

ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ



ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ

Διπλωματική Εργασία

**Μελέτη και σχεδίαση Stent για την ενδοαγγειακή
αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, με χρήση
πεπερασμένων στοιχείων**

ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΑΚΟΠΟΥΛΟΣ

AM 2018010097

*Επιβλέπων Καθηγητής: Σταυρουλάκης Γεώργιος
Επιστημονικός Συνεργάτης: Κλαδοβασιλάκης Νικόλαος
Μέλη εξεταστικής επιτροπής: Αντωνιάδης Αριστομένης, Αλευράς Παναγιώτης*

Αθήνα, 2025

TECHNICAL UNIVERSITY OF CRETE



PRODUCTION ENGINEERING AND MANAGEMENT

Integrated Master Thesis

**Stent design for Endovascular Aneurysm Repair utilizing
Finite Element Analysis**

ATHANASIOS KONSTANTAKOPOULOS

AM 2018010097

*Supervisor Professor: Stavroulakis Georgios
Scientific Associate: Kladovasilakis Nikolaos*

Athens, Greece 2025

Ευχαριστίες

Με την ολοκλήρωση τη παρούσας διπλωματικής εργασίας, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Σταυρουλάκη Γεώργιο ο οποίος αφενός με εμπιστεύτηκε στην ανάθεση του συγκεκριμένου θέματος και αφετέρου βοήθησε σημαντικά σε οποιαδήποτε στιγμή χρειάστηκε. Επιπλέον, οφείλω να ευχαριστήσω θερμά τον επιστημονικό συνεργάτη κ. Κλαδοβασιλάκη Νικόλαο που χωρίς την σταθερή και ουσιαστική υποστήριξή του η εργασία θα ήταν πολύ δύσκολο να πραγματοποιηθεί. Τέλος, δίνω ένα μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένειά μου και σε όλους όσους συνέβαλλαν στη διεκπεραίωση του ακαδημαϊκού μου ταξιδιού.

Περίληψη

Ένα ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, ελοχεύει σημαντικό κίνδυνο ρήξης του αορτικού τοιχώματος και απειλεί σοβαρά την υγεία του ασθενή. Για την αντιμετώπισή του, απαιτείται ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (EVAR), μέσω της εισαγωγής και επέκτασης ενός ενδομοσχεύματος (Stent-Graft) εντός της αορτής, για τη προστασία και τη στήριξή της. Η παρούσα διπλωματική εργασία, προσεγγίζει μηχανικά το συγκεκριμένο θέμα και αποσκοπεί στη ρεαλιστική προσομοίωσή του χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ανάλυσης των πεπερασμένων στοιχείων (FEA). Περιλαμβάνει επαρκές θεωρητικό υπόβαθρο, αναδεικνύει τις κρίσιμες περιοχές τάσεων και παραμορφώσεων στο μοντέλο ανευρυσματικής αορτής, παρέχει σαφείς οδηγίες και βήματα για την υλοποίηση του τρισδιάστατου σχεδιασμού του ενδομοσχεύματος στο λογισμικό Fusion 360 και πραγματοποιεί σύνθετη μη-γραμμική ανάλυση στο περιβάλλον προσομοίωσης του Ansys Mechanical. Τέλος, εξετάζει τη μηχανική συμπεριφορά και απόκριση της επέκτασης του ενδομοσχεύματος και αναλύει τα εξαγόμενα αποτελέσματα συγκριτικά με πραγματικά δεδομένα. Η εργασία προσφέρει χρήσιμο εκπαιδευτικό και ερευνητικό υλικό και θέτει τις βάσεις για περαιτέρω και πιο προχωρημένες μελλοντικές μελέτες.

Λέξεις κλειδιά: Αορτή, Ενδοαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος, Ενδομόσχευμα, Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων.

Abstract

An abdominal aortic aneurysm poses a significant risk of arterial wall rupture, which critically endangers the patient's life. To address this condition, an endovascular aneurysm repair (EVAR) is required, involving the insertion and expansion of a Stent-Graft within the aorta, to support and isolate the weakened vessel wall. This thesis approaches the problem from a mechanical perspective and aims to simulate the procedure realistically utilising the Finite Element Analysis (FEA) method. The study incorporates the necessary theoretical background, identifies critical regions of stress and strain in an aneurysmatic aortic model, and provides detailed guidance for the 3D modeling of the Stent-Graft in Fusion 360. Furthermore, a complex non-linear analysis is conducted in the simulation environment of Ansys Mechanical. Finally, the mechanical behavior during the expansion process is evaluated, and the extracted results are analyzed and compared with real-world data. Overall, this study offers useful material for both educational and scientific purposes and lays a solid foundation for more advanced future research.

Keywords: Aorta, Endovascular Aneurysm Repair, Stent-Graft, Finite Element Analysis

Περιεχόμενα

Κατάλογος Εικόνων	8
1 ΓΕΝΙΚΑ	12
1.1 Εισαγωγή	12
1.2 Ορισμοί και Βασικές Έννοιες	12
1.2.1 Αορτή	12
1.2.2 Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ)	13
1.2.3 Stent	15
1.2.4 Ενδομόσχευμα (Stent-Graft)	15
1.2.5 Ενδοαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος (Endovascular Aneurysm Repair-EVAR)	16
2 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΤΑΤΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ	18
2.1 Εισαγωγή	18
2.2 Τα λογισμικά	18
2.3 Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (FEA)	19
2.4 Μη - Γραμμική Ανάλυση	19
2.5 Static Structural Analysis System	19
3 ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΑΟΡΤΗΣ	22
3.1 Εισαγωγή	22
3.2 Το μοντέλο - Aorta	22
3.2.1 Χαρακτηριστικά	23
3.2.2 Ιδιότητες	23
3.3 Προσομοίωση	25
3.3.1 Ορισμός πλέγματος (Mesh)	25
3.3.2 Εφαρμογή οριακών συνθηκών και φορτίσεων	26

3.4	Αποτελέσματα	31
4	ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ (Stent-Graft)	34
4.1	Εισαγωγή	34
4.2	Medtronic Endurant II Stent-Graft	34
4.3	Σχεδίαση	35
5	ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΕΠΕΚΤΑΣΗΣ ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	48
5.1	Εισαγωγή	48
5.2	Το μοντέλο - Stent-Graft	49
5.2.1	Ιδιότητες	49
5.3	Προσομοίωση	52
5.3.1	Ορισμός πλέγματος (Mesh)	52
5.3.2	Δημιουργία επαφών αλληλεπίδρασης	55
5.3.3	Εφαρμογή οριακών συνθηκών και φορτίσεων	58
5.4	Αποτελέσματα	61
6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	66
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	68

Κατάλογος Εικόνων

1.1	Τμήματα αορτής	13
1.2	Διάσπαση εσωτερικού τοιχώματος κοιλιακής αορτής	14
1.3	Κοιλιακή αορτή πριν και μετά τη δημιουργία ανευρύσματος . .	14
1.4	Είδη χειρουργικής επέμβασης για ΑΚΑ. Α) Ανοιχτή επέμβαση B) Ενδοαγγειακή αποκατάσταση	15
1.5	Stent διόγκωσης με μπαλονάκι	15
1.6	Ενδομόσχευμα/Stent-graft	16
1.7	Διαδικασία EVAR*	17
2.1	Σύστημα ανάλυσης Static Structural	20
3.1	Απεικόνιση 3D-μοντέλου ανευρυσματικής κοιλιακής αορτής . .	22
3.2	Χαρακτηριστικά και διαστάσεις κοιλιακής αορτής	23
3.3	Μηχανικές ιδιότητες μοντέλου αορτής [1], [2], [3]	24
3.4	Λεπτομέρειες Sizing Αορτής	25
3.5	Δημιουργημένο πλέγμα αορτής	26
3.6	Πλέγμα αορτής σε μεγέθυνση	26
3.7	Συνθήκες προσομοίωσης στατικού προβλήματος	27
3.8	Επιφάνειες σταθερής υποστήριξης - <i>Fixed Support</i>	27
3.9	Εισαγωγή βαρύτητας	28
3.10	Λεπτομέρειες βαρύτητας	28
3.11	Λεπτομέρειες υδροστατικής πίεσης	29
3.12	(Α) Καρδιακός κύκλος, (Β) Αορτική Παλμική Πίεση	29
3.13	Λεπτομέρειες εσωτερικής πίεσης αορτής	30
3.14	Ολικές παραμορφώσεις αορτής	31
3.15	Κατανομή τάσεων αορτής	32

3.16	Ισοδύναμες ελαστικές παραμορφώσεις αορτής	33
4.1	Κύριο και ανεξάρτητο μέρος Endurant II	35
4.2	Πρότυπο σχεδίασης-Endurant II *	36
4.3	Κωδικοί προϊόντων Endurant II [Medtronic]	37
4.4	Tab εντολών	37
4.5	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 1	38
4.6	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 2	38
4.7	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 3	39
4.8	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 4	40
4.9	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 5	40
4.10	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 6	41
4.11	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 7	41
4.12	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 8	42
4.13	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 9	43
4.14	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 10	44
4.15	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 11	45
4.16	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 12	45
4.17	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 13	46
4.18	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 14	46
4.19	Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 15	47
5.1	Απεικόνιση 3D μοντέλου ενδομοσχεύματος	49
5.2	Μηχανικές ιδιότητες DACRON [4], [5]	49
5.3	Μηχανικές ιδιότητες νιτινόλης (NITINOL) [Ansys]	50
5.4	Austenite to Martensite Forward Transformation [Ansys]	51
5.5	Martensite to Austenite - Ικανότητα μνήμης σχήματος [Ansys]	52
5.6	Λεπτομέρεις Sizing Stent	52
5.7	Λεπτομέρεις Sizing Graft	53
5.8	Λεπτομέρεις Sizing Aorta	53
5.9	Λεπτομέρεις πλέγματος	54
5.10	Πλέγμα ενδομοσχεύματος	54
5.11	Πλέγμα ενδομοσχεύματος σε μεγέθυνση	54

5.12 Contact και Target Faces μεταξύ Stent και Graft	55
5.13 Λεπτομέρειες επαφής - No Separation	56
5.14 Contact και Target Faces μεταξύ Stent και Aorta	56
5.15 Λεπτομέρειες επαφής - Frictionless	57
5.16 Συνθήκες προσομοίωσης για επέκταση ενδομοσχεύματος . . .	58
5.17 Ρυθμίσεις Ανάλυσης	58
5.18 Εσωτερική πίεση ενδομοσχεύματος - <i>Internal Pressure</i>	59
5.19 Ελαστική υποστήριξη ενδομοσχεύματος - <i>Elastic Support</i>	59
5.20 Σταθερή υποστήριξη αορτής - <i>Fixed Support</i>	60
5.21 Ολική παραμόρφωση ενδομοσχεύματος	61
5.22 Αορτή και ενδομόσχευμα σε τομή (A) πριν και (B) μετά την επέκταση	61
5.23 Stent Equivalent Stress	62
5.24 Stent Equivalent Stress (2)	62
5.25 Stent Stress Distribution	62
5.26 Graft Equivalent Stress	63
5.27 Stent-Graft Equivalent Stress	63
5.28 Stent Equivalent Strain	64
5.29 Graft Equivalent Strain	64
5.30 Stent-Graft Equivalent Strain	65

Κεφάλαιο 1

ΓΕΝΙΚΑ

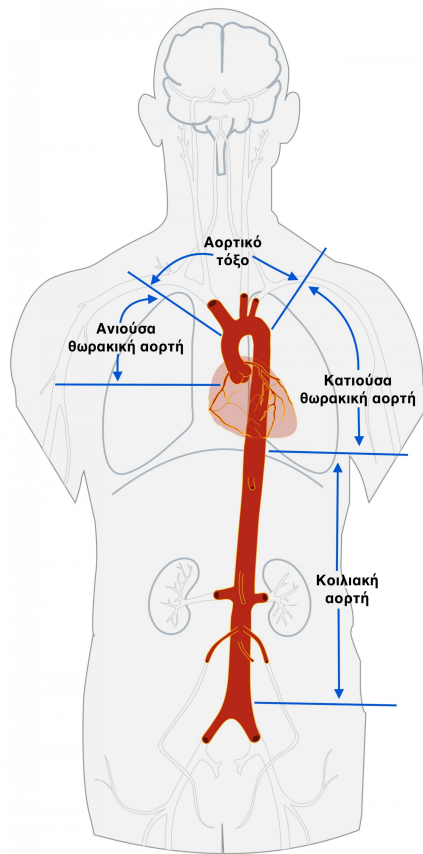
1.1 Εισαγωγή

Το πρώτο κεφάλαιο της εργασίας αποσκοπεί στο να εξηγήσει με απλό και κατανοητό τρόπο στον αναγνώστη τις βασικές έννοιες που περιβάλλουν το θέμα της αντιμετώπισης ανευρυσμάτων και να θέσει τη βάση για περισσότερη εμβάθυνση στα επόμενα κεφάλαια. Θα περιγραφούν ορισμοί και γενικές πληροφορίες για τις έννοιες «αορτή», «ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής», «Stent/Stent Grafts» και «ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος» ενώ παράλληλα θα δοθούν και συνοπτικές επεξηγήσεις.

1.2 Ορισμοί και Βασικές Έννοιες

1.2.1 Αορτή

Η αορτή είναι το κύριο και μεγαλύτερο αγγείο του ανθρώπινου σώματος. Ρόλος του η μεταφορά και η διανομή πλούσιου σε οξυγόνο αίματος από την αριστερή κοιλία της καρδιάς στις υπόλοιπες αρτηρίες, των άκρων και των οργάνων. Αποτελείται από τέσσερα τμήματα: την ανιούσα αορτή, το αορτικό τόξο, την θωρακική αορτή και την κοιλιακή αορτή.

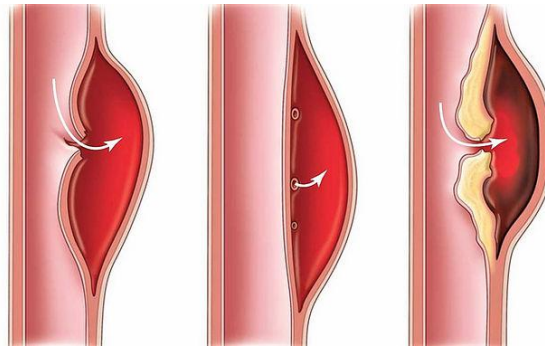


Εικόνα 1.1: Τμήματα αορτής

Η κοιλιακή αορτή διαιρείται σε δύο λαγόνιες αρτηρίες και τροφοδοτεί όλα τα όργανα της κοιλιάς και τα δύο κάτω άκρα. Η περιοχή της κοιλιακής αορτής είναι αρκετά ευάλωτη και η εμφάνιση αορτικού ανευρύσματος σε αυτή παρατηρείται συχνά.

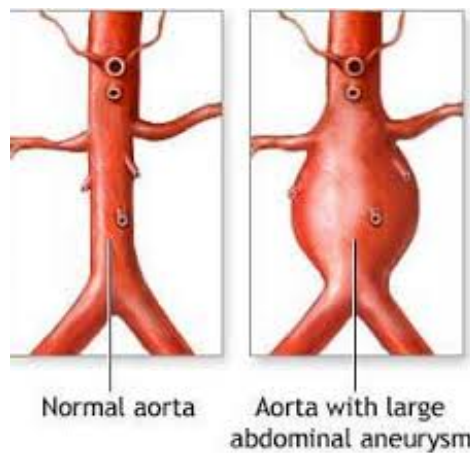
1.2.2 Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ)

Ένα ανεύρυσμα ορίζεται ως η τοπική τμηματική διαστολή της αορτής, με αύξηση της διαμέτρου της για τουλάχιστον 50% συγκριτικά με την αρχική κανονική διάμετρο. Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής παρατηρείται στην περιοχή της κοιλιάς, ανάμεσα στο διάφραγμα και τις λαγόνιες αρτηρίες, και επιτυγχάνεται όταν κάποιο αδύναμο σημείο του εσωτερικού τοιχώματος της, εξασθενίσει, εξαιτίας της ασκούμενης πίεσης από το αίμα που ρέει εντός της.



Εικόνα 1.2: Διάσπαση εσωτερικού τοιχώματος κοιλιακής αορτής

Κατά συνέπεια, το αίμα παύει να ρέει πλήρως εντός του φυσιολογικού αυλού, με αποτέλεσμα η διάμετρος της κοιλιακής αορτής να διευρύνεται σταδιακά όλο και περισσότερο. Το γεγονός αυτό, καθίσταται εξαιρετικά κρίσιμο καθώς στην περίπτωση που η μηχανική καταπόνηση που δέχεται το εξωτερικό τοίχωμα της αορτής από την πίεση του αίματος, ξεπεράσει τα όρια αντοχής του, τότε ο ασθενής κινδυνεύει με ρήξη ανευρύσματος η οποία ενδέχεται να προκαλέσει θανατηφόρα ενδοκοιλιακή αιμορραγία.

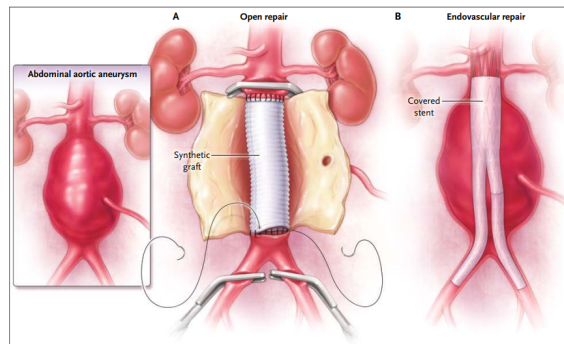


Εικόνα 1.3: Κοιλιακή αορτή πριν και μετά τη δημιουργία ανευρύσματος

Η δημιουργία ΑΚΑ εξαρτάται από διάφορους παράγοντες όπως η κληρονομικότητα, το κάπνισμα ή η υψηλή αρτηριακή πίεση και συμβαίνει συνήθως στο αρσενικό φύλο σε ηλικίες άνω των 60 ετών. Η θεραπεία αντιμετώπισης του ανευρύσματος κρίνεται με βάση το μέγεθος και το ρυθμό αύξησής του. Στις περιπτώσεις που το ανεύρυσμα είναι μικρό ($30 - 50 \text{ mm}$) δεν χρειάζεται κάποια σημαντική θεραπεία αλλά συστήνεται τακτική παρακολούθηση, ανά 6-12 μήνες, με υπερηχογράφημα, ενώ για μεγαλύτερου μεγέθους ανευρύσματα ($> 50 - 55 \text{ mm}$), απαιτείται χειρουργική επέμβαση. Υπάρχουν δύο μέθοδοι θεραπείας του κοιλιακού ανευρύσματος, η ανοιχτή χειρουργική επέμβαση και η ενδοαγγειακή αποκατάσταση.

Η δεύτερη, είναι πιο διαδεδομένη τα τελευταία χρόνια και προτιμάται περισσότερο, καθώς σε αντίθεση με τη πρώτη, δεν απαιτεί γενική αναισθησία του ασθενή, δεν χρειάζεται να πραγματοποιηθεί κοιλιακή τομή, είναι λιγότερο επίπονη και η νοσηλεία είναι ταχύτερη. Και στις δύο μεθόδους χρη-

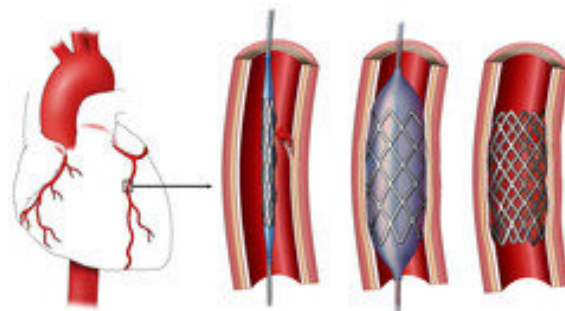
σιμοποιείται ένα ειδικό μόσχευμα, αποτελούμενο από μεταλλικό υλικό επικαλυμμένο με ενδονάρθηκα, το οποίο τοποθετείται στη περιοχή του ανευρύσματος. Το ενδομόσχευμα αυτό μπορεί να αποκαλεστεί και ως Stent-Graft.



Εικόνα 1.4: Είδη χειρουργικής επέμβασης για ΑΚΑ. Α) Ανοιχτή επέμβαση Β) Ενδοαγγειακή αποκατάσταση

1.2.3 Stent

Το Stent είναι ένα λεπτό μικροσκοπικό σωληνάκι με σκελετό σε μορφή πλέγματος, συνήθως κατασκευασμένο από κάποιο μεταλλικό υλικό. Τοποθετείται σε κοιλιακές δομές του σώματος, όπως αιμοφόρα αγγεία, αρτηρίες ή φλέβες, οι οποίες έχουν διατηρήσουν ανοιχτές και να φροντίσουν για την ομαλή ροή του αίματος. Υπάρχουν ποικίλα είδη Stent με διαφορετικό σχεδιασμό, υλικό ή μέγεθος. Μια κατηγορία με την οποία μπορούν να διακριθούν είναι με βάση τον τρόπο επέκτασής τους. Για την αντιμετώπιση φραγμένων αρτηριών συνήθως εφαρμόζονται Stent διόγκωσης με μπαλονάκι ενώ για την επισκευή ανευρυσμάτων, αυτό-εκπτυσσόμενα Stent. Στα αυτό-εκπτυσσόμενα Stent ανήκουν και τα ενδομοσχεύματα, τα οποία βρίσκουν πολύ συχνή εφαρμογή στην ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος.



Εικόνα 1.5: Stent διόγκωσης με μπαλονάκι

1.2.4 Ενδομόσχευμα (Stent-Graft)

Το ενδομόσχευμα (Stent-Graft) απαρτίζεται από δύο μέρη, το stent και την επικάλυψή του (μόσχευμα). Η επικάλυψή του είναι φτιαγμένη από συνθετικό υφασμάτινο υλικό (π.χ πολυεστέρας ή πολυτετραφθοραιθυλένιο) και

χρησιμοποιείται για να προστατεύσει την αορτή από πιθανές διαρροές. Χαρακτηριστικά που καθιστούν ένα ενδομόσχευμα κατάλληλο και αξιόπιστο για την θεραπεία ΑΚΑ, είναι η ικανότητα συμπίεσης του σε μικρή διάμετρο ώστε η τοποθέτησή του να γίνεται εύκολα και με ακρίβεια, η ανθεκτικότητα και η αντοχή στο χρόνο ώστε να αντιστέκεται στη μηχανική καταπόνηση και σε πιθανές μελλοντικές μορφολογικές αλλαγές του ανευρύσματος, η ικανότητα ισχυρής και μόνιμης συγκράτησης στα τοιχώματα της αορτής ώστε να αποσοβείται ο κίνδυνος της εσωτερικής μετακίνησης και η κατασκευή του από εύκαμπτο υλικό ώστε να μπορεί να προσαρμόζεται σωστά στον αγωγό. Ωστόσο δεν υπάρχει κανένα ενδομόσχευμα που να κατέχει όλα τα παραπάνω χαρακτηριστικά σε πλήρως ικανοποιητικό βαθμό. Κάθε ενδομόσχευμα διαθέτει ορισμένα χαρακτηριστικά και η χρήση του πρέπει να επιλέγεται ανάλογα τις συνθήκες και την κατάσταση του ανευρύσματος. [6]



Εικόνα 1.6: Ενδομόσχευμα/Stent-graft

Τέλος, η πιο συχνή εφαρμογή των ενδομοσχευμάτων είναι για την ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρυσμάτων στην κοιλιακή ή θωρακική αορτή.

1.2.5 Ενδοαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος (Endovascular Aneurysm Repair-EVAR)

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος αποτελεί μία μέθοδο αντιμετώπισης ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής. Είναι αρκετά πιο ασφαλής από την ανοιχτή χειρουργική επέμβαση αφού είναι πολύ λιγότερο επεμβατική στο ανθρώπινο σώμα και το ποσοστό θνητότητας είναι συγκριτικά χαμηλότερο. (1, 5% έναντι 5%).

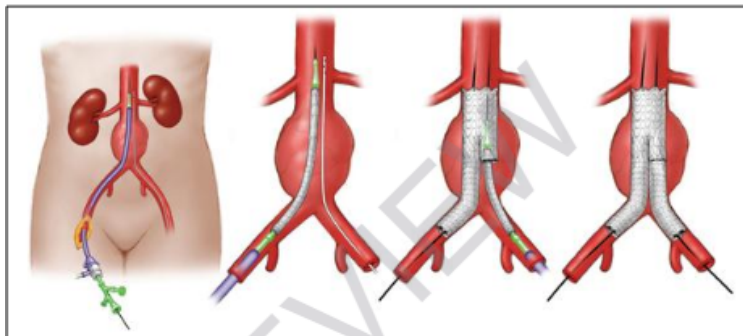
Διαδικασία EVAR:

Πρώτα απ' όλα, προτού ξεκινήσει η επέμβαση, ο ασθενής λαμβάνει είτε τοπική είτε γενική αναισθησία όπως είναι και το συνηθέστερο. Έπειτα, η διαδικασία μπορεί να αρχίσει, με πρώτο βήμα την δημιουργία τομής στη βουβωνική χώρα ώστε να αποκτηθεί πρόσβαση σε μία από τις μηριαίες αρτηρίες του ασθενή. Στη τομή τοποθετείται ένα μικρός ειδικός σωλήνας ώστε να διασφαλίζει ανοιχτή τη πρόσβαση για όλη τη διάρκεια της επέμβασης. Η βουβωνική χώρα είναι η περιοχή χαμηλά της κοιλιάς, κοντά στα γεννητικά όργανα, ενώ οι μηριαίες αρτηρίες αποτελούν την προέκταση των λαγόνιων.

