα δεδομένα πίεσης. Στο τέλος της διαδικασίας συλλογής δεδομένων ο αισθητήρας αφαιρείται.

Κάθε καταγραφή διαρκεί δέκα δευτερόλεπτα και έχει συχνότητα πέντε καρτέ ανά δευτερόλεπτο. Τα δεδομένα συλλέχθηκαν ακολουθώντας την ακολουθία που περιγράφεται παρακάτω:

1. ουδέτερη θέση,
2. κυφωτισμός,
3. απλή περιστροφή,
4. περιστροφή κατά τον τοίχο,
5. "διαφυγή από το μαξιλάρι".

Ανάλυση Δεδομένων :

Τα αποτελέσματα (τιμές πίεσης και περιοχή διέγερσης) αναφέρονται στο μέσο όρο των 10 πλαισίων στα οποία λήφθηκε η μέγιστη πίεση στον αισθητήρα. Η διεγερμένη περιοχή υπολογίστηκε πολλαπλασιάζοντας το  $N$ , δηλαδή τον αριθμό των ενεργοποιημένων κυττάρων (εκείνων των οποίων η τιμή είναι πάνω από το μηδέν), επί  $\beta = 1,6129$  (η περιοχή σε  $\text{cm}^2$  ενός μεμονωμένου κυττάρου). Η τιμή της πίεσης αντιστοιχεί στο μέσο όρο των μετρήσεων που λαμβάνονται σε ολόκληρη τη διεγερμένη περιοχή του αισθητήρα. Τα αποτελέσματα αναφέρονται σε ολόκληρη την περιοχή του αισθητήρα και τα δεδομένα αναλύθηκαν με τη χρήση του Excel 5.0, του Statgraphics Plus 3.1 και του Matlab 5.0 για Windows. Η στατιστική ανάλυση ήταν μη παραμετρική, λόγω της μη γκαουσιανής κατανομής των δεδομένων (Shapiro-Wilks  $W$  test). Η σημαντικότητα επιτεύχθηκε σε  $p < 0,05$ . Τα τεστ που χρησιμοποιήθηκαν για τη στατιστική ανάλυση ήταν το τεστ Wilcoxon, το τεστ Friedman για επαναλαμβανόμενες μετρήσεις και η διαδικασία πολλαπλών συγκρίσεων.

Αποτελέσματα :


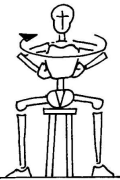


ΣΤΑΣΗ ΣΩΜΑΤΟΣ	ΕΥΡΟΣ ΦΟΡΤΙΟΥ	Μέση Τιμή
Καθιστή	191-436 (g/cm <sup>2</sup> )	264.3 (g/cm <sup>2</sup> )
Ύπτια	142-367 (g/cm <sup>2</sup> )	262.5 (g/cm <sup>2</sup> )
Στα τέσσερα	186-381 (g/cm <sup>2</sup> )	267.3 (g/cm <sup>2</sup> )

Πίνακας 2:3 Αποτελέσματα τιμών φορτίου για κάθε στάση σώματος

Δεδομένου ότι η συνολική επιφάνεια του διεγερμένου τμήματος του αισθητήρα ήταν κατά μέσο όρο 105  $\text{cm}^2$ , μπορεί να υποτεθεί ότι, χωρίς την άσκηση πρόσθετης δύναμης μέσω κινήσεων, υπήρχε μια μέση συνολική δύναμη 28 kg στο πλευρικό εξόγκωμα.



Κατά την διάρκεια της σωματικής κίνησης η **επιβληθείσα δύναμη στα πλευρά** εξαιτίας του κηδεμόνα είναι :

ΚΙΝΗΣΗ	ΕΙΚΟΝΑ	ΦΟΡΤΙΟ	ΘΕΣΗ	ΠΙΕΣΗ	ΕΥΡΟΣ	ΑΥΞΗΣΗ
Kyphotization		47 kg	Seated	420 g/cm <sup>2</sup>	303-958 (g/cm <sup>2</sup> )	58.9 %
			Supine	423 g/cm <sup>2</sup>	282-899 (g/cm <sup>2</sup> )	61.1%
			On all fours	431 g/cm <sup>2</sup>	283-882 (g/cm <sup>2</sup> )	61.2%
Simple Rotation		39 kg		343 (g/cm <sup>2</sup> )	238-809 (g/cm <sup>2</sup> )	29.8%
Rotation Against The Wall		40 kg		332 (g/cm <sup>2</sup> )	222-797 (g/cm <sup>2</sup> )	25.6 %
"Escape from the pad" movement		32 kg		309 (g/cm <sup>2</sup> )	205-553 (g/cm <sup>2</sup> )	16.9 %

Πίνακας 2:4 Συγκεντρωτικός πίνακας τιμών φορτίων και πίεσης για κάθε κίνηση του ανθρωπίνου σώματος

Ενδιαφέρον παρουσιάζει η απουσία διαφορών στις τιμές της πίεσης που ασκείται από το στήριγμα από υαλοβάμβακα στην καμπύλη των πλευρών σε διαφορετικές θέσεις. Στην πραγματικότητα, θα ήταν εφικτό να ερμηνευθούν οι τρεις θέσεις αναφοράς σε σχέση με τις δυνάμεις που δρουν παθητικά στο σύστημα στηρίγματος-σώματος-σπονδυλικής στήλης. Στην καθιστή θέση, η δράση της δύναμης της βαρύτητας συμπιέζει τη σπονδυλική στήλη από πάνω, αυξάνοντας την κύφωση και ωθώντας το οπίσθιο τμήμα του κορμού προς το μαξιλάρι. Στην ύπτια θέση, το στήριγμα συμπιέζεται μεταξύ του σώματος και της επιφάνειας του εδάφους, ενώ στη θέση "στα τέσσερα" δεν υπάρχει τέτοια συμπίεση. Οι διαφορές μεταξύ αυτών των δυνάμεων δεν επηρέασαν τη δύναμη που ασκείται από το ίδιο το στήριγμα.

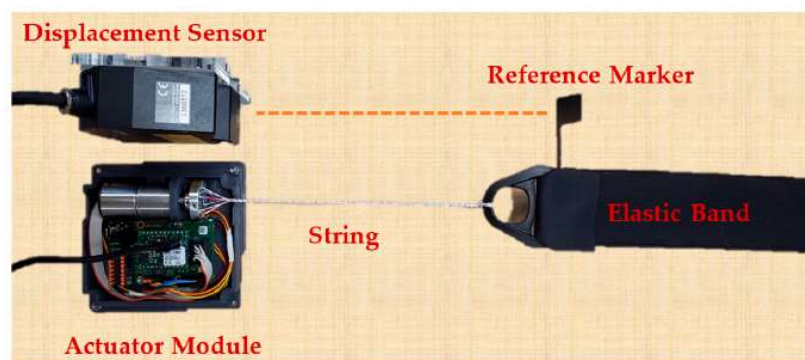
## 2.5 Δυνάμεις Επαφής Μεταξύ Κηδεμόνα και Ανθρώπινου προσομοιώματος- Αποτελέσματα Πειραματικών Δοκιμών

Σύμφωνα με την δημοσίευση [9] πραγματοποιήθηκε πείραμα και μετρήσεις με σκοπό τον υπολογισμό των αναπτυσσόμενων δυνάμεων επαφής μεταξύ συσκευής υποστήριξης και ανθρώπινου προσομοιώματος από ξύλινο υλικό.



Εικόνα 2:11 Σχεδιασμός και παραγωγή ενεργού μαλακού βραχίονα α)Σχεδιασμός σύμφωνα με την παραμορφωμένη κατάσταση της σπονδυλικής στήλης β) δείγμα κηδεμόνα-βραχίονα προς πειραματικές δοκιμές. (πηγή : [9])

Η ελαστικός βραχίονας-κηδεμόνας περιστρέφεται γύρω από τη σπονδυλική στήλη για να εφαρμόσει διορθωτικές δυνάμεις με τη μορφή ελαστικής αντίστασης, ενώ παράλληλα επιτρέπει την κινητικότητα της σπονδυλικής στήλης. Το ποσό των δυνάμεων που εφαρμόζονται από τον βραχίονα ελέγχεται με τη χρήση ενεργοποιητών συστρεφόμενης χορδής. Κάθε ελαστική ζώνη του κηδεμόνα έχει αισθητήρα τάνσης που μετρά την τάνση της ζώνης και τη χρησιμοποιεί ως ανατροφοδότηση για να σχεδιασμού του συστήματος ελέγχου. Ο σχεδιασμός του βραχίονα είναι εμπνευσμένος από τον βραχίονα SpineCor. Ο στόχος είναι να παρέχει τρισδιάστατο αποτέλεσμα διόρθωσης της παραμορφωμένης σπονδυλικής στήλης.

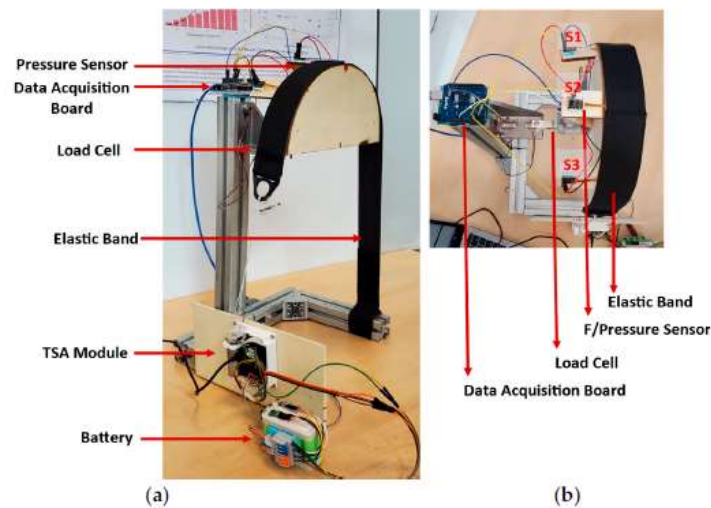


Εικόνα 2:12 Εγκατάσταση δοκιμής για τη μοντελοποίηση του ενεργοποιητή (μονάδα ενεργοποίησης TSA με ελαστική ταινία και αισθητήρα μετατόπισης λέιζερ) (πηγή : [9])

### Προσομοίωση των δυνάμεων επαφής:

Ο ενεργός μαλακός βραχίονας εφαρμόζει τη δύναμη μέσω ελαστικών ζωνών των οποίων η τάση ελέγχεται με τη χρήση TSAs. Σκοπός είναι να καταμετρηθούν όλες οι πιέσεις που ασκεί ο βραχίονας πάνω στο σώμα. Ένα κρίσιμο σημείο είναι ότι η δύναμη επαφής με τη χρήση αισθητήρα πίεσης/δύναμης ενός σημείου μεταξύ του κορμού και της ζώνης του στηρίγματος δεν είναι η καθαρή προκύπτουσα δύναμη που ασκείται από την ελαστική ζώνη πάνω στον κορμό.

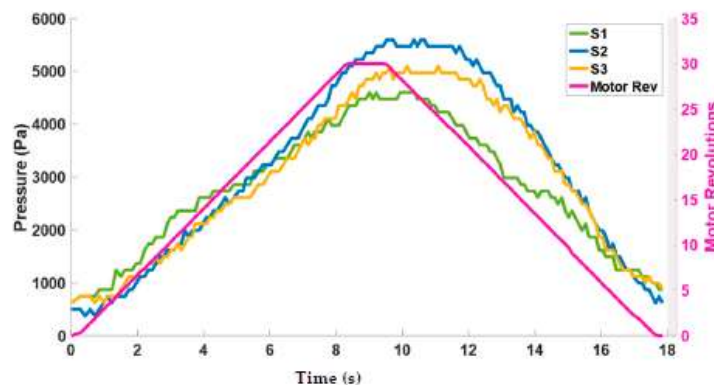
Για την υλοποίηση αναπτύχθηκε ένα δοκιμαστικό πεδίο με τη χρήση ενός ξύλινου ομοιώματος που αντιπροσωπεύει το θωρακικό τμήμα του κορμού. Το ξύλινο ομοίωμα είναι συνδεδεμένο με μια κυψέλη φορτίου για τη μέτρηση της καθαρής δύναμης και με αισθητήρες πίεσης/δύναμης ενός σημείου για τη μέτρηση των τοπικών σημείων επαφής της κανονικής δύναμης.



Εικόνα 2:13 Εγκατάσταση δοκιμής για τη μοντελοποίηση του ενεργοποιητή (μονάδα ενεργοποίησης TSA με ελαστική ταινία και αισθητήρα μετατόπισης λέιζερ) (πηγή : [9])

### Αποτελέσματα:

Λαμβάνοντας υπόψη τις δυνάμεις επαφής που το ενεργό μαλακό στήριγμα ασκεί στο ξύλινο ομοίωμα θα μπορούσε κανείς να αναρωτηθεί αν οι τιμές αυτών των δυνάμεων είναι σύμφωνες με το μέγεθος της πίεσης που το ανθρώπινο σώμα μπορεί άνετα να αντέξει. Χρησιμοποιήθηκαν αισθητήρες πίεσης/δύναμης ενός σημείου για τη μέτρηση της πίεσης που ασκεί η ελαστική ζώνη. Ο αισθητήρας πίεσης/δύναμης Singletact 4,5 N που χρησιμοποιήθηκε στη δοκιμαστική βάση έχει διάμετρο 15 mm:



Εικόνα 2:14 Διάγραμμα πιέσεων-χρόνου που ασκούν οι ελαστικές ζώνες στο ανθρώπινο σώμα (πηγή : [9])

Στην Εικόνα 2:14 απεικονίζεται η πίεση που υπολογίζεται μέσω των τιμών δύναμης των αισθητήρων S1-S3 σε σχέση με τις στροφές του κινητήρα του ενεργοποιητή. Από την Εικόνα 2:15 φαίνεται ότι η ποσότητα της πίεσης που ασκεί η ταινία κυμαίνεται μεταξύ **0-6 KPa**. Αυτές οι τιμές πίεσης είναι ασφαλείς για να εφαρμοστούν στη σπονδυλική στήλη, λαμβάνοντας υπόψη τη μελέτη πίεσης που πραγματοποιήθηκε [13], στην οποία ένας δύσκαμπτος κηδεμόνας (μπλε καμπύλη) έδειξε υψηλότερες τιμές.

Σε επόμενη δημοσίευση [14] μελετώνται οι δυνάμεις διεπαφής δέρματος βραχίονα που ασκούνται από τα υποστηρικτικά pads στο ανθρώπινο σώμα για έναν κηδεμόνα κατηγορίας Milwaukee κατά την θεραπεία της υπερκυφώσεως των εφήβων.

Μεθοδολογία : Μετρήθηκαν οι δυνάμεις διεπιφάνειας σε τέσσερα μαξιλαράκια του στηρίγματος Milwaukee σε 73 ασθενείς με ολόσωμη παραμόρφωση της πλάτης (μέση ηλικία  $14,04 \pm 1,97$  έτη [εύρος 10-18], μέση αρχική γωνία Cobb  $67,70^\circ \pm 9,23^\circ$  [εύρος  $50^\circ$ - $86^\circ$ ]). Χρησιμοποιήσαμε ένα τροποποιημένο αναεροειδές σφυγμομανόμετρο για τη μέτρηση των πιέσεων των μαξιλαριών ώμου και κύφωσης. Κάθε ασθενής υποβλήθηκε σε μέτρηση σε όρθια και καθιστή θέση κατά την εισπνοή.

Διαδικασία : Τα μαξιλαράκια κύφωσης και ώμων του βραχίονα Milwaukee ήταν κατασκευασμένα από θερμοπλαστικό υλικό (πάχους 4 mm). Ένας μεταλλικός συμράτινος δείκτης χρησιμοποιήθηκε γύρω από τα μαξιλαράκια για τον έλεγχο της κατάλληλης θέσης τους κατά τη στιγμή της μέτρησης με ακτίνες X. Οι επιφάνειες των μαξιλαριών που έρχονται σε επαφή με το σώμα καλύπτονταν από ένα στρώμα μαλακού υλικού (Plastazote, πάχους 5 mm). Τα μαξιλαράκια κύφωσης τοποθετήθηκαν σε οπίσθιους ορθοστάτες σε απόσταση 3 cm από το εσωτερικό τους άκρο ώστε να ακολουθούν τη στεφανιαία διάμετρο των σπονδύλων (Εικόνα 2:15). Για να αυξηθεί η ποσότητα της διορθωτικής δύναμης στο στήριγμα Milwaukee, ο ορθοπεδικός ρύθμισε τις οπίσθιες παρασπονδυλικές ράβδους σε αντικυφωτική στάση- οι εξώστες ώμου διαμορφώθηκαν έτσι ώστε να ασκούν μεγαλύτερη δύναμη με οπίσθια κατεύθυνση στους δελτοθωρακικούς μύες. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μετά τη ρύθμιση του στηρίγματος. Για τη μέτρηση των πιέσεων των μαξιλαριών χρησιμοποιήθηκαν δύο τροποποιημένα αναεροειδή σφυγμομανόμετρα (Exacta-Riester 0124, Rudolf Riester GmbH, Jungingen, Γερμανία). Οι μετρήσεις της πίεσης πραγματοποιήθηκαν για τα μαξιλαράκια ώμου με μια νεογονική μανσέτα πίεσης ( $4 \times 6$  cm<sup>2</sup>) και για τα μαξιλαράκια κύφωσης με μια παιδιατρική μανσέτα ( $13 \times 8$  cm<sup>2</sup>). Τα σφυγμομανόμετρα τροποποιήθηκαν με την αφαίρεση του εξωτερικού κελύφους της μανσέτας πίεσης για καλύτερη λειτουργία. Για τη βαθμονόμηση του σφυγμομανομέτρου, σε κάθε δοκιμή, αφού η μανέτα διογκωνόταν στο επιθυμητό επίπεδο των 20 mm Hg, ο εξεταστής πίεζε και απελευθέρωνε τη μανέτα 3 έως 4 φορές. Το φούσκωμα ρυθμιζόταν εκ νέου έως ότου λαμβάνονταν σταθερές ενδείξεις μετά από επανειλημμένες πιέσεις. Για να αφαιρεθούν οι ρυτίδες, οι μανσέτες των τροποποιημένων σφυγμομανομέτρων γέμισαν με αέρα σε πάχος 1 cm.



Εικόνα 2:15 Κηδεμόνας Milwaukee για υπερκύφωση. (πηγή : [14] )

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με τον ασθενή σε καθιστή και όρθια θέση κατά τη διάρκεια της εισπνοής και της εκπνοής της αναπνοής. Στην όρθια θέση, οι μανσέτες τοποθετήθηκαν κατά μήκος μεταξύ των μαξιλαριών και του σώματος του ασθενούς. Οι εξεταστές ζήτησαν από τους ασθενείς να βάλουν τα χέρια τους στα πλάγια και να τραβήξουν τον αυχένα τους. Η ανάσπρωση του αυχένα είναι ένα συστατικό στοιχείο της διόρθωσης της πρόσθιας στάσης του κεφαλιού στην υπερκύφωση. Οι αριθμοί στον επιλογέα του πιεσόμετρου μετακινούνταν προς τα πάνω/κάτω με την εισπνοή/εκπνοή και καταγράφονταν στην πέμπτη αναπνοή. Η μέτρηση επαναλαμβανόταν εάν οποιαδήποτε διαταραχή, όπως η βαθιά αναπνοή, επηρέαζε τη δοκιμή. Στην καθιστή θέση, οι συμμετέχοντες κλήθηκαν να καθίσουν σε μια ρυθμιζόμενη καρέκλα με τα γόνατα λυγισμένα στις 90° και τα πόδια σε επαφή με το έδαφος. Τα χέρια του ασθενούς βρίσκονταν στα πλάγια με τα χέρια στους μηρούς και τον αυχένα σε ανασηκωμένη θέση. Τους ζητήθηκε να διατηρήσουν τη στάση τους κατά τη διάρκεια της δοκιμής. Οι μετρήσεις των πιέσεων των επιφανειών των ώμων πραγματοποιήθηκαν αρχικά σε καθιστή και όρθια θέση. Για κάθε ασθενή, πραγματοποιήθηκαν συνολικά 16 μετρήσεις σε καθιστή και όρθια θέση κατά τη διάρκεια εισπνοής/εκπνοής με παλινδρόμηση. Πιστεύεται γενικά ότι η διορθωτική δύναμη είναι μεγαλύτερη στα νέα στηρίγματα. Ως εκ τούτου, για την αξιολόγηση των διορθωτικών δυνάμεων που ασκούνται από τον νάρθηκα μεταξύ των ασθενών που φορούσαν νάρθηκες για λιγότερο και περισσότερο από 6 μήνες, οι συμμετέχοντες κατηγοριοποιήθηκαν σε δύο ομάδες. Η μέση διόρθωση της καμπύλης εντός του νάρθηκα μετρήθηκε σύμφωνα με τη σύγκριση των προθεραπευτικών και των τελευταίων πλευρικών ακτινογραφιών εντός του νάρθηκα. Για να εκτιμηθεί η δύναμη εντός του βραχίονα, υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τιμών πίεσης για τέσσερα μαξιλαράκια του βραχίονα Milwaukee σε όρθια θέση.



Εικόνα 2:16 Α)Πρόσθια όψη Β) Οπίσθια όψη του κηδεμόνα και τοποθέτηση περιχειρίδας πίεσης. (πηγή : [14] )

Ο Πίνακας 2:5 δείχνει τις μέσες τιμές πίεσης για τα τέσσερα μαξιλαράκια του βραχίονα Milwaukee σε όρθια και καθιστή θέση κατά τη διάρκεια της αναπνοής. Οι πιέσεις των μαξιλαριών ήταν σημαντικά υψηλότερες στην όρθια θέση από ό,τι στην καθιστή, καθώς και κατά την εισπνοή σε σύγκριση με την εκπνοή ( $p < 0,05$ ). Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στις μέσες βαθμολογίες (μέσος όρος μεταξύ εισπνοής και εκπνοής) μεταξύ των πιέσεων του δεξιού και του αριστερού μαξιλαριού ώμου ( $p > 0,05$ ). Ωστόσο, τα δεξιά μαξιλάρια κύφωσης άσκησαν μεγαλύτερη πίεση από τα αριστερά μαξιλάρια ( $p < 0,05$ ). Οι μέσες πιέσεις των μαξιλαριών διέφεραν σημαντικά μεταξύ των ασθενών που υποβλήθηκαν σε νάρθηκα για λιγότερο ή περισσότερο από 6 μήνες από την έναρξη της θεραπείας ( $p = 0,02$ ). Σε όρθια θέση, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές συσχετίσεις μεταξύ των πιέσεων των μαξιλαριών και της διόρθωσης της καμπύλης κύφωσης ( $r = 0,89$ ,  $p = 0,4$ ). Η μέση διάρκεια χρήσης του κηδεμόνα για τους

73 συμμετέχοντες ήταν 10,98 μήνες (εύρος 3-36 μήνες) και η μέση διόρθωση της καμπύλης ήταν 31,61% για όλους τους συμμετέχοντες.

Mean Pad Pressure	Standing Position								p-value
	Inhalation				Exhalation				
	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	
Right Shoulder	47,04	90,94	0,0063	0,012	41,25	84,07	0,0055	0,0112	0,001
Left Shoulder	44,26	91,94	0,0059	0,012	38,14	84,42	0,0051	0,0113	0,001
Right kyphosis	42,87	72,59	0,0057	0,010	27,02	66,72	0,0036	0,0089	0,001
Left Kyphosis	35,11	61,27	0,0047	0,008	29,64	53,28	0,0040	0,0071	0,001

Πίνακας 2:5 Τιμές πίεσης στα εσωτερικά υποστηρικτικά μαξιλαράκια σε όρθια θέση του ανθρωπίνου σώματος.

Mean Pad Pressure	Sitting Position								p-value
	Inhalation				Exhalation				
	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	
Right Shoulder	41,91	83,41	0,0056	0,011	36,28	76,68	0,0048	0,0102	0,001
Left Shoulder	38,25	85,33	0,0051	0,011	33,22	78,6	0,0044	0,0105	0,001
Right kyphosis	29,24	58,38	0,0039	0,008	25,01	49,67	0,0033	0,0066	0,001
Left Kyphosis	26,93	53,07	0,0036	0,007	22,55	44,31	0,0030	0,0059	0,001

Πίνακας 2:6 Τιμές πίεσης στα εσωτερικά υποστηρικτικά μαξιλαράκια σε καθιστή θέση του ανθρωπίνου σώματος.

Pads	Right Side				Left Side				p-value
	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	
Shoulder	44,21	87,43	0,0059	0,012	41,37	88,53	0,0055	0,012	0,82
Kyphosis	36,16	64,44	0,0048	0,009	32,51	57,15	0,0043	0,008	0,01

Πίνακας 2:7 Τιμές πίεσης στα εσωτερικά υποστηρικτικά μαξιλαράκια για την δεξιά και την αριστερή πλευρά του ανθρωπίνου σώματος στις θέσεις των ώμων καθώς και σε θέση κυφωτισμού.

Όπως δείχνει ο Πίνακας 2:7, υπήρχε στατιστικά σημαντική διαφορά στη δύναμη του νάρθηκα μεταξύ των ασθενών με λιγότερο και περισσότερο από 6 μήνες νάρθηκα.

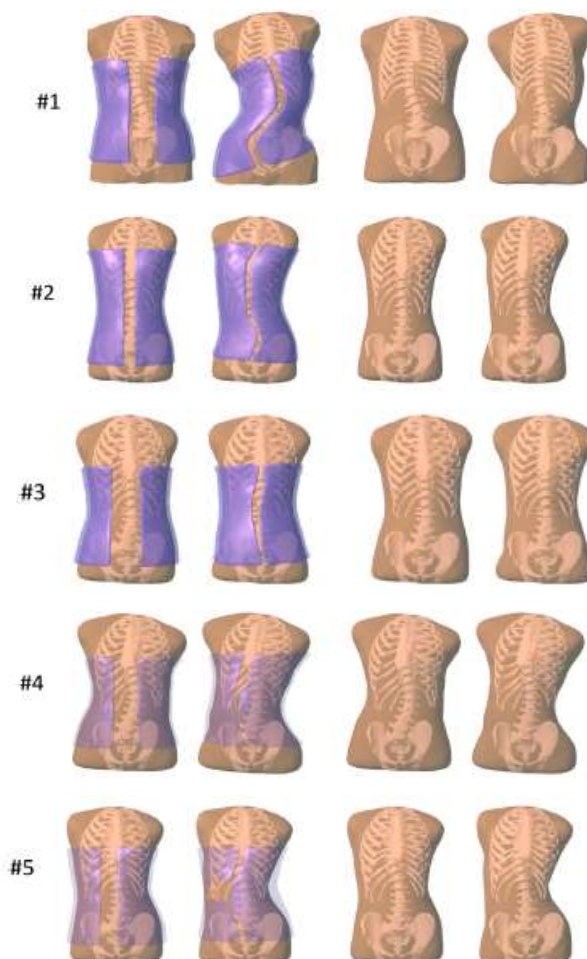
Brace Wearing Time	α) Lower than 6 months (n=28)				β) Higher than 6 months (n=28)				p-value
	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	MIN (mm Hg)	MAX (mm Hg)	MIN (MPa)	MAX (MPa)	
Average in-brace force	46,35	76,47	0,0062	0,010	39,59	67,11	0,0053	0,009	0,02

Πίνακας 2:8 Τιμές πίεσης κατά την χρήση του κηδεμόνα α) λιγότερο των 6 μηνών , β) περισσότερο από 6 μήνες.



## 2.6 Περιορισμός Κλίσης Γωνίας Cobb και Αναπτυσσόμενες Δυνάμεις- Πειραματικά Αποτελέσματα

Για τον προσδιορισμό των αναπτυσσόμενων εντατικών μεγεθών στον κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης γίνεται συγκεκριμένη αναφορά στη δημοσίευση [10] σε συνδυασμό με την βελτιστοποίηση τοπολογίας ανάλογα με την περίπτωση παραμορφωμένης σπονδυλικής στήλης εξαιτίας σκολίωσης.



Εικόνα 2:17 Από τα αριστερά προς τα δεξιά , (i) πριν την βελτιστοποίηση του κηδεμόνα με την αρχική γεωμετρία του (μωβ χρωματική ένδειξη) (ii) μετά την βελτιστοποίηση του κηδεμόνα με την τελική γεωμετρία να αποτυπώνεται με μωβ ένδειξη (iii) πριν την βελτιστοποίηση του κηδεμόνα, μόνο η αρχική γεωμετρία του κορμού (iv) μετά την βελτιστοποίηση του κηδεμόνα, μόνο η βελτιστοποιημένη γεωμετρία του κορμού. (πηγή : [10] )

Ο Πίνακας 2:9 αποτυπώνει τα ποσοτικά αποτελέσματα που επιτεύχθηκαν με σχεδιασμό κηδεμόνα βάσει βελτιστοποίησης σε κάθε άτομο του πειράματος.

Subject ID	Cobb before (deg)	Cobb after (deg)	Reduction (deg)	% Reduction	Force (N)
1	28.9	15.7	13.2	45.6	210
2	5.5	2.0	3.5	63.7	152
3	13.5	11.7	1.8	13.8	187
4	22.8	11.8	11.4	50.0	220
5	16.5	7.6	8.9	54.0	160
avg (± std dev)	17.4 ± 8.9	9.7 ± 5.2	7.8 ± 4.9	45.4 ± 18.9	185.8 ± 29.9

Πίνακας 2:9 Μείωση της γωνίας Cobb (σε μοίρες και σε ποσοστό της αρχικής γωνίας), και συνολική δύναμη στον κορμό του ατόμου.



Εικόνα 2:18 α) Κηδεμόνας Boston που χρησιμοποιήθηκε στα πλαίσια της έρευνας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου του Μάαστριχτ β) Θέσεις ενισχύσεων από αφρό πολυαιθυλενίου στην οσφυϊκή και θωρακική περιοχή. (πηγή : [10] )

Στα πλαίσια έρευνας [11] του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου του Μάαστριχτ της Ολλανδίας (University Hospital Maastricht) 16 ασθενής που πάσχουν από Εφηβική Ιδιοπαθή Σκολίωση έκαναν χρήση του κηδεμόνα Boston. Πρόκειται για κηδεμόνα από προκατασκευασμένο πολυπροπυλένιο με εσωτερική επένδυση ενισχύσεων (pads) από μαλακό αφρό πολυαιθυλενίου. Η έρευνα διήρκησε 6,5 μήνες και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.

	Boy/ girl	Age yrs/mths	Major curve (degrees)	Major curve in brace (degrees)	Force on lumbar pad (Newtons)	Force on thoracic pad (Newtons)
1	G	16y/00m	28	11	0	42
2	G	15y/03m	28	20	15	22
3	G	14y/08m	33	14	63	106
4	G	12y/06m	30	10	504	13
5	B	08y/05m	27	8	109	112
6	G	11y/09m	33	25	0	47
7	G	13y/02m	30	26	0	25
8	G	15y/03m	37	31	6	173
9	G	17y/10m	35	27	56	34
10	G	08y/09m	35	9	29	4
11	G	16y/01m	33	22	664	12
12	G	11y/00m	32	24	28	68
13	G	14y/10m	33	3	616	53
14	G	14y/10m	28	15	727	96
15	G	14y/11m	28	24	282	39
16	B	14y/03m	28	16	381	209

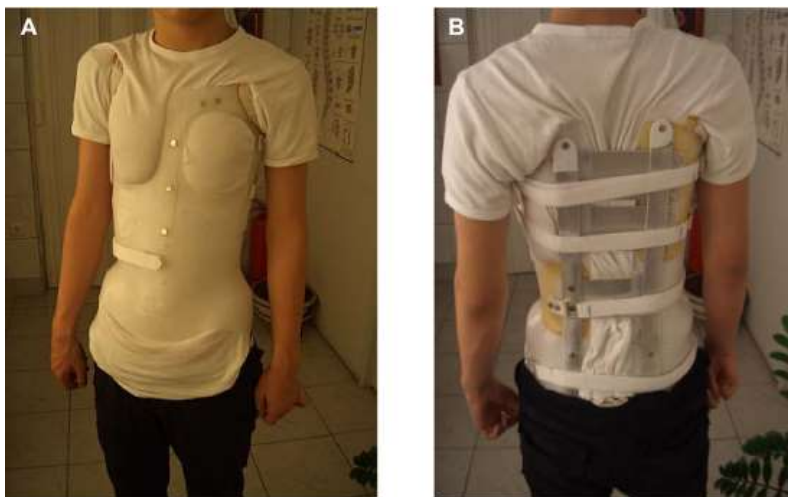
Πίνακας 2:10 Χαρακτηριστικά συμμετεχόντων στην έρευνα και αποτελέσματα μετρήσεων σε όρθια θέση . (πηγή : [1011])



	Lumbar pad		Thoracic pad		Axillary extension	
	New-tons	cm <sup>2</sup>	New-tons	cm <sup>2</sup>	New-tons	cm <sup>2</sup>
Standing	214	52	66	42	114	28
Sitting	227	52	92	39	103	26
Supine	329	60	96	65		
Lying right side	162	42	43	36		
Lying left side	185	47	45	37		
Prone	191	46	50	34		
Standing right leg	207	46	49	33		
Standing left leg	206	54	43	29		

Πίνακας 2:11 Μέση διορθωτική δύναμη πάνω στην οσφυϊκή και θωρακική περιοχή σε διαφορετικές στάσεις του σώματος. (πηγή : [1011])

Σε αντίστοιχη έρευνα [7] των Department Of Scoliosis and Spine, Γενικού Νοσοκομείου Αττικής ΚΑΤ, Ideal Scoliosis Centre, Ortho-Foot Centre της Κύπρου σε δείγμα 44 ασθενών έγινε χρήση του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης με σκοπό την μέτρηση μείωσης γωνίας και αντιστοίχων αναπτυσσόμενων δυνάμεων.



Εικόνα 2:19 Μπροστά και πίσω όψη του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης (πηγή : [107])



Εικόνα 2:20 Αισθητήρας καταμέτρησης αναπτυσσόμενων δυνάμεων (Evolution Sensor Handle) που χρησιμοποιήθηκε για τις ανάγκες της έρευνας. (πηγή : [107])



Εικόνα 2:21 Τοποθέτηση Αισθητήρα μεταξύ κορμού και κηδεμόνα. (πηγή : [107])

Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται υπό την μορφή πινάκων ανάλογα με την στάση του σώματος

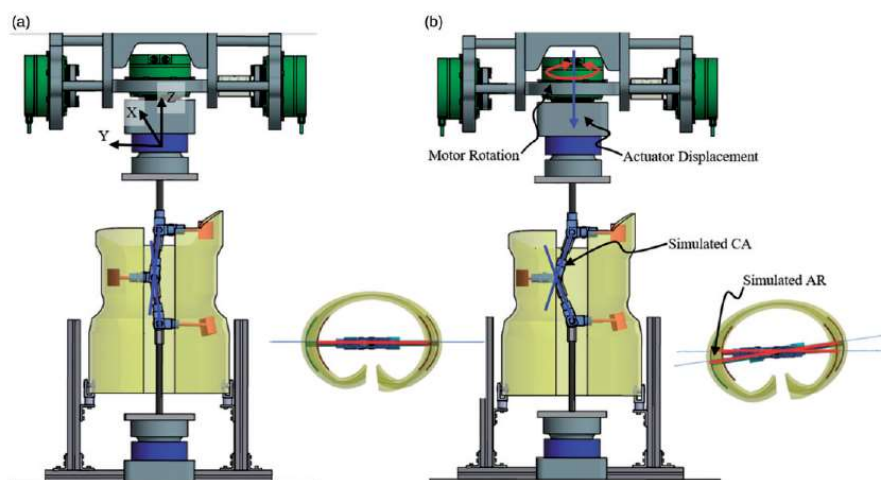
	Mean force (N)			
	Maximum strap tension		Minimum strap tension	
	Thoracic curve	Thoracolumbar curve	Thoracic curve	Thoracolumbar curve
Standing	134	111	93	81
Max insp.	176	149	114	105
Max exp.	141	110	96	84
Sitting	134	122	93	91
Walking	136	110	96	79
Supine	135	117	105	94
Prone	108	104	87	70
Lying right	124	101	101	81
Lying left	109	96	94	75

Πίνακας 2:12 Μέση δύναμη στην θωρακική και οσφυϊκή περιοχή κατά την διάρκεια 9 διαφορετικών στάσεων σώματος. (πηγή : [107])

	Mean force (N)			
	20°-30°		31°-40°	
	Minimum strap tension	Maximum strap tension	Minimum strap tension	Maximum strap tension
Standing	97	131	65	108
Max insp.	113	169	102	156
Max exp.	100	132	70	121
Sitting	99	134	73	116
Walking	98	131	68	113
Supine	108	136	80	105
Prone	83	111	75	93
Lying right	100	122	74	97
Lying left	92	107	71	95

Πίνακας 2:13 Μέση δύναμη ανάλογα με την τάση των ιμάντων του κηδεμόνα με σκοπό την μείωση της γωνίας Cobb. (πηγή : [107])

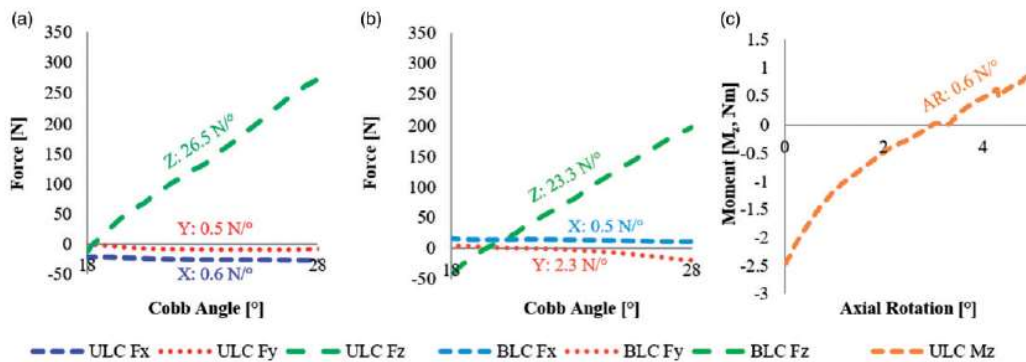
Για τις ανάγκες της προσομοίωσης κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης και τον υπολογισμό των φορτίων και των παραμορφώσεων, εντοπίζονται επιπρόσθετα στοιχεία στην δημοσίευση *A Mechanical Analog Thoracolumbar Spine Model For The Evaluation Of Scoliosis Bracing Technology* [6]. Πιο συγκεκριμένα προκειμένου να υπολογιστούν οι αναπτυσσόμενες δυνάμεις κατά την διάρκεια μεταβολής της παραμόρφωσης (γωνία Cobb) εκτελέστηκε το παρακάτω πείραμα.



