



**ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ**  
**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ**  
**ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΠΡΟΪΟΝΤΩΝ**

**ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

του

Χρίστου Ε. Μαυραντζά

*«Μελέτη της εντατικής κατάστασης του τοιχώματος εξατομικευμένων  
ανευρυσμάτων κατιούσας αορτής και του ενδομοσχεύματος αποκατάστασης»*

**ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

Γ. Σταυρουλάκης, Καθηγητής (Επιβλέπων)

Χρ. Μανόπουλος, Επίκ. Καθηγητής ΕΜΠ (Συνεπιβλέπων)

Ν. Μπιλάλης, Καθηγητής

**Χανιά, 2022**

***Η γνώση δεν είναι δύναμη, αλλά μια ανάσα στον διπλανό μας.***

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα Διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, στο πλαίσιο του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών *Σχεδίαση και Παραγωγή Προϊόντων* της Σχολής Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης του Πολυτεχνείου Κρήτης. Ο στόχος της εν λόγω εργασίας είναι η μελέτη της εντατικής κατάστασης του τοιχώματος εξατομικευμένων ανευρυσμάτων κατιούσας θωρακικής αορτής καθώς και του ενδομοσχεύματος αποκατάστασης, σε γεωμετρίες που προέκυψαν από ανασύσταση τομογραφικών δεδομένων με την μέθοδο της αντίστροφης μηχανικής, ώστε να προλεχθεί η ροή του αίματος και η επίδρασή της στα τοιχώματα της κατιούσας θωρακικής αορτής κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Τα ανώνυμα ιατρικά αρχεία παρείχε η Αγγειοχειρουργική Κλινική του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικόν» της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών κατόπιν έγκρισης της Επιτροπής Ηθικής και Δεοντολογίας της Έρευνας. Η υπολογιστική μελέτη πραγματοποιείται με διττή προσέγγιση, αφενός με την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων της γεωμετρίας ως παραμορφώσιμο στερεό σώμα (Finite Element Analysis - FEA) περιγράφοντας την εντατική κατάσταση του τοιχώματος υπό την επίδραση της αναπτυσσόμενης πίεσης εντός της αορτής και αφετέρου μέσω ανάλυσης υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (Computational Fluid Dynamics - CFD), στους σχετικούς όγκους ελέγχου του αίματος. Αυτή η προσέγγιση χρησιμοποιεί δεδομένα για την λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος των ασθενών, από ένα πεδίο τιμών που απαντάται στην βιβλιογραφία. Οι γεωμετρίες, καθώς και τα βιβλιογραφικά στοιχεία που χρησιμοποιούνται αναφέρονται κατ' αποκλειστικότητα σε ανθρώπινο οργανισμό. Χρησιμοποιούνται οι δυνατότητες κατάλληλων ελεύθερων λογισμικών όπως, το FEBio (Finite Elements for Biomechanics) ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, το οποίο είναι ειδικά σχεδιασμένο για εφαρμογές στην εμβιομηχανική, το SimVascular μέσω του οποίου γίνεται η πλεγματοποίηση και στη συνέχεια προλέγεται η ροή του αίματος, οι αναπτυσσόμενες πιέσεις και διατμητικές τάσεις στα τοιχώματα της κατιούσας αορτής επιλύοντας τις εξισώσεις Navier-Stokes. Τέλος, η απεικόνιση των αποτελεσμάτων γίνεται με τη χρήση του λογισμικού ParaView.

## ABSTRACT

This thesis was prepared at the Laboratory of Biofluid Engineering & Biomedical Technology of the National Technical University of Athens, within the framework of the Master's Program in *Product Design and Manufacturing* of the School of Production Engineering and Management of the Technical University of Crete. The aim of this work is to study the stress-strain state and strength of the wall of patient specific descending thoracic aortic aneurysms as well as the repair endograft, in geometries resulting from the reconstruction of tomographic data with the reverse engineering method, in order to predict the blood flow and the effect of the walls of the descending thoracic aorta during a cardiac cycle. The anonymized medical records were provided by the Vascular Surgery Clinic of the «Attikon» University General Hospital of the School of Medicine of the National and Kapodistrian University of Athens, after approval by the Research Ethics and Ethics Committee. The computational study is carried out with a two-fold approach, on the one hand with the Finite Elements Analysis (FEA) of the geometry as a deformable solid body describing the intensive state of the wall under the influence of the developing pressure inside the aorta and on the other hand through Computational Fluid Dynamics analysis (CFD), in the relevant blood control volumes. This approach uses data on the patients' circulatory system function, from a range of values found in the literature. The geometries, as well as the bibliographic data used, refer exclusively to the human body. The capabilities of suitable free software are used, such as FEBio (Finite Elements for Biomechanics) for finite element analysis, which is specially designed for applications in biomechanics, SimVascular through which the meshing is done and then the blood flow, the developing pressures are predicted and shear stresses in the walls of the descending aorta by solving the Navier-Stokes equations. Finally, the visualization of the results is done using the ParaView software.



**Λέξεις Κλειδιά:** Ανιούσα, Θωρακική, Κατιούσα, Κοιλιακή Αορτή, Αορτικό Τόξο, Αορτικό Τοίχωμα, Ανεύρυσμα, Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων, Υπολογιστική Ρευστοδυναμική, Στροβιλότητα, Διακριτοποίηση, Οριακές Συνθήκες, Επιλύτης, Υπολογιστικό Πλέγμα.

**Keywords:** Ascending, Thoracic, Descending, Abdominal Aorta, Aortic Arch, Aortic Wall, Aneurysm, Finite Element Analysis, Computational Fluid Dynamics, Vorticity, Meshing, Boundary Conditions , Solver, Mesh.

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Από τη θέση αυτή θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα κ. Χρήστο Μανόπουλο, Επίκουρο Καθηγητή Ε.Μ.Π. και Διευθυντή του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Τομέα Ρευστών της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών Ε.Μ.Π., για την εμπιστοσύνη του στην ανάθεση της συγκεκριμένης Διπλωματικής Διατριβής, τη συνεχή υποστήριξή του, την αμέριστη βοήθειά του και την άψογη συνεργασία μας σε όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας αυτής. Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον συνεπιβλέποντα Καθηγητή κ. Γεώργιο Σταυρουλάκη για την πολύτιμη συμβολή του σε καθοριστικά ζητήματα που προέκυψαν στην πραγμάτωση αυτής της εργασίας. Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Αγγειοχειρουργούς κ. Ιωάννη Κακίση, Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικόν» της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και κ. Κωνσταντίνο Μουλακάκη, Επιμελητή Α' στην ίδια κλινική και νυν Αναπληρωτή Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ρίου του Τμήματος Ιατρικής, της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Πατρών, για τα δεδομένα των αξονικών τομογραφιών που παρείχαν. Ευχαριστώ επίσης θερμά, το Μεταδιδάκτορα του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π., κ. Αναστάσιο Ράπτη, για την ανεκτίμητη βοήθειά του, οποιαδήποτε στιγμή τη χρειάστηκα. Επιπρόσθετα, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, του φίλους μου και κάθε έναν που στάθηκε αρωγός στην εκπόνηση της εν λόγω Διπλωματικής. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω εκ βάθους καρδιάς, τους Μεταπτυχιακούς μου συναδέλφους κ. Μιχαήλ Δρανδάκη και Γουίλσον Κρίσαν, με τους οποίους συνεργάστηκα εξαιρετικά και στους οποίους είμαι ευγνώμων για το παρόν αποτέλεσμα.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>1</b>
1.1 Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ.....	2
1.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ .....	2
<b>2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....</b>	<b>5</b>
2.1 ΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΑΙΜΑΤΟΣ .....	5
2.1.1 Καρδιά.....	5
2.1.2 Αρτηρίες .....	6
2.1.3 Φλέβες .....	7
2.1.4 Τριχοειδή Αγγεία.....	7
2.2 ΛΕΜΦΙΚΟ ΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ .....	8
2.3 ΣΥΝΘΕΣΗ ΑΓΓΕΙΩΝ .....	10
<b>3 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΑΟΡΤΗΣ.....</b>	<b>12</b>
3.1 ΑΝΙΟΥΣΑ ΑΟΡΤΗ .....	13
3.2 ΑΟΡΤΙΚΟ ΤΟΞΟ .....	13
3.3 ΚΑΤΙΟΥΣΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗ ΑΟΡΤΗ.....	13
3.4 ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ.....	13
<b>4 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ .....</b>	<b>15</b>
4.1 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΚΑΙ ΤΥΠΟΙ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ .....	15
4.2 ΑΙΤΙΑ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ .....	16
4.2.1 Μη συγκεκριμένη Έσω Εκφύλιση .....	17
4.2.2 Ανατομή Αορτής .....	17
4.2.3 Γενετικές Διαταραχές .....	17
4.2.4 Εκ Γενετής Διγλώχινια Αορτική Βαλβίδα.....	18
4.2.5 Μόλυνση.....	19
4.3 ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	19
4.3.1 Ανοιχτή Χειρουργική Επέμβαση.....	19
4.3.2 Ενδοαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος (EVAR) .....	20
<b>5 ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....</b>	<b>21</b>
5.1 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	21
5.2 ΑΝΑΔΟΜΗΣΗ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΓΕΩΜΕΤΡΙΩΝ .....	23
5.3 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	25

5.4 ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΣΕ ΑΓΩΓΟ.....	26
5.5 ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΣΕ ΌΓΚΟ ΑΙΜΑΤΟΣ .....	27
<b>6 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ .....</b>	<b>28</b>
6.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	29
6.2 ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ .....	33
6.3 ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΥΛΙΚΩΝ .....	36
6.3.1 Μοντέλο Gasser - Holzapfel - Ogden .....	36
6.3.2 Μοντέλο Ελαστικού Ισότροπου Υλικού .....	40
6.3.3 Μοντέλο neo – Hookean Υλικού .....	43
6.4 ΦΟΡΤΙΟ ΚΑΤΑΠΟΝΗΣΗΣ.....	44
6.5 ΜΗ ΓΡΑΜΜΙΚΟΣ ΕΠΙΛΥΤΗΣ .....	45
6.5.1 Παράμετροι Ρύθμισης Χρόνου.....	45
6.5.2 Παράμετροι Ρύθμισης Επιλύτη .....	46
6.6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	48
6.6.1 Τάσεις von Mises .....	48
6.6.2 Μετατόπιση .....	52
6.6.3 Κριτήριο Αστοχίας von Mises.....	55
6.7 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	58
<b>7 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ.....</b>	<b>60</b>
7.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΌΓΚΩΝ ΑΙΜΑΤΟΣ.....	61
7.2 ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ .....	62
7.3 ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ.....	64
7.4 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΡΥΘΜΙΣΗΣ ΕΠΙΛΥΤΗ .....	65
7.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	66
<b>8 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>70</b>
<b>9 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....</b>	<b>72</b>
<b>10 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ .....</b>	<b>77</b>
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ FEA .....	78
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ FEA .....	80
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ CFD.....	82
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD.....	84
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ FEA.....	86
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ CFD .....	130



## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 6.1 ΑΡΙΘΜΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΝΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ. ....</b>	<b>32</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 6.2 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΜΟΝΤΕΛΟΥ GOH. ....</b>	<b>39</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 6.3 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ Ε.Ι. ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΓΙΑ ΤΜΗΜΑΤΑ ΑΟΡΤΗΣ. ....</b>	<b>41</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 6.4 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ Ε.Ι. ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΓΙΑ ΤΟ STENT – GRAFT. ....</b>	<b>43</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 7.1 ΑΡΙΘΜΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΝΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΑΙΜΑΤΟΣ. ....</b>	<b>61</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 7.2 ΤΙΜΕΣ ΓΙΑ ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ RCR ΣΕ ΚΑΘΕ ΕΞΟΔΟ. ....</b>	<b>63</b>
<b>ΠΙΝΑΚΑΣ 7.3 ΒΑΣΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ. ....</b>	<b>65</b>

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 2.1 ΚΟΙΛΟΤΗΤΕΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΚΑΙ ΡΟΗ ΑΙΜΑΤΟΣ ΜΕΣΑ ΣΕ ΑΥΤΗ.....	6
ΕΙΚΟΝΑ 2.2 ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ. ....	8
ΕΙΚΟΝΑ 2.3 Η ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	9
ΕΙΚΟΝΑ 2.4 ΔΙΑΜΕΤΡΟΣ ΑΓΓΕΙΩΝ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	9
ΕΙΚΟΝΑ 2.5 ΑΡΙΘΜΟΣ ΑΓΓΕΙΩΝ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ. ....	10
ΕΙΚΟΝΑ 2.6 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΔΟΜΗΣ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ. ....	11
ΕΙΚΟΝΑ 3.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ. ....	12
ΕΙΚΟΝΑ 4.1 ΤΥΠΟΙ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ .....	16
ΕΙΚΟΝΑ 5.1 2D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ CT ΑΣΘΕΝΟΥΣ ΜΕ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ...	22
ΕΙΚΟΝΑ 5.2 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ CT ΑΣΘΕΝΟΥΣ ΜΕ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ...	22
ΕΙΚΟΝΑ 5.3 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΠΕΔΙΟΥ ΕΓΧΡΩΜΩΝ PIXELS.....	23
ΕΙΚΟΝΑ 5.4 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ 3D ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ.....	24
ΕΙΚΟΝΑ 5.5 3D ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ. ....	24
ΕΙΚΟΝΑ 5.6 ΑΟΡΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΜΕΤΑ ΤΙΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΕΣ ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗΣ.....	25
ΕΙΚΟΝΑ 5.7 ΑΟΡΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΩΣ ΑΓΩΓΟΣ. ....	26
ΕΙΚΟΝΑ 5.8 ΑΟΡΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΩΣ ΟΓΚΟΣ ΑΙΜΑΤΟΣ. ....	27
ΕΙΚΟΝΑ 6.1 ΚΡΙΤΗΡΙΟ DELAUNAY. ....	30
ΕΙΚΟΝΑ 6.2 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΑΟΡΤΙΚΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ $A(I)$ . ....	32
ΕΙΚΟΝΑ 6.3 ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΤΗΣ ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ $A(I)$ .....	33
ΕΙΚΟΝΑ 6.4 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΟΡΙΑΚΩΝ ΣΥΝΘΗΚΩΝ ΣΤΑΘΕΡΟΥ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΥ. ....	34
ΕΙΚΟΝΑ 6.5 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΙΕΠΑΦΗΣ ΥΛΙΚΩΝ.....	35
ΕΙΚΟΝΑ 6.6 ΤΟΠΟΛΟΓΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΟΙΚΟΓΕΝΕΙΑΣ ΙΝΩΝ ΚΟΛΛΑΓΟΝΟΥ.....	38
ΕΙΚΟΝΑ 6.7 ΣΧΕΔΙΟ ΣΥΜΜΕΤΡΙΑΣ ΤΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ EVAR.....	42
ΕΙΚΟΝΑ 6.8 ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑ STENT – GRAFT T1N1.....	42
ΕΙΚΟΝΑ 6.9 ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ ΣΤΟ STENT – GRAFT. ....	43
ΕΙΚΟΝΑ 6.10 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ $A(I)$ . ....	50



ΕΙΚΟΝΑ 6.11 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II).....	50
ΕΙΚΟΝΑ 6.12 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III). ....	50
ΕΙΚΟΝΑ 6.13 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(IV).....	51
ΕΙΚΟΝΑ 6.14 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(V). ....	51
ΕΙΚΟΝΑ 6.15 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(VI).....	51
ΕΙΚΟΝΑ 6.16 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ $\sigma_Y$ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(VII). ....	52
ΕΙΚΟΝΑ 6.17 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I). ....	52
ΕΙΚΟΝΑ 6.18 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II).....	53
ΕΙΚΟΝΑ 6.19 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III). ....	53
ΕΙΚΟΝΑ 6.20 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(IV). ....	53
ΕΙΚΟΝΑ 6.21 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(V). ....	54
ΕΙΚΟΝΑ 6.22 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(VI).....	54
ΕΙΚΟΝΑ 6.23 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(VII).....	54
ΕΙΚΟΝΑ 6.24 ΜΕΓΙΣΤΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I).....	55
ΕΙΚΟΝΑ 6.25 ΜΕΓΙΣΤΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III).....	55
ΕΙΚΟΝΑ 6.26 ΚΡΙΤΗΡΙΟ ΑΣΤΟΧΙΑΣ VON MISES.....	56
ΕΙΚΟΝΑ 6.27 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I). ...	57
ΕΙΚΟΝΑ 6.28 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΦΟΡΤΙΣΗΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III). 57	
ΕΙΚΟΝΑ 6.29 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ FEA ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) ΜΕ GOH ΜΟΝΤΕΛΟ. ....	58
ΕΙΚΟΝΑ 7.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΑΟΡΤΙΚΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΟΓΚΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ Α(I)....	62
ΕΙΚΟΝΑ 7.2 ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΡΟΗΣ ΠΟΥ ΕΦΑΡΜΟΖΕΤΑΙ ΣΤΟ ΟΡΙΟ ΕΙΣΟΔΟΥ.....	62
ΕΙΚΟΝΑ 7.3 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΚΥΚΛΩΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ RCR.....	63
ΕΙΚΟΝΑ 7.4 ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΜΕΝΗ ΠΙΕΣΗ ΣΤΟ ΑΚΑΜΠΤΟ ΤΟΙΧΩΜΑ ΣΤΗ ΣΥΣΤΟΛΗ. ....	67
ΕΙΚΟΝΑ 7.5 ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΗ ΤΑΣΗ ΣΤΟ ΑΚΑΜΠΤΟ ΤΟΙΧΩΜΑ ΣΤΗ ΣΥΣΤΟΛΗ.....	67
ΕΙΚΟΝΑ 7.6 ΠΡΟΦΙΛ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΣΤΗ ΣΥΣΤΟΛΗ. ....	68
ΕΙΚΟΝΑ 7.7 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΕΥΣΤΟΥ ΣΤΗ ΔΙΑΣΤΟΛΗ. ....	68
ΕΙΚΟΝΑ 7.8 ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΠΙΕΣΗΣ – ΧΡΟΝΟΥ 5 ΚΑΡΔΙΑΚΩΝ ΠΑΛΜΩΝ.....	69

<b>ΕΙΚΟΝΑ 7.9 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΙΕΣΗΣ – ΧΡΟΝΟΥ ΔΙΑΤΟΜΩΝ ΕΙΣΟΔΟΥ ΚΑΙ ΕΞΟΔΟΥ.....</b>	<b>69</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Α ΚΑΙ Β.....</b>	<b>78</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.2 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Γ, Δ ΚΑΙ Ε.....</b>	<b>79</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.3 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Α ΚΑΙ Β.....</b>	<b>80</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.4 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Γ, Δ ΚΑΙ Ε.....</b>	<b>81</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.5 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD ΑΣΘΕΝΩΝ Α ΚΑΙ Β.....</b>	<b>82</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.6 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD ΑΣΘΕΝΩΝ Γ, Δ ΚΑΙ Ε.....</b>	<b>83</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.7 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ CFD ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Α ΚΑΙ Β.....</b>	<b>84</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.8 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ CFD ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΣΘΕΝΩΝ Γ, Δ ΚΑΙ Ε.....</b>	<b>85</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.9 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG]. ....</b>	<b>86</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.10 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG]. ....</b>	<b>87</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.11 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG]. ....</b>	<b>88</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.12 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG]. ....</b>	<b>89</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.13 E.I.: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG].....</b>	<b>90</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.14 E.I.: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG].....</b>	<b>91</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.15 E.I.: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG]. ....</b>	<b>92</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.16 E.I.: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG]. ....</b>	<b>93</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.17 NEO-HOOKEAN: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG].</b>	<b>94</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.18 NEO-HOOKEAN: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG].</b>	<b>95</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.19 NEO-HOOKEAN: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [100-160MMHG]. ....</b>	<b>96</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.20 NEO-HOOKEAN: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I) [180-240MMHG]. ....</b>	<b>97</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.21 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II) [100-160MMHG].....</b>	<b>98</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.22 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II) [180-240MMHG].....</b>	<b>99</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.23 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II) [100-160MMHG].....</b>	<b>100</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.24 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II) [180-240MMHG].....</b>	<b>101</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.25 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III) [100-160MMHG].....</b>	<b>102</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.26 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III) [180-240MMHG].....</b>	<b>103</b>

<b>EIKONA 9.27 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>104</b>
<b>EIKONA 9.28 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>105</b>
<b>EIKONA 9.29 E.I.: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>106</b>
<b>EIKONA 9.30 E.I.: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>107</b>
<b>EIKONA 9.31 E.I.: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>108</b>
<b>EIKONA 9.32 E.I.: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>109</b>
<b>EIKONA 9.33 NEO-HOOKEAN: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>110</b>
<b>EIKONA 9.34 NEO-HOOKEAN: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>111</b>
<b>EIKONA 9.35 NEO-HOOKEAN: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>112</b>
<b>EIKONA 9.36 NEO-HOOKEAN: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>113</b>
<b>EIKONA 9.37 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>114</b>
<b>EIKONA 9.38 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>115</b>
<b>EIKONA 9.39 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>116</b>
<b>EIKONA 9.40 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>117</b>
<b>EIKONA 9.41 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>118</b>
<b>EIKONA 9.42 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>119</b>
<b>EIKONA 9.43 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>120</b>
<b>EIKONA 9.44 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>121</b>
<b>EIKONA 9.45 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>122</b>
<b>EIKONA 9.46 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>123</b>
<b>EIKONA 9.47 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>124</b>
<b>EIKONA 9.48 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>125</b>
<b>EIKONA 9.49 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>126</b>
<b>EIKONA 9.50 GOH: ΤΑΣΗ VON MISES ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(ΙΙΙ) [180-240mmHg].</b>	<b>127</b>
<b>EIKONA 9.51 GOH: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(ΙΙΙ) [100-160mmHg].</b>	<b>128</b>

<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.52 ΓΟΗ: ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(VII) [180-240mmHg].</b>	<b>129</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.53 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I).</b>	<b>130</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.54 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(I).</b>	<b>131</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.55 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II).</b>	<b>132</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.56 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Α(II).</b>	<b>133</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.57 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III).</b>	<b>134</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.58 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(III).</b>	<b>135</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.59 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(IV).</b>	<b>136</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.60 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Β(IV).</b>	<b>137</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.61 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(V).</b>	<b>138</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.62 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Γ(V).</b>	<b>139</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.63 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(VI).</b>	<b>140</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.64 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Δ(VI).</b>	<b>141</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.65 ΠΙΕΣΗ, vWSS ΚΑΙ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(VII).</b>	<b>142</b>
<b>ΕΙΚΟΝΑ 9.66 ΡΟΪΚΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ Ε(VII).</b>	<b>143</b>

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ ΚΑΙ ΑΚΡΩΝΥΜΙΩΝ

CFD	Computational Fluid Dynamics
cm	centimetre
CT	Computed Tomography
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FEA	Finite Element Analysis
FEBio	Finite Element in Biomechanics
GOH	Gasser Ogden Holzhel
kg	kilogram
MEMS	Microelectro Mechanical System
mm	millimeter
mmHg	millimeters of Mercury
MPa	Mega Pascal
MRI	Magnetic Resonance Imaging
Pa	Pascal
sec	second
stl	stereolithography
E.I.	Ελαστικό Ισότροπο
E.M.Π.	Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
μm	micrometre

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΩΝ

<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ FEA .....</b>	<b>78</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ FEA .....</b>	<b>80</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ CFD.....</b>	<b>82</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD .....</b>	<b>84</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ FEA .....</b>	<b>86</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ CFD.....</b>	<b>130</b>

# 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Από την αρχαιότητα μέχρι και σήμερα, οι ερευνητές της φυσιολογίας των έμβιων όντων, είχαν την απαίτηση να δύνανται να παρατηρούν, να ελέγχουν αλλά και να επηρεάζουν την λειτουργία του κάθε οργανισμού.

Με την παρέλευση των αιώνων, παρατηρείται μια εντεινόμενη συνεισφορά των επιστημών μεταξύ τους, τη λεγόμενη διεπιστημονικότητα. Εξαιτίας αυτού του φαινομένου, προέκυψε ένας νέος κλάδος, η Εμβιομηχανική, όπου άπτεται του ευρύτερου επιστημονικού τόξου της Μηχανικής. Η συγκεκριμένη ειδικότητα έχει τη δυνατότητα, σε συνέργεια με την ιατρική επιστήμη, να ελέγχει, να αιτιολογεί και να προλαμβάνει τυχόν αστοχίες οποιουδήποτε βαθμού επικινδυνότητας, καθώς και να προσθέτει ή να αντικαθιστά προσαρτημένα ή μη στοιχεία στους έμβιους οργανισμούς.

Αυτό το φάσμα δυνατοτήτων που προσφέρει η Εμβιομηχανική, αξιοποιείται και στη παρούσα Διπλωματική. Με τη χρήση τόσο των βιβλιογραφικών στοιχείων που έχουν προκύψει από τις έρευνες των τελευταίων δεκαετιών, όσο και από τα υπολογιστικά εργαλεία που έχουν αναπτυχθεί, θα μελετηθούν οι γεωμετρίες των ασθενών υπό την επίπτωση της ανευρυσματικής νόσου, με στόχο την πρόληψη των απρόσμενων δυσχερών αποτελεσμάτων την εν λόγω ασθένειας και την γενική βελτίωση της υγειονομικής περίθαλψης.

## 1.1 Η έννοια της Εμβιομηχανικής

Η εμβιομηχανική [ $< \acute{\epsilon}\nu + \beta\acute{\iota}\omicron\varsigma + \mu\eta\chi\alpha\nu\iota\kappa\acute{\eta}$ ] έχει οριστεί ως η μελέτη της κίνησης των έμβιων οργανισμών, χρησιμοποιώντας την επιστήμη της Μηχανικής (Hatze, H. 1974). Σύμφωνα με το *Dorland's Illustrated Medical Dictionary*, Εμβιομηχανική είναι η εφαρμογή των νόμων της μηχανικής στα βιολογικά συστήματα και ειδικότερα στο κινητικό σύστημα του ανθρώπινου σώματος (Dorland, W., 2011).

Η μηχανική είναι ο πρώτος τομέας της φυσικής, με τον οποίο ασχολήθηκε ο άνθρωπος ήδη από την αρχαιότητα και αφορά την περιγραφή της κίνησης και το πώς οι δυνάμεις δημιουργούν κίνηση (Knudson, D., 2003). Έτσι, συνδυάζοντας αρχές μηχανικής και σχεδιαστικές έννοιες στην ιατρική και τη βιολογία, η εμβιομηχανική έχει σκοπό τη βελτίωση της συνολικής υγειονομικής περίθαλψης της κοινωνίας και ιδιαίτερα τη ζωή των ατόμων με ιατρικές παθολογικές ιδιαιτερότητες και αναπηρίες.

Ο συνδυασμός της γνώσης και της εμπειρίας όλων των εμπλεκόμενων με τον συγκεκριμένο κλάδο ειδικοτήτων, οδηγεί στην επίλυση προβλημάτων που αντιμετωπίζουν όλοι οι έμβιοι οργανισμοί ανά τους αιώνες. Οι εμβιομηχανικοί επιστήμονες, έχουν τη δυνατότητα πλέον να σχεδιάζουν ιατρικά όργανα, συσκευές και υπολογιστικά εργαλεία και να εκτελούν πληθυσμιακές μελέτες και να διεξάγουν έρευνα για να αποκτήσουν τις γνώσεις που απαιτούνται για την επίλυση κλινικών προβλημάτων. Μόνο στον τομέα της Καρδιολογίας, συσκευές όπως οι διαγνωστικές οθόνες για να μετρούν την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς (ηλεκτροκαρδιογράφοι), η ανάλυση των αερίων που μεταφέρονται στο αίμα, οι βηματοδότες και οι απινιδωτές που βοηθούν την καρδιά να διορθώσει το ρυθμό των παλμών της, καθώς και τα λέιζερ και όλα τα όργανα που χρησιμοποιούνται στις χειρουργικές επεμβάσεις, έφεραν επανάσταση στην υγειονομική περίθαλψη (Sundararajan, V. M., 2019).

## 1.2 Ιστορική Αναδρομή της Εμβιομηχανικής

Η ιστορία της επιστήμης ξεκινά στην αρχαία Ελλάδα. Ο **Σωκράτης** δίδαξε ότι δεν μπορούσαμε να αρχίσουμε να κατανοούμε τον κόσμο γύρω μας μέχρι να κατανοήσουμε τη δική μας φύση.

Ο **Πλάτων** διατύπωσε την άποψη ότι υπάρχει ένα βασίλειο ιδεών ανεξάρτητο από τον κόσμο των αισθήσεων και θεωρούσε τις παρατηρήσεις και τα πειράματα άχρηστα. Ωστόσο, πίστευε ότι τα μαθηματικά ήταν το καλύτερο εργαλείο για την



επιδίωξη της γνώσης. Η αντίληψή του για τα μαθηματικά, ως τη ζωογόνο δύναμη της επιστήμης, δημιούργησε την απαραίτητη υποδομή για να αναπτυχθεί μέσα σε αυτήν η μηχανική.