Στη συνέχεια, μέσω ενός συστήματος εισαγωγής, εισέρχεται στη μηριαία αρτηρία, ένα εύκαμπτο καλώδιο το οποίο μέχρι το πέρας της επέμβασης θα λειτουργήσει ως κατευθυντήριο οδηγός. Από το ίδιο σύστημα, εισάγεται στο επόμενο βήμα, ο καθετήρας ή με άλλα λόγια, ένας μικρός σωλήνας ο οποίος στο εσωτερικό του περιέχει το συμπιεσμένο ενδομόσχευμα. Η εξωτερική διάμετρος του καθετήρα έχει μεγάλη σημασία καθώς οι λαγόνιες αρτηρίες παρουσιάζουν αρκετές στενώσεις. Όσο μικρότερη είναι η διάμετρος δηλαδή, τόσο περισσότερο διευκολύνεται η εισαγωγή και η μεταφορά του ενδομοσχεύματος εντός της αρτηρίας.

Στο επόμενο στάδιο της διαδικασίας, ο καθετήρας μεταφέρεται μέσω του καλωδίου κατευθυντήριου οδηγού στο σημείο όπου εμφανίζεται το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής. Για τη σωστή και ακριβή μεταφορά και τοποθέτησή του γίνεται χρήση ακτινοσκοπικής παρακολούθησης και τεχνολογιών υπολογιστικής τομογραφίας. Εφόσον λοιπόν ο καθετήρας έχει ρυθμιστεί στη σωστή θέση, απομακρύνεται με τη βοήθεια του καλωδίου οδηγού αφήνοντας το ενδομόσχευμα να επεκταθεί και να επιστρέψει στο αρχικό του σχήμα και μέγεθος. Κατά συνέπεια, εφαρμόζει στα τοιχώματα της αρτηρίας επιτρέποντας τη ροή του αίματος αποκλειστικά μέσα από αυτό και όχι στη περιοχή του ανευρύσματος.

Τέλος, αφού σιγουρευτεί ότι το ενδομόσχευμα τοποθετήθηκε επιτυχώς και με ασφάλεια, το καλώδιο οδηγός και ο καθετήρας αποβάλλονται τελείως από το σώμα, οι τομές σφραγίζονται και η ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος ολοκληρώνεται.



Εικόνα 1.7: Διαδικασία EVAR*

*Στην Εικόνα 1.7 απεικονίζεται η εισαγωγή και δεύτερου καθετήρα ο οποίος μεταφέρει από τη δεξιά λαγόνια αρτηρία (contralateral leg) ένα επιπλέον ενδομόσχευμα που λειτουργεί ως επέκταση του αρχικού.

Κεφάλαιο 2

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟ ΣΤΑΤΙΚΟ ΠΡΟΒΛΗΜΑ

2.1 Εισαγωγή

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται αναφορά στα λογισμικά που χρησιμοποιήθηκαν (Autodesk Fusion 360 και Ansys) για τον σχεδιασμό και την ανάλυση των μοντέλων της αορτής και του ενδομοσχεύματος, εξηγείται η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis) και η μη-γραμμική ανάλυση, ενώ τέλος, παρουσιάζεται συνοπτικά η διαδικασία δημιουργίας ενός στατικού προβλήματος ανάλυσης στο περιβάλλον του Ansys. Το ίδιο θα αξιοποιηθεί για την προετοιμασία της προσομοίωσης της αορτής και του ενδομοσχεύματος.

2.2 Τα λογισμικά

Στη παρούσα εργασία έγινε χρήση δύο λογισμικών, του Autodesk Fusion 360 και του Ansys.

Fusion 360

Το Fusion 360 είναι ένα σχεδιαστικό πρόγραμμα που χρησιμοποιείται σε ποικίλους τομείς στον κόσμο της μηχανικής και προσφέρει πολλές δυνατότητες, με τις κυριότερες από αυτές να είναι η τρισδιάστατη σχεδίαση και μοντελοποίηση αντικειμένων (Computer Aided Design) και ο προγραμματισμός εργαλειομηχανών CNC για την κατασκευή των σχεδιασμένων μοντέλων (Computer Aided Manufacturing). Σε αυτή την εργασία, χρησιμοποιήθηκε με σκοπό να βοηθήσει, σε πρώτο στάδιο, στη βελτιστοποίηση της γεωμετρίας του μοντέλου της αορτής, ώστε να είναι κατάλληλο για να λειτουργήσει η προσομοίωση και έπειτα στο σχεδιασμό του ενδομοσχεύματος (Stent-Graft).

Ansys

Το Ansys είναι ένα πολύ ολοκληρωμένο λογισμικό που χρησιμοποιείται κυρίως για το ανεπτυγμένο περιβάλλον προσομοίωσης και ανάλυσης που διαθέτει. Αξιοποιείται από πολλών ειδών βιομηχανίες και μηχανικούς πρωτίστως για τις δύο σημαντικότερες λειτουργίες του, την ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία (Finite Element Analysis - FEA) και την υπολογιστική ρευστοδυναμική (Computer Fluid Dynamics – CFD). Με τη βοήθεια του Ansys Student Version R1, για τη προσομοίωση και εξαγωγή αποτελεσμάτων της συμπεριφοράς της κοιλιακής αορτής κάτω από ορισμένες συνθήκες πίεσης πριν και μετά την προσαρμογή και ενσωμάτωση του ενδομοσχεύματος σε αυτή, εφαρμόστηκε η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων.

2.3 Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (FEA)

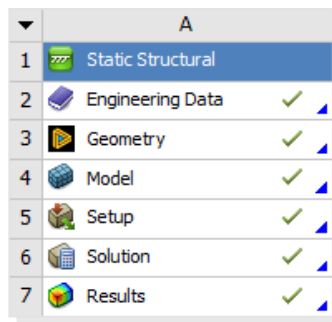
Η συγκεκριμένη μέθοδος είναι μια αριθμητική μέθοδος ανάλυσης που σκοπός της είναι η υπολογιστική προσέγγιση των τάσεων και παραμορφώσεων των στοιχείων μιας δομής. Ταυτόχρονα, παρέχει τη δυνατότητα προσομοίωσης της συμπεριφοράς και της απόδοσης της δομής όταν αυτή υπόκειται σε διαφορετικές συνθήκες φόρτισης, τάσεων, θερμοκρασίας ή άλλων επιδράσεων, προσφέροντας μια ολοκληρωμένη, λεπτομερή και ρεαλιστική μοντελοποιημένη λύση. Στο πρώτο στάδιο της διαδικασίας, η FEA βασίζεται στη δημιουργία ενός σύνθετου συστήματος στοιχείων και κόμβων τα οποία σχηματίζουν ένα πλέγμα. Με άλλα λόγια, η δομή ή το αντικείμενο που αναλύεται, διακριτοποιείται σε πολλά μικρά γεωμετρικά σχήματα (πεπερασμένα στοιχεία), τα οποία συνδέονται μεταξύ τους μέσω των κόμβων. Μέσω της χρήσης του πλέγματος, η μέθοδος μειώνει τους βαθμούς ελευθερίας του αντικειμένου από άπειρους σε πεπερασμένους και με αυτό το τρόπο καθιστά πολύ πιο εύκολη την εύρεση της λύσης. Το ζήτημα είναι να πραγματοποιηθεί η εκτέλεση των υπολογισμών για τα πεπερασμένα στοιχεία και ύστερα να παρθούν αποτελέσματα για τη πλήρη δομή. Στο δεύτερο στάδιο της διαδικασίας, αφού δοθούν τα δεδομένα για τις στηρίξεις και τις δυνάμεις που ασκούνται ή γενικότερα των συνθηκών καταπόνησης, εφαρμόζονται οι κατάλληλες μαθηματικές συναρτήσεις παρεμβολής στη γεωμετρία του κάθε στοιχείου και δημιουργείται ένα συνολικό σύστημα αλγεβρικών εξισώσεων. Το σύστημα αυτό, στη περίπτωση της μηχανικής του παραμορφωμένου σώματος, περιγράφει τις εξισώσεις ισορροπίας μεταξύ των εξωτερικών δυνάμεων που εφαρμόζονται στα στοιχεία και των μετατοπίσεων που συμβαίνουν στους κόμβους του πλέγματος. Τέλος, η επίλυση του προβλήματος με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ολοκληρώνεται με την εξαγωγή των αποτελεσμάτων τα οποία παρουσιάζονται και αριθμητικά και γραφικά στον χρήστη.

2.4 Μη - Γραμμική Ανάλυση

Η μη-γραμμική ανάλυση αποδίδει ρεαλιστικότερα και πιο ακριβή αποτελέσματα σε σχέση με τη γραμμική και χρησιμοποιείται όταν το μοντέλο υπό εξέταση δεν συμπεριφέρεται ελαστικά. Όταν δηλαδή οι τάσεις και οι παραμορφώσεις του δεν είναι ανάλογες των ασκούμενων φορτίσεων. Επιπλέον, μεγάλες παραμορφώσεις, απότομες μεταβολές στη γεωμετρία του μοντέλου ή η ύπαρξη επαφών, οι οποίες δεν είναι σταθερές σε όλη τη διάρκεια της προσομοίωσης, είναι μερικά ακόμη χαρακτηριστικά μη γραμμικότητας τα οποία θα εμφανιστούν και στη προσομοίωση επέκτασης του ενδομοσχεύματος.

2.5 Static Structural Analysis System

Ένα σύστημα ανάλυσης *Static Structural* το οποίο τίθεται υπό μελέτη στο λογισμικό του Ansys, χρησιμοποιείται για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς ενός αντικειμένου το οποίο βρίσκεται υπό την επίδραση στατικής φόρτισης. Στατικά θεωρούνται τα φορτία που δεν μεταβάλλονται με του χρόνο. Το στατικό πρόβλημα κατασκευάζεται σε μία σειρά 6 βημάτων τα οποία απεικονίζονται στη παρακάτω εικόνα. Με την ίδια λογική και μεθοδολογία θα προετοιμαστεί και το στατικό πρόβλημα της κοιλιακής αορτής και του ενδομοσχεύματος όπως θα παρουσιαστεί στα κεφάλαια 3 και 5 αντίστοιχα.



Εικόνα 2.1: Σύστημα ανάλυσης Static Structural

Engineering Data

Στη πρώτη φάση της δημιουργίας του στατικού προβλήματος, επιλέγονται τα υλικά που θα χρησιμοποιηθούν στο μοντέλο. Σε περίπτωση που κάποιο υλικό δεν υπάρχει στη καταχωρημένη βάση δεδομένων μπορεί να δημιουργηθεί εκ νέου, αρκεί να προσδιοριστούν και ρυθμιστούν οι κατάλληλες μηχανικές ιδιότητές του.

Geometry

Σε αυτό το στάδιο επιτυγχάνεται ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη της γεωμετρίας του μοντέλου ή τυχόν απαραίτητες επεξεργασίες και απλοποιήσεις. Η γεωμετρία του μοντέλου μπορεί να σχεδιαστεί στο περιβάλλον του Ansys αλλά δύναται να εισαχθεί και όντας επεξεργασμένη προηγουμένως σε άλλο λογισμικό σχεδίασης.

Model

Αφού το μοντέλο είναι έτοιμο όσον αφορά το υλικό και τη γεωμετρία του, εισάγεται και προετοιμάζεται στο περιβάλλον προσομοίωσης. Εκεί, αρχικά γίνεται η ανάθεση του υλικού ή των υλικών, που επιλέχθηκαν προηγουμένως, στο μοντέλο και ρυθμίζεται το σύστημα συντεταγμένων. Επιπλέον, στη περίπτωση που το μοντέλο απαρτίζεται από παραπάνω από ένα σώμα, καθορίζεται ο τρόπος και η σχέση επαφής μεταξύ τους. Το τελευταίο και πιο σημαντικό βήμα σε αυτή τη φάση, είναι η δημιουργία του πλέγματος ή αλλιώς, η διακριτοποίηση του αντικειμένου. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι και μέθοδοι που μπορούν να πραγματοποιήσουν τη διακριτοποίηση και η σωστή επιλογή τους παίζει καθοριστικό ρόλο για τη την επιτυχημένη εξαγωγή αποτελεσμάτων.

Setup

Εφόσον όλα τα προηγούμενα στάδια έχουν ολοκληρωθεί, είναι η στιγμή για να τεθούν οι απαραίτητοι περιορισμοί και οι συνθήκες φόρτισης και στήριξης στο πρόβλημα. Στο στάδιο του *Setup* λοιπόν, ρυθμίζεται ο τρόπος που θα συγκρατείται το μοντέλο (π.χ. πλήρης πάκτωση, περιορισμός μετατόπισης ορισμένων επιφανειών, αποδοχή μόνο αξονικής κίνησης...) και εφαρμόζονται οι δυνάμεις και τα φορτία που ασκούνται στη δομή (π.χ. υδροστατική πίεση, βαρύτητα, αξονικός εφελκυσμός...). Παράλληλα, εκτός από τις ρυθμίσεις που αφορούν το μοντέλο της προσομοίωσης, καθορίζονται και οι παράμετροι που επηρεάζουν τη διαδικασία της ανάλυσης του στατικού προβλήματος (π.χ. ανάλυση σε ένα ή περισσότερα βήματα, επιλογή *Solver type*...).

Solution

Η δημιουργία του στατικού προβλήματος φτάνει στο πέρας της με την εκτέλεση της επίλυσης. Πρώτα επιλέγεται το είδος των αποτελεσμάτων που προτιμάται να εμφανιστεί (π.χ. ολική παραμόρφωση, τάσεις μόνο στον άξονα Y, παραμόρφωση λόγω θερμικής μεταβολής...) και ύστερα επιλύεται το πρόβλημα.

Results

Μετά την εκτέλεση της λύσης, παρουσιάζονται όλα τα αποτελέσματα και παρέχονται

δυνατότητες για περαιτέρω εξέταση και αξιολόγησή τους. Με τη χρήση κατάλληλων εργαλείων καθίσταται δυνατή η απεικόνιση των αποτελεσμάτων σε γραφικές παραστάσεις, η παρακολούθηση τους σχετικά με το χρόνο ή σε συγκεκριμένες επιφάνειες και άλλες χρήσιμες λειτουργίες ερμηνείας τους.

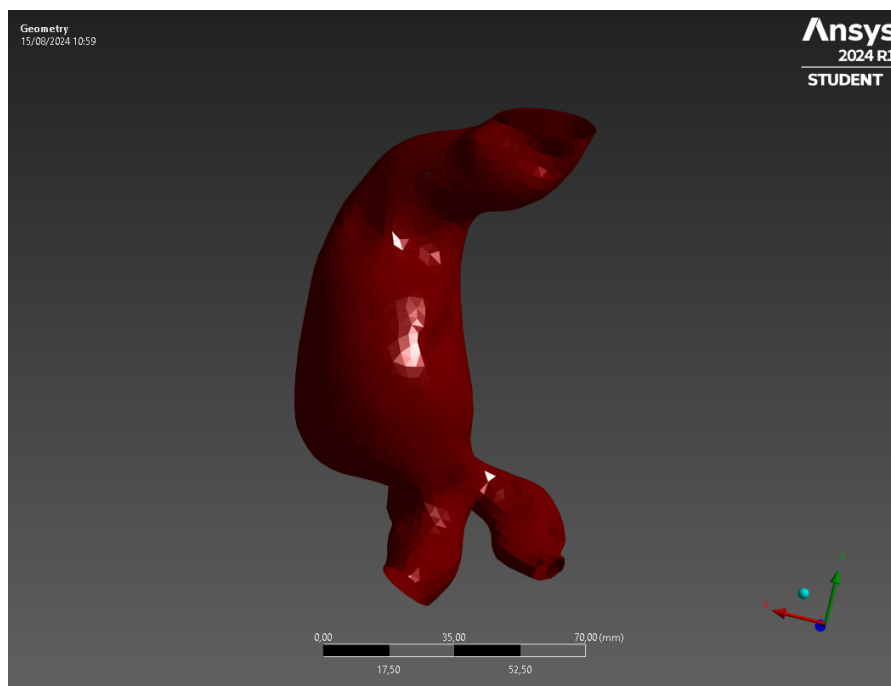
Κεφάλαιο 3

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΑΟΡΤΗΣ

3.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο θα παρουσιαστεί το τρισδιάστατο μοντέλο της κοιλιακής αορτής που χρησιμοποιήθηκε για τις προσομοιώσεις μέσω μη-γραμμικής ανάλυσης. Θα περιγραφεί ο τρόπος και η διαδικασία προετοιμασίας του μοντέλου ώστε να κατασκευαστεί το στατικό πρόβλημα και τέλος θα παρουσιαστούν και αναλυθούν τα εξαγόμενα αποτελέσματα.

3.2 Το μοντέλο - Aorta



Εικόνα 3.1: Απεικόνιση 3D-μοντέλου ανευρυσματικής κοιλιακής αορτής

Το παραπάνω μοντέλο επεξεργάστηκε στο λογισμικό Autodesk Fusion 360, όπου και έγινε απλοποίηση της πολυπλοκότητας της αρχικής γεωμετρίας του, και ύστερα μεταφέρθηκε στο λογισμικό Ansys Student Version 2024 R1 ώστε να πραγματοποιηθεί η μη γραμμική ελαστική ανάλυση μέσω του Ansys Mechanical.

3.2.1 Χαρακτηριστικά

Το συγκεκριμένο μοντέλο αντιπροσωπεύει ένα τμήμα της κοιλιακής αορτής. Μπορούν να διακριθούν τρεις οπές στη δομή του, μία άνω και δύο κάτω, οι οποίες οδηγούν στην θωρακική αορτή και στις λαγόνιες αρτηρίες αντίστοιχα. Η περιοχή του ανευρύσματος παρατηρείται στην αριστερή πλευρά, πάνω από την αριστερή λαγόνια αρτηρία. Γι' αυτό τον λόγο, η αριστερή λαγόνια αρτηρία ονομάζεται και ως ομόπλευρο σκέλος ενώ η δεξιά ως ετερόπλευρο σκέλος της αορτής. Ο τύπος του μοντέλου χαρακτηρίζεται ως δομή κελύφους καθώς δημιουργήθηκε με στοιχεία κελύφους. Τα στοιχεία αυτά χρησιμοποιούνται για να μοντελοποιήσουν λεπτές κατασκευές όπου η διάσταση του πάχους είναι πολύ μικρότερη από τις διαστάσεις του μήκους και του πλάτους. Η παράμετρος του πάχους επηρεάζει σημαντικά την ανάλυση καθώς καθορίζει την ικανότητα κάμψης του μοντέλου. Στη δομή της κοιλιακής αορτής το πάχος του τοιχώματος της αορτής τέθηκε ίσο με $2,7 \text{ mm}$. [7]

Οι βασικές διαστάσεις που περιγράφουν το απεικονιζόμενο τρισδιάστατο μοντέλο ανευρυσματικής κοιλιακής αορτής, είναι οι εξής: Το μοντέλο είναι $136,8598 \text{ mm}$ σε ύψος (άξονας Y), $82,5876 \text{ mm}$ σε μήκος (X) και $54,8111 \text{ mm}$ σε πλάτος (άξονας Z), ενώ συνολικά καταλαμβάνει όγκο $19068,3203 \text{ mm}^3$. Οι οπές χαρακτηρίζονται, με σειρά από πάνω προς τα κάτω και από τα αριστερά προς τα δεξιά, από διαμέτρους $\approx 25 \text{ mm}$, $\approx 20 \text{ mm}$ και $\approx 10 \text{ mm}$ αντίστοιχα. Ωστόσο μεγάλη σημασία έχουν και οι διαστάσεις πάχους των αγωγών άνω και κάτω του ανευρύσματος. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, η εσωτερική διάμετρος του αγωγού στην περιοχή άνω του ανευρύσματος είναι $\approx 15 \text{ mm}$ και όσον αφορά τα δύο σκέλη κάτω του ανευρύσματος, ο αριστερός έχει εσωτερική διάμετρο $\approx 10 \text{ mm}$ και ο δεξιός $\approx 7.5 \text{ mm}$. Όλες οι παραπάνω διαστάσεις του μοντέλου της κοιλιακής αορτής παίζουν σημαντικό ρόλο καθώς από αυτές θα εξαρτηθεί η κατασκευή και η σχεδίαση του ενδομοσχεύματος όπως θα φανεί και στο Κεφάλαιο 4.

Definition	
<input type="checkbox"/> Suppressed	No
Dimension	3D
Model Type	Shell
Stiffness Behavior	Flexible
Stiffness Option	Membrane and Bending
Coordinate System	Default Coordinate System
Reference Temperature	By Environment
<input type="checkbox"/> Thickness	2,7 mm
Thickness Mode	Manual
Offset Type	Middle
Treatment	None
Material	
<input type="checkbox"/> Assignment	Aorta
Nonlinear Effects	Yes
Thermal Strain Effects	Yes
Bounding Box	
Length X	82,588 mm
Length Y	136,86 mm
Length Z	54,811 mm

Εικόνα 3.2: Χαρακτηριστικά και διαστάσεις κοιλιακής αορτής

3.2.2 Ιδιότητες

Ο καθορισμός σωστών και ακριβών ιδιοτήτων αποτελεί το πρώτο στάδιο για τη δημιουργία της δομής του στατικού προβλήματος και θέτει τις βάσεις για μια επιτυχημένη ανάλυση. Ο προσδιορισμός του γίνεται μέσω του *Engineering Data*.

Αναλόγως την ηλικία, το φύλο ή και άλλων παραγόντων, οι συνθήκες φόρτισης της αορτής διαφοροποιούνται. Η αρτηριακή πίεση και η μηχανική καταπόνηση που δέχεται το αορτικό τοίχωμα δηλαδή, δεν έχουν πάντοτε την ίδια σταθερή τιμή. Συνεπώς, σε κάθε περίπτωση διαφορετικού τύπου αορτής, απαιτείται ξεχωριστή έρευνα για την εύρεση των

ιδιοτήτων και των τιμών τους. Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη θα χρησιμοποιηθούν οι μηχανικές ιδιότητες μιας μέσης φυσιολογικής αορτής με διάμετρο μικρότερη των 30 χιλιοστών. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι κύριες μηχανικές ιδιότητες του μοντέλου που περιγράφουν το βιολογικό υλικό της αορτής.

Properties of Outline Row 3: Aorta			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Material Field Variables	Table	
3	Density	1,095	g cm ⁻³
4	Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's Mo...	
6	Young's Modulus	0,84	MPa
7	Poisson's Ratio	0,45	
8	Bulk Modulus	2,8E+06	Pa
9	Shear Modulus	2,8966E+05	Pa
10	Tensile Ultimate Strength	1,21	MPa

Εικόνα 3.3: Μηχανικές ιδιότητες μοντέλου αορτής [1], [2], [3]

Περιγραφή ιδιοτήτων:

- Density

Η πυκνότητα εκφράζει το μέτρο της μάζας ανά μονάδα όγκου. Όπως και άλλα αιμοφόρα αγγεία του ανθρώπινου σώματος, η αορτή απαρτίζεται από τρία βασικά στρώματα. Την ενδοθηλιακή πλευρά η οποία είναι το εσωτερικό στρώμα του αγωγού και βρίσκεται συνεχώς σε επαφή με το αίμα, την μέση πλευρά η οποία αποτελεί το παχύτερο και πιο ισχυρό στρώμα και το εξωτερικό τοίχωμα το οποίο είναι υπεύθυνο για την υποστήριξη και την προστασία της αορτής. Στο παρόν μοντέλο κοιλιακής αορτής η τιμή $1,095 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$ [1] αντιστοιχεί στη πυκνότητα του μέσου στρώματος.

- Isotropic Elasticity

Η ιστροπική ελαστικότητα περιγράφει την ομοιόμορφη ελαστική συμπεριφορά ενός σώματος προς όλες τις αξονικές κατευθύνσεις φόρτισης. Το υλικό του μοντέλου της αορτής είναι γραμμικά ελαστικό και υφίσταται ιστροπική παραμόρφωση υπό την άσκηση πιέσεων. Οι παράμετροι από τις οποίες εκφράζεται η ιστροπική ελαστικότητα είναι τέσσερις (Young's Modulus, Poisson's Ratio, Bulk Modulus, Shear Modulus). Ωστόσο, σύμφωνα με το νόμο του Hooke ($F = -k \cdot x$) που αποτυπώνει την γραμμική ανεξαρτησία μεταξύ τάσης και παραμόρφωσης αρκούν μόνο οι πρώτες δύο για να την καθορίσουν.

- Young's Modulus

Το μέτρο ελαστικότητας του Young ισούται με την αξονική τάση που δέχεται ένα γραμμικά ελαστικό υλικό προς την αξονική του παραμόρφωση. Ουσιαστικά ορίζει την ικανότητα ευκαμψίας ή ακαμψίας του υλικού όταν βρίσκεται σε συνθήκες μηχανικής φόρτισης. Όπως φαίνεται στην εικόνα 3.3. Η αορτή έχει μέτρο ελαστικότητας $0,84 \text{ MPa}$ [2], τιμή που είναι αρκετά μικρή και δηλώνει πως το μοντέλο είναι πολύ εύκαμπτο.

- Poisson Ratio

Ο λόγος Poisson εκφράζει τον λόγο της εγκάρσιας αξονικής παραμόρφωσης προς την διαμήκη αξονική παραμόρφωση. Όταν η εγκάρσια παραμόρφωση πρόκειται για διαστολή τότε ο λόγος είναι θετικός ενώ όταν πρόκειται για συστολή, είναι αρνητικός. Τα περισσότερα υλικά όμως συστέλλονται όταν υπόκεινται σε παραμόρφωση κάθετη στον άξονα επιμήκυνσης, επομένως αξίζει να σημειωθεί πως ο λόγος Poisson περιέχει και το σύμβολο «μείον», ώστε να έχουν θετικό λόγο ($\nu = -\frac{\epsilon_{\text{εγκάρσια}}}{\epsilon_{\text{διαμήκη}}}$). Η τιμή 0,45 [2] στο παρόν μοντέλο, υποδηλώνει πως σε κατάσταση αξονικής επιμήκυνσης, η αορτή θα παραμορφωθεί εγκάρσια κατά 0,45%

της διαμήκους παραμόρφωσης.