Εικόνα 2:22 Πείραμα προσομοίωσης παραμόρφωσης σπονδυλικής στήλης με χρήση στοιχείων σύνδεσης α) Διορθωμένη ευθυγράμμιση β) Παραμορφωμένη ευθυγράμμιση. (πηγή : [106])

Το σύστημα των βραχιόνων που απεικονίζονται στην Εικόνα 2:22 πραγματοποιεί κίνηση και στροφή κατά τον κατακόρυφο άξονα. Με αυτόν τον τρόπο υλοποιούνται οι ωθήσεις που δέχεται ο κηδεμόνας, στα σημεία επαφής, καθώς και οι παραμορφώσεις τις οποίες υφίσταται κατά την διάρκεια εφαρμογής του.

Αποτελέσματα του συγκεκριμένου πειράματος παρουσιάζονται παρακάτω :



Εικόνα 2:23 Διαγράμματα δυνάμεων/ροπών-γωνίας Cobb a) Δύναμη-παραμόρφωση για τον ανώτερο βραχίονα (Upper Load Cell). b) Δύναμη-παραμόρφωση για το κατώτερο βραχίονα (Bottom Load Cell) c) Ροπών-παραμορφώσεων για το ανώτερο βραχίονα. (πηγή : [106])



## **3 ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ**

Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάστηκαν αναλυτικά οι πειραματικές και αναλυτικές προσπάθειες εκτίμησης της δομικής συμπεριφοράς των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης. Στις αναφορές των περιπτώσεων του Κεφαλαίου 2 υπήρχαν διαφορετικά υλικά, γεωμετρίες, συντοριακές συνθήκες και φορτίσεις των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης. Στο παρόν κεφάλαιο επιλέγονται συγκεκριμένη γεωμετρία, μηχανικά χαρακτηριστικά υλικών, συντοριακές συνθήκες και φορτία για την προσομοίωση του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης, τα οποία βασίζονται στα δεδομένα του Κεφαλαίου 2. Στην συνέχεια παρουσιάζονται διαφορετικά σενάρια και παραλλαγές φόρτισης καθώς και τα αποτελέσματα των αναλύσεων του κάθε σεναρίου.

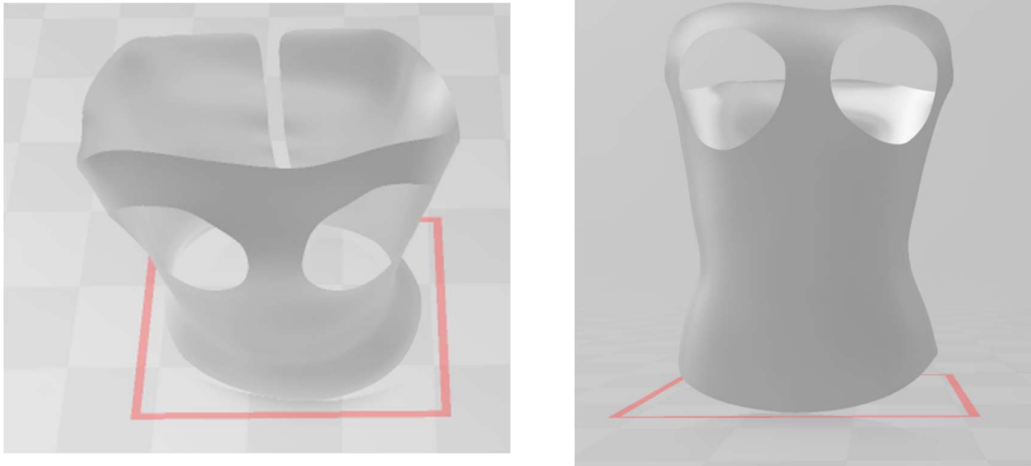
### **3.1 Δεδομένα Προσομοίωσης**

#### **3.1.1 Γεωμετρία**

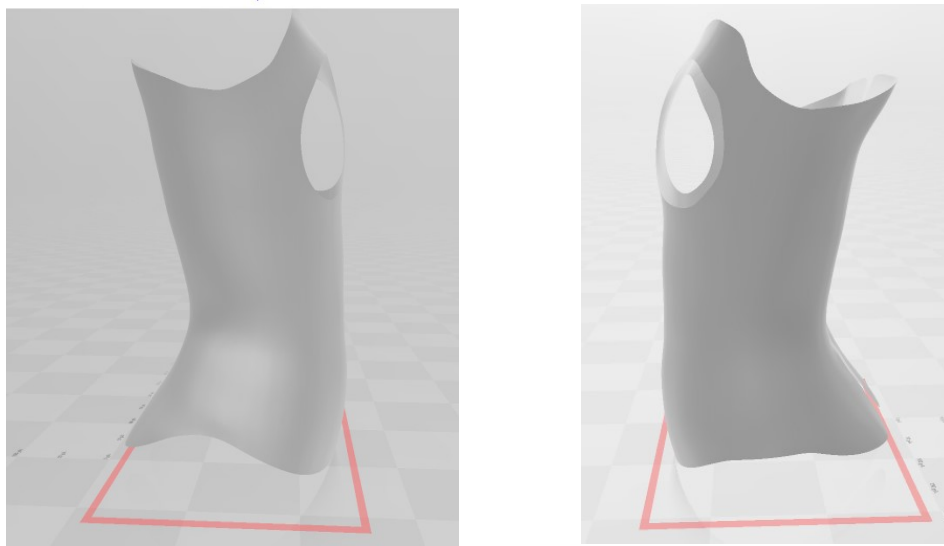
Στα πλαίσια ερευνητικών δοκιμών που πραγματοποιήθηκαν στο Πανεπιστήμιο Πειραιά στο «Εργαστήριο Σύγχρονων Τεχνολογιών Παραγωγής και Ελέγχου» παρήχθη αρχείο κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης μορφής CAD έπειτα από σάρωση υφιστάμενου κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης που είχε εφαρμοσθεί σε ασθενή που πάσχει από εφηβική ιδιοπαθή σκολίωση.

Αρχικά το δοθέν αρχείο CAD το οποίο παρήχθη έπειτα από σάρωση, περιείχε ατέλειες και ασυνέχειες στην αρχική του μορφή. Για τον λόγο αυτό απαιτούταν επεξεργασία με λογισμικό τρισδιάστατης επεξεργασίας για εξομάλυνση επιφανειών και διόρθωση διακριτοποίησης προκειμένου να μπορέσει να υποστεί επεξεργασία κατά την είσοδο του σε λογισμικό αναλύσεων με πεπερασμένα στοιχεία.

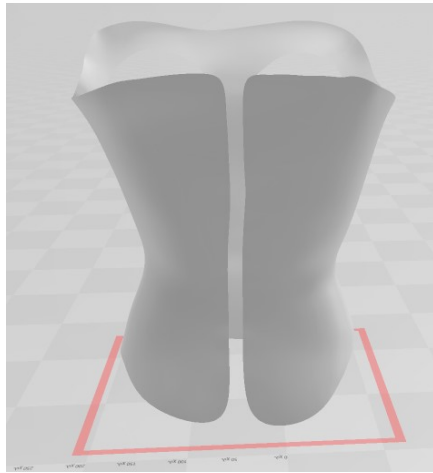
Εικόνες από το συγκεκριμένο αρχείο και τη γεωμετρία του κηδεμόνα που αποτέλεσε βάση για την δημιουργία αριθμητικού προσομοιώματος στο λογισμικό Abaqus CAE παρουσιάζονται αναλυτικά στην συνέχεια.



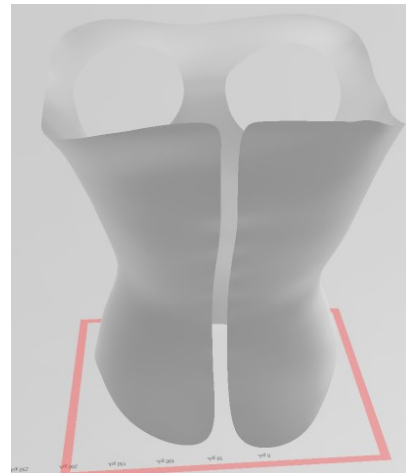
Εικόνα 3:1 Πρόσθιες όψεις κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης υπό την μορφή αρχείου CAD.



Εικόνα 3:2 Πλάγιες όψεις κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης υπό την μορφή αρχείου CAD.

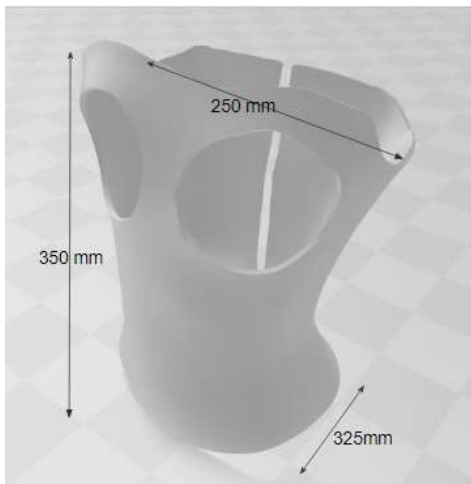


(α)

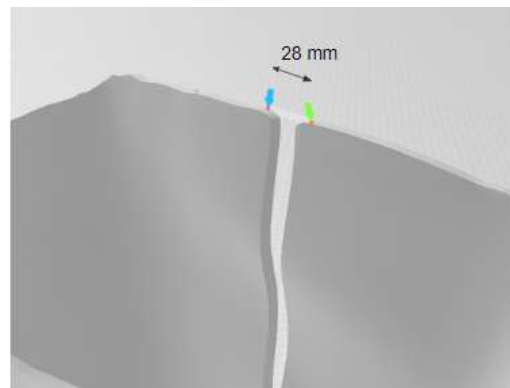


(β)

Εικόνα 3:3 Οπίσθιες όψεις κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης υπό την μορφή αρχείου CAD.



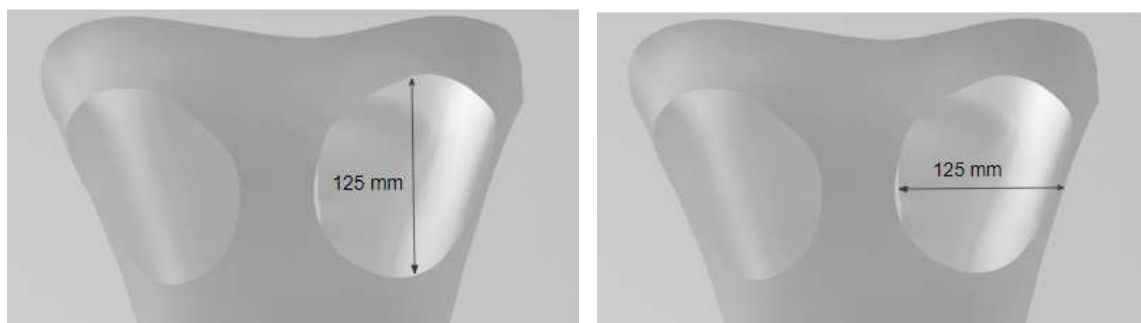
(α)



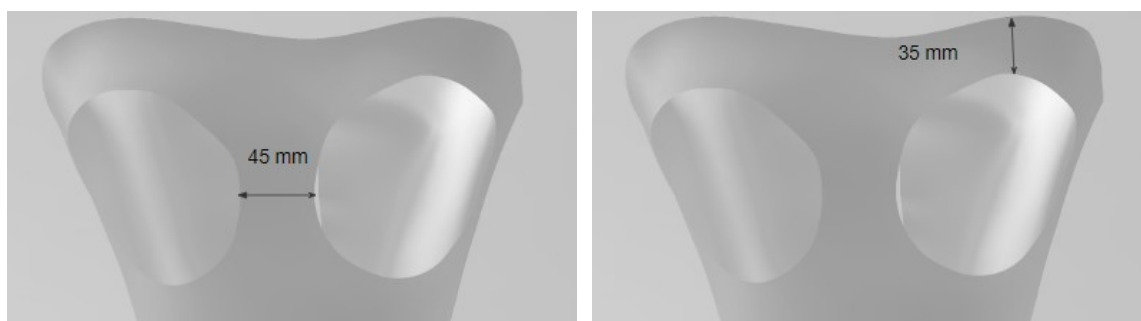
(β)

Εικόνα 3:4 α) Διαστάσεις ύψος και περιμέτρου κηδεμόνα. β) Διαστάσεις οπίσθιου ανοίγματος





Εικόνα 3:5 Διαστάσεις εμπρόσθιων οπών κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.



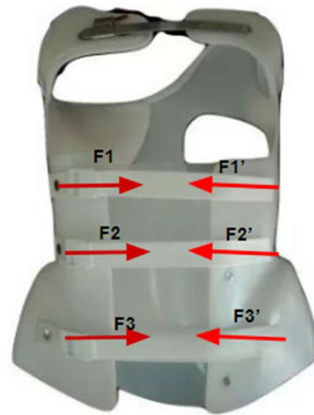
(α)

(β)

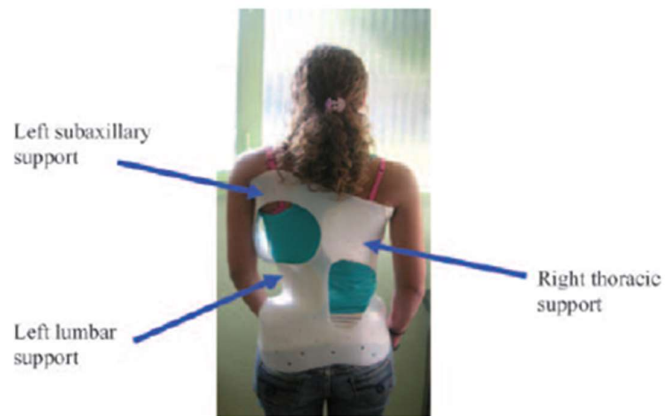
Εικόνα 3:6 α) Απόσταση μεταξύ οπών εμπρόσθιας όψης. β) Απόσταση οπής από άνω άκρο κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης

### 3.1.2 Κεντρική Ιδέα Σχεδιασμού Κηδεμόνα Σπονδυλικής Στήλης

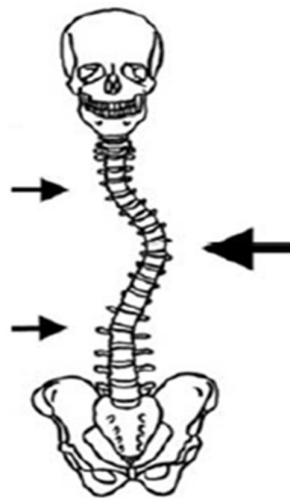
Για τις ανάγκες προσομοίωσης και εκτίμησης της δομικής συμπεριφοράς των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης εφαρμόστηκαν διαφορετικά σενάρια συνδυασμού υλικών, συνοριακών συνθηκών, επιβαλλόμενων φορτίων και μετακινήσεων. Η κεντρική ιδέα των διαφορετικών σεναρίων βασίζεται στον σχεδιασμό των κηδεμόνων Boston και Rigo-Chapeu (Κηδεμόνες 3 Σημείων-Δυνάμεων). Οι συγκεκριμένοι κηδεμόνες διαθέτουν εσωτερικά υποστηρικτικά μαξιλαράκια («support pads» από εδώ και στο εξής) και ιμάντες περίσφιξης στην πίσω όψη. Κατά την τάνυση των ιμάντων, μετά την τοποθέτηση του κηδεμόνα στο σώμα του ασθενούς, ο κηδεμόνας περισφίγγεται με αποτέλεσμα να αναπτύσσονται δυνάμεις στα σημεία των «support pads». Η ανάπτυξη αυτών των δυνάμεων συμβάλλει όχι μόνον στον περιορισμό της αύξησης της κλίσης της σπονδυλικής στήλης αλλά και στην διόρθωσή της. Αναλυτικά ο σχεδιασμός και η εφαρμογή των δυνάμεων παρουσιάζονται στις παρακάτω εικόνες:



Εικόνα 3:7 Θέσεις ιμάντων πρόσδεσης στην πίσω όψη του κηδεμόνα και αποτύπωση ίσων και αντίθετων σημειακών δυνάμεων  $F_1$ ,  $F_1'$ ,  $F_2$ ,  $F_2'$ ,  $F_3$ ,  $F_3'$  (με κόκκινη χρωματική ένδειξη)



Εικόνα 3:8 Θέσεις εσωτερικών υποστηρικτικών pads του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.



Εικόνα 3:9 Δυνάμεις που αναπτύσσονται στις θέσεις των «support pads», ως αποτέλεσμα της τάνυσης των ιμάντων και των αντιστάσεων από τα «support pads».

### 3.1.3 Μηχανικά Χαρακτηριστικά Υλικού Προσομοίωσης

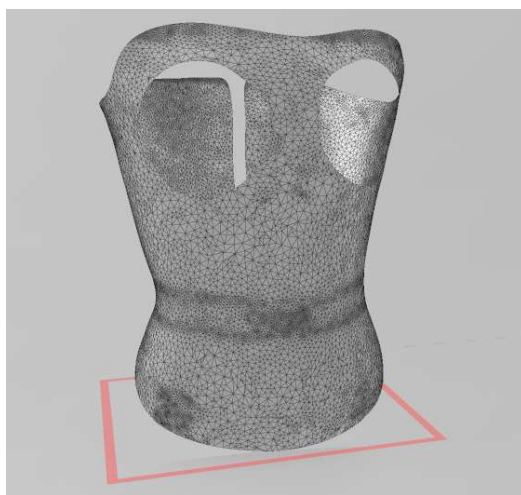
Στο Κεφάλαιο 2 παρουσιάστηκαν αναλυτικά τα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται οι κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης καθώς και τα μηχανικά χαρακτηριστικά τους. Για τις ανάγκες της παρούσας προσομοίωσης επιλέγονται οι μηχανικές ιδιότητες υλικού με τιμές εντός εύρους των δεδομένων του Κεφαλαίου 2.

Το υλικό κηδεμόνα που επιλέγεται για την συγκεκριμένη προσομοίωση είναι Πολυπροπυλένιο HDPE με τις συγκεκριμένες μηχανικές ιδιότητες

- Ισότροπο Υλικό
- Πυκνότητα 920 kg/m<sup>3</sup>
- Μέτρο Ελαστικότητας 1000 MPa
- Δείκτης Poisson  $\nu = 0.4$

### 3.1.4 Εισαγωγή Αρχείου Stl-Επεξεργασία κηδεμόνα

Μέσω των εργαλείων του λογισμικού ABAQUS πραγματοποιείται η εισαγωγή του αρχείου CAD σε μορφή .stl του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης με την αρχική διακριτοποίηση που έχει δημιουργηθεί από το πρόγραμμα επεξεργασίας 3D στοιχείων.



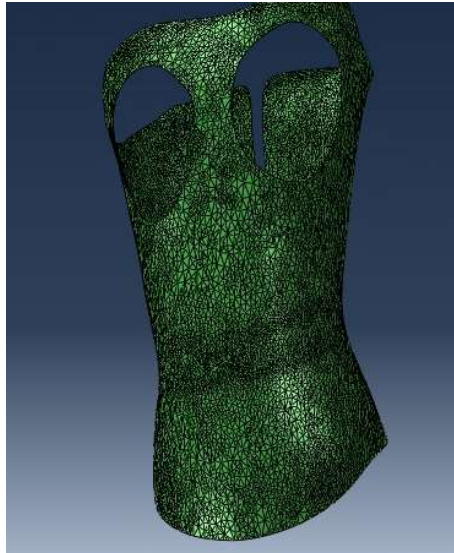
(α)



(β)

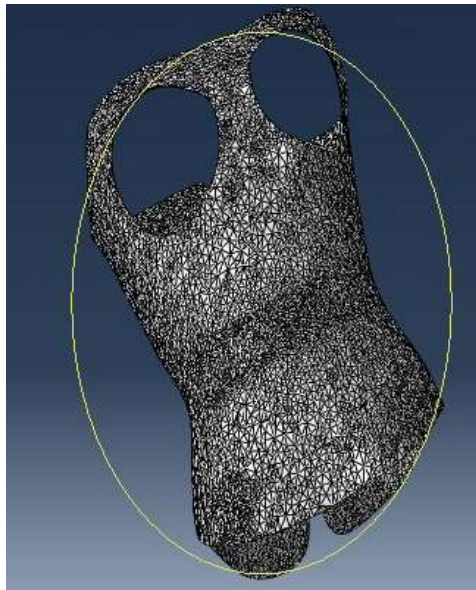
Εικόνα 3:10 Πλέγμα διακριτοποίησης αρχικού αρχείου CAD του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης πριν την επεξεργασία σε λογισμικό Πεπερασμένων Στοιχείων. α) Εμπρόσθια Όψη β) Οπίσθια Όψη

Ο κηδεμόνας εισάγεται στο λογισμικό με την άνωθεν μορφή διακριτοποίησης (Εικόνα 3:10), την οποία είχε αρχικά μετά την διαδικασία σάρωσης και επεξεργασίας. Προκειμένου να επεξεργαστεί σε λογισμικό πεπερασμένων στοιχείων πρέπει να διαγραφεί η αρχική διακριτοποίηση «orphan mesh».



Εικόνα 3:11 Αρχικό πλέγμα διακριτοποίησης κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης κατά την εισαγωγή του στο λογισμικό Abaqus CAE (Orphan Mesh).

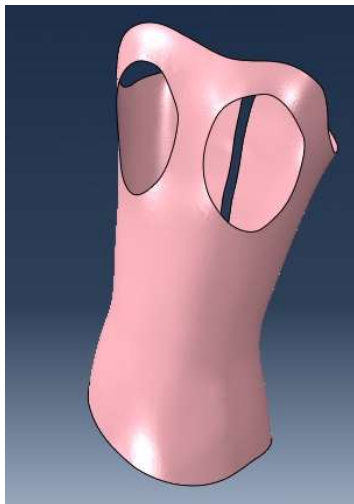
Σε αυτό το στάδιο, ο φορέας δεν περιέχει καμία γεωμετρία έτοιμη προς επεξεργασία. Για αυτό τον λόγο χρησιμοποιώντας από την βιβλιοθήκη του λογισμικού, την λειτουργία «Create Geometry From Mesh» πραγματοποιείται ο ορισμός γεωμετρίας του φορέα του κηδεμόνα.



Εικόνα 3:12 Αρχικό στάδιο δημιουργίας γεωμετρίας στο λογισμικό Abaqus CAE.

Στην συνέχεια ακολουθεί η διαγραφή της υπάρχουσας διακριτοποίησης πεπερασμένων στοιχείων του κηδεμόνα προκειμένου να μπορέσει να υλοποιηθεί εξαρχής νέα διακριτοποίηση για τις ανάγκες των αναλύσεων.

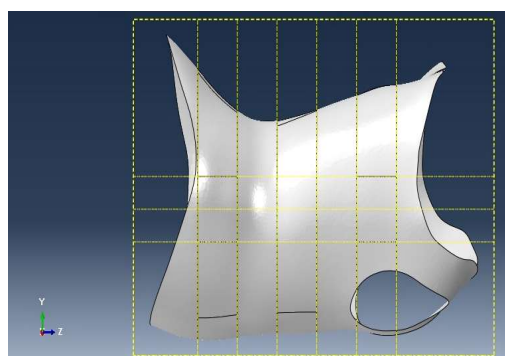
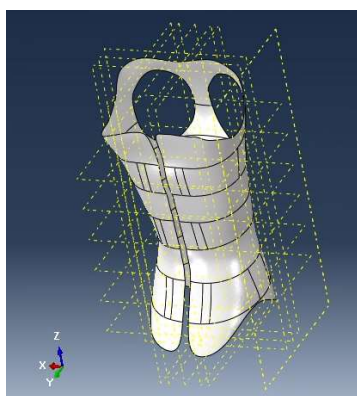
Μέσω της εντολής «Create Virtual Topology» επιλέγονται όλα τα πεπερασμένα στοιχεία του τα οποία θα ενωθούν προκειμένου να διαγραφεί η υπάρχουσα μορφή διακριτοποίησης. Παρακάτω παρουσιάζεται το αποτέλεσμα του μη διακριτοποιημένου κηδεμόνα.

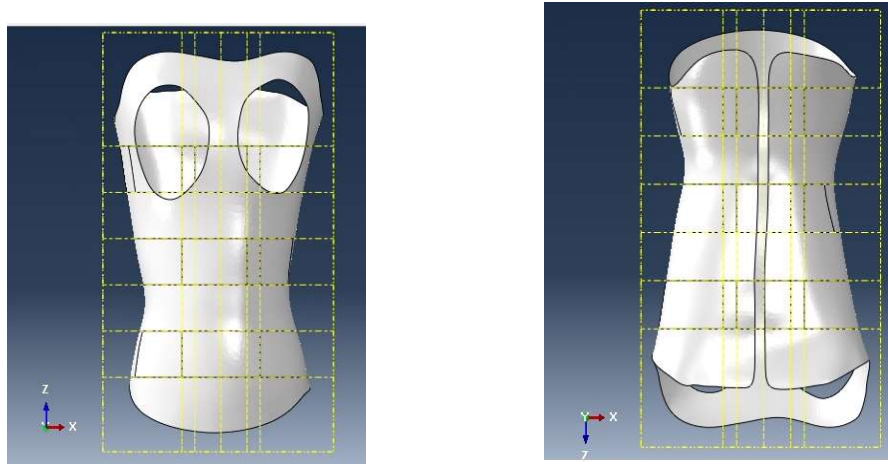


Εικόνα 3:13 Αφαίρεση αρχικού πλέγματος διακριτοποίησης και δημιουργία ενιαίου «Part» κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

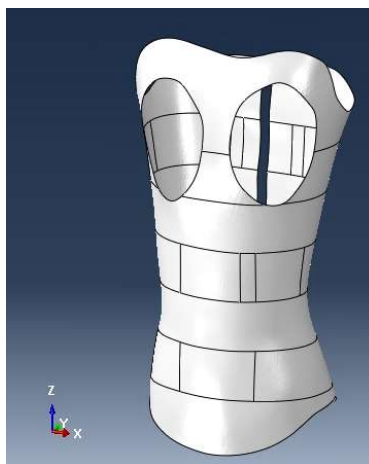
Ο κηδεμόνας πλέον είναι έτοιμος για την διαδικασία ορισμού διατομής επιφανειακού στοιχείου καθώς και δημιουργία νέας μορφής διακριτοποίησης.

Εξαιτίας της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας του κηδεμόνα, της πληθώρας των καμπυλών, μη συμμετρικών οπών και γενικής μη συμμετρίας επιλέγεται η επιμέρους δημιουργία επιφανειών επι του κηδεμόνα προκειμένου να επιτευχθεί καλύτερη εποπτεία και μεγαλύτερη ακρίβεια στον τρόπο επιβολής φορτίων και συνωριακών συνθηκών. Μέσω δημιουργίας επιπέδων παράλληλων στα επίπεδα που σχηματίζονται από τους 3 κύριους άξονες, πραγματοποιείται διαιρέση του φορέα στο σύνολο του προκειμένου να υλοποιηθεί η επεξεργασία του με μεγαλύτερη ακρίβεια. Πιο συγκεκριμένα μέσω του εργαλείου «Create Partition» και «Use Datum Plane» ο κηδεμόνας διακριτοποιείται στα σημεία στα οποία τέμνεται από τα επίπεδα που έχουν δημιουργηθεί (κίτρινη χρωματική ένδειξη). Το αποτέλεσμα παρουσιάζεται στις παρακάτω εικόνες:



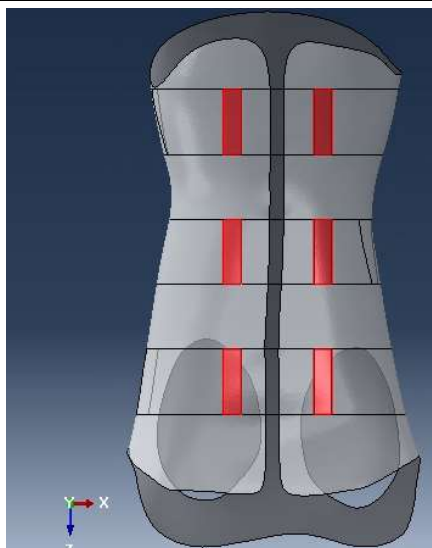


Εικόνα 3:14 Διαίρεση του ενιαίου Part του κηδεμόνα σε επιμέρους επιφάνειες για την διευκόλυνση της τοποθέτησης φορτίων και συνοριακών συνθηκών, με τη μέθοδο «Create Partition»/«Use Datum Plane» (με κίτρινη χρωματική ένδειξη αποτυπώνονται οι προβολές των επιπέδων που χρησιμοποιήθηκαν για την διαδικασία της επιμέρους στοιχείων του κηδεμόνα)

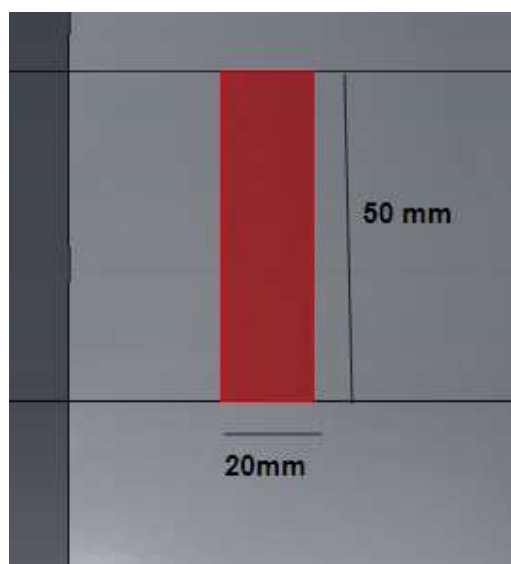


Εικόνα 3:15 Τελικό αποτέλεσμα δημιουργίας επιμέρους επιφανειών στον κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

Όλες οι επιμέρους επιφάνειες συνδέονται μονολιθικά μεταξύ τους. Στο συγκεκριμένο σενάριο προσομοίωσης, μέσω της μεθοδολογίας που περιεγράφηκε παραπάνω δημιουργούνται επιφάνειες στις οποίες εφαρμόζονται τα φορτία από την τάνυση των ιμάντων. Πιο συγκεκριμένα :



Εικόνα 3:16 Αποτύπωση επιφανειών (με κόκκινη χρωματική ένδειξη) που αποτελούν τα σημεία πρόσδεσης των ιμάντων στην οπίσθια όψη του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

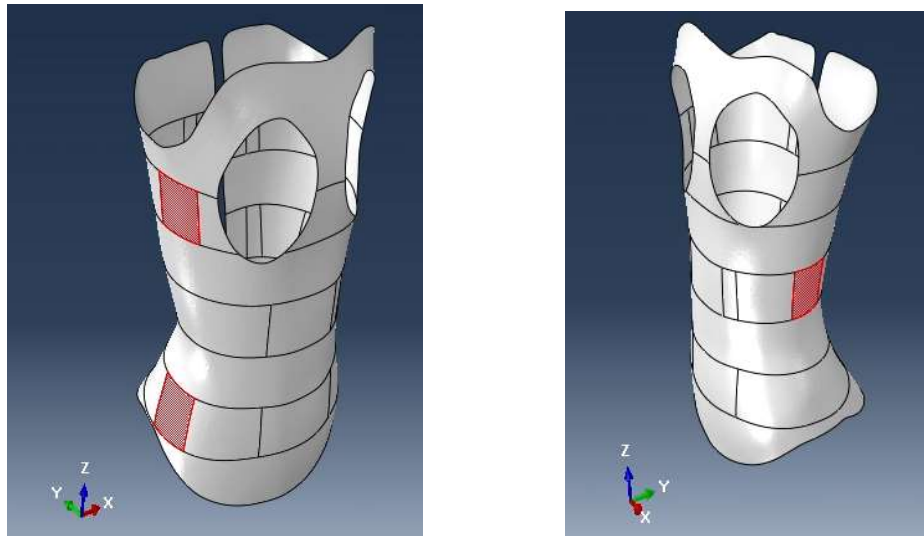


Εικόνα 3:17 Διαστάσεις επιφάνειας των ιμάντων πρόσδεσης του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

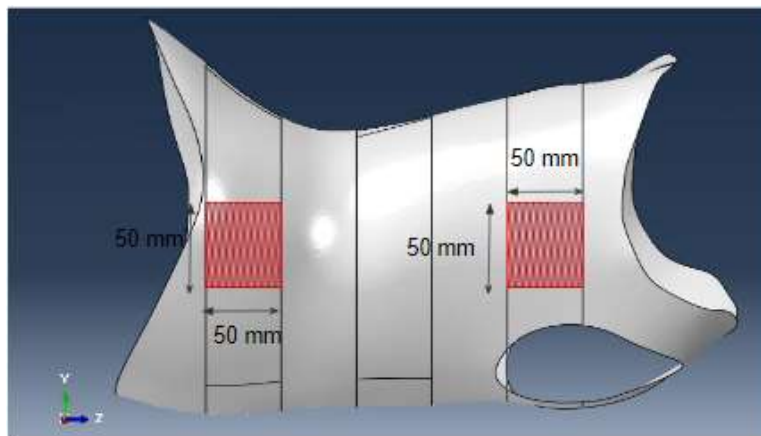
Στην Εικόνα 3:16 και στην Εικόνα 3:17 αποτυπώνονται οι επιφάνειες που δημιουργούνται προκειμένου να προσομοιωθούν τα σημεία πάνω στα οποία εφαρμόζονται οι δυνάμεις από την τάνυση των ιμάντων. Οι διαστάσεις των επιφανειών είναι 20mm x 50mm.

Κατά τον ίδιο τρόπο δημιουργούνται επιφάνειες στην αριστερή και δεξιά πλευρά του κηδεμόνα οι οποίες αντιπροσωπεύουν τις επιφάνειες των «support pads» .





Εικόνα 3:18 Αποτύπωση (με κόκκινη χρωματική ένδειξη) των επιφανειών των «support pads» του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.



Εικόνα 3:19 Διαστάσεις των «support pads» του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

### 3.1.5 Ορισμός Διατομής

Η προσομοίωση του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης στο λογισμικό Abaqus CAE πραγματοποιείται κάνοντας χρήση επιφανειακών πεπερασμένων στοιχείων. Η χρήση επιφανειακών πεπερασμένων στοιχείων δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να εξοικονομήσει υπολογιστικό χρόνο σε αντίθεση με την χρήση στοιχείων όγκου δομής (Solid Elements). Η προσέγγιση προσομοίωσης των κηδεμόνων με πεπερασμένα στοιχεία και οι ανάγκες της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας καλύπτονται και ικανοποιούνται κάνοντας χρήση επιφανειακών πεπερασμένων στοιχείων λαμβάνοντας υπόψιν ότι οι περισσότεροι κηδεμόνες διαθέτουν πάχος υλικού σε ένα εύρος 2-5 χιλιοστών.