Ο **Αριστοτέλης** είχε αξιοσημείωτο ταλέντο στην παρατήρηση και εντυπωσιαζόταν από την ανατομία και τη δομή των έμβιων όντων. Πράγματι, ο Αριστοτέλης θα μπορούσε να θεωρηθεί ο πρώτος εμβιομηχανικός, καθώς έγραψε το πρώτο βιβλίο με τίτλο "*De Motu Animalium*" (Περί της κινήσεως των ζώων).

Χρησιμοποιώντας επαγωγικό συλλογισμό και μαθηματικό συλλογισμό, οι τρεις αυτοί άνδρες προσδιόρισαν τα πιο θεμελιώδη επιστημονικά μας εργαλεία: τον επαγωγικό συλλογισμό και τον λογικό συλλογισμό.

Ο **Γαληνός**, ιατρός του Ρωμαίου αυτοκράτορα Μάρκου Αυρηλίου, άφησε το μνημειώδες έργο του "*On the Function of the Parts*" (Περί της λειτουργίας των μερών) ως το βασικό ιατρικό κείμενο στον κόσμο για 1.400 χρόνια. Ωστόσο, για μεγάλο χρονικό διάστημα δεν υπήρξε κάτι παρόμοιο με έναν άλλο εμβιομηχανικό.

Ο **Leonardo da Vinci** έγινε διάσημος ως καλλιτέχνης αλλά εργάστηκε κυρίως ως μηχανικός. Συνέβαλε ουσιαστικά στη μηχανική, με τις ευφάνταστες εφευρέσεις του, συμπεριλαμβανομένων των θαλάσσιων σκι, των αιωροπτεριστών και των υποβρυχίων. Μελετώντας την ανατομία στο πλαίσιο της μηχανικής, απέκτησε γνώσεις στην εμβιομηχανική. Ανέλυσε δυνάμεις που ασκούνται στους μύες, τη σχετική τους κινησιολογία, καθώς και τη λειτουργία των αρθρώσεων.

Η κυριαρχία της ανατομικής θεωρίας του Γαληνού αμφισβητήθηκε όταν, το 1543, σε ηλικία 29 ετών, ο **Andreas Vesalius** δημοσίευσε το υπέροχα εικονογραφημένο κείμενό του "*On the Structure of the Human Body*" (Περί της Δομής του Ανθρώπινου Σώματος).

Το 1658, ο **Giovanni Alfonso Borelli** έγινε ένας από τους πρώτους επιστήμονες που εργάστηκαν σε εργαστήριο. Υπήρξε βασικό στέλεχος στην καθιέρωση της ιατροφυσικής προσέγγισης στην ιατρική, σύμφωνα με την οποία η μηχανική και όχι η χημεία ήταν το κλειδί για την κατανόηση της λειτουργίας του ανθρώπινου σώματος.

Ο μαθητής του Galileo Galilee, **Evangelista Torricelli**, έγραψε το δεύτερο βιβλίο με τίτλο, "*De Motu Animalium*" (Περί της κινήσεως των ζώων), το οποίο και δημοσιεύτηκε λίγο μετά το θάνατό του.

Μετά τον Borelli, υπάρχουν ελάχιστα σημάδια Εμβιομηχανικής στη βιβλιογραφία μέχρι το δεύτερο μισό του 19ου αιώνα, όπου ο **Benno Nigg** ονομάζει «αιώνα του βηματισμού».

Κατά την ίδια περίοδο, ο τομέας της μηχανικής των υλικών άρχισε να ανθίζει στη Γαλλία και τη Γερμανία κάτω από τις απαιτήσεις της εκβιομηχάνισης. Οι μηχανικοί είχαν μάθει για τις κύριες τάσεις από τον **Augustin Cauchy**.

Αυτό οδήγησε στην αναγέννηση της Εμβιομηχανικής των οστών, όταν ο μηχανικός των σιδηροδρόμων **Karl Culmann** και ο ανατόμος **Hermann von Meyer** συναντήθηκαν και συνέκριναν τα μοτίβα των τάσεων σε ένα ανθρώπινο μηριαίο οστό με εκείνα ενός γερανού παρόμοιου σχήματος. Όταν ο **Julius Wolff** ενημερώθηκε για το πείραμα τους, με δική του μελέτη, προέκυψε ο νόμος του Wolff για την αναδιαμόρφωση των οστών, που αποτελεί οδηγό της ορθοπεδικής ιατρικής του 20<sup>ου</sup> αιώνα.

Έχοντας φτάσει στο κατώφλι του 20<sup>ου</sup> αιώνα, αρχίζει ένα εντελώς νέο γενεαλογικό δέντρο με εμβιομηχανικούς επιστήμονες, όπως ο Wolff, που κάνουν ανακαλύψεις και προκύπτει ένας μεγάλος αριθμός επιφανών εμβιομηχανικών στοχαστών του 20<sup>ου</sup> αιώνα.

Οι επιστημονικοί κλάδοι προέκυψαν κατά τη διάρκεια του 18ου αιώνα, όταν οι επιστήμονες άρχισαν να οργανώνονται με σκοπό την καλλιέργεια και την προώθηση της επιστήμης. Τώρα πλέον, υπάρχουν διεπιστημονικοί κλάδοι όπως βιοχημεία, βιοφυσική και η επίσημα η Εμβιομηχανική (Martin, 1999).

Στην Ελλάδα, μόλις το 2005 ιδρύθηκε η Ελληνική Εταιρεία Εμβιομηχανικής (ΕΛΕΜΒΙΟ), η οποία είναι ένας μη κερδοσκοπικός επιστημονικός σύλλογος με στόχο να φέρει σε επικοινωνία ακαδημαϊκούς, ερευνητές, επαγγελματίες και νέους επιστήμονες που δραστηριοποιούνται στο χώρο της Εμβιομηχανικής, σε ευρύ φάσμα ερευνητικών πεδίων όπως Αθλητισμός, Εργονομία, Βιοϋλικά, Καρδιαγγειακό Σύστημα, Μυοσκελετικό Σύστημα, Νευρομυϊκό Σύστημα, Ορθοπεδική, Ανάλυση Βάδισης και Οδοντιατρική (Hellenic Society of Biomechanics, 2019)

# 2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ

## ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από δύο ξεχωριστά, αλλά συνδεδεμένα μεταξύ τους υπό- συστήματα: το αγγειακό σύστημα αίματος (καρδιαγγειακό σύστημα), που μεταφέρει το αίμα και το λεμφικό αγγειακό σύστημα που συλλέγει και απομακρύνει την περίσσεια του εξωκυττάριου υγρού (λέμφος), από τους μεσοκυττάριους χώρους προς το αγγειακό σύστημα του αίματος (Gartner and Hiatt, 2014).

### 2.1 Αγγειακό Σύστημα Αίματος

Το αγγειακό σύστημα του αίματος ή αλλιώς καρδιαγγειακό σύστημα, έχει ως στόχο την μεταφορά του αίματος, θρεπτικών συστατικών, αερίων (οξυγόνο, διοξείδιο του άνθρακα, αζώτου), ορισμένων πρωτεϊνών και ορμονών σε όλο το σώμα ενός οργανισμού, καθώς και τη διάχυση της θερμότητας σε αυτό (Standring, S., 2021).

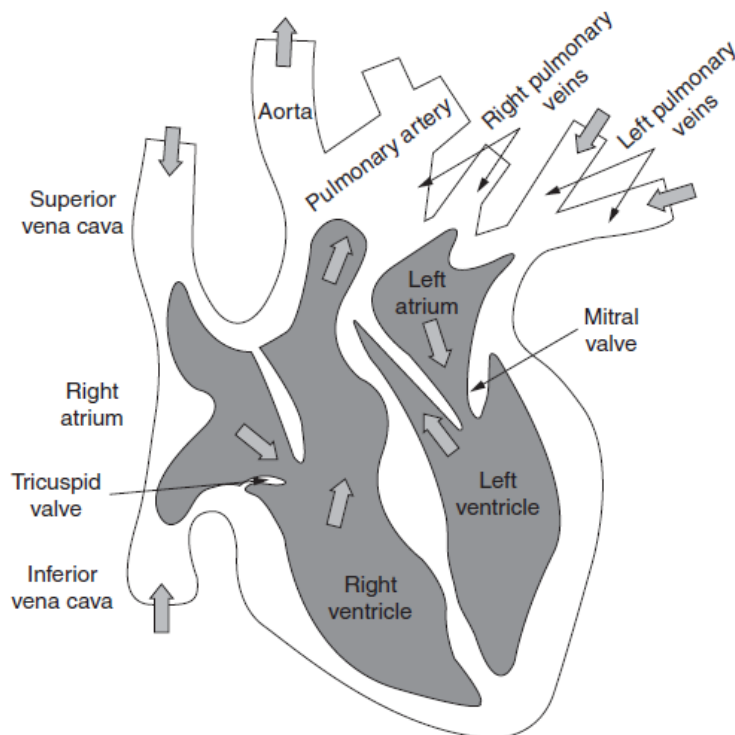
Το αίμα κυκλοφορεί μέσα σε ένα σύστημα που αποτελείται από την καρδιά, τις αρτηρίες, τις φλέβες και τα τριχοειδή αγγεία.

#### 2.1.1 Καρδιά

Η καρδιά, λειτουργεί ως αντλία και αναγκάζει το αίμα, λόγω της υψηλής αναπτυσσόμενης πίεσης, να συνωθηθεί στις αρτηρίες που μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά στο υπόλοιπο σώμα του οργανισμού.

Πρακτικά, η καρδιά είναι ένα όργανο με τέσσερις κοιλότητες. Πιο συγκεκριμένα, αποτελείται από δύο κόλπους και δύο κοιλίες. Οι κόλποι (δεξιός και αριστερός), μετά τη λήψη αίματος από τις πνευμονικές φλέβες, την άνω και κάτω κοίλη φλέβα και τον στεφανιαίο κόλπο, το διοχετεύουν (μετά την διάνοιξη της τριγλώχινας και μιτροειδούς βαλβίδας, αντίστοιχα) στις κοιλίες (δεξιά και αριστερή). Οι συσπάσεις των κοιλιών στη συνέχεια, προωθούν το αίμα είτε από τη δεξιά κοιλία στον πνευμονικό κορμό για κατανομή στους πνεύμονες είτε από την αριστερή κοιλία στην αορτή (στην ένωση

της αορτικής βαλβίδας με τον κόλπο Valsalva και την αορτική ρίζα) για κατανομή στο υπόλοιπο σώμα (Gartner and Hiatt, 2014).



**Εικόνα 2.1** Κοιλότητες καρδιάς και ροή αίματος μέσα σε αυτή.

Τα βέλη δείχνουν τη κατεύθυνση της ροής του αίματος. (Waite, L., 2005)

### 2.1.2 Αρτηρίες

Οι αρτηρίες, εξ ορισμού, μεταφέρουν το αίμα από το καρδιά προς το υπόλοιπο σώμα του οργανισμού και ταξινομούνται σε τρεις κατηγορίες: ελαστικού τύπου αρτηρίες (γνωστές ως αγωγιμες ή μεγάλες), μυϊκού τύπου αρτηρίες και τα αρτηρίδια (Gartner and Hiatt, 2014).

#### 2.1.2.1 Ελαστικού Τύπου Αρτηρίες

Οι ελαστικού τύπου αρτηρίες έχουν τη μεγαλύτερη διάμετρο από τις τρεις ομάδες αρτηριών. Ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά τους, είναι η ικανότητά τους να επιμηκύνονται και να συγκρατούν επιπλέον όγκο αίματος, εκτελώντας έτσι τη λειτουργία ενός θαλάμου «χωρητικότητας» ρευστού. Οι ελαστικού τύπου αρτηρίες έχουν πολύ παχύ στρώμα σε σύγκριση με άλλες κατηγορίες. Η αορτή είναι η μεγαλύτερη σε μέγεθος ελαστικού τύπου αρτηρία (Waite, L., 2005).

#### 2.1.2.2 Μυϊκού Τύπου Αρτηρίες

Οι μυϊκού τύπου αρτηρίες είναι αρτηρίες μεσαίου μεγέθους. Λειτουργικά, οι μυϊκού τύπου αρτηρίες μπορούν να αλλάξουν διάμετρο για να επηρεάσουν τη ροή μέσω της αγγειοσυστολής και αγγειοδιαστολής. Οι περισσότερες αρτηρίες είναι μυϊκού τύπου αρτηρίες.

#### 2.1.2.3 Αρτηρίδια

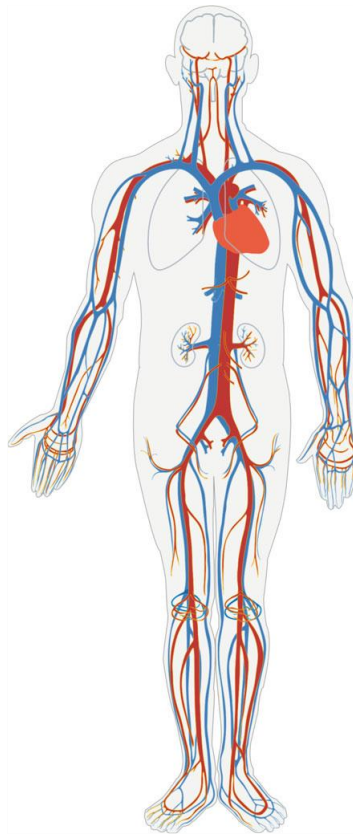
Ως αρτηρίδια ορίζονται εκείνες οι αρτηρίες που έχουν διάμετρο μικρότερη από 0,5 mm. Τα αρτηρίδια έχουν ένα μυϊκό χιτώνα που είναι ένα έως πέντε στρώματα παχύς. Αυτά τα στρώματα αποτελούνται εξ ολοκλήρου από λεία μυϊκά κύτταρα. Τα αρτηρίδια επίσης δεν διαθέτουν μεγάλο εξωτερικό περίβλημα (Waite, L., 2005).

#### 2.1.3 Φλέβες

Οι φλέβες μεταφέρουν το αίμα από τους ιστούς του σώματος προς την καρδιά. Γενικά, οι διάμετροι των φλεβών είναι μεγαλύτερες από αυτές των αντίστοιχων αρτηριών. Ωστόσο, οι φλέβες έχουν λεπτότερο τοίχωμα, αφού δεν υπάρχει η απαίτηση να αντέχουν σε υψηλές αρτηριακές πιέσεις. Επιπλέον, οι φλέβες έχουν λιγότερα στρώματα λείων μυϊκών κυττάρων στον εσωτερικό χιτώνα σε σχέση τις αρτηρίες. Υπάρχουν τρεις κατηγορίες φλεβών: οι μικρές, οι μεσαίες και οι μεγάλες.

#### 2.1.4 Τριχοειδή Αγγεία

Τα τριχοειδή είναι πολύ μικρά αγγεία που αποτελούνται από ένα ενιαίο στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων με τη διαφορά ότι δεν διαθέτουν λεία μυϊκά κύτταρα, σχηματίζοντας έτσι στενά αγγειακά κανάλια διαμέτρου 8 έως 10  $\mu\text{m}$  και συνήθως το μήκος τους είναι μικρότερο από 1 mm. Χρησιμοποιούν στην ανταλλαγή των αερίων και στη διάχυση ουσιών διαμέσου του τοιχώματος τους. Υπάρχουν τρεις τύποι τριχοειδών αγγείων, τα συνεχή, τα θυριδωτά και τα ημιτονοειδή ή ασυνεχή (Gartner and Hiatt, 2014).



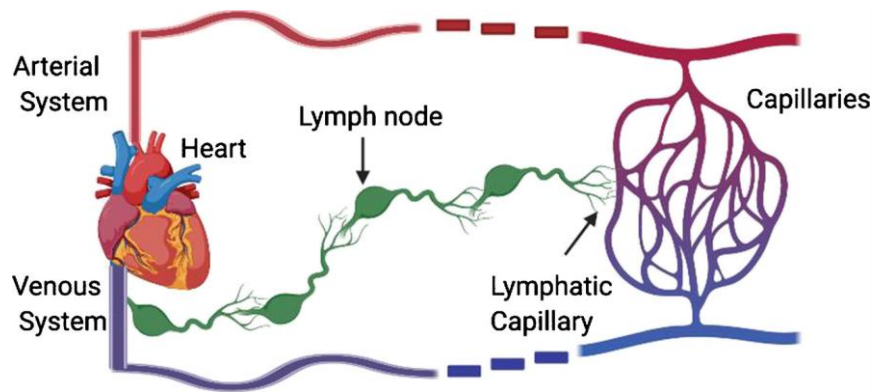
**Εικόνα 2.2** Σχηματική αναπαράσταση καρδιαγγειακού συστήματος.

Φαίνονται οι αρτηρίες σε κόκκινο και οι φλέβες σε μπλε χρώμα.

(Hoskins, Lawford and Doyle, 2017)

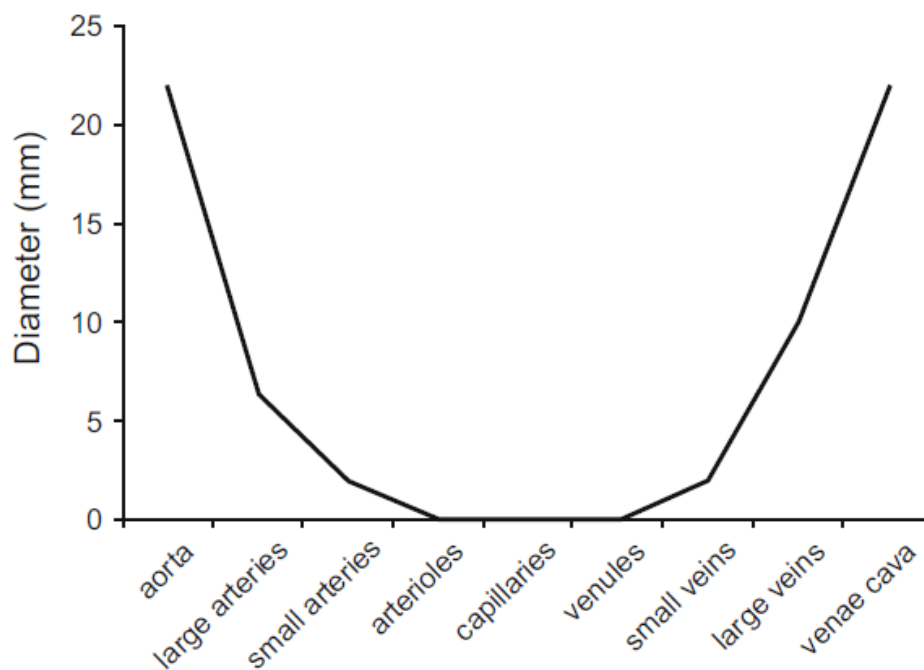
## 2.2 Λεμφικό Αγγειακό Σύστημα

Το λεμφικό σύστημα σχηματίζεται από ένα δίκτυο αγγείων και εξειδικευμένων οργάνων που είναι ζωτικής σημασίας για τη διατήρηση τόσο της εντοπισμένης όσο και της συστηματικής ανοσίας. Το λεμφικό σύστημα αποτελείται από τα λεμφικά τριχοειδή αγγεία, τα λεμφικά αγγεία (βαλβίδες), τους λεμφαδένες, τα λεμφικά αγγεία με μυϊκά τοιχώματα, το θωρακικό πόρο και το δεξιό μείζονα λεμφικό πόρο (Giuliano Mariani, Giuliano and H William Strauss, 2008)

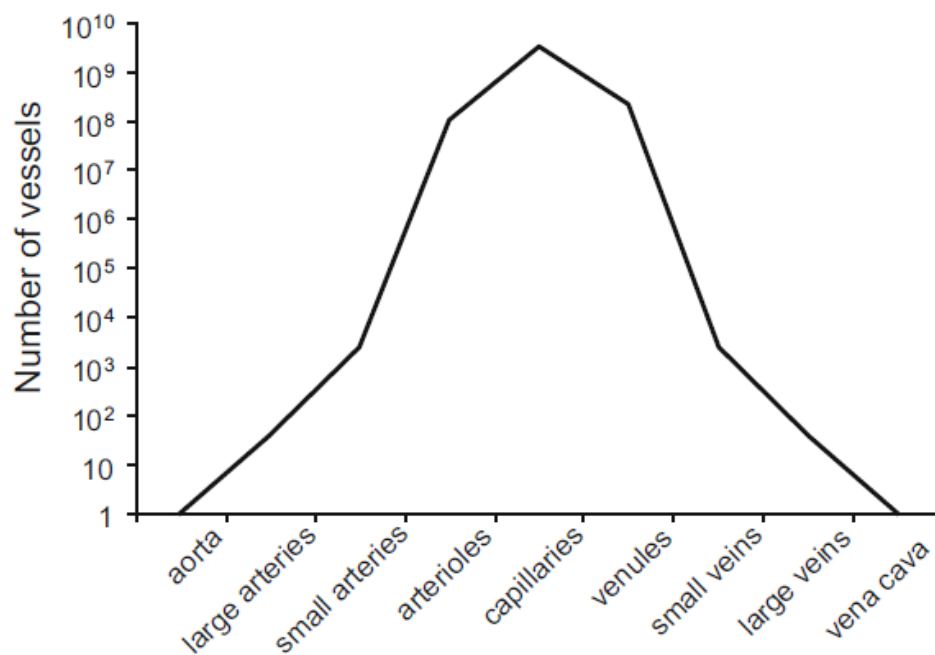


**Εικόνα 2.3** Η λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος.

Το καρδιαγγειακό και λεμφικό σύστημα δουλεύουν παράλληλα. Τα λεμφικά τριχοειδή αγγεία μαζεύουν μακρομόρια και το υγρό των ιστών από τα τριχοειδή αγγεία, περνούν από το λεμφικό σύστημα μέσω μιας σειράς λεμφαδένων και στη συνέχεια εισέρχεται στην κυκλοφορία μέσω του θωρακικού πόρου προς την κοίλη φλέβα. Τα αγγεία με κόκκινο και μπλε αντιπροσωπεύουν αρτηρίες και φλέβες, αντίστοιχα (Przysinda, Feng and Li, 2020).



**Εικόνα 2.4** Διάμετρος αγγείων καρδιαγγειακού συστήματος.



**Εικόνα 2.5** Αριθμός αγγείων καρδιαγγειακού συστήματος.

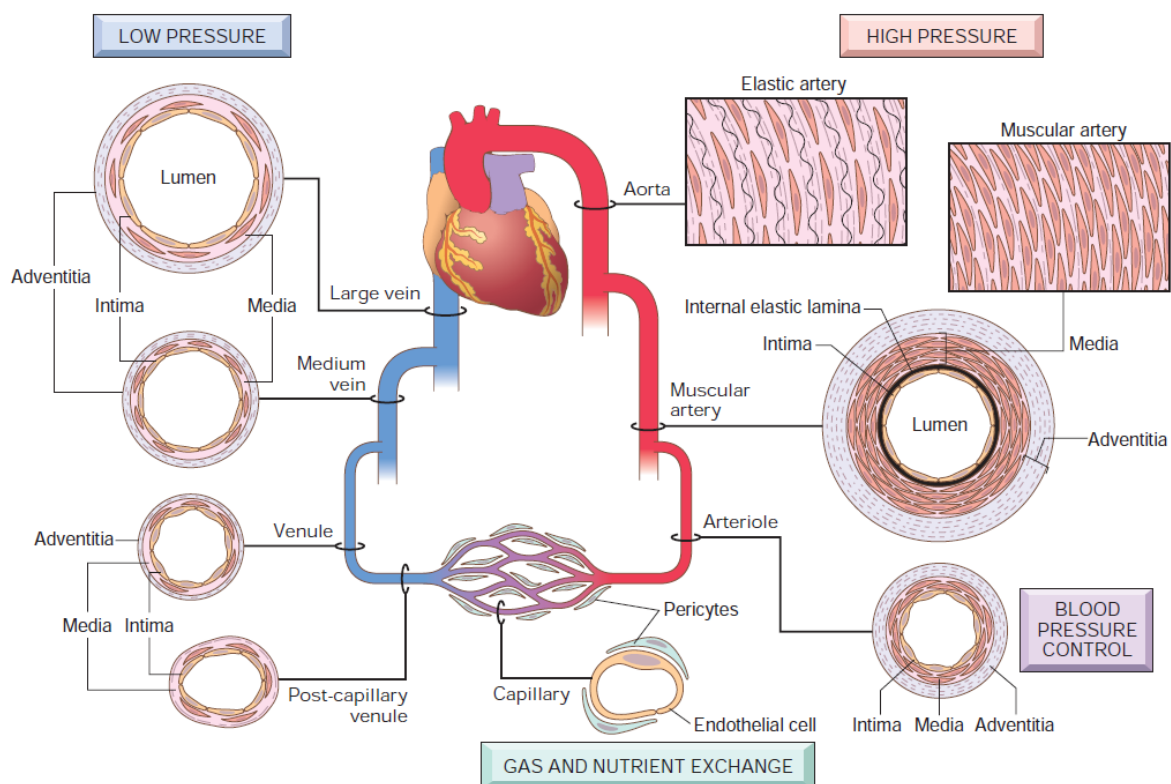
## 2.3 Σύνθεση Αγγείων

Το τοίχωμα των αγγείων, εξ' ορισμού, αποτελούνται από τρία στρώματα, τα οποία είναι τα εξής:

- Έξω χιτώνας (Adventitia): Το εξωτερικό στρώμα, που αποτελείται κυρίως από ίνες κολλαγόνου σε στρώματα με σπειροειδή τρόπο.
- Μέσος χιτώνας (Media): Ένα στρώμα που αποτελείται από λείους μυς, φύλλα ελαστίνης (στρωμένα περιφερειακά) και ίνες κολλαγόνου.
- Έσω χιτώνας (Intima): Το εσωτερικό στρώμα, που αποτελείται από ένα μόνο στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων. Αυτά ευθυγραμμίζουν τον αυλό και ως εκ τούτου έρχονται σε επαφή με το αίμα που ρέει. Υπάρχει επίσης μια βασική μεμβράνη αμέσως κάτω από το ενδοθήλιο.



Από μηχανικής άποψης, τα δύο κύρια συστατικά του τοιχώματος του αγγείου είναι η ελαστίνη και το κολλαγόνο. Η ελαστίνη είναι υψηλά παραμορφώσιμο υλικό, με χαμηλό μέτρο ελαστικότητας (Young), ενώ το κολλαγόνο έχει μη γραμμική συμπεριφορά με υψηλές τιμές στο μέτρο ελαστικότητας και υψηλή αντοχή στη θραύση. Η αναλογία της ελαστίνης προς το κολλαγόνο είναι ο κύριος καθοριστικός παράγοντας της συνολικής ελαστικής συμπεριφοράς του αγγείου. Εάν η αναλογία είναι υψηλή, το αγγείο είναι ελαστικό και παραμορφώνεται κατά την αύξηση της πίεσης. Εάν η αναλογία είναι χαμηλή, το αγγείο δεν παραμορφώνεται ιδιαίτερα υπό συνθήκες αυξημένης πίεσης (Hoskins, Lawford and Doyle, 2017).

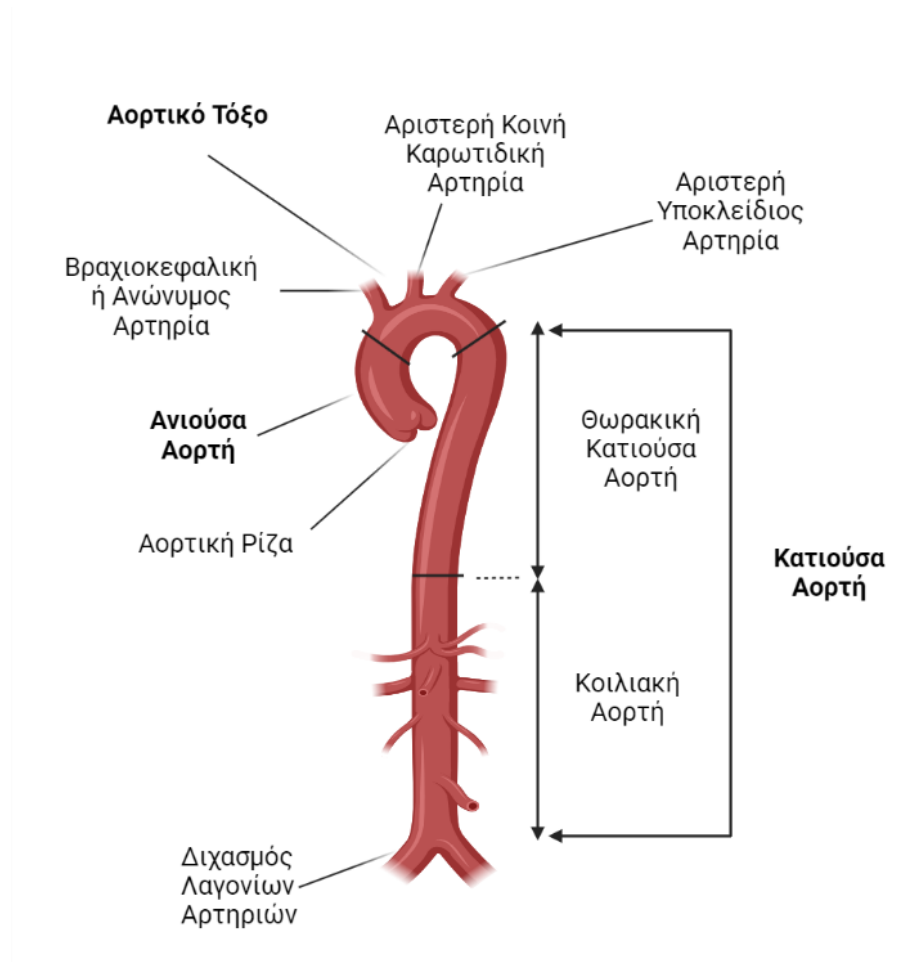


**Εικόνα 2.6** Απεικόνιση κατηγοριοποίησης και δομής των αγγείων.

(Kumar, 2020)

### 3 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΑΟΡΤΗΣ

Η αορτή είναι το κύριο αιμοφόρο αγγείο του οργανισμού, που εκφύεται από τη βάση της αριστερής κοιλίας και εκτείνεται στην ανιούσα αορτή, η οποία συνεχίζει προς τα αριστερά σχηματίζοντας το αορτικό τόξο. Το αορτικό τόξο με τη σειρά είναι συνεχές με την κατιούσα θωρακική αορτή, η οποία εκτείνεται σε κοιλιακή αορτή και καταλήγει στο διχασμό της δεξιάς και αριστερής λαγόνιας αρτηρίας (Subramaniam, Park and Subramaniam, 2011).