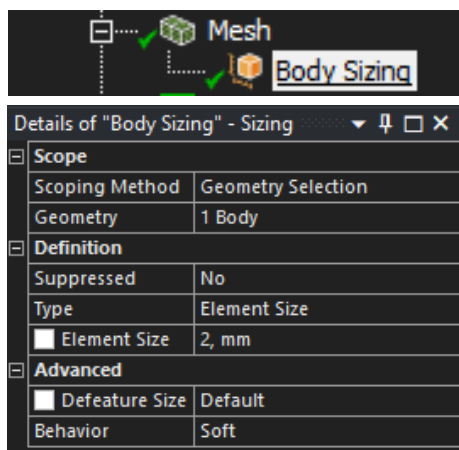
- Ultimate Tensile Strength

Η παράμετρος αυτή δείχνει τη μέγιστη αντοχή της αορτής σε εφελκυσμό μέχρι το όριο θραύσης. Ασκώντας εφελκυστική δύναμη δηλαδή στην αορτή που ξεπερνάει τα 1.21MPa [3], το τοίχωμα κινδυνεύει να σπάσει και να υπάρξει ρήξη.

3.3 Προσομοίωση

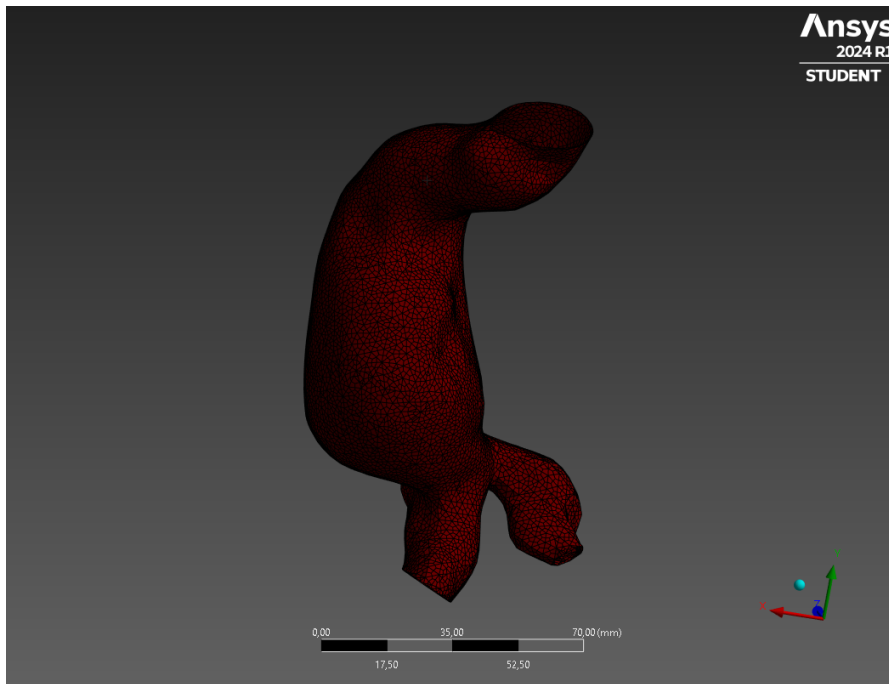
3.3.1 Ορισμός πλέγματος (Mesh)

Για τη δημιουργία του πλέγματος στην επιφάνεια της αορτής έγινε χρήση της εντολής *Sizing* (*Mesh*→*Insert*→*Sizing*) η οποία επιτρέπει την χειροκίνητη ρύθμιση του μεγέθους των στοιχείων που θα διακριτοποιηθεί το μοντέλο. Το μέγεθος ορίστηκε στα 2 mm και το γεωμετρικό σχήμα του μεγέθους ως τετράεδρο (αυτόματη επιλογή). Με δεξί κλικ στο *Mesh* και επιλογή *Generate Mesh* ξεκινάει η διαδικασία της δημιουργίας του πλέγματος.

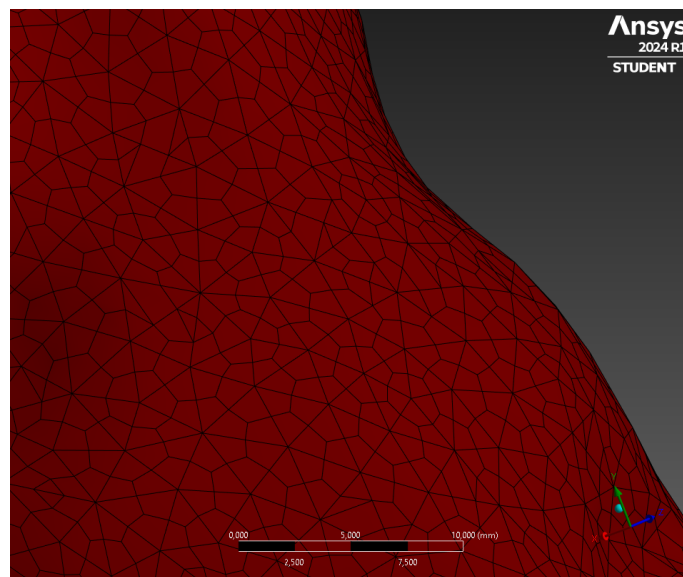


Εικόνα 3.4: Λεπτομέρειες *Sizing* Αορτής

Εφόσον ολοκληρωθεί η διακριτοποίηση επιτυχώς, η αορτή εμφανίζεται με τη μορφή που παρουσιάζεται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 3.5: Δημιουργημένο πλέγμα αορτής



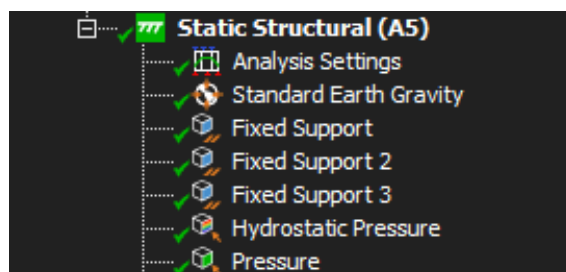
Εικόνα 3.6: Πλέγμα αορτής σε μεγέθυνση

Πλέον, το μοντέλο βρίσκεται στη σωστή κατάσταση για να εισαχθούν οι επιθυμητές παράμετροι που θα καθορίσουν το στατικό πρόβλημα και να ξεκινήσει η επίλυση.

3.3.2 Εφαρμογή οριακών συνθηκών και φορτίσεων

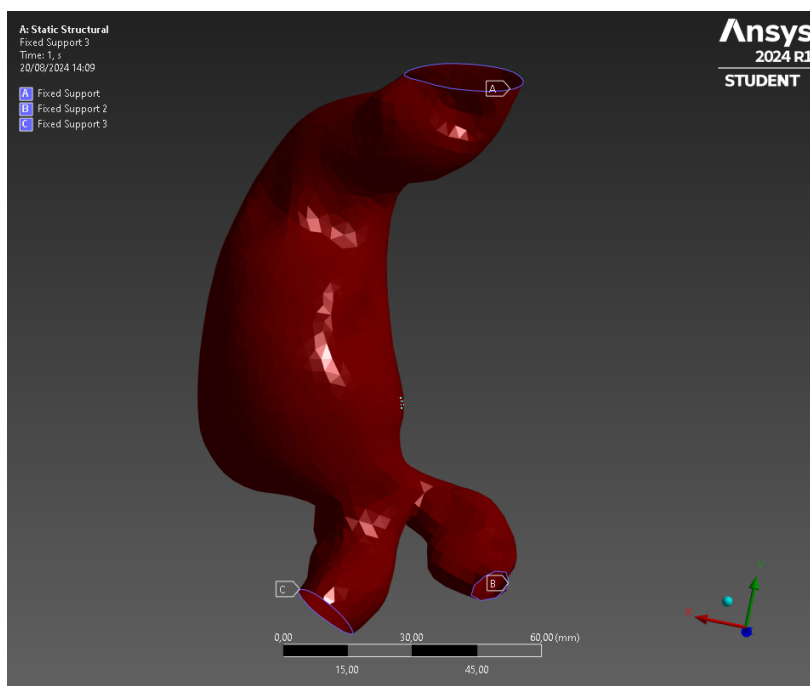
Σε πραγματικές συνθήκες, το αορτικό τοίχωμα δέχεται συστηματικά ποικίλες δυνάμεις και πιέσεις που ασκούνται κατά τη διάρκεια της κυκλοφορίας του αίματος. Όλες αυτές οι δυνάμεις και πιέσεις συνδυάζονται και δημιουργούν μία πολύπλοκη κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων στην αορτή. Πιο συγκεκριμένα, κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, δηλαδή τη χρονική περίοδο ανάμεσα στη συστολή της καρδιάς μέχρι και τη στιγμή

της διαστολής της, δημιουργείται μία εσωτερική αρτηριακή πίεση. Η πίεση αυτή ισούται με τη διαφορά της συστολικής πίεσης (συνήθως $80 - 120 \text{ mm.Hg}$) και της διαστολικής πίεσης (συνήθως $60 - 80 \text{ mm.Hg}$). Παράλληλα, αφενός το αίμα που εξωθείται από τη καρδιά σε κάθε συστολή και αφετέρου το ήδη υπάρχον εντός της αορτής, ασκεί στα τοιχώματά της υδροστατική πίεση. Το μέγεθος της υδροστατικής πίεσης εξαρτάται από το βάρος του ρευστού, δηλαδή του αίματος. Σε αυτή την ενότητα λοιπόν, θα εξηγηθεί πως, με τη βοήθεια του Ansys Mechanical, μπορούν να προσομοιωθούν οι τάσεις και παραμορφώσεις εντός της αορτής με όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα.



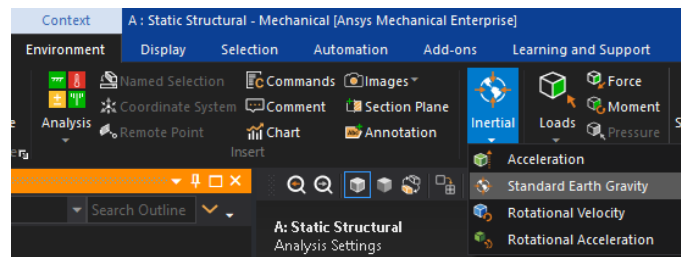
Εικόνα 3.7: Συνθήκες προσομοίωσης στατικού προβλήματος

Αρχικά, θα εισαχθούν οι οριακές συνθήκες του μοντέλου. Με δεξί κλικ στο *Static Structural* και *Insert* επιλέγεται το *Fixed Support*. Με την εντολή αυτή προσδιορίζονται οι επιφάνειες τις αορτής οι οποίες κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης αποτελούν σταθερή υποστήριξη και δεν θα μπορούν να μετακινηθούν. Επομένως, επιλέγονται οι περιφέρειες των τριών διατομών της αορτής και γίνεται εφαρμογή πατώντας *Apply*.



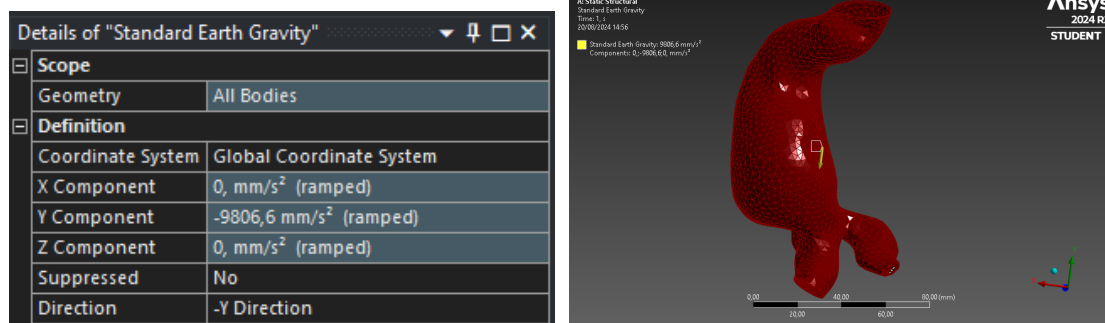
Εικόνα 3.8: Επιφάνειες σταθερής υποστήριξης - *Fixed Support*

Στη συνέχεια, πατώντας *Environment*→*Inertial*→*Standard Earth Gravity*, εισάγεται η δύναμη της βαρύτητας η οποία είναι απαραίτητη για να καθορίσει την κατεύθυνση της ροής του αίματος εντός της αρτηρίας.



Εικόνα 3.9: Εισαγωγή βαρύτητας

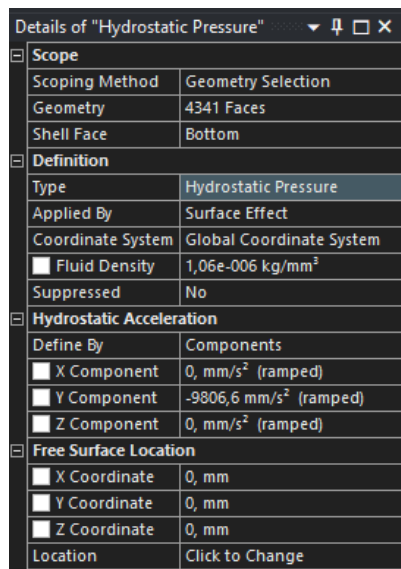
Η τιμή της ορίστηκε ίση με $9,8066 \frac{m}{s^2}$ ή $9806,6 \frac{mm}{s^2}$ και η κατεύθυνση, η αρνητική φορά του άξονα Y.



Εικόνα 3.10: Λεπτομέρειες βαρύτητας

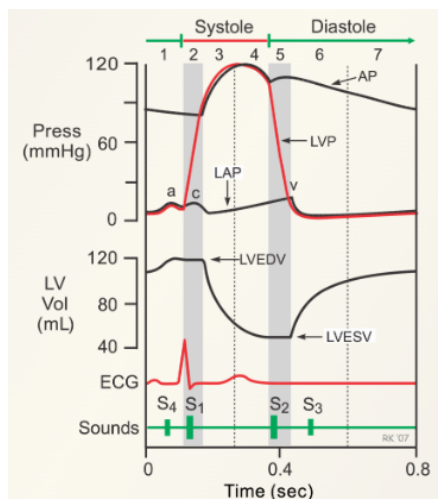
Σε τρίτη φάση, τοποθετούνται οι φορτίσεις που επιδέχεται το αορτικό τοίχωμα. Ξεκινώντας, πάλι με δεξί κλικ στο *Static Structural* και *Insert* εισάγεται η υδροστατική πίεση. Στο παράθυρο των λεπτομερειών που ανοίγει μετά την εισαγωγή της, απαιτείται ο προσδιορισμός κάποιων σημαντικών παραμέτρων για να γίνει σωστή η εφαρμογή. Πρώτα απ' όλα πρέπει να επιλεγθούν οι επιφάνειες του μοντέλου στις οποίες θα ασκηθεί η υδροστατική πίεση. Αυτό επιτυγχάνεται ακολουθώντας τη σειρά *Scope* → *Geometry* → χρήση *Select Mode* από την οριζόντια μπάρα των *Graphics* → επιλογή ολόκληρου του μοντέλου → *Apply*.

Ύστερα, στο κουτί του *Shell Face*, ανάμεσα σε *Top* και *Bottom* διαλέγεται το δεύτερο, το οποίο εκφράζει ότι η πίεση θα ασκηθεί στην εσωτερική πλευρά της επιφάνειας του αορτικού τοιχώματος. Συνεχίζοντας, στο τμήμα του *Definition*, δίπλα από το *Fluid Density* ορίζεται η πυκνότητα του αίματος η οποία τέθηκε ίση με $1060 \frac{kg}{m^3}$. [8]. Τέλος, κάτω από το *Hydrostatic Acceleration* και δίπλα από το *Define By* επιλέγεται ο τρόπος με τον οποίο θα προσδιοριστεί η επιτάχυνση του ρευστού. Ανάμεσα στις επιλογές *Vector* και *Components* προτιμάται η δεύτερη και δηλώνεται ότι το αίμα θα ρέει με την επιτάχυνση της βαρύτητας προς την αρνητική κατεύθυνση του άξονα Y. Πλέον, έχουν ολοκληρωθεί όλα τα βήματα για την εφαρμογή της υδροστατικής πίεσης και ακολουθεί η εισαγωγή των άλλων φορτίσεων της αορτής.

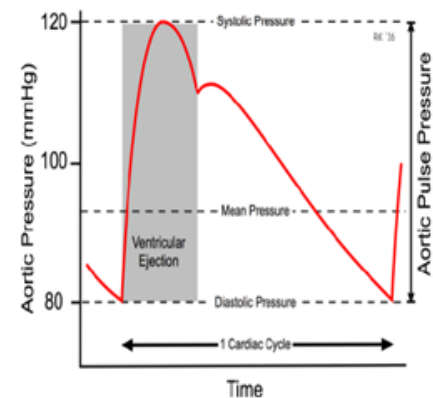


Εικόνα 3.11: Λεπτομέρειες υδροστατικής πίεσης

Πέραν της υδροστατικής, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η αορτή επιδέχεται και μία ακόμη εσωτερική πίεση που προκαλείται από τους συστολικούς και διαστολικούς σπασμούς της καρδιάς. Με άλλα λόγια, κατά τη διάρκεια της συστολής, από τη στιγμή που ανοίγει η αορτική βαλβίδα, εξωθώντας αίμα, μέχρι και τη στιγμή που επιτυγχάνεται η υψηλότερη τιμή της αορτικής πίεσης, παρατηρείται η μέγιστη αλλαγή στην αορτική πίεση. Η αλλαγή αυτή αντιπροσωπεύει την αορτική παλμική πίεση, η οποία ορίζεται ως η συστολική πίεση μείον την διαστολική πίεση. Στη παρούσα μελέτη η συστολική πίεση ορίστηκε στα 120 mmHg και η διαστολική στα 80 mmHg . Συνεπώς, η πίεση που ασκείται στην αορτή ισούται με 40 mmHg ή αλλιώς $0,0053329 \text{ MPa}$.



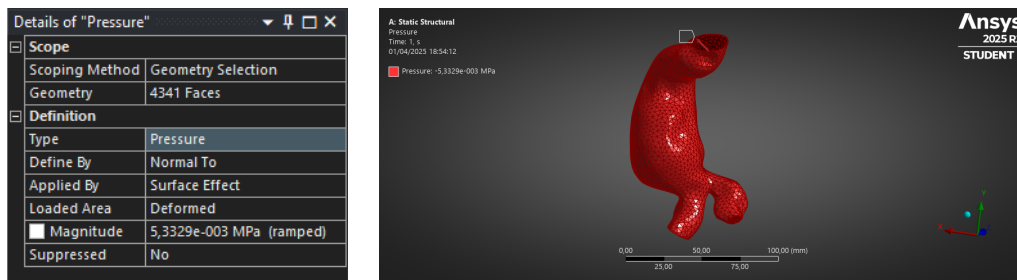
(A)



(B)

Εικόνα 3.12: (A) Καρδιακός κύκλος, (B) Αορτική Παλμική Πίεση

Για την εφαρμογή της πίεσης στο μοντέλο της αορτής, επιλέγονται ξανά όλες οι επιφάνειες ώστε η πίεση να ασκηθεί παντού. Έπειτα, διαλέγοντας την παράμετρο *Normal To* δίπλα από το *Define By*, υποδηλώνεται πως η πίεση θα ασκείται κάθετα σε κάθε επιφάνεια. Τέλος, δεξιά του *Magnitude*, ορίζεται το μέγεθος της αορτικής πίεσης.



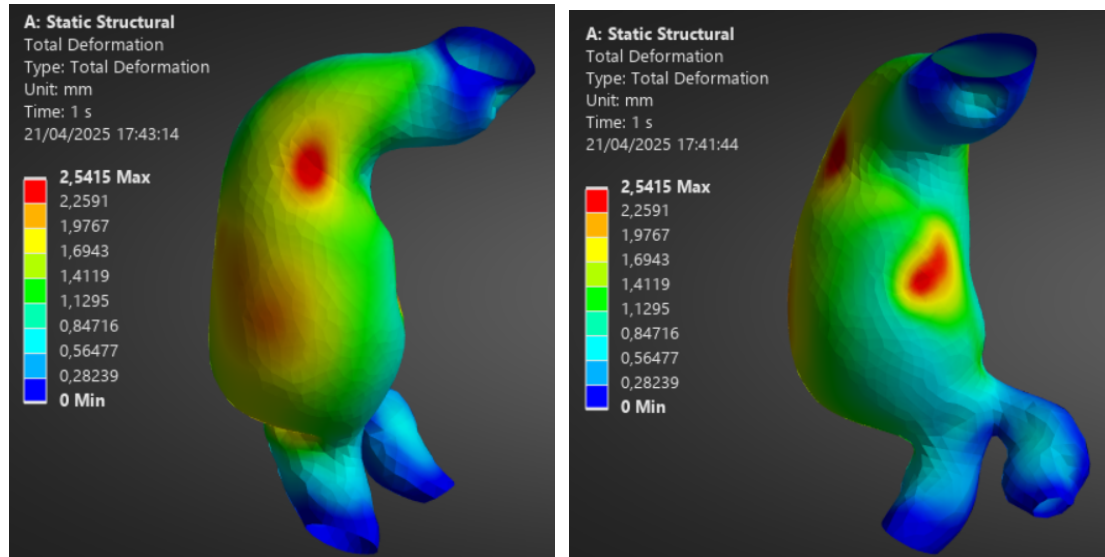
Εικόνα 3.13: Λεπτομέρειες εσωτερικής πίεσης αορτής

Με την εισαγωγή και της αορτικής πίεσης συμπληρώνονται όλες οι οριακές συνθήκες και φορτίσεις και ουσιαστικά η διαδικασία προετοιμασίας του μοντέλου έχει φτάσει στο τέλος της. Σειρά έχει η εκτέλεση της επίλυσης του στατικού προβλήματος και η ερμηνεία των αποτελεσμάτων της.

3.4 Αποτελέσματα

Με δεξί κλικ στο *Solution* και *Insert* εισάγεται στο στατικό πρόβλημα το είδος των αποτελεσμάτων που επιθυμείται να εξαχθεί. Στη συγκεκριμένη προσομοίωση θα εξεταστεί η συμπεριφορά του μοντέλου της αορτής όσον αφορά την ολική της παραμόρφωση (*Total Deformation*), τις ισοδύναμες τάσεις Von-Misses (*Equivalent (von-Misses) Stress*), και την ισοδύναμη ελαστική παραμόρφωση (*Equivalent Elastic Strain*).

Total Deformation



(Α) Παραμόρφωση ανευρυσματικής πλευράς (Β) Παραμόρφωση μη ανευρυσματικής πλευράς

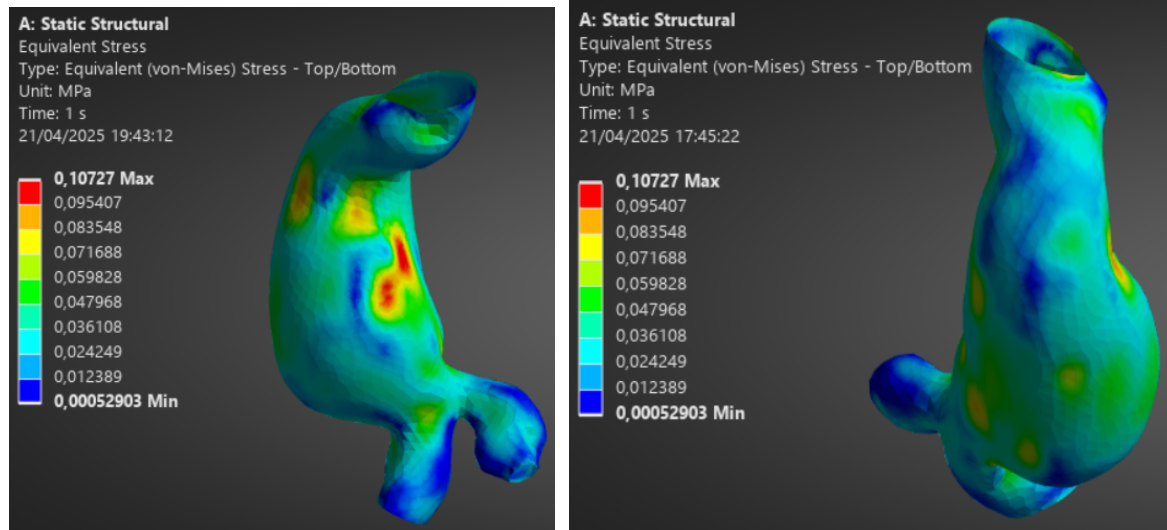
Εικόνα 3.14: Ολικές παραμορφώσεις αορτής

Στην εικόνα 3.14 παρατηρείται το εύρος παραμόρφωσης διαφορετικών σημείων και περιοχών του μοντέλου της αορτής. Η μέγιστη τιμή της ολικής παραμόρφωσης ανέρχεται στα 2,5415 mm και εντοπίζεται στην εσωτερική καμπύλη της αορτής, απέναντι από τη πλευρά του ανευρύσματος αλλά και στην αρχή του άνω αγωγού. Στη περιοχή του ανευρύσματος η μετατόπιση φτάνει από 1,3 mm έως και 2,2 mm ενισχύοντας σημαντικά τον ήδη υπάρχον κίνδυνο της ρήξης του αορτικού τοιχώματος.