Στο πρώτο σενάριο προσομοίωσης δημιουργείται διατομή επιφανειακού στοιχείου με πάχος 4 χιλιοστών. Στην συγκεκριμένη διατομή δίδονται τα χαρακτηριστικά του υλικού που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 3.1.3 .



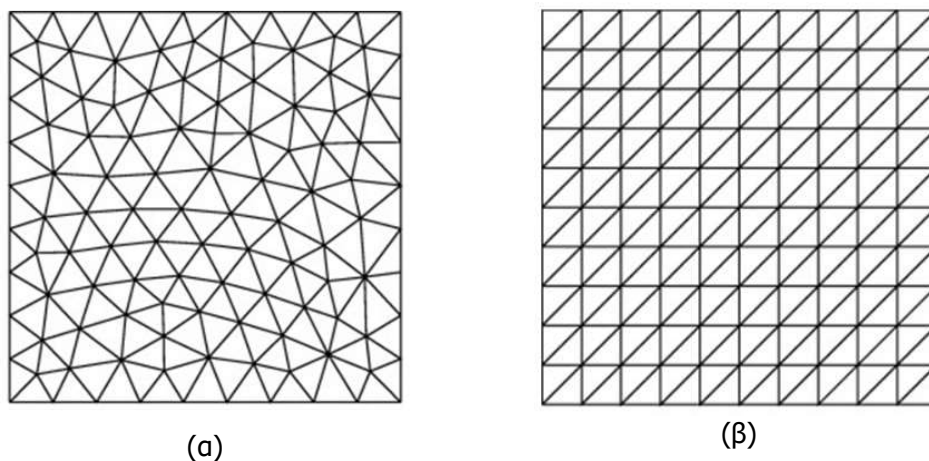
### 3.1.6 Πλέγμα Διακριτοποίησης

Όπως αναφέρθηκε και άνωθεν, ο φορέας που επιδιώκεται να προσομοιωθεί αποτελείται από μια αρκετά σύνθετη γεωμετρία με αρκετές καμπύλες, ασυμμετρίες και απότομες μεταβολές. Τα δεδομένα αυτά καθιστούν απαιτητική την διαδικασία δημιουργίας πλέγματος διακριτοποίησης προκειμένου να είναι εφικτός ο σωστός και ακριβής υπολογισμός της εντατικής και παραμορφωσιακής κατάστασης του κηδεμόνα.

Οι επιλογές μορφών πλέγματος διακριτοποίησης για επιφανειακά πεπερασμένα στοιχεία είναι αρκετές και παρουσιάζονται παρακάτω.

Για τις ανάγκες της προσομοίωσης επιλέγεται η δημιουργία ελεύθερου πλέγματος τριγωνικών πεπερασμένων στοιχείων. Το λογισμικό Abaqus δίνει αυτή την δυνατότητα η οποία αποτελεί την βέλτιστη επιλογή με τα παρακάτω πλεονεκτήματα.

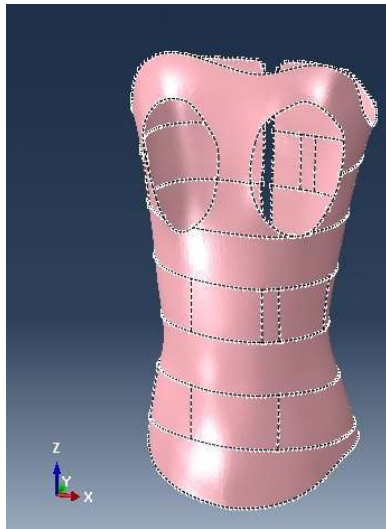
Το ελεύθερο πλέγμα με τριγωνικά στοιχεία μπορεί να εφαρμοστεί σε οποιαδήποτε επίπεδη ή καμπύλη επιφάνεια. Πρόκειται για μη δομημένο πλέγμα και όπως υποδηλώνει και το όνομα του μπορεί να προσαρμοστεί σε οποιοδήποτε γεωμετρικό σχήμα. Σε αντίθεση με τα δομημένα πλέγματα, το μοτίβο συνδεσιμότητας δεν είναι σταθερό, επομένως τα μη δομημένα πλέγματα δεν ακολουθούν ένα ομοιόμορφο μοτίβο. Ωστόσο τα μη δομημένα πλέγματα είναι πιο ευέλικτα και χρησιμοποιούνται γενικά σε πολύπλοκα έργα μηχανολογίας.



Εικόνα 3:20 Τριγωνικό Πλέγμα Διακριτοποίησης α) Μη δομημένο β) Δομημένο (πηγή: <https://www.pre-scient.com/knowledge-center/product-development-by-reverse-engineering/mesh.html>)

Αυτή η τεχνική πλέγματος μπορεί να χειριστεί μεγάλες διακυμάνσεις στο μέγεθος των στοιχείων, πράγμα που είναι χρήσιμο όταν απαιτείται η βελτίωση μόνο ενός μέρους ενός πλέγματος. Ο χρόνος που χρειάζεται το ABAQUS/CAE για τον υπολογισμό ενός ελεύθερου τριγωνικού πλέγματος αυξάνεται περίπου γραμμικά με τον αριθμό των στοιχείων και των κόμβων.

Στην συνέχεια παρουσιάζονται εικόνες από το τελικό πλέγμα διακριτοποίησης που επιλέχθηκε για την προσομοίωση του κηδεμόνα.

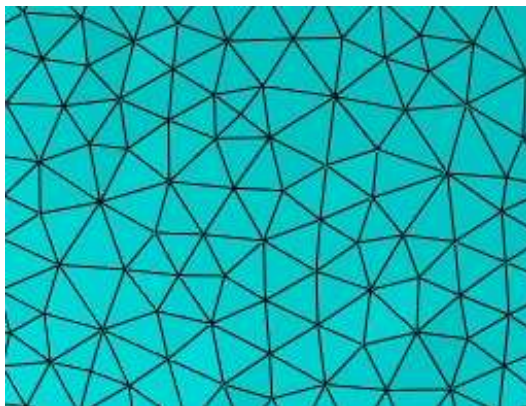


(α)

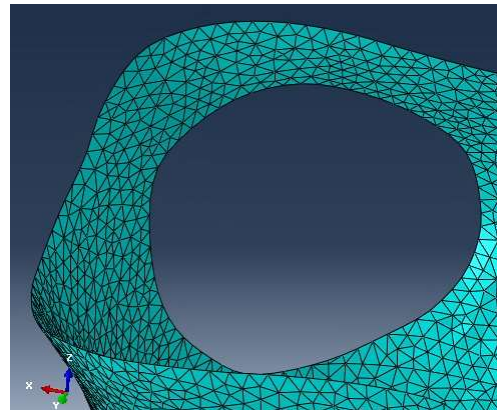


(β)

Εικόνα 3:21 Τελικό Πλέγμα Διακριτοποίησης του αριθμητικού προσομοιώματος α) αποτύπωση κορυφών των πεπερασμένων στοιχείων στην συνολική επιφάνεια του κηδεμόνα β) αποτύπωση του συνόλου των πεπερασμένων στοιχείων του προσομοιώματος

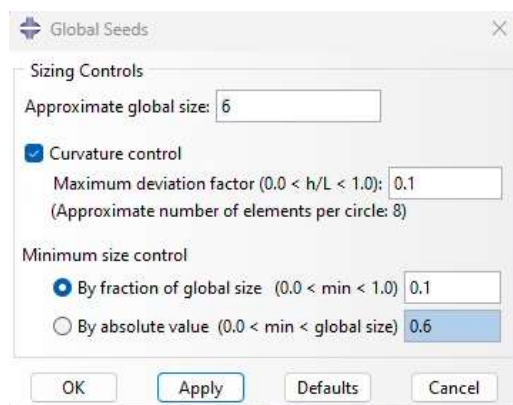


(α)

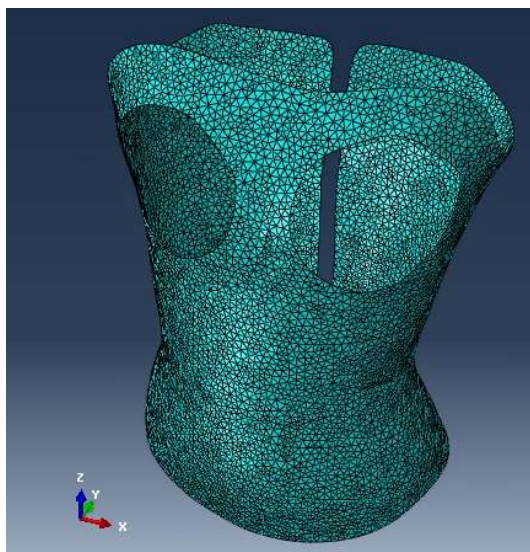


(β)

Εικόνα 3:22 Τριγωνικά στοιχεία πλέγματος διακριτοποίησης β) Διαμόρφωση τριγωνικών στοιχείων σε σημεία μη συμμετρίας της γεωμετρίας και καμπυλών



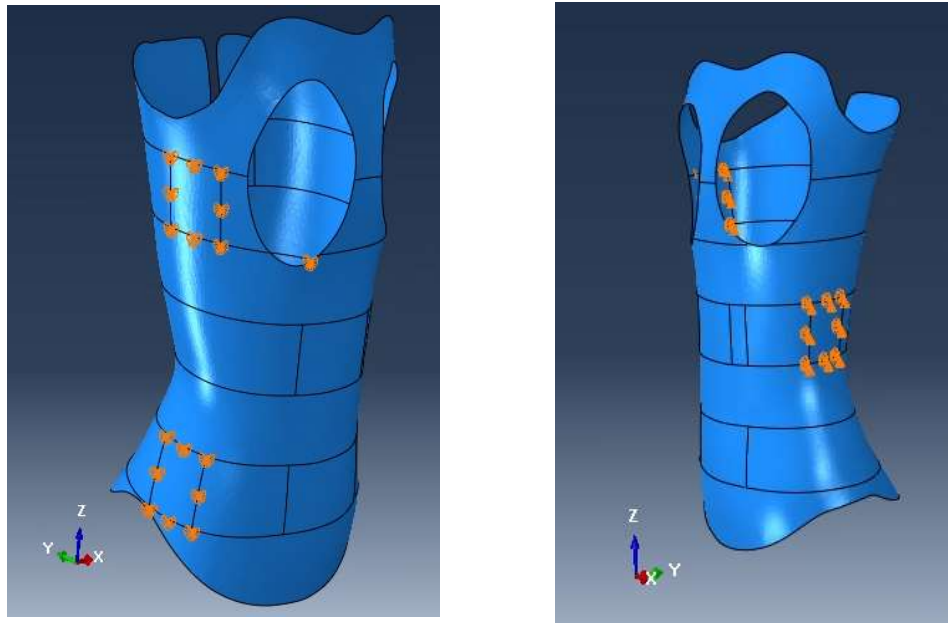
Εικόνα 3:23 Εισαγωγή δεδομένων στο λογισμικό Abaqus CAE για την δημιουργία πλέγματος διακριτοποίησης. Κατά την διαδικασία δημιουργίας πλέγματος διακριτοποίησης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3:23 επιλέγεται η τιμή 6 mm ως η διάσταση κάθε πλευράς των τριγωνικών στοιχείων. Το τελικό αποτέλεσμα παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:24.



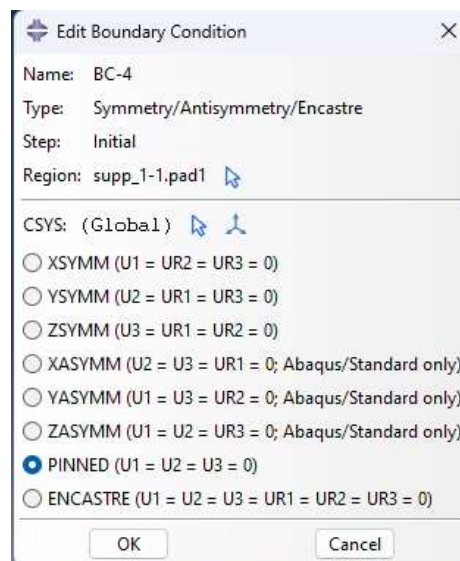
Εικόνα 3:24 Τελικό Πλέγμα Διακριτοποίησης αριθμητικού προσομιώματος κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

### 3.1.7 Συνοριακές Συνθήκες

Στα πλαίσια του αρχικού σεναρίου φόρτισης και λειτουργίας του κηδεμόνα επιλέγεται η τοποθέτηση δεσμεύσεων μετακινήσεων στους κόμβους των επιφανειών που αντιπροσωπεύουν τις θέσεις των «support pads». Κατά την τάνυση των ιμάντων του κηδεμόνα, ξεκινάει η ανάπτυξη τάσεων και παραμορφώσεων. Με την τοποθέτηση δεσμεύσεων στα συγκεκριμένα σημεία επιδιώκεται η υλοποίηση του σεναρίου ότι τα συγκεκριμένα σημεία δεν μετακινούνται με αποτέλεσμα την συγκέντρωση τάσεων οι οποίες κατ' επέκταση είναι αυτές που υφίσταται ο κηδεμόνας κατά την τάνυση των ιμάντων.



Εικόνα 3:25 Αποτύπωση συνοριακών συνθηκών στις πλευρές των επιφανειών των «support pads». Δέσμευση μετακινήσεων στους άξονες X,Y,Z



Εικόνα 3:26 Ορισμός δέσμευσης των μετακινήσεων στους άξονες X, Y, Z για τις πλευρές των επιφανειών των «support pads».

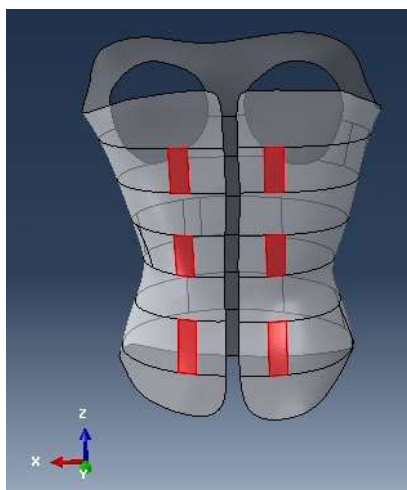
### 3.1.8 Επιβολή Φορτίων

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία, όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 2, υπάρχουν πολλές και διαφορετικές παραλλαγές φορτίσεων επί του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης ανάλογα με την κίνηση, τη στάση του σώματος και την τάνυση των ιμάντων. Η προσομοίωση της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας επικεντρώνεται στην εκτίμηση της εντατικής κατάστασης του κηδεμόνα, στην περίπτωση της τάνυσης των ιμάντων. Για τον λόγο αυτό επιλέγεται τιμή φορτίου ίση με 20 N σε κάθε θέση πρόσδεσης των ιμάντων. Η τιμή αυτή επιλέχθηκε σύμφωνα με τα πειραματικά αποτελέσματα και δοκιμές της δημοσίευσης [2]. Η τάνυση των ιμάντων που στοχεύει στην περίσφιξη του ανθρωπίνου σώματος από τον κηδεμόνα, δημιουργεί ένα ζεύγος δυνάμεων ίσων και αντίθετης φοράς σε κάθε σημείο πρόσδεσης τους όπως παρουσιάστηκε και στην Εικόνα 3:7.

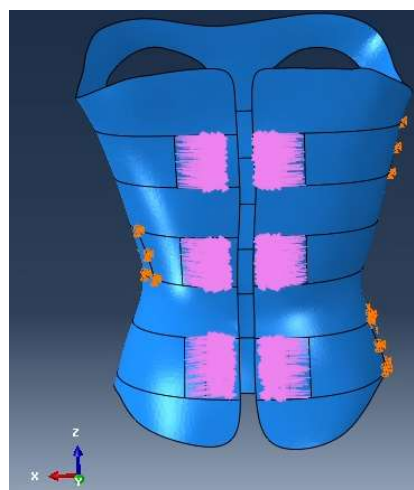
## 3.2 Α Σενάριο Φόρτισης

Στο παρόν σενάριο η δύναμη αυτή εφαρμόζεται ως διαμητική σε κάθε επιφάνεια πρόσδεσης των ιμάντων. Η μετατροπή της σε επιφανειακή δύναμη παρουσιάζεται παρακάτω:

Η δύναμη εφαρμόζεται ως διαμητική στις επιφάνειες με κόκκινη χρωματική ένδειξη με τιμή

$$\frac{20 \text{ N}}{50 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}} = 0.02 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$


α)



β)

Εικόνα 3:27 α) Επιφάνειες ιμάντων πρόσδεσης β) Επιβολή επιφανειακού φορτίου στις επιφάνειες πρόσδεσης των ιμάντων.

### 3.2.1 Δεδομένα Α Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

Πριν την παρουσίαση των αποτελεσμάτων συγκεντρώνονται στον παρακάτω πίνακα όλα τα δεδομένα (συνοριακές συνθήκες, υλικά, διατομή, φορτία) του Α Σεναρίου Φόρτισης.

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
<b>Υλικό</b>						
Πυκνότητα	920	kg/m <sup>3</sup>				
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	U <sub>x</sub>	U <sub>y</sub>	U <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Δέσμευση	FIX	FIX	FIX	FREE	FREE	FREE
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Θέσεις «support pads»					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Surface Traction (Διατμητική Δύναμη)					
Τιμή	0.02	MPa				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Γραμμική Στατική Ανάλυση						

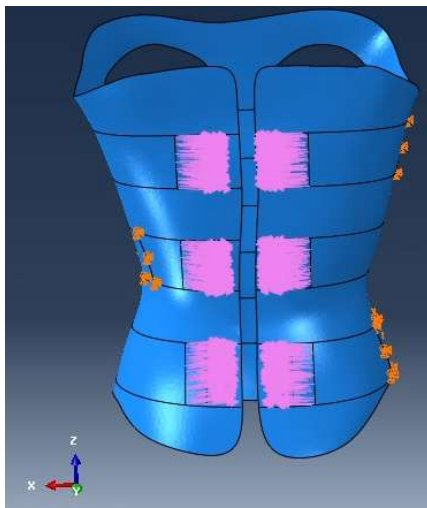
Πίνακας 3:1 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Α Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

Στην παρούσα παράγραφο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του Α σεναρίου σχεδιασμού του κηδεμόνα.

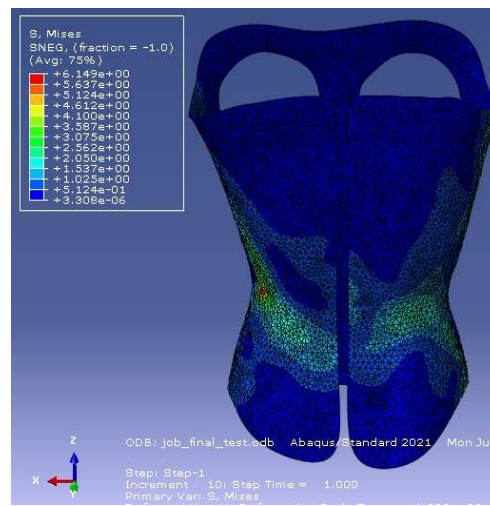


### 3.2.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises:

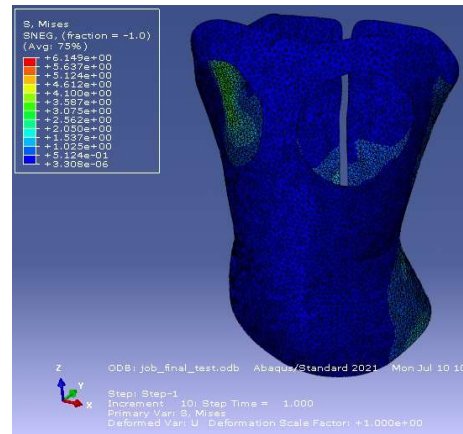
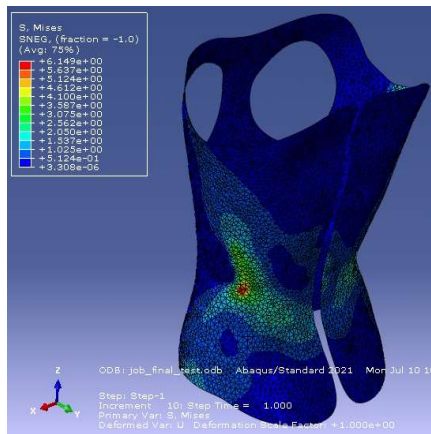


α)



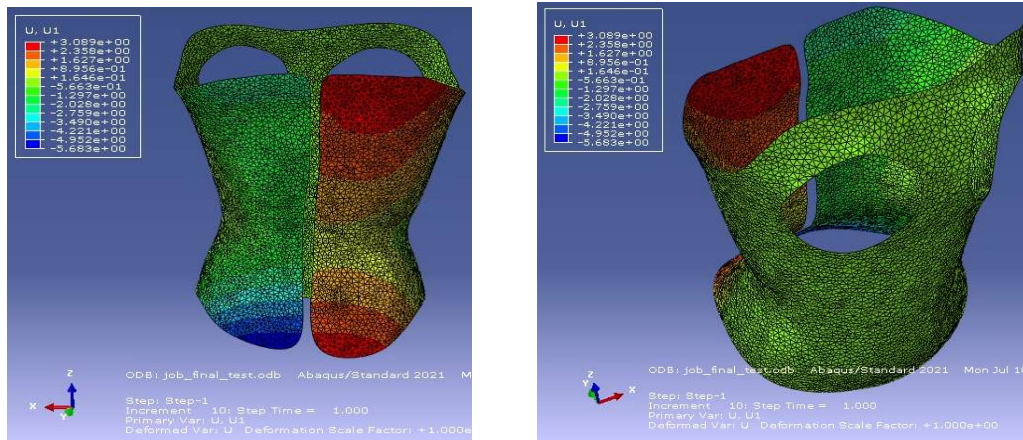
β)

Εικόνα 3:28 α) Φορτία Ιμάντων β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

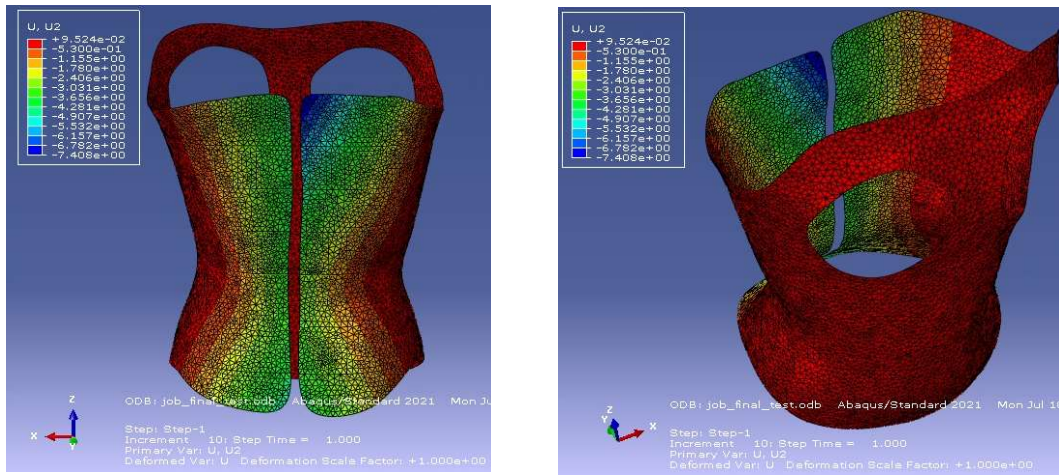


Εικόνα 3:29 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος.

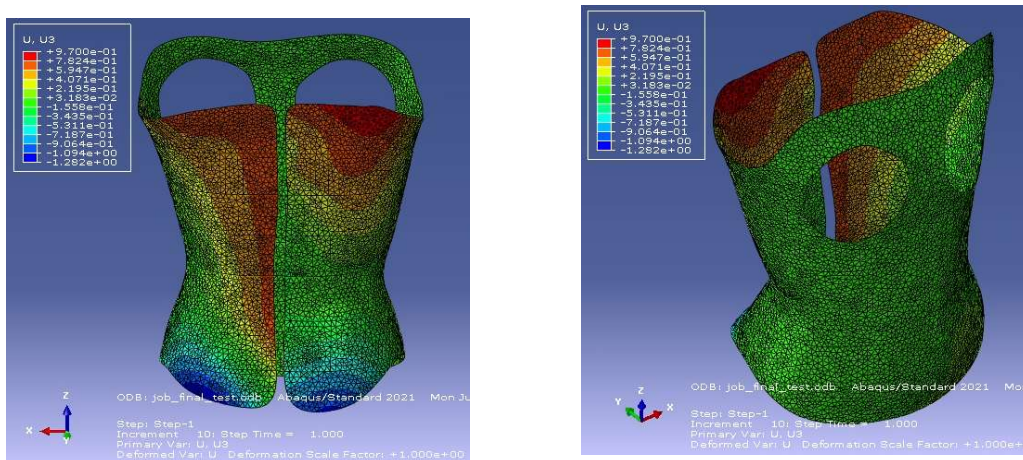
Παραμορφώσεις στους άξονες X, Y, Z :



Εικόνα 3:30 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 3:31 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 3:32 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z



### 3.2.3 Σχολιασμός και Συμπεράσματα

Όσον αφορά την ανάπτυξη τάσεων V.Mises αξίζει να αναφερθεί ο εντοπισμός της μέγιστης τιμής τάσης ίσης με 6.149 MPa. Η συγκεκριμένη τιμή εντοπίζεται τοπικά στα σημεία στα οποία τέθηκαν οι δεσμεύσεις μετακινήσεων, όπως και ήταν αναμενόμενο. Εντοπίζεται επομένως τοπική συγκέντρωση τάσεων στις θέσεις των στηρίξεων των «support pads» ενώ στα υπόλοιπα σημεία του κηδεμόνα παρατηρείται η μείωση των τάσεων οι οποίες κυμαίνονται στις τιμές 1.025 MPa - 4.10 MPa με την κατανομή τους να αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:28 (β) και στην Εικόνα 3:29. Με την μπλε χρωματική ένδειξη, η οποία φαίνεται να εκτείνεται στο μεγαλύτερο ποσοστό της επιφάνειας του κηδεμόνα, αποτυπώνονται οι τάσεις με τιμές κοντά στο 0, γεγονός που φανερώνει ότι η τάνυση των ιμάντων πρόσδεσης σε συνδυασμό με τις θέσεις των «support pads» καταπονούν μέρος του κηδεμόνα και όχι ολόκληρο τον κηδεμόνα στο σύνολο του. Συμπερασματικά οι ανάπτυξη τάσεων εντοπίζεται στα σημεία εκείνα που έχουν οριστεί οι δυνάμεις από τους ιμάντες και στα σημεία των στηρίξεων των «support pads».

Αναφορικά με τις μετακινήσεις στον άξονα X παρατηρείται η μέγιστη παραμόρφωση με τιμή 5.683 mm με μπλέ χρωματική ένδειξη στην οπίσθια αριστερή πλευρά του κηδεμόνα, όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:30. Παρά το γεγονός ότι οι τιμές των δυνάμεων των ιμάντων πρόσδεσης είναι ίσες και αντίθετες και στην αριστερά και στην δεξιά πλευρά της οπίσθιας όψης του κηδεμόνα, η διαφορετική παραμορφωσιακή κατάσταση (μη συμμετρική σε αριστερή και δεξιά πλευρά) δικαιολογείται εξαιτίας της μη απόλυτα συμμετρικής γεωμετρίας του κηδεμόνα και της ύπαρξης μίας θέσης «support pad» στην αριστερή πλευρά και 2 θέσεων support pads στην δεξιά πλευρά. Στην δεξιά επομένως πλευρά εξαιτίας της ύπαρξης δύο θέσεων «support pads» περιορίζονται περισσότερο οι μετακινήσεις στον άξονα X (3.089 MPa) σε αντίθεση με τις μετακινήσεις της αριστερής πλευράς.

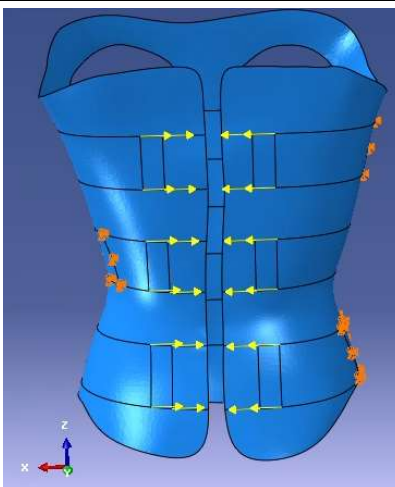
Αναφορικά με τις παραμορφώσεις στον άξονα Y παρατηρείται η σχεδόν μηδενική παραμόρφωση στο μεγαλύτερο μέρος του κηδεμόνα (μπροστά αφορτιστή όψη) και η μέγιστη μετακίνηση 7.408 mm στο πάνω μέρος της δεξιάς πλευράς (Εικόνα 3:31)

Στον άξονα Z (κατακόρυφος άξονας) η μέγιστη παραμόρφωση έχει την τιμή 1.282 mm και εντοπίζεται στο κάτω μέρος της οπίσθιας όψης του κηδεμόνα όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:32 .

Συμπερασματικά, όπως και ήταν αναμενόμενο, στην γενική ιδέα του κηδεμόνα που εντείνεται εξαιτίας της τάνυσης των ιμάντων πρόσδεσης στην οπίσθια όψη του, παρατηρείται η ανάπτυξη τάσεων και παραμορφώσεων κυρίως στην οπίσθια όψη του κηδεμόνα και η σταδιακή μείωση τάσεων με κατεύθυνση προς την εμπρόσθια όψη. Υπάρχει επομένως σημαντικό ποσοστό της συνολικής επιφάνειας του κηδεμόνα το οποίο δεν καταπονείται σημαντικά, δεδομένο που θα μπορούσε να αξιοποιηθεί σε μετέπειτα στάδιο κατά την διαδικασία βελτιστοποίησης τοπολογίας του κηδεμόνα.

## 3.3 Β Σενάριο Φόρτισης

Στο Β σενάριο φόρτισης παραμένουν τα ίδια χαρακτηριστικά υλικού, διατομών, συννοριακών συνθηκών και μεταβάλλεται ο τρόπος επιβολής φορτίων. Πιο συγκεκριμένα επιλέγονται οι επικόμβιες συγκεντρωμένες δυνάμεις στους κόμβους των επιφανειών που αντιπροσωπεύουν τα «support pads» προκειμένου να προσομοιωθεί η δύναμη από την τάνυση των ιμάντων. Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά σε εικόνες ο τρόπος επιβολής των άνωθεν φορτίων καθώς και ο συγκεντρωτικός πίνακας με τα δεδομένα και τις παραδοχές του Β σεναρίου φόρτισης.



Εικόνα 3:33 Τοποθέτηση επικόμβιου φορτίου με τιμή 5 N στους τέσσερις κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης.

### 3.3.1 Δεδομένα Β Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

Πριν την παρουσίαση των αποτελεσμάτων συγκεντρώνονται στον παρακάτω πίνακα όλα τα δεδομένα (συνοριακές συνθήκες, υλικά, διατομή, φορτία) του Β Σεναρίου Φόρτισης.

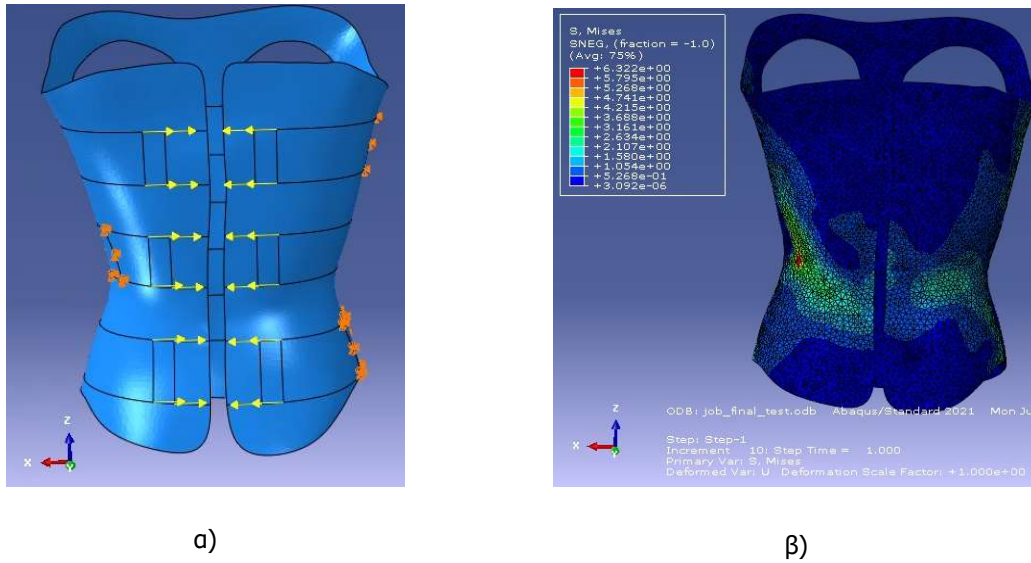
ΔΕΔΟΜΕΝΑ Β ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
<b>Υλικό</b>						
Πυκνότητα	920	kg/m <sup>3</sup>				
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	U <sub>x</sub>	U <sub>y</sub>	U <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FREE</b>	<b>FREE</b>	<b>FREE</b>
Επιφάνειες						
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Συγκεντρωμένη δύναμη					
Τιμή	5	N				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Γραμμική Στατική Ανάλυση						

Πίνακας 3:2 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Β Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

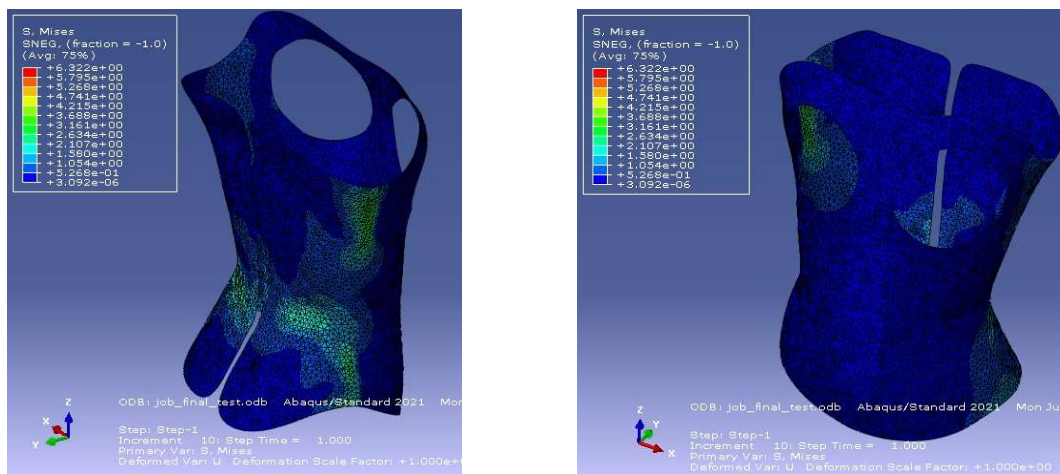
Στην παρούσα παράγραφο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του Β σεναρίου σχεδιασμού του κηδεμόνα.