**Εικόνα 3.1** Ανατομία της αορτής.

### 3.1 Ανιούσα Αορτή

Η ανιούσα αορτή φύεται από το πάνω μέρος της αριστερής κοιλίας της καρδιάς, στο επίπεδο του τρίτου πλευρικού χόνδρου και έχει μήκος περίπου 5 cm. Με πορεία προς τα πάνω, πρόσθια και αριστερά, συνεχίζεται η δομή της αορτής ως αορτικό τόξο και εκτείνεται παράλληλα με το άξονα της καρδιάς. Έχει τρεις μικρές εξογκώσεις, που ονομάζονται αορτικοί κόλποι ή κόλποι Valsalva και βρίσκονται απέναντι από τα άκρα της αορτικής βαλβίδας.

### 3.2 Αορτικό Τόξο

Το αορτικό τόξο ξεκινά στο επίπεδο της δεύτερης στερνοπλευρίας άρθρωσης, στη δεξιά πλευρά ως συνέχεια της ανιούσας αορτής και με πορεία προς τα αριστερά και μπροστά από την τραχεία, που σχηματίζει την κατιούσα θωρακική αορτή στο επίπεδο του τέταρτου θωρακικού σπονδύλου. Υπάρχουν τρεις κλάδοι που φύονται από το άνω τμήμα του αορτικού τόξου: η βραχιοκεφαλική ή ανώνυμος αρτηρία, η αριστερή κοινή καρωτιδική αρτηρία και η αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (βλ. Εικόνα 3.1).

### 3.3 Κατιούσα Θωρακική Αορτή

Η κατιούσα θωρακική αορτή περιέχεται στο τμήμα του οπίσθιου μεσοθωράκιου, στην αριστερή πλευρά της σπονδυλικής στήλης (Subramaniam, Park and Subramaniam, 2011). Ξεκινά στο κάτω όριο του τέταρτου θωρακικού σπονδύλου όπου είναι συνεχής με το αορτικό τόξο. Καθώς κατεβαίνει καμπυλώνει προς τα δεξιά και στο κάτω μέρος του βρίσκεται μπροστά από τη σπονδυλική στήλη. Έπειτα, απομακρύνεται από το οπίσθιο μεσοθωράκιο στο επίπεδο του δωδέκατου θωρακικού σπονδύλου, περνώντας μεταξύ του χιτώνα του διαφράγματος (Jacob, 2007). Οι κλάδοι των αρτηριών της κατιούσας θωρακικής αορτής χωρίζονται κυρίως σε σπλαχνικούς και πλευρικούς. Οι σπλαχνικοί κλάδοι κατανέμονται στο περικάρδιο, στο βρογχικό κλάδο, στον οισοφαγικό κλάδο και στο μεσοθωράκιο. Ο πλευρικοί κλάδοι είναι οι μεσοπλεύριοι, υποπλεύριοι και άνω φρενικές αρτηρίες (Subramaniam, Park and Subramaniam, 2011).

### 3.4 Κοιλιακή Αορτή

Η κοιλιακή αορτή ξεκινά στο αορτικό άνοιγμα του διαφράγματος, μπροστά από το κάτω όριο του δωδέκατου θωρακικού σπονδύλου, τελειώνει στον τέταρτο οσφυϊκό

σπόνδυλο και χωρίζεται στις δύο κοινές λαγόνιες αρτηρίες (διχασμός λαγονίων αρτηριών). Εκτός από την κατάληξη των λαγονίων αρτηριών, δημιουργούνται κατά μήκος της κοιλιακής αορτής, οι σπλαχνικοί (εντοσθιακοί) και πλευρικοί κλάδοι αρτηριών. Οι εν λόγω κλάδοι χωρίζονται σε μονοφυείς και διφυείς. Ως προς τους σπλαχνικούς, μονοφυείς κλάδοι είναι το στέλεχος της κοιλιακής αρτηρίας, η άνω μεσεντέριος και η κάτω μεσεντέριος αρτηρία, ενώ οι διφυείς κλάδοι είναι η νεφρική, η μέση επινεφρική και ορχική ή ωοθηκική αρτηρία. Οι πλευρικοί κλάδοι προς το κοιλιακό τοίχωμα είναι οι διφυείς κάτω φρενικές και οι οσφυϊκές αρτηρίες και η μονοφυής μέση ιερή αρτηρία (Subramaniam, Park and Subramaniam, 2011).

# 4 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ

Η λέξη «ανεύρυσμα», εν γένει, σημαίνει διεύρυνση και μπορεί να οριστεί ως μόνιμη και μη αναστρέψιμη τοπική διαστολή ενός αιμοφόρου αγγείου. Αυτή η «μη φυσιολογική» διαστολή εφαρμόζεται και στα τρία στρώματα του αγγειακού τοιχώματος: τον εσωτερικό, τον μέσο και τον εξωτερικό χιτώνα (Sakalihasan et al., 2011).

Το ανεύρυσμα είναι μια μόνιμη εντοπισμένη (δηλ. εστιακή) διαστολή ενός αγγείου που έχει τουλάχιστον 50% αύξηση στη διάμετρο σε σύγκριση με την αναμενόμενη φυσιολογική διάμετρο του εν λόγω αγγείου.

Είναι προφανές ότι οι φυσιολογικές τιμές των διαστάσεων των αγγείων, εξαρτώνται από τη μέθοδο μέτρησης, καθώς και από την ηλικία, το φύλο, την αρτηριακή πίεση και άλλα χαρακτηριστικά – παράγοντες, που διέπουν τόσο τη φυσιολογία της ιστολογίας, όσο και τη λειτουργία του οργανισμού του ασθενούς (Johnston et al., 1991).

Σε ένα ανεύρυσμα υπάρχει αύξηση της διαμέτρου τόσο του εσωτερικού όσο και του εξωτερικού τοιχώματος. Αντίθετα στην περίπτωση ύπαρξης αθηρωματικής πλάκας, η διάμετρος του εξωτερικού τοιχώματος αυξάνεται προς τα έξω λόγω αναδιαμόρφωση αλλά η διάμετρος του εσωτερικού τοιχώματος (τουλάχιστον αρχικά) παραμένει αμετάβλητη (Hoskins, Lawford and Doyle, 2017).

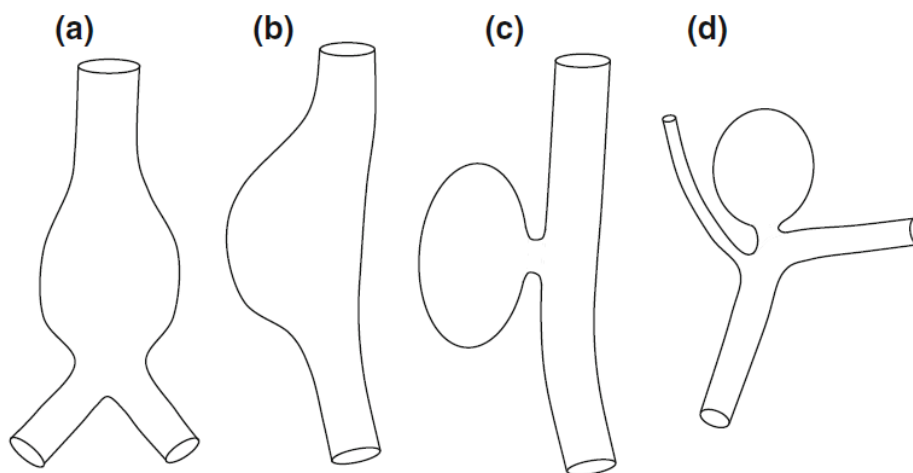
## 4.1 Ταξινόμηση και Τύποι Ανευρυσμάτων

Καμία ταξινόμηση των αγγειακών ανευρυσμάτων με βάση έναν μόνο παράγοντα δεν έχει αποδειχθεί απολύτως ικανοποιητική. Επομένως, συνιστάται η ταξινόμηση των ανευρυσμάτων με συνδυασμό των ακόλουθων παραγόντων:

1. θέση,
2. προέλευση,
3. ιστολογικά χαρακτηριστικά και
4. κλινικοπαθολογικές εκδηλώσεις.

Σε οποιαδήποτε συγκεκριμένη έκθεση, μπορεί να είναι σκόπιμο να επιλεγεί μόνο ένας από αυτούς τους παράγοντες ως βάση ταξινόμησης (Johnston et al., 1991).

Οι κύριοι τύποι ανευρύσματος είναι το ατρακτοειδές και το σακοειδές ανεύρυσμα ή ανεύρυσμα μούρου. Τα ατρακτοειδή ανευρύσματα εμφανίζονται συχνότερα στην κοιλιακή αορτή και σε μικρότερο βαθμό στις ιγνυακές και στις εγκεφαλικές αρτηρίες. Τα σακοειδή ανευρύσματα εμφανίζονται συχνότερα στις εγκεφαλικές αρτηρίες, όπου αντιπροσωπεύουν το 80-90% του συνόλου των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων.



**Εικόνα 4.1** Τύποι ανευρύσματος

**a** και **b** ατρακτοειδή ανευρύσματα, **c** και **d** σακοειδή ανευρύσματα

(Hoskins, Lawford and Doyle, 2017).

Τα ανευρύσματα της αορτής μπορούν, ανάλογα με την θέση εμφάνισής τους, να ταξινομηθούν σε θωρακικά (25,9%), κοιλιακά (62,7%), θωρακοκοιλιακά (8,3%) και μη καθορισμένο (3,0%) (Hiratzka et al., 2010).

## 4.2 Αίτια Δημιουργίας Ανευρύσματος

Στην παρούσα Διπλωματική Εργασία θα αναφερθούν τα αίτια δημιουργίας ανευρύσματος, στο τμήμα της κατιούσας θωρακικής αορτής, καθώς οι ασθενείς που θα μελετηθούν στα επόμενα Κεφάλαια, παρουσιάζουν ανευρυσματική νόσο στο εν λόγω ανατομικό τμήμα.

Οι παράγοντες που δημιουργούν πρόσφορο έδαφος για σχηματισμό ανευρύσματος είναι κατά κύριο λόγο γενετικοί και περιβαλλοντικοί (Mehra et al., 2011).

Η φυσιολογική αορτή αντλεί την ελαστικότητα και την αντοχή της σε εφελκυσμό από το μέσο χιτώνα του τοιχώματος, που περιλαμβάνει φύλλα ελαστίνης, κολλαγόνου και λείων μυϊκών κυττάρων.

Η συντριπτική πλειοψηφία των ανευρυσμάτων κατιούσας θωρακικής αορτής, σχετίζεται με την αθηροσκλήρωση και οι παράγοντες κινδύνου για το σχηματισμό ανευρύσματος είναι οι ίδιοι με αυτούς της αθηροσκλήρωσης (π.χ. υπέρταση, υπερχοληστερολαιμία, κάπνισμα. Ωστόσο, παραμένει ασαφές, εάν στην πραγματικότητα ευθύνεται η αθηροσκλήρωση για τον σχηματισμό του ανευρύσματος. Φαίνεται πιθανό ότι υπάρχει μια πολυπαραγοντική, συστημική αιτιολογική διαδικασία, όπως το ελάττωμα στις δομικές πρωτεΐνες των αγγείων, με την αθηροσκλήρωση να εμφανίζεται δευτερογενώς ως αίτιο.

#### 4.2.1 Μη συγκεκριμένη Έσω Εκφύλιση

Ιστολογικά ευρήματα ήπιας έσω εκφύλισης, συμπεριλαμβανομένου του κατακερματισμού των ελαστικών ινών και απώλειας λείων μυϊκών κυττάρων, αναμένονται από την γήρανση της αορτής. Μια προχωρημένη, επιταχυνόμενης μορφής έσω εκφύλιση, οδηγεί σε προοδευτική εξασθένηση του τοιχώματος της αορτής, σε σχηματισμό ανευρύσματος και τελικά ρήξη του τοιχώματος της αορτής. Ωστόσο, η υποκείμενη αιτία της νόσου της έσω εκφύλισης, παραμένει άγνωστη.

#### 4.2.2 Ανατομή Αορτής

Η αορτική ανατομή συνήθως ξεκινά ως ρήξη στον εσωτερικό χιτώνα του αορτικού τοιχώματος. Έτσι ξεκινά ένας προοδευτικός διαχωρισμός των μεσαίων στρωμάτων και δημιουργεί δύο κανάλια μέσα στην αορτή. Αυτό το συμβάν εξασθενεί εις βάθος το αορτικό τοίχωμα και συχνά οδηγεί σε σχηματισμός ανευρύσματος.

#### 4.2.3 Γενετικές Διαταραχές

##### 4.2.3.1 Σύνδρομο Marfan

Το σύνδρομο Marfan είναι μια διαταραχή που χαρακτηρίζεται από μια μετάλλαξη του γονιδίου ινιδίνης, στο χρωμόσωμα 15. Οι ασθενείς συνήθως παρουσιάζουν ψηλό ανάστημα, υπερκινητικότητα των αρθρώσεων, πρόπτωση μιτροειδούς βαλβίδας και ανευρύσματα αορτής. Το αορτικό τοίχωμα είναι αποδυναμωμένο από τον κατακερματισμό των ελαστικών ινών και την εναπόθεση

εκτεταμένων ποσοτήτων βλεννοπολυσακχαριτών. Η παραδοσιακή άποψη είναι ότι η μη φυσιολογική ινιδίνη στην εξωκυτταρική μήτρα, μειώνει την αντοχή του συνδετικού ιστού, που οδηγεί σε ανωμαλίες της ελαστικότητας του τοιχώματος και έτσι, η αορτή προδιατίθεται σε δημιουργία ανευρύσματος, υπό την επίδραση έντονης διάτασης του τοιχώματός της.

#### 4.2.3.2 Αγγειακό Σύνδρομο Ehlers-Danlos (Τύπος IV)

Το σύνδρομο Ehlers-Danlos (τύπου IV) αγγειακού τύπου, χαρακτηρίζεται από ελάττωμα στη σύνθεση κολλαγόνου τύπου III. Τα ανευρύσματα και οι ανατομές της θωρακικής αορτής είναι λιγότερο συνηθισμένα, σε αυτό το σύνδρομο, αλλά όταν συμβαίνουν, αποτελούν μια ιδιαίτερα απαιτητική χειρουργική επέμβαση λόγω της μειωμένης ακεραιότητας του αορτικού ιστού. Η απότομη αρτηριακή ρήξη, που συνήθως αφορά τα μεσεντέρια αγγεία, είναι η πιο κοινή αιτία θάνατο σε αυτούς τους ασθενείς (Qureshi, Conway and Greenberg, 2011).

#### 4.2.3.3 Σύνδρομο Loeys-Dietz

Το σύνδρομο Loeys-Dietz είναι μια διαταραχή του συνδετικού ιστού που προδιαθέτει τα άτομα σε αορτικά και αρτηριακά ανευρύσματα. Πρόκειται για μια αυτοσωματική διαταραχή του συνδετικού ιστού που αρχικά χαρακτηρίστηκε από αορτικά ανευρύσματα και γενικευμένη αρτηριακή στρέβλωση, καθώς και από άλλες παθήσεις όπως ο υπερτελορισμός (MacCarrick et al., 2014).

#### 4.2.3.4 Κληρονομικότητα Ανευρυσμάτων Αορτής

Περίπου το 20% των ασθενών με ανευρύσματα θωρακικής αορτής και ανατομές έχουν γενετική προδιάθεση (συγγενής πρώτου βαθμού με ανευρύσματα αορτής ή ανατομές), χωρίς να έχουν οποιαδήποτε από τις προαναφερθείσες διαταραχές του συνδετικού ιστού.

#### 4.2.4 Εκ Γενετής Διγλώχινα Αορτική Βαλβίδα

Η εκ γενετής διγλώχινα αορτική βαλβίδα είναι η πιο κοινή εκ γενετής δυσπλασία της καρδιάς. Οι ασθενείς με μια τέτοια παθολογία έχουν αυξημένη συχνότητα σχηματισμού ανευρύσματος ανιούσας αορτής και συνήθως πιο γρήγορο ρυθμό διεύρυνσής του. Το ποσοστό 50-70% των ενηλίκων με διγλώχινα αορτική βαλβίδα, αλλά χωρίς σημαντική δυσλειτουργία της βαλβίδας, έχουν ηχοκαρδιογραφικά ανιχνεύσιμη



διάταση της αορτής. Αυτή η διαστολή συνήθως περιορίζεται στην ανιούσα αορτή και την αορτική ρίζα.

#### 4.2.5 Μόλυνση

Η βακτηριακή μόλυνση στο αορτικό τοίχωμα μπορεί να οφείλεται σε βακτηριακή ενδοκαρδίτιδα ή επέκταση από μολυσμένο θρόμβο μέσα σε προϋπάρχον ανεύρυσμα. Η μόλυνση συχνά προκαλεί σακοειδή ανευρύσματα που εντοπίζονται σε περιοχές του αορτικού ιστού που έχουν καταστραφεί από το μολυσματική διεργασία.

#### Αποκατάσταση Ανευρυσματικής Γεωμετρίας

Η χειρουργική ή η ενδοαγγειακή αποκατάσταση, συνιστάται συχνά για την πρόληψη της νοσηρότητας και της θνησιμότητας του ασθενή, που σχετίζονται με τη ρήξη του ανευρύσματος. Ωστόσο, ο βέλτιστος χρόνος χειρουργικής επέμβασης για ανεύρυσμα θωρακικής αορτής είναι αβέβαιος, ιδιαίτερα για ανευρύσματα μεγέθους μικρότερου των 50 mm, όπου η πλειοψηφία των ασθενών έχει ήδη κάποια καρδιαγγειακή πάθηση, που αυξάνει τους κινδύνους που συνδέονται με τη χειρουργική επέμβαση. Έτσι, πολλοί ασθενείς πεθαίνουν από άλλα καρδιαγγειακά αίτια πριν από τη ρήξη του ανευρύσματος.

#### 4.3.1 Ανοιχτή Χειρουργική Επέμβαση

Με βάση τις μελέτες, η επέμβαση αποκατάστασης συνιστάται όταν η διάμετρος ενός ανευρύσματος ανιούσας αορτής είναι μεγαλύτερη από 5,5 cm, ενός ανευρύσματος κατιούσας θωρακικής αορτής είναι μεγαλύτερη από 6,5 cm, ή όταν ο ρυθμός διαστολής είναι μεγαλύτερος από 1 cm/έτος. Σε ασθενείς με διαταραχές του συνδετικού ιστού, όπως τα σύνδρομα Marfan και Loeys-Dietz, το όριο της διαμέτρου πριν την επέμβαση και ο ρυθμός ανάπτυξης είναι χαμηλότερο σε σχέση με ασθενείς δίχως τα εν λόγω σύνδρομα (5 cm για την ανιούσα αορτή και 6 cm για την κατιούσα θωρακική αορτή).

Οι περισσότεροι ανευρυσματικοί ασθενείς είναι ασυμπτωματικοί μέχρι τη στιγμή της ρήξης, επομένως υπάρχει χρόνος για ενδελεχής προεγχειρητική αξιολόγηση και βελτίωση της τρέχουσας κατάστασης της υγείας τους. Αντίθετα, οι ασθενείς που παρουσιάζουν συμπτώματα συχνά χρειάζονται επείγουσα χειρουργική επέμβαση δεδομένου ότι διατρέχουν αυξημένο κίνδυνο ρήξης. Η εμφάνιση νέου πόνου σε ασθενείς με γνωστά ανευρύσματα είναι ιδιαίτερα ανησυχητική, γιατί μπορεί να προαναγγέλλει σημαντική διαστολή, διαρροή ή επικείμενη ρήξη. Επειδή οι επεμβάσεις ανοιχτής χειρουργικής παράγουν χειρότερα αποτελέσματα από τις προληπτικές επεμβάσεις, η

επείγουσα παρέμβαση προορίζεται για ασθενείς που παρουσιάζουν ρήξη ή οξεία ανατομή.

#### 4.3.2 Ενδοαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος (EVAR)

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση των ανευρυσμάτων της αορτής (Endovascular Repair - EVAR) με μόσχευμα (stent – graft) έχει γίνει αποδεκτή επιλογή θεραπείας για ανευρυσματικούς ασθενείς. Το 1991, ο **Parodi** και οι συνεργάτες του, ανέφεραν ότι χρησιμοποιούν ενδοαγγειακή μεταμόσχευση stent – graft για την αποκατάσταση ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής. Μόνο 3 χρόνια μετά τη δημοσίευση αυτής της θεμελιώδους έκθεσης, ο **Dake** και οι συνεργάτες του ανέφεραν ότι διεξήγαγαν ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος κατιούσας θωρακικής αορτής με «σπιτικά» μοσχεύματα stent – graft σε 13 ασθενείς (Qureshi, Conway and Greenberg, 2011).

Τα δεδομένα πριν την αποκατάσταση και τοποθέτηση ενδομοσχεύματος σε ανεύρυσμα κατιούσας θωρακικής αορτής, αφορούν μέγεθος διαμέτρου αορτής μεγαλύτερο από 6 έως 6,5 cm, που χαρακτηρίζεται ως το κατώφλι του κινδύνου ρήξης. Ασθενείς με ανευρύσματα μεγαλύτερα από 6 cm έχουν 14,1% κίνδυνο ρήξης, ανατομής ή θανάτου, σε σύγκριση με 6,5% για ασθενείς με ανευρύσματα μεταξύ 5 και 6 cm.

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος υπερτερεί έναντι της ανοιχτής χειρουργικής επέμβασης λόγω της αποφυγής θωρακοτομής ή στερνοτομής, μειωμένης απώλειας αίματος και μειωμένης ισχαιμίας των σχετικών με την όλη διαδικασία οργάνων (Nation and Wang, 2015).

# 5 ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

Η επεξεργασία εικόνας και η επιστημονική οπτικοποίηση είναι δύο ξεχωριστές διαδικασίες στον χώρο της επιστημονικής έρευνας, οι οποίες συχνά λειτουργούν αλληλένδετα και είναι από τους πιο δυναμικούς και καινοτόμους ερευνητικούς τομείς τις τελευταίες δεκαετίες. Η υψηλή αύξηση αυτού του ενδιαφέροντος οφείλεται στις απαιτήσεις διαφόρων σχετικών εφαρμογών, όπως η επεξεργασία και οπτικοποίηση επιστημονικών δεδομένων, η υπολογιστική επεξεργασία των ιατρικών εικόνων για διάγνωση και παροχή βοήθειας στην κλινική παρέμβαση, καθώς και η τρισδιάστατη ανακατασκευή και παρακολούθηση παραμορφώσεων σε εμβιομηχανικές μελέτες. Η επεξεργασία εικόνας αναφέρεται στη βελτίωση και τη μετατροπή των εικόνων για την προετοιμασία τους για ποσοτική ανάλυση. Η επιστημονική οπτικοποίηση είναι η γραφική επικοινωνία των δεδομένων τόσο με τις τάσεις όσο και με τις ανωμαλίες των γεωμετριών, ώστε να αναγνωρίζονται ευκολότερα.

## 5.1 Απεικόνιση Γεωμετρίας

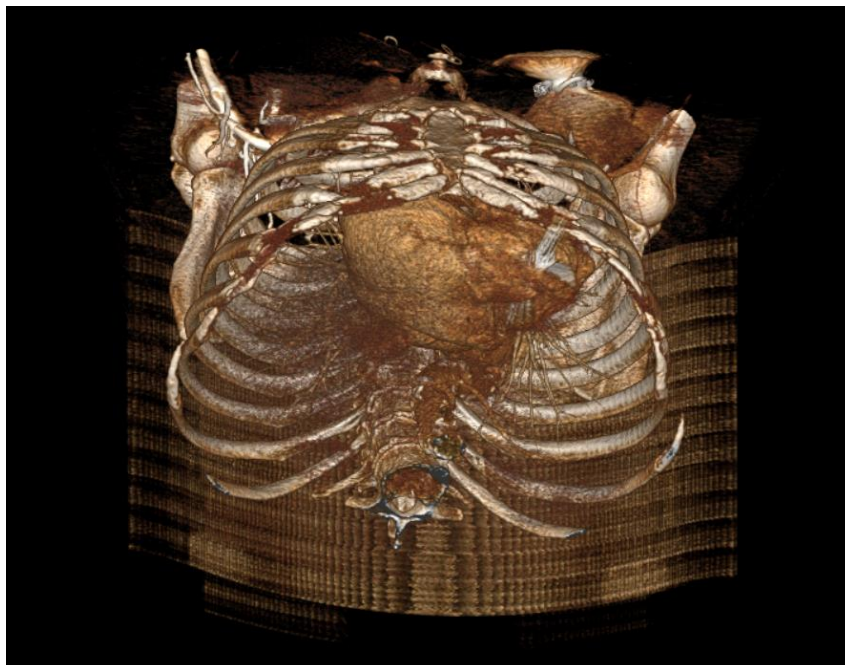
Οι τεχνολογίες απεικόνισης όπως η υπολογιστική τομογραφία (CT - Computed Tomography) και η μαγνητική απεικόνιση συντονισμού (MRI - Magnetic Resonance Imaging), έχουν αναπτυχθεί εντατικά και χρησιμοποιούνται πλέον ευρέως στην ιατρική, και τη μηχανική επιστήμη για τη μελέτη των εσωτερικών δομών μιας μεγάλης ποικιλίας δειγμάτων και οργάνων (Lechelek et al., 2022).

Σε αυτόν τον τομέα, τα αρχεία DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine - Ψηφιακή Απεικόνιση και Επικοινωνίες στην Ιατρική) παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον, διότι μπορούν να παρέχονται από μια ποικιλία συσκευών απεικόνισης, όπως ο μαγνητικός ή ο αξονικός τομογράφος. Η μαγνητική τομογραφία συντονισμού (MRI) έχει χρησιμοποιηθεί εδώ και δεκαετίες για τη λήψη εικόνων από το τμήμα του εγκεφάλου ανθρώπων, επιτρέποντας την εξέταση της ανατομίας και της λειτουργίας του απεικονιζόμενου οργάνου (Fajar et al., 2020).

Η απεικόνιση των αρχείων DICOM πραγματοποιείται μέσα από ειδικά λογισμικά απεικόνισης. Στην εν λόγω Διπλωματική χρησιμοποιήθηκε το πακέτο λογισμικού *RadiAnt™ DICOM VIEWER*. Το συγκεκριμένο πακέτο προσφέρει τη δυνατότητα απεικόνισης των δισδιάστατων ιατρικών τομογραφιών, καθώς και την αντίστοιχη προκύπτουσα τρισδιάστατη γεωμετρία.



**Εικόνα 5.1** 2D Απεικόνιση CT ασθενούς με ανεύρυσμα θωρακικής αορτής.



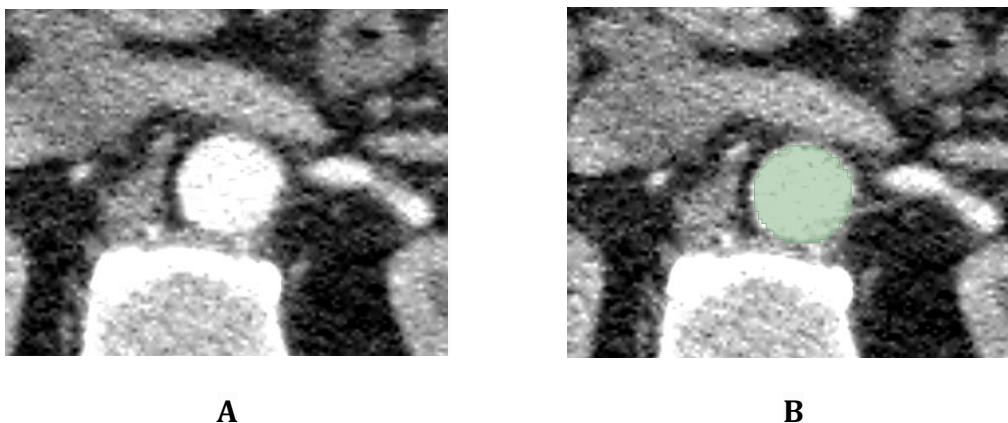
**Εικόνα 5.2** 3D Απεικόνιση CT ασθενούς με ανεύρυσμα θωρακικής αορτής.