Σε γενικές γραμμές, η μεγαλύτερη πιθανότητα ρήξης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής εμφανίζεται όταν αυτό έχει διάμετρο 5 cm ή 5,5 cm και πάνω. [9] Όπως έχει αναφερθεί και στην ενότητα 3.2.1 του ίδιου κεφαλαίου, το συγκεκριμένο μοντέλο αορτής έχει μέγιστο πλάτος περίπου 55 mm γεγονός που σημαίνει πως το ανεύρυσμα είναι της τάξεως των 50 – 55 mm.

Επομένως, η παραμόρφωση των περίπου 2 χιλιοστών στην ανευρυσματική περιοχή, παρόλο που δεν προκαλεί ρήξη, δεν είναι καθόλου αμελητέα και αντιθέτως θα πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή.

Equivalent (von-Mises) Stress



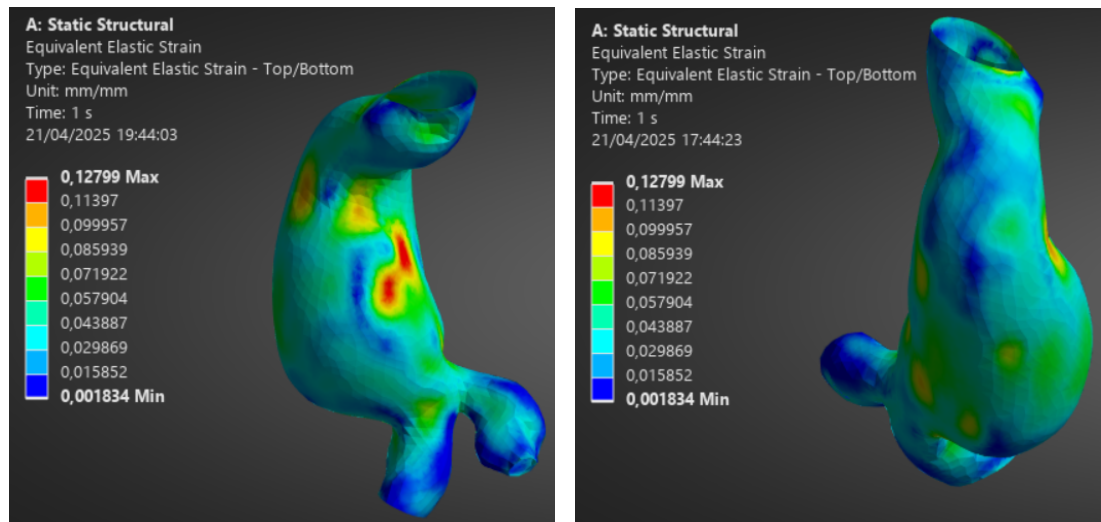
(A) Ισοδύναμες τάσεις - ανευρυσματική πλευρά (B) Ισοδύναμες τάσεις - μη ανευρυσματική πλευρά

Εικόνα 3.15: Κατανομή τάσεων αορτής

Τα αποτελέσματα της μηχανικής καταπόνησης (*Stress*) που εμφανίζονται στο μοντέλο της αορτής κυμαίνονται σε λογικές τιμές. Η μέγιστη από αυτές εντοπίζεται επίσης στην εσωτερική καμπύλη της αορτής, απέναντι από τη πλευρά του ανευρύσματος, και είναι $0,10727 \text{ MPa}$. Η τιμή αυτή κρίνεται ικανοποιητική καθώς, όπως έχει ερευνηθεί, η μέγιστη καταπόνηση που δέχεται ένα αορτικό τοίχωμα ανευρυσματικής αορτής, που δεν έχει υποστεί ρήξη, είναι $0.62 \pm 0.3 \text{ MPa}$. [10] Στο υπόλοιπο σώμα της αορτής, οι ισοδύναμες τάσεις *von Mises* παίρνουν τιμές γύρω στα $0,03 \text{ MPa}$ ενώ παρατηρούνται και περιοχές που καταπονούνται με $0,08 \text{ MPa}$.

Συνεπώς, οι τάσεις που εμφανίζονται στο μοντέλο είναι πιο χαμηλές από το όριο θραύσης, γεγονός θετικό, καθώς υποδεικνύει επαρκή ανθεκτικότητα του μοντέλου υπό τις παρούσες συνθήκες φόρτισης.

Equivalent Elastic Strain



(Α) Ελαστική παραμόρφωση - ανευρυσμα- (Β) Ελαστική παραμόρφωση - μη ανευρυσματική πλευρά

Εικόνα 3.16: Ισοδύναμες ελαστικές παραμορφώσεις αορτής

Η ισοδύναμη ελαστική τάση αναφέρεται στην μεταβολή του μήκους των σημείων της αορτής, σε σχέση με την αρχικό τους μήκος.

Η μέγιστη τιμή ισοδύναμης παραμόρφωσης που παρατηρείται είναι $0,12799 \text{ mm/mm}$ υποδεικνύοντας ότι η περιοχή με το κόκκινο χρώμα έχει υποστεί ελαστική επιμήκυνση περίπου 12,8 % συγκριτικά με πριν την άσκηση των πιέσεων. Η ελάχιστη τιμή ελαστικής παραμόρφωσης δεν ξεπερνάει το 0,2 % (σκούρο μπλε χρώμα) ενώ στην πλειοψηφία η αορτή έχει επιμηκυνθεί κατά περίπου 5 % (θαλασσί χρώμα). Σε περιπτώσεις ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, η μέγιστη ισοδύναμη ελαστική παραμόρφωση, των αορτικών τοιχωμάτων, διαπιστώνεται $32 \pm 9 \%$. [11] Επομένως, το μοντέλο βρίσκεται κοντά σε κίνδυνο ρήξης αλλά παραμένει εντός των ορίων ασφαλείας.

Ολοκληρώνοντας λοιπόν, εφόσον πλέον έχει πραγματοποιηθεί η προσομοίωση του μοντέλου της κοιλιακής αορτής, συμπεραίνεται ότι το ανεύρυσμα βρίσκεται σε στάδιο όπου ο κίνδυνος ρήξης του αορτικού τοιχώματος είναι αρκετά πιθανός, εάν δεν θεραπευτεί, και συνεπώς απαιτείται ενδοαγγειακή αποκατάσταση με εμφύτευση ενδομοσχεύματος.

Κεφάλαιο 4

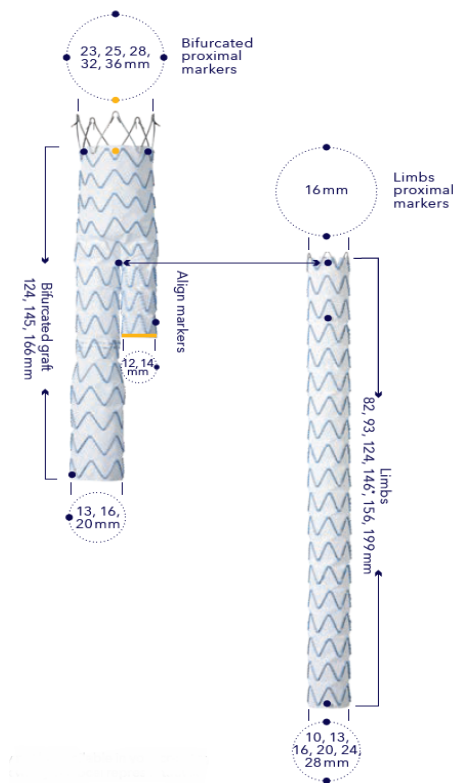
ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ (Stent-Graft)

4.1 Εισαγωγή

Στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφεται με αναλυτικό τρόπο η διαδικασία σχεδίασης του ενδομοσχεύματος, περιλαμβάνοντας τη δημιουργία του εξωτερικού μεταλλικού σκελετού (στεντ) και της υφασμάτινης επικάλυψής του (μόσχευμα). Η σχεδίαση πραγματοποιήθηκε με χρήση του λογισμικού Autodesk Fusion 360 και βασίστηκε σε ένα υπαρκτό μοντέλο ενδομοσχεύματος που χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση αορτικού ανευρύσματος, το Endurant II της εταιρείας Medtronic.

4.2 Medtronic Endurant II Stent-Graft

Το ενδοαγγειακό μόσχευμα Endurant II είναι μια συσκευή νέας γενιάς που αναπτύχθηκε με στόχο την αναβάθμιση της αποτελεσματικότητας των επεμβάσεων για την ενδοαγγειακή αποκατάσταση αορτικού ανευρύσματος. Χρησιμοποιείται ευρέως στην Ευρωπαϊκή κλινική πρακτική αλλά και σε υπόλοιπα μέρη του κόσμου και έχει αποδείξει με πολύ ενθαρρυντικές και θετικές ενδείξεις ότι είναι ένα πολύ αξιόπιστο ενδομόσχευμα στο κόσμο της αγγειοχειρουργικής. Το Endurant II πρόκειται για ένα διχαλωτό ενδομόσχευμα απαρτιζόμενο από ένα κύριο μέρος και ένα ανεξάρτητο. Το κύριο μέρος καταλαμβάνει το κεντρικό κοιλιακό τμήμα της αορτής και την ομόπλευρη λαγόνια αρτηρία ενώ το ανεξάρτητο, την ετερόπλευρη λαγόνια αρτηρία λειτουργώντας ως επέκταση του κύριου κορμού.



Εικόνα 4.1: Κύριο και ανεξάρτητο μέρος Endurant II

Το ενδομόσχευμα αποτελείται εσωτερικά από ένα υψηλής πυκνότητας υφασμάτινο μόσχευμα και εξωτερικά από έναν μεταλλικό υποστηρικτικό σκελετό. Το ύφασμα είναι ένας πολυνήματος πολυεστέρας, το τереφθαλικό πολυαιθυλένιο (PET-polyethylene terephthalate) και παρέχει αντίσταση στο ενδομόσχευμα ενάντια σε ενδοδιαρροές. Ο μεταλλικός σκελετός είναι κατασκευασμένος από νιτινόλη, δηλαδή κράμα νικελίου και τιτανίου, και είναι ραμμένος πάνω στο μόσχευμα χωρίς να υπάρχει κάποια επιμήκης μπάρα υποστήριξης. Το σχήμα του σκελετού είναι σε μορφή-M, ιδιαιτερότητα που προσφέρει την επιθυμητή επαφή με το αορτικό τοίχωμα, εύκολη προσαρμογή και ελαχιστοποίηση της αναδίπλωσης.

4.3 Σχεδίαση

Πρότυπο Σχεδίασης

Η σχεδίαση του ενδομοσχεύματος πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού Autodesk Fusion 360 και όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, βασίστηκε στο υπαρκτό μοντέλο Medtronic Endurant II. Πιο συγκεκριμένα, ο σχεδιασμός έγινε σύμφωνα με το ενδομόσχευμα που παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα 4.2.



Εικόνα 4.2: Πρότυπο σχεδίασης-Endurant II *

*Για τη διευκόλυνση στη διεξαγωγή των προσομοιώσεων των επόμενων κεφαλαίων και εξαιτίας των περιορισμένων δυνατοτήτων του Ansys (λόγω χρήσης μαθητικής άδειας), το ενδομόσχευμα δεν σχεδιάστηκε επακριβώς όπως στην εικόνα, αλλά σε μια πιο απλοποιημένη μορφή (σταθερή διάμετρο σε όλο το σώμα και χωρίς διχάλωση).

Οι διαστάσεις του ενδομοσχεύματος που θα χρησιμοποιηθούν είναι οι εξής:

- Διαστάσεις στην αρχική μορφή (πριν την επέκταση, κατά τη διάρκεια της τοποθέτησης και εισαγωγής):

- ▶ Ύψος: 102 *mm*
- ▶ Proximal End Diameter: 4.5 *mm* (Άνω άκρο - το άκρο του ενδομοσχεύματος άνω του ανευρύσματος)
- ▶ Distal End Diameter: 4.5 *mm* (Κάτω άκρο - το άκρο του ενδομοσχεύματος κάτω του ανευρύσματος)
- ▶ Εσωτερική διάμετρος: 4.0 *mm*
- ▶ Strut thickness: 0.5 *mm* [12] (Πάχος σκελετού)

Αφού υλοποιηθεί ο σχεδιασμός του ενδομοσχεύματος, σκοπός είναι να ενσωματωθεί με το μοντέλο της αορτής προσομοιώνοντας της εισαγωγή ενδομοσχεύματος από την αριστερή λαγόνια αρτηρία. Το ενδομόσχευμα δηλαδή θα ξεκινάει από την οπή της αριστερής λαγόνιας αρτηρίας και θα καταλήγει στη κεντρική οπή στο άνω μέρος της αορτής. Όπως αναφέρεται και στην ενότητα 3.2.1 ο αγωγός της αριστερής λαγόνιας αρτηρίας έχει εσωτερική διάμετρο ≈ 10 *mm* στο ύψος κάτω του ανευρύσματος ενώ ο αγωγός άνω του ανευρύσματος έχει διάμετρο ≈ 15 *mm*.

Στόχος του ενδομοσχεύματος, μετά την επέκταση, είναι να έχει διάμετρο κατά 10 – 25% μεγαλύτερη από τη διάμετρο του αγωγού. [13]

Οι καθετήρες εισαγωγής για το Endurant II, είναι διαθέσιμοι σε διάφορα μεγέθη αναλόγως τον τύπο του. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, υπολογίζοντας ότι το πάχος των τοιχω-

μάτων του καθετήρα είναι $\approx 0,2 \text{ mm}$ και με βάση τις προαναφερόμενες αρχικές διαστάσεις του ενδομοσχεύματος, ζητείται χρήση καθετήρα $14F = 4,9 \text{ mm}$, ($1 \approx 0,33 \text{ mm}$). (Εικόνα 4.3)

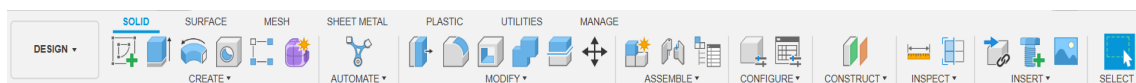
Product Code						Catheter Outer Diameter (F)
	Proximal Graft Diameter (mm)	Distal Graft Diameter (mm)	Distal Design	Total Covered Length (mm)	Delivery System	
ETLW	16	10	C	82	E	14
ETLW	16	10	C	93	E	14
ETLW	16	10	C	124	E	14
ETLW	16	10	C	156	E	16
ETLW	16	10	C	199	E	16
ETLW	16	13	C	82	E	14
ETLW	16	13	C	93	E	14
ETLW	16	13	C	124	E	14
ETLW	16	13	C	156	E	16
ETLW	16	13	C	199	E	16
ETLW	16	16	C	82	E	14

Εικόνα 4.3: Κωδικοί προϊόντων Endurant II [Medtronic]

Τέλος, για τον σχεδιασμό του μοσχεύματος (Graft) πρέπει να ληφθεί υπόψη το πάχος του υλικού κατασκευής του. Το Endurant II συνήθως αποτελείται από μόσχευμα τερεφθαλικού πολυαιθυλενίου το οποίο διαθέτει πάχος $0.127 \pm 0.006 \text{ mm}$. [14] Στη παρούσα εργασία σχεδιάστηκε 0.127 mm .

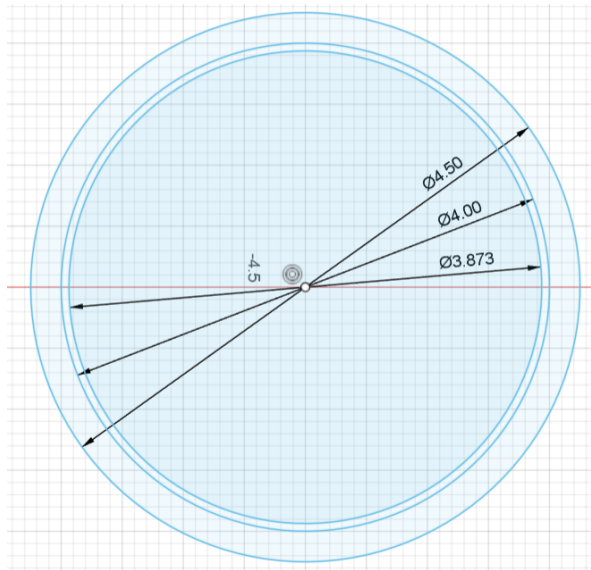
Περισσότερα δεδομένα και ιδιότητες για το τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο θα προσδιοριστούν στο Κεφάλαιο 5 όπου και θα γίνει η προσομοίωση του ενδομοσχεύματος

Σχεδίαση





Εικόνα 4.4: Tab εντολών

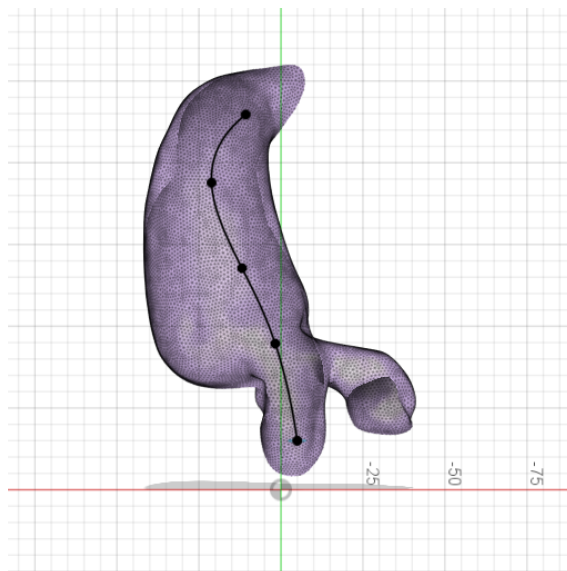
Βήμα 1ο:




Εικόνα 4.5: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 1

- Επιλογή εντολής *Sketch*  πάνω αριστερά στο *Tab* εντολών.
- Επιλογή σε ποιο *Plane* θα γίνει το *Sketch* (στη συγκεκριμένη περίπτωση επιλέγεται το επίπεδο *XZ*).
- Σχεδίαση με χρήση της εντολής *Center Diameter Circle*  τριών κύκλων με διαμέτρους 3.873 mm, 4 mm και 4.5 mm αντίστοιχα.

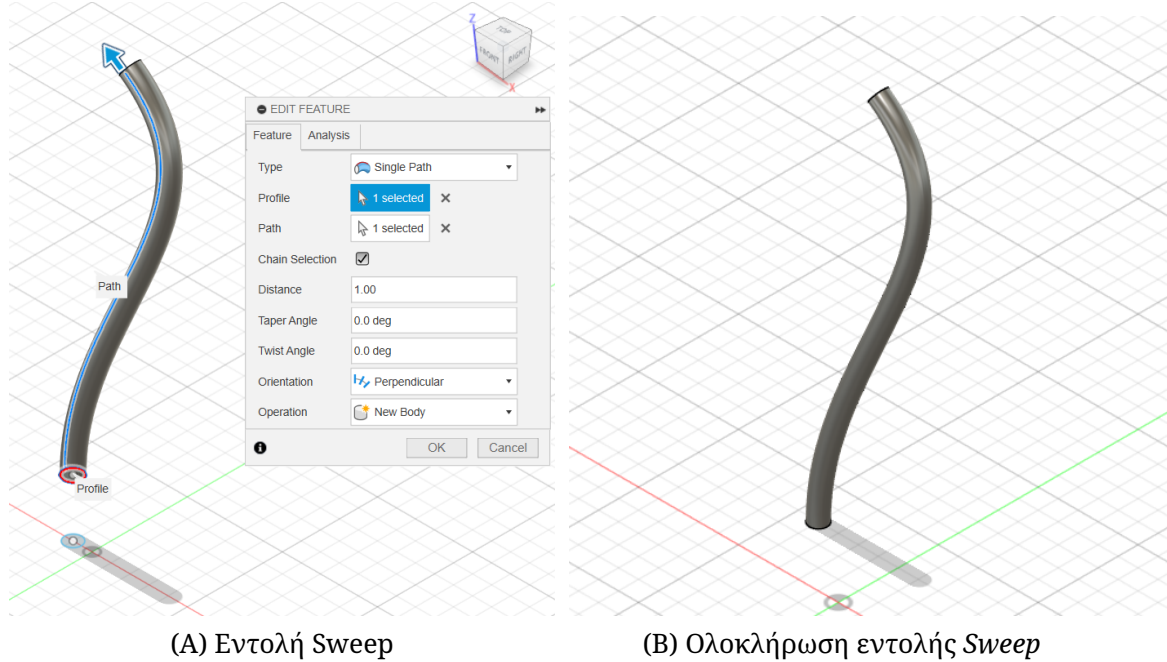
Βήμα 2ο:




Εικόνα 4.6: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 2

- Σχεδίαση της καμπύλης του ενδομοσχεύματος ξεκινώντας από το κέντρο των κύκλων και ακολουθώντας τη γεωμετρία της αορτής. (Χρήση της εντολής *Fit Point Spline*  σε περιβάλλον *Sketch*).

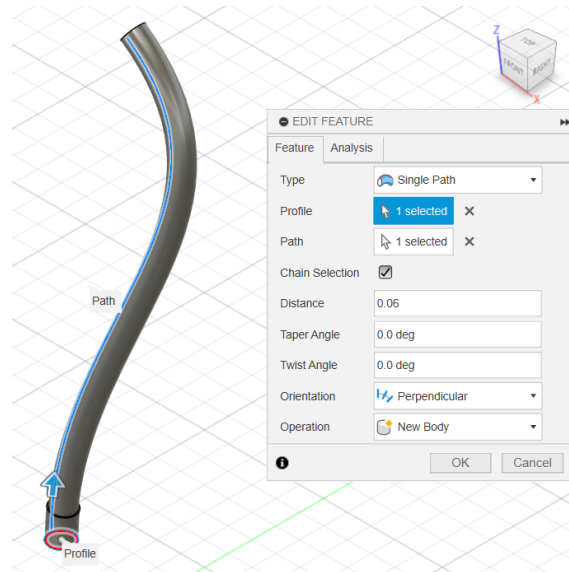
Βήμα 3ο:




Εικόνα 4.7: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 3

- Επιλογή της εντολής *Sweep*  από το μενού *CREATE*.
- Ως προφίλ διαλέγεται η επιφάνεια που σχηματίζεται από τους κύκλους διαμέτρων 4.373 mm και 4.5 mm του πρώτου βήματος ενώ ως *Path* η καμπύλη του δεύτερου βήματος.
- Στην ενότητα *Distance* δίνεται η τιμή 1.00 η οποία υποδεικνύει πως το *Sweep* θα εφαρμοστεί για ολόκληρη τη καμπύλη.

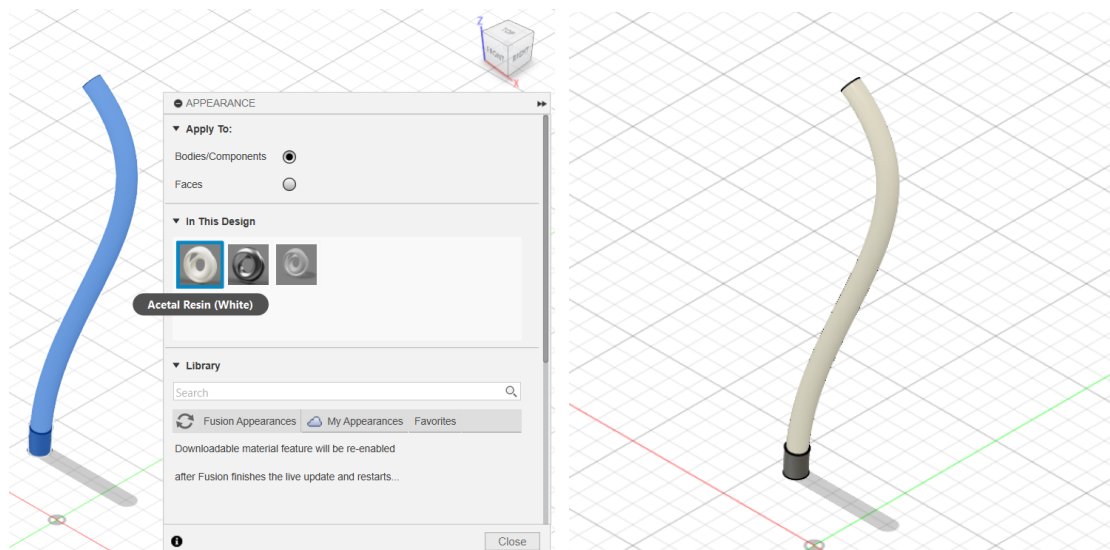
Βήμα 4ο:



Εικόνα 4.8: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 4

- Επανάληψη του τρίτου βήματος και χρήση της εντολής *Sweep*  αλλά αυτή τη φορά για τη δημιουργία του πρώτου τμήματος του μεταλλικού σκελετού.
- Ως προφίλ διαλέγεται η επιφάνεια που σχηματίζεται από τους κύκλους διαμέτρων 4.5 mm και 5.0 mm του πρώτου βήματος ενώ ως *Path* η καμπύλη του δεύτερου βήματος.
- Στην ενότητα *Distance* δίνεται η τιμή 0.06 η οποία θα αντιστοιχεί και στο ποσοστό ύψους κάθε τμήματος του Stent από το συνολικό.