### 3.3.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V. Mises:

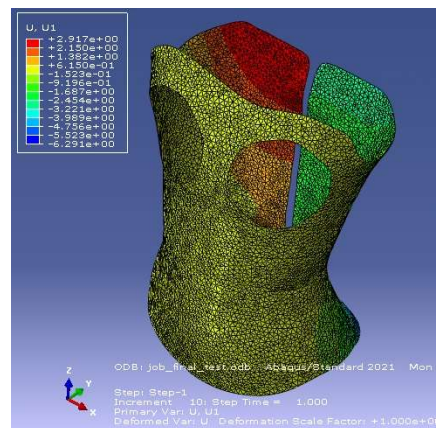
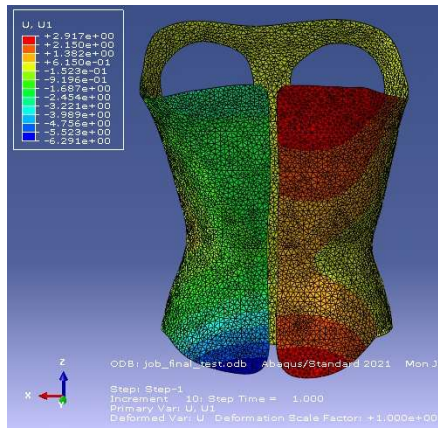


Εικόνα 3:34 α) Επικόμβια φορτία ιμάντων πρόδρασης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

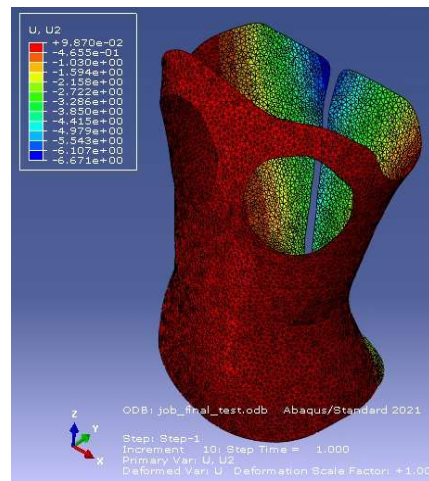
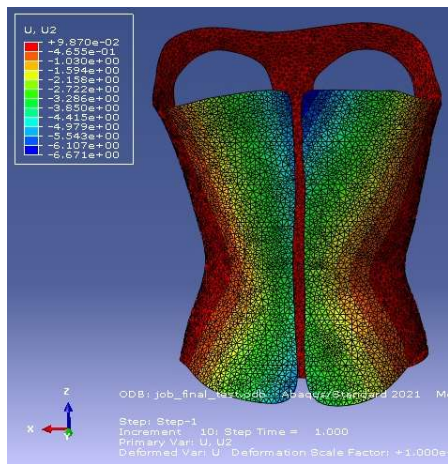


Εικόνα 3:35 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομιώματος

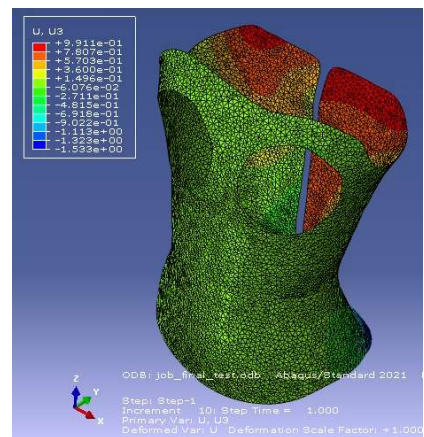
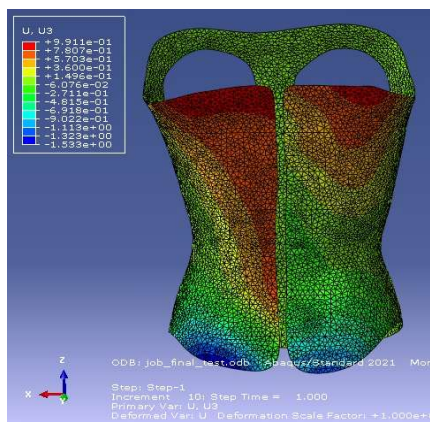
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 3:36 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 3:37 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 3:38 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

### 3.3.3 Σχολιασμός και Συμπεράσματα

Όσον αφορά την ανάπτυξη τάσεων Von Mises αξίζει να αναφερθεί ο εντοπισμός της μέγιστης τιμής τάσης ίσης με 6.322 MPa. Η συγκεκριμένη τιμή εντοπίζεται τοπικά στα σημεία στα οποία τέθηκαν οι δεσμεύσεις μετακινήσεων, όπως και ήταν αναμενόμενο. Εντοπίζεται επομένως τοπική συγκέντρωση τάσεων στις θέσεις των στηρίξεων των «support pads» ενώ στα υπόλοιπα σημεία του κηδεμόνα παρατηρείται η μείωση των τάσεων οι οποίες κυμαίνονται στις τιμές 1.054 MPa - 4.215 MPa με την κατανομή τους να αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:34 (β) και στην Εικόνα 3:35. Με την μπλε χρωματική ένδειξη, η οποία φαίνεται να εκτείνεται στο μεγαλύτερο ποσοστό της επιφάνειας του κηδεμόνα, αποτυπώνονται οι τάσεις με τιμές κοντά στο 0, γεγονός που φανερώνει ότι η τάση των ιμάντων πρόσδεσης σε συνδυασμό με τις θέσεις των «support pads» καταπονούν μέρος του κηδεμόνα και όχι ολόκληρο τον κηδεμόνα στο σύνολο του. Συμπερασματικά οι ανάπτυξη τάσεων εντοπίζεται στα σημεία εκείνα που έχουν οριστεί οι δυνάμεις από τους ιμάντες και στα σημεία των στηρίξεων των «support pads».

Αναφορικά με τις μετακινήσεις στον άξονα X παρατηρείται η μέγιστη παραμόρφωση με τιμή 6.291 mm με μπλέ χρωματική ένδειξη στην οπίσθια αριστερή πλευρά του κηδεμόνα, όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:36. Παρά το γεγονός ότι οι τιμές των δυνάμεων των ιμάντων πρόσδεσης είναι ίσες και αντίθετες και στην αριστερά και στην δεξιά πλευρά της οπίσθιας όψης του κηδεμόνα, η διαφορετική παραμορφωσιακή κατάσταση (μη συμμετρική σε αριστερή και δεξιά πλευρά) δικαιολογείται εξαιτίας της μη απόλυτα συμμετρικής γεωμετρίας του κηδεμόνα και της ύπαρξης μίας θέσης «support pad» στην αριστερή πλευρά και 2 θέσεων support pads στην δεξιά πλευρά. Στην δεξιά επομένως πλευρά εξαιτίας της ύπαρξης δύο θέσεων «support pads» περιορίζονται περισσότερο οι μετακινήσεις στον άξονα X (2.917 mm) σε αντίθεση με τις μετακινήσεις της αριστερής πλευράς.

Αναφορικά με τις παραμορφώσεις στον άξονα Y παρατηρείται η σχεδόν μηδενική παραμόρφωση στο μεγαλύτερο μέρος του κηδεμόνα (μπροστά αφορτιστη όψη) και η μέγιστη μετακίνηση 6.671 mm στο πάνω μέρος της δεξιάς πλευράς (Εικόνα 3:37).

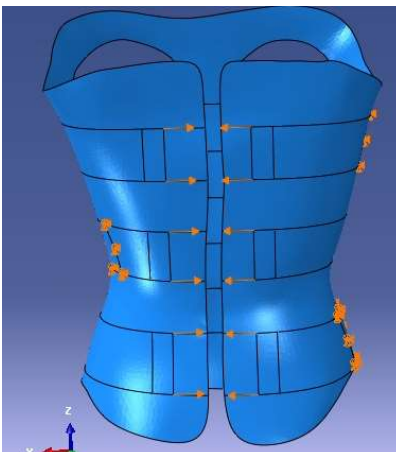
Στον άξονα Z (κατακόρυφος άξονας) η μέγιστη παραμόρφωση έχει την τιμή 1.533 mm και εντοπίζεται στο κάτω μέρος της οπίσθιας όψης του κηδεμόνα όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:38.

Συγκριτικά με τα αποτελέσματα του Α σεναρίου σχεδιασμού του κηδεμόνα, στο Β σενάριο παρατηρούνται σχετικά όμοιες (ελάχιστα αυξημένες) τάσεις Von Mises. Η ομοιότητα δικαιολογείται ως προς το γεγονός του παρόμοιου τρόπου επιβολής των φορτίων, 5 N στους περιμετρικούς κόμβους των επιφανειών των «support pads». Πιο συγκεκριμένα παρατηρείται ελάχιστη αύξηση των παραμορφώσεων στους άξονες X και μείωση στους Y και Z. Συμπερασματικά οι επικόμβιες δυνάμεις καταπονούν ελάχιστα παραπάνω τα κρίσιμα σημεία του κηδεμόνα σε σχέση με την επιφανειακή φόρτιση του Α σεναρίου σχεδιασμού του κηδεμόνα.

Επιπλέον οι τιμές των τάσεων Von Mises κινούνται εντός λογικών πλαισίων αλλά και εύρους τιμών τάσεων που έχουν υπολογιστεί σε προσομοιώσεις και πειράματα της βιβλιογραφίας, όπως αυτές που αποτυπώνονται στην Εικόνα 2:10 της παραγράφου 2.3.1.

## 3.4 Γ Σενάριο Φόρτισης

Στο Γ σενάριο φόρτισης παραμένουν τα ίδια χαρακτηριστικά υλικού, διατομών, συνοριακών συνθηκών και μεταβάλλεται ο τρόπος επιβολής φορτίων. Πιο συγκεκριμένα η επιβολή οριζόντιων μετακινήσεων στους κόμβους των πλευρών που αντιπροσωπεύουν τα «support pads» προκειμένου να προσομοιωθεί μετακίνηση από την τάση των ιμάντων. Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά σε εικόνες ο τρόπος επιβολής των άνωθεν φορτίων καθώς και ο συγκεντρωτικός πίνακας με τα δεδομένα και τις παραδοχές του Γ σεναρίου φόρτισης .



Εικόνα 3:39 Επιβαλλόμενες μετακινήσεις με τιμή 10 mm στους κόμβους των επιφανειών πρόσδεσης των ιμάντων.

### 3.4.1 Δεδομένα Γ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

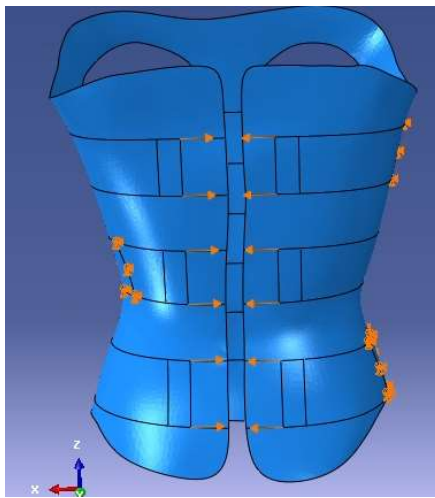
ΔΕΔΟΜΕΝΑ Γ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
<b>Υλικό</b>						
Πυκνότητα	920	kg/m <sup>3</sup>				
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	FIX	FIX	FIX	FREE	FREE	FREE
Επιφάνειες						
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Γραμμική Στατική Ανάλυση						

Πίνακας 3:3 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Γ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

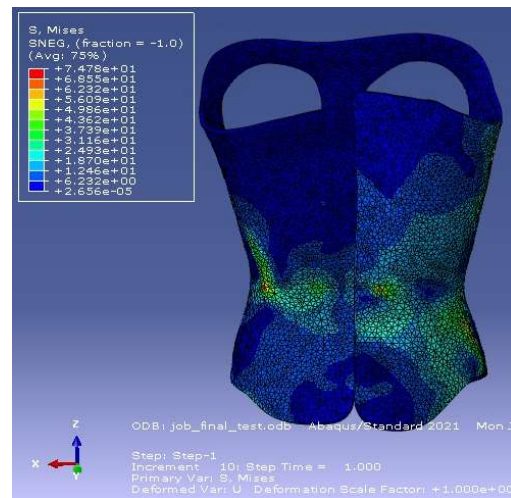


### 3.4.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises:

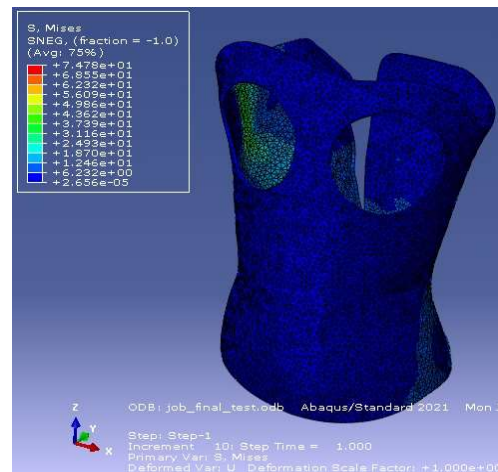
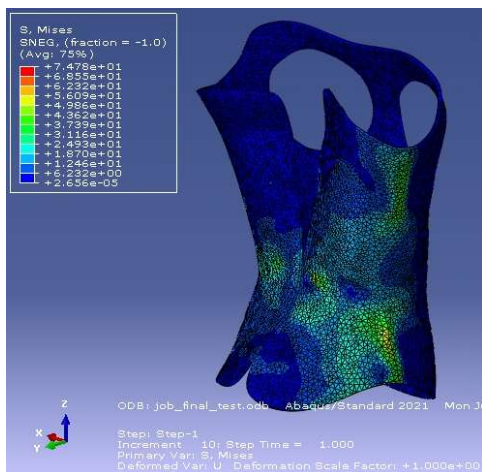


α)



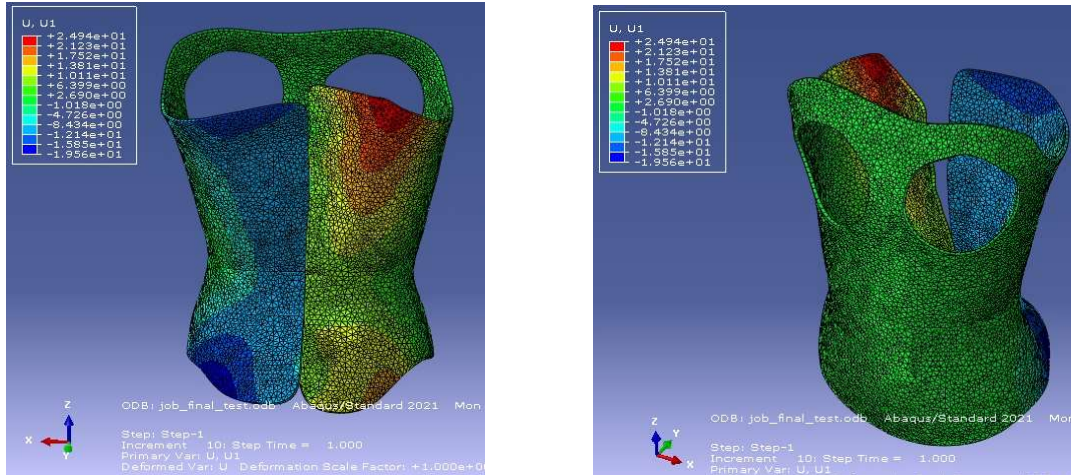
β)

Εικόνα 3:40 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

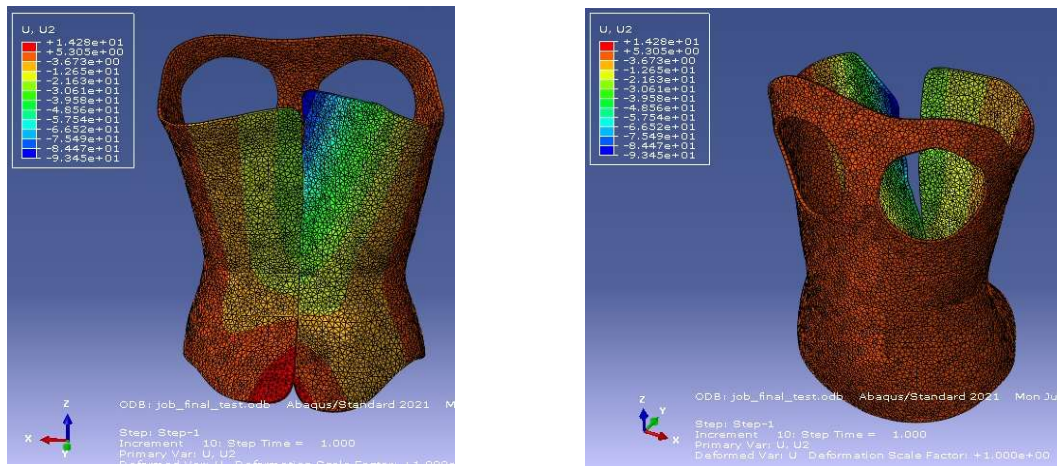


Εικόνα 3:41 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος

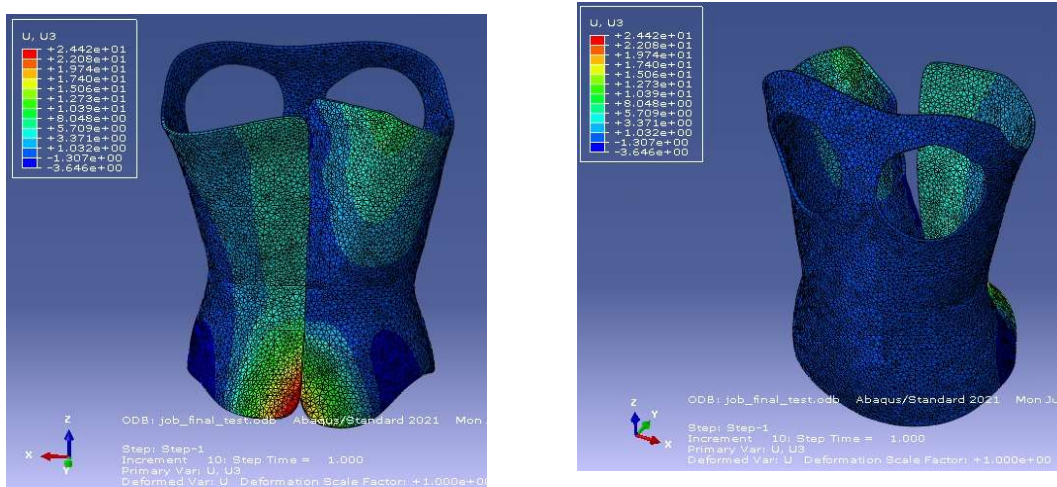
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 3:42 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 3:43 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 3:44 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z



### 3.4.3 Σχολιασμός και Συμπεράσματα

Στο παρόν σενάριο φόρτισης παρατηρούμε σημαντική αύξηση των αναπτυσσόμενων τάσεων στα κρίσιμα σημεία του κηδεμόνα. Όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:40 (β) και στην Εικόνα 3:41 η μέγιστη τιμή είναι 74.78 MPa (κόκκινη χρωματική ένδειξη) ή οποία όμως εντοπίζεται σημειακά εξαιτίας του συγκεκριμένου πλέγματος διακριτοποίησης που έχει επιλεγεί. Το πραγματικό εύρος αναπτυσσόμενων τάσεων επί του κηδεμόνα είναι από 6.23 MPa ως 43.62 MPa. Λαμβάνοντας ως δεδομένο την παραδοχή του ορίου διαρροής στα 37.4 MPa καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι με το δεδομένο υλικό θα υπήρχε οριακή υπέρβαση του ορίου διαρροής του. Και σε αυτό το σενάριο φόρτισης οι τάσεις με τιμές κοντά στο 0 (μπλε χρωματική ένδειξη) εκτείνονται στο μεγαλύτερο μέρος της επιφάνειας του κηδεμόνα, γεγονός που φανερώνει ότι η τάνυση των ιμάντων πρόσδεσης σε συνδυασμό με τις θέσεις των «support pads» καταπονούν μέρος του κηδεμόνα και όχι ολόκληρο τον κηδεμόνα στο σύνολο του. Συμπερασματικά οι ανάπτυξη τάσεων εντοπίζεται στα σημεία εκείνα που έχουν οριστεί οι δυνάμεις από τους ιμάντες και στα σημεία των στηρίξεων των «support pads».

Η επιλογή ορισμού επιβαλλόμενων μετακινήσεων κρίνεται ξεκάθαρα ως πιο δυσμενής τρόπος φόρτισης και καταπόνησης του κηδεμόνα. Η προσομοίωση με χρήση επιβαλλόμενων μετακινήσεων στις πίσω πλευρές του κηδεμόνα κρίνεται ότι προσεγγίζει περισσότερο την πραγματικότητα και αποτελεί ρεαλιστικό σενάριο ικανό να παράξει αποτελέσματα και συμπεράσματα σχετικά με την δομική λειτουργία των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης.

Αναφορικά με τις παραμορφώσεις στους 3 άξονες, παρατηρείται σημαντική αύξηση συγκριτικά με τα σενάρια Α και Β. Πιο συγκεκριμένα στον άξονα Χ η μέγιστη μετακίνηση είναι 24.94 mm (κόκκινη χρωματική ένδειξη) όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:42.

Στον άξονα Υ η μέγιστη μετακίνηση είναι 93.45 mm (μπλε χρωματική ένδειξη) όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:43. Η συγκεκριμένη μετακίνηση εντοπίζεται σε μια μικρή περιοχή στην πάνω δεξιά πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα. Η αισθητική διαφορά της αυξημένης αυτής μετακίνησης, πέραν της δυσμέλειας του σεναρίου με τις επιβαλλόμενες μετακινήσεις, έγκειται επιπλέον και στο γεγονός ότι στα μέχρι τώρα σενάρια φόρτισης τα συγκεκριμένα σημεία είναι ελεύθερα προς μετακίνηση καθώς δεν έχει προσομοιωθεί η ύπαρξη του ανθρωπίνου σώματος η οποία στην πραγματικότητα περιορίζει αυτές τις μετακινήσεις.

Τέλος στον άξονα Ζ η μέγιστη μετακίνηση έχει την τιμή 24.42 mm και εντοπίζεται με κόκκινη χρωματική ένδειξη στην κάτω αριστερή πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα (βλ. Εικόνα 3:44 )

## 3.5 Δ Σενάριο Φόρτισης

### 3.5.1 Εισαγωγή-Στόχος-Προσομοίωση Αλληλεπίδρασης Κηδεμόνα-Ανθρωπίνου Σώματος

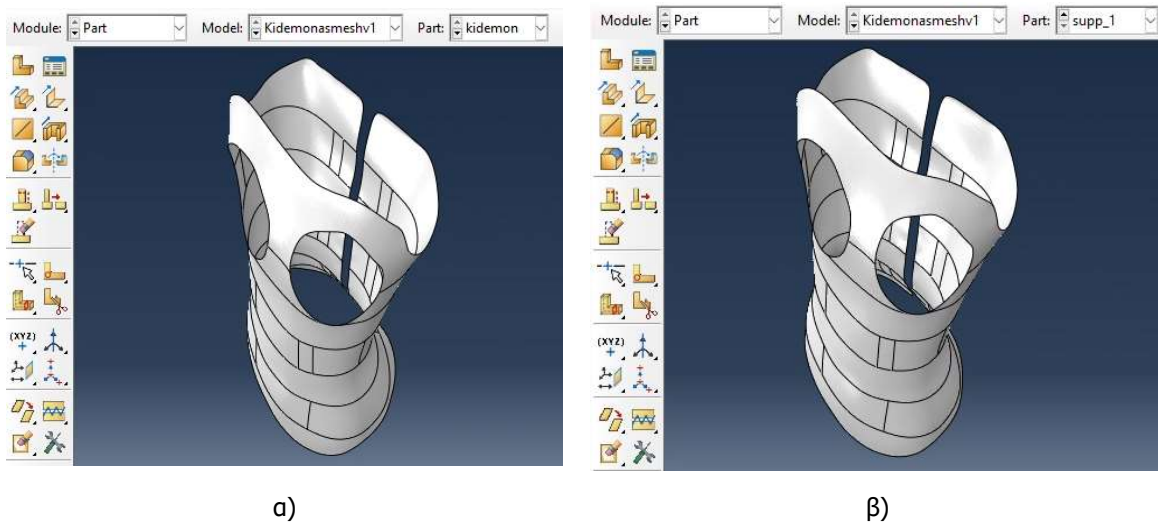
Στο παρόν σημείο της εργασίας επιδιώκεται μια πιο σύνθετη προσομοίωση του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης. Βασικό σημείο αποτελεί η προσομοίωση της αλληλεπίδρασης ανθρωπίνου σώματος και κηδεμόνα.

Στόχος του συγκεκριμένου σεναρίου προσομοίωσης αποτελεί η δημιουργία νέας ομοιόθετης επιφάνειας με την επιφάνεια του κηδεμόνα, η οποία θα αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται εφικτή η προσομοίωση της αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα καθώς και η περιγραφή και ορισμός του νόμου που διέπει την συγκεκριμένη διεπιφάνεια.

Το λογισμικό Abaqus CAE παρέχει την δυνατότητα δημιουργίας νέου part το οποίο συνυπάρχει και αλληλοεπιδρά με το ήδη υπάρχον part του κηδεμόνα κατά την διάρκεια της ανάλυσης. Ο χρήστης οφείλει να περιγράψει ποιες επιφάνειες του part του κηδεμόνα συνδέονται με τις αντίστοιχες επιφάνειες του part του ανθρωπίνου σώματος καθώς και με ποια χαρακτηριστικά ορίζεται η μεταξύ

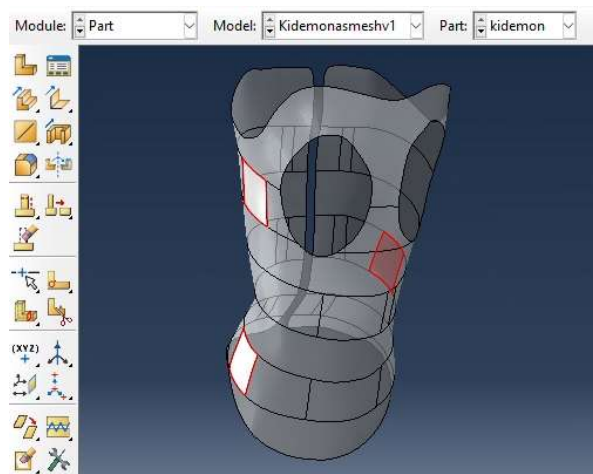
τους αλληλεπίδραση. Η περιγραφή της αλληλεπίδρασης των επιφανειών υλοποιείται μέσω των εντολών «Normal Contact Constraints» που παρέχει το λογισμικό Abaqus CAE. Πιο συγκεκριμένα :

Δημιουργείται νέο part ακριβός ίδιο με το υπάρχον part του κηδεμόνα προκειμένου προσομοιωθεί η αλληλεπίδραση επιφάνειας κηδεμόνα με το ανθρώπινο σώμα. Κατά την δημιουργία νέου part ορίζονται οι επιφάνειες που αντιπροσωπεύουν τις θέσεις των «support pads».



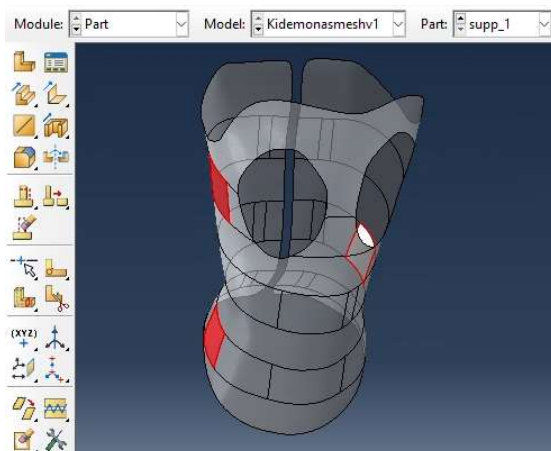
Εικόνα 3:45 Δημιουργία ομοιόθετου Part του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης με την ονομασία "support\_1". α) «Part» που αντιπροσωπεύει τον κηδεμόνα β) «Part» που αντιπροσωπεύει την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος.

Στην συνέχεια ορίζεται το group που αποτελείται από τις επιφάνειες των support pads. Δημιουργείται νέο «surface» το οποίο αντιπροσωπεύει την **εσωτερική** πλευρά του κηδεμόνα στα σημεία των support pads όπως φαίνεται στην Εικόνα 3:46.



Εικόνα 3:46 Ομαδοποίηση επιφανειών των «support pads» εσωτερικά του κηδεμόνα. (με την κόκκινη χρωματική ένδειξη αποτυπώνεται η πλευρά της επιφάνειας η οποία επιλέγεται)

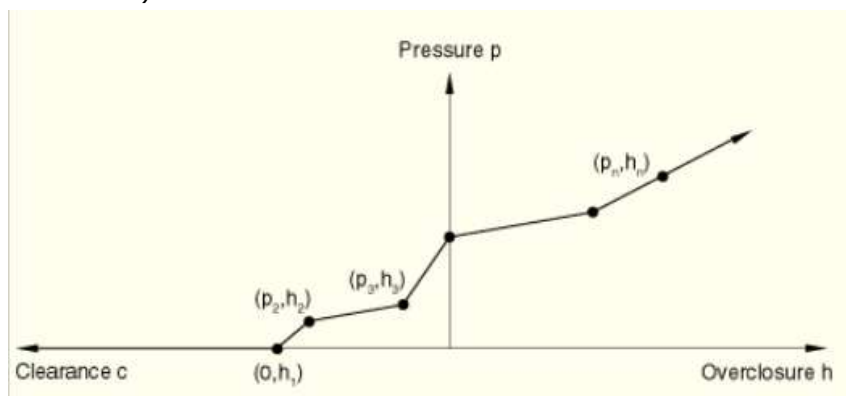
Έπειτα στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα δημιουργούνται οι αντίστοιχες επιφάνειες όπως στην Εικόνα 3:47 με την διαφορά ότι αυτή τη φορά επιλέγεται η **εξωτερική** επιφάνεια, όπως συμβαίνει και στην πραγματικότητα. Η λογική αυτή βασίζεται στην εξής παραδοχή πως ο η εσωτερική επιφάνεια του κηδεμόνα έρχεται σε επαφή με την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος.



Εικόνα 3:47 Ομαδοποίηση επιφανειών των «support pads» εξωτερικά του ανθρώπινου σώματος. (με την κόκκινη χρωματική ένδειξη αποτυπώνεται η πλευρά της επιφάνειας η οποία επιλέγεται)

Μετά τον ορισμό των επιφανειών ακολουθεί ο ορισμός των ιδιοτήτων της αλληλεπίδρασης τους. Μέσω της εντολής «Interaction properties» ορίζονται οι επιφάνειες που αλληλοεπιδρούν μεταξύ τους καθώς και οι ιδιότητες της αλληλεπίδρασης.

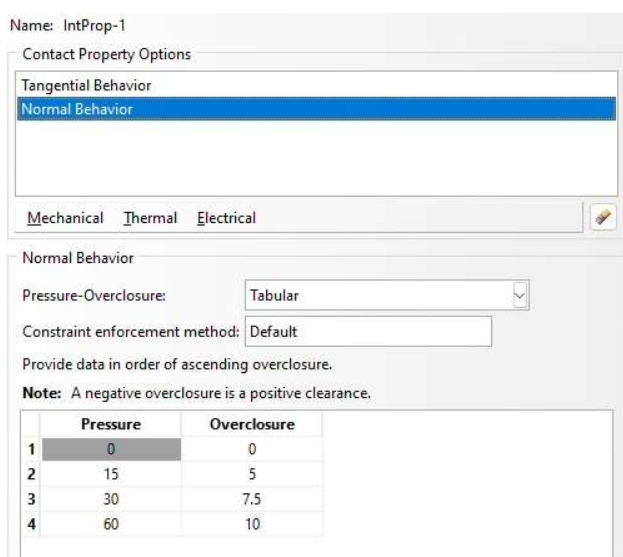
Για να οριστεί μια τμηματικά γραμμική σχέση πίεσης-υπερκάλυψης σε μορφή πίνακα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3:48, δημιουργούνται ζεύγη δεδομένων  $(p_i, h_i)$  της πίεσης σε σχέση με την υπερκάλυψη (όπου η υπερκάλυψη αντιστοιχεί σε αρνητικό διάκενο). Τα δεδομένα ορίζονται ως αύξουσα συνάρτηση της πίεσης και της υπερκάλυψης. Σε αυτή τη σχέση οι επιφάνειες μεταδίδουν πίεση επαφής όταν η υπερκάλυψη μεταξύ τους, μετρούμενη στη διεύθυνση επαφής (κανονική), είναι μεγαλύτερη από  $h_1$ , όπου  $h_1$  είναι η υπερκάλυψη σε μηδενική πίεση. Για τον γενικό αλγόριθμο επαφής στο ABAQUS/Explicit πρέπει να είναι μηδέν. Για υπερκαλύψεις μεγαλύτερες από  $h_1$  η σχέση πίεσης-υπερκάλυψης προεκτείνεται με βάση την τελευταία κλίση που υπολογίζεται από τα δεδομένα που έχει καθορίσει ο χρήστης (βλ. Εικόνα 3:48).



Εικόνα 3:48 Διάγραμμα περιγραφής της γραμμικής σχέσης πίεσης  $p_i$  – υπερκάλυψης  $h_i$  για την περιγραφή του νόμου που διέπει την διεπιφάνεια κηδεμόνα-ανθρώπινου σώματος. (πηγή : Εγχειρίδιο Χρήσης Λογισμικού Abaqus CAE «Abaqus 6.11. Abaqus/CAE User's Manual»)

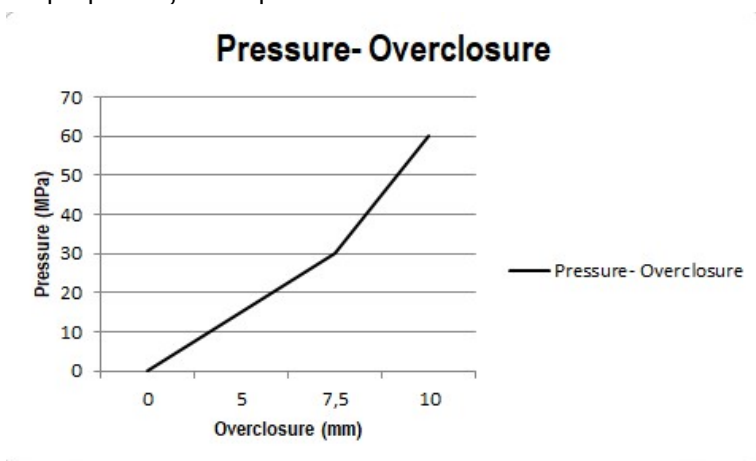
Κατά την παραμόρφωση του κηδεμόνα στην οποία πιέζει το ανθρώπινο σώμα, η σχέση που περιγράφει αυτή την κατάσταση ορίζεται μέσω της γραμμικής σχέσης που παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:48 ενώ στην περίπτωση που η παραμόρφωση του κηδεμόνα τον «απομακρύνει» από το ανθρώπινο σώμα η επαφή χάνεται τελείως χωρίς να υπάρχει κάποια σχέση που να μπορεί να περιγράψει την κατάσταση αυτή. Σε αυτό το δεδομένο και λειτουργία έγκειται η μη γραμμικότητα της συμπεριφοράς του συγκεκριμένου σεναρίου και για αυτόν τον λόγο επιλέγεται η μη γραμμική ανάλυση.

Στην καρτέλα «Interaction Properties» ορίζονται οι ιδιότητες του «Normal Behavior» ως εξής :



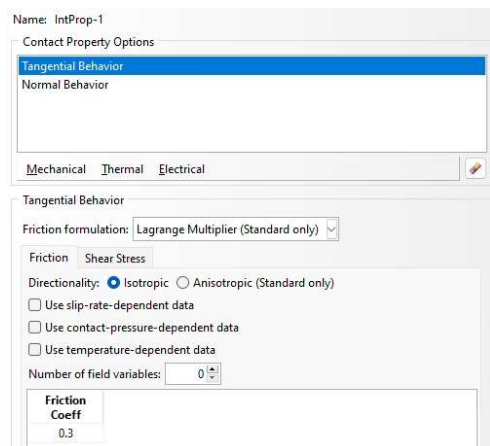
Εικόνα 3:49 Ορισμός τιμών πιέσεων-υπερκάλυψης στην καρτέλα περιγραφής των ιδιοτήτων για την αλληλεπίδραση επιφανειών στο λογισμικό Abaqus CAE.

Η συνάρτηση πίεσης-υπερκάλυψης που διαμορφώνεται σύμφωνα με τις τελικές τιμές που ορίστηκαν για την προσομοίωση παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:50.