## 5.2 Αναδόμηση Αορτικών Γεωμετριών

Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορεί να υπάρχει ένα αντικείμενο χωρίς τεχνικές λεπτομέρειες, όπως σχεδιασμός, ιδιότητες υλικών ή άλλα μηχανολογικά δεδομένα. Η διαδικασία αντιγραφής και ψηφιοποίησης ενός υπάρχοντος εξαρτήματος χωρίς την ύπαρξη ψηφιακού μοντέλου είναι γνωστή ως αντίστροφη μηχανική. Η αντίστροφη μηχανική χρησιμοποιείται πλέον ευρέως σε πολλές εφαρμογές (Vinesh Raja and Fernandes, 2008).

Από τα δεδομένα των DICOM αρχείων μπορεί να αναδομηθεί τρισδιάστατα η απεικονιζόμενη γεωμετρία με τη χρήση της αντίστροφης μηχανικής και ειδικών λογισμικών πακέτων. Εν προκειμένω χρησιμοποιήθηκε το *3D Slicer*, ένα δωρεάν πακέτο λογισμικού ανοιχτού κώδικα, πολλαπλών πλατφορμών που χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική, τη βιοϊατρική και γενικότερα την έρευνα απεικόνισης.

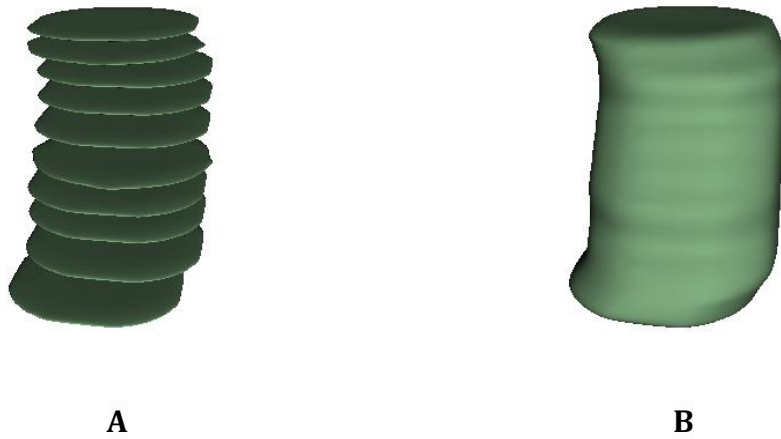
Υπάρχει η δυνατότητα δημιουργίας ενός πεδίου (μάσκας) χρωματισμένων pixels στην κατάλληλη περιοχή της τομογραφίας όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.3.



**Εικόνα 5.3** Δημιουργία πεδίου έγχρωμων pixels.

Μορφή τομογραφίας πριν τη δημιουργία του πεδίου (A) και μετά (B).

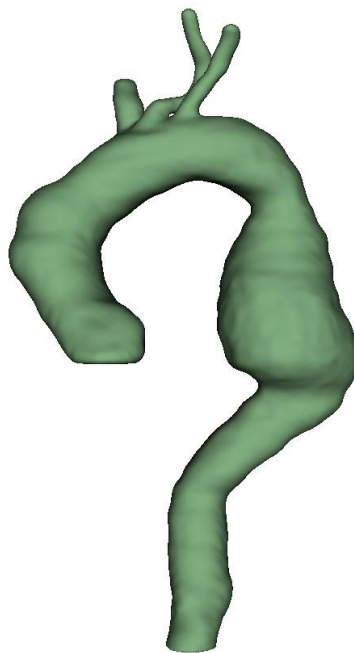
Εάν η διαδικασία της δημιουργίας αυτού του πεδίου, εφαρμοστεί σε κάθε τομή της τομογραφίας (slice by slice), τότε θα προκύψει μια τρισδιάστατη γεωμετρία. Στην παρούσα Διπλωματική εφαρμόστηκε αυτή η διαδικασία, καθώς και μια παραλλαγή της, αυτή της παρεμβολής. Πρόκειται για μια διαδικασία που βασίζεται πάλι στη δημιουργία πεδίου έγχρωμων pixels, με τη διαφορά ότι αντί για την εφαρμογή της σε κάθε τομή της τομογραφίας, πραγματοποιείται σε έναν αντιπροσωπευτικό με την προς δημιουργία γεωμετρία αριθμό τομών και στη συνέχεια με χρήση της μεθόδου παρεμβολής προκύπτει η τρισδιάστατη τελική γεωμετρία (Fill between slices).



**Εικόνα 5.4** Δημιουργία 3D γεωμετρίας.

A: Δημιουργία πεδίου έγχρωμων pixels σε αντιπροσωπευτικές τομές της τομογραφίας,  
 B: Προκύπτουσα 3D γεωμετρία είτε με τη μέθοδο slice by slice είτε με τη μέθοδο Fill between slices.

Η τελική γεωμετρία του αορτικού μοντέλου, που προκύπτει από την διαδικασία δημιουργίας πεδίων έγχρωμων pixels, φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



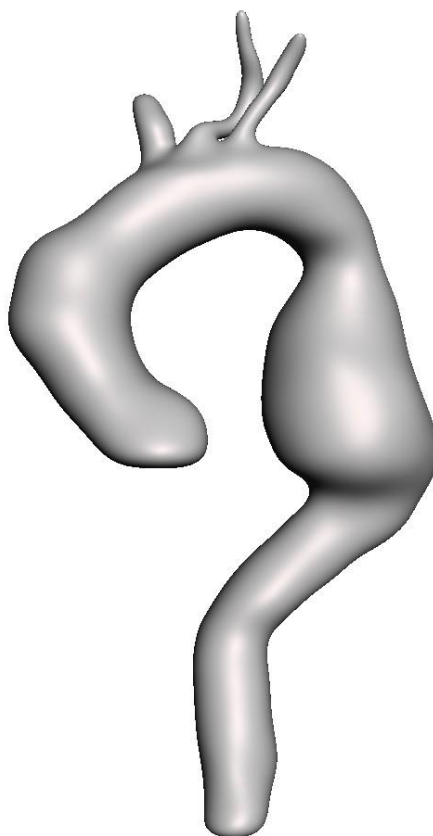
**Εικόνα 5.5** 3D γεωμετρία αορτικού μοντέλου.

Σημειώνεται, ότι στην εν λόγω Διπλωματική, πραγματοποιήθηκε ανασύσταση 7 αορτικών γεωμετρικών μοντέλων, καθώς και ότι δεν εφαρμόστηκε κάποιο είδος εξομάλυνσης της γεωμετρίας.

### 5.3 Εξομάλυνση Γεωμετρίας

Η επιφάνεια της γεωμετρίας που προκύπτει μετά την ολοκλήρωση της ανασύστασης στο 3D Slicer, διακατέχεται από τραχύτητα. Για να μπορέσει η προκύπτουσα ψηφιακή γεωμετρία είτε να μελετηθεί υπολογιστικά μέσω ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, είτε να εκτυπωθεί τρισδιάστατα, απαιτείται να έχει ιδιαίτερα χαμηλή επιφανειακή τραχύτητα, για την αποφυγή συγκέντρωσης τάσεων και άσκοπων εξογκώσεων αντίστοιχα. Η επίτευξη χαμηλής επιφανειακής τραχύτητας, πραγματοποιείται μέσω διαδικασιών εξομάλυνσης (smoothing - sculpting). Οι διαδικασίες αυτές εκτελούνται σε πακέτα λογισμικού, όπως το *Autodesk Meshmixer<sup>TM</sup>*, που χρησιμοποιήθηκε και στην παρούσα Διπλωματική.

Σημαντικό ρόλο παίζει η σωστή εκλογή της τιμής των χαρακτηριστικών εξομάλυνσης. Το αποτέλεσμα της επιφάνειας της γεωμετρίας που προκύπτει, έπειτα από την εφαρμογή των διαδικασιών εξομάλυνσης, φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.

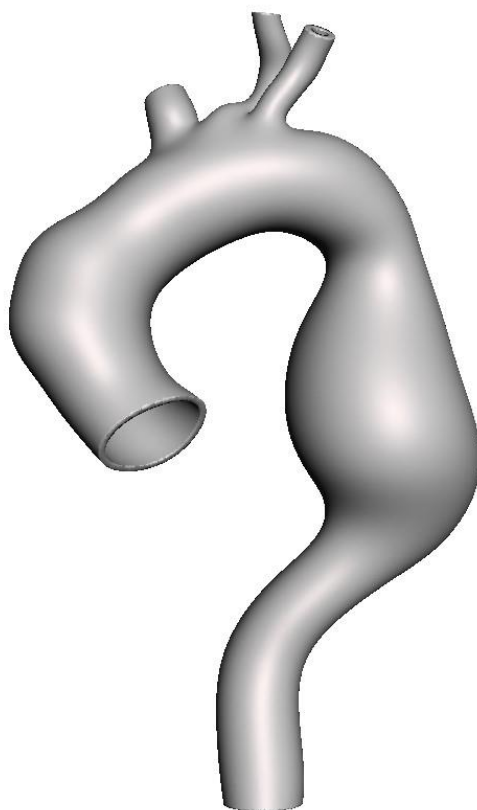


**Εικόνα 5.6** Αορτικό μοντέλο μετά τις διαδικασίες εξομάλυνσης.

## 5.4 Μετατροπή Γεωμετρίας σε Αγωγό

Το ψηφιακό γεωμετρικό μοντέλο μέχρι στιγμής, αποτελεί πρακτικά, μια κλειστή κοιλότητα, της οποίας το τοίχωμα είναι μια επιφάνεια, δίχως πάχος. Για να μπορέσει το προκύπτον γεωμετρικό μοντέλο να χρησιμοποιηθεί σε περαιτέρω εμβιομηχανικές μελέτες, απαιτείται να μετατραπεί σε έναν στερεό αγωγό και έτσι το τοίχωμά του να αποκτήσει πάχος. Ταυτόχρονα, η κάθε γεωμετρία απαιτείται να τμηθεί σε κατάλληλα επίπεδα ώστε να προκύψει η είσοδος και οι έξοδοι του ρευστού. Αυτές οι δύο διαδικασίες (τμήση – cut και δημιουργία αγωγού – offset), λαμβάνουν χώρα επίσης στο Autodesk Meshmiser™.

Το πάχος του τοιχώματος της αορτής παρουσιάζει μεταβολές ανάλογα με το τμήμα της αορτής (ανιούσα, κατιούσα, κοιλιακή αορτή, αορτικό τόξο), την ύπαρξη ανευρύσματος ή όχι στο κάθε τμήμα, την ηλικία και το φύλο του ασθενή. Αυτή η μεταβλητότητα του πάχους του τοιχώματος έχει συμπεριληφθεί, λαμβάνοντας υπόψη τα δεδομένα της διεθνούς βιβλιογραφίας, εφαρμοσμένα σε κάθε ασθενή ξεχωριστά. Συνολικά παρουσιάζονται όλες οι γεωμετρίες στο Παράρτημα 1.



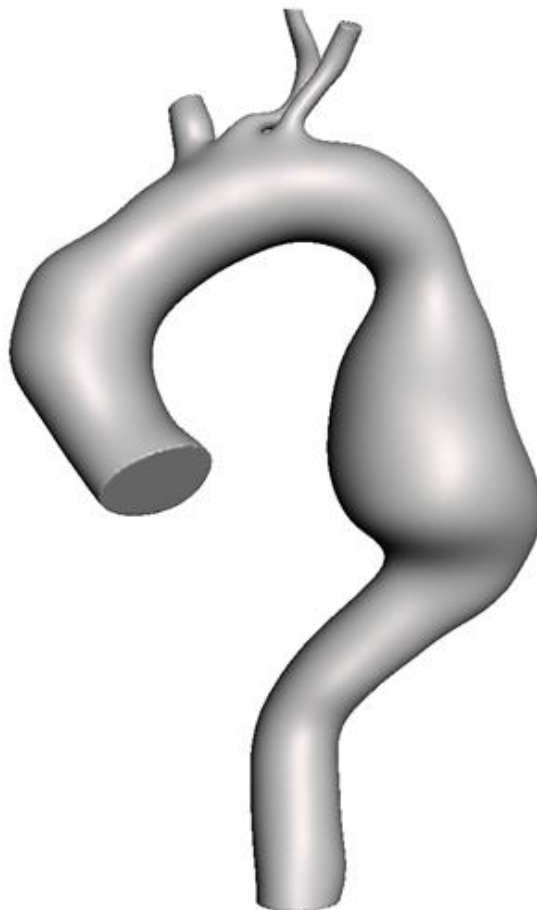
**Εικόνα 5.7** Αορτικό μοντέλο ως αγωγός.



## 5.5 Μετατροπή Γεωμετρίας σε Όγκο Αίματος

Εάν χρησιμοποιηθεί η προκύπτουσα γεωμετρία ως δεδομένο χωρικό όριο, τότε υπάρχει η δυνατότητα, να καλυφθεί ο όγκος που περικλείεται από το αορτικό τοίχωμα και να δημιουργηθεί ένας νέος όγκος. Ο συγκεκριμένος όγκος, αποτελεί ουσιαστικά τον όγκο του αίματος που ρέει εντός του αγγείου της αορτής. Η διαδικασία της δημιουργίας αυτού του όγκου, πραγματοποιείται στο Meshmixer Autodesk.

Σημειώνεται, ότι ο όγκος που προκύπτει, απαιτείται να υποβληθεί σε διαδικασία επιφανειακής εξομάλυνσης (smoothing – sculpting), ώστε να αποφευχθούν στοιχεία συγκέντρωσης τάσεων και ροϊκών διαταραχών. Οι εν λόγω όγκοι, θα χρησιμοποιηθούν στην υπολογιστική ρευστοδυναμική. Συγκεντρωτικά, οι συγκεκριμένες γεωμετρίες παρουσιάζονται στο Παράρτημα 3.



**Εικόνα 5.8** Αορτικό μοντέλο ως όγκος αίματος.

# 6 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Ο *Hrennikoff*, το 1941, διακριτοποίησε μια συνεχή περιοχή χρησιμοποιώντας μια αναλογία πλέγματος. Δυο χρόνια αργότερα, ο *Courant* υπολόγισε τη στρεπτική απόκλιση ενός κοίλου άξονα, διαιρώντας τη διατομή του σε τρίγωνα και χρησιμοποιώντας τμηματικές συναρτήσεις σχήματος για την παρεμβολή. Αξίζει να σημειωθεί, ότι προηγούμενα αποτελέσματα από ορισμένους μαθηματικούς, συμπεριλαμβανομένων των *Rayleigh*, *Ritz* και *Galerkin* για την επίλυση των σχετικών μερικών διαφορικών εξισώσεων, συνεισέφεραν σημαντικά στη θεωρία των μεθόδων ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων.

Ο *Clough*, το 1960, επινόησε την έννοια της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Το κίνητρό του ήταν να χρησιμοποιήσει τη συγκεκριμένη ανακάλυψη, για να αναλύσει τη κατανομή της πίεσης πάνω από τις πτέρυγες αεροσκάφους. Οι *Zienkiewicz* και *Cheung* εξέδωσαν το 1967 το πρώτο βιβλίο στον τομέα της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (Zhuming Bi, 2018).

Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (Finite Element Analysis - FEA) είναι ένα ανερχόμενο και σημαντικό ερευνητικό εργαλείο, που πλέον εφαρμόζεται και σε εμβιομηχανικές αναλύσεις στη ιατρική έρευνα (Trivedi, 2014).

Πρόκειται για έναν τύπο αριθμητικού υπολογισμού για την προσέγγιση της λύσης σε ένα μαθηματικό μοντέλο. Οι θεωρίες και οι μέθοδοι προέκυψαν από την ανάγκη επίλυσης πολύπλοκων προβλήματα ελαστικότητας και δομικής ανάλυσης στη μηχανική.

Το πρώτο δίπλωμα ευρεσιτεχνίας που σχετίζεται με το FEA κατατέθηκε για μια σειρά συστημάτων ταξινόμησης από την Εφαρμοσμένη Έρευνα Δεδομένων και το πρώτο πρωτότυπο λογισμικό αναπτύχθηκε το 1965. Ήταν η προέλευση του εμπορικού λογισμικού NASA Structural Analysis (NASTRAN). Τα εμπορικά πακέτα λογισμικού FEA στις πρώτες τους γενιές αναπτύχθηκαν τη δεκαετία του 1970.

Σήμερα, η FEA χρησιμοποιείται για την εύρεση κατά προσέγγιση λύσεων ενός μεγάλου φάσματος εφαρμογών όπως κατανομές τάσεων, ροή ρευστού, μεταφορά θερμότητας και δομικές διεπαφές ρευστών.

Σε αυτό το Κεφάλαιο της Διπλωματικής, θα πραγματοποιηθεί μη γραμμική δομική ανάλυση στερεού σώματος, όπου μπορεί να προσδιοριστεί η μετατόπιση και η τάση που αναπτύσσεται στον όγκο της γεωμετρίας κάτω από συνθήκες στατικής φόρτισης. Η ανάλυση μπορεί να είναι είτε γραμμική είτε μη γραμμική. Μια γραμμική ανάλυση μοντέλου υποθέτει ότι το υλικό λειτουργεί στην ελαστική του περιοχή και δεν υπάρχει πλαστική παραμόρφωση. Αντίθετα, σε μη γραμμικό μοντέλο ανάλυσης, περιλαμβάνεται η προκύπτουσα πλαστική παραμόρφωση (Zhuming Bi, 2018).

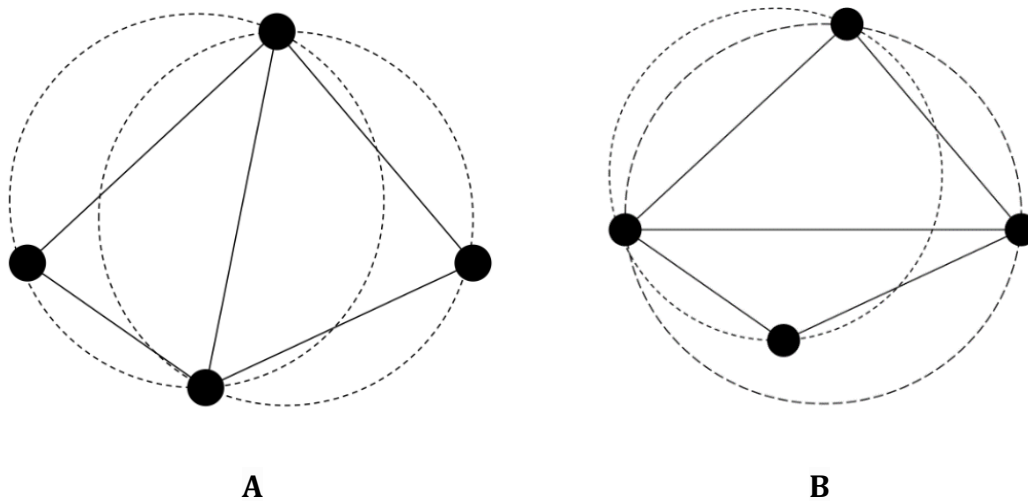
## 6.1 Διακριτοποίηση Γεωμετρίας

Η διακριτοποίηση, επίσης γνωστή ως δημιουργία πλέγματος, ορίζεται ως η διαδικασία διάσπασης ενός φυσικού τομέα σε μικρότερους υπό - τομείς (συνήθως ονομάζονται στοιχεία). Η διακριτοποίηση είναι απαραίτητη για να διευκολυνθεί η αριθμητική επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων. Ουσιαστικά, η γεωμετρία πρέπει να χωριστεί σε ένα σύνολο απλούστερων τεμαχίων, ώστε με βάση τις λίγες αναλυτικές λύσεις, να προκύψει η ανάλυση μηχανολογικού ενδιαφέροντος της ολικής γεωμετρίας.

Η αυτόματη παραγωγή πλέγματος είναι ένας τομέας έντονης έρευνας εδώ και δεκαετίες, όπου έχει αναπτυχθεί τεράστια σχετική βιβλιογραφία και πολυάριθμοι αλγόριθμοι. Υπάρχουν τρεις θεμελιώδεις προκλήσεις στον τομέα αυτό: η στιβαρότητα, η ποιότητα του πλέγματος και η υπολογιστική αποτελεσματικότητα στη δημιουργία του πλέγματος. Μια πρόσφατη έρευνα έδειξε ότι υπήρχαν διαθέσιμα πάνω από 80 εμπορικά και ακαδημαϊκά προϊόντα πλέγματος, από τα οποία 39 δημιουργούσαν αυτόματα τετραεδρικά στοιχεία σε σύγκριση με 20 που εκτελούσαν μη δομημένη εξαεδρική δημιουργία πλέγματος. Η τρέχουσα κυριαρχία του τετραεδρικού πλέγματος μπορεί να αποδοθεί κυρίως στην ικανότητά του να πλέκει γερά αυθαίρετες, πολύπλοκες γεωμετρίες. Επιπλέον, η χρήση τετραεδρικών στοιχείων συχνά απλοποιεί τη διαδικασία προσαρμογής του πλέγματος κατά την προσομοίωση.

Σε αυτή τη Διπλωματική, η διακριτοποίηση των γεωμετριών, πραγματοποιήθηκε στο πακέτο λογισμικού *SimVascular Supercomputing Gateway<sup>TM</sup>*. Στο συγκεκριμένο πακέτο, χρησιμοποιείται μια γεννήτρια μη δομημένου τετραεδρικού πλέγματος βάσει πεπερασμένων οκτάδων. Η βασική ιδέα πίσω από τις μεθόδους

πεπερασμένων οκτάδων είναι να αποσυντεθεί μια σύνθετη γεωμετρία σε πιο απλά κομμάτια και στη συνέχεια να δικτυωθούν τα μεμονωμένα κομμάτια χρησιμοποιώντας μια τεχνική δημιουργίας πλέγματος όπως αυτή του τριγωνισμού Delaunay (βλ. Εικόνα 6.1).



**Εικόνα 6.1** Κριτήριο Delaunay.

Το κριτήριο Delaunay δηλώνει ότι κανένα άλλο σημείο στον τριγωνισμό δεν μπορεί να εμπίπτει στην περιγεγραμμένη σφαίρα (κύκλος στο 2-D) των σημείων που ορίζουν ένα απλό τριγωνισμό. Στην Εικόνα 6.1 (A) φαίνεται ένας έγκυρος τριγωνισμός Delaunay τεσσάρων σημείων ενώ στο (B) ένας μη - Delaunay τριγωνισμός των ίδιων τεσσάρων σημείων. Στο δισδιάστατο, το κριτήριο Delaunay ελαχιστοποιεί τη μέγιστη εσωτερική γωνία δημιουργώντας έναν βέλτιστο τριγωνισμό για ένα δεδομένο σύνολο σημείων.

Ένα δομημένο πλέγμα τετραδέντρων - quadtree (το δισδιάστατο ανάλογο πεπερασμένου οκταδίου - octree), που γεμίζει πλήρως τον χώρο που καταλαμβάνει το γεωμετρικό μοντέλο (δηλαδή το πλαίσιο οριοθέτησης) δημιουργείται αρχικά με βάση τη πυκνότητα του πλέγματος που ορίζει ο χρήστης. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται υποδιαίρεση των οκταδίων για να επιτευχθεί μια επιθυμητή πολυπλοκότητα της γεωμετρίας που περιέχεται σε αυτά. Ο περιορισμός της «διαφοράς επιπέδου» ή της διαβάθμισης μεταξύ γειτονικών οκτάδων είναι απαραίτητος για τη διατήρηση της ποιότητας του πλέγματος. Μετά την αποσύνθεση της γεωμετρίας, πραγματοποιείται η δικτύωση της επιφάνειας χρησιμοποιώντας δισδιάστατο προβαλλόμενο τριγωνισμό επιφάνειας, Delaunay. Τα πρότυπα που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία του εσωτερικού ογκικού πλέγματος (δηλαδή octree που περιέχονται εξ' ολοκλήρου μέσα στο

γεωμετρικό μοντέλο) και ο τριγωνισμός 3D Delaunay χρησιμοποιείται στις οριακές οκτάδες (δηλαδή octree που περιέχουν μέρος του ορίου του γεωμετρικού μοντέλου) για να ολοκληρωθεί η διαδικασία του πλέγματος.

Στο πακέτο SimVascular, το λογισμικό διακριτοποίησης χρησιμοποιείται για διακριτά και συνεχή στερεά. Το πλέγμα περιλαμβάνει τις βιβλιοθήκες ανοιχτού κώδικα του TetGen αλγορίθμου και το Πακέτο Εργαλείων Μοντελοποίησης Αγγείων (Vascular Modeling Tool Kit - VMTK). Αυτά τα εργαλεία συνδυάζονται για να παρέχουν στην διακριτοποίηση της γεωμετρίας οριακά στρώματα, βελτίωση πλέγματος και ισότροπο προσαρμοσμένο πλέγμα.

Εν προκειμένω χρησιμοποιήθηκε το πακέτο TetGen, όπου είναι ένα πρόγραμμα για τη δημιουργία τετραεδρικών πλεγμάτων, οποιωνδήποτε τρισδιάστατων πολυεδρικών γεωμετριών. Το TetGen είναι μια γεννήτρια πλέγματος τετραεδρικών στοιχείων που χρησιμοποιεί τρισδιάστατο Delaunay τριγωνισμό (SimVascular Development Team, 2017).

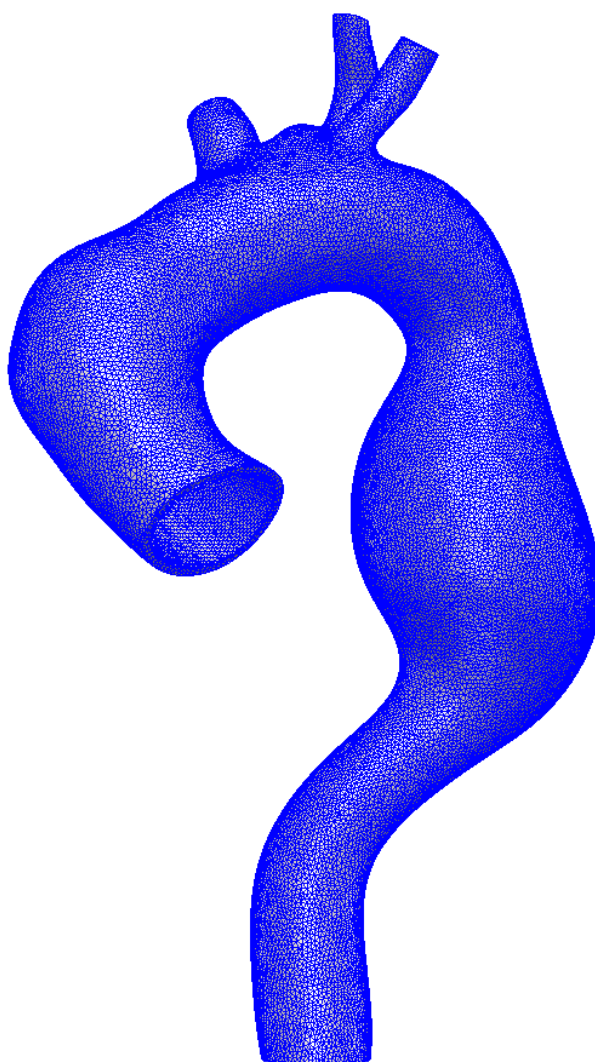
Μετά την εισαγωγή του γεωμετρικού μοντέλου στο χώρο του SimVascular σε στερεολιθογραφική μορφή (STL format), επιλέγεται η ογκική (χωρική) διακριτοποίηση (volume meshing), τετράεδρων ισότροπων πεπερασμένων στοιχείων. Το μέγεθος της ακμής του κάθε πεπερασμένου στοιχείου, μπορεί να προσδιοριστεί αυτόματα ή κατόπιν επιλογής του χρήστη. Εμπειρικά, σε μελέτες αορτικών τοιχωμάτων προτιμάται ένα τελικό πλέγμα από 150.000 έως 800.000 στοιχεία, ανάλογα με το μέγεθος της γεωμετρίας, την πολυπλοκότητα των κοιλοτήτων, την ύπαρξη μοσχεύματος αποκατάστασης ή όχι, ώστε να επιτυγχάνεται μια ικανοποιητική διακριτοποίηση που να οδηγεί σε ένα τοίχωμα τουλάχιστον δυο στρωμάτων στοιχείων (βλ. Εικόνα 6.3), καθώς και μικρό μέγεθος τελικού αρχείου, χαρακτηριστικό που επηρεάζει, τόσο το χρόνο δημιουργίας του πλέγματος, όσο και τον υπολογιστικό χρόνο επίλυσης της προσομοίωσης. Η ποιότητα του πλέγματος και οι υπολογιστικοί πόροι μιας προσομοίωσης, είναι σημαντικοί παράγοντες που πρέπει να εξετάζονται σε κάθε μελέτη.