Βήμα 5ο:



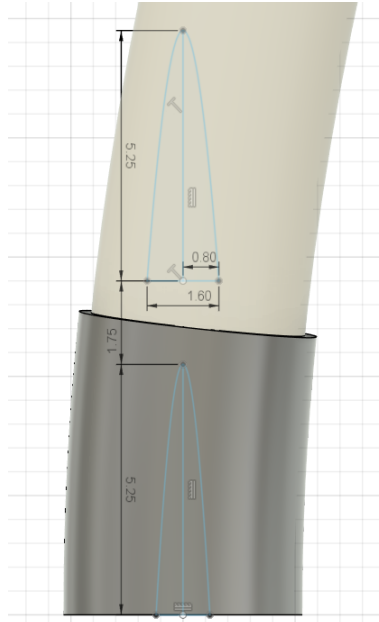
(Α) Επιλογή χρώματος

(Β) Μετά την αλλαγή χρώματος

Εικόνα 4.9: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 5

- Για λόγους ευκρίνειας και καλύτερης κατανόησης, με δεξί κλικ στο σώμα του υφάσματος και επιλογή *Appearance* , προσδίδεται στο Graft το λευκό χρώμα από τη διαθέσιμη βιβλιοθήκη του Fusion.

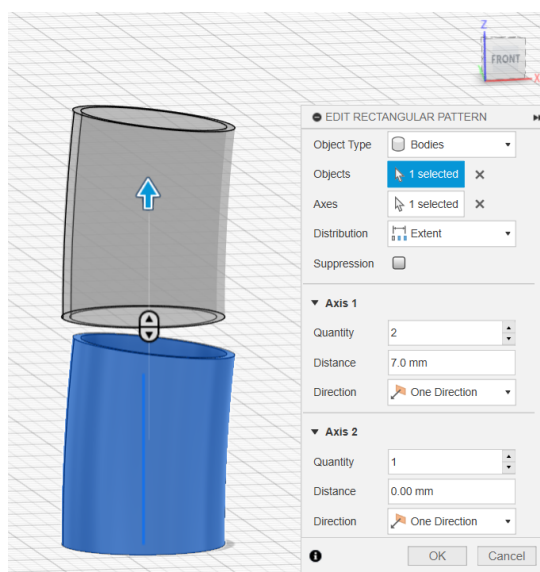
Βήμα 6ο:




Εικόνα 4.10: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 6

- Με χρήση της εντολής *Sketch*  σχεδιάζονται οι παραπάνω καμπύλες.

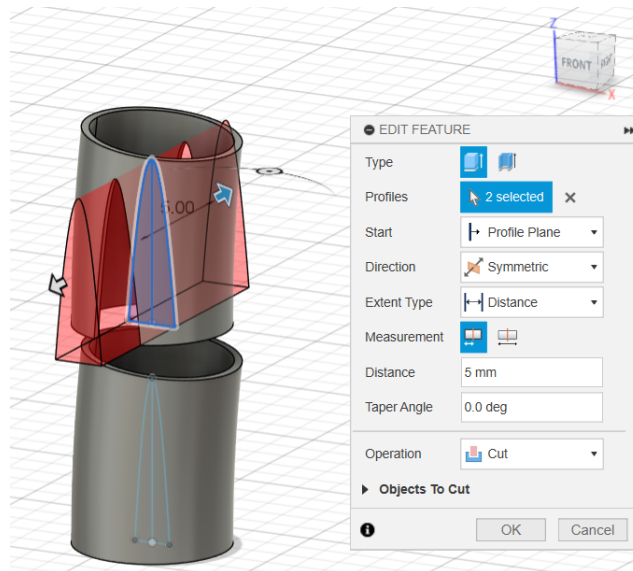
Βήμα 7ο:




Εικόνα 4.11: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 7

- Χρήση της εντολής *Rectangular Pattern* .
- Ως *Object* επιλέγεται ο κύλινδρος που δημιουργήθηκε στο 4ο βήμα και ως άξονας επέκτασης αυτός που διέρχεται από το κέντρο του.
- Η επέκταση του κυλίνδρου γίνεται κατά μήκος μόνο μιας κατεύθυνσης (*Axis 1*).
- Στην ενότητα *Axis 1* το *Quantity* ορίζεται 2 ενώ στο *Distance* δίνεται η τιμή 7.0 mm.

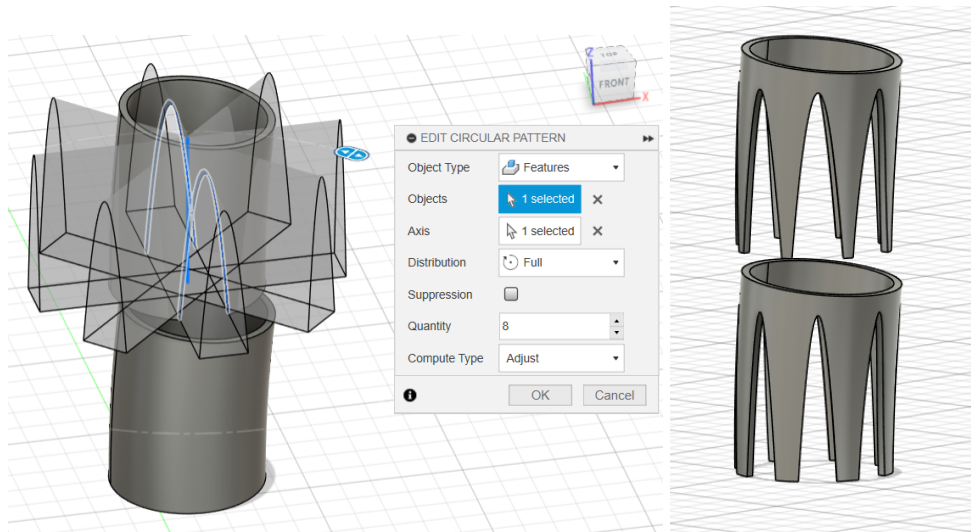
Βήμα 8ο:



Εικόνα 4.12: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 8

- Χρήση της εντολής *Extrude*  για να δημιουργηθούν καμπυλοειδές οπές στον κύλινδρο.
- Στην ενότητα *Profiles* του αναδυόμενου παραθύρου επιλέγεται το σχήμα που σχεδιάστηκε στο προηγούμενο βήμα.
- Στην ενότητα *Direction* εισάγεται η επιλογή *Symmetric*.
- Στην ενότητα *Distance* δίνεται η τιμή 5.00 mm (θα μπορούσε να δοθεί οποιαδήποτε τιμή μεγαλύτερη της ακτίνας του κύκλου (= 2.5 mm)).
- Στην ενότητα *Operation* εισάγεται η επιλογή *Cut* και στα *Objects To Cut* επιλέγεται ο κύλινδρος.

Βήμα 9ο:



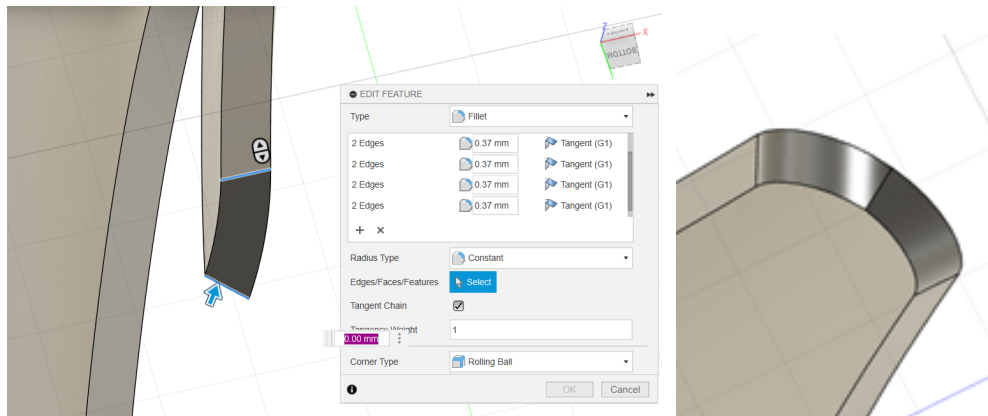
(A) Εντολή *Circular Pattern*

(B) Ολοκλήρωση *Circular Pattern*

Εικόνα 4.13: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 9

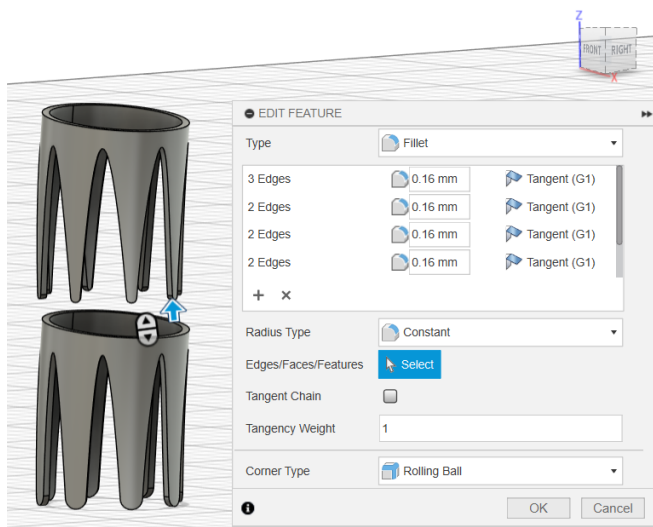
- Από το *Tab* εντολών επιλέγεται η εντολή *Circular Pattern* μέσω *CREATE* → *Pattern* → *Circular Pattern*.
- Στο παράθυρο που εμφανίζεται, στην ενότητα *Object Type* εισάγεται η επιλογή *Features*, διότι το επιθυμητό αντικείμενο για να δημιουργηθεί το κυκλικό μοτίβο είναι η εντολή *Extrude* του προηγούμενου βήματος.
- Στην ενότητα *Objects* λοιπόν επιλέγεται το *Extrude Feature* από το *Tab* του *Design History* που βρίσκεται στο κάτω κάτω μέρος της οθόνης.
- Ως *Axis* επιλέγεται ο άξονας *Y*, *Distribution*: *Full*, *Quantity*: 8 και *Compute Type*: *Adjust*.

Βήμα 10ο:



(Α) Επιλεγμένες άκρες-Κάτω κύλινδρος


(Β) Άκρες μετά την εντολή Fillet



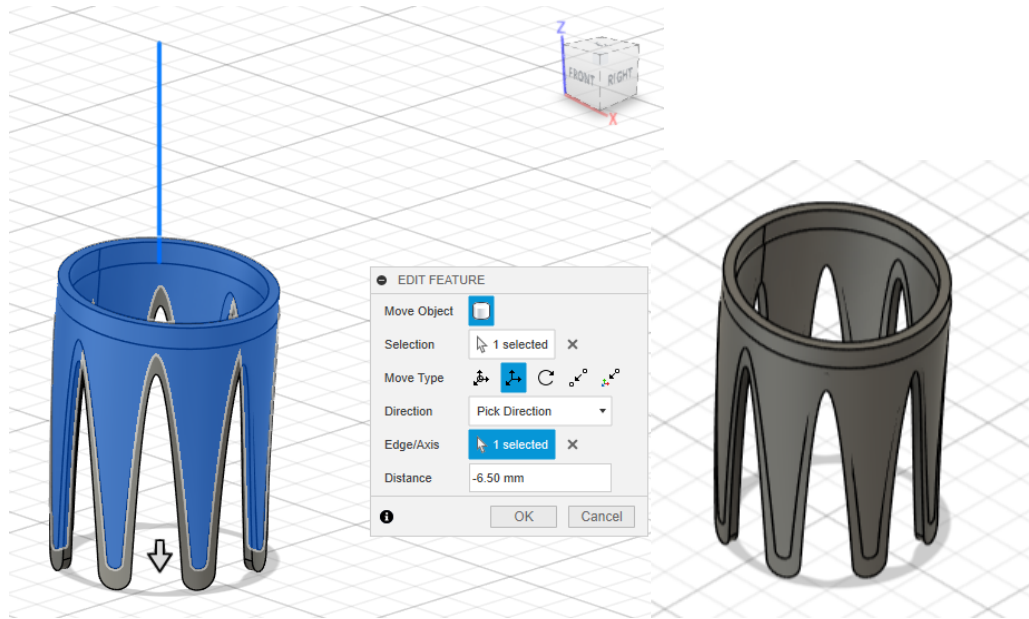
(C) Επιλεγμένες άκρες-Άνω κύλινδρος

(D) Ολοκλήρωση εντολής Fillet

Εικόνα 4.14: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 10

- Από το *Tab* εντολών επιλέγεται η εντολή *Fillet* .
- Μέσω του *Edges/Faces/Features* επιλέγονται τα δύο *Edges* του κάτω κυλίνδρου που απεικονίζονται στη Εικόνα 4.14Α.
- Η τιμή που καθορίζει τη κλίση του «φιλεταρίσματος» δίνεται 0.37 mm για τις άκρες του κάτω κυλίνδρου και 0.16 mm για του άνω.
- Στο *Radius Type* επιλέγεται το *Constant* και στο *Corner Type* η επιλογή *Rolling Ball*.
- Στην εικόνα (B) φαίνεται σε μεγέθυνση οι φιλεταρισμένες άκρες ανώ στην (D) οι δύο κύλινδροι μετά την ολοκλήρωση του *Fillet*.

Βήμα 11ο:



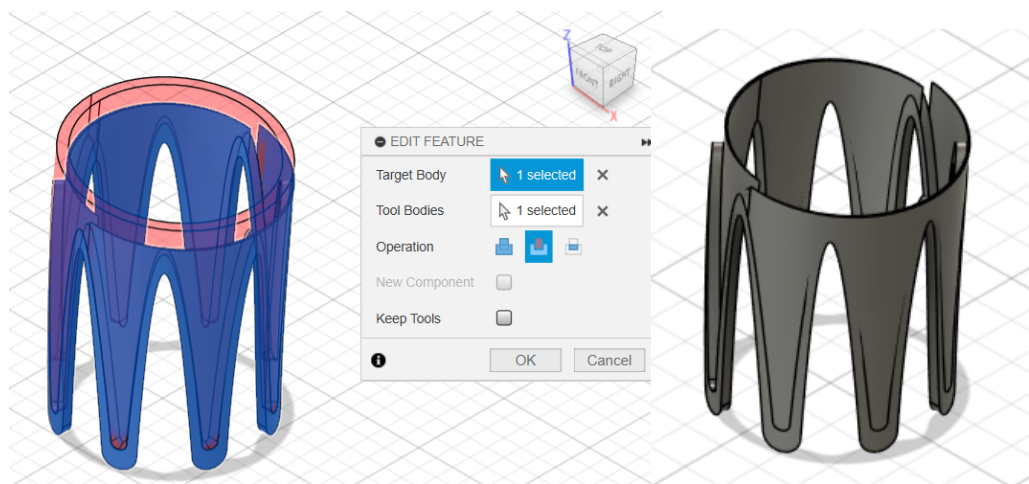
(A) Εντολή *Move*

(B) Ολοκλήρωση εντολής *Move*

Εικόνα 4.15: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 11

- Επιλογή της εντολής *Move* από το *Tab* εντολών.
- Στην ενότητα *Selection* επιλέγεται ο άνω κύλινδρος.
- Στη κατηγορία του *Move Type* επιλέγεται το *Translate*.
- Η επιθυμητή μετακίνηση γίνεται στον άξονα *Y* κατά 6.5 mm προς την αρνητική φορά.


Βήμα 12ο:



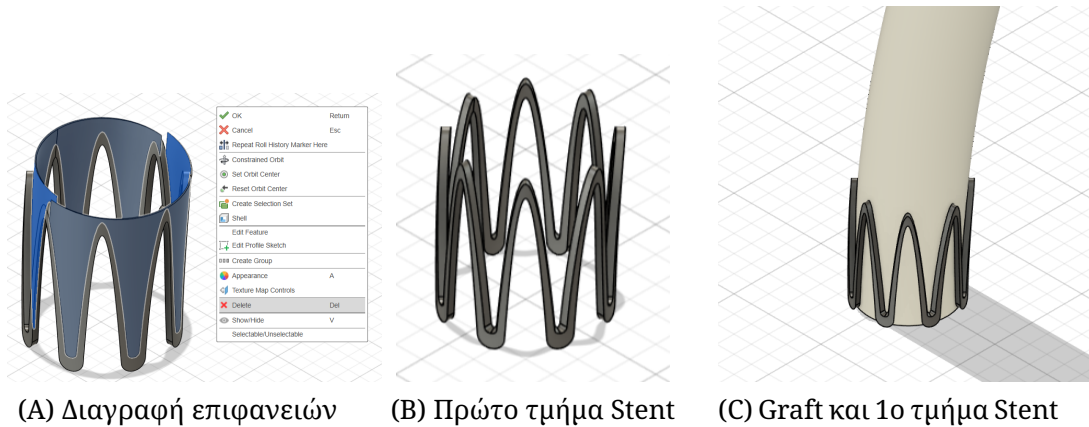
(A) Εντολή *Combine*

(B) Ολοκλήρωση εντολής *Combine*

Εικόνα 4.16: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 12

- Επιλογή της εντολής *Combine*  από το *Tab* εντολών.
- Ως *Target Body* επιλέγεται ο κάτω κύλινδρος (μπλε χρώμα) ενώ ως *Tool Bodies* ο άνω (κόκκινο χρώμα).
- Στην ενότητα *Operation* επιλέγεται η λειτουργία *Cut*.

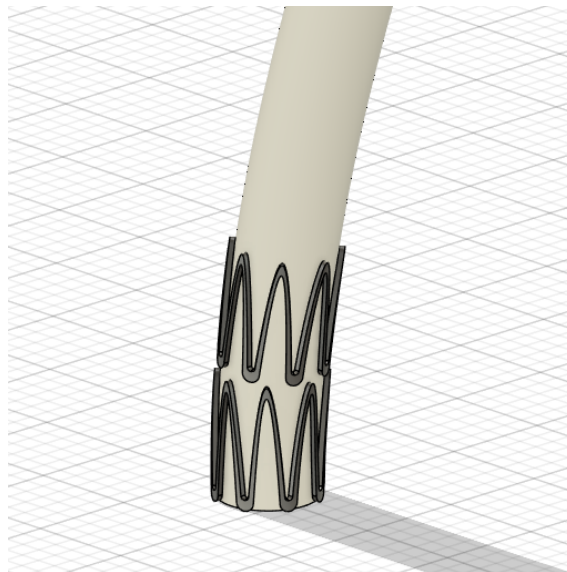
Βήμα 13ο:



Εικόνα 4.17: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 13

- Οι επιφάνειες που παρέμειναν έπειτα από τον συνδυασμό των δύο κυλίνδρων του προηγούμενου βήματος, επιλέγονται και με δεξί κλικ και *Delete* διαγράφονται (Εικόνα 4.17A).
- Στην Εικόνα 4.17B φαίνεται ολοκληρωμένο το πρώτο τμήμα του μεταλλικού σκελετού ενώ στην Εικόνα 4.17C απεικονίζεται μαζί και με το μόσχευμα.

Βήμα 14ο:

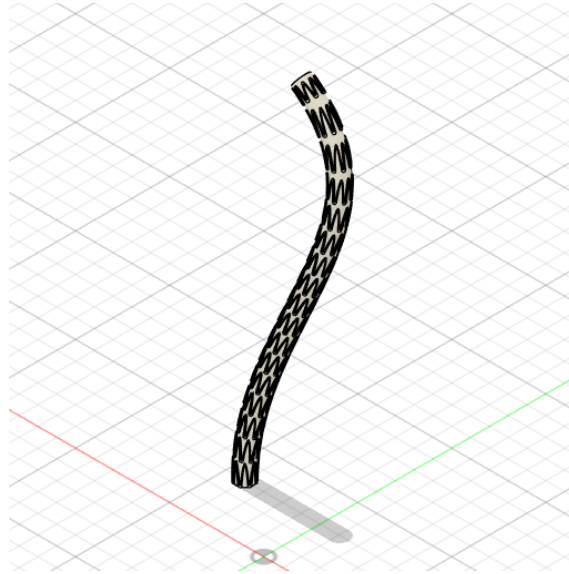


Εικόνα 4.18: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 14

- Επαναλαμβάνοντας τα βήματα 4 έως 13 δημιουργείται και το δεύτερο τμήμα του μεταλλικού σκελετού.

Προσοχή: Η τιμή απόστασης για το *Sweep* του δεύτερου τμήματος δεν θα είναι πάλι ίση με 0,06 αλλά με 0,06382979 εφόσον πλέον υπολογίζεται το 6% του εναπομείναντος σώματος. (Για κάθε x τμήμα του σκελετού το *Sweep Distance* θα ισούται με $\frac{0.06}{1-(0.06 \cdot (x-1))}$).

Βήμα 15ο:



Εικόνα 4.19: Σχεδίαση Ενδομοσχεύματος - Βήμα 15

- Ομοίως, ακολουθώντας μερικές ακόμα φορές την διαδικασία των βημάτων 4-13, ολοκληρώνεται η δημιουργία του μεταλλικού σκελετού (Stent) και κατά συνέπεια, ο σχεδιασμός του ενδομοσχεύματος έχει φτάσει στο τέλος του.

Εφόσον λοιπόν η σχεδίαση του Stent-Graft ολοκληρώθηκε το επόμενο στάδιο είναι να πραγματοποιηθεί η προσομοίωση επέκτασής του.

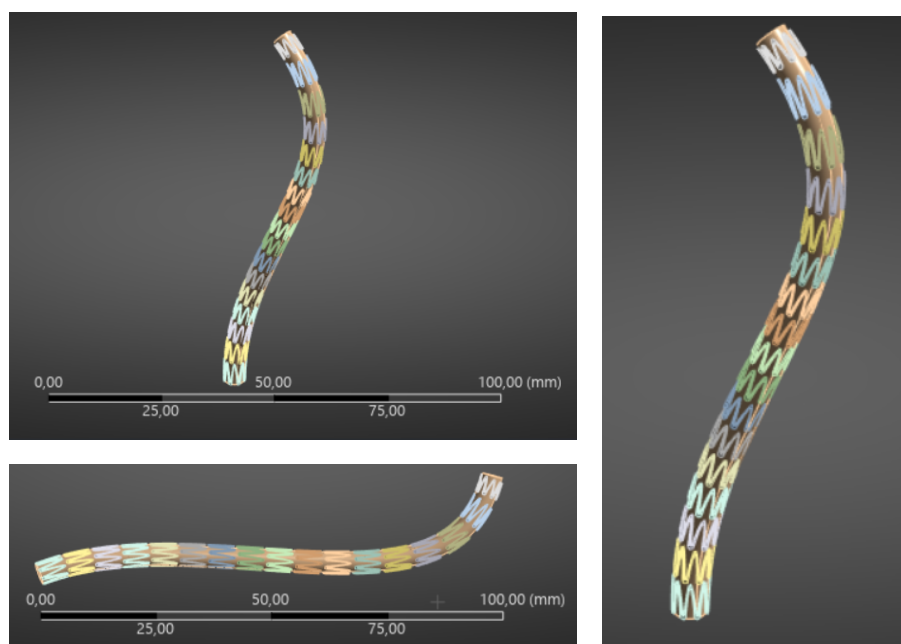
Κεφάλαιο 5

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΕΠΕΚΤΑΣΗΣ ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

5.1 Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο, το τρισδιάστατο μοντέλο του ενδομοσχεύματος που σχεδιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο εισάγεται στο περιβάλλον προσομοίωσης του Ansys Mechanical. Θα περιγραφεί ο τρόπος και η διαδικασία προετοιμασίας του μοντέλου μέσω του συστήματος ανάλυσης Static Structural και θα εκτελεστεί η προσομοίωση επέκτασης του. Επιπλέον, θα γίνει συνδυασμός των δύο μοντέλων, αορτής και ενδομοσχεύματος, και θα πραγματοποιηθεί μια ενιαία προσομοίωση με στόχο να παρουσιάσει ρεαλιστικά την αλληλεπίδρασή τους κατά την επέκταση του stent-graft. Θα φανεί η τελική κατάσταση της διαδικασίας EVAR, όπου το ενδομόχευμα σταθεροποιείται ανάμεσα στα αορτικά τοιχώματα, και θα εξηγηθούν τα εξαγόμενα αποτελέσματα τάσεων - παραμορφώσεων έχοντας ως γνώμονα πραγματικές τιμές.





5.2 Το μοντέλο - Stent-Graft



Εικόνα 5.1: Απεικόνιση 3D μοντέλου ενδομοσχεύματος

5.2.1 Ιδιότητες

Ο καθορισμός σωστών και ακριβών ιδιοτήτων αποτελεί το πρώτο στάδιο για τη δημιουργία της δομής του στατικού προβλήματος και θέτει τις βάσεις για μια επιτυχημένη ανάλυση. Ο προσδιορισμός του γίνεται μέσω του *Engineering Data*. Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι κύριες μηχανικές ιδιότητες του μοντέλου, αφενός για το υλικό του υφασμάτινου μοσχεύματος πολυτερεφθαλικό αιθυλενίο και αφετέρου για το μεταλλικό υλικό κατασκευής του σκελετού (Νιτινόλη).