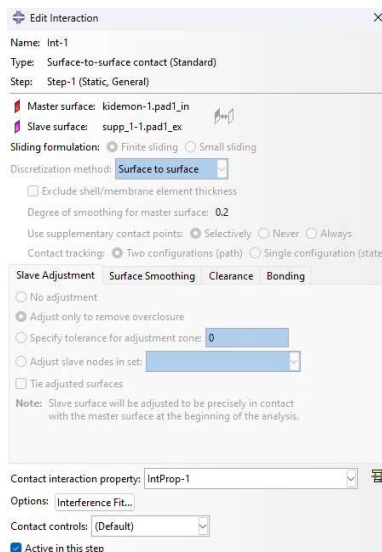
Εικόνα 3:50 Διάγραμμα Πίεσης-Υπερκάλυψης που εφαρμόστηκε για την περιγραφή του νόμου διεπιφάνειας κηδεμόνα-ανθρώπινου σώματος στα πλαίσια της προσομοίωσης του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

Για τις ανάγκες προσομοίωσης της τριβής μεταξύ ανθρωπίνου σώματος και κηδεμόνα γίνεται προσθήκη του «Tangential Behavior», το οποίο δίνει την δυνατότητα ορισμού συντελεστή τριβής στις επαπτομενικές (εγκάρσιες) διευθύνσεις. Επιλέγεται η τοποθέτηση κοινού συντελεστή και για τις δύο διευθύνσεις με τιμή Friction Coeff = 0.3



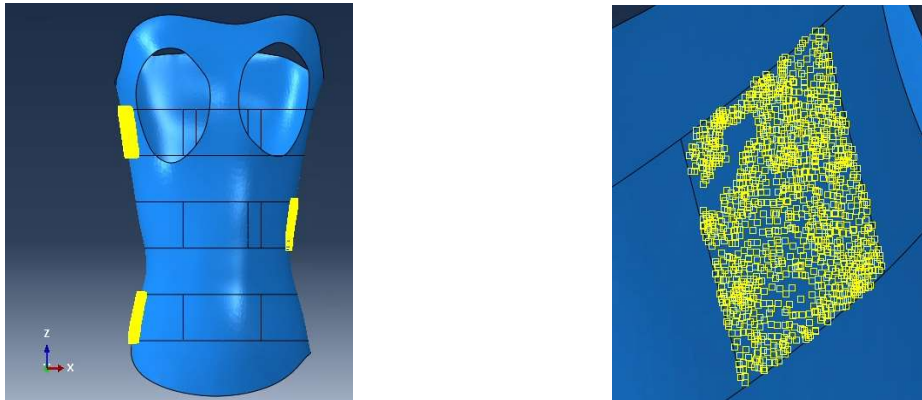
Εικόνα 3:51 Εισαγωγή τιμών για την περιγραφή της τριβής μεταξύ ανθρωπίνου σώματος και κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

Στην συνέχεια προκειμένου να οριστούν ορθά οι συσχετιζόμενες επιφάνειες κηδεμόνα και υποστηρικτικού part απαιτείται η περιγραφή της σύνδεσης. Μέσω της εντολής «interaction» ορίζονται ακριβώς οι επιφάνειες του κηδεμόνα και του βοηθητικού part που αλληλοεπιδρούν καθώς και ο νόμος που διέπει αυτές τις επιφάνειες.



Εικόνα 3:52 Συσχέτιση επιφανειών που αλληλοεπιδρούν μεταξύ τους στα πλαίσια της προσομοίωσης του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.

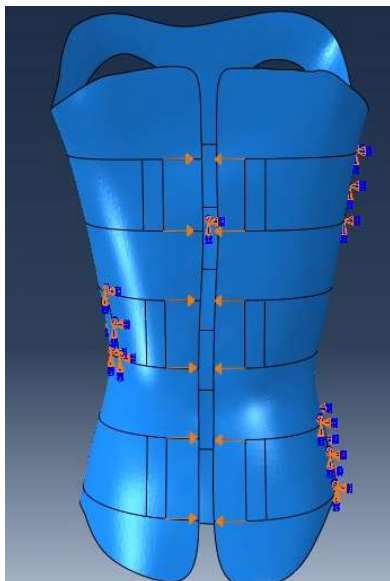
Ως «master surface» ορίζεται η επιφάνεια του κηδεμόνα που επιλέγεται να συνδεθεί (εσωτερικά) και ως «slave surface» επιλέγεται η ομοιόθετη επιφάνεια του βοηθητικού part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.



Εικόνα 3:53 Σχηματική απεικόνιση της αλληλεπίδρασης μεταξύ επιφανειών κηδεμόνα και ανθρώπινου σώματος.

#### Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις :

Στο συγκεκριμένο σενάριο φόρτισης επιβάλλονται μετακινήσεις οι οποίες αντιπροσωπεύουν την μετακίνηση που αναπτύσσεται εξαιτίας της τάνυσης των ιμάντων στα σημεία πρόσδεσης. Πρόκειται για επιβολή μετακινήσεων στους κόμβους των σημείων πρόσδεσης των ιμάντων όπως αποτυπώνεται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 3:54 Τα βέλη με την πορτοκαλί ένδειξη αποτυπώνουν την μεταβαλλόμενη μετακίνηση με τιμή 10 mm. Με πορτοκαλί και μπλέ ένδειξη αποτυπώνονται οι συνοριακές συνθήκες που έχουν οριστεί στις επιφάνειες των «support pads» του part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

Στην προσομοίωση οι επιφάνειες που αλληλοεπιδρούν είναι εκείνες που χαρακτηρίσαμε εξ αρχής ως επιφάνειες των «support pads» στο part του κηδεμόνα με τις αντίστοιχες του part του ανθρώπινου σώματος. Για τις ανάγκες της προσομοίωσης της παρούσας μεταπτυχιακής εργασίας και προς απλοποίηση του προβλήματος, δεν ορίζονται τρία επίπεδα (κηδεμόνας-αφρώδες μαξιλαράκι-ανθρώπινο σώμα) αλλά κηδεμόνας και ανθρώπινο σώμα ,προσδίδοντας τα μηχανικά χαρακτηριστικά του σώματος στις επιφάνειες των «support pads»

Συνοριακές Συνθήκες :

Στις ομοιόθετες επιφάνειες των pads που αντιπροσωπεύουν το ανθρώπινο σώμα πραγματοποιείται δέσμευση μετακινήσεων και στροφών προκειμένου να δημιουργηθούν οι κατάλληλες συνοριακές συνθήκες για την ανάλυση. Με αυτόν τον τρόπο η επιφάνεια των περιοχών του ανθρώπινου σώματος παραμένει δεσμευμένη ενώ η αντίστοιχη επιφάνεια του κηδεμόνα που έρχεται σε επαφή, μπορεί και παραμορφώνεται σύμφωνα με τον νόμο διεπιφάνειας που ορίσαμε παραπάνω στο «Tabular Form».

### 3.5.2 Δεδομένα Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

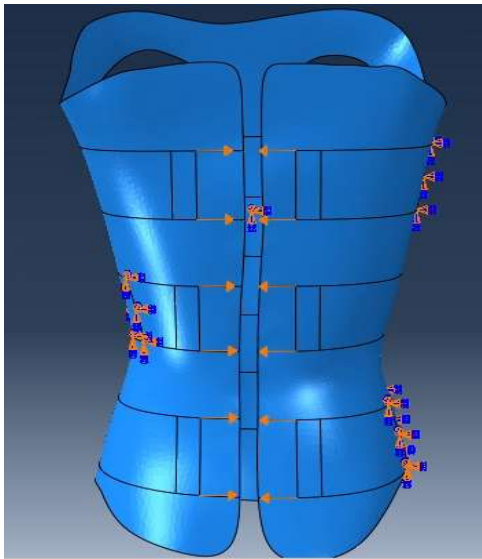
<b>ΔΕΔΟΜΕΝΑ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ</b>						
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
	Normal Behavior (Pressure-Overclosure) Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

Πίνακας 3:4 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

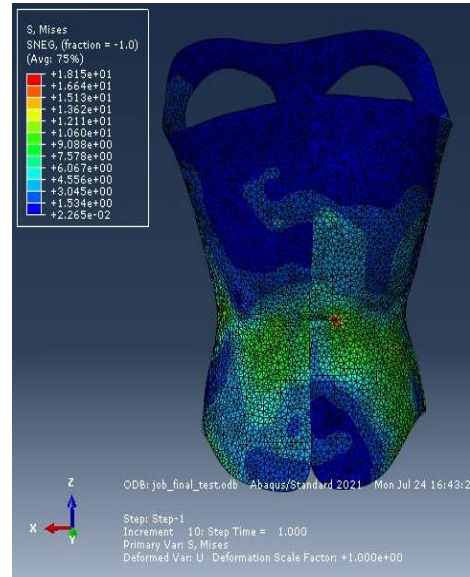


### 3.5.3 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :

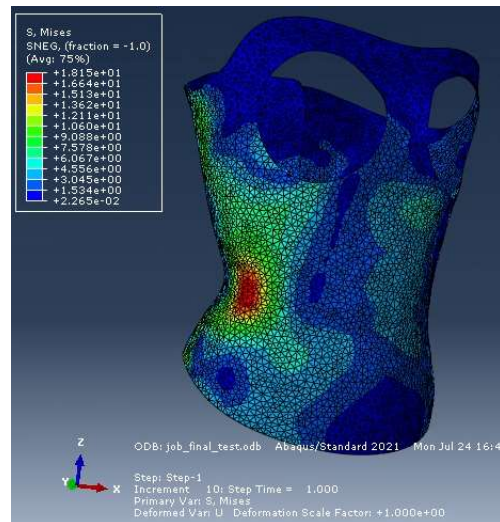
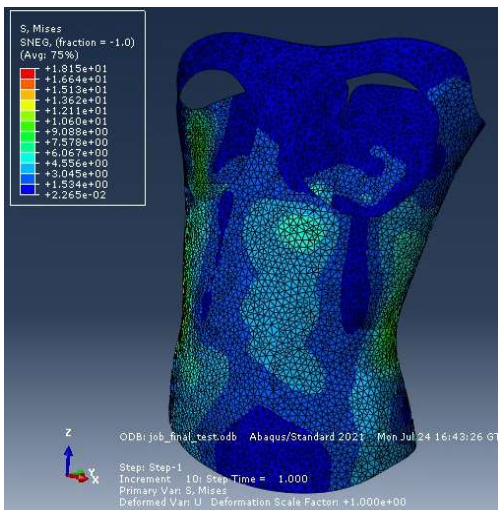


α)



β)

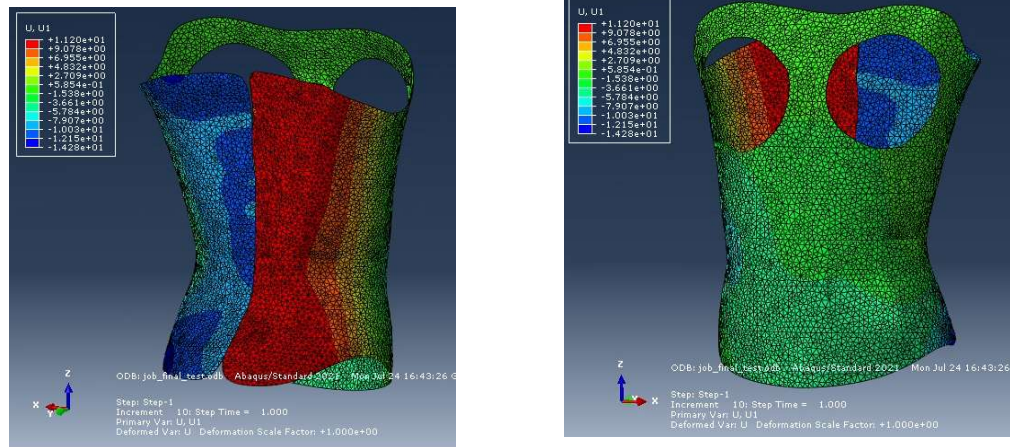
Εικόνα 3:55 Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises



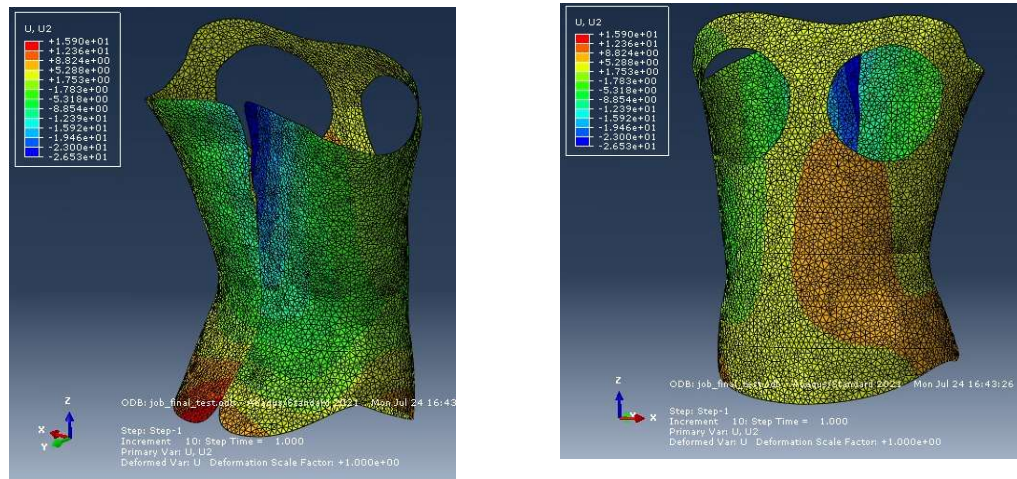
Εικόνα 3:56 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος



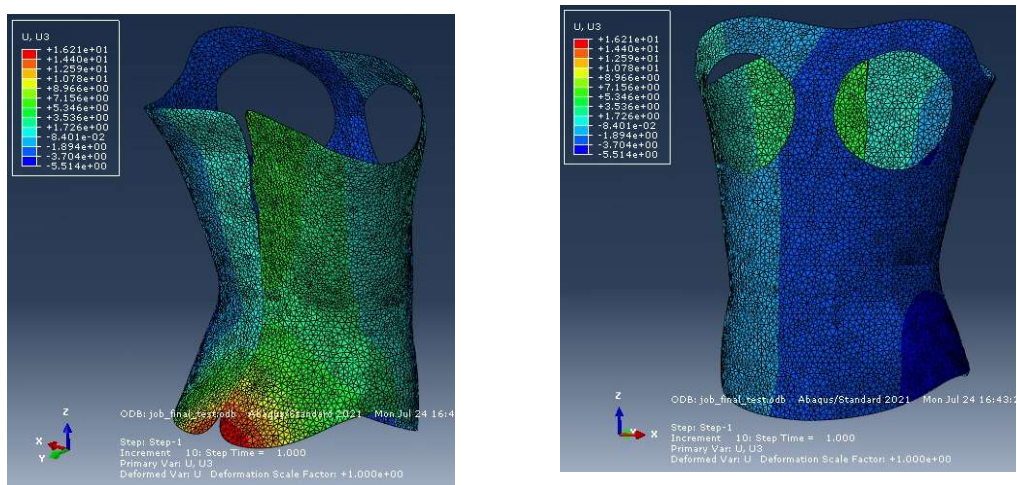
### Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 3:57 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



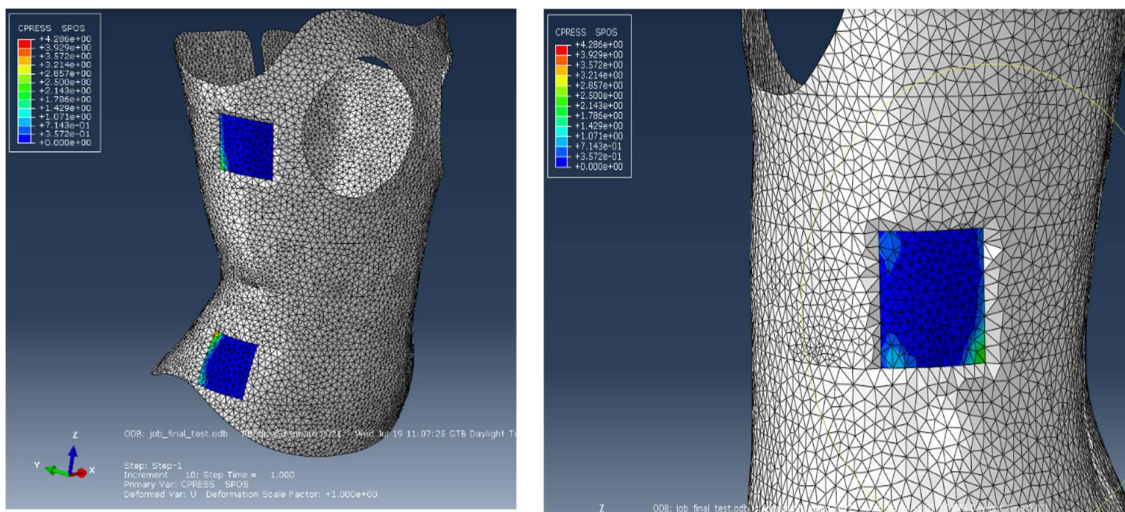
Εικόνα 3:58 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 3:59 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο «part» που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 3:60 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

### 3.5.4 Σχολιασμός και Συμπεράσματα

Στα αποτελέσματα των τάσεων Von Mises εντοπίζεται μέγιστη τάση ίση με 18.15 MPa η οποία αποτυπώνεται τοπικά με κόκκινη χρωματική ένδειξη στα κρίσιμα σημεία του κηδεμόνα όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:55 (β) και στην Εικόνα 3:56. Στο παρόν σενάριο οι τάσεις αναπτύσσονται και την εμπρόσθια όψη του κηδεμόνα, κινούνται όμως σε εύρος τιμών από 1.3 MPa έως 10.60 MPa, τιμές οι οποίες είναι κάτω από το όριο διαρροής. Παρουσιάζεται μια πιο ομαλή ανάπτυξη τάσεων σε όλη την έκταση του κηδεμόνα σε αντίθεση με τα προηγούμενα σενάρια στα οποία είχαμε τοπικές συγκεντρώσεις με ταυτόχρονη μη φόρτιση μεγάλου ποσοστού της συνολικής επιφάνειας του.

Αναφορικά με τις μετακινήσεις στον άξονα X εντοπίζεται μέγιστη μετακίνηση ίση με 14.28 mm στην πίσω αριστερή πλευρά του κηδεμόνα, η οποία δεν εντοπίζεται τοπικά αλλά εκτείνεται ομοιόμορφα σε ολόκληρη την πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα. (βλ. Εικόνα 3:57)

Στον άξονα Y η μέγιστη μετακίνηση είναι 26.53 mm (μπλε χρωματική ένδειξη) όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:58. Η συγκεκριμένη μετακίνηση εντοπίζεται σε μια μικρή περιοχή στην πάνω δεξιά πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα.

Τέλος στον άξονα Z η μέγιστη μετακίνηση έχει την τιμή 16.21 mm και εντοπίζεται με κόκκινη χρωματική ένδειξη στην κάτω δεξιά πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα (βλ. Εικόνα 3:59)

Τέλος στο συγκεκριμένο σενάριο συγκριτικά με τα σενάρια A, B, Γ παρατηρείται ενεργοποίηση μεγαλύτερου ποσοστού επιφάνειας του κηδεμόνα εξαιτίας του ορισμού αλληλεπίδρασης του με το ανθρώπινο σώμα. Αντιπαραθετικά με την απλή δέσμευση μετακινήσεων, ο νόμος διεπιφάνειας με τη

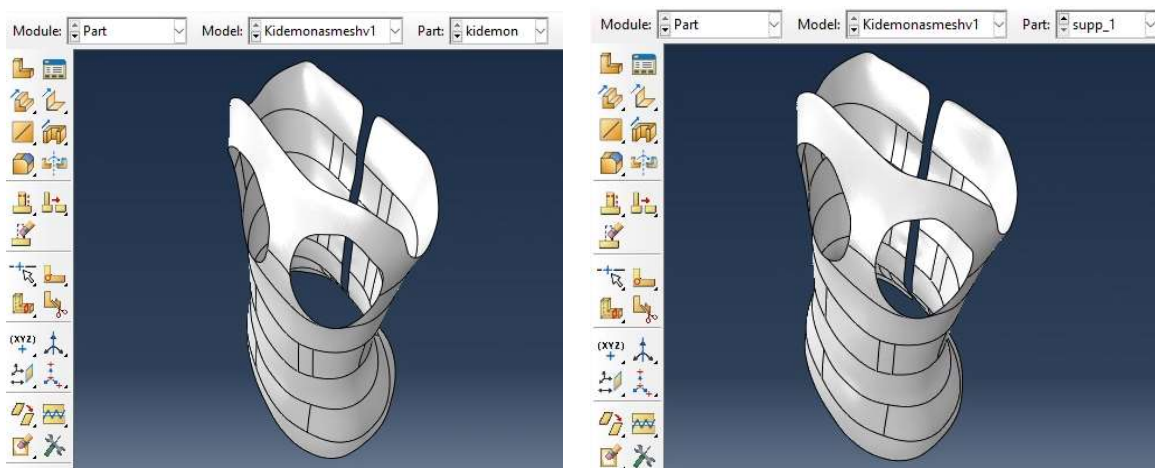
σχέση πιέσεων-υπερκαλύψεων και τριβής στους εγκάρσιους άξονες επιτρέπει την καλύτερη και πιο ομοιόμορφη κατανομή τάσεων στην επιφάνεια του κηδεμόνα.

Όπως επισημάνθηκε και στην παράγραφο 2.5 οι τιμές πίεσης που είναι ασφαλείς να παραλάβει η σπονδυλική στήλη είναι 0-6 kPa (0-0.006 MPa) . Όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:60 οι τιμές των πιέσεων που αναπτύσσονται στο ανθρώπινο σώμα (στις εικονιζόμενες επιφάνειες) κινούνται κοντά στο 0 με κάποιες τοπικές συγκεντρώσεις που προσεγγίζουν τα 0.7 MPa. Η τιμή αυτή κρίνεται αρκετά μεγαλύτερη και όμως καθώς πρόκειται για τοπική συγκέντρωση θεωρείται πως το μεγαλύτερο μέρος των επιφανειών αυτών βρίσκεται εντός των ορίων των τάσεων 0-6 kPa. Μεγαλύτερη καταπόνηση υφίστανται οι περιοχές των εικονιζόμενων επιφανειών που βρίσκονται πιο κοντά στην πίσω όψη του κηδεμόνα, εκεί δηλαδή που εφαρμόζονται οι επιβαλλόμενες μετακινήσεις.

### 3.6 Ε Σενάριο Φόρτισης

#### 3.6.1 Εισαγωγή-Στόχος-Προσομοίωση Αλληλεπίδρασης Κηδεμόνα-Ανθρώπινου Σώματος

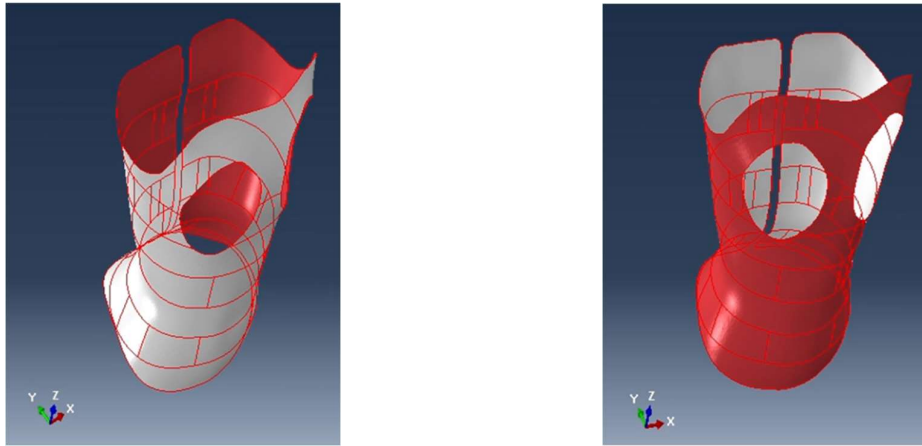
Το συγκεκριμένο σενάριο φόρτισης βασίζεται στην ιδέα του Δ σεναρίου με την βασική διαφορά πως αυτή τη φορά ολόκληρος ο κηδεμόνας έρχεται σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα. Δημιουργείται νέο part ακριβώς ίδιο με το υπάρχον part του κηδεμόνα προκειμένου προσομοιωθεί η αλληλεπίδραση επιφάνειας κηδεμόνα με το ανθρώπινο σώμα. Κατά την δημιουργία νέου part ορίζονται οι επιφάνειες που αντιπροσωπεύουν τις θέσεις των support pads.



Εικόνα 3:61 Δημιουργία ομοιόθετου Part του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης με την ονομασία "support\_1". α) «Part» που αντιπροσωπεύει τον κηδεμόνα β) «Part» που αντιπροσωπεύει την εξωτερική επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος.

Στην συνέχεια ορίζονται οι επιφάνειες οι οποίες έρχονται σε επαφή. Αρχικά ολόκληρη η εσωτερική επιφάνεια του part του κηδεμόνα (με κόκκινη χρωματική ένδειξη) και έπειτα η εξωτερική επιφάνεια του part του ανθρώπινου σώματος (με κόκκινη χρωματική ένδειξη).



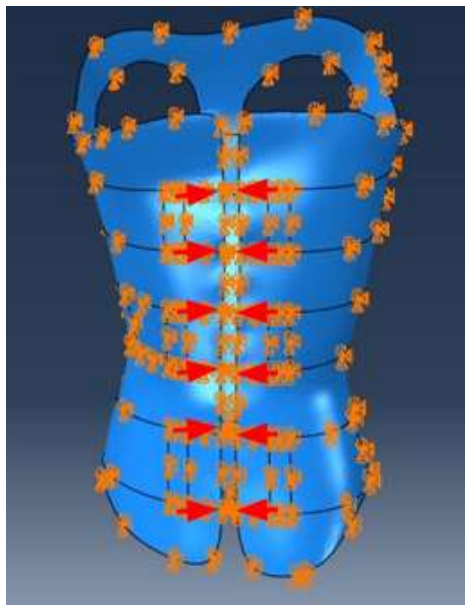


Εικόνα 3:62 Ορισμός επιφανειών α) εσωτερική πλευρά της επιφάνειας του κηδεμόνα β) εξωτερική πλευρά της επιφάνειας του ανθρωπίνου σώματος (η επιφάνεια που επιλέγεται αποτυπώνεται με την κόκκινη χρωματική ένδειξη)

Ο νόμος που διέπει την διεπιφάνεια είναι ακριβώς ο ίδιος με τον νόμο που περιεγράφηκε στο σενάριο Δ.

Φορτία και συνοριακές συνθήκες:

Στο συγκεκριμένο σενάριο φόρτισης επιβάλλονται μετακινήσεις στον κηδεμόνα οι οποίες αντιπροσωπεύουν το την μετακίνηση που αναπτύσσεται εξαιτίας της τάνυσης των ιμάντων στα σημεία πρόσδεσης. Πρόκειται για επιβολή μετακινήσεων στους κόμβους των σημείων πρόσδεσης των ιμάντων όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:63. Στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα ορίζονται δεσμεύσεις στροφών και μετακινήσεων στους κόμβους των επιφανειών όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:63.



Εικόνα 3:63 Αποτύπωση επιβαλλόμενων μετακινήσεων 10 mm με κόκκινη χρωματική ένδειξη. Αποτύπωση δέσμευσης μετακινήσεων στους άξονες X, Y, Z σε ολόκληρο τον κηδεμόνα με πορτοκαλί χρωματική ένδειξη.

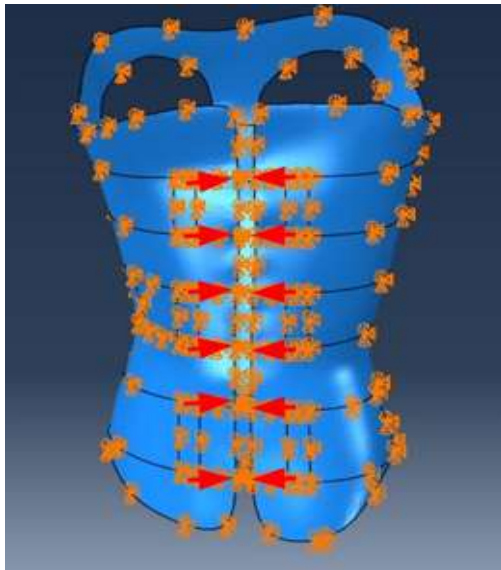
## 3.6.2 Δεδομένα Ε Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Ε ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Αλληλεπίδραση κηδεμόνα με ανθρώπινο σώμα						
Υλικό	Κηδεμόνα		Σώματος			
Πυκνότητα	920	kg/m <sup>3</sup>	970	kg/m <sup>3</sup>		
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa	100	MPa		
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2		0.2			
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	U <sub>x</sub>	U <sub>y</sub>	U <sub>z</sub>	R <sub>x</sub>	R <sub>y</sub>	R <sub>z</sub>
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Part Ανθρώπινου Σώματος					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
Normal Behavior (Pressure-Overclosure) Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)						
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι Επιφανειών Ιμάντων Πρόσδεσης					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

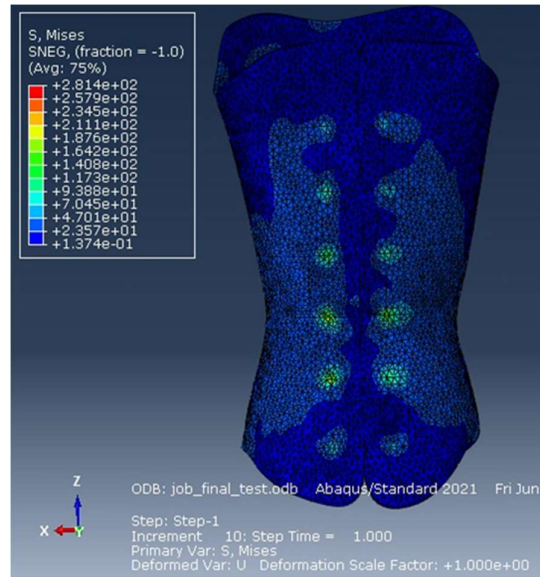
Πίνακας 3:5 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Ε Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

3.6.3 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises:

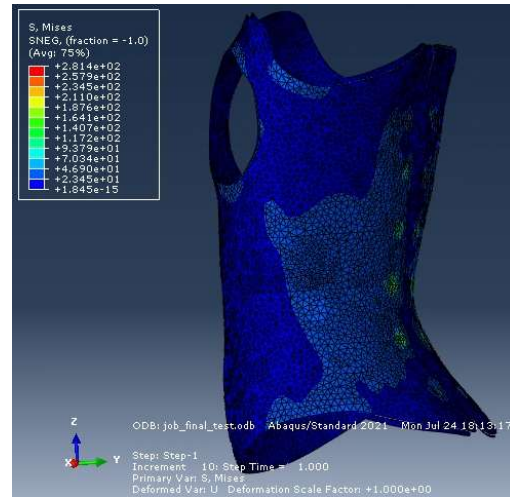
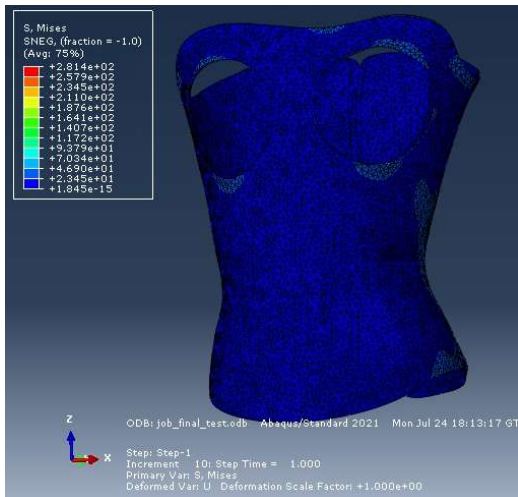


α)



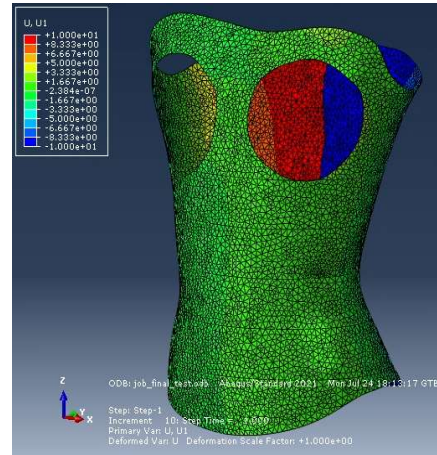
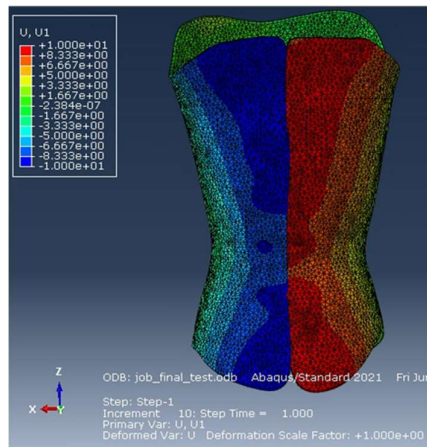
β)

Εικόνα 3:64 α) Αποτύπωση επιβαλλόμενων μετακινήσεων 10 mm με κόκκινη χρωματική ένδειξη. Αποτύπωση δέσμυσης μετακινήσεων στους άξονες X,Y,Z σε ολόκληρο τον κηδεμόνα με πορτοκαλί χρωματική ένδειξη β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

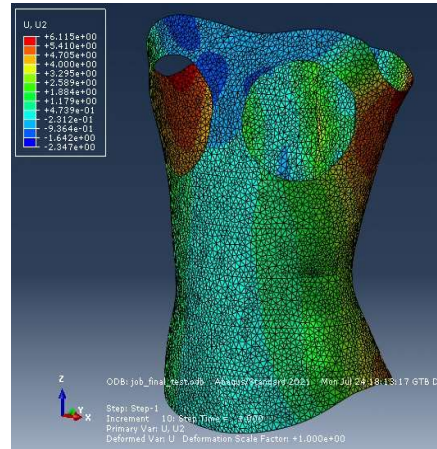
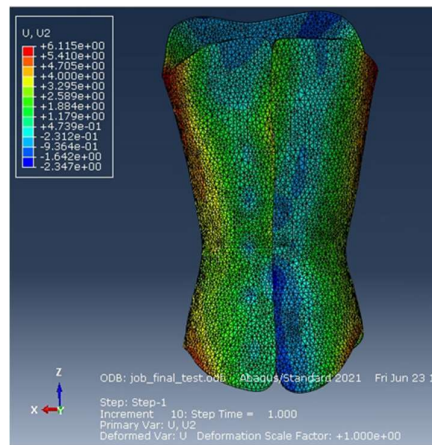


Εικόνα 3:65 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος

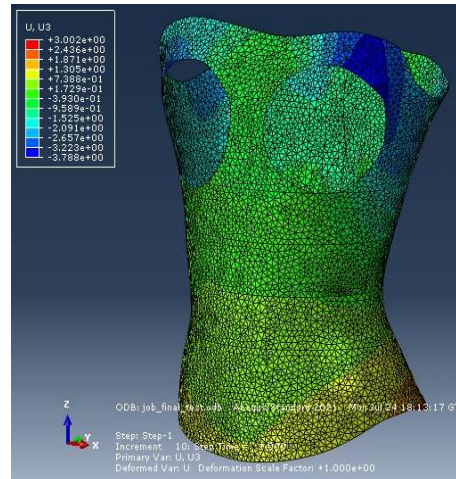
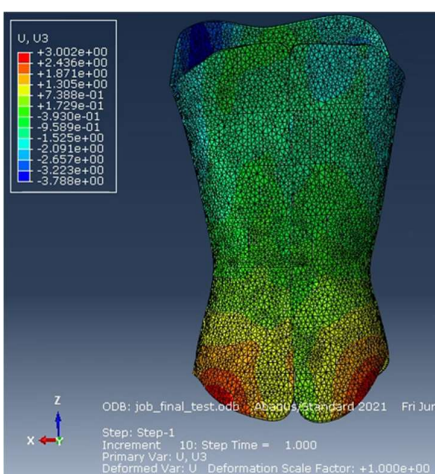
### Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 3:66 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 3:67 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y

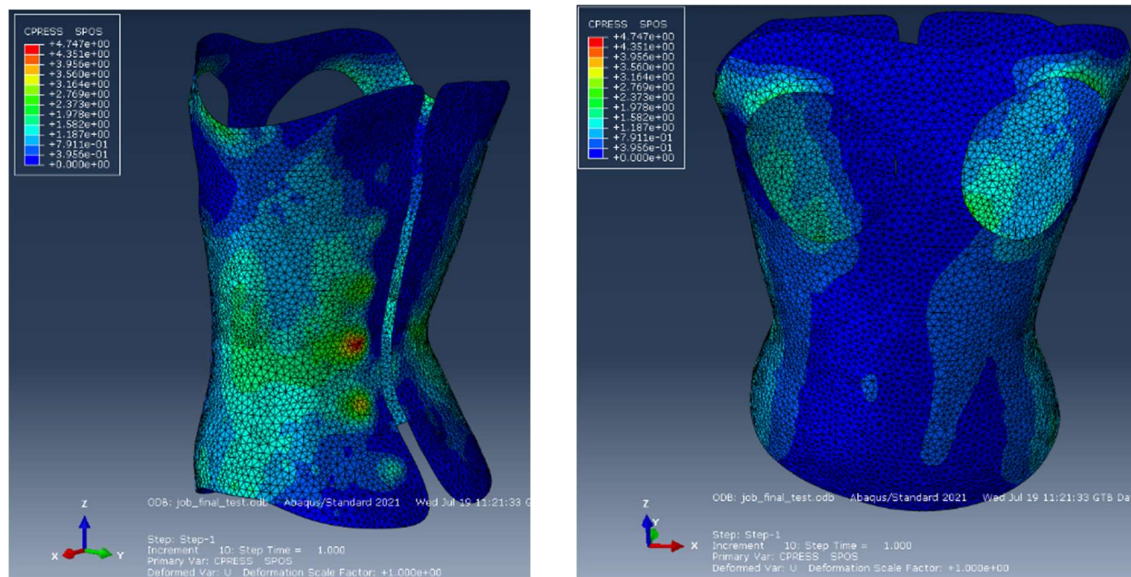


Εικόνα 3:68 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z



Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα):



Εικόνα 3:69 Αναπτυσσόμενες πιέσεις επαφής μεταξύ κηδεμόνα και ανθρωπίνου σώματος

### 3.6.4 Σχολιασμός και συμπεράσματα

Το συγκεκριμένο σενάριο φόρτισης κρίνεται ως μη πραγματικό καθώς είναι πολύ λίγες οι περιπτώσεις έως και μηδαμινές στις οποίες ο κηδεμόνας έρχεται ολόκληρος σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα. Αυτό συμβαίνει καθώς η ύπαρξη υποστηρικτικών pads εσωτερικά του κηδεμόνα είναι απαραίτητη προκειμένου να αναπτυχθούν οι δυνάμεις οι οποίες θα περιορίσουν αλλά και θα μειώσουν την ανάπτυξη της γωνίας κλίσης της σπονδυλικής στήλης.