Για τους ασθενείς Α και Β, υπάρχει σχετική τομογραφία για προεγχειρητική [Α(I), Β(III)] και μετεγχειρητική [Α(II), Β(IV)] κατάσταση, ενώ για τους ασθενείς Γ, Δ και Ε, υπάρχει μόνο για μετεγχειρητική κατάσταση.

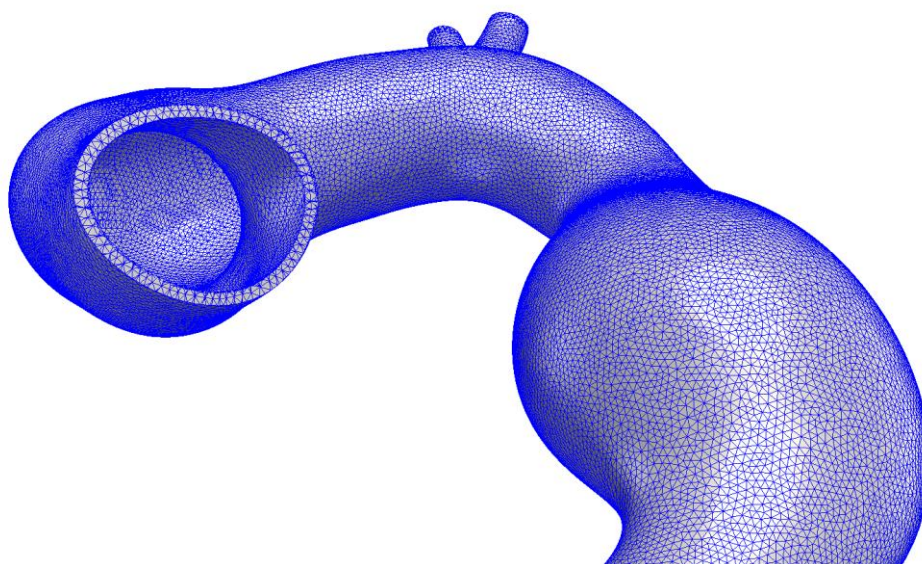
Στον παρακάτω πίνακα, φαίνεται συγκεντρωτικά ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων κάθε μιας από τις 7 προς μελέτη γεωμετρίες. Η μορφή της διακριτοποιημένης γεωμετρίας, παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.2.

Ασθενής	Γεωμετρία	Αριθμός Στοιχείων
Α	(I)	459.133
	(II)	177.395
Β	(III)	587.399
	(IV)	331.510
Γ	(V)	794.840
Δ	(VI)	345.902
Ε	(VII)	330.584

**Πίνακας 6.1** Αριθμός πεπερασμένων στοιχείων ανά γεωμετρία.



**Εικόνα 6.2** Διακριτοποίηση της αορτικής γεωμετρίας Α(I).



**Εικόνα 6.3** Λεπτομέρεια της διακριτοποιημένης γεωμετρίας A(I).

Με τη συγκεκριμένη μέθοδο, πραγματοποιήθηκε η διακριτοποίηση όλων των προς μελέτη γεωμετριών. Συνολικά παρουσιάζονται όλες οι διακριτοποιημένες γεωμετρίες στο Παράρτημα 2.

## 6.2 Οριακές Συνθήκες

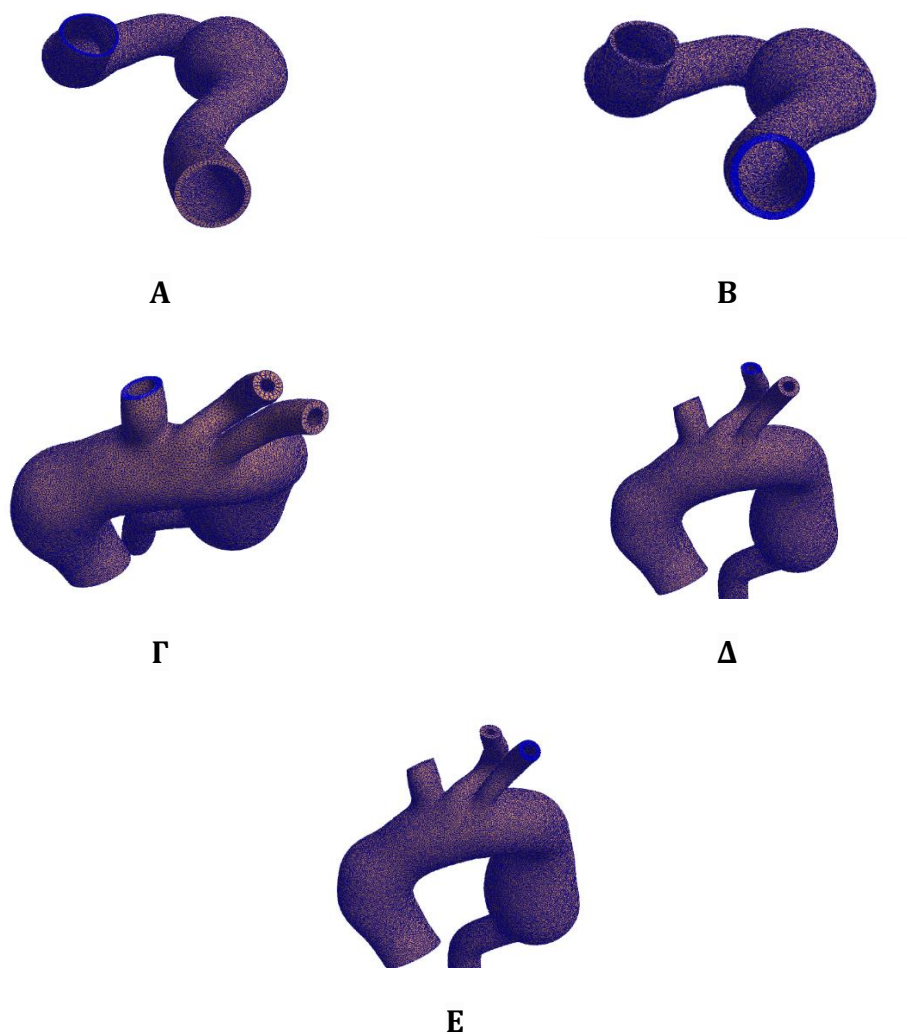
Γενικά, υπάρχουν δύο κύριοι τύποι οριακών συνθηκών. Υπάρχουν οι σταθεροί περιορισμοί (fixed constraints) και οι προκαθορισμένοι περιορισμοί (prescribed constraints). Για έναν σταθερό περιορισμό, ο αντίστοιχος βαθμός ελευθερίας διατηρείται μηδέν σε όλη την ανάλυση. Για έναν προκαθορισμένο περιορισμό, η τιμή του αντίστοιχου βαθμού ελευθερίας ορίζεται μέσω μιας καμπύλης φορτίου.

Ο λόγος που είναι διαθέσιμοι οι σταθεροί περιορισμοί, αφού μπορεί να επιτευχθεί το ίδιο αποτέλεσμα ορίζοντας μια καμπύλη μηδενικού φορτίου για έναν προκαθορισμένο περιορισμό, είναι διότι οι βαθμοί ελευθερίας για σταθερούς περιορισμούς αφαιρούνται από το γραμμικό σύστημα εξισώσεων, μειώνοντας τον υπολογιστικό χρόνο για την επίλυση του γραμμικού συστήματος. Από την άλλη πλευρά, εφόσον αφαιρούνται οι εξισώσεις, δεν υπολογίζονται φορτία αντίδρασης για σταθερούς περιορισμούς. Εάν πρέπει να γνωρίζεται για παράδειγμα τη δύναμη αντίδρασης σε ένα όριο, πρέπει να χρησιμοποιείται μια προκαθορισμένη μετατόπιση ακόμα κι αν η μετατόπιση είναι μηδέν.

Είναι σημαντικό με κάθε προκαθορισμένο περιορισμό να συσχετίζεται μια καμπύλη φορτίου. Η πραγματική τιμή για τον περιορισμό σε οποιαδήποτε δεδομένη

στιγμή είναι το γινόμενο του παράγοντα κλίμακας που θα εισαχθεί στο παράθυρο διαλόγου ιδιοτήτων για την οριακή συνθήκη και την τιμή της καμπύλης φορτίου εκείνη τη στιγμή. Δεδομένου ότι από προεπιλογή, η καμπύλη φορτίου θα ανέβει από το μηδέν στο ένα, η τιμή περιορισμού θα ανέβει από το μηδέν στην καθορισμένη τιμή με γραμμικό τρόπο (Maas et al., 2021a) (Maas et al., 2021b).

Στην Εικόνα 6.4, φαίνεται η επιφάνεια εισόδου της ανιούσας αορτής (Α), η επιφάνεια εξόδου της κοιλιακής αορτής (Β), καθώς και οι επιφάνειες εξόδου της βραχιοκεφαλικής (Γ), κοινής αριστερής καρωτιδικής (Δ) και υποκλειδίου αρτηρίας (Ε), στις οποίες εφαρμόζονται οριακές συνθήκες σταθερών περιορισμών και σταθερής μετατόπισης. Μια οριακή συνθήκη σταθερής μετατόπισης επιτρέπει να καθοριστεί ένα όριο. Στη λίστα ιδιοτήτων, οι βαθμοί ελευθερίας  $x$ ,  $y$  και  $z$  είναι οι μεταφορικοί βαθμοί ελευθερίας των κόμβων των πεπερασμένων στοιχείων. Εν προκειμένω επιλέχθηκε μηδενικός βαθμός ελευθερίας και στις τρεις κατευθύνσεις.



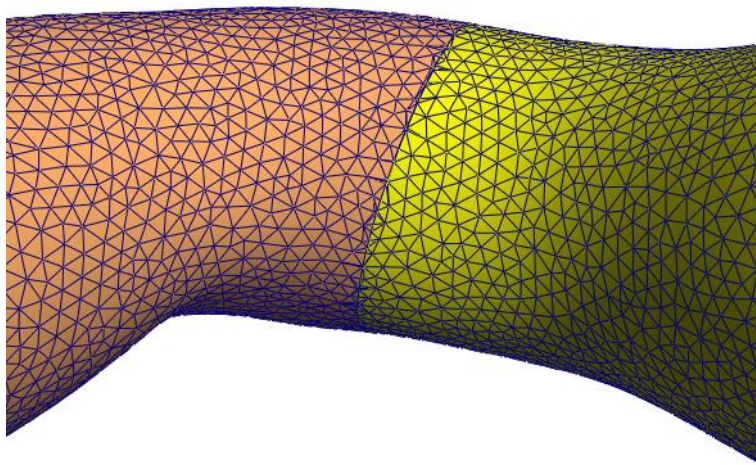
**Εικόνα 6.4** Απεικόνιση οριακών συνθηκών σταθερού περιορισμού.



Στις περιπτώσεις ασθενών μετεγχειρητικής κατάστασης, στις οριακές συνθήκες της μελέτης, πέραν των σταθερών περιορισμών στα άκρα στήριξης, απαιτείται προσδιορισμός οριακών συνθηκών στη σύνδεση του τμήματος του ενδομοσχεύματος με το τμήμα της ανιούσας αορτής – αορτικού τόξου και αυτό της κοιλιακής αορτής, καθώς το μαθηματικό μοντέλο του υλικού διαφοροποιείται. Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιείται μια συνδεδεμένη ελαστική διεπαφή (tied elastic interface), η οποία είναι παρόμοια με τη συνδεδεμένη διεπαφή (tied interface).

Μια συνδεδεμένη διεπαφή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη σύνδεση δύο μη συμμορφούμενων πλεγμάτων. Μια συνδεδεμένη διεπαφή απαιτεί τον ορισμό τόσο μιας κύριας όσο και μιας δευτερεύουσας επιφάνειας. Οι κόμβοι της κύριας επιφάνειας συνδέονται με τις όψεις της δευτερεύουσας επιφάνειας. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για σύνδεση στερεών υλικών. Επιβάλλει τη συνέχεια της μετατόπισης σε όλη τη διεπαφή.

Για τη χρήση της συνδεδεμένης ελαστικής διεπαφής, πρέπει να καθοριστούν τρεις παράμετροι ελέγχου, ο συντελεστής ποινής (penalty factor), ο αυτόματος προσδιορισμός του συντελεστή ποινής (auto\_penalty), καθώς και η συνεχής διόρθωση του συντελεστή ποινής (update\_penalty). Ο κανονικός συντελεστής κλίμακας ποινής, ορίζεται από προεπιλογή ως μονάδα (1), ενώ ο αυτόματος προσδιορισμός του συντελεστή ποινής και η συνεχής διόρθωσή του ενεργοποιούνται, ώστε να επιτευχθεί ο κατάλληλος συντελεστής ποινής. Σε περίπτωση απενεργοποιημένου αυτόματου συντελεστή ποινής και της σχετικής διόρθωσής του και με χρήση αυθαίρετης τιμής συντελεστή ποινής, υπάρχει κίνδυνος αποσύνδεσης των υπό σύνδεση γεωμετριών ή και μη απόλυτη μετατόπιση των παραμορφώσεων μεταξύ των γεωμετριών (Maas et al., 2021a) (Maas et al., 2021b).



**Εικόνα 6.5** Απεικόνιση διεπαφής υλικών.

## 6.3 Μαθηματικά Μοντέλα Υλικών

Μετά την διακριτοποίηση της τρισδιάστατης αορτικής γεωμετρίας, που αποτελεί το αρχικό βήμα της μελέτης, απαιτείται η επιλογή κατάλληλου υπολογιστικού πακέτου, στο οποίο θα καταρτιστεί και θα εκτελεστεί η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Στην προκειμένη περίπτωση επιλέχθηκε το FEBio™ (Finite Elements for Biomechanics), το οποίο είναι ένα πακέτο λογισμικού, που χρησιμεύει στη μη γραμμική ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στην εμβιομηχανική και τη βιοφυσική (Maas et al., 2012).

Τα μαθηματικά υπολογιστικά μοντέλα που θα χρησιμοποιηθούν σε μια προσομοίωση, αποτελούν βασικό παράγοντα σε μια μελέτη, καθώς όλη η περίπτωση που θα εξεταστεί (case), θα πρέπει να συγχρονίζεται και με τις απαιτήσεις και τις παραδοχές του μαθηματικού μοντέλου. Στην παρούσα Διπλωματική, στις γεωμετρίες της προεγχειρητικής κατάστασης των ασθενών, θα πραγματοποιηθεί συγκριτική μελέτη, μεταξύ τριών μαθηματικών μοντέλων (GOH, Ελαστικό Ισότροπο και neo Hookean) και θα εξεταστεί η σύγκλιση των αποτελεσμάτων, τόσο των αναπτυσσόμενων τάσεων, όσο και των σχετικών παραμορφώσεων.

### 6.3.1 Μοντέλο Gasser - Holzapfel - Ogden

Η ισότροπη συμμετρία του υλικού ορίζεται απαιτώντας η συστατική συμπεριφορά του να είναι ανεξάρτητη από τον άξονα του υλικού που έχει επιλεγεί και κατά συνέπεια, το  $\Psi$  πρέπει να είναι μόνο συνάρτηση των σταθερών του  $\mathbf{C}$ ,

$$\Psi(\mathbf{C}(\mathbf{X}), \mathbf{X}) = \Psi(I_1, I_2, I_3, \mathbf{X}), \quad (1)$$

όπου, οι σταθερές του  $\mathbf{C}$  ορίζονται ως:

$$I_1 = \text{tr } \mathbf{C} = \mathbf{C} : \mathbf{I}, \quad I_2 = \frac{1}{2} [(\text{tr } \mathbf{C})^2 - \text{tr } \mathbf{C}^2], \quad I_3 = \det \mathbf{C} = J^2. \quad (2)$$

Ως αποτέλεσμα του ισοτροπικού περιορισμού, ο δεύτερος τανυστής τάσης Piola-Kirchhoff μπορεί να γραφτεί ως:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{C}} = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \Psi}{\partial I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}}. \quad (3)$$

Οι τανυστές δεύτερης τάξης που σχηματίζονται από τις παραγώγους των σταθερών ως προς το  $\mathbf{C}$  μπορούν να αξιολογηθούν ως εξής:

$$\frac{\partial I_1}{\partial \mathbf{C}} = I, \frac{\partial I_2}{\partial \mathbf{C}} = I_1 \mathbf{I} - \mathbf{C}, \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} = I_3 \mathbf{C}^{-1}. \quad (4)$$

Η εισαγωγή της σχέσης (4) στην σχέση (3) επιτρέπει την αξιολόγηση του δεύτερου τανυστή τάσης Piola – Kirchhoff ως εξής:

$$\mathbf{S} = 2\{(\Psi_1 + I_1 \Psi_2 + I_2 \Psi_3) \mathbf{I} - (\Psi_2 + I_1 \Psi_3) \mathbf{C}\} + \Psi_3 \mathbf{C}^2, \quad (5)$$

όπου,

$$\Psi_1 = \frac{\partial \Psi}{\partial I_1}, \quad \Psi_2 = \frac{\partial \Psi}{\partial I_2} \quad \text{και} \quad \Psi_3 = \frac{\partial \Psi}{\partial I_3}. \quad (6)$$

Οι τάσεις Cauchy μπορούν να ληφθούν από τον δεύτερο τανυστή τάσης Piola – Kirchhoff χρησιμοποιώντας τη σχέση (7):

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \boldsymbol{\tau}, \quad \boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{P} \cdot \mathbf{F}^T, \quad \boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T. \quad (7)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{2}{J} \{(\Psi_1 + I_1 \Psi_2 + I_2 \Psi_3) \mathbf{b} - (\Psi_2 + I_1 \Psi_3) \mathbf{b}^2\} + \frac{1}{J} \Psi_3 \mathbf{b}^3. \quad (8)$$

Σημειώνεται ότι σε αυτή την εξίσωση τα  $\Psi_1$ ,  $\Psi_2$  και  $\Psi_3$  εξακολουθούν να περιλαμβάνουν παράγωγα σε σχέση με τις σταθερές του  $\mathbf{C}$ . Ωστόσο, δεδομένου ότι οι σταθερές του  $\mathbf{b}$  είναι πανομοιότυπες με εκείνες του  $\mathbf{C}$ , οι ποσότητες  $\Psi_1$ ,  $\Psi_2$  και  $\Psi_3$  μπορούν επίσης να θεωρηθούν ως οι παράγωγοι ως προς τις σταθερές του  $\mathbf{b}$  (Maas et al., 2021b).

Το ανισότροπο υπερελαστικό μαθηματικό μοντέλο που προτείνεται από τους Holzapfel, Gasser και Ogden (στο εξής αναφέρεται ως το μοντέλο GOH) χρησιμοποιείται εκτενώς για τη μοντελοποίηση βιολογικών υλικών ενισχυμένων με ίνες κολλαγόνου (Holzapfel, Gasser and Ogden, 2000).

Αυτό το μοντέλο υλικού αποσυνδέει τις αποκλίνουσες (αποκλίνουσα τάση είναι η διαφορά μεταξύ της κύριας τάσης και της υδροστατικής τάσης κατά μήκος και των τριών αξόνων) και τις ογκομετρικές συμπεριφορές. Η συνάρτηση της αποκλίνουσας τάσης-ενέργειας δίνεται από:

$$\Psi_r = \tilde{\Psi}_r(\tilde{\mathbf{C}}) + U(J), \quad (9)$$

όπου,

$$\tilde{\Psi}_r = \frac{c}{2} (\tilde{I}_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^2 [\exp(k_2 \langle \tilde{E}_\alpha \rangle^2) - 1] \quad (10)$$

και η προεπιλεγμένη συνάρτηση ογκομετρικής ενέργειας - παραμόρφωσης είναι:

$$U(J) = \frac{k}{2} \left( \frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad (11)$$

Η παραμόρφωση των ινών είναι:

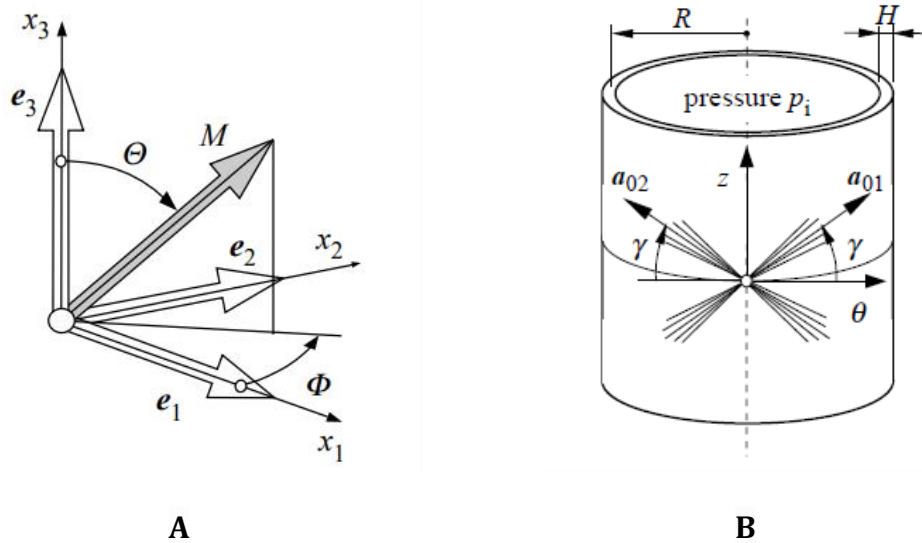
$$\tilde{E}_\alpha = \kappa(\tilde{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\tilde{I}_{4\alpha} - 1) \quad (12)$$

όπου,

$$\tilde{I}_1 = \text{tr } \tilde{\mathbf{C}} \quad \text{και} \quad \tilde{I}_{4\alpha} = \mathbf{a}_{ar} \cdot \tilde{\mathbf{C}} \cdot \mathbf{a}_{ar} \quad (13)$$

Οι αγκύλες Macaulay γύρω από το  $\langle \tilde{E}_\alpha \rangle$  υποδεικνύουν ότι αυτός ο όρος είναι ίσος με μηδέν όταν  $\tilde{E}_\alpha < 0$  και ίσος με  $\tilde{E}_\alpha$  όταν αυτή η παραμόρφωση είναι θετική.

Υπάρχουν δύο οικογένειες ινών κατά μήκος των φορέων  $\mathbf{a}_{ar} (\alpha = 1, 2)$ , εφαπτόμενες στο  $\{\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2\}$  επίπεδο των τοπικών αξόνων του υλικού  $\{\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3\}$ , δημιουργώντας την γωνία  $\pm\gamma$  σε σχέση με το  $\mathbf{e}_1$ .



**Εικόνα 6.6** Τοπολογική απεικόνιση οικογένειας ινών κολλαγόνου.

A: Διάνυσμα σε 3D καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων  $\{\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3\}$ .

B: Προσέγγιση της εξόγκωσης του εξωτερικού στρώματος ενός λεπτότοιχου αγγείου με δύο ενσωματωμένες οικογένειες ινών. Οι μέσοι προσανατολισμοί και η διασπορά των ινών κολλαγόνου χαρακτηρίζονται από  $\gamma$  και  $\kappa$ , αντίστοιχα.

Κάθε οικογένεια ινών έχει μια διασπορά  $\kappa$ , όπου  $0 \leq \kappa \leq \frac{1}{3}$ . Όταν  $\kappa = 0$ , δεν υπάρχει διασπορά ινών, θεωρώντας ότι όλες οι ίνες αυτής της οικογένειας δρουν κατά τη

γωνία  $\pm\gamma$ , ενώ όταν η τιμή  $\kappa = \frac{1}{3}$ , αντιπροσωπεύει μια ισότροπη διασπορά ινών. Όλες οι άλλες ενδιάμεσες τιμές του  $\kappa$  παράγουν μια  $\pi$  - περιοδική κατανομή ινών von Mises. Στην παρούσα Διπλωματική θα ληφθεί ως  $\kappa = \frac{1}{3}$ , θεωρώντας την διασπορά των ινών ισότροπη.

Ο όρος  $c$ , είναι ο συντελεστής διάτμησης του ground matrix, όπου χρησιμοποιείται εδώ για να περιλαμβάνει όλο το υλικό εκτός από το κολλαγόνο, σε αντίθεση με τη χρήση στην ιατρική βιβλιογραφία, που υπονοείται αποκλεισμός των εν λόγω κυττάρων. Ο  $k_1$  είναι ο συντελεστής ίνας και  $k_2$  είναι αδιάστατος εκθετικός συντελεστής (Gasser, Ogden and Holzapfel, 2005) (Maas et al., 2021b).

Οι παράμετροι του μοντέλου GOH που χρησιμοποιήθηκαν στο υπολογιστικό πακέτο FEBio, για τις προεγχειρητικές ανευρυσματικές γεωμετρίες φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

$\rho$	$c$	$k_1$	$k_2$	$\kappa$	$\gamma$	bulk modulus
$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	Pa	Pa	-	-	[°]	Pa
1070	24.655	45.055	5,3279	0,333	42,19	$12,5 \cdot 10^6$

**Πίνακας 6.2** Παράμετροι μοντέλου GOH.

(Manopoulos et al., 2021) (García-Herrera et al., 2012)

Οι συγκεκριμένες παράμετροι, έχουν εξαχθεί από μελέτη δείγματος ασθενών με ανευρυσματική νόσο στο τμήμα κατιούσας θωρακικής αορτής και το εύρος ηλικίας των συγκεκριμένων ασθενών είναι 46 έως 60 ετών και των δύο φύλων.

Το μοντέλο GOH, χρησιμοποιήθηκε στις προεγχειρητικές γεωμετρίες, καθώς και στις μετεγχειρητικές γεωμετρίες, πλην του τμήματος που αφορά το ενδομόσχευμα αποκατάστασης (stent – graft), το οποίο συμπεριφέρεται ως ελαστικό ισότροπο, μοντέλο που θα αναλυθεί σε επόμενη παράγραφο. Σημειώνεται, ότι σε όλες τις μετεγχειρητικές γεωμετρίες, η προσομοίωση της μελέτης έχει πραγματοποιηθεί με χρήση μόνο του μοντέλου GOH, σε ότι αφορά στα τμήματα ανιούσας αορτής – αορτικού τόξου και κοιλιακής αορτής.

### 6.3.2 Μοντέλο Ελαστικού Ισότροπου Υλικού

Το μοντέλο γραμμικού ελαστικού υλικού, ισχύει μόνο για μικρές παραμορφώσεις και μικρές περιστροφές. Μια πρώτη τροποποίηση σε αυτό το μοντέλο στο εύρος των μη γραμμικών παραμορφώσεων δίνεται από το μοντέλο St. Venant-Kirchhoff (Bonet and Wood, 2008), το οποίο στο FEBio αναφέρεται ως ισοτροπική ελαστικότητα.. Για την ισότροπη περίπτωση μπορεί να προκύψει από την ακόλουθη συνάρτηση υπερελαστικής τάσης-ενέργειας:

$$W = \frac{1}{2}\lambda(\text{tr } \mathbf{E})^2 + \mu \mathbf{E} : \mathbf{E}. \quad (14)$$

Ο δεύτερος τανυστής τάσης του Piola-Kirchhoff μπορεί να προέλθει από:

$$\mathbf{S} = \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} = \lambda(\text{tr } \mathbf{E})\mathbf{I} + 2\mu \mathbf{E}. \quad (15)$$

Σημειώνεται, ότι αυτές οι εξισώσεις είναι παρόμοιες με τις αντίστοιχες εξισώσεις στη γραμμική ελαστική περίπτωση, με τη διαφορά ότι ο τανυστής μικρής παραμόρφωσης αντικαθίσταται από τον τανυστή ελαστικότητας Green-Lagrange  $\mathbf{E}$ . Ο τανυστής ελαστικότητας υλικού δίνεται από τη σχέση:

$$\mathbb{C} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{E}} = \lambda \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} + 2\mu \underline{\underline{\mathbf{I}}} \otimes \mathbf{I}. \quad (16)$$

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι παρόλο που αυτό το μοντέλο είναι αντικειμενικό, θα πρέπει να χρησιμοποιείται μόνο για μικρές παραμορφώσεις. Για μεγάλες παραμορφώσεις, η απόκριση μπορεί να είναι κάπως περίεργη αν όχι εντελώς μη ρεαλιστική. Για παράδειγμα, μπορεί να αποδειχθεί ότι υπό μονοαξονική φόρτιση, η τάση γίνεται άπειρη και ο όγκος τείνει στο μηδέν για πεπερασμένες παραμορφώσεις. Ως εκ τούτου, για μεγάλες παραμορφώσεις, συνιστάται ιδιαίτερα να αποφεύγεται αυτό το υλικό και στη θέση αυτού να χρησιμοποιείται ένα από τα άλλα μοντέλα μη γραμμικών υλικών.