Properties of Outline Row 4: PET (DACRON)			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	 Material Field Variables	 Table	
3	 Density	1,38	g cm ⁻³
4	 Isotropic Elasticity		
5	Derive from	Young's...	
6	Young's Modulus	10	MPa
7	Poisson's Ratio	0,3	
8	Bulk Modulus	8,3333E+06	Pa
9	Shear Modulus	3,8462E+06	Pa

Εικόνα 5.2: Μηχανικές ιδιότητες DACRON [4], [5]

Properties of Outline Row 4: NITINOL			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's Modulus a...	
5	Young's Modulus	60000	MPa
6	Poisson's Ratio	0,36	
7	Bulk Modulus	7,1429E+10	Pa
8	Shear Modulus	2,2059E+10	Pa
9	Superelasticity		
10	Sigma SAS	520	MPa
11	Sigma FAS	600	MPa
12	Sigma SSA	300	MPa
13	Sigma FSA	200	MPa
14	Epsilon	0,07	mm mm ⁻¹
15	Alpha	0	
16	Es	60000	MPa

Εικόνα 5.3: Μηχανικές ιδιότητες νιτινόλης (NITINOL) [Ansys]

Polyethylene terephthalate (PET)

Το πολυαιθυλένιο τερεφθαλικό είναι ένα πολυμερές υλικό, είδος πλαστικού, το οποίο ανήκει στην κατηγορία των πολυεστέρων και παράγεται από το πολυμερισμό αιθυλενογλυκόλης και τερεφθαλικού οξέος. Χρησιμοποιείται για τη παραγωγή συσκευασιών ή μπουκαλιών αλλά βρίσκει και πολλές ιατρικές εφαρμογές όπως για τη παραγωγή υφασμάτων μοσχευμάτων (Graft). Θεωρείται αποτελεσματικό όταν πρόκειται για την αντιμετώπιση αορτικών ανευρυσμάτων καθώς δεν αλληλεπιδρά αρνητικά με τον ανθρώπινο οργανισμό, είναι βιοσυμβατό και έχει ικανοποιητική αντοχή ενάντια σε ενδοδιαρροές.

Το μόσχευμα του Endurnt II stent-graft συνήθως αποτελείται από ίνες πολυαιθυλενίου τερεφθαλικού (PET), γνωστές εμπορικά ως Dacron, ή από μεμβράνη πολυτετραφθοροαιθυλενίου (ePTFE) των οποίων η κύρια διαφορά είναι το μέτρο ελαστικότητας. Στη παρούσα εργασία θα γίνει εφαρμογή της ίνας Dacron, η οποία έχει το μικρότερο μέτρο ελαστικότητας, διευκολύνοντας με αυτό το τρόπο την επέκταση του ενδομοσχεύματος.

Nitinol

Η νιτινόλη είναι ένα κράμα νικελίου και τιτανίου με κύριες χαρακτηριστικές μηχανικές ιδιότητες την ικανότητα μνήμης σχήματος (Shape Memory Alloy) και την υπερελαστικότητα.

Διαθέτει δύο διαφορετικές κρυσταλλικές δομές που εξαρτώνται από τη θερμοκρασία, γνωστές ως φάση Martensite (σε χαμηλές θερμοκρασίες) και φάση Austenite (σε υψηλότερες θερμοκρασίες). Η μετατροπή μεταξύ αυτών των φάσεων συμβαίνει μέσω της παραμόρφωσης του κρυσταλλικού πλέγματος αναλόγως τη θερμοκρασία. Όντας στην Martensite φάση ή πριν από τη θερμοκρασία έναρξής της (Martensite start - Ms), το κράμα Ni-Ti έχει χαμηλό Yield Strength και μπορεί να παραμορφωθεί εύκολα και να αποκτήσει νέο σχήμα. Όταν όμως θερμανθεί και ξεπεράσει την θερμοκρασία ολοκλήρωσης της φάσης Austenite (Austenite finish - Af) τότε προκαλείται το φαινόμενο μνήμης σχήματος και το υλικό μεταβαίνει σε αλλαγή της κρυσταλλικής του δομής επανακτώντας το αρχικό του σχήμα.

Όσον αφορά την υπερελαστικότητα, η ίδια συνδέεται με μετατροπή που προκαλείται από τάση και περιγράφει τη μη γραμμική συμπεριφορά παραμόρφωσης των κραμάτων Ni-Ti όταν βρίσκονται σε θερμοκρασίες πάνω από την Af. Χάρη στην υπερελαστικότητα της, η νιτινόλη έχει τη δυνατότητα να υπόκειται σε μεγάλη παραμόρφωση χωρίς να υποστεί πλαστική καταπόνηση. Οι ιδιότητες της υπερελαστικότητας της νιτινόλης εισάχθηκαν στο Engineering Data (Εικόνα 5.2) σύμφωνα με τη βάση δεδομένων του Ansys για υπερελαστικά μοντέλα με ικανότητα μνήμης σχήματος και είναι τα εξής:

Young's Modulus: 60000 MPa

Poisson's Ratio: 0.36

Tensile Yield Strength: 560 MPa

Tensile Ultimate Strength: 960 MPa

Sigma SAS: 520 MPa (Starting stress for forward transformation)

Sigma FAS: 600 MPa (Final stress for forward transformation)

Sigma SSA: 300 MPa (Starting stress for reverse transformation)

Sigma FSA: 200 MPa (Final stress for reverse transformation)

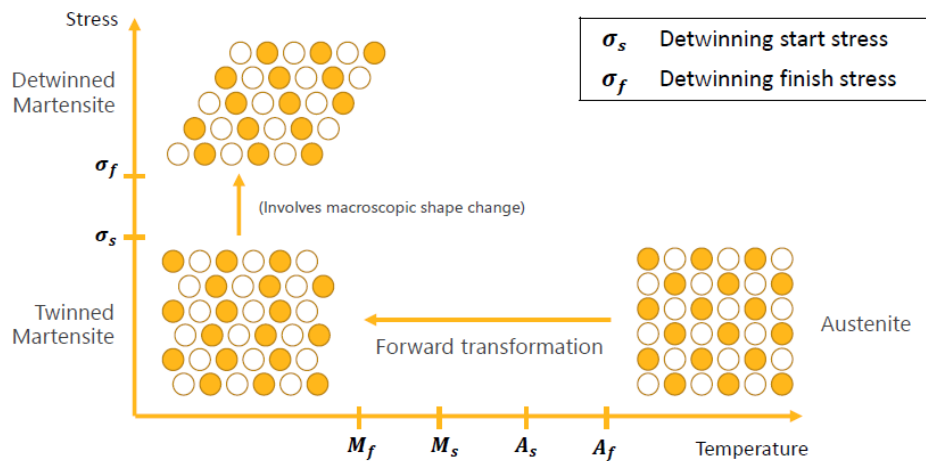
Epsilon: 0.07 mm/mm (Maximum residual strain)

Alpha: 0 (Parameter measuring the difference between material responses in tension and compression)

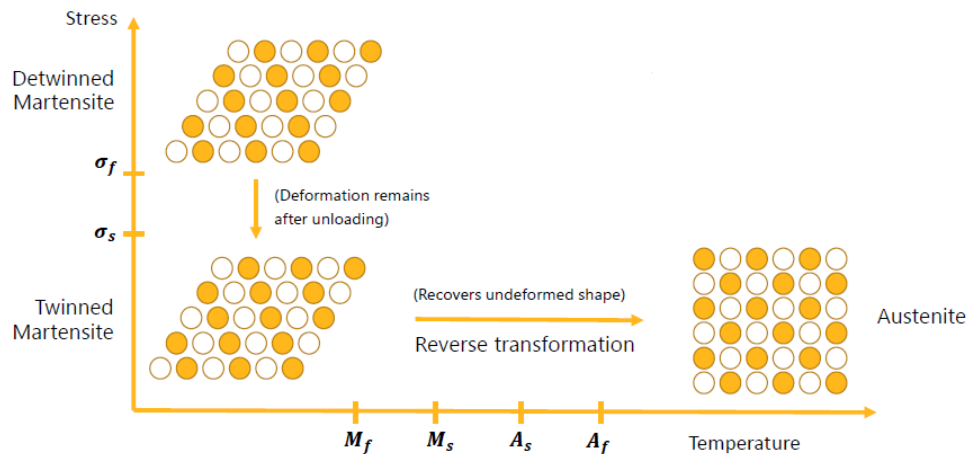
Es: 60000 MPa (Elastic modulus of the full martensite phase)

Οι ιδιότητες αυτές, σε συνδυασμό με τη βιοσυμβατότητα (μη τοξική για τον οργανισμό), καθιστούν τη νιτίνόλη ιδανική για ιατρικές εφαρμογές και πιο συγκεκριμένα για τη κατασκευή εμφυτευμάτων όπως τα ενδοαγγειακά stents.

Παρακάτω απεικονίζονται τα διαγράμματα μετάβασης από τη φάση Austenite σε Martensite και αντιστρόφως.



Εικόνα 5.4: Austenite to Martensite Forward Transformation [Ansys]



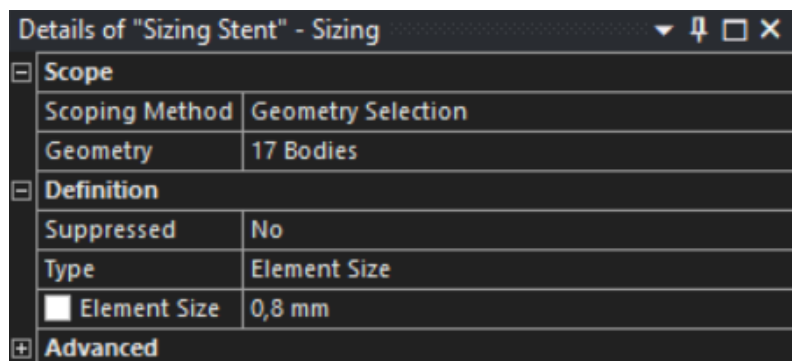
Εικόνα 5.5: Martensite to Austenite - Ικανότητα μνήμης σχήματος [Ansys]

5.3 Προσομοίωση

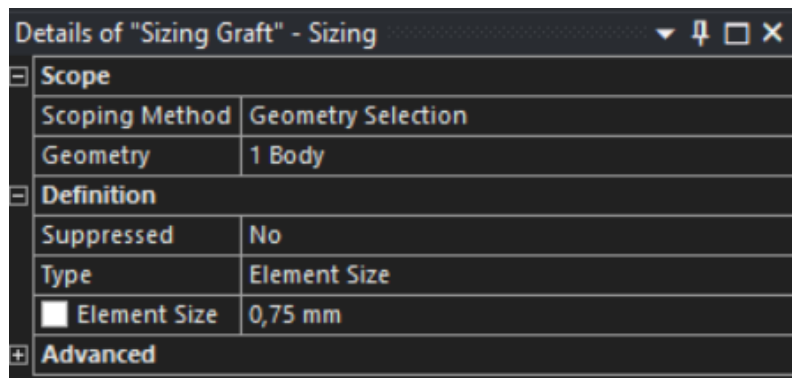
5.3.1 Ορισμός πλέγματος (Mesh)

Ο ορισμός του πλέγματος για αορτή, στεντ και μόσχευμα πραγματοποιείται ακολουθώντας ακριβώς την ίδια διαδικασία που έγινε και στο Κεφάλαιο 3. Επειδή πλέον υπάρχουν τρία σώματα που πρέπει να διακριτοποιηθούν, διατηρώντας την τιμή του *Element Size* της αορτής σταθερή, ο συνολικός αριθμός κόμβων στοιχείων καταλήγει να είναι πολύ υψηλός και η μαθητική έκδοση του Ansys δεν επιτρέπει την επίλυση. Επομένως, για την αντιμετώπιση αυτού του εμποδίου, αφενός θα αυξηθεί το μέγεθος των στοιχείων ώστε να μειωθεί το πλήθος τους και αφετέρου θα χρησιμοποιηθεί η ρύθμιση *Physics Preference: Explicit*.

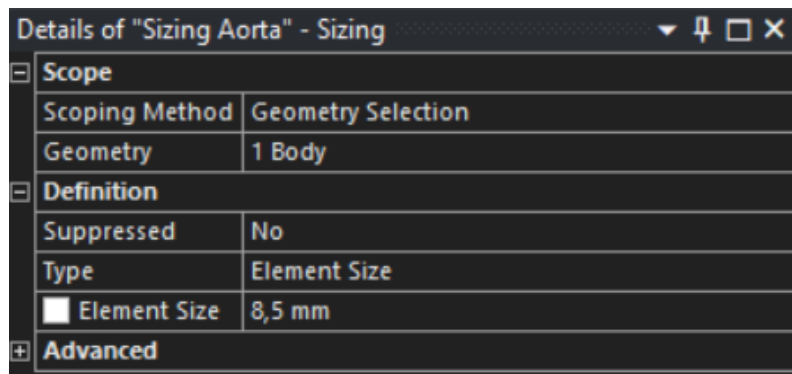
Αρχικά λοιπόν, με χρήση της εντολής *Sizing*, ορίζεται το μέγεθος διακριτοποίησης. Το *Element Size* του σκελετού ορίστηκε στα 0.8 mm (Εικόνα 5.6), του μοσχεύματος στα 0.75 mm (Εικόνα 5.7) ενώ της αορτής αυξήθηκε στα 8.5 mm (Εικόνα 5.8) χρησιμοποιώντας παράλληλα μέθοδο διακριτοποίησης με εξάεδρα.



Εικόνα 5.6: Λεπτομέρεις Sizing Stent



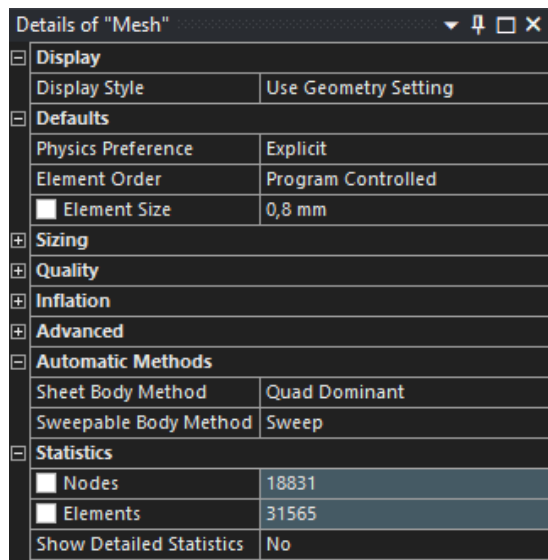
Εικόνα 5.7: Λεπτομέρειες Sizing Graft



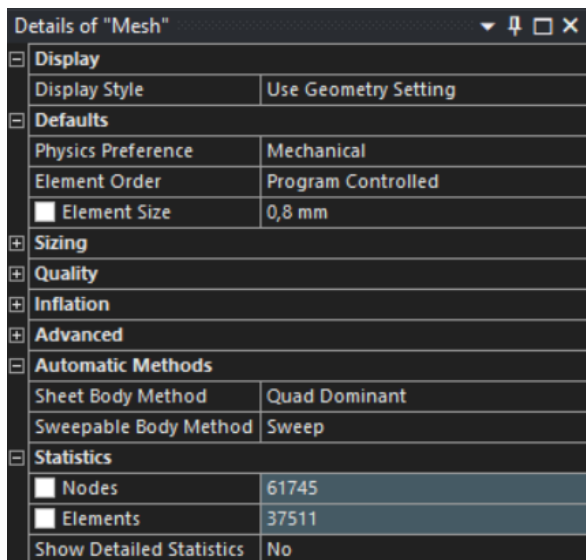
Εικόνα 5.8: Λεπτομέρειες Sizing Aorta

Η ρύθμιση *Explicit*, παρόλο που η ανάλυση γίνεται σε περιβάλλον *Mechanical*, θα εφαρμοστεί μόνο για τη δημιουργία του πλέγματος. Η επιλογή αυτή δεν αλλάζει τη φύση της ανάλυσης, αλλά καθορίζει τις παραμέτρους δημιουργίας του πλέγματος, έτσι ώστε να προσομοιάζει τις απαιτήσεις μιας *Explicit* ανάλυσης (μικρά χρονικά βήματα, γρήγορες, μη-γραμμικές διεργασίες). Πιο συγκεκριμένα, οδηγεί σε πιο αραιό και ομοιόμορφο πλέγμα, το οποίο βοηθά στην καλύτερη απόδοση σε προβλήματα με μεγάλες μετατοπίσεις όπως η επέκταση του ενδομοσχεύματος. Επιπλέον, παρατηρείται ότι με αυτό το τρόπο ο αριθμός κόμβων και στοιχείων μειώνεται, επιτρέποντας την εκτέλεση της ανάλυσης με μικρότερο υπολογιστικό κόστος, ικανοποιητικό για τα όρια της μαθητικής έκδοσης του Ansys.

Με την ολοκλήρωση της διακριτοποίησης, ο συνολικός αριθμός των κόμβων και στοιχείων ολόκληρου του μοντέλου ανέρχεται σε 18831 *Nodes* και 31565 *Elements* αντίστοιχα (Εικόνα 5.9A). Σημειώνεται επιπροσθέτως ότι με ρύθμιση *Physics Preference: Mechanical*, ο συνολικός αριθμός κόμβων και στοιχείων θα ήταν 61745 και 37511 αντίστοιχα! (Εικόνα 5.9B).



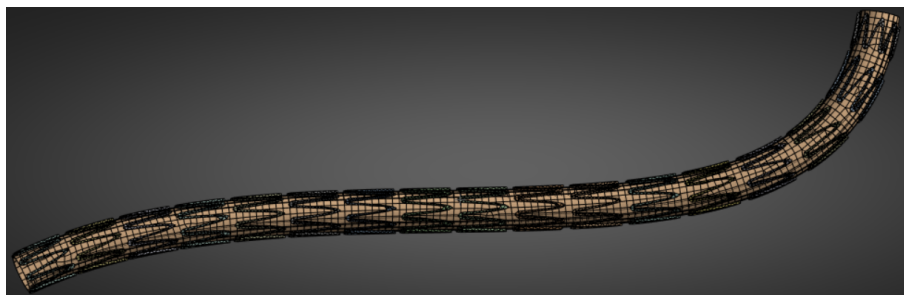
(A) Physics Preference: Explicit



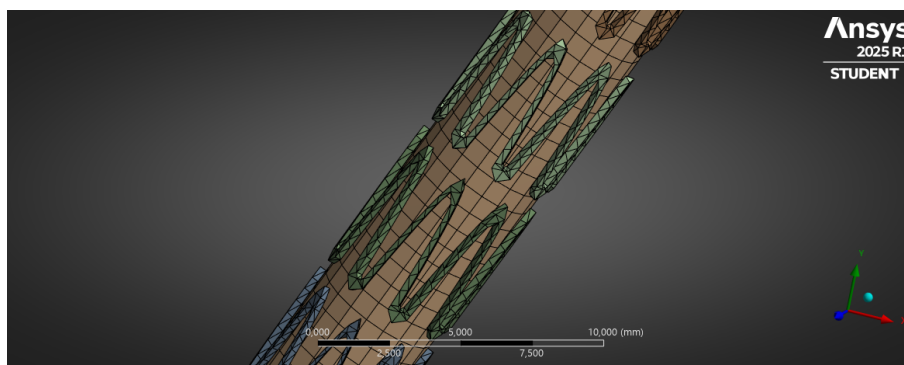
(B) Physics Preference: Mechanical

Εικόνα 5.9: Λεπτομέριες πλέγματος

Με δεξί κλικ στο Mesh και επιλογή Generate Mesh ξεκινάει η διαδικασία της δημιουργίας του πλέγματος. Εφόσον ολοκληρωθεί η διακριτοποίηση επιτυχώς, το ενδομόσχευμα εμφανίζεται με τη μορφή που παρουσιάζεται στις παρακάτω εικόνες.



Εικόνα 5.10: Πλέγμα ενδομοσχεύματος



Εικόνα 5.11: Πλέγμα ενδομοσχεύματος σε μεγέθυνση

Πλέον, το μοντέλο βρίσκεται στη σωστή κατάσταση για να εισαχθούν οι επιθυμητές παράμετροι και ρυθμίσεις τις ανάλυσης και να ξεκινήσει η επίλυση.

5.3.2 Δημιουργία επαφών αλληλεπίδρασης

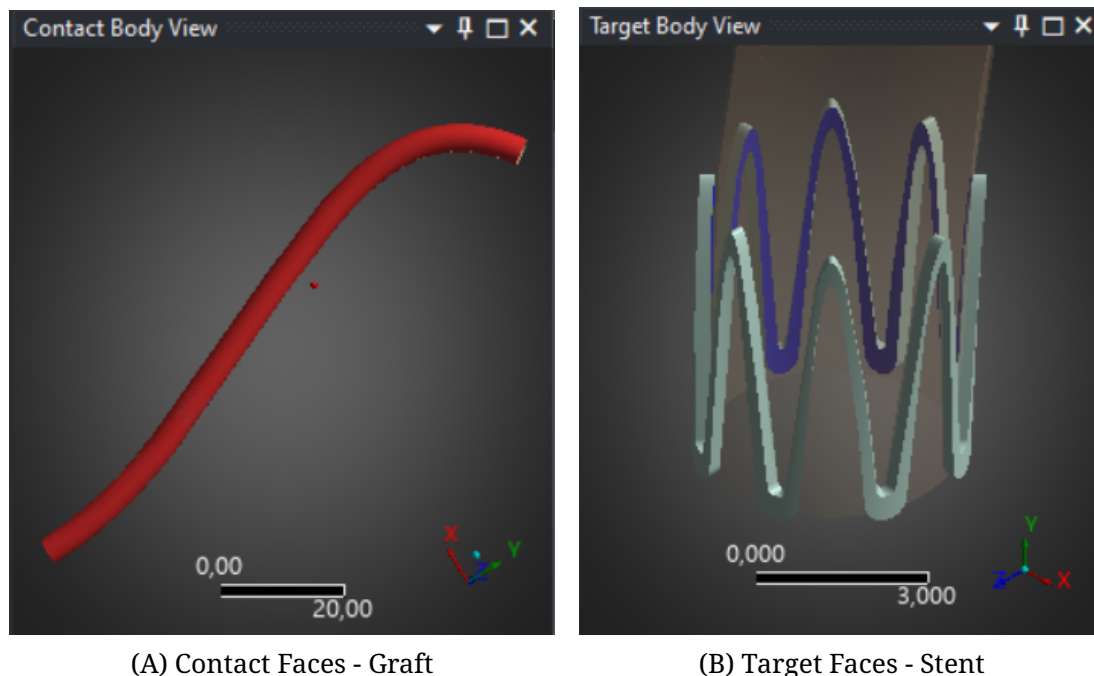
Επειδή σε αυτή τη προσομοίωση συνυπάρχουν τρία μοντέλα υπό εξέταση τα οποία και έρχονται σε επαφή κατά τη διάρκειά της, προτού ξεκινήσει η επίλυση, θα πρέπει να οριστεί ο τρόπος αλληλεπίδρασής τους.

Επαφή μεταξύ Stent και Graft

Το σώμα του σκελετού και αυτό του μοσχεύματος έχουν σχεδιαστεί κολλητά μεταξύ τους χωρίς να υπάρχει κάποιο κενό ανάμεσά τους. Ωστόσο παραμένουν ξεχωριστά σώματα και όταν προστεθούν οι φορτίσεις θα συμπεριφερθούν διαφορετικά εάν δεν μοντελοποιηθεί κατάλληλα ο τρόπος σύνδεσής τους.

Σημειώνεται ότι με την εισαγωγή του μοντέλου του ενδομοσχεύματος από το Fusion 360 στο Ansys, το πρόγραμμα έχει ήδη δημιουργήσει αυτόματα συνθήκες επαφής μεταξύ των δύο σωμάτων που όμως θα πρέπει να τροποποιηθούν.

Στο παράθυρο των λεπτομερειών της επαφής, ως *Contact* επιλέγονται οι δύο εξωτερικές επιφάνειες (*Faces*) του Graft ενώ σαν *Target*, οι δύο εσωτερικές επιφάνειες (*Faces*) του πρώτου τμήματος του Stent.



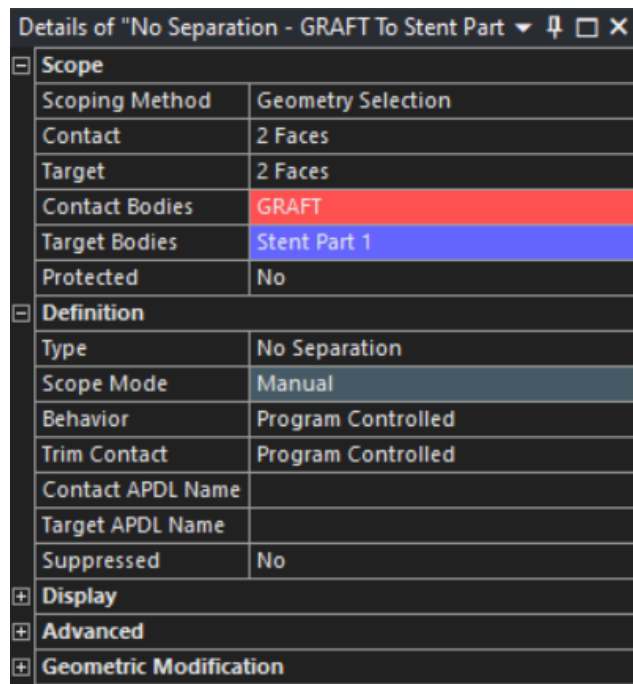
(A) Contact Faces - Graft

(B) Target Faces - Stent

Εικόνα 5.12: Contact και Target Faces μεταξύ Stent και Graft

Στην ενότητα *Definition*, ο τύπος της επαφής καθορίζεται σε *No Separation* ενώ όλες οι υπόλοιπες ρυθμίσεις αφήνονται ως *Program Controlled*. Οι ρυθμίσεις *Scope: Automatic* και *Trim Tolerance: 0,42823 mm* είναι ήδη προκαθορισμένες από το σύστημα και δεν αλλάζονται.

Η ίδια διαδικασία ομοίως ακολουθείται για κάθε τμήμα του μεταλλικού σκελετού.