Για τις ανάγκες διερεύνησης της δομικής συμπεριφοράς των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης την παρούσα μεταπτυχιακή εργασία, εφαρμόζεται και το συγκεκριμένο σενάριο σχεδιασμού κηδεμόνα. Όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 3:65 (β) και στην Εικόνα 3:66 οι μέγιστη τιμή τάσεων υπερβαίνει κατά πολύ τις τάσεις των προηγούμενων σεναρίων με τοπικά μέγιστα 281.4 MPa τιμές που κρίνονται υπερβολικές και μη ρεαλιστικές. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρείται ανάπτυξη τάσεων σημειακά μόνο στα σημεία εφαρμογής των επιβαλλόμενων μετακινήσεων ενώ στην υπόλοιπη έκταση του κηδεμόνα οι τιμές των τάσεων κινούνται κοντά στο μηδέν και κοντά στις περιοχές των ιμάντων στις τιμές 23.57 MPa - 47.01 MPa. Το εύρος των τάσεων αυτό είναι παρόμοιο με το εύρος τάσεων που σχολιάστηκε στα αποτελέσματα του σεναρίου Δ στην παράγραφο 3.5.4. Στην περίπτωση λοιπόν που ολόκληρος ο κηδεμόνας βρίσκεται σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα παρατηρείται η εντατική κατάσταση που περιγράφηκε και σχολιάστηκε παραπάνω.

Αναφορικά με τις μετακινήσεις στον άξονα X αποτυπώνονται οι παραμορφώσεις οι οποίες είναι ίσες με την τιμή που δόθηκε ως επιβαλλόμενη μετακίνηση (10 mm) με ομοιόμορφη κατανομή στις πίσω πλευρές αριστερά και δεξιά του κηδεμόνα (βλ. Εικόνα 3:66 )



Στον άξονα Y η μέγιστη μετακίνηση είναι 6.115 mm (κόκκινη χρωματική ένδειξη) όπως αποτυπώνεται στην Εικόνα 3:67. Η συγκεκριμένη μετακίνηση εντοπίζεται στις πλάγιες όψεις του κηδεμόνα στο άνω και στο κάτω μέρος.

Τέλος στον άξονα Z η μέγιστη μετακίνηση έχει την τιμή 3.788 mm και εντοπίζεται με μπλε χρωματική ένδειξη στην κάτω δεξιά και κάτω αριστερή πλευρά της πίσω όψης του κηδεμόνα (βλ. Εικόνα 3:68). Αξίζει να σημειωθεί πως στην περίπτωση της συνολικής επαφής κηδεμόνα-ανθρωπίνου σώματος παρατηρείται μεγαλύτερη συμμετρία αναφορικά με την ανάπτυξη τάσεων και παραμορφώσεων.

## 4 ΠΑΡΑΜΕΤΡΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ ΚΗΔΕΜΟΝΑ ΣΠΟΝΔΥΛΙΚΗΣ ΣΤΗΛΗΣ

Στο παρόν κεφάλαιο υλοποιούνται αναλύσεις βασιζόμενες στο Δ Σενάριο Φόρτισης του 3ου Κεφαλαίου, αυτή τη φορά χρησιμοποιώντας διαφορετικά πάχη διατομής κηδεμόνα και διαφορετικά μηχανικά χαρακτηριστικά υλικού. Βασικός στόχος είναι η εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το πως επηρεάζουν οι παραπάνω παράμετροι την εντατική κατάσταση του κηδεμόνα καθώς και συνολικά τη δομική του λειτουργία.

### 4.1 Ανάλυση με διαφορετικές τιμές πάχους διατομής κηδεμόνα

Στο Γ σενάριο φόρτισης το πάχος διατομής είχε οριστεί 4 mm, στην παρούσα παράγραφο θα οριστούν οι τιμές πάχους 5 mm, 3 mm και 2 mm στο αριθμητικό προσομοίωμα. Παρουσιάζονται συνεπώς στην συνέχεια 3 παραλλαγές του Δ Σεναρίου Φόρτισης που αναλογούν στις 3 διαφορετικές τιμές πάχους διατομής.

#### 4.1.1 Α Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 5\text{mm}$ )

##### 4.1.1.1 Δεδομένα

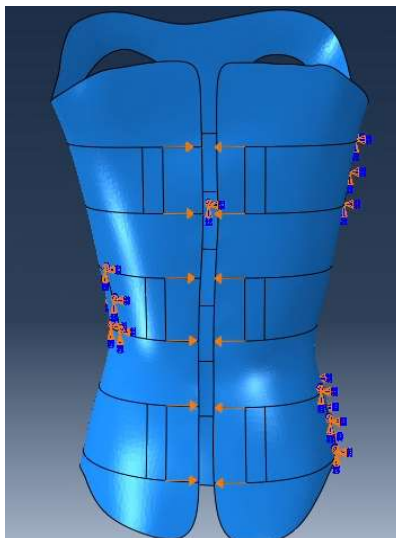
ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ		
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa
Όριο Διαρροής	37.2	MPa
Λόγος Poisson	0.2	
<b>Διατομή</b>		
Πάχος	5	mm
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>		

	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
	Normal Behavior (Pressure-Overclosure)					
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10 mm					
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

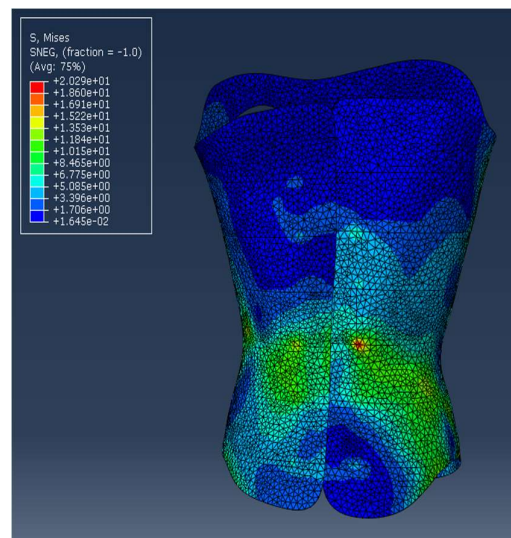
Πίνακας 4:1 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

#### 4.1.1.2 Αποτελέσματα

##### Τάσεις V.Mises :

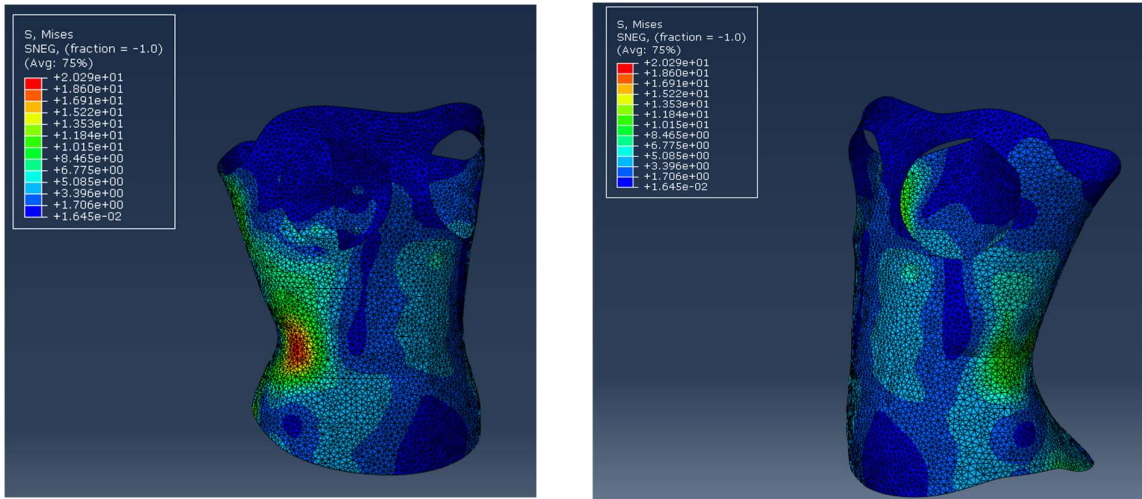


α)



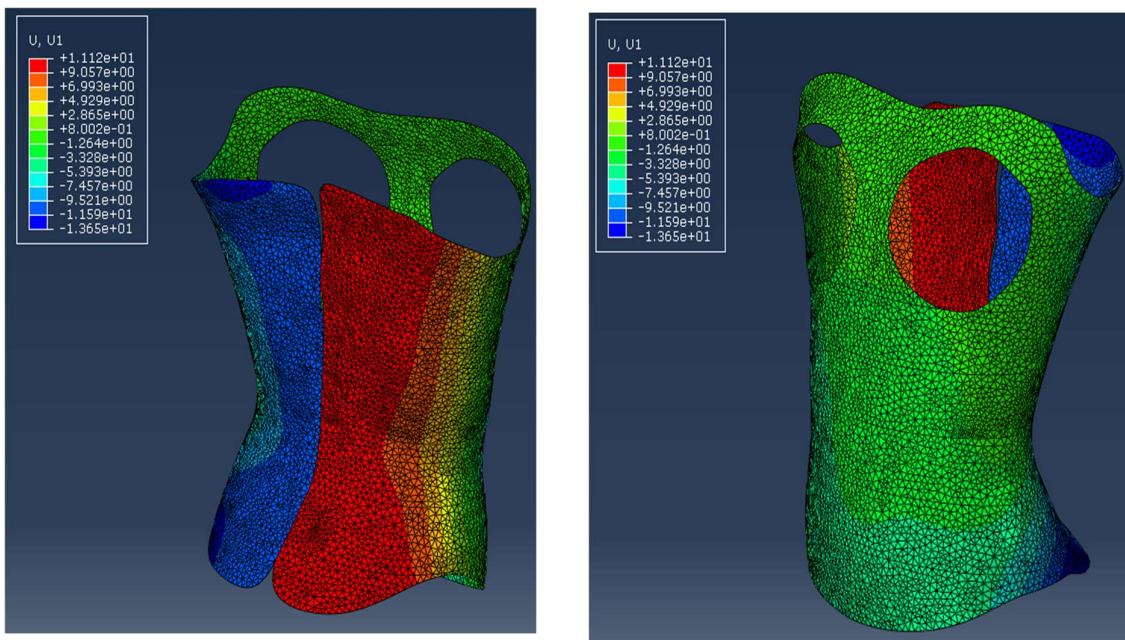
β)

Εικόνα 4:1 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

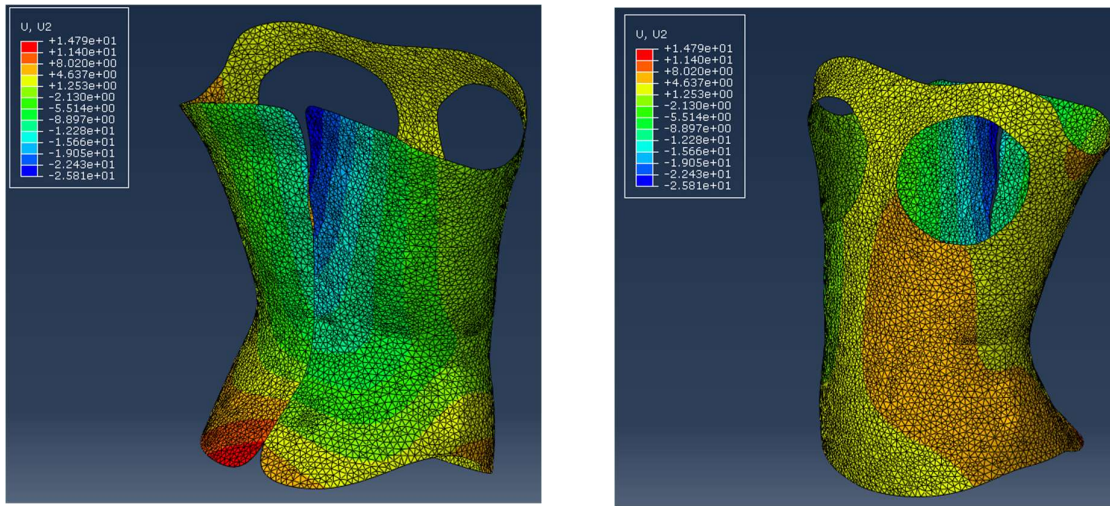


Εικόνα 4:2 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομιώματος

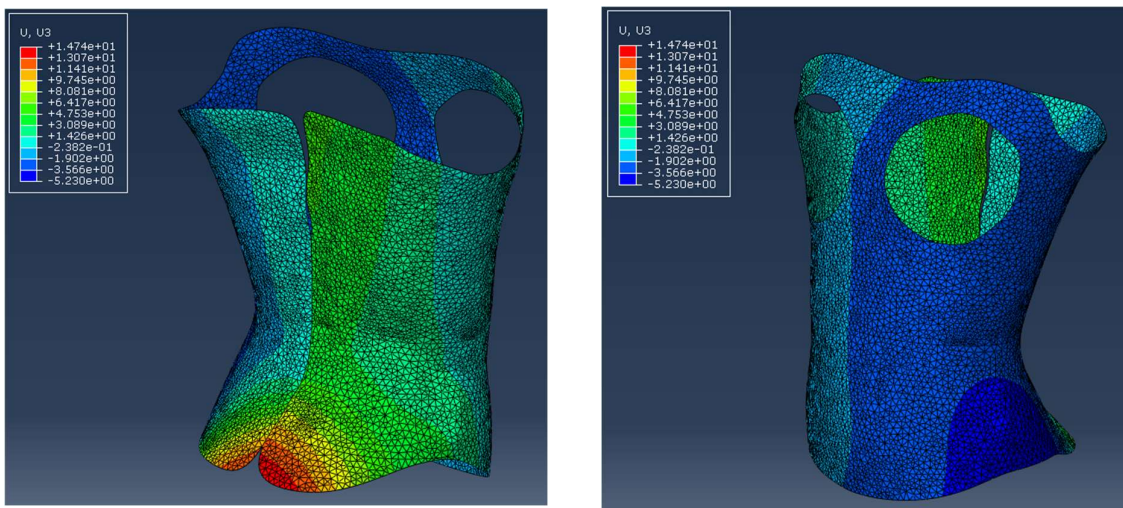
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:3 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 4:4 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y

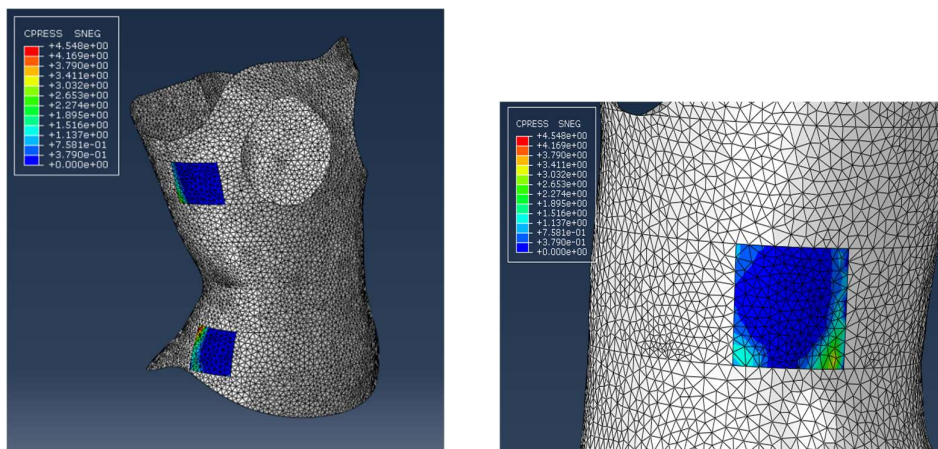


Εικόνα 4:5 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.



Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 4:6 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

### 4.1.2 Β Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 3\text{mm}$ )

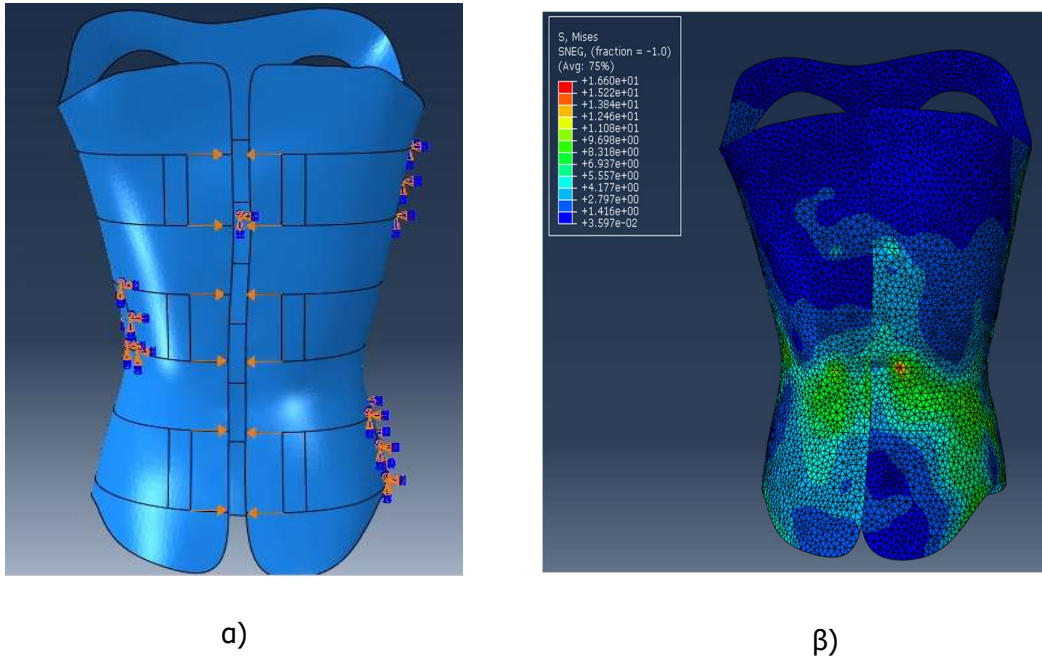
#### 4.1.2.1 Δεδομένα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	3	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
	Normal Behavior (Pressure-Overclosure)					
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

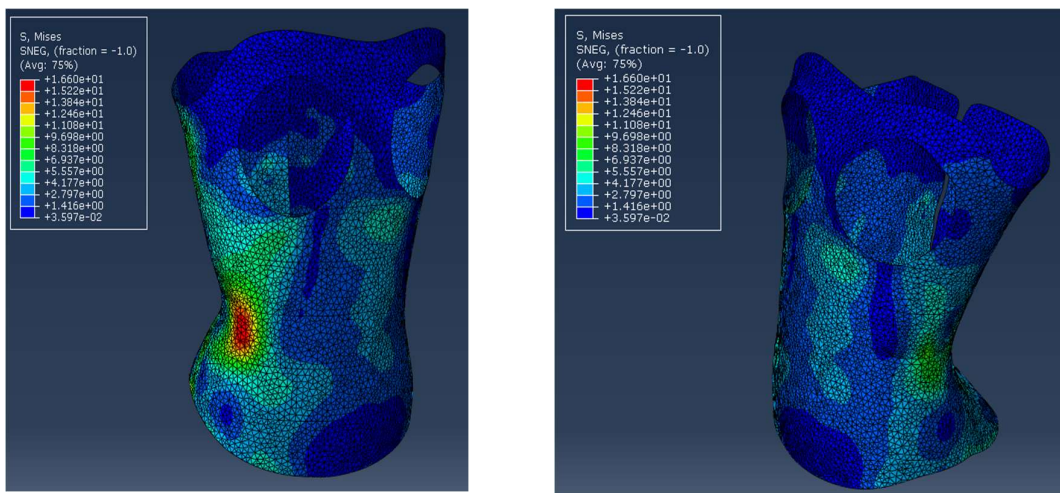
Πίνακας 4:2 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

## 4.1.2.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :

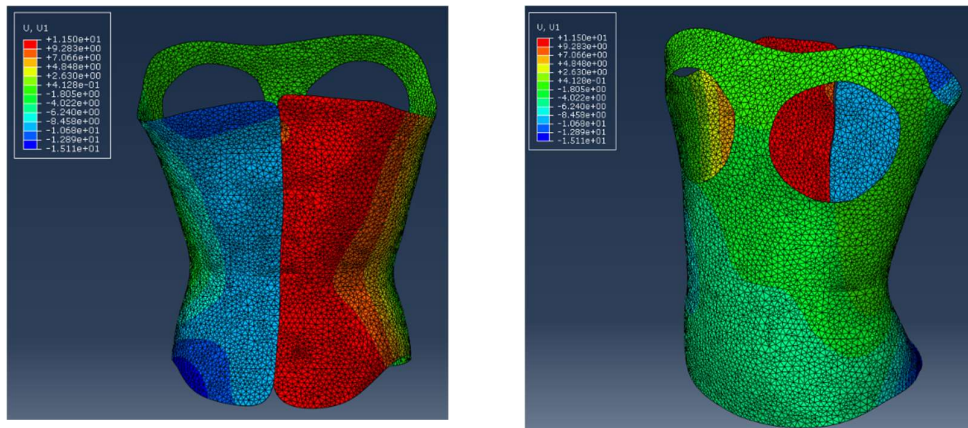


Εικόνα 4:7 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

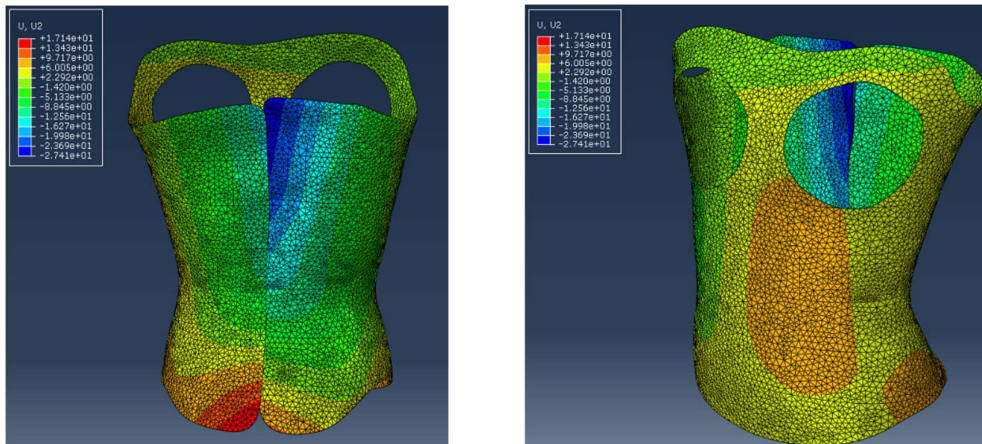


Εικόνα 4:8 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος

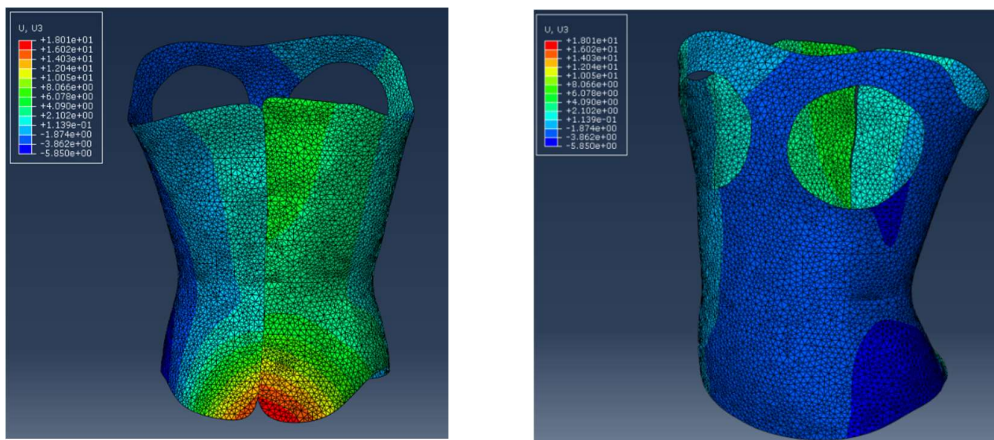
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:9 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 4:10 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y

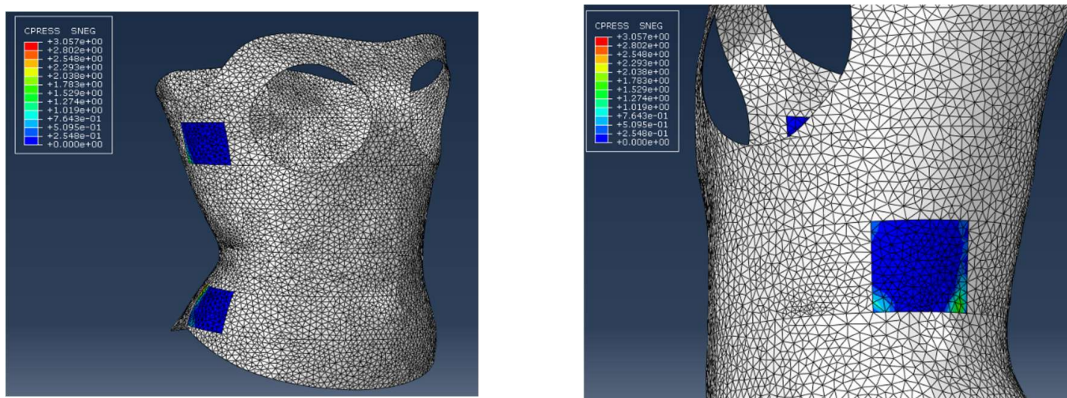


Εικόνα 4:11 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z



Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 4:12 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

#### 4.1.3 Γ Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (πάχος διατομής $t = 2 \text{ mm}$ )

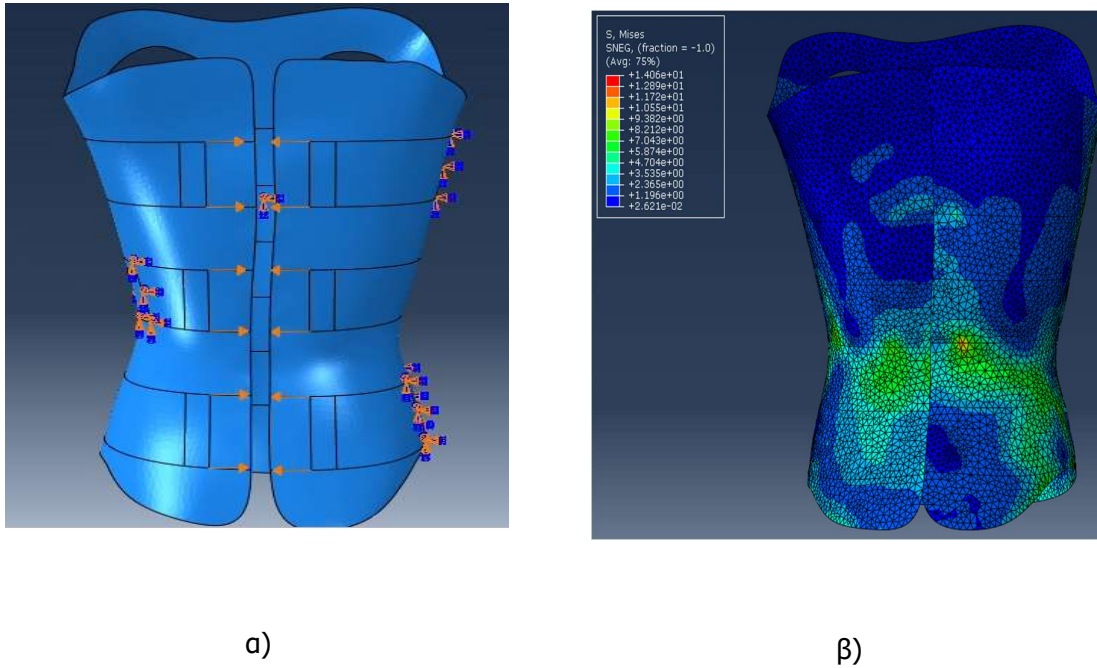
##### 4.1.3.1 Δεδομένα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Μέτρο Ελαστικότητας	1000	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	2	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
	Normal	Behavior	(Pressure-Overclosure)			
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

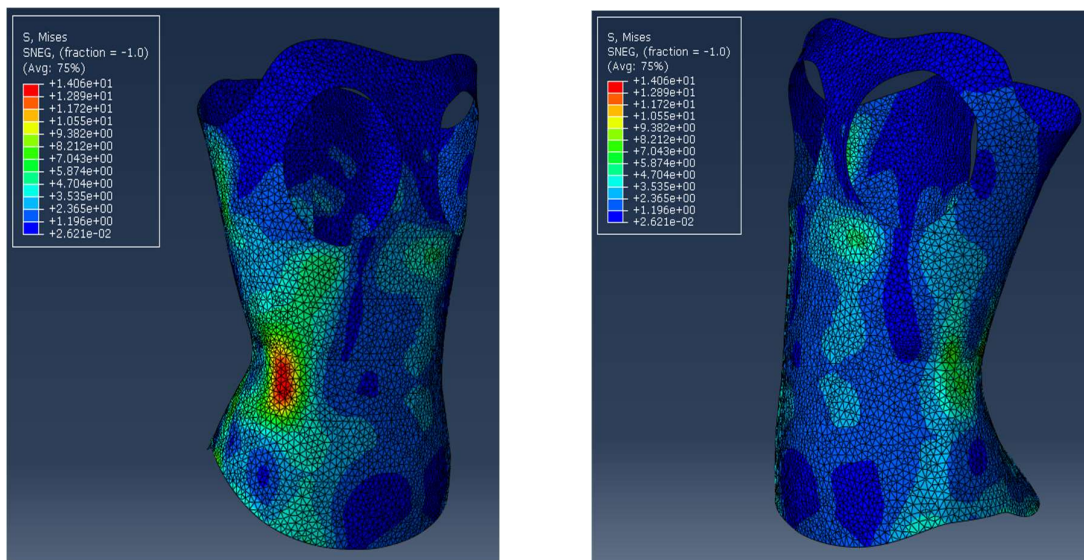
Πίνακας 4:3 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

4.1.3.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :

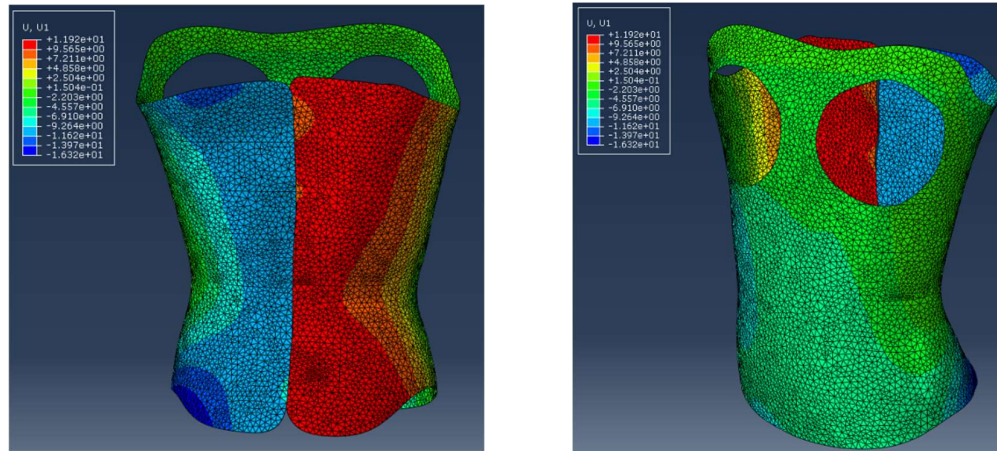


Εικόνα 4:13 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises

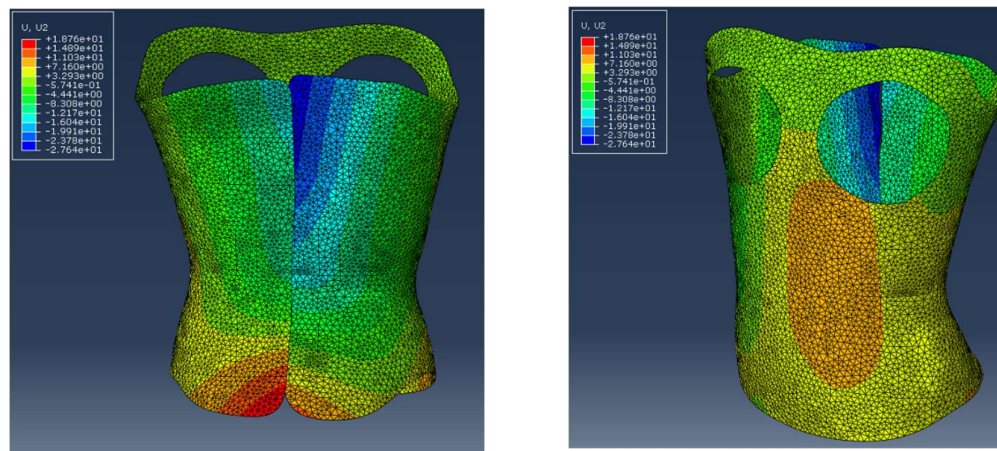


Εικόνα 4:14 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος

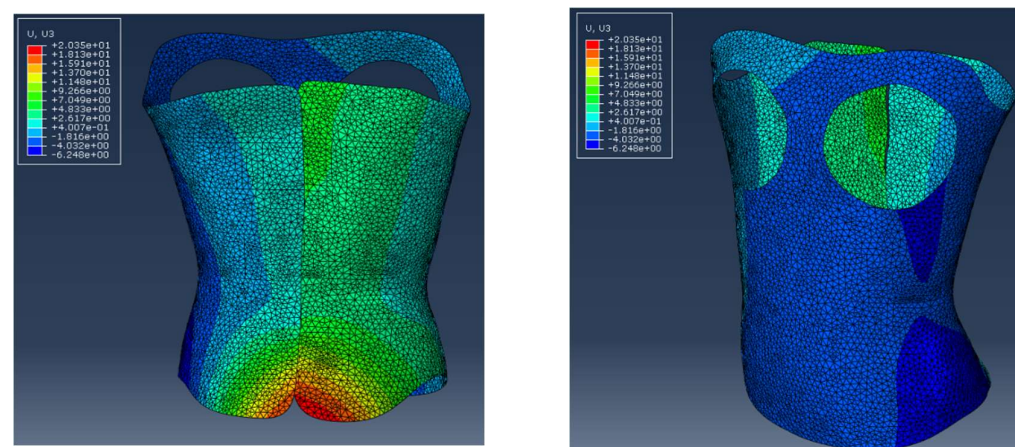
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:15 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 4:16 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



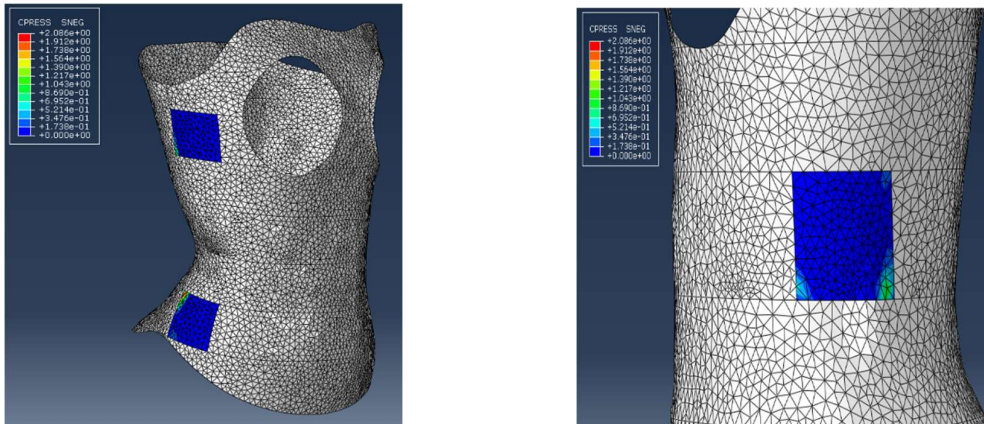
Εικόνα 4:17 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομοιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει

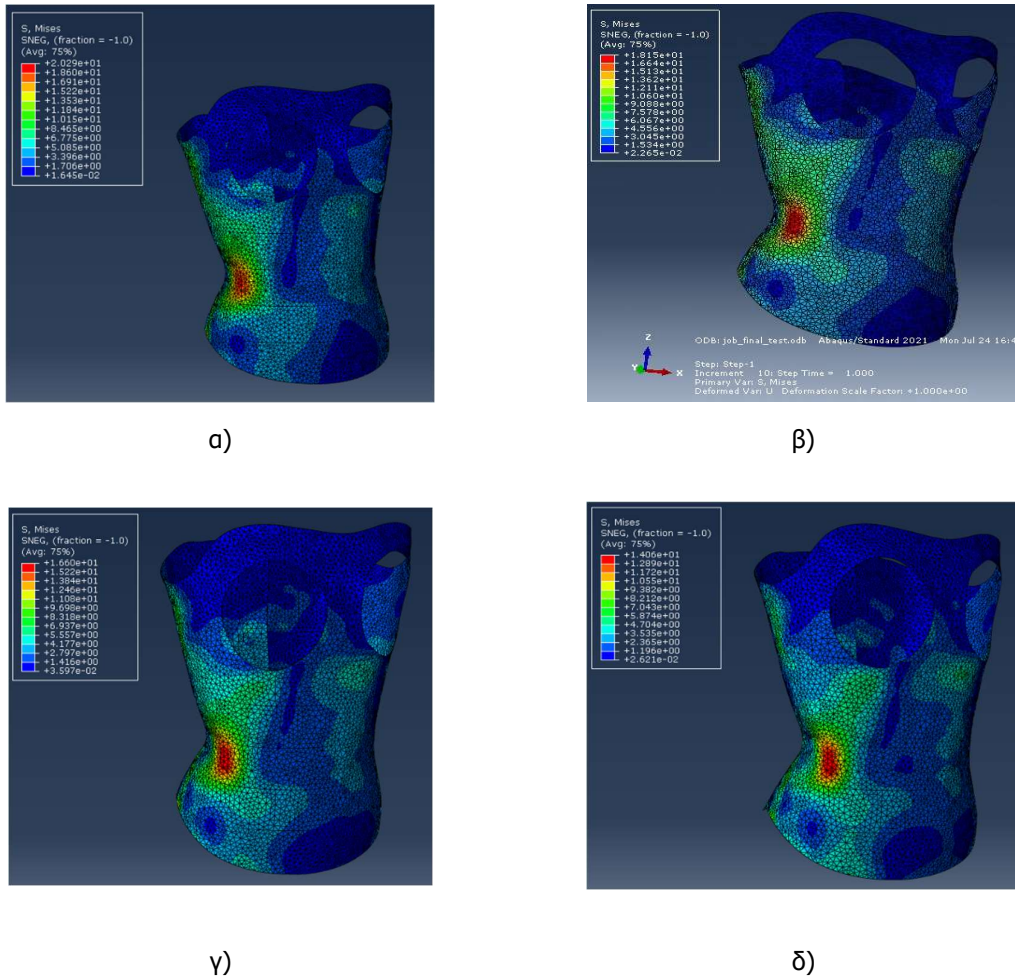


ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 4:18 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.