Οι τάσεις Cauchy, δίνονται ως εξής:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J}(\lambda \text{tr } \mathbf{E} - \mu)\mathbf{b} + \frac{\mu}{J}\mathbf{b}^2, \quad (17)$$

όπου,

$$\text{tr } \mathbf{E} = \frac{(\text{tr } \mathbf{b} - 3)}{2}, \quad (18)$$

ενώ ο τανυστής χωρικής ελαστικότητας είναι:

$$\mathbf{C} = \frac{\lambda}{J} \mathbf{b} \otimes \mathbf{b} + \frac{2}{J} \mu \mathbf{b} \bar{\otimes} \mathbf{b}. \quad (19)$$

Ο τύπος υλικού για ισότροπη ελαστικότητα είναι το ελαστικό ισότροπο (E.I). Εδώ, το  $\mathbf{E}$  είναι ο τανυστής παραμόρφωσης Euler-Lagrange και τα  $\lambda$  και  $\mu$  είναι οι παράμετροι Lamé, οι οποίες σχετίζονται με το πιο οικείο μέτρο ελαστικότητας (Young modulus)  $E$  και τον λόγο Poisson  $\nu$ , ως εξής:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}. \quad (20)$$

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}. \quad (21)$$

Συχνά, εκφράζονται οι ιδιότητες του υλικού χρησιμοποιώντας το μέτρο συμπιεστότητας (είναι το μέτρο της μείωσης του όγκου με την αύξηση της πίεσης)  $K$  και το μέτρο διάτμησης (είναι η διατμητική ακαμψία ενός υλικού, η οποία ισούται με την αναλογία διατμητικής τάσης προς διατμητική παραμόρφωση)  $G$ . Για να μετατραπούν σε μέτρο ελαστικότητας  $E$  και λόγο Poisson  $\nu$ , χρησιμοποιούνται οι ακόλουθες σχέσεις:

$$E = \frac{9KG}{3K + G}. \quad (22)$$

$$\nu = \frac{3K - 2G}{6K + 2G}. \quad (23)$$

Το συγκεκριμένο μαθηματικό μοντέλο, χρησιμοποιήθηκε στις προεγχειρητικές γεωμετρίες, προσομοιώνοντας το υλικό της αορτής. Οι παράμετροι που καταχωρήθηκαν στο FEBio φαίνονται στον παρακάτω Πίνακα:

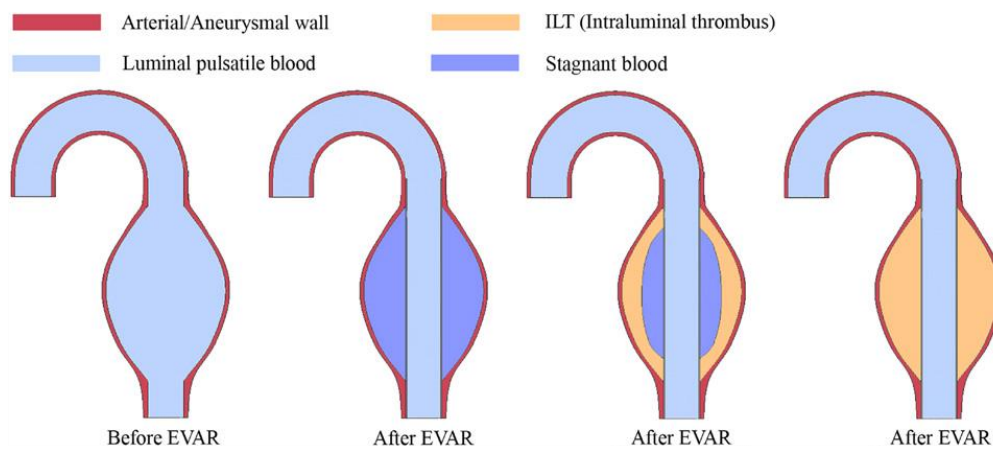
$\rho$	Young's modulus $E$	$\nu$
$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	Pa	-
1070	$4,66 \cdot 10^6$	0,45

**Πίνακας 6.3** Παράμετροι E.I. μοντέλου για τμήματα αορτής.

(Manopoulos et al., 2021) (Li and Kleinstreuer, 2005)

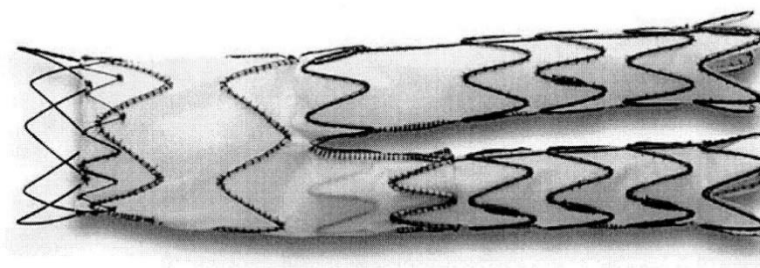
Η δεύτερη χρήση του Ελαστικού Ισότροπου μοντέλου, είναι στην μελέτη του stent – graft. Μετά την ενδοαγγειακή επέμβαση αποκατάστασης του ανευρύσματος

(EVAR), μεταξύ του εσωτερικού τοιχώματος της αορτής και της εξωτερικής επιφάνειας του stent – graft, υπάρχει ένας δεδομένος όγκος αίματος. Με την παρέλευση του χρόνου, αυτή η ποσότητα αίματος μετατρέπεται σε ενδοαυλικό (ενδοαγγειακό) θρόμβο (ILT – Intraluminal Thrombus). Η μελέτες έχουν δείξει ότι ο εν λόγω θρόμβος, σταδιακά απορροφάται και τελικά εφάπτεται ο έσω χιτώνας της αορτής με το stent – graft. Για το λόγο αυτό, στην παρούσα μελέτη, έχει ληφθεί ως παραδοχή, ότι στο γεωμετρικό τμήμα του ενδομοσχεύματος, θα χρησιμοποιηθούν ως παράμετροι υλικού μόνο αυτοί του stent – graft, συγκεκριμένης σύστασης.



**Εικόνα 6.7** Σχέδιο συμμετρίας των μοντέλων πριν και μετά το EVAR.

Σημειώνεται, ότι το ενδομόσχευμα αποτελείται από το τμήμα του graft (διογκωμένο πολυτετραφθοροαιθυλένιο – ePTFE και τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο PET) και από αυτό του stent (TiNi) (Wang and Li, 2011).



**Εικόνα 6.8** Ενδομόσχευμα stent – graft TiNi.

(Criado, Fairman and Becker, 2003)

Για την απλοποίηση της μελέτης, χρησιμοποιήθηκαν ισοδύναμες (equivalent) τιμές για την πυκνότητα, το μέτρο ελαστικότητας και το λόγο Poisson, των δυο τμημάτων του ενδομοσχεύματος. Οι παράμετροι φαίνονται στον παρακάτω Πίνακα:

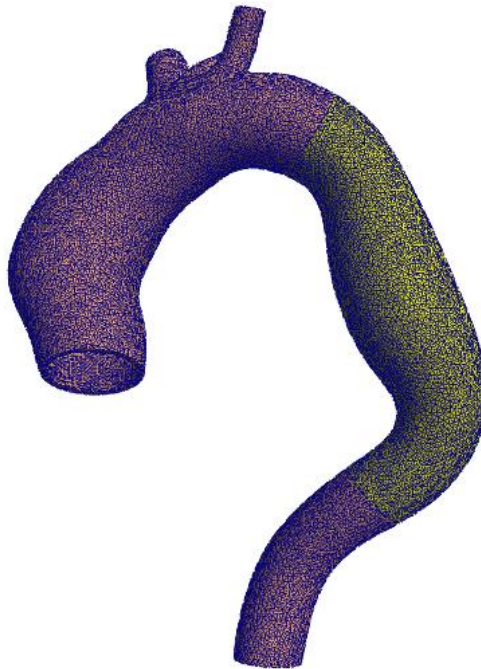


$\rho$	Young's modulus $E$	$\nu$
$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$	Pa	-
1070	$12 \cdot 10^6$	0,27

**Πίνακας 6.4** Παράμετροι E.I. μοντέλου για το stent – graft.

(Wang and Li, 2011)

Στην παρακάτω Εικόνα φαίνεται η διαφοροποίηση του υλικού στο τμήμα του ενδομοσχεύματος. Τα τμήματα ανιούσας αορτής – αορτικού τόξου και κοιλιακής αορτής, μελετώνται στις μετεγχειρητικές γεωμετρίες με χρήση του μοντέλου GOH.



**Εικόνα 6.9** Μοντέλο αορτής με διαφορετικό υλικό στο stent – graft.

### 6.3.3 Μοντέλο neo – Hookean Υλικού

Αυτό το μοντέλο έχει μη γραμμική συμπεριφορά τάσης – παραμόρφωσης, αλλά μειώνεται στο κλασικό μοντέλο γραμμικής ελαστικότητας για μικρές παραμορφώσεις και μικρές περιστροφές. Προέρχεται από την ακόλουθη συνάρτηση υπερελαστικής τάσης – ενέργειας:

$$W = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) + \mu \ln J + \frac{\lambda}{2}(\ln J)^2. \quad (24)$$

Οι παράμετροι  $\mu$  και  $\lambda$  είναι οι παράμετροι Lamé για τη γραμμική ελαστικότητα. Αυτό το μοντέλο ανάγεται στο ισοτροπικό γραμμικό ελαστικό μοντέλο για μικρές παραμορφώσεις και περιστροφές.

Οι τάσεις Cauchy, δίνονται από τη σχέση:

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\mu}{J} (\mathbf{b} - \mathbf{I}) + \frac{\lambda}{J} (\ln J) \mathbf{I}, \quad (25)$$

και ο τανυστής χωρικής ελαστικότητας δίνεται από τη σχέση:

$$\mathbb{C} = \frac{\lambda}{J} \mathbf{I} \otimes \mathbf{I} + \frac{2}{J} (\mu - \lambda \ln J) \underline{\underline{\mathbf{I}}} \otimes \mathbf{I}. \quad (26)$$

Το neo – Hookean υλικό είναι μια επέκταση του νόμου του Hook, για την περίπτωση μεγάλων παραμορφώσεων. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ορισμένα πλαστικά και ουσίες που μοιάζουν με καουτσούκ.

Στο FEBio αυτό το μοντέλο χρησιμοποιεί μια τυπική σύνθεση στοιχείου με βάση τη μετατόπιση και μια "συζευγμένη" ενέργεια παραμόρφωσης, επομένως πρέπει να δίνεται προσοχή κατά τη μοντελοποίηση υλικών με σχεδόν ασυμπίεστη συμπεριφορά υλικού για να αποφευχθεί το κλείδωμα του στοιχείου (κάτω από ορισμένες συνθήκες, οι μετατοπίσεις που υπολογίζονται με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων είναι τάξεις μεγέθους μικρότερες από ό,τι θα έπρεπε και όταν συμβαίνει αυτό, τα στοιχεία λέγεται ότι κλειδώνουν. Οι δύο πιο συνηθισμένοι τύποι ασφάλισης είναι το κλείδωμα διάτμησης και πίεσης) (Bonet and Wood, 2008) (Maas et al., 2021b).

Στην παρούσα Διπλωματική, το συγκεκριμένο μοντέλο χρησιμοποιήθηκε προσομοιώνοντας το υλικό του τοιχώματος της αορτής και των κλάδων αυτής. Αποτελεί το τρίτο μοντέλο υλικού που χρησιμοποιήθηκε στην εν λόγω συγκριτική μελέτη. Οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν στην προσομοίωση, είναι ίδιοι με αυτούς του Ελαστικού Ισότροπου μοντέλου (Πίνακας 6.3).

## 6.4 Φορτίο Καταπόνησης

Το φορτίο πίεσης επιτρέπει να εφαρμόζεται μια δεδομένη δύναμη σε μια επιφάνεια. Αυτές οι δυνάμεις πίεσης κατευθύνονται πάντα κατά μήκος της κανονικής τοπικής επιφάνειας και ως εκ τούτου αλλάζουν όταν το αντικείμενο υφίσταται μεγάλη παραμόρφωση. Σημειώνεται επίσης ότι, όπως οι προδιαγεγραμμένοι περιορισμοί, μια

καμπύλη φορτίου σχετίζεται με τη δύναμη πίεσης η οποία από προεπιλογή θα αυξήσει την τιμή της πίεσης από το μηδέν σε οποιαδήποτε τιμή εισαχθεί.

Στην παρούσα Διπλωματική, το εύρος της συστολικής πίεσης που θα εφαρμόζεται κάθε φορά στην εσωτερική επιφάνεια του τοιχώματος της αορτής, είναι από 100 – 240 mmHg, με βήμα 20 mmHg.

## 6.5 Μη Γραμμικός Επιλύτης

Ο μη γραμμικός επιλύτης Newton, χρησιμοποιείται για όλους τους τύπους μη γραμμικής ανάλυσης εκτός από την ανάλυση μεταφοράς θερμότητας. Οι παράμετροι που πρέπει να οριστούν, αφορούν τις ρυθμίσεις χρόνου (Time Settings) και αυτές του επιλύτη.

### 6.5.1 Παράμετροι Ρύθμισης Χρόνου

Αυτές οι ρυθμίσεις ελέγχουν τον ελεγκτή χρονικού βήματος. Η λύση μπορεί να προχωρήσει χρησιμοποιώντας σταθερά χρονικά βήματα ή προσαρμοστικά χρονικά βήματα, ανάλογα με το αν ο έλεγχος γίνεται από τον χρήστη ή έχει επιλεγθεί η χρήση αυτόματου βηματικού χρόνου. Όταν είναι επιλεγμένο, ενεργοποιεί τον αυτόματο ελεγκτή χρονικού βήματος που θα προσαρμόσει το μέγεθος του βήματος με βάση τις πληροφορίες σύγκλισης. Οι ακόλουθες παράμετροι ελέγχουν τον αυτόματο ελεγκτή βήματος χρόνου:

- Χρονικά βήματα (Timesteps): ο αριθμός των χρονικών βημάτων για επίλυση. Εάν είναι ενεργοποιημένος ο αυτόματος ελεγκτής χρονικών βημάτων, αυτό είναι απλώς μια πρόταση. Ο πραγματικός αριθμός των χρονικών βημάτων που λαμβάνονται θα ποικίλλει ανάλογα με τις παρακάτω παραμέτρους. Εν προκειμένω χρησιμοποιήθηκε ο αυτόματος ελεγκτής χρονικών βημάτων, ενώ η τιμή πρότασης ήταν 10 βήματα.
- Μέγεθος βήματος (Step size): ορίζει το αρχικό μέγεθος του χρονικού βήματος που θα ληφθεί από τον ελεγκτή χρόνου. Εάν είναι ενεργοποιημένος ο αυτόματος ελεγκτής χρονικού βήματος, το πραγματικό μέγεθος του χρονικού βήματος που λαμβάνεται, θα ποικίλλει ανάλογα με τις παρακάτω παραμέτρους. Το γινόμενο της παραμέτρου "Timesteps" και της παραμέτρου "Stepsize" καθορίζει τον χρόνο τερματισμού. Η τιμή πρότασης ορίστηκε ίση με 0,1.
- Μέγιστος αριθμός επαναλήψεων (Max retries): ο μέγιστος αριθμός φορών που θα επαναληφθεί ένα συγκεκριμένο χρονικό βήμα. Η τιμή ορίστηκε ίση με 5.

- Βέλτιστες επαναλήψεις (Optimal iterations): Ο αναμενόμενος μέσος αριθμός επαναλήψεων που απαιτούνται για τη σύγκλιση ενός μόνο χρονικού βήματος. Η τιμή ορίστηκε ίση με 10.
- Ελάχιστο βήμα (Min step): το ελάχιστο μέγεθος βημάτων που μπορεί να πραγματοποιηθεί από τον αυτόματο ελεγκτή χρονικού βήματος. Η τιμή ορίστηκε ίση με 0,01.
- Μέγιστο βήμα (Max step): το μέγιστο μέγεθος βημάτων που μπορεί να πραγματοποιηθεί από τον ελεγκτή αυτόματου βήματος χρόνου. Η τιμή ορίστηκε ίση με 0,1.

### 6.5.2 Παράμετροι Ρύθμισης Επιλύτη

- Ανοχή μετατόπισης (Displacement tolerance): ανοχή σύγκλισης επί του κανόνα μετατόπισης. Η τιμή ορίστηκε ίση με 0,001.
- Ανοχή ενέργειας (Energy tolerance): ανοχή σύγκλισης στον ενεργειακό κανόνα. Η τιμή ορίστηκε ίση με 0,01.
- Υπολειμματική ανοχή (Residual tolerance): ανοχή σύγκλισης στην υπολειπόμενη προκαθορισμένη διάρκεια (νόρμα). Η τιμή ορίστηκε ίση με 0.
- Ανοχή αναζήτησης γραμμής (Line search tolerance): Η ανοχή σύγκλισης για την αναζήτηση γραμμής. Η τιμή ορίστηκε ίση με 0,9.
- Ελάχιστο υπόλοιπο (Minimal residual): Εάν η υπολειπόμενη νόρμα πέσει κάτω από αυτήν την τιμή, το χρονικό βήμα θα συγκλίνει αυτόματα. Η τιμή ορίστηκε ίση με  $1 \cdot 10^{-20}$ .
- Μέθοδος Quasi-Newton: Επιλέγεται τη συγκεκριμένη παραλλαγή της μεθόδου Newton που θα χρησιμοποιηθεί από τον μη γραμμικό επιλύτη. Εδώ επιλέχθηκε η BFGS (Broyden–Fletcher–Goldfarb–Shanno algorithm) μέθοδος.
- Μέγιστες αναμορφώσεις (Max reformations): Μέγιστος αριθμός αναμορφώσεων ακαμψίας ανά χρονικό βήμα. Η τιμή ορίστηκε ίση με 15.
- Μέγιστες ενημερώσεις BFGS: Μέγιστος αριθμός επαναλήψεων BFGS μεταξύ αναμορφώσεων. Η τιμή ορίστηκε ίση με 10.

Η μέθοδος BFGS ενημερώνει τον αντίστροφο πίνακα ακαμψίας για να παρέχει μια προσέγγιση στον ακριβή πίνακα. Μια αύξηση μετατόπισης ορίζεται ως:

$$\mathbf{d}_k = \mathbf{x}_k - \mathbf{x}_{k-1}, \quad (27)$$

και μια αύξηση στο υπόλοιπο ορίζεται ως:

$$\mathbf{G}_k = \mathbf{R}_{k-1} - \mathbf{R}_k. \quad (28)$$

Ο ενημερωμένος πίνακας  $\mathbf{K}_k$  θα πρέπει να ικανοποιεί την εξίσωση Quasi – Newton:

$$\mathbf{K}_k \mathbf{d}_k = \mathbf{G}_k. \quad (29)$$

Για τον υπολογισμό αυτής της ενημέρωσης, υπολογίζεται πρώτα η αύξηση μετατόπισης:

$$\mathbf{u} = \mathbf{K}_{k-1}^{-1} \mathbf{R}_{k-1}. \quad (30)$$

Αυτό το διάνυσμα μετατόπισης ορίζει μια «κατεύθυνση» για την πραγματική αύξηση μετατόπισης. Μια αναζήτηση γραμμής μπορεί να εφαρμοστεί για να προσδιοριστεί η βέλτιστη αύξηση μετατόπισης:

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{x}_{k-1} + s\mathbf{u}, \quad (31)$$

όπου το  $s$  προσδιορίζεται από την αναζήτηση γραμμής. Με τον υπολογισμό της ενημερωμένης θέσης, το  $\mathbf{R}_k$  μπορεί να αξιολογηθεί. Επίσης, χρησιμοποιώντας τις εξισώσεις (27) και (28), μπορούν να εκτιμηθούν τα  $\mathbf{d}_k$  και  $\mathbf{G}_k$ . Η ενημέρωση του πίνακα ακαμψίας μπορεί τώρα να εκφραστεί ως:

$$\mathbf{K}_k^{-1} = \mathbf{A}_k^T \mathbf{K}_{k-1}^{-1} \mathbf{A}_k, \quad (32)$$

όπου ο πίνακας  $\mathbf{A}$  είναι ένας  $n \times n$  πίνακας της απλής μορφής:

$$\mathbf{A}_k = \mathbf{1} + \mathbf{v}_k \mathbf{w}_k^T. \quad (33)$$

Τα διανύσματα  $\mathbf{v}$  και  $\mathbf{w}$  δίνονται από τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\mathbf{v}_k = - \left( \frac{\mathbf{d}_k^T \mathbf{G}_k}{\mathbf{d}_k^T \mathbf{K}_{k-1} \mathbf{d}_k} \right)^{\frac{1}{2}} \mathbf{K}_{k-1} \mathbf{d}_k - \mathbf{G}_k, \quad (34)$$

$$\mathbf{w}_k = \frac{\mathbf{d}_k}{\mathbf{d}_k^T \mathbf{G}_k}. \quad (35)$$

Το διάνυσμα  $\mathbf{K}_{k-1} \mathbf{d}_k$  είναι ίσο με  $s\mathbf{R}_{k-1}$  και έχει ήδη υπολογιστεί.

Για να αποφευχθούν αριθμητικά επικίνδυνες ενημερώσεις, υπολογίζεται ο αριθμός συνθήκης  $c$  του πίνακα ενημέρωσης  $\mathbf{A}$  :

$$c = \left( \frac{\mathbf{d}_k^T \mathbf{G}_k}{\mathbf{d}_k^T \mathbf{K}_{k-1} \mathbf{d}_k} \right)^{\frac{1}{2}}. \quad (36)$$

Η ενημέρωση δεν εκτελείται όταν αυτός ο αριθμός υπερβαίνει μια προκαθορισμένη ανοχή.

Λαμβάνοντας υπόψη τους πραγματικούς υπολογισμούς που εμπλέκονται, θα πρέπει να σημειωθεί ότι χρησιμοποιώντας τις ενημερώσεις του πίνακα που ορίζονται παραπάνω, ο υπολογισμός της κατεύθυνσης αναζήτησης στη σχέση (30) μπορεί να ξαναγραφτεί ως:

$$\mathbf{u} = (1 + \mathbf{w}_{k-1} \mathbf{v}_{k-1}^T) \cdots (1 + \mathbf{w}_1 \mathbf{v}_1^T) \mathbf{K}_0^{-1} (1 + \mathbf{v}_1 \mathbf{w}_1^T) \cdots (1 + \mathbf{v}_{k-1} \mathbf{w}_{k-1}^T) \mathbf{R}_{k-1} \quad (37)$$

Ως εκ τούτου, η κατεύθυνση αναζήτησης μπορεί να υπολογιστεί χωρίς να υπολογίζονται ρητά οι ενημερωμένοι πίνακες ή να πραγματοποιούνται τυχόν πρόσθετες δαπανηρές παραγοντοποιήσεις πινάκων όπως απαιτείται στην πλήρη μέθοδο Newton-Raphson (Maas et al., 2021b).

## 6.6 Αποτελέσματα

Από την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων, προκύπτουν τα αποτελέσματα που αφορούν τη συγκριτική μελέτη των τριών μαθηματικών μοντέλων που προσομοιώνουν το υλικό του τοιχώματος της ανευρυσματικής προεγχειρητικής αορτής, καθώς και αυτά της μετεγχειρητικής κατάστασης, με χρήση του ενδομοσχεύματος (stent – graft). Τα αποτελέσματα αυτά θα περιλαμβάνουν κατά κύριο λόγο, την αναφορά των αναπτυσσόμενων τάσεων, καθώς και τις προκύπτουσες παραμορφώσεις στο αορτικό τοίχωμα των γεωμετρικών μοντέλων.

### 6.6.1 Τάσεις von Mises

Για αυτό το κριτήριο θεωρείται ότι η κατάρρευση του υλικού προκαλείται από αυξήσεις στην τάση von Mises (ή effective, όπως αναφέρεται στο πρόγραμμα FEBio),  $\sigma_Y$ . Ετσι,

$$\Xi(\mathbf{U}) = \sigma_Y(\mathbf{U}) = \sqrt{\frac{3}{2} \text{dev } \boldsymbol{\sigma} : \text{dev } \boldsymbol{\sigma}}, \quad (38)$$

όπου  $\text{dev } \boldsymbol{\sigma}$  είναι το αποκλίνον μέρος του  $\boldsymbol{\sigma}$ . Για την αξιολόγηση της κανονικής επιφανειακής αστοχίας, πρέπει να χρησιμοποιήσουμε τον κανόνα της αλυσίδας και έτσι προκύπτει:

$$\mathbf{N} = \frac{\partial \Xi}{\partial \boldsymbol{\sigma}} : \frac{\partial \boldsymbol{\sigma}}{\partial \mathbf{F}} : \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial \mathbf{U}}. \quad (39)$$

Από τη σχέση υπερελαστικότητας (σχέση(40)) μπορεί να προκύψει η σχέση (41) ως εξής:

$$\boldsymbol{\sigma} = J^{-1} \frac{\partial \Psi_r}{\partial \mathbf{F}} \cdot \mathbf{F}^T = (1 - w^b) \frac{\rho_r}{J} \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} \mathbf{F}^T, \quad (40)$$

( $\psi$  ειδική ελεύθερη ενέργεια που είναι αποθηκευμένη σε ανέπαφους δεσμούς )

$$\frac{\partial \boldsymbol{\sigma}}{\partial \mathbf{F}} = (\mathbf{C} + \mathbf{I} \otimes \boldsymbol{\sigma} + \boldsymbol{\sigma} \otimes \mathbf{I} - \boldsymbol{\sigma} \otimes \mathbf{I}) \cdot \mathbf{F}^{-T}, \quad (41)$$

όπου  $\mathbf{C}$  είναι ο τανυστής χωρικής ελαστικότητας τέταρτης τάξης, που σχετίζεται με την πυκνότητα ενέργειας παραμόρφωσης  $\Psi_r$ . Τότε, μπορεί να αποδειχθεί ότι:

$$\mathbf{N} = \frac{1}{2} \mathbf{R}^T \cdot \mathbf{M} \cdot \mathbf{R} \cdot \mathbf{U}^{-1} + \frac{1}{2} \mathbf{U}^{-1} \cdot \mathbf{R}^T \cdot \mathbf{M}^T \cdot \mathbf{R}, \quad (42)$$

όπου,

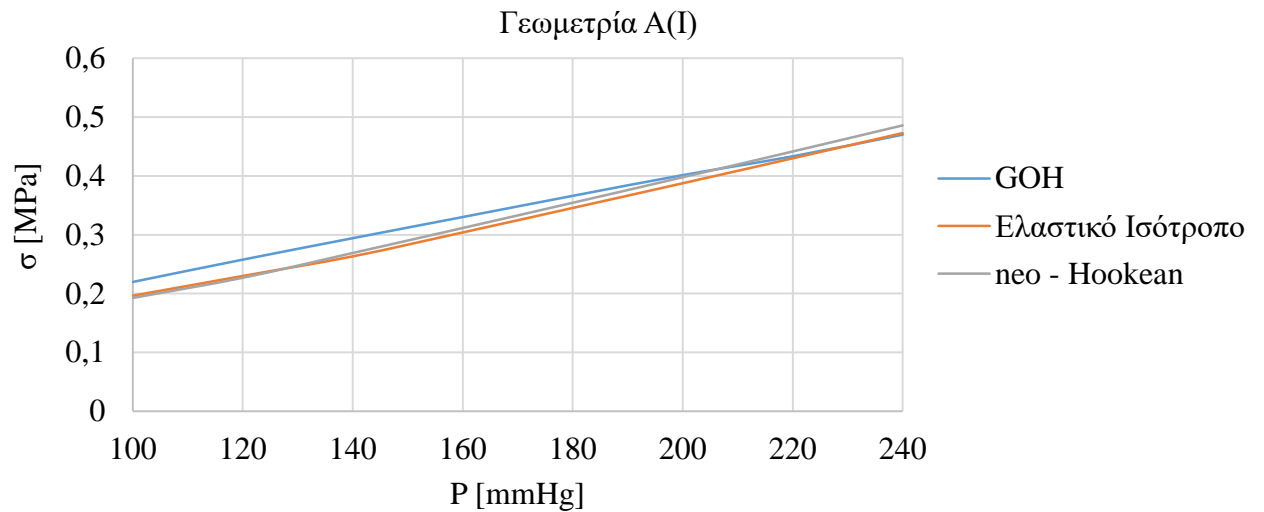
$$\mathbf{M} = \frac{\partial \Xi}{\partial \boldsymbol{\sigma}} : \mathbf{C} + 2 \frac{\partial \Xi}{\partial \boldsymbol{\sigma}} \cdot \boldsymbol{\sigma} - \left( \frac{\partial \Xi}{\partial \boldsymbol{\sigma}} : \boldsymbol{\sigma} \right) \mathbf{I}. \quad (43)$$

Από το κριτήριο von Mises της σχέσης (38), μπορεί να φανεί ότι (Maas et al., 2021b):