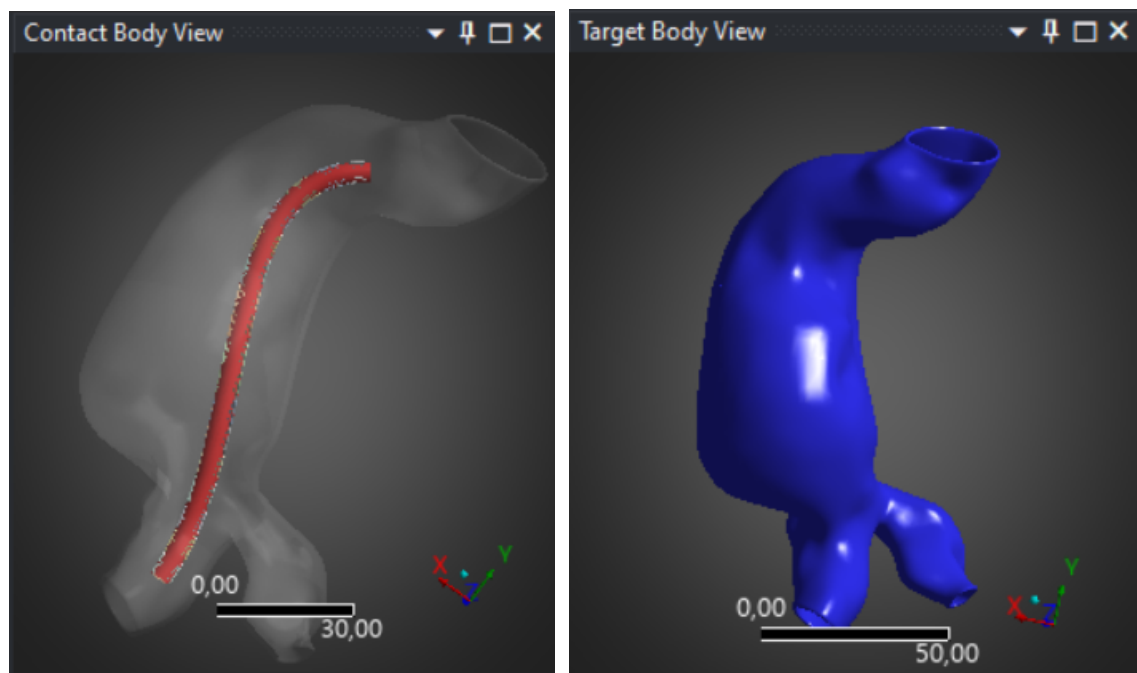


Εικόνα 5.13: Λεπτομέρειες επαφής - No Separation

Επαφή μεταξύ Stent-Graft και Aorta

Συνεχίζοντας σε περιβάλλον Ansys Mechanical, με δεξί κλικ στο *Connections* του *Project Tree*, προστίθεται νέο *Manual Contact Region*.

Στο παράθυρο των λεπτομερειών της επαφής, ως *Contact* επιλέγονται όλες οι εξωτερικές επιφάνειες (*Faces*) του Stent (όχι όλο το σώμα για αποφυγή υπερφόρτωσης) ενώ σαν *Target*, ολόκληρο το σώμα της αορτής.



(A) Contact Faces - Stent

(B) Target Body - Aorta

Εικόνα 5.14: Contact και Target Faces μεταξύ Stent και Aorta

Στην ενότητα *Definition*, για τη δημιουργία της σχέσης αλληλεπίδρασης, θεωρείται ότι δεν θα υπάρχει τριβή μεταξύ τους και έτσι ορίζεται ως *Frictionless*. Η επαφή τύπου *Frictionless* είναι μη γραμμική. Αυτό σημαίνει ότι η κατάσταση επαφής είναι πιθανό να αλλάζει κατά τη διάρκεια της ανάλυσης. Ο *Solver* ελέγχει συνεχώς κατά τη διάρκεια της επίλυσης αν οι επιφάνειες επαφής είναι αρκετά κοντά ώστε να θεωρηθούν ως σε επαφή, ή αρκετά μακριά ώστε να θεωρηθούν ανοικτές (χωρίς επαφή). Ο έλεγχος αυτός είναι πολύ χρήσιμος για την προσομοίωση της επέκτασης του ενδομοσχεύματος μιας και η αλληλεπίδρασή του με την αορτή δεν είναι σταθερή αλλά αντιθέτως συμβαίνει μόνο όταν έχει φουσκώσει αρκετά.

Ωστόσο, σημασία πρέπει να δοθεί και στις παραμέτρους της ενότητας *Advanced*. Στόχος είναι το ενδομόσχευμα να φτάσει την επιθυμητή διάμετρο των περίπου 15 χιλιοστών, διάσταση ελαφρά (10 – 25%) [13] μεγαλύτερη από την εσωτερική διάμετρο του αγωγού της αορτής, ώστε να εφαρμόσει κατάλληλα στα αορτικά τοιχώματα. Η επαφή δηλαδή πρέπει να είναι τέτοια ώστε το Stent-Graft να μπορεί να μετατοπίσει τα τοιχώματα της αορτής χωρίς όμως να τα διαπερνά. Αυτό θα γίνει χρησιμοποιώντας τη μέθοδο *Pure Penalty*.

Η συγκεκριμένη μέθοδος αποτελεί μια μαθηματική προσέγγιση που περιορίζει σημαντικά τη διείσδυση μεταξύ επιφανειών. Σε αντίθεση με τη μέθοδο *Lagrange* η οποία δεν επιτρέπει καθόλου τη διείσδυση, προτιμάται αφενός γιατί δεν απαιτεί περαιτέρω περιορισμούς ορισμού της επαφής και αφετέρου γιατί είναι υπολογιστικά οικονομικότερη.

Αναλυτικότερα, η *Pure Penalty* αντιμετωπίζει την επαφή σαν ένα σκληρό ελατήριο, το οποίο αντιστέκεται στη διείσδυση των σωμάτων μεταξύ τους. Αυτή η αντίσταση υπολογίζεται ως συνάρτηση διαφόρων παραγόντων, όπως το υλικό ή η γεωμετρία του μοντέλου, και μοντελοποιείται μέσω του *Normal Stiffness* (παραμένει *Program Controlled*). Για να περιοριστεί όσο το δυνατόν περισσότερο η διείσδυση, θα πρέπει είτε να αυξηθεί η αντίσταση (*Normal Stiffness*) είτε να δοθεί μια χαμηλή τιμή στο εύρος της αποδεκτής διείσδυσης. Στη συγκεκριμένη προσομοίωση έγινε το δεύτερο και η τιμή ορίστηκε ίση με 2 mm (*Penetration Tolerance Value: 2 mm*).

Τελευταία τροποποίηση στις παραμέτρους της επαφής, είναι η απενεργοποίηση του *Small Sliding*. Η ρύθμιση *Small Sliding*, προϋποθέτει ότι οι επιφάνειες των σωμάτων που έρχονται σε επαφή μεταξύ τους θα έχουν σχετικά μικρή απόσταση καθ'όλη τη διάρκεια της ανάλυσης, με πολύ μικρές σχετικές μετακινήσεις (μικρότερη του 20% της αρχικής τους απόστασης) [Ansys]. Αυτό όμως δεν συμβαίνει στη παρούσα περίπτωση γιατί το Stent-Graft επεκτείνεται έντονα και οι θέσεις επαφής μεταβάλλονται σημαντικά, επομένως το *Small Sliding* απενεργοποιείται.

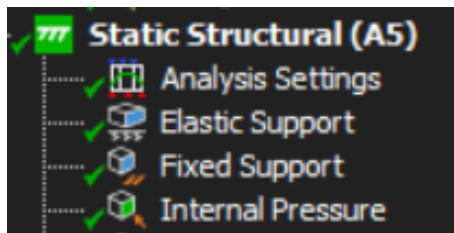
Οι υπόλοιπες παράμετροι αφήνονται στη προεπιλεγμένη κατάσταση και η δημιουργία των επαφών έχει ολοκληρωθεί.

Details of "Frictionless - Multiple To AORTA"		Advanced	
Scope		Formulation	Pure Penalty
Scoping Method	Geometry Selection	Small Sliding	Off
Contact	29 Faces	Detection Method	Program Controlled
Target	1 Body	Penetration Tolerance	Value
Contact Bodies	Multiple	Penetration Tolerance Value	2, mm
Target Bodies	AORTA	Normal Stiffness	Program Controlled
Protected	No	Update Stiffness	Program Controlled
Definition		Stabilization Damping Factor	0,
Type	Frictionless	Pinball Region	Program Controlled
Scope Mode	Manual	Time Step Controls	None
Behavior	Program Controlled	Geometric Modification	
Trim Contact	Program Controlled	Interface Treatment	Add Offset, Ramped Eff...
Contact APDL Name		Offset	0, mm
Target APDL Name		Contact Geometry Correction	None
Suppressed	No	Target Geometry Correction	None
Display			
Element Normals	No		

Εικόνα 5.15: Λεπτομέρεις επαφής - Frictionless

5.3.3 Εφαρμογή οριακών συνθηκών και φορτίσεων

Με τη βοήθεια του Ansys Mechanical, και σε σύστημα ανάλυσης *Static Structural*, εισάγονται τα παρακάτω φορτία που φαίνονται και στην εικόνα 5.16.



Εικόνα 5.16: Συνθήκες προσομοίωσης για επέκταση ενδομοσχεύματος

Analysis Settings

Ξεκινώντας την επίλυση το πρώτο βήμα είναι να προσδιοριστούν οι συνθήκες ανάλυσης. Η επίλυση θα γίνει σε ένα βήμα επομένως τα *Analysis Settings* αφήνονται όπως είναι προεπιλεγμένα. Η παραμόρφωση του ενδομοσχεύματος θα προσομοιωθεί σαν μη-γραμμικό πρόβλημα, παρ'όλα αυτά το *Large Deformation* παραμένει απενεργοποιημένο λόγω των περιορισμών της μαθητικής άδειας του Ansys.

Details of "Analysis Settings"	
Step Controls	
Number Of Steps	1,
Current Step Number	1,
Step End Time	1, s
Auto Time Stepping	Program Controlled
Solver Controls	
Solver Type	Program Controlled
Weak Springs	Off
Solver Pivot Checking	Program Controlled
Large Deflection	Off
Inertia Relief	Off
Quasi-Static Solution	Off
Rotordynamics Controls	
Restart Controls	

Εικόνα 5.17: Ρυθμίσεις Ανάλυσης

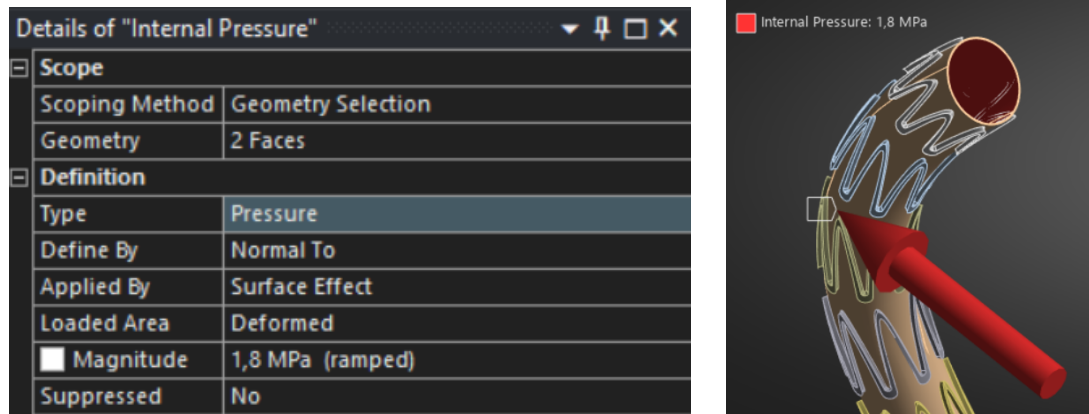
Σε δεύτερη φάση εισάγονται οι φορτίσεις και οι περιορισμοί.

Internal Pressure

Σε μια πραγματική ενδοαγγειακή αποκτάσση αορτικού ανευρύσματος, το ενδομόσχευμα εισάγεται σε συμπιεσμένη μορφή (Φάση Martensite) μέσω του ειδικού καθετήρα και τοποθετείται στη κατάλληλη θέση. Όταν ο καθετήρας αποχωρήσει, το ενδομόσχευμα διαρρέει από το αίμα το οποίο το θερμαίνει και έτσι αποκτά τη θερμοκρασία του ανθρώπινου οργανισμού (Φάση Austenite). Ως αποτέλεσμα, λαμβάνει χώρα η αυτοεπέκτασή του χάρη στην ελαστικότητά του και στην ικανότητα μνήμης σχήματος. Η αυτοεπέκταση του Stent-Graft σε αυτή την εργασία θα προσομοιωθεί ασκώντας πίεση στην εσωτερική επιφάνεια του μοσχεύματος.

Εισάγεται λοιπόν στο στατικό πρόβλημα το φορτίο της πίεσης και το μέγεθός της ορίζεται στα $1,8 \text{ MPa}$. Για την άσκηση της πίεσης επιλέγονται οι εσωτερικές επιφάνειες του

Graft.



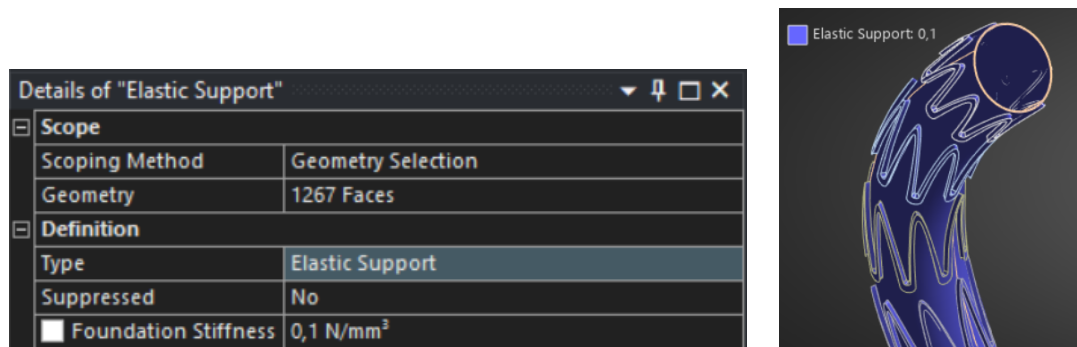
(A) Λεπτομέρειες εσωτερικής πίεσης

(B) Επιφάνειες άσκησης πίεσης

Εικόνα 5.18: Εσωτερική πίεση ενδομοσχεύματος - *Internal Pressure*

Elastic Support

Η εφαρμογή του *Elastic Support* έγινε με στόχο να προσδώσει στο Stent-Graft μια δυσκαψία. Μια αντίσταση δηλαδή η οποία επιτρέπει στο ενδομόσχευμα να επεκταθεί ελεγχόμενα και χωρίς υπερβολικές παραμορφώσεις. Η ελαστική υποστήριξη προστέθηκε σε ολόκληρο το μοντέλο του ενδομοσχεύματος και η τιμή της ορίστηκε ίση με $0,1 \frac{N}{m^2}$.



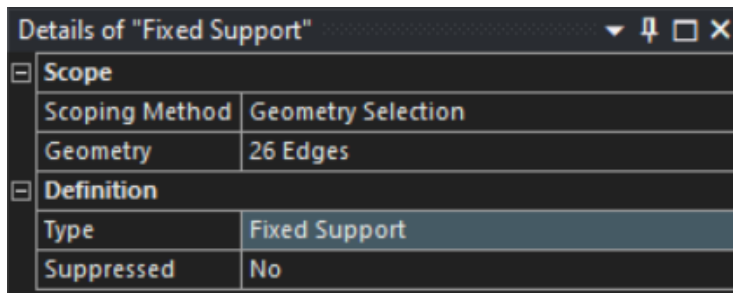
(A) Λεπτομέρειες ελαστικής υποστήριξης

(B) Επιφάνειες στήριξης

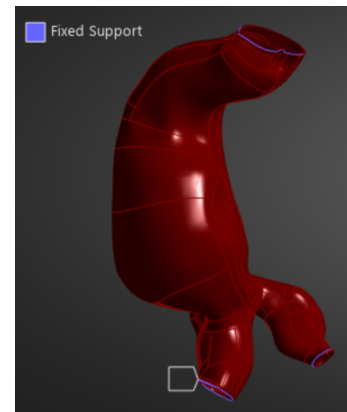
Εικόνα 5.19: Ελαστική υποστήριξη ενδομοσχεύματος - *Elastic Support*

Fixed Support

Τέλος, για να αποφευχθεί η μετακίνηση των μοντέλων εισάγεται το *Fixed Support*. Με την εντολή αυτή προσδιορίζονται οι επιφάνειες οι οποίες κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης θα διατηρούν πακτωμένη την αορτή, δηλαδή οι περιφέρειες των τριών διατομών της αορτής.



(A) Λεπτομέρειες σταθερής υποστήριξης



(B) Άκρες σταθερής στήριξης

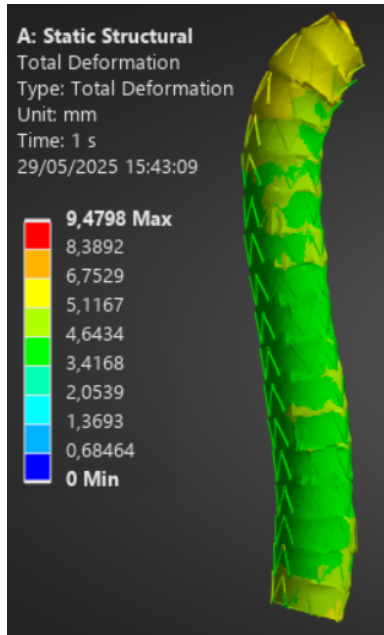
Εικόνα 5.20: Σταθερή υποστήριξη αορτής - *Fixed Support*

Με τη προσθήκη και του *Fixed Support*, το στατικό πρόβλημα είναι πλήρως δομημένο και η επίλυση είναι έτοιμη να ξεκινήσει.

5.4 Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα τάσεων παραμορφώσεων που θα αξιολογηθούν θα είναι τα *Total Deformation*, *Equivalent (von-Misses) Stress*, και *Equivalent Elastic Strain*.

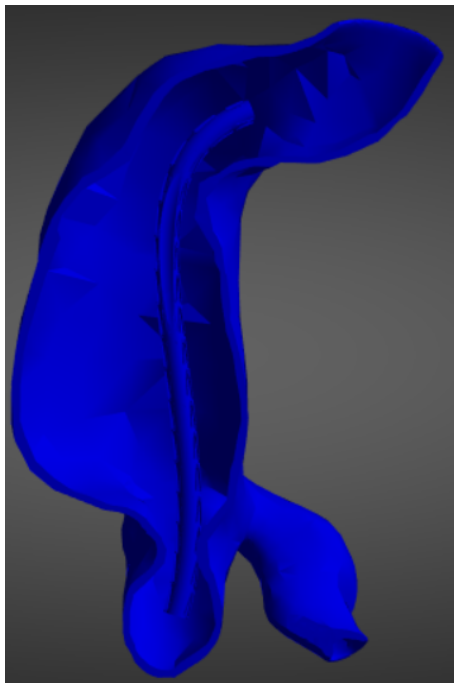
Total Deformation



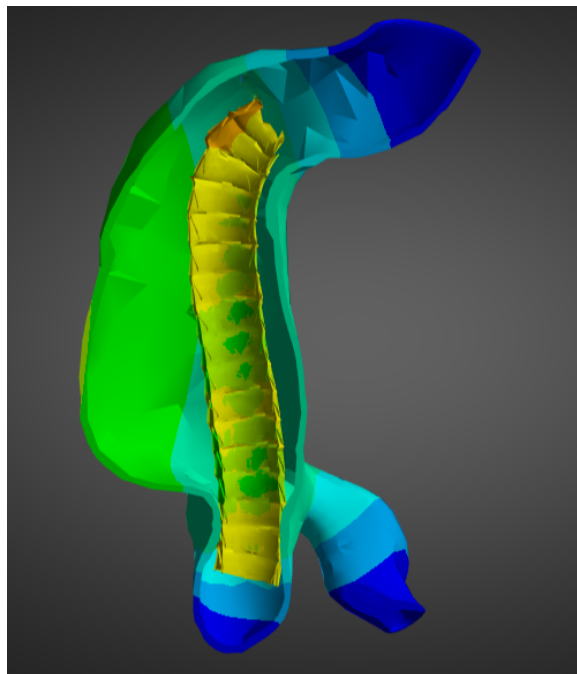
Όπως φαίνεται αριστερά, η επιθυμητή ολική παραμόρφωση του ενδομοσχεύματος έχει επιτευχθεί. Η ακτινική επέκταση αντιστοιχεί σε 4 mm κατά μέσο όρο και συνεπώς το ενδομόσχευμα στη τελική του μορφή έχει διάμετρο κοντά στα 12.5 mm . Η διάσταση αυτή είναι αποδεκτή καθώς είναι 25% μεγαλύτερη από την εσωτερική διάμετρο του αγωγού της αορτής, γεγονός που σημαίνει ότι το ενδομόσχευμα εφαρμόζει ικανοποιητικά στα αορτικά τοιχώματα.

Παρακάτω (Εικόνα 5.22) απεικονίζεται και σε τομή, το ενδομόσχευμα, εντός της αορτής, πριν και μετά την επέκτασή του. Παρατηρείται, στη τελική κατάσταση, πως στον κάτω αριστερό αγωγό της αορτής το ενδομόσχευμα έχει έρθει σε επαφή με τα τοιχώματα του αγωγού διευρύνοντας τοπικά το πάχος του. Η επαφή ταυτίζεται με τις παραμέτρους που την είχαν ορίσει και κρίνεται επιτυχημένη καθώς τα δύο σώματα αλληλεπιδρούν μεταξύ τους ενώ παράλληλα δεν υπάρχει ανεπιθύμητη διεύρυνση.

Εικόνα 5.21: Ολική παραμόρφωση ενδομοσχεύματος



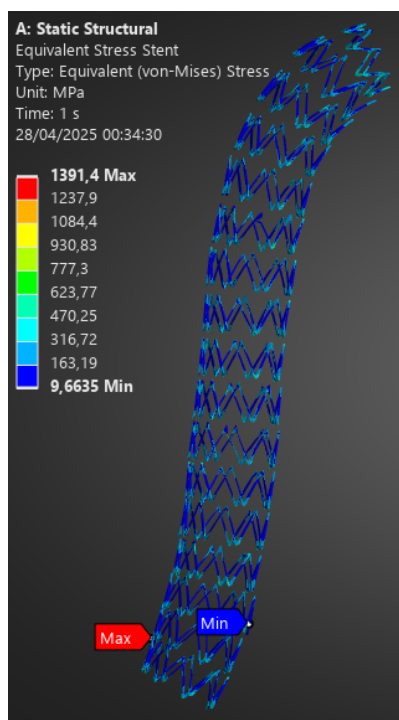
(A)



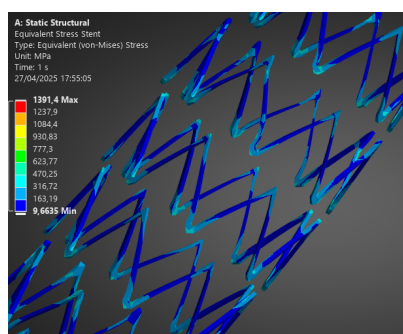
(B)

Εικόνα 5.22: Αορτή και ενδομόσχευμα σε τομή (A) πριν και (B) μετά την επέκταση

Equivalent (von-Mises) Stress - Stent



Εικόνα 5.23: Stent Equivalent Stress



Εικόνα 5.24: Stent Equivalent Stress (2)

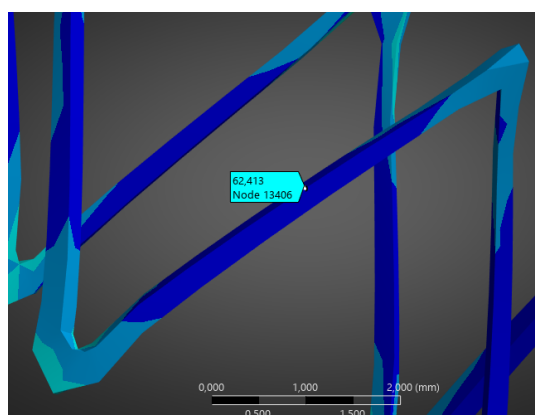
Οι τάσεις που αναπτύσσονται στο Stent, με βάση το αντίστοιχο φάσμα τάσεων, κυμαίνονται μεταξύ 9,6 – 1390 MPa . Το εύρος αυτό είναι μεγάλο και δεν αντιπροσωπεύει επαρκώς τη κατάσταση.

Πιο αναλυτικά, η επιφάνεια του μεταλλικού σκελετού νιτινόλης επιβαρύνεται κατά μέσο όρο με 60 – 400 MPa , με τις μικρότερες τιμές να εμφανίζονται στις πιο κεντρικές περιοχές κάθε τμήματος, ενώ όσο πιο πλησιέστερα στις περιοχές καμπυλότητας, οι τιμές αυξάνονται (Εικόνες 5.25A και 5.25B).

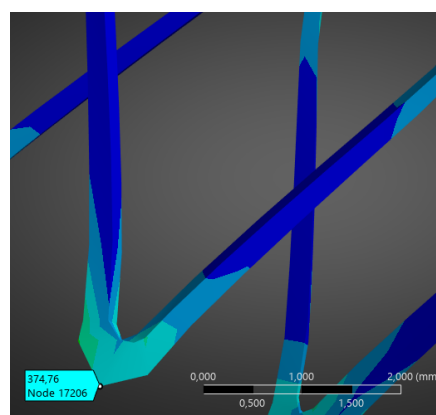
Οι συγκεκριμένες τάσεις κρίνονται αποδεκτές εφόσον είναι χαμηλότερες από το όριο διαρροής του υλικού 560 MPa [15], και συνεπώς και του ορίου θραύσης 754 – 960 MPa [15].