Εικόνα 4:19 Αποτελέσματα τάσεων Von Mises (MPa) για κηδεμόνα με πάχος α)  $t=5$  mm β)  $t=4$  mm γ)  $t=3$  mm δ)  $t=2$  mm

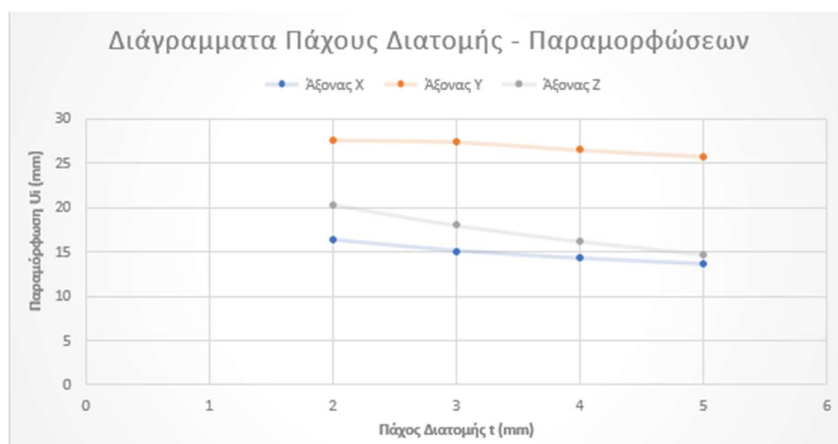
Στην συνέχεια συγκεντρώνονται στον παρακάτω πίνακα οι μέγιστες τιμές των τάσεων Von Mises για την κάθε περίπτωση πάχους διατομής κηδεμόνα.

Πάχος t (mm)	Max Τάση (MPa)
t=5 mm	$S_{max}=20.29$ MPa
t=4 mm	$S_{max}=18.15$ MPa
t=3 mm	$S_{max}=16.60$ MPa
t=2 mm	$S_{max}=14.06$ MPa

Πίνακας 4:4 Συγκεντρωτικός πίνακας μεγίστων τάσεων Von Mises για κάθε τιμή πάχους διατομής υλικού.

Πάχος t (mm)	Max Μετακίνηση (mm)		
	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
t=5mm	13.65 mm	25.81 mm	14.74 mm
t=4mm	14.28 mm	26.53 mm	16.21 mm
t=3mm	15.11 mm	27.41 mm	18.01 mm
t=2mm	16.32 mm	27.64 mm	20.35 mm

Πίνακας 4:5 Συγκεντρωτικός πίνακας μεγίστων μετακινήσεων για τους 3 άξονες για κάθε τιμή πάχους διατομής υλικού.



Εικόνα 4:20 Διαγράμματα πάχους διατομής – παραμορφώσεων στους 3 άξονες για το αριθμητικό προσομοίωμα.

## 4.2 Ανάλυση με διαφορετικές τιμές μέτρου ελαστικότητας υλικού του κηδεμόνα.

Στην παρούσα παράγραφο επιδιώκεται η ανάλυση του κηδεμόνα με διαφορετικές τιμές μέτρου ελαστικότητας του υλικού του. Λαμβάνοντας ως αφετηρία τα δεδομένα του Δ Σεναρίου Σχεδιασμού, πραγματοποιούνται αναλύσεις με μέτρα ελαστικότητας τα οποία εντοπίζονται στην βιβλιογραφία και αφορούν διαφορετικά υλικά από τα οποία κατασκευάζονται οι σύγχρονοι κηδεμόνες σπονδυλικής στήλης. Ο Πίνακας 2:1 περιέχει τις τιμές με τις οποίες θα πραγματοποιηθούν οι παρακάτω αναλύσεις. Πιο συγκεκριμένα επιλέγεται υλικό «Acrylonitrile Butadine Styrene» με τιμή μέτρου ελαστικότητας  $E=2340$  MPa , «Polyvinylidene Fluoride» με τιμή μέτρου ελαστικότητας  $E=1520$  MPa καθώς και με το «Polyethylene-Low Density (LDPE)» με τιμή μέτρου ελαστικότητας  $E=320$  MPa. Τα άνωθεν υλικά ανήκουν στην ευρύτερη κατηγορία των θερμοπλαστικών. Παρότι πρόκειται για διαφορετικά υλικά μεταβάλλονται και άλλα μηχανικά χαρακτηριστικά πέραν του μέτρου ελαστικότητας, όμως η συγκεκριμένη παράγραφος επικεντρώνεται ειδικά μόνο στο μέτρο ελαστικότητας προκειμένου να γίνει εκτίμηση της επιρροής του, πραγματοποιώντας αναλύσεις με διαφορετικές τιμές του.

### 4.2.1 Α Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας $E= 2340$ MPa)

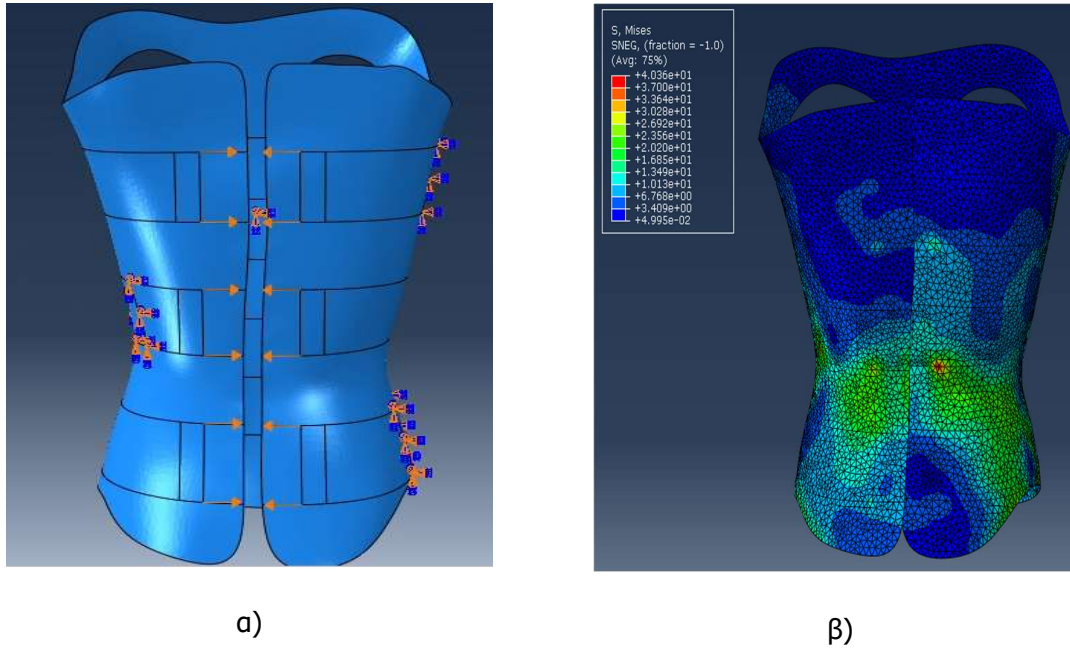
#### 4.2.1.1 Δεδομένα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Μέτρο Ελαστικότητας	2340	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
Διατομή						
Πάχος	4	mm				
Συνοριακές Συνθήκες						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
Αλληλεπίδραση						
	Normal Behavior (Pressure-Overclosure)					
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
Φορτία						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
Είδος Ανάλυσης						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

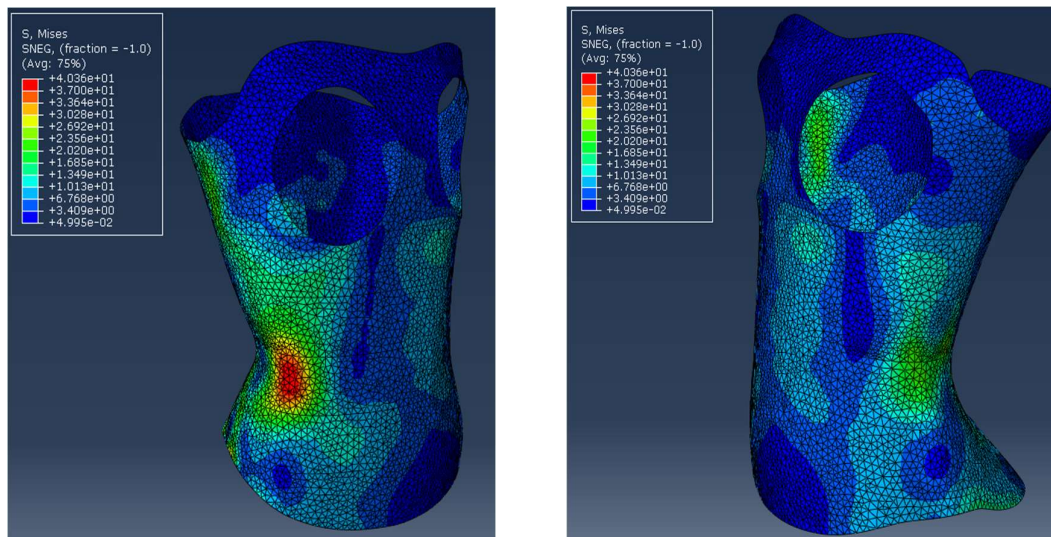
Πίνακας 4:6 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

## 4.2.1.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :



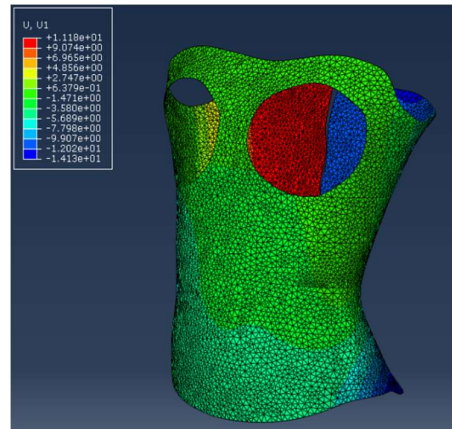
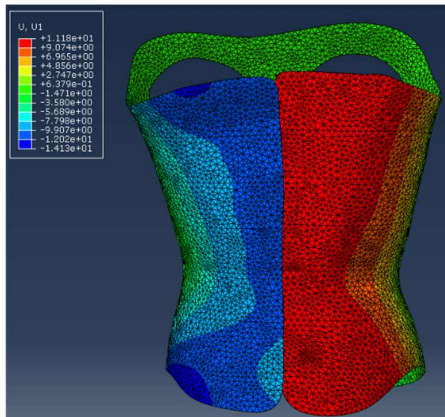
Εικόνα 4:21 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises



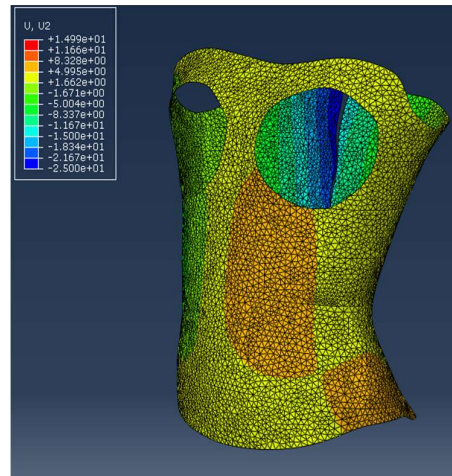
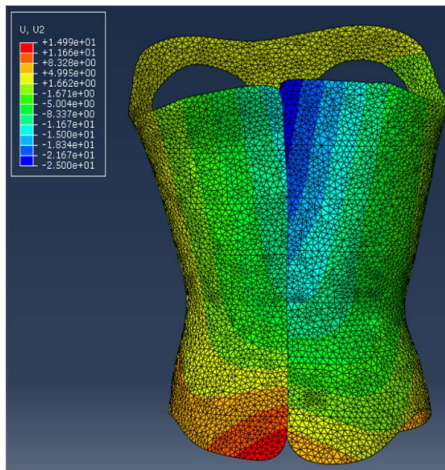
Εικόνα 4:22 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος



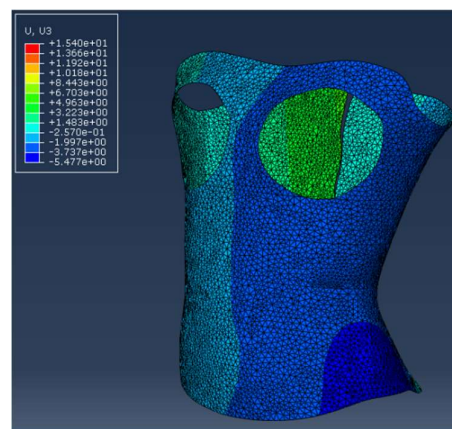
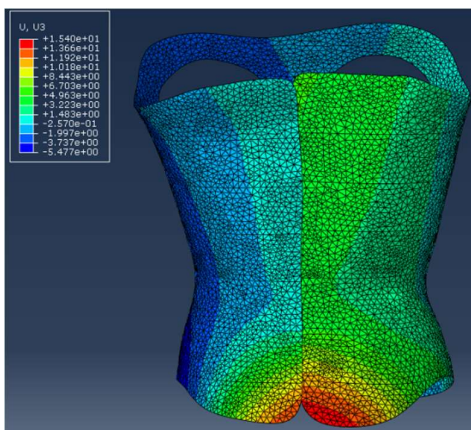
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:23 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



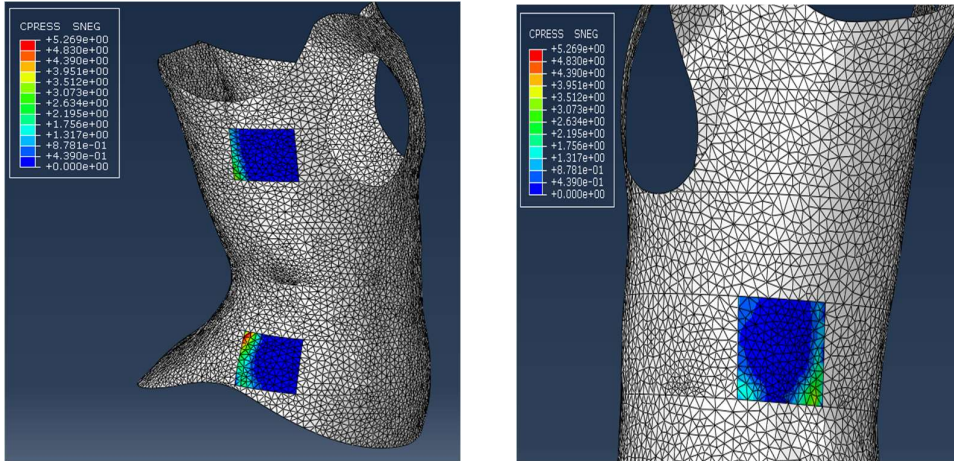
Εικόνα 4:24 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 4:25 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον ασθενή.

#### Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 4:26 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

### 4.2.2 Β Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας $E= 1520 \text{ MPa}$ )

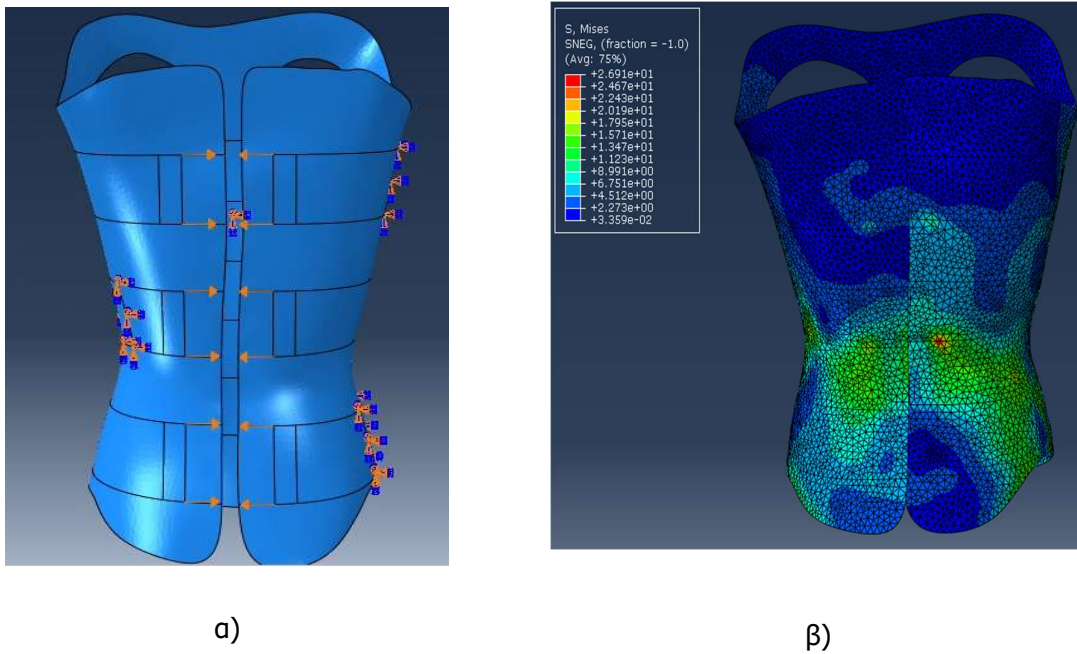
#### 4.2.2.1 Δεδομένα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Μέτρο Ελαστικότητας	1520	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
<b>Διατομή</b>						
Πάχος	4	mm				
<b>Συνοριακές Συνθήκες</b>						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
<b>Αλληλεπίδραση</b>						
	Normal	Behavior	(Pressure-Overclosure)			
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
<b>Φορτία</b>						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
<b>Είδος Ανάλυσης</b>						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

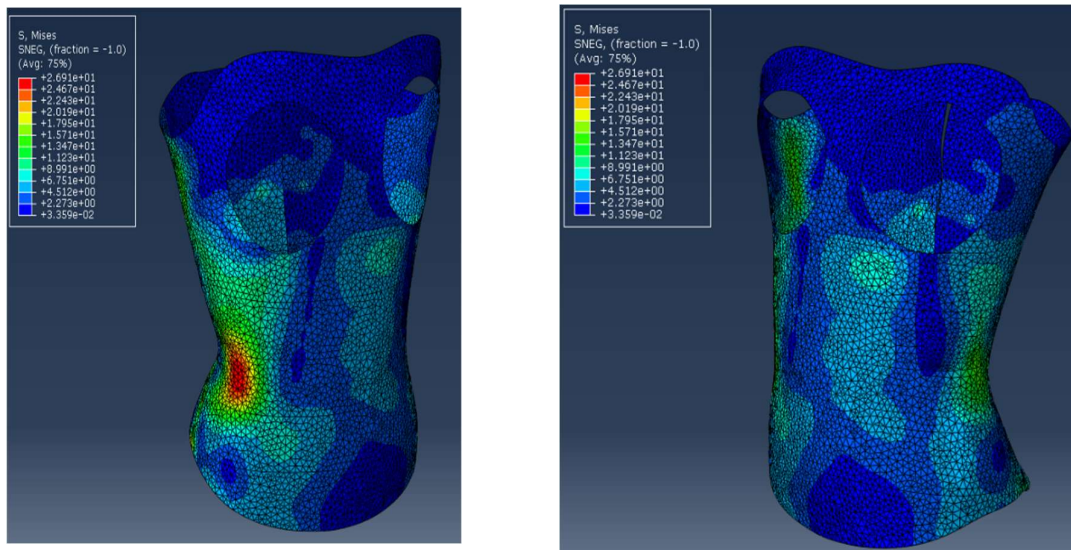
Πίνακας 4:7 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

4.2.2.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :



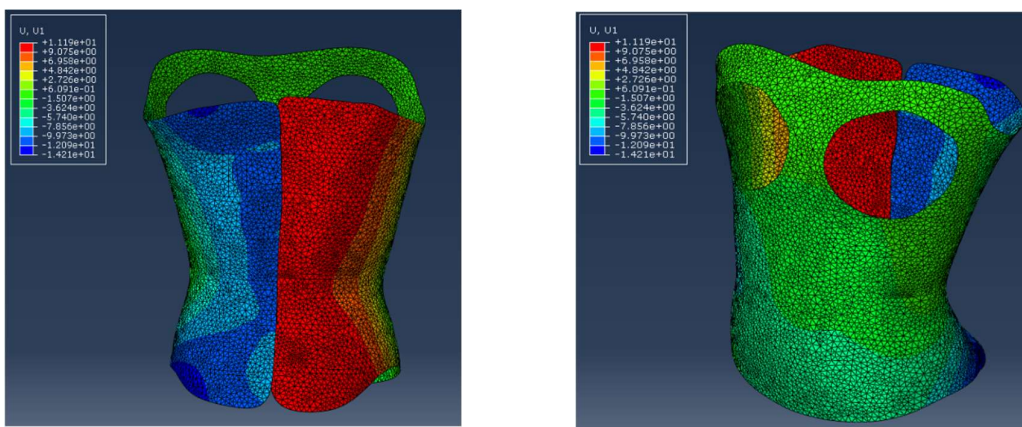
Εικόνα 4:27 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises



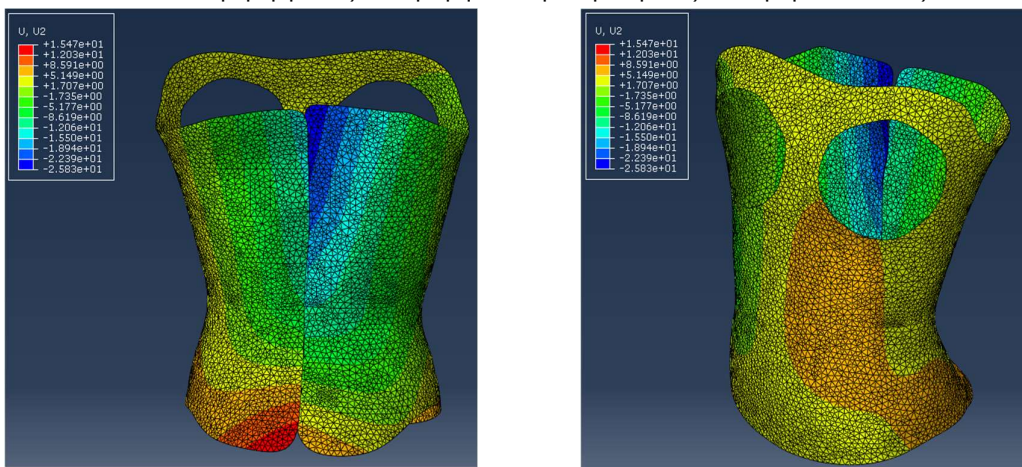
Εικόνα 4:28 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος



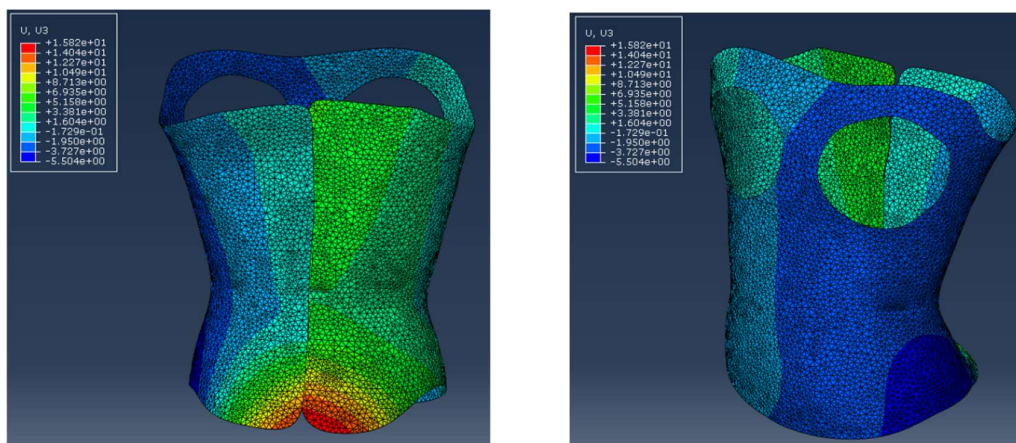
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:29 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



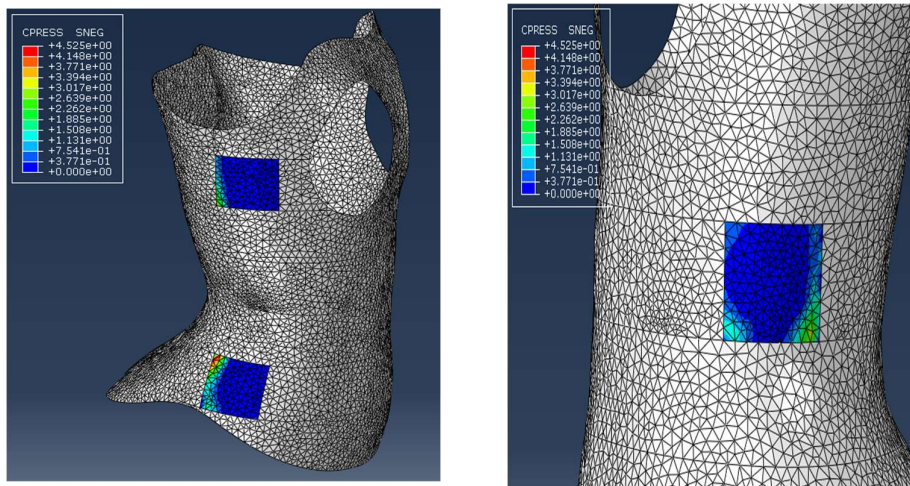
Εικόνα 4:30 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y



Εικόνα 4:31 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

**Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :**



Εικόνα 4:32 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.

**4.2.3 Γ Παραλλαγή του Δ Σεναρίου Φόρτισης (Μέτρο Ελαστικότητας E= 320 MPa)**

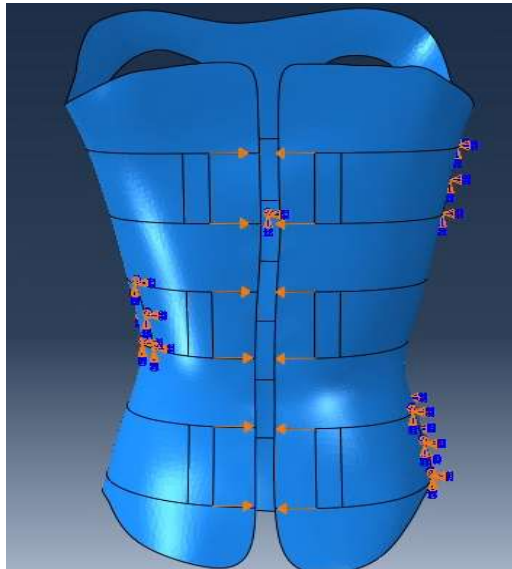
4.2.3.1 Δεδομένα

ΔΕΔΟΜΕΝΑ Α ΠΑΡΑΛΛΑΓΗΣ Δ ΣΕΝΑΡΙΟΥ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΚΗΔΕΜΟΝΑ						
Μέτρο Ελαστικότητας	320	MPa				
Όριο Διαρροής	37.2	MPa				
Λόγος Poisson	0.2					
Διατομή						
Πάχος	4	mm				
Συνοριακές Συνθήκες						
	Ux	Uy	Uz	Rx	Ry	Rz
Δέσμευση	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>	<b>FIX</b>
Επιφάνειες	Support Pads					
Αλληλεπίδραση						
	Normal Behavior		(Pressure-Overclosure)			
	Tangential Behavior (Coeff.Factor=0.3)					
Φορτία						
Κόμβοι/Επιφάνειες Επιβολής	Κόμβοι support pads					
Είδος Φορτίου/Τρόπος Ορισμού	Επιβαλλόμενες Μετακινήσεις					
Τιμή	10	mm				
Είδος Ανάλυσης						
Μη Γραμμική Ανάλυση						

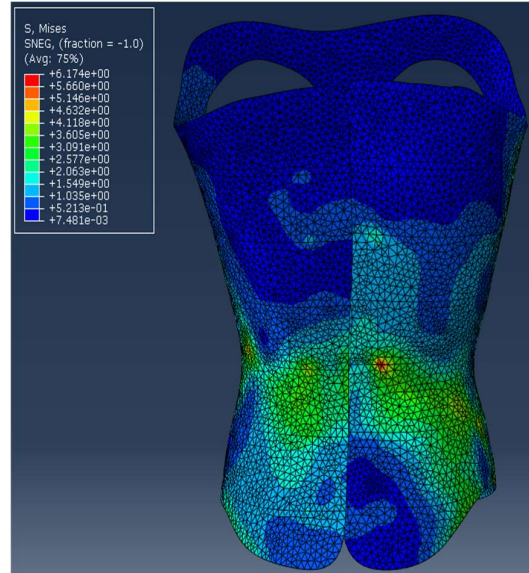
Πίνακας 4:8 Συγκεντρωτικός πίνακας δεδομένων Δ Σεναρίου Σχεδιασμού Κηδεμόνα

## 4.2.3.2 Αποτελέσματα

Τάσεις V.Mises :

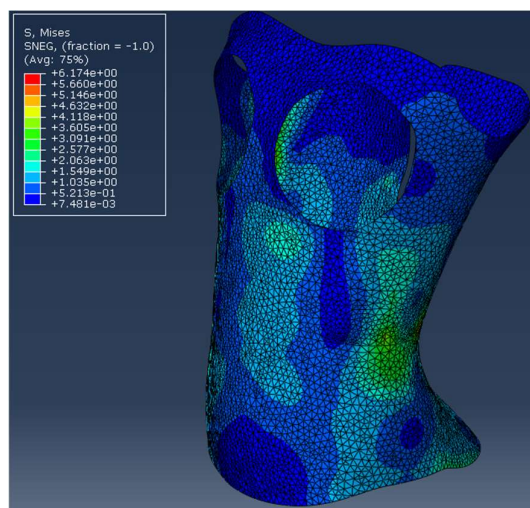
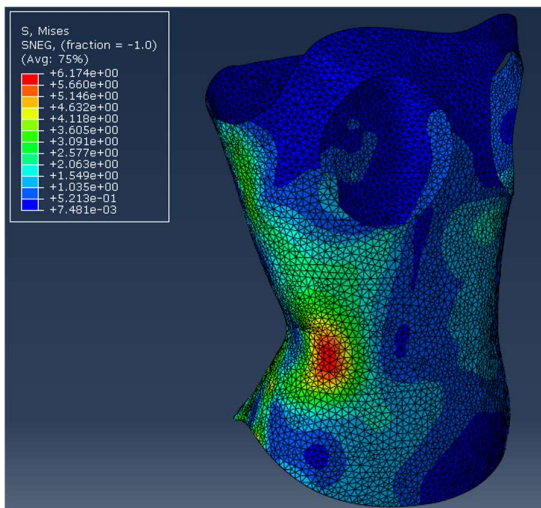


α)



β)

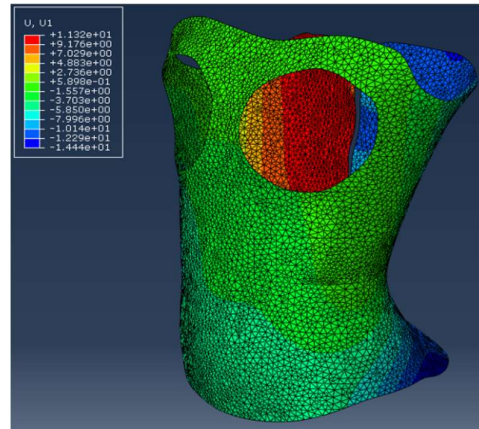
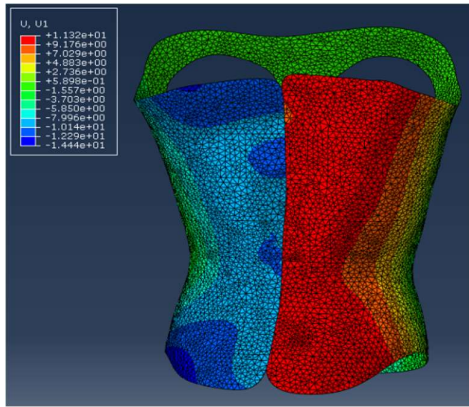
Εικόνα 4:33 α) Επιβαλλόμενες μετακινήσεις στους κόμβους των επιφανειών των ιμάντων πρόσδεσης και συνοριακές συνθήκες αριθμητικού προσομοιώματος β) Αποτελέσματα Τάσεων V.Mises



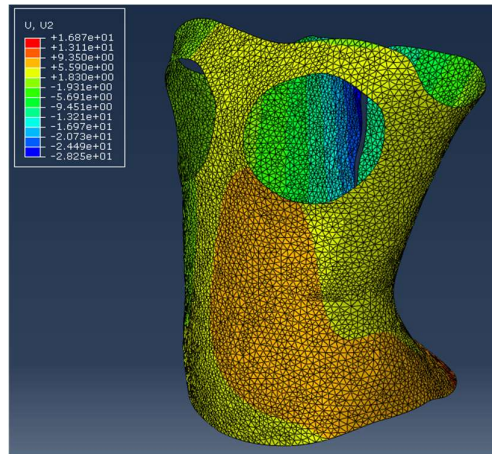
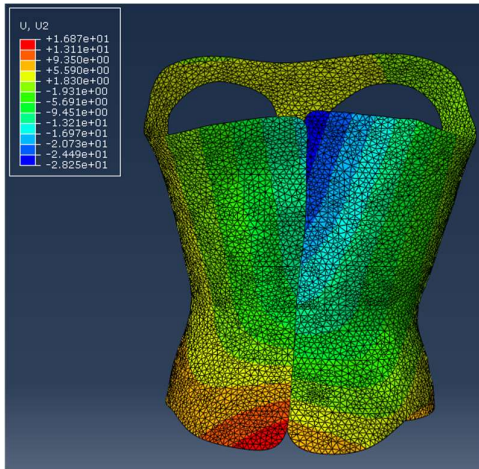
Εικόνα 4:34 Τάσεις Von Mises σε διαφορετικές θέσεις του αριθμητικού προσομοιώματος