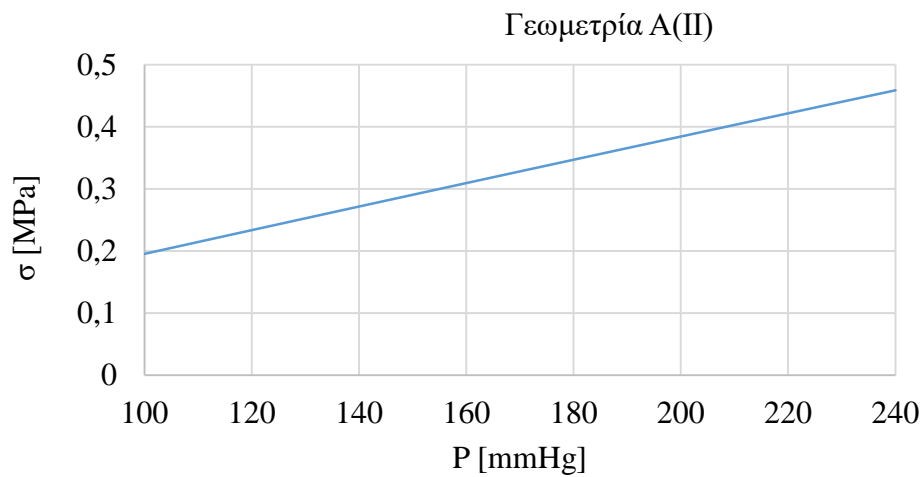
$$\frac{\partial \Xi}{\partial \boldsymbol{\sigma}} = \frac{3}{2\sigma_Y} \text{dev } \boldsymbol{\sigma}. \quad (44)$$

Στις παρακάτω Εικόνες, φαίνονται οι γραφικές παραστάσεις των αποτελεσμάτων των τάσεων von Mises συναρτήσει της εφαρμοζόμενης στατικής πίεσης (P). Η σχέση που τις διέπει είναι της μορφής:

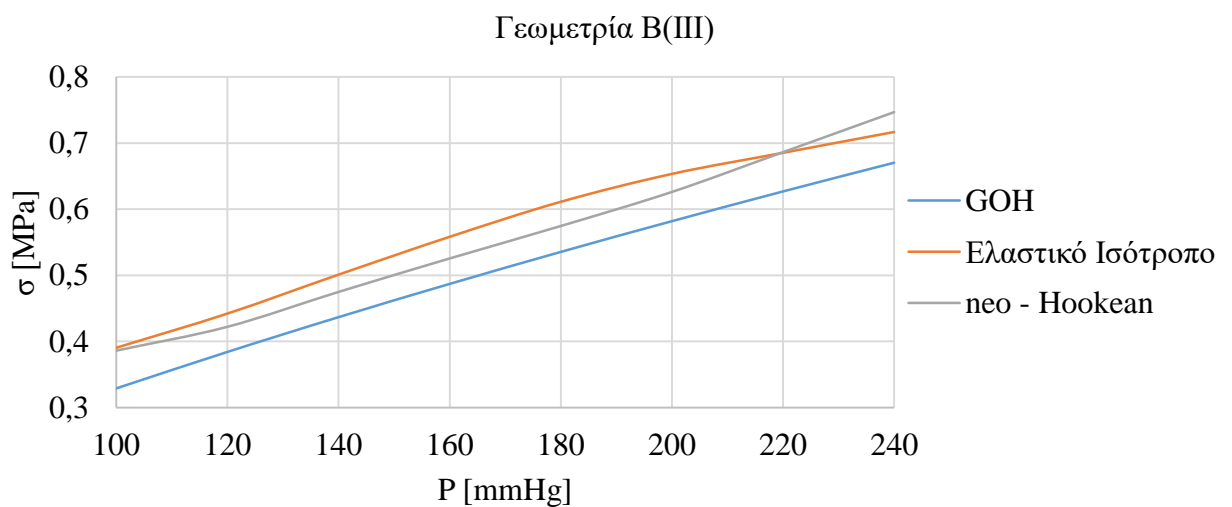
$$\boldsymbol{\sigma} = f(\mathbf{P})$$



**Εικόνα 6.10** Γραφική παράσταση  $\sigma_y$  της γεωμετρίας A(I).

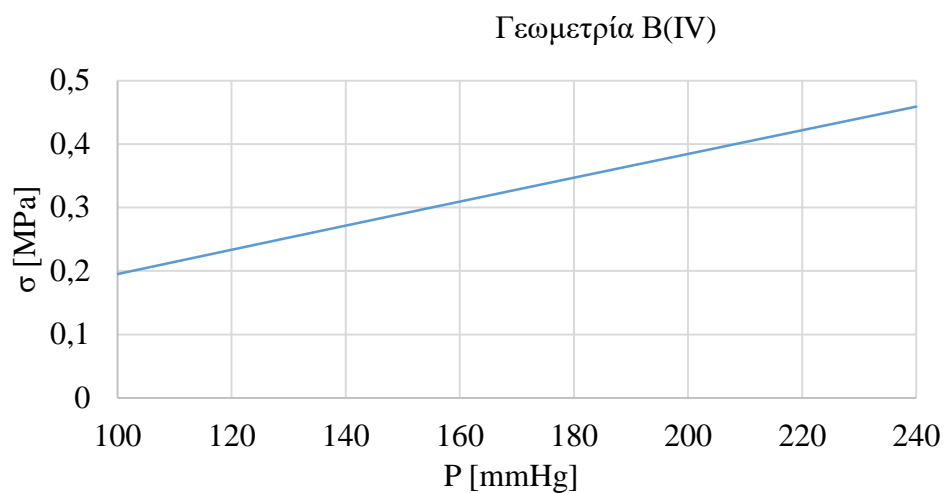


**Εικόνα 6.11** Γραφική παράσταση  $\sigma_y$  της γεωμετρίας A(II).

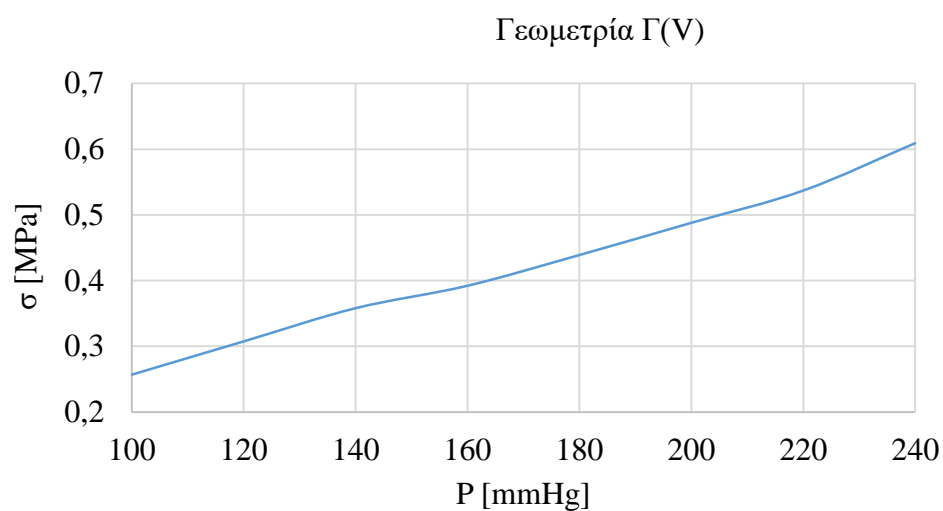


**Εικόνα 6.12** Γραφική παράσταση  $\sigma_y$  της γεωμετρίας B(III).

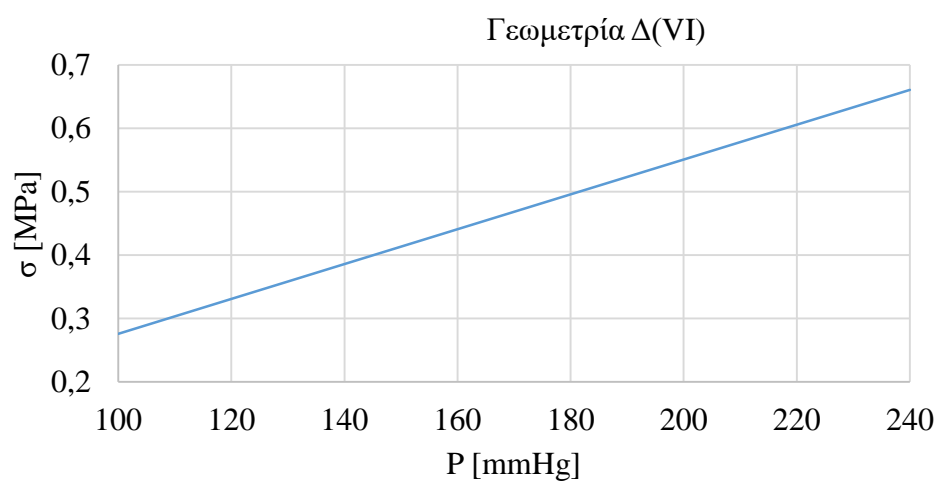




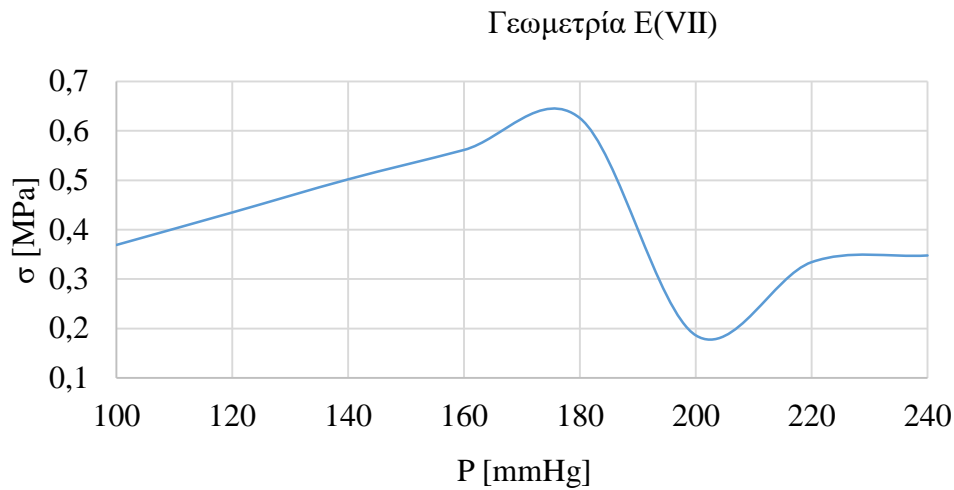
**Εικόνα 6.13** Γραφική παράσταση  $\sigma_{\gamma}$  της γεωμετρίας Β(IV).



**Εικόνα 6.14** Γραφική παράσταση  $\sigma_{\gamma}$  της γεωμετρίας Γ(V).



**Εικόνα 6.15** Γραφική παράσταση  $\sigma_{\gamma}$  της γεωμετρίας Δ(VI).

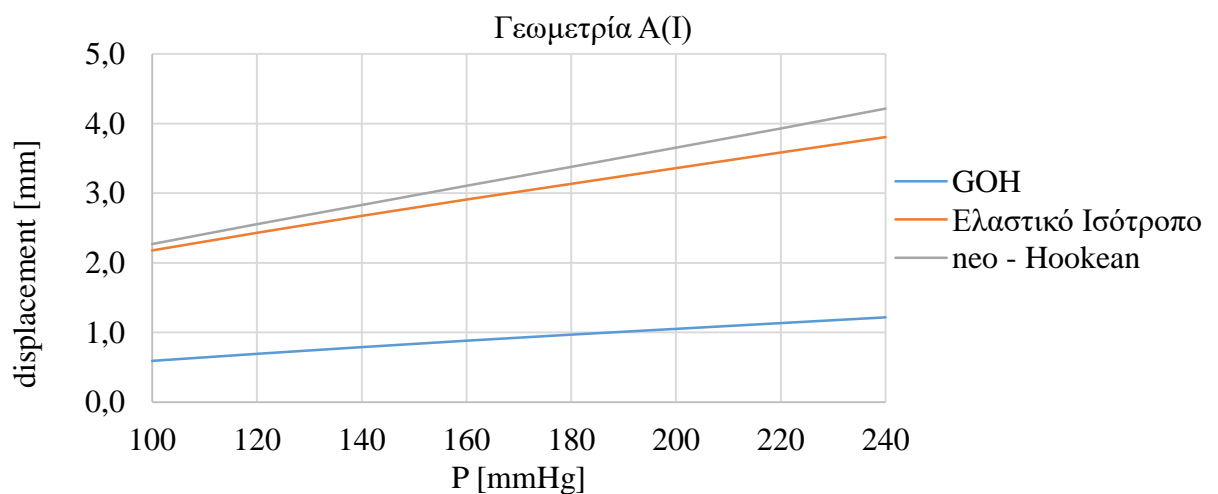


**Εικόνα 6.16** Γραφική παράσταση  $\sigma_{\gamma}$  της γεωμετρίας E(VII).

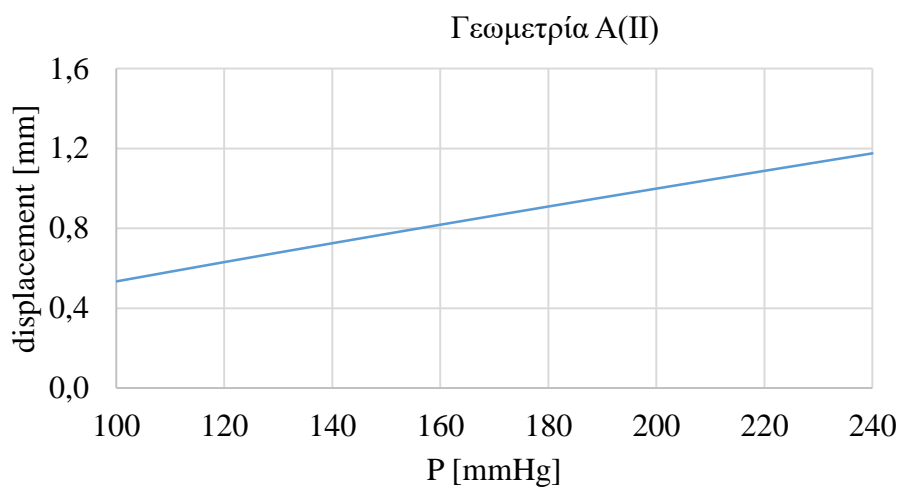
### 6.6.2 Μετατόπιση

Οι ισοδύναμες μετατοπίσεις του αορτικού τοιχώματος των γεωμετρικών μοντέλων, υπό την εφαρμογή στατικού φορτίου πίεσης (P) εύρους από 100 έως 240 mmHg, φαίνονται στις παρακάτω Εικόνες και η γραφική παράσταση που τις διέπει, είναι της μορφής:

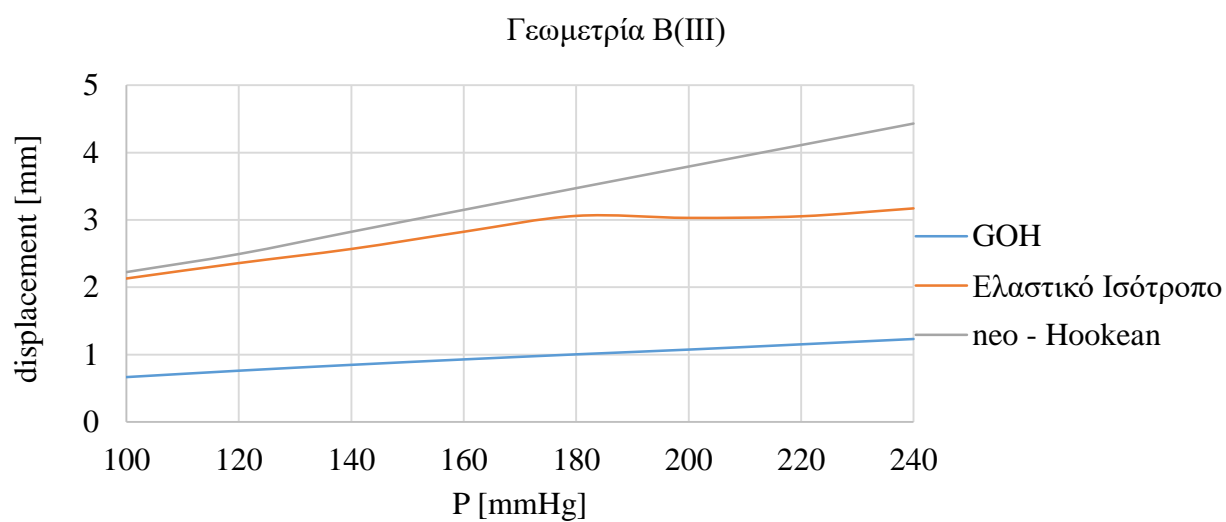
$$\text{displacement} = f(P)$$



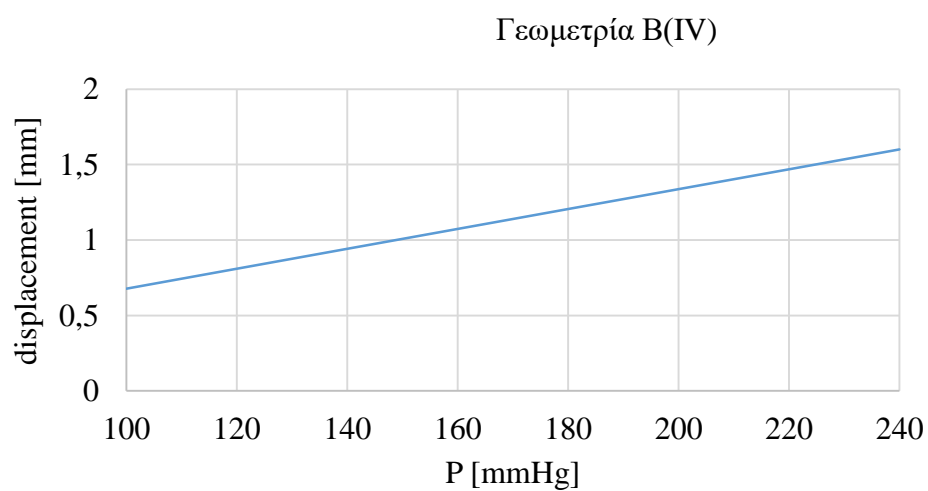
**Εικόνα 6.17** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας A(I).



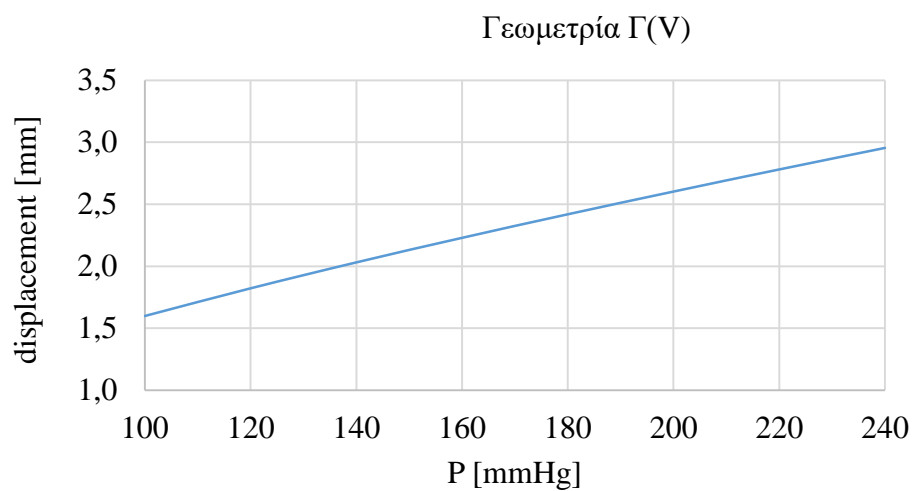
**Εικόνα 6.18** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας A(II).



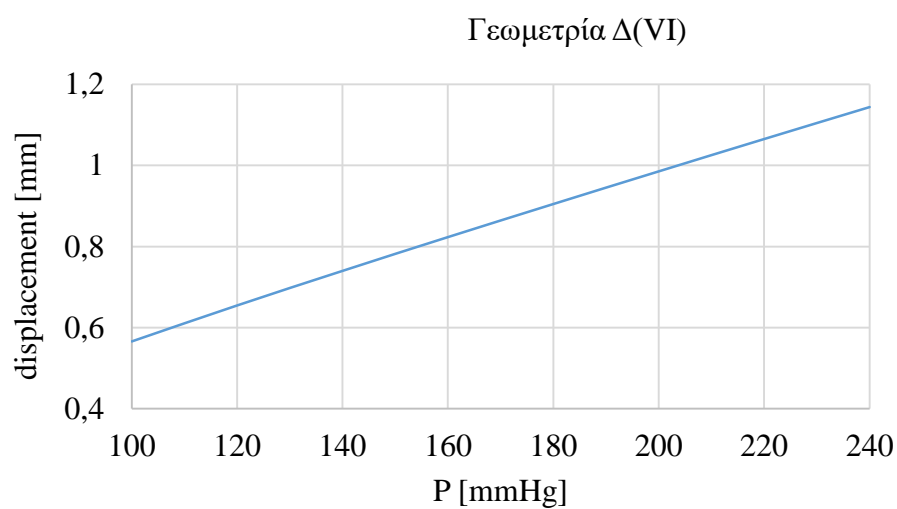
**Εικόνα 6.19** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας B(III).



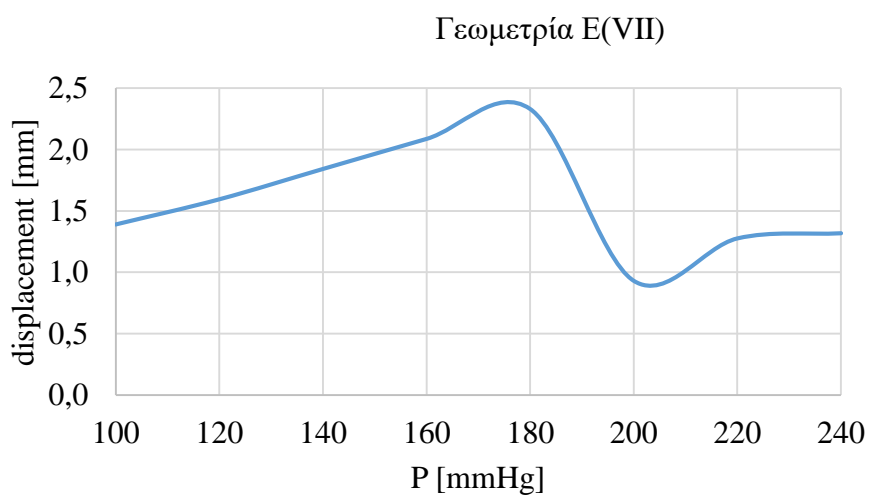
**Εικόνα 6.20** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας B(IV).



**Εικόνα 6.21** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας Γ(V).

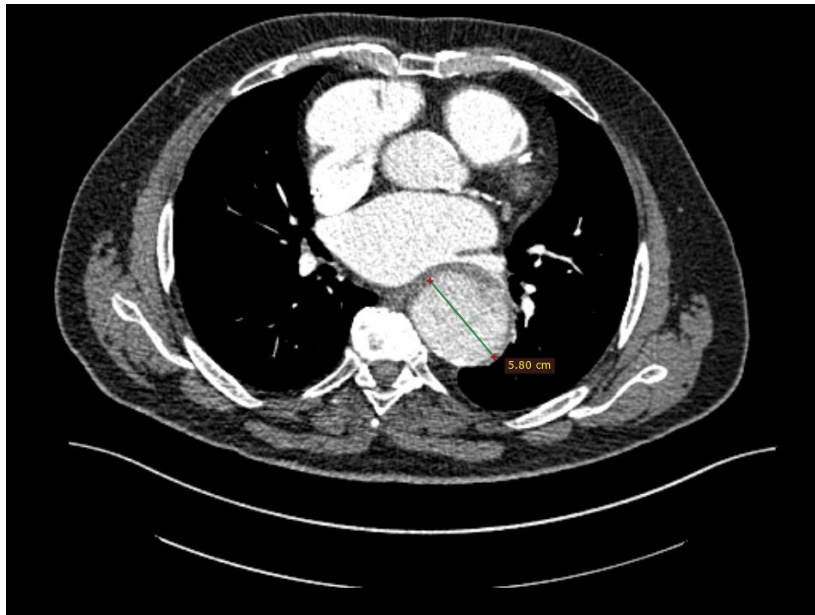


**Εικόνα 6.22** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας Δ(VI).

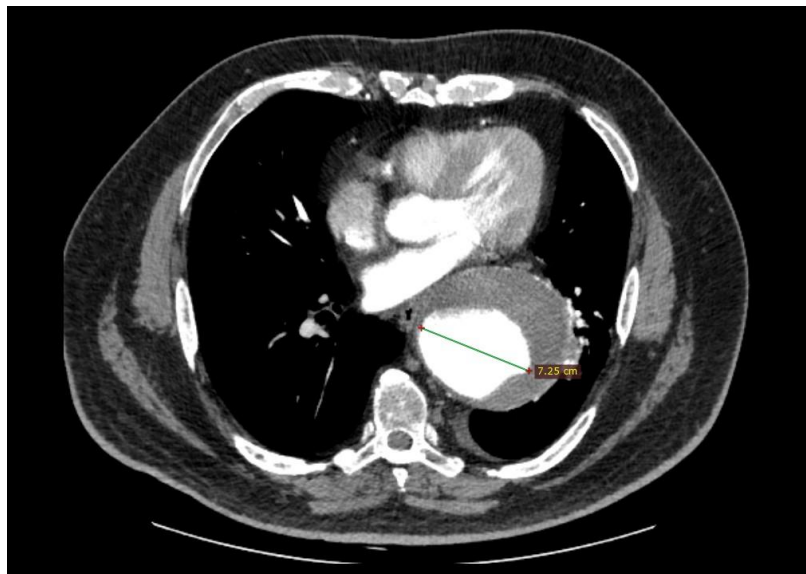


**Εικόνα 6.23** Γραφική παράσταση μετατόπισης της γεωμετρίας Ε(VII).

Στις παρακάτω Εικόνες, φαίνεται η μέγιστη διάσταση (συνήθως αναφέρεται ως μέγιστη διάμετρος) στο σημείο του ανευρύσματος των δυο ασθενών, για τους οποίους είναι διαθέσιμες οι προεγχειρητικές τομογραφίες.



**Εικόνα 6.24** Μέγιστη ανευρυσματική διάσταση της γεωμετρίας A(I).



**Εικόνα 6.25** Μέγιστη ανευρυσματική διάσταση της γεωμετρίας B(III).

### 6.6.3 Κριτήριο Αστοχίας von Mises

Το κριτήριο von Mises, γνωστό και ως το κριτήριο μέγιστης ενέργειας παραμόρφωσης, είναι ουσιαστικά η θεωρία της οκταεδρικής διατμητικής τάσης ή αλλιώς η θεωρία Maxwell – Huber – Hencky – von Mises, όπου συχνά χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της αντοχής των όλκιμων υλικών. Το κριτήριο von Mises δηλώνει ότι η αστοχία

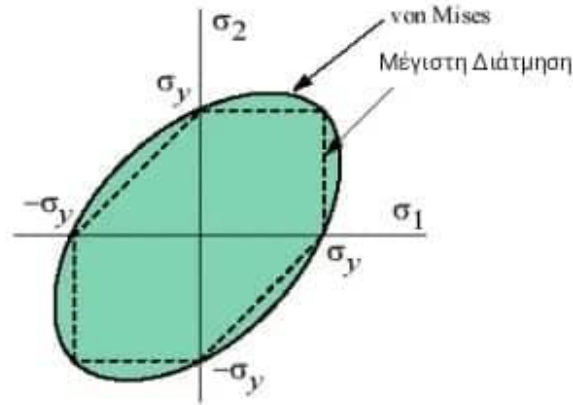
συμβαίνει όταν φτάσει η ενέργεια της παραμόρφωσης στην ίδια ενέργεια με την αντοχή του υλικού σε μονοαξονική τάση. Με βάση τις σχέσεις (38 – 44), πιο απλουστευμένα, αυτό εκφράζεται ως εξής:

$$\sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \leq \sigma_Y . \quad (45)$$

Σε περιπτώσεις επίπεδης τάσης, όπου  $\sigma_3 = 0$ , το κριτήριο von Mises μειώνεται σε:

$$\sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} \leq \sigma_Y . \quad (46)$$

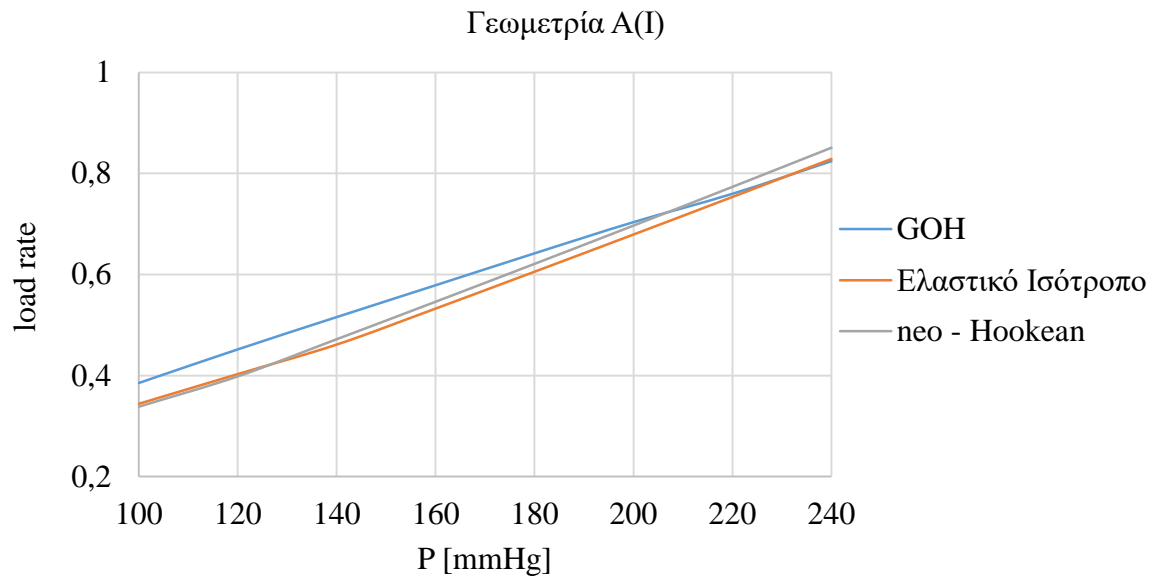
Όπως φαίνεται παρακάτω, αυτή η εξίσωση αντιπροσωπεύει μια έλλειψη κύριας τάσης (Asaro and Lubarda, 2006).