Ωστόσο υπάρχουν και σημεία που συγκεντρώνουν ακόμα υψηλότερες τάσεις από το προαναφερόμενο εύρος. Τα σημεία αυτά είναι τοπικά φαινόμενα, βρίσκονται στις κορυφές των καμπυλών του σκελετού και γενικά δεν επηρεάζουν την μηχανική απόδοση του ενδομοσχεύματος. Όλες οι παραπάνω μετρήσεις και παρατηρήσεις, επιβεβαιώνονται και με χρήση της εντολής *Probe* από το μενού του *Result*.

Συνολικά λοιπόν, συμπεραίνεται πως το ενδομόσχευμα καταπονείται με ισοδύναμες τάσεις που περιέχονται εντός της υπερελαστικής ζώνης της νιτινόλης, γεγονός που αποδυνκνύει πως επανακτά πλήρως το αρχικό του σχήμα και εξασφαλίζει την επιθυμητή υποστήριξη στην αορτή ενάντια στο ανεύρυσμα.



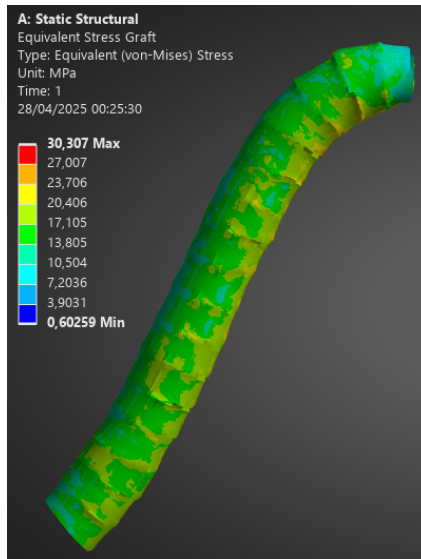
(A) Low Stress - Central Area



(B) High Stress - Curved Area

Εικόνα 5.25: Stent Stress Distribution

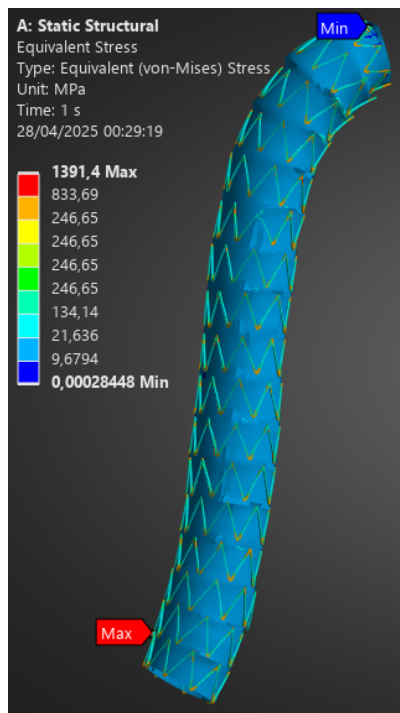
Equivalent (von-Mises) Stress - Graft



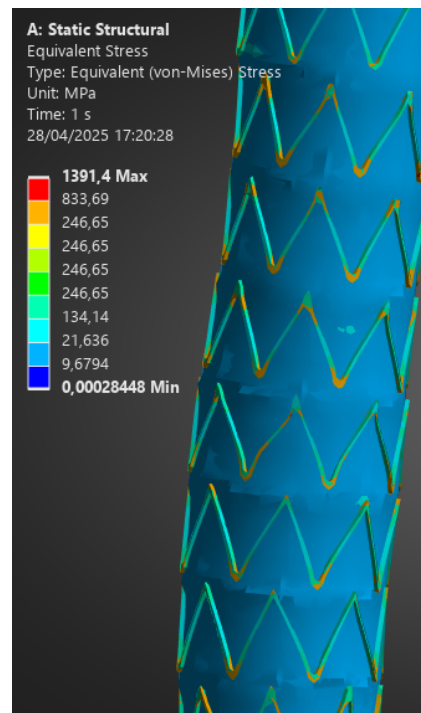
Όσον αφορά το μόσχευμα, η κατανομή των τάσεών του παρουσιάζεται αριστερά, στην εικόνα 5.26. Παρατηρείται ότι το εύρος κατανομής είναι μεταξύ 10 – 30 MPa αλλά κατά κύριο λόγο το σώμα καταπονείται ομοιόμορφα από ισοδύναμη τάση των 15 – 20 MPa . Η τιμή αυτή είναι ικανοποιητική και αρκετά χαμηλότερη του ορίου διαρροής του υλικού Dacron (73.6 MPa), επομένως το μόσχευμα επεκτείνεται με επιθυμητό και ασφαλή τρόπο. Οι ακραίες τιμές του φάσματος εντοπίζονται και πάλι τοπικά, σε πολύ μικρές περιοχές, και δεν επηρεάζουν την ανάλυση.

Εικόνα 5.26: Graft Equivalent Stress

Στη παρακάτω εικόνα 5.27 απεικονίζεται η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων και σε ολόκληρο το ενδομόσχευμα.



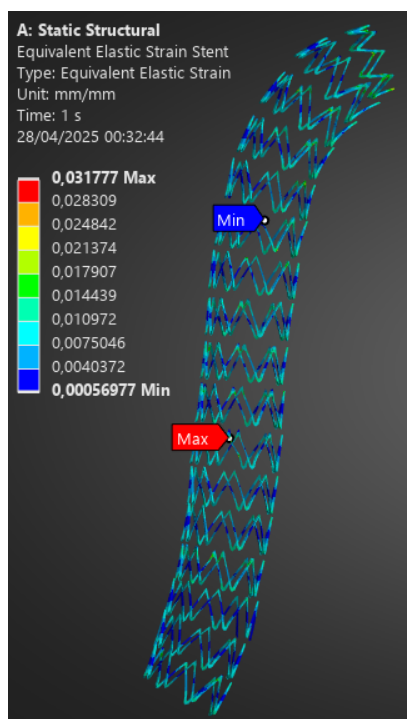
(A)



(B)

Εικόνα 5.27: Stent-Graft Equivalent Stress

Equivalent (von-Mises) Strain - Stent

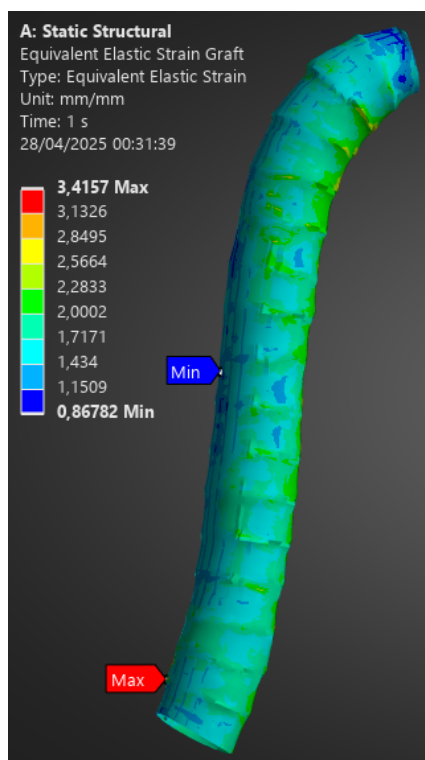


Εικόνα 5.28: Stent Equivalent Strain

Τα αποτελέσματα της ισοδύναμης ελαστικής παραμόρφωσης του σκελετού είναι εξίσου ικανοποιητικά και ρεαλιστικά. Το Stent βρέθηκε πως για να επιτευχθεί η επιμήκυνσή του με ασφάλεια και υψηλή μηχανική αντοχή σε κόπωση, θα πρέπει να έχει μέγιστη ελαστική παραμόρφωση μικρότερη από 4% όπως επίσης και χαμηλό πλάτος παραμόρφωσης (0.2%) [16]. Με βάση τις εικόνες 5.28 και 5.28, η ελαστική παραμόρφωση αντιστοιχεί σε $1\% \pm 0.5\%$ κατά μέσο όρο, επιβεβαιώνοντας τις προαναφερόμενες τιμές και συνεπώς καθίσταται πλήρως αποδεκτή.

Παρατηρείται επιπλέον πως η κατανομή της παραμόρφωσης εμφανίζεται ομοιόμορφα σε όλο το σώμα του μεταλλικού σκελετού. Εξαίρεση αποτελούν για ακόμη μία φορά οι υψηλότερες τιμές του φάσματος ($> 2\%$) οι οποίες εντοπίζονται σε καμπύλα ή εσωτερικά σημεία του Stent, σημεία τα οποία είναι αναμενόμενο να συγκεντρώνονται μεγαλύτερες μηχανικές εντάσεις.

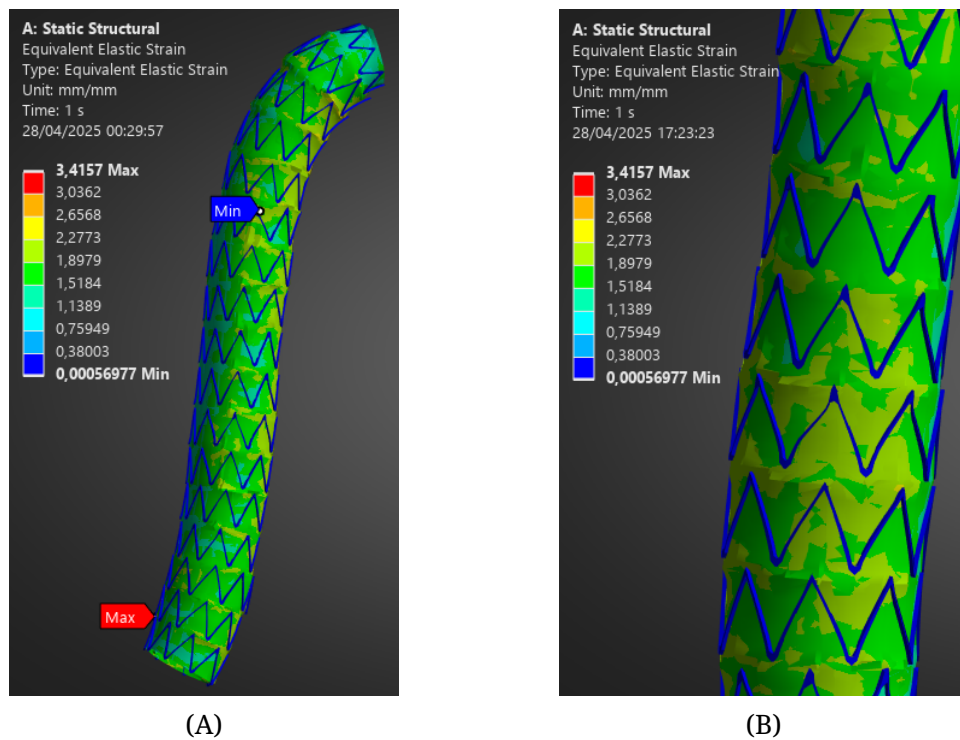
Equivalent (von-Mises) Strain - Graft



Εικόνα 5.29: Graft Equivalent Strain

Η ισοδύναμη ελαστική παραμόρφωση που υπέστη το μόσχευμα διαφοροποιείται από αυτή του μεταλλικού σκελετού. Το γενικό φάσμα των τιμών που παρουσιάζει, κυμαίνεται μεταξύ $0,87 \text{ mm/mm}$ και $3,42 \text{ mm}$ ωστόσο το πραγματικό strain που αντιπροσωπεύει την επέκταση του μοσχεύματος είναι $170 - 200\%$. Το υψηλό ποσοστό αυτό παραμόρφωσης οφείλεται στο χαμηλό μέτρο ελαστικότητας ($E = 10 \text{ MPa}$) του υφασμάτινου υλικού σε συνδυασμό με τη μεγάλη γεωμετρική διαστολή του μοσχεύματος και τον τριπλασιασμό σχεδόν της διαμέτρου του ($4,5 \text{ mm} \rightarrow 12,5 \text{ mm}$).

Στη παρακάτω Εικόνα 5.30 απεικονίζεται η κατανομή της ισοδύναμης ελαστικής παραμόρφωσης και σε ολόκληρο το ενδομόσχευμα.



Εικόνα 5.30: Stent-Graft Equivalent Strain

Συνολικά λοιπόν, η εκτίμηση των αποτελεσμάτων τάσεων και παραμορφώσεων κατά τη διάρκεια της επέκτασης του ενδομοσχεύματος κρίνεται θετική και κατά συνέπεια ο γεωμετρικός σχεδιασμός και η προσομοίωση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, επιτυχημένα.

Κεφάλαιο 6

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε με σκοπό να αναδείξει και να προσομοιώσει τη διαδικασία ενδοαγγειακής αποκατάστασης ανευρυσμάτων (EVAR) στη κοιλιακή αορτή. Σε πρώτο στάδιο, με χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων, εφαρμόστηκε σε τρισδιάστατο μοντέλο ανευρυσματικής κοιλιακής αορτής, άσκηση υδροστατικής και συστολικής πίεσης. Λόγω υψηλής κατανομής τάσεων και παραμορφώσεων παρατηρήθηκε πως κρίνεται απαραίτητη η ανάγκη εμφύτευσης ενδομοσχεύματος. Σε δεύτερο βήμα, υλοποιήθηκε ο σχεδιασμός του ενδομοσχεύματος (Stent-Graft) με βάση το πρότυπο Endurant II το οποίο χρησιμοποιείται συχνά σε κλινικές και βιοιατρικές εφαρμογές. Τέλος, τα μοντέλα της αορτής και του ενδομοσχεύματος εισάχθηκαν σε περιβάλλον προσομοίωσης, κατασκευάστηκε το στατικό πρόβλημα με φορτίσεις και περιορισμούς πραγματικών δεδομένων, και πραγματοποιήθηκε η αναπαράσταση της επέκτασης του ενδομοσχεύματος εντός της αορτής.

Τα εξαγόμενα αποτελέσματα της ανάλυσης παρουσίασαν ότι η συνολική μηχανική απόκριση του ενδομοσχεύματος, επιφορτιζόμενο από εσωτερική πίεση, είναι ικανοποιητική και αποδεκτή καθώς απέκτησε την αναμενόμενη διάμετρο, αλληλεπίδρασε και εφάρμοσε κατάλληλα ανάμεσα στα αορτικά τοιχώματα και ανέπτυξε τάσεις και παραμορφώσεις εντός των ορίων αντοχής των υλικών.

Με την επιτυχημένη επέκταση και εφαρμογή του ενδομοσχεύματος, γίνεται αντιληπτό πως η πιθανότητα ρήξης της κοιλιακής αορτής μειώνεται σημαντικά. Το αίμα πλέον θα διαρρέει εντός του Stent-Graft αποσοβώντας την επικίνδυνη υδροστατική πίεση που ασκούσε στα αορτικά τοιχώματα και η συνολική μηχανική καταπόνηση θα αφορά σχεδόν αποκλειστικά το ενδομόσχευμα. Κατά συνέπεια, η προσομοίωση της αποκατάστασης του ενδοαγγειακού ανeurύσματος έχει ολοκληρωθεί.

Η συγκεκριμένη εργασία συμβάλει και συνεισφέρει σε διάφορους τομείς της μηχανικής αλλά και της ιατρικής. Μπορεί να θεωρηθεί μια εισαγωγή στη κατανόηση των ανeurυσμάτων κοιλιακής αορτής και στο τρόπο αντιμετώπισής τους αλλά και γενικότερα στη δημιουργία ενός υπόβαθρου για τη συμπεριφορά των ενδομοσχευμάτων στις ιατρικές εφαρμογές. Ταυτόχρονα, προσδίδει πληροφορίες και οδηγίες για βαθύτερη γνώση τρισδιάστατης σχεδίασης (CAD), μοντελοποίησης, δόμησης στατικής ανάλυσης (Static Structural) και χρήσης της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων (FEA) για προσομοίωση σύνθετων προβλημάτων, αποτελώντας ένα χρήσιμο εκπαιδευτικό εργαλείο για φοιτητές και ερευνητές. Επιπροσθέτως, η εργασία παρέχει τη δυνατότητα να αξιοποιηθεί ως βάση για περαιτέρω μελέτες σχετικά με την ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανeurυσμάτων. Διαθέτει περιθώρια επέκτασης σε προχωρημένες προσομοιώσεις και ακόμη πιο σύνθετα προβλήματα, με βελτιωμένο και πιο ανεπτυγμένο γεωμετρικό σχεδιασμό ενδομοσχεύματος και περισσότερες οριακές συνθήκες μη-γραμμικής ανάλυσης. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί πως η προσέγγιση της εργασίας, καθιστά εφικτή την αξιοποίησή της και σε υπαρκτές περιπτώσεις ασθενών με ανeurύσμα, χρησιμοποιώντας εξατομικευμένα μοντέλα αορτής και ενδομοσχεύματος, προσφέροντας παράλληλα ρεαλιστική απεικόνιση και πρόοδο της κατάστασής τους σε πραγματικό χρόνο.

Συνοψίζοντας, η διπλωματική εργασία αποτελεί ένα πρώτο αλλά ουσιαστικό βήμα στον σχεδιασμό και την προσομοίωση επέκτασης ενδομοσχευμάτων (Stent-Graft). Παρέχει μια ρεαλιστική προσέγγιση στην αντιμετώπιση ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής, εστιάζει στην επίλυση με χρήση της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, και ανοίγει τον δρόμο για μελλοντικές έρευνες με υψηλότερη ακρίβεια, εξατομίκευση και πολυπλοκότητα.

Bibliography

- [1] Koki Yokawa, Takuro Tsukube, Naoto Yagi, Masato Hoshino, Yutaka Nakashima, Kazunori Nakagawa, and Yutaka Okita. Abstract 490: Quantitative and dynamic measurements of aortic wall of acute type-a aortic dissection with x-ray phase-contrast tomography. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 37, 5 2017.
- [2] Feng Gao, Zhihong Guo, Makoto Sakamoto, and Teruo Matsuzawa. Fluid-structure interaction within a layered aortic arch model. *Journal of Biological Physics*, 32:435–454, 11 2006.
- [3] T. Pham, C. Martin, J. Elefteriades, and W. Sun. Biomechanical characterization of ascending aortic aneurysm with concomitant bicuspid aortic valve and bovine aortic arch. *Acta Biomaterialia*, 9:7927–7936, 2013.
- [4] Brian Love. *Polymeric Biomaterials*, pages 205–238. Elsevier, 2017.
- [5] Rahim Faturechi, Ata Hashemi, Nabiollah Abolfathi, and Atefeh Solouk. Mechanical guidelines on the properties of human healthy arteries in the design and fabrication of vascular grafts: Experimental tests and quasi-linear viscoelastic model. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 21, 2019.
- [6] Νικόλαος Κ. Μελάς. *Ενδαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής: Μηχανικές Ιδιότητες που Συμβάλλουν στη Στήριξη του Ενδομοσχεύματος*. Διδακτορική Διατριβή, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, 2009-2010.
- [7] Chia Ying Liu, Doris Chen, David A. Bluemke, Colin O. Wu, Gisela Teixido-Tura, Atul Chugh, Sujethra Vasu, João A.C. Lima, and W. Gregory Hundley. Evolution of aortic wall thickness and stiffness with atherosclerosis: Long-term follow up from the multi-ethnic study of atherosclerosis. *Hypertension*, 65:1015–1019, 5 2015.
- [8] Ali Ostadfar. *Fluid Mechanics and Biofluids Principles*, pages 1–60. Elsevier, 2016.
- [9] David C. Brewster, Jack L. Cronenwett, John W. Hallett, K. Wayne Johnston, William C. Krupski, and Jon S. Matsumura. Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms: Report of a subcommittee of the joint council of the american association for vascular surgery and society for vascular surgery. *Journal of Vascular Surgery*, 37:1106–1117, 5 2003.
- [10] Michalis Xenos, Nicos Labropoulos, Suraj Rambhia, Yared Alemu, Shmuel Einav, Apostolos Tassiopoulos, Natzi Sakalihasan, and Danny Bluestein. Progression of abdominal aortic aneurysm towards rupture: Refining clinical risk assessment using a fully coupled fluid–structure interaction method. *Annals of Biomedical Engineering*, 43:139–153, 1 2015.
- [11] Jiang Xiong, Shen Ming Wang, Wei Zhou, and Jan Guo Wu. Measurement and analysis of ultimate mechanical properties, stress-strain curve fit, and elastic modulus formula of human abdominal aortic aneurysm and nonaneurysmal abdominal aorta. *Journal of Vascular Surgery*, 48:189–195, 7 2008.
- [12] Raja Jayendiran, Bakr Nour, and Annie Ruimi. Fluid-structure interaction (fsi) analysis of stent-graft for aortic endovascular aneurysm repair (evar): Material and structural considerations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 87:95–110, 11 2018.

- [13] Nicola Troisi and Giovanni Torsello. Endurant ® stent graft: A new-generation device for complex endovascular aortic aneurysm repair. *Interventional Cardiology (London)*, 4:319–324, 6 2012.
- [14] Jing Lin, Robert Guidoin, Jia Du, Lu Wang, Graeham Douglas, Danjie Zhu, Mark Nutley, Lygia Perron, Ze Zhang, and Yvan Douville. An in vitro twist fatigue test of fabric stent-grafts supported by z-stents vs. ringed stents. *Materials*, 9, 2016.
- [15] Saeed Daneshmand, Ehsan Farahmand Kahrizi, Esmail Abedi, and M. Mir Abdolhosseini. Influence of machining parameters on electro discharge machining of niti shape memory alloys. *International Journal of Electrochemical Science*, 8:3095–3104, 3 2013.
- [16] A. R. Pelton. Nitinol fatigue: A review of microstructures and mechanisms. In *Journal of Materials Engineering and Performance*, volume 20, pages 613–617, 7 2011.
- [17] A. Rodrigues, L. Figueiredo, H. Diogo, and J. Bordado. Mechanical behavior of pet fibers and textiles for stent-grafts using video extensometry and image analysis. *Science and Technology of Materials*, 30:23–33, 12 2018.
- [18] K Craig Kent. Clinical practice. abdominal aortic aneurysms. *The New England journal of medicine*, 371:2101–8, 11 2014.
- [19] M. Salehi, M. Hamed, H. Salmani Nohouji, and J. Arghavani. Mechanical properties identification and design optimization of nitinol shape memory alloy microactuators. *Smart Materials and Structures*, 23, 2 2014.
- [20] Yolanda Bryce, Philip Rogoff, Donald Romanelli, and Ralph Reichle. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysms: Vascular anatomy, device selection, procedure, and procedure-specific complications. *Radiographics*, 35:593–615, 2015.
- [21] T Duerig, A Pelton, and D Stö. An overview of nitinol medical applications. *Materials Science and Engineering*, pages 149–160, 1999.
- [22] Hyounghook Kim, Nam Yeol Yim, Jae Kyu Kim, Yang Jun Kang, and Byung Chan Lee. Endovascular aneurysm repair for abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Korean Journal of Radiology*, 20:1247–1265, 8 2019.
- [23] S. N. David Chua, B. J. Mac Donald, and M. S.J. Hashmi. Finite element simulation of stent and balloon interaction. In *Journal of Materials Processing Technology*, volume 143-144, pages 591–597, 12 2003.
- [24] Nicolas Demanget, Ambroise Duprey, Pierre Badel, Laurent Orgéas, Orgéas, Stéphane Sté, Stéphane Avril, Christian Geindreau, ; Jean-Nö El Albertini, and Jean-Pierre Favre. Experimental investigation-finite element analysis of the mechanical performances of 8 marketed aortic stent-grafts. *J Endovasc Ther*, 20:523–535, 2013.
- [25] A. Srirekha and Kusum Bashetty. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21:425–432, 7 2010.
- [26] Srikanth Vallurupalli, Amit Bahia, Ernesto Ruiz-Rodriguez, Zubair Ahmed, Abdul Hakeem, and Barry F. Uretsky. Optimization of stent implantation using a high pressure inflation protocol. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, 87:65–72, 1 2016.
- [27] Rahul Vellaparambil, Woo Suck Han, Pierluigi Di Giovanni, and Stéphane Avril. Computational comparison of the mechanical behavior of aortic stent-grafts derived from auxetic unit cells. *Cardiovascular Engineering and Technology*, 15:199–210, 4 2024.
- [28] I. V. Andrianov, J. Awrejcewicz, and A. A. Diskovsky. Structural design of patient-specific vascular ring stents. *Archive of Applied Mechanics*, 93:1473–1490, 4 2023.
- [29] MD; Stephen Lalka MD; Jerry Holleman MD; Tim Roush MD Frank R. Arko, MD; Tzvi Nussbaum. Endurant ii: A new level of confidence with evar. *Endovascular Today*, 2012.

- [30] Editor Calvin B. Ernst M.D. Jane F. Desforbes, M.D. Abdominal aortic aneurysm. *The New England Journal of Medicine*, pages 1167–1172, 1993.
- [31] S. Duda D. Stoeckel, C. Bonsignore. A survey of stent designs. *Min Invas Ther and Allied Technol*, pages 137–147, 2002.
- [32] Γεώργιος Α. Γιαννακούλας. *Μηχανικές Ιδιότητες του Αορτικού Τοιχώματος σε Ανευρυσματικές Περιοχές. Υπολογιστική Ανάλυση*. Διδακτορική Διατριβή, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, 2005-2006.
- [33] Αλίκη Δ. Μουράντοβα Γεώργιος Ε. Σταυρουλάκης, Μαρία Ε. Σταυρουλάκης. *Υπολογιστική Μηχανική*. Kallipos, 2015.
- [34] John E. Hall. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. SAUNDERS ELSEVIER, 2006.
- [35] Dieter Stockel. Nitinol - a material with unusual properties. *Endovascular Update*, 683:1–8, 2001.
- [36] MSJ Hashmi SN David Chua, BJ Mac Donald. Finite-element simulation of stent expansion. *Journal of Materials Processing Technology*, pages 335–340, 2001.