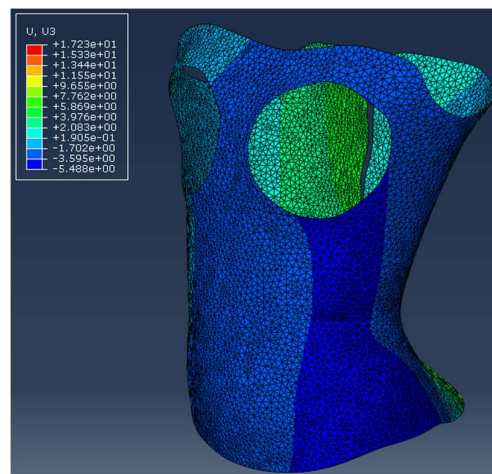
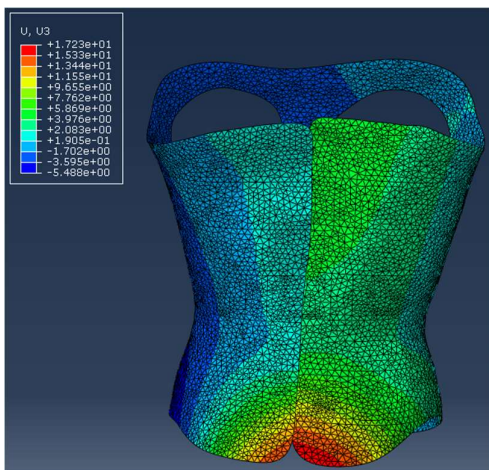
Παραμορφώσεις στους άξονες X,Y,Z :



Εικόνα 4:35 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα X



Εικόνα 4:36 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Y

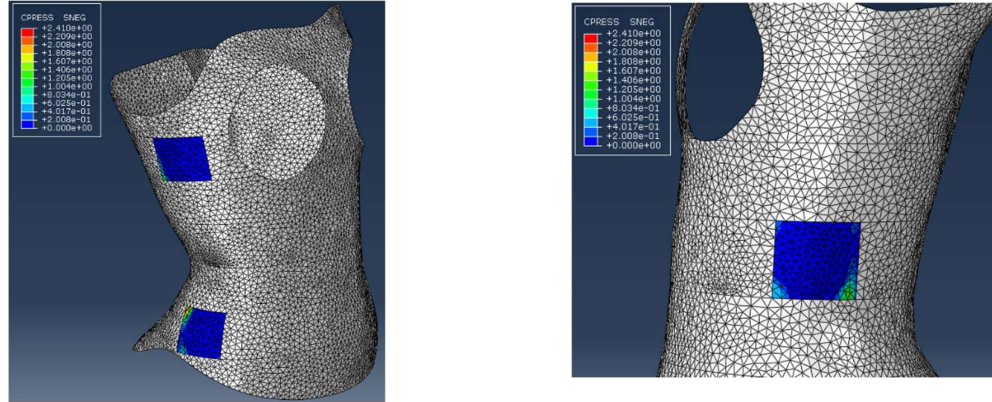


Εικόνα 4:37 Παραμορφώσεις του αριθμητικού προσομιώματος του κηδεμόνα στον άξονα Z

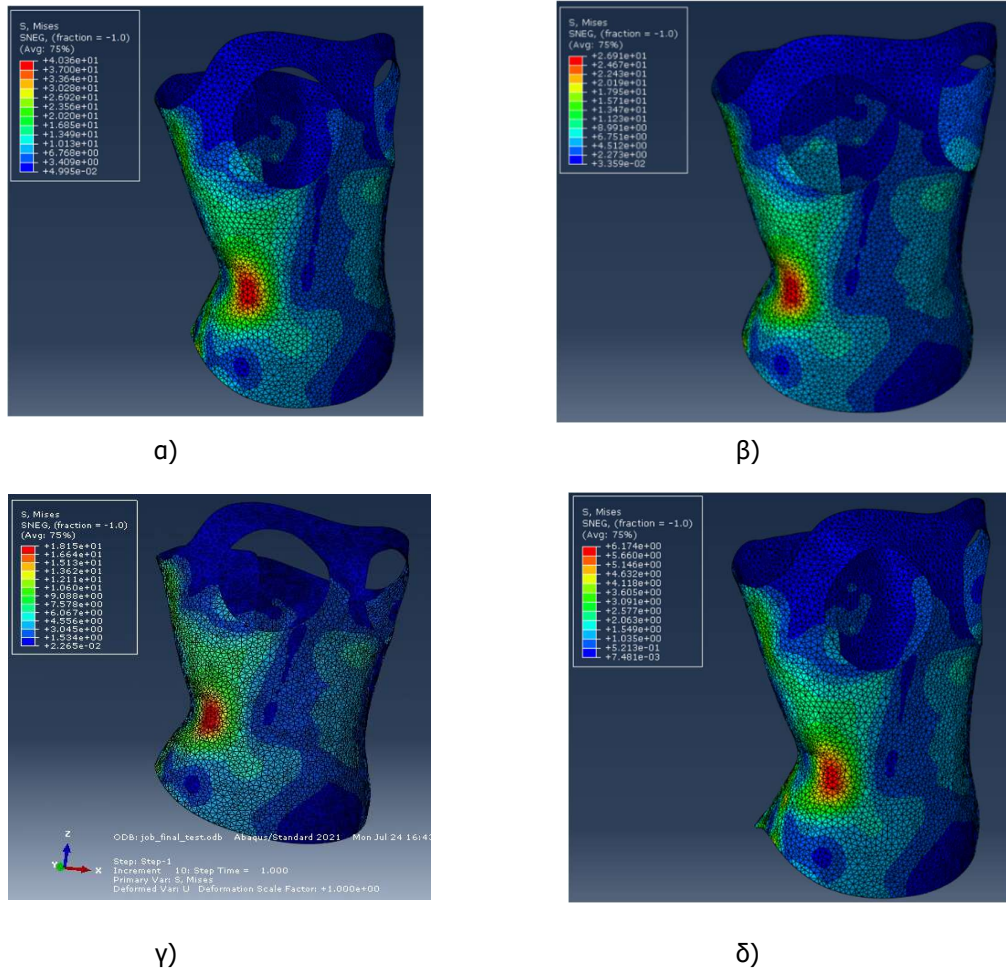


Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που αφορούν τις αναπτυσσόμενες πιέσεις πάνω στο part που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα. Η παρουσίαση των συγκεκριμένων αποτελεσμάτων έχει ως στόχο την εποπτεία της εντατικής κατάστασης του ανθρωπίνου σώματος προκειμένου να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα κινούνται στα επιτρεπόμενα επίπεδα ασφαλείας για τον άνθρωπο.

Αναπτυσσόμενες Πιέσεις Επαφής (Ανθρώπινο σώμα) :



Εικόνα 4:38 Αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα.



Εικόνα 4:39 Αποτελέσματα τάσεων Von Mises (MPa) για κηδεμόνα με μέτρο ελαστικότητας υλικού α)  $E=2340 \text{ MPa}$  β)  $E=1520 \text{ MPa}$  γ)  $E=1000 \text{ MPa}$  δ)  $E=320 \text{ MPa}$

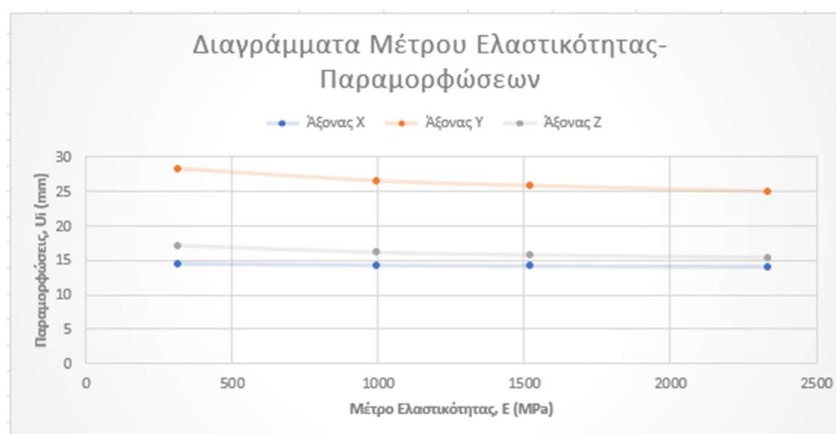
Στην συνέχεια συγκεντρώνονται στον παρακάτω πίνακα οι μέγιστες τιμές των τάσεων Von Mises για την κάθε τιμή μέτρου ελαστικότητας που χρησιμοποιήθηκε στις αναλύσεις του κηδεμόνα.

Μέτρο Ελαστικότητας E (MPa)	Max Τάση (MPa)
E = 2340 MPa	S <sub>max</sub> = 40.36 MPa
E = 1520 MPa	S <sub>max</sub> = 26.91 MPa
E = 1000 MPa	S <sub>max</sub> =18.15 MPa
E = 320 MPa	S <sub>max</sub> = 6.17 MPa

Πίνακας 4:9 Συγκεντρωτικός πίνακας μεγίστων τάσεων Von Mises για κάθε τιμή πάχους διατομής υλικού.

Μέτρο Ελαστικότητας E (MPa)	Max Μετακίνηση (mm)		
	Άξονας X	Άξονας Y	Άξονας Z
E = 2340 MPa	14.13 mm	25.00 mm	15.40 mm
E = 1520 MPa	14.21 mm	25.83 mm	15.82 mm
E = 1000 MPa	14.28 mm	26.53 mm	16.21 mm
E = 320 MPa	14.44 mm	28.25 mm	17.23 mm

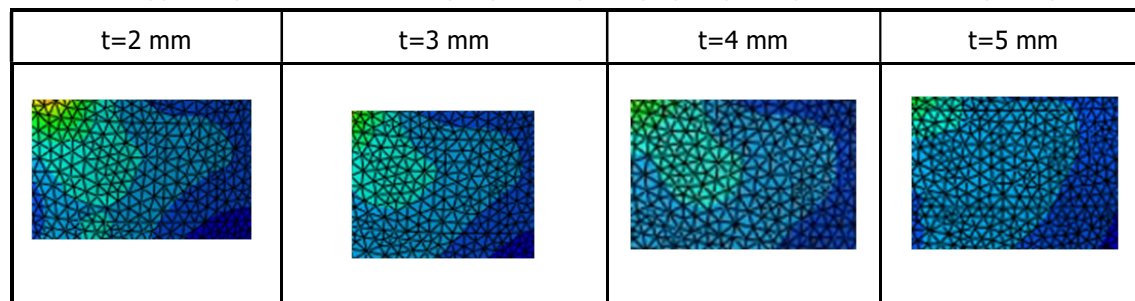
Πίνακας 4:10 Συγκεντρωτικός πίνακας μεγίστων μετακινήσεων για τους 3 άξονες για κάθε τιμή πάχους διατομής υλικού.



Εικόνα 4:40 Διαγράμματα μέτρου ελαστικότητας – παραμορφώσεων στους 3 άξονες για το αριθμητικό προσομοίωμα.

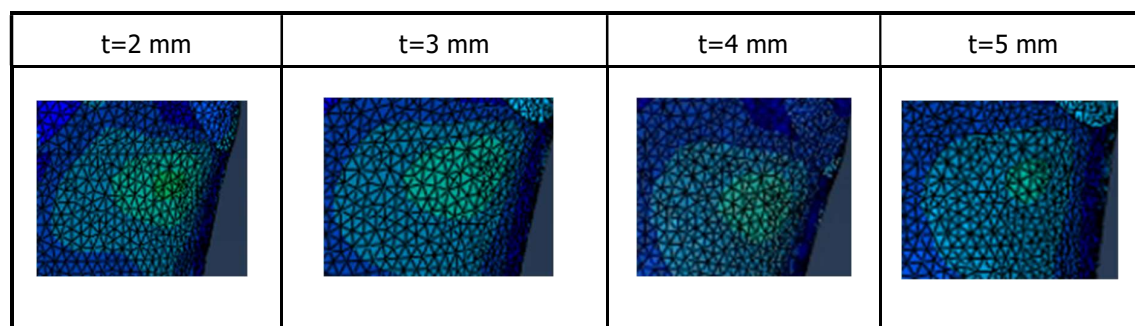
### 4.3 Συμπεράσματα

Σύμφωνα με τις παραμετρικές αναλύσεις του παρόντος κεφαλαίου μπορούν να εξαχθούν αρκετά συμπεράσματα όσον αφορά την μεταβολή του πάχους της διατομής του κηδεμόνα καθώς και την αλλαγή του μέτρου ελαστικότητας του υλικού του. Αρχικά όσον αφορά το πάχος της διατομής παρατηρείται ότι καθώς αυτό αυξάνεται παρατηρείται και τοπική αύξηση των τάσεων. Όπως μπορεί να παρατηρηθεί και στην Εικόνα 4:19 για πάχος  $t=5$  mm η μέγιστη τάση είναι 20.29 MPa, για  $t=4$  mm η μέγιστη τάση είναι 18.15 MPa, για  $t=3$  mm η μέγιστη τάση είναι 16.60 MPa και για  $t=2$  mm η μέγιστη τάση είναι 14.06 MPa. Για την ερμηνεία του παραπάνω αποτελέσματος απαιτείται να ληφθεί υπόψιν ότι πρόκειται για τοπική συγκέντρωση και όχι γενικότερη αύξηση των τάσεων στο σύνολο του κηδεμόνα. Η μερική αύξηση της δυσκαμψίας του κηδεμόνα, όσο αυξάνεται το πάχος, μπορεί να οδηγήσει σε τοπική αύξηση των τάσεων στα δυσμενέστερα σημεία εξαιτίας του παρόντος πλέγματος διακριτοποίησης. Το σημαντικό συμπέρασμα το οποίο μπορεί να εξαχθεί σύμφωνα με την Εικόνα 4:19 είναι πως στο σύνολο του κηδεμόνα παρατηρείται μείωση τάσεων, καθώς η κατανομή των τάσεων σύμφωνα και με την χρωματική αποτύπωση φαίνεται να μεταβάλλεται. Η αύξηση αυτή συγκεντρώνεται όλο και πιο τοπικά σε σημεία (βλ. κόκκινη χρωματική ένδειξη) ενώ αντίθετα, πιο «ήπια χρώματα» (ένδειξη μικρότερων τάσεων) φαίνεται να καταλαμβάνουν όλο και μεγαλύτερη επιφάνεια στον κηδεμόνα. Ο Πίνακας 4:11 και ο Πίνακας 4:12 παρουσιάζουν μέσω ενδεικτικών εικόνων, πιο αναλυτικά τη μείωση των τάσεων και την εξάπλωση των μικρότερων τιμών που αναλύθηκε παραπάνω.



Πίνακας 4:11 Συγκεντρωτικός πίνακας εικόνων μεταβολής των τάσεων κατά την αύξηση του πάχους της διατομής του κηδεμόνα

Παρουσιάζεται ακόμη ενδεικτικά άλλο ένα μέρος της επιφάνειας του κηδεμόνα στο οποίο παρατηρείται η μείωση των τάσεων, για την καλύτερη κατανόηση των αποτελεσμάτων και εξαγωγή συμπερασμάτων.



Πίνακας 4:12 Συγκεντρωτικός πίνακας εικόνων μεταβολής των τάσεων κατά την αύξηση του πάχους της διατομής του κηδεμόνα

Επιπλέον αναφορικά με τις μετακινήσεις εξάγονται τα εξής συμπεράσματα. Αρχικά όπως δείχνει ο Πίνακας 4:5 όσο αυξάνεται το πάχος μειώνονται οι μέγιστες μετακινήσεις στους άξονες X, Y και Z. Συγκεκριμένα για πάχος  $t=5$  mm η μέγιστη μετακίνηση είναι 13.65 mm στον άξονα X, 25.81 mm στον άξονα Y και 14.74 mm στον άξονα Z. Η ανάλυση με το μικρότερο πάχος ήταν αυτή με την τιμή  $t=2$  mm για την οποία η μέγιστη μετακίνηση ήταν 16.32 mm στον άξονα X, 27.64 mm στον άξονα Y και 20.35 mm στον άξονα Z. Σύμφωνα με αυτά τα δεδομένα συμπεραίνεται πως για μια αύξηση πάχους 3 mm επετεύχθη μείωση 16.36 % στον άξονα X, 6.62 % για τον άξονα Y και 27.56% για τον άξονα Z. Επομένως η αύξηση του πάχους υπό τις συγκεκριμένες συνθήκες σεναρίου φόρτισης μείωσε περισσότερο τις μετακινήσεις στον άξονα Z σε σχέση με τους άξονες X και Y. Επιπλέον σύμφωνα με το διάγραμμα που περιέχει η Εικόνα 4:20 οι μεγαλύτερες τιμές παραμορφώσεων παρατηρούνται στον άξονα Y όμως η μεγαλύτερη μεταβολή παραμορφώσεων παρατηρείται στον άξονα Z. Επιπλέον οι μικρότερες μετακινήσεις παρατηρούνται στον άξονα X, γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα πως ο κηδεμόνας είναι πιο δύσκαμπτος κατά την οριζόντια διεύθυνση και συγκεκριμένα την διεύθυνση του άξονα X.

Αναφορικά με τις αναλύσεις στις οποίες χρησιμοποιήθηκαν διαφορετικές τιμές του μέτρου ελαστικότητας εξάγονται τα παρακάτω συμπεράσματα. Ο Πίνακας 4:9 δείχνει πως όσο μειώνεται το μέτρο ελαστικότητας του υλικού τόσο μειώνεται και η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση. Και στην περίπτωση του μέτρου ελαστικότητας ισχύει η παρατήρηση με βασικό στοιχείο την τοπική αύξηση των αναπτυσσόμενων τάσεων όπως και στην περίπτωση της αύξησης του πάχους. Πιο συγκεκριμένα για  $E=2340$  MPa η μέγιστη τάση είναι 40.36 MPa,  $E=1520$  MPa η μέγιστη τάση είναι 26.91 MPa, για  $E=1000$  MPa η μέγιστη τάση είναι 18.15 MPa και για  $E=320$  MPa η μέγιστη τάση είναι 6.17 MPa. Για την ερμηνεία του παραπάνω αποτελέσματος και σε αυτή την περίπτωση απαιτείται να ληφθεί υπόψη ότι πρόκειται για τοπική συγκέντρωση και όχι γενικότερη αύξηση των τάσεων στο σύνολο του κηδεμόνα. Η αύξηση του μέτρου ελαστικότητας μπορεί να οδηγήσει σε τοπική αύξηση των τάσεων στα δυσμενέστερα σημεία. Το σημαντικό συμπέρασμα το οποίο μπορεί να εξαχθεί σύμφωνα με την Εικόνα 4:39, είναι πως στο σύνολο του κηδεμόνα παρατηρείται μείωση τάσεων, καθώς η κατανομή των τάσεων σύμφωνα και με την χρωματική αποτύπωση φαίνεται να μεταβάλλεται. Η αύξηση αυτή συγκεντρώνεται όλο και πιο τοπικά σε σημεία (βλ. κόκκινη χρωματική ένδειξη) ενώ αντίθετα, πιο «ήπια χρώματα» (ένδειξη μικρότερων τάσεων) φαίνεται να καταλαμβάνουν όλο και μεγαλύτερη επιφάνεια στον κηδεμόνα.

Αναφορικά με τις μετακινήσεις στους 3 άξονες εξάγονται τα παρακάτω συμπεράσματα. Όσο αυξάνεται το μέτρο ελαστικότητας του υλικού του κηδεμόνα, τόσο μειώνονται οι παραμορφώσεις στους 3 άξονες. Συγκεκριμένα ο Πίνακας 4:10 επιβεβαιώνει πως η μικρότερη μεταβολή μετακινήσεων παρατηρείται στον άξονα X στην συνέχεια στον άξονα Z και τέλος η μεγαλύτερη μεταβολή παρατηρείται στον άξονα Y. Πιο αναλυτικά για μια αύξηση μέτρου ελαστικότητας κατά 2020 MPa επετεύχθη μείωση 2.14 % στον άξονα X, 11.5 % για τον άξονα Y και 10.62 % για τον άξονα Z. Σύμφωνα με την Εικόνα 4:40 οι μεγαλύτερες τιμές παραμορφώσεων παρατηρούνται στον άξονα Y ενώ οι παραμορφώσεις στους άξονες X και Z βρίσκονται αρκετά κοντά με το διάγραμμα του άξονα X να είναι σχεδόν ευθεία γραμμή, γεγονός που φανερώνει την αρκετά μικρή μεταβολή των μετακινήσεων σε αυτόν τον άξονα.



## 5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

### 5.1 Συνολικά

Από την διερεύνηση που υλοποιήθηκε στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία προκύπτουν αρκετά και χρήσιμα συμπεράσματα αναφορικά με την δομική λειτουργία των κηδεμόνων σπονδυλικής στήλης. Αρχικά η προσομοίωση της λειτουργίας των ιμάντων πρόσδεσης και των υποστηρικτικών μαξιλαριών σαν παραδοχή σεναρίου φόρτισης μπόρεσε να δώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα όσον αφορά τη συμπεριφορά των τυπικών κηδεμόνων. Σε κάθε παραλλαγή σεναρίων φόρτισης παρουσιάστηκαν τάσεις και παραμορφώσεις οι οποίες εντάσσονται στα επιτρεπόμενα όρια τιμών αντοχής του υλικού του κηδεμόνα καθώς και παραμορφώσεων με ορισμένες εξαιρέσεις. Πιο συγκεκριμένα στα αρχικά σενάρια Α, Β, Γ στα οποία δεν έγινε προσομοίωση της αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα παρατηρήθηκαν ευμενέστερες τιμές τάσεων και παραμορφώσεων. Η προσομοίωση της πρόσδεσης των ιμάντων με χρήση σημειακών δυνάμεων (σενάρια Α και Β) κρίθηκε ευμενέστερη σε σχέση με την χρήση επιβαλλόμενων μετακινήσεων (σενάρια Γ και Δ). Το σενάριο Δ με την προσομοίωση αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα ανταποκρίνεται περισσότερο στην πραγματικότητα καθώς περιγράφει την πραγματική λειτουργία του κηδεμόνα και λαμβάνει υπόψιν του τα φαινόμενα της παραμορφώσεων του δέρματος και τα φαινόμενα της τριβής στις εγκάρσιες διευθύνσεις. Ένα ακόμη σημαντικό σημείο αναφορικά με την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα είναι η δυνατότητα εξαγωγής αποτελεσμάτων σχετικά με τις αναπτυσσόμενες πιέσεις στο ανθρώπινο σώμα. Βασικό κριτήριο για τον σωστό σχεδιασμό είναι, πέρα από την άνεση κατά την εφαρμογή του κηδεμόνα, η ασφάλεια σχετικά με την καταπόνηση του ανθρώπινου σώματος. Στα αποτελέσματα του σεναρίου Δ, σχετικά με τις αναπτυσσόμενες πιέσεις στην επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το ανθρώπινο σώμα, λαμβάνουμε τιμές οι οποίες σύμφωνα με τις ενδείξεις στην Εικόνα 3:60 κινούνται πολύ κοντά στο 0. Σύμφωνα με την βιβλιογραφική ανασκόπηση του Κεφαλαίου 2, οι επιτρεπόμενες τιμές που κρίνονται ασφαλείς για το σώμα του ασθενούς κινούνται κοντά στις τιμές των 0.012 MPa. Γεγονός που κρίνεται ελπιδοφόρο όσον αφορά τον στόχο σχεδιασμού ενός ασφαλούς κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης. Στο σενάριο σχεδιασμού Ε, κατά το οποίο ο κηδεμόνας έρχεται σε επαφή με ολόκληρο το σώμα σε όλη του την επιφάνεια, παρατηρήθηκε μη ρεαλιστική τοπική συγκέντρωση τάσεων στα σημεία πρόσδεσης των ιμάντων, όμως οι τιμές των παραμορφώσεων στο σύνολο της έκτασης του κηδεμόνα κινούνται σε λογικά πλαίσια και επιτρεπτά όρια. Στα σενάρια στα οποία πραγματοποιήθηκαν μη γραμμικές αναλύσεις, προκειμένου να ληφθεί υπόψιν ο τρόπος αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα,



παρατηρήθηκαν μετακινήσεις της τάξεως των 2-3 mm. Οι μετακινήσεις αυτές θα μπορούσαν να ερμηνευθούν ως μια ρεαλιστική τιμή υποχώρησης του δέρματος κατά την πίεση του από τον κηδεμόνα. Τέλος αναφορικά με τις παραμετρικές αναλύσεις του 4<sup>ου</sup> Κεφαλαίου παρατηρήθηκε πως η αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του υλικού μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω μείωση των αναπτυσσόμενων τάσεων στο σύνολο του κηδεμόνα. Η χρήση επομένως υλικών με υψηλό μέτρο ελαστικότητας  $\geq 1000\text{MPa}$ , μπορεί να δώσει ικανοποιητικά και επιθυμητά αποτελέσματα. Αντίστοιχα, η αύξηση του πάχους της διατομής του κηδεμόνα οδηγεί στην μείωση των αναπτυσσόμενων τάσεων. Δεδομένου όμως του επόμενου σταδίου, της βελτιστοποίησης της τοπολογίας και δημιουργίας κηδεμόνων με την λιγότερη δυνατή μάζα, η χρήση ενός τέτοιου μέτρου δεν θα ήταν ο καλύτερος επιθυμητός τρόπος.

## 5.2 Προτάσεις για περαιτέρω διερεύνηση

Για την εξέλιξη της διαδικασίας της αριθμητικής προσομοίωσης του κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης, κρίνεται αναγκαία η περαιτέρω εμπάθυνση σημείων και μεθόδων που παρουσιάζονται ήδη στην παρούσα μεταπτυχιακή εργασία καθώς επίσης και η μελέτη και διερεύνηση επιπρόσθετων και πιο εξεζητημένων θεμάτων.

Αρχικά όσον αφορά το κεφάλαιο τον μη γραμμικών αναλύσεων, θα ήταν χρήσιμη η περαιτέρω διερεύνηση, βιβλιογραφικά αλλά και πειραματικά, της πραγματικής αλληλεπίδρασης του σώματος με τον κηδεμόνα. Πιο συγκεκριμένα απαιτείται η καλύτερη δυνατή προσέγγιση της σχέσης πιέσεων υπερκαλύψεων καθώς και συντελεστών τριβής μεταξύ σώματος ασθενούς και κηδεμόνα μέσω πειραματικών δοκιμών και μετρήσεων σε αρκετές επιφάνειες του ανθρώπινου κορμού καθώς η δυσκαμψία του ανθρώπινου δέρματος μεταβάλλεται εξαιτίας της πολυπλοκότητας του ανθρώπινου σκελετού στα σημεία εκείνα. Η καθημερινή εφαρμογή και χρήση του κηδεμόνα, εκθέτει τον κηδεμόνα σε πολλές και διαφορετικές καταπονήσεις, γεγονός που καθιστά αναγκαίο τον σχεδιασμό ενός κηδεμόνα που θα μπορεί να ανταποκριθεί σε όλα εκείνα τα δυναμικά σενάρια φόρτισης. Μείζονος σημασίας αποτελεί λοιπόν η δημιουργία δυναμικών σεναρίων φόρτισης, τα οποία θα λαμβάνουν υπόψιν τις συνέπειες των κινήσεων του σώματος του ασθενούς, με σκοπό τον υπολογισμό της εντατικής κατάστασης του κηδεμόνα. Σε αυτή την διαδικασία χρήσιμες και υπό διερεύνηση θα μπορούσαν να είναι τα δεδομένα από το Κεφάλαιο 2 της βιβλιογραφικής ανασκόπησης που περιγράφουν την επιβολή φορτίσεων στον κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης κατά τη σωματική άσκηση.

Στα πλαίσια της διαδικασίας σχεδιασμού, βελτιστοποίησης και τρισδιάστατης εκτύπωσης ενός εύχρηστου κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης, θα ήταν αναγκαίο σε ένα επόμενο στάδιο, η προσομοίωση των μηχανικών χαρακτηριστικών του υλικού που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί στα πλαίσια της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Βάσει των δεδομένων που υπάρχουν και ιδιαίτερα στην δημοσίευση [17] τα υλικά τα οποία θα μπορούσαν να αξιοποιηθούν στα πλαίσια της τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι τα PLA και PETG. Το PLA και το PETG είναι δύο θερμοπλαστικά υλικά δημοφιλή για διάφορους λόγους, αλλά κυρίως για την τρισδιάστατη εκτύπωση. Το PLA είναι βιοδιασπώμενο και μπορεί να παραχθεί από ανανεώσιμες και φυσικές πηγές, ενώ το PETG είναι γνωστό για τις ανώτερες μηχανικές του ιδιότητες. Εξαιτίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης και του γεγονότος ότι τα συγκεκριμένα υλικά πρόκειται για ανισότροπα, απαιτείται η δημιουργία των κατάλληλων δοκιμίων τα οποία θα πρέπει να τεθούν σε πειραματικές δοκιμές εφελκυσμού και θλίψης. Στην συνέχεια, αξιοποιώντας τα αποτελέσματα των πειραματικών δοκιμών, θα πρέπει να δημιουργηθεί νέο υλικό στο λογισμικό Abaqus το οποίο θα περιλαμβάνει όλες τις τιμές μέτρου ελαστικότητας σε όλες τις διευθύνσεις και στην συνέχεια να οριστεί ως βασικό υλικό του κηδεμόνα προκειμένου να πραγματοποιηθούν νέες αναλύσεις. Μέσω αυτής της διαδικασίας επιδιώκεται η όσο το δυνατόν καλύτερη εκτίμηση της εντατικής κατάστασης ενός τρισδιάστατα εκτυπωμένου κηδεμόνα που αποτελεί και τελικό στόχο όλης αυτής της προσπάθειας.

Το λογισμικό Abaqus παρέχει στους χρήστες την δυνατότητα δημιουργίας και αλληλεπίδρασης δύο και περισσότερων Parts στο ίδιο αριθμητικό προσομοίωμα, όπως παρουσιάστηκε και στο Δ και Ε σενάριο φόρτισης του 3<sup>ου</sup> Κεφαλαίου. Ως επόμενος στόχος και πιο απαιτητική μορφή προσομοίωσης θα μπορούσε να υλοποιηθεί η προσομοίωση του ανθρώπινου κορμού με την κατάλληλη γεωμετρία και ιδιότητες ο οποίος θα αλληλοεπιδρά με το προσομοίωμα του κηδεμόνα. Θα ορίζονται κινήσεις στον κορμό και αυτός με την συνέχεια θα παραμορφώνει και θα καταπονεί τον κηδεμόνα με πολλούς και διαφορετικούς τρόπους. Με την εφαρμογή αυτού του σεναρίου θα επιτευχθεί μια πιο ρεαλιστική προσέγγιση της αλληλεπίδρασης σώματος-κηδεμόνα και θα μπορέσουν να εξαχθούν αρκετά και χρήσιμα συμπεράσματα τα οποία θα προσεγγίζουν καλύτερα την πραγματική λειτουργία ενός κηδεμόνα σπονδυλικής στήλης.



## 6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Aubin, C., Cobetto, N., Clin, J., Desbiens-Blais, F., Labelle, H., Le May, S., Parent, S., "Improved Brace Design Combining CAD/CAM And Finite Element Simulation For The Conservative Treatment Of Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS): Preliminary Results Of A Randomized Control Trial", *10th Meeting of the International Research Society of Spinal Deformities (IRSSD 2014 Sapporo) Sapporo, Japan. 29 June - 2 July 2014* <https://doi.org/10.1186/1748-7161-10-S1-O59>
2. Grycuk, S. and Mrozak, P., "Scoliosis Brace Finite Element Model and Preliminary Experimental Testing Using Electronic Speckle Pattern Interferometry", *Institute of Biomedical Engineering, MDPI Applied Sciences*, April 2022, <https://doi.org/10.3390/app12083876>
3. Cobetto, N., Aubin, C.-E., Parent, S., Barchi, S., Turegeon, I., Labelle, H., "3D Correction of AIS in Braces Designed Using CAD/CAM and FEM : a Randomized Controlled Trial", *Scoliosis And Spinal Disorders*, 2017 <https://doi.org/10.1186/s13013-017-0128-9>
4. Gignac, D., Aubin, C.-E., Dansereau, J., and Labelle, H., "Optimization Method For 3D Bracing Correction Of Scoliosis Using A Finite Element Model", *Eur Spine J*(2000) 9:185-190, January 2000, <https://doi.org/10.1007/s005860000135>
5. Romano, M., Carabona, R., Petrill S., Sibilla P., Negrini S., "Forces Exerted During Exercises By Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis Wearing Fiberglass Braces", *Scoliosis* 2006, i:12, July 2006, <https://doi.org/10.1186/1748-7161-1-12>
6. Chung, C.-L., Kelly, D.-M., Steele, J.-R., DiAngelo, D., "A Mechanical Analog Thoracolumbar Spine Model For The Evaluation Of Scoliosis Bracing Technology", *Journal Of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, Vol. 5: I-9, October 2018 <https://doi.org/10.1177/2055668318809661>

7. Loukos, I., Zachariou, C., Nicolopoulos, C., Korres, D. and Efstathopoulos, N., "Analysis Of The Corrective Forces Exerted By A Dynamic Derotation Brace (DDB)", *The International Society for Prosthetics and Orthotics 2011*, 35(4) 365–372, July 2011, <https://doi.org/10.1177/0309364611420477>
8. Driscoll, M., "The Impact of the Finite Element Method on Medical Device Design", *Journal of Medical and Biological Engineering (2019)*, 39:171–172, June 2018, <https://doi.org/10.1007/s40846-018-0428-4>
9. Ali, A., Fontanari, V., Schmoelz, W. and Fontana, M., "Actuator and Contact Force Modeling Of An Active Soft Brace For Scoliosis", *Bioengineering MDPI*, July 2022, <https://doi.org/10.3390/bioengineering9070303>
10. Kardash, K., Koutras, Ch. and Otaduy, M.-A., "Design Of Personalized Scoliosis Braces Based On Differentiable Biomechanics-Syntetic Study", *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, November 2022, <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.1014365>
11. Van den Hout, J.-A.-A.-M., Van Rhijn, L.-M., Van den Munckhof, R.-J.-H., Van Ooy, A., "Interface Corrective Force Measurements In Boston Brace Treatment", *Original Article Eur Spine J*, March 2022, <https://doi.org/10.1007/s00586-001-0379-1>
12. Radaelli, D.-F., Abbate, V., Storm, F.A., Ronca, A., Sorrentino, A., De Capitani, C., Biffi, E., Ambrosio, L., Colombo, G., Frascini, P., "3D Printing Orthopedic Scoliosis Braces : A Test Comparing FDM With Thermoforming", *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology (2020)*, October 2022, <https://doi.org/10.1007/s00170-020-06181-1>
13. Pham, V.-M., Houilliez, A., Schill, A., Carpentier, A., Herbaux, B., Thevenon, A., "Study Of The Pressures Applied By A Chaneau Brace For Correction Of Adolescent Idiopathic Scoliosis", *Prosthetic And Orthotics International*, 32(3):p 345-355, July 2008, <https://doi.org/10.1080/03093640802016092>
14. Babae, T., Kamyab, M., Ahmadi, A., Sanjari, M.A., Ganjavian, M.A., " Measurement of Milwaukee Brace Pad Pressure in Adolescent", *Clinical Study on Asian Spine Journal 2017*, 11 (4):627-633, <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.4.627>
15. Κουσιάτζα Χαρούλα, «Τοπολογική Βελτιστοποίηση Εξατομικευμένων Τρισδιάστατα Εκτυπωμένων Ορθώσεων Άνω Άκρων», Διπλωματική Εργασία Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης Δ.Π.Μ.Σ «Υπολογιστική Μηχανική», Αθήνα, Οκτώβριος 2019, <http://dx.doi.org/10.26240/heal.ntua.18519>
16. Έγχειρίδιο Χρήσης Λογισμικού Abaqus CAE «Abaqus 6.11. Abaqus/CAE User's Manual
17. Grant, A., Regez, B., Kocak, S., Huber, J.D., Mooers, A., "Anisotropic properties of 3-D printed Poly Lactic Acid (PLA) and Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS) plastics", *Results in Materials* 12 (2021) 100227, <https://doi.org/10.1016/j.rinma.2021.100227>