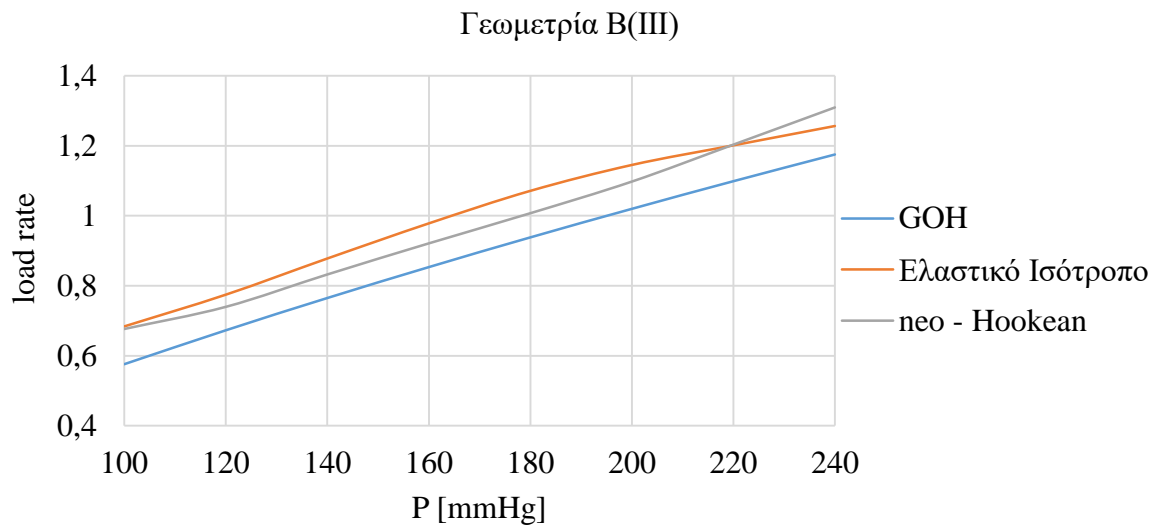
**Εικόνα 6.26** Κριτήριο αστοχίας von Mises.

Οι κύριες τάσεις  $\sigma_1$  (circumferential) και  $\sigma_2$  (longitudinal), θα ληφθούν ίσες με 0,612 και 0,517 MPa, αντίστοιχα, ως μέση τιμή σχετικών πειραματικών αποτελεσμάτων που αφορούν κατιούσα θωρακική αορτή με και χωρίς ανευρυσματική νόσο (Pierce et al., 2015) (García-Herrera et al., 2012). Η επιλογή κύριων τάσεων για ανευρυσματικό και υγιές αορτικό τοίχωμα, οφείλεται στο γεγονός της ύπαρξης ανευρυσματικού και υγιούς ιστού στο σύνολο του αορτικού μοντέλου. Έτσι, προκύπτει ο λόγος φόρτισης (load rate), που αντιπροσωπεύει το ποσοστό της φόρτισης του υλικού αναφορικά με την τάση θραύσης, συναρτήσει της εφαρμοζόμενης στο αορτικό τοίχωμα στατικής πίεσης. Η απεικόνισή του φαίνεται στις παρακάτω Εικόνες, οι οποίες αφορούν μόνο τις γεωμετρίες προεγχειρητικής κατάστασης και η γραφική του παράσταση είναι της μορφής:

$$\text{load rate} = \left( \frac{\sigma_Y}{\sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2}} \right) = f(\mathbf{P})$$

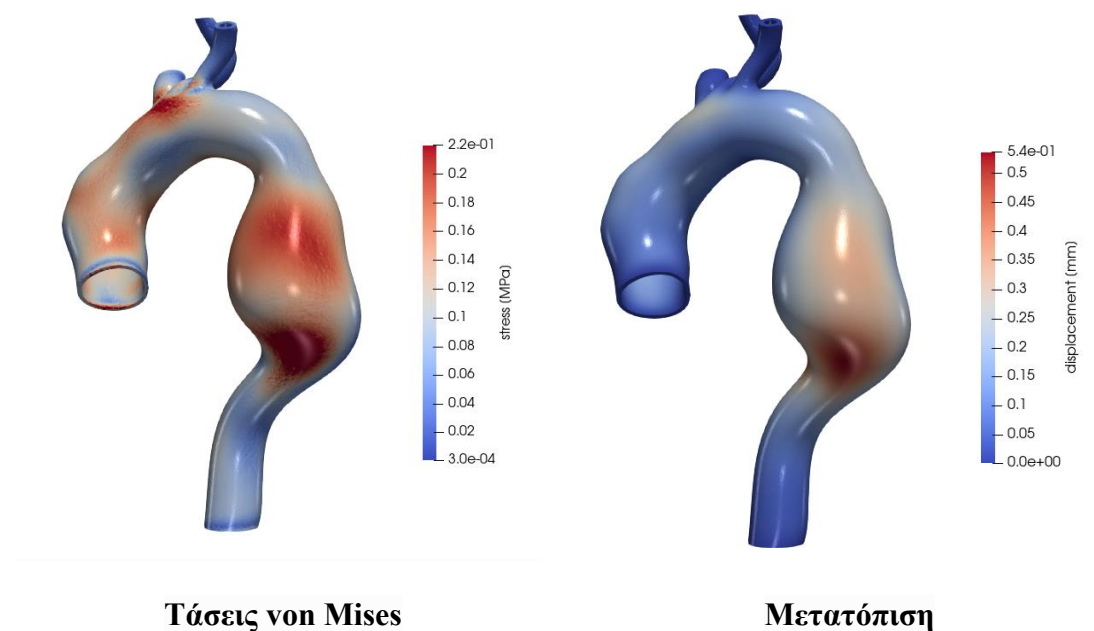


**Εικόνα 6.27** Γραφική παράσταση ποσοστού φόρτισης της γεωμετρίας A(I).



**Εικόνα 6.28** Γραφική παράσταση ποσοστού φόρτισης της γεωμετρίας B(III).

Ενδεικτικά, στην παρακάτω Εικόνα φαίνεται η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση von Mises, καθώς και η μέγιστη μετατόπιση του τοιχώματος της αορτικής γεωμετρίας A(I), με επιβαλλόμενο φορτίο πίεσης 100 mmHg και μαθηματικό μοντέλο υλικού το GOH. Συνολικά, τα αποτελέσματα της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, φαίνονται στο Παράρτημα 5.



**Εικόνα 6.29** Αποτελέσματα FEA της γεωμετρίας A(I) με GOH μοντέλο.

## 6.7 Συμπεράσματα

Από την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων προκύπτει η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση του τοιχώματος των αορτικών μοντέλων, καθώς υποβάλλονται σε στατικό φορτίο πίεσης, η οποία δεν ξεπέρασε τα 0,75 MPa. Στις γεωμετρίες προεγχειρητικής κατάστασης, οι αναπτυσσόμενες τάσεις των τοιχωμάτων, συγκρίθηκαν με δεδομένα τάσης αντοχής της βιβλιογραφίας σε ότι αφορά τμήματα υγιούς και ανευρυσματικού ιστού θωρακικής κατιούσας αορτής και προέκυψε ότι η γεωμετρία A(I) δεν οδηγείται σε ρήξη του τοιχώματος για το εύρος πίεσης 100 – 240 mmHg, ενώ η γεωμετρία B(III), οδηγείται σε ρήξη του τοιχώματος σε ένα εύρος πίεσης από 180 – 200 mmHg, ανάλογα με το μαθηματικό μοντέλο του υλικού που χρησιμοποιείται.

Οι τιμές των προκύπτουσών μετατοπίσεων του αορτικού τοιχώματος ποικίλουν ανάλογα το μέγεθος της γεωμετρίας και το μαθηματικό μοντέλο που χρησιμοποιείται.

Παρατηρήθηκε, αδυναμία του Ελαστικού Ισότροπου (E.I.) μαθηματικού μοντέλου να αποτυπώσει με ακρίβεια τις αναπτυσσόμενες τάσεις και την σχετική τους προκύπτουσα μετατόπιση στο αορτικό τοίχωμα, κυρίως σε υψηλές φορτίσεις και μετατοπίσεις. Το φαινόμενο αυτό εντοπίστηκε για επιβαλλόμενες πιέσεις μεγαλύτερες από 180 mmHg και σε συγκεκριμένες γεωμετρίες, όπως σε μεγάλο βαθμό φαίνεται στη γεωμετρία E(VII).



Σε ότι αφορά στη συγκριτική μελέτη των τριών μαθηματικών μοντέλων των υλικών, που χρησιμοποιήθηκαν στις προεγχειρητικές γεωμετρίες, εντοπίστηκε σχετική σύγκλιση των αποτελεσμάτων των αναπτυσσόμενων τάσεων στα αορτικά τοιχώματα. Ωστόσο, το ίδιο δεν συνέβη και στα αποτελέσματα των προκυπτουσών μετατοπίσεων των αορτικών τοιχωμάτων, διότι παρατηρείται σύγκλιση του Ελαστικού Ισότροπου και του neo – Hookean μοντέλου, ενώ το μοντέλο GOH, παρουσιάζει διαφορετικές τιμές, οι οποίες είναι πιο ρεαλιστικές, στοιχείο που προσδίδει υπεροχή στο εν λόγω μοντέλο.

# 7 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ

Η Υπολογιστική Ρευστοδυναμική (CFD - Computational Fluid Dynamics) γεννήθηκε κατά τη διάρκεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου, όταν επιστήμονες στο Εθνικό Εργαστήριο του Los Alamos δεν ανέπτυξαν μόνο την ατομική βόμβα, αλλά και τα αριθμητικά εργαλεία για την περιγραφή της βίαιης ροής που δημιουργείται από μια τέτοια συσκευή. Ανάμεσά τους ήταν ο μαθηματικός **J. von Neumann**, ο οποίος συνέβαλε στη βασική μέθοδο του τεχνητού ιξώδους για την «σύλληψη» κραδασμών σε αριθμητικές λύσεις και θεωρείται ο πατέρας του CFD. Η μέθοδός του προκάλεσε αμέσως τους πρώτους προγραμματιζόμενους ηλεκτρονικούς υπολογιστές στον κόσμο.

Στα περίπου 80 χρόνια της ύπαρξής του, το CFD έχει κερδίσει μια θέση δίπλα στους καθιερωμένους κλάδους θεωρητικής και πειραματικής ρευστοδυναμικής. Είναι ένας κλάδος της επιστήμης που προσελκύει μαθηματικούς, φυσικούς και μηχανικούς. Οι μέθοδοι CFD δημιουργούν μια εικονική πραγματικότητα την οποία οι χρήστες μπορούν να συμπληρώσουν με οτιδήποτε ρέει, ανεξάρτητα από την κλίμακα. Θα μπορούσε να είναι μια σταγόνα μορίων που βρίσκουν το δρόμο τους μέσω ενός μικροκαναλιού μικροηλεκτρομηχανικού συστήματος (MEMS - microelectro-mechanical system) ή ένα ποτάμι αέρα που σηκώνει ολόκληρο αεροπλάνο. Θα μπορούσε να είναι η φλόγα που κινείται μέσα από ένα θάλαμο καύσης ή τον πυρήνα τήξης ένας πυρηνικός αντιδραστήρας.

Για τους περισσότερους σκοπούς, το ρευστό μπορεί να θεωρηθεί ως συνεχές και η δυναμική του περιγράφεται από νόμους διατήρησης, εφαρμοσμένους με τη μορφή μερικών διαφορικών εξισώσεων ή όταν διαμορφώνεται για μικρό αλλά πεπερασμένο όγκο ρευστού, όπως ολοκληρωτικές εξισώσεις. Στο CFD, αυτές οι εξισώσεις μοντελοποίησης διακριτοποιούνται σε ένα υπολογιστικό πλέγμα, οδηγώντας σε πεπερασμένες διαφορές, προσεγγίσεις πεπερασμένου όγκου ή πεπερασμένων στοιχείων (Blockley and Shyy, 2010).

## 7.1 Διακριτοποίηση Όγκων Αίματος

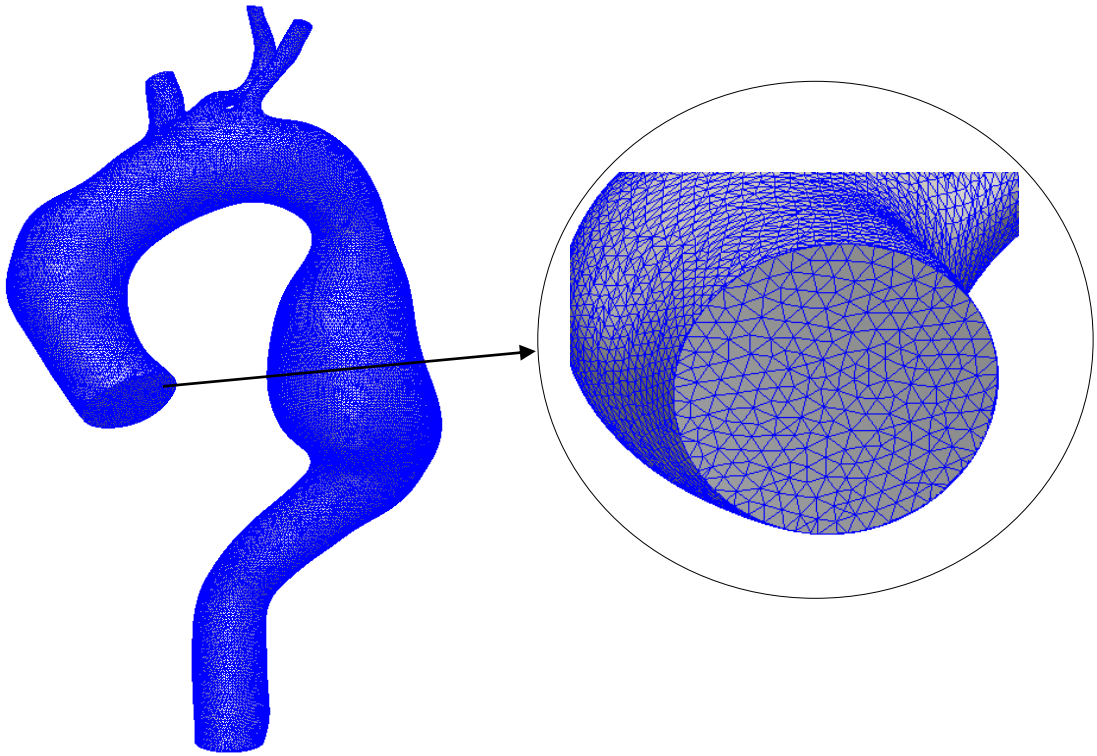
Η δημιουργία του υπολογιστικού πλέγματος, σε ότι αφορά τις γεωμετρίες οι οποίες αντιπροσωπεύουν τον όγκο του αίματος που ρέει εντός της αορτής, πραγματοποιείται και σε αυτή την περίπτωση στο πρόγραμμα λογισμικού πακέτου *SimVascular Supercomputing Gateway<sup>TM</sup>*.

Όπως και στην Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων (FEA), έτσι κι εδώ, η διακριτοποίηση των υπό μελέτη γεωμετριών, θα υλοποιηθεί για αδόμητο υπολογιστικό πλέγμα, με χρήση της μεθόδου του τρισδιάστατου τριγωνισμού Delaunay και εφαρμογή της γεννήτριας πλέγματος τετραεδρικών στοιχείων, του πακέτου TetGen.

Ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων των εν λόγω γεωμετριών, απαιτείται να είναι από 900.000 έως 1,5 εκατομμύριο, ώστε να επιτυγχάνεται υψηλή ακρίβεια στις ροϊκές γραμμές κοντά στο αορτικό τοίχωμα. Ο συγκεκριμένος αριθμός εξαρτάται από το μέγεθος του όγκου της κάθε γεωμετρίας. Στον παρακάτω πίνακα, φαίνεται συγκεντρωτικά ο αριθμός των πεπερασμένων στοιχείων κάθε μιας από τις 7 προς μελέτη γεωμετρίες. Η μορφή της διακριτοποιημένης γεωμετρίας, παρουσιάζεται στην Εικόνα 7.1. Οι διακριτοποιημένες γεωμετρίες του ρευστού, παρουσιάζονται συνολικά στο Παράρτημα 4.

Ασθενής	Γεωμετρία	Αριθμός Στοιχείων
Α	(I)	1.222.417
	(II)	1.261.057
Β	(III)	1.175.906
	(IV)	896.690
Γ	(V)	1.263.998
Δ	(VI)	1.157.116
Ε	(VII)	896.523

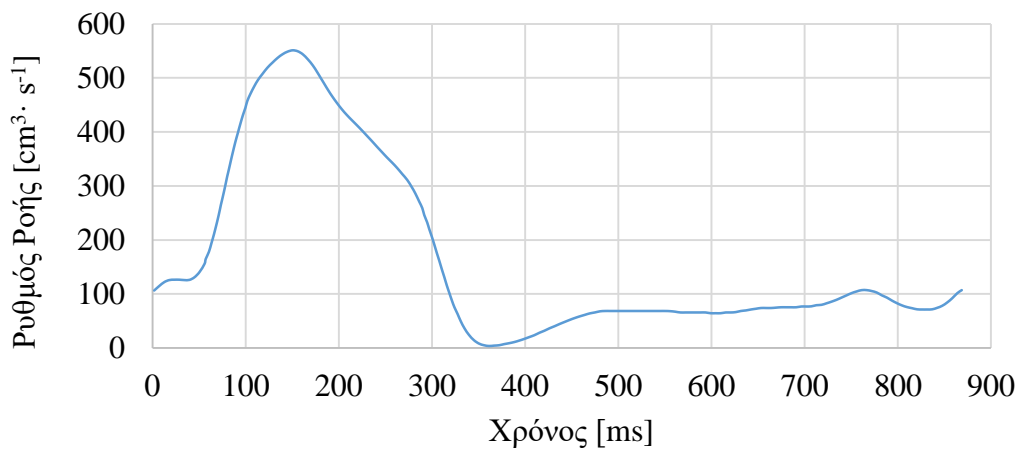
**Πίνακας 7.1** Αριθμός πεπερασμένων στοιχείων ανά γεωμετρία αίματος.



**Εικόνα 7.1** Διακριτοποίηση της αορτικής γεωμετρίας όγκου αίματος A(I).

## 7.2 Οριακές Συνθήκες

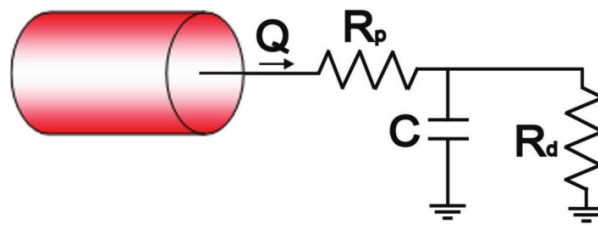
Οι οριακές συνθήκες στην γεωμετρία του ρευστού ορίστηκαν με είσοδο ταχύτητας και οριακές συνθήκες με βάση την αντίσταση στις εξόδους. Οι συνθήκες εισόδου καθορίστηκαν με ρυθμό ροής όπως φαίνεται στην Εικόνα 7.2, όπου στην ουσία αφορά μια ροή που προσομοιώνει έναν καρδιακό παλμό. Το χωρικό προφίλ απλοποιήθηκε ως παραβολικό.



**Εικόνα 7.2** Διακύμανση ροής που εφαρμόζεται στο όριο εισόδου.

Οι οριακές συνθήκες εξόδου ορίστηκαν με μοντέλα Windkessel τριών στοιχείων, γνωστά και ως μοντέλα RCR. Αυτά τα μοντέλα κλιμακώνουν τις πιέσεις και τη ροή του αίματος στην έξοδο λαμβάνοντας υπόψη την αντίσταση που επιβάλλουν τα κατάντη αγγεία (Valente et al., 2022).

Σε αυτόν τον τύπο οριακής συνθήκης, χρησιμοποιούμε ένα μοντέλο μειωμένης τάξης του κατάντη αγγειακού συστήματος, λαμβάνοντας υπόψη ένα ανάλογο ηλεκτρικού κυκλώματος. Σε αυτή τη θεωρία, η συμπεριφορά των αγγείων αντιπροσωπεύεται από τρεις παραμέτρους: μια εγγύς αντίσταση  $R_p$ , μια χωρητικότητα  $C$  και μια απομακρυσμένη αντίσταση  $R_d$  (Vignon-Clementel et al., 2010).



**Εικόνα 7.3** Αναπαράσταση κυκλώματος με το μοντέλο RCR.

Οι τιμές κάθε παραμέτρου του μοντέλου RCR για κάθε έξοδο, αναφέρονται στον Πίνακα 7.2. Αυτές οι παράμετροι ρυθμίστηκαν επαναληπτικά, ώστε να ταιριάζουν σε μια τυπική καμπύλη πίεσης μεταξύ 70 mmHg (διαστολή) και 120 mmHg (συστολή).

	$R_p$	$C$	$R_d$
	$(dyn \cdot s \cdot cm^{-5})$	$(cm^5 \cdot dyn^{-1})$	$(dyn \cdot s \cdot cm^{-5})$
Θωρακική Αορτή	39	$4,82 \cdot 10^{-4}$	1016
Βραχιοκεφαλικό Στέλεχος	139	$8,74 \cdot 10^{-5}$	3637
Αριστερή Κοινή Καρωτιδική Αρτηρία	520	$7,70 \cdot 10^{-5}$	13.498
Αριστερή Υποκλείδιος Αρτηρία	420	$9,34 \cdot 10^{-5}$	10.969

**Πίνακας 7.2** Τιμές για το μοντέλο RCR σε κάθε έξοδο.

Η οριακή συνθήκη του τοιχώματος του αγγείου αντιπροσωπεύει τη διεπαφή μεταξύ της περιοχής υγρού και του τοιχώματος του αγγείου. Στον φυσικό κόσμο, αυτό το όριο καλύπτεται από ένα στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων. Πολλές προσομοιώσεις

ροής αίματος χρησιμοποιούν παραδοσιακά μια υπόθεση άκαμπτου τοιχώματος (rigid wall). Υπό αυτές τις συνθήκες, εφαρμόζεται μια συνθήκη μηδενικής ταχύτητας σε αυτές τις επιφάνειες. Στην εν λόγω μελέτη, εφαρμόζεται αυτή η οριακή συνθήκη σε ότι αφορά το αορτικό τοίχωμα (Valente et al., 2022).

### 7.3 Μαθηματικό Μοντέλο Προσομοίωσης

Το πεδίο του ρευστού μοντελοποιείται λύνοντας τις εξισώσεις Navier-Stokes και τη εξίσωση της συνέχειας. Το αίμα εν προκειμένω, απλοποιήθηκε ως ασυμπίεστο, ομοιογενές και νευτώνειο ρευστό (η διατμητική τάση είναι ανάλογη της ταχύτητας μεταβολής της γωνιακής παραμόρφωσης). Αυτές οι υποθέσεις είναι ευρέως αποδεκτές στην αιμορεολογία κατά τη μελέτη της ροής του αίματος μεγάλων αγγείων, όπως η αορτή.

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho_f \mathbf{u}) \quad (47)$$

$$\rho_f \left( \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + ((\mathbf{u} - \mathbf{w}) \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) - \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_f(\mathbf{u}, p) = 0, \quad \text{στο } \Omega^f \quad (48)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0, \quad \text{στο } \Omega^f \quad (49)$$

όπου  $t$ ,  $\rho_f$ ,  $p$ ,  $\mathbf{u}$  και  $\mathbf{w}$  είναι ο χρόνος, η πυκνότητα του ρευστού, η πίεση, η ταχύτητα του ρευστού και η ταχύτητα κίνησης συντεταγμένων, αντίστοιχα. Ο όρος  $(\mathbf{u} - \mathbf{w})$  είναι συγκεκριμένος για τη διατύπωση Arbitrary Lagrangian–Eulerian (ALE) που είναι η σχετική ταχύτητα του ρευστού ως προς την κινούμενη συντεταγμένη ταχύτητα και προστίθεται στη συμβατική εξίσωση Navier–Stokes για να ληφθεί υπόψη η κίνηση του πλέγματος. Επιπλέον, αυτή η εξίσωση χρησιμοποιεί την παράγωγο χρόνου της διατύπωσης ALE (Lee et al., 2013) (Marsden and Esmaily-Moghadam, 2015).

Η τάση Cauchy  $\boldsymbol{\sigma}_f$  ορίζεται ως εξής:

$$\boldsymbol{\sigma}_f(\mathbf{u}, p) = 2\mu \mathbf{D}(\mathbf{u}) - p \mathbf{I} \quad (50)$$

όπου  $\mu$  το δυναμικό ιξώδες,  $\mathbf{I}$  η ταυτοτική μήτρα και  $\mathbf{D}$ :

$$\mathbf{D}(\mathbf{u}) = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + \nabla^T \mathbf{u}). \quad (51)$$

## 7.4 Παράμετροι Ρύθμισης Επιλύτη

Η ρύθμιση όσων παραμέτρων τροποποιήθηκαν από τις βασικές ρυθμίσεις του επιλύτη, πραγματοποιήθηκε κατόπιν επαναλήψεων της προσομοίωσης, ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη τιμή για κάθε παράμετρο.

Ο συνολικός αριθμός χρονικών βημάτων στις προσομοιώσεις (*Number of Timesteps*) επιλέχθηκε ίσος με 4300, ως εξής:

$$\text{Συνολικός φυσικός χρόνος} = \text{Αρ. Χρονικών Βημάτων} \cdot \text{Μέγεθος χρονικού βήματος}$$

Ο συνολικός φυσικός χρόνος ( $T$ ), ισούται με τον χρόνο που απαιτείται για την ολοκλήρωση ενός συγκεκριμένου αριθμού καρδιακών παλμών, όπου μετά το πέρας αυτών, η προσομοίωση έχει επιτύχει τις ακραίες τιμές πίεσης που αρχικά είχαν οριστεί. Κατόπιν δοκιμών προέκυψε ότι οι ακραίες τιμές πίεσης (συστολής και διαστολής), επιτυγχάνονται σε 5 πλήρεις καρδιακούς παλμούς, με περίοδο 0,8686 ο καθένας. Συνεπώς ο φυσικός χρόνος των 5 καρδιακών παλμών είναι:

$$\text{Συνολικός φυσικός χρόνος} = 5 \cdot 0,8686 = 4,343 \approx 4,3 \text{ s}$$

Επιπρόσθετα, από δοκιμές προέκυψε ότι το κατάλληλο μέγεθος χρονικού βήματος ( $\Delta t$ ) ισούται με 0,001 s. Έτσι, ο αριθμός των χρονικών βημάτων της προσομοίωσης, ισούται με:

$$T = \text{Number of Timesteps} \cdot \Delta t \Rightarrow$$

$$\text{Number of Timesteps} = \frac{4,3}{0,001} = 4300$$

Ο αριθμός των χρονικών βημάτων μεταξύ μιας νέας επανεκκίνησης κατόπιν αποθήκευσης, καθορίζει πόσο συχνά η πλήρης κατάσταση του μοντέλου αποθηκεύεται στο δίσκο. Εν προκειμένω επιλέχθηκε μετά από δοκιμές ίσος με 10.

Στον παρακάτω Πίνακα, φαίνονται οι τιμές των βασικών παραμέτρων του υπό μελέτη προβλήματος.

Παράμετρος	Τιμή	Μονάδα
Πυκνότητα ρευστού	1060	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
Ιξώδες ρευστού	0,004	$\frac{\text{kg}}{\text{m} \cdot \text{s}}$

**Πίνακας 7.3** Βασικές παράμετροι προσομοίωσης.

## 7.5 Συμπεράσματα

Από την ανάλυση της υπολογιστικής ρευστοδυναμικής, προέκυψαν οι αναπτυσσόμενες πιέσεις στη διεπαφή του ρευστού με το άκαμπτο αορτικό τοίχωμα, οι αντίστοιχες διατμητικές τάσεις (vWSS), καθώς και οι ροϊκές γραμμές και τα διανύσματα ταχύτητας του αίματος, καθώς ρέει εντός του αγγείου και των συναφών διακλαδώσεων.

Παρατηρήθηκε έντονη πίεση στο τμήμα της ανιούσας αορτής, ενώ ιδιαίτερα χαμηλή ήταν στο τμήμα των αρτηριών του αορτικού τόξου.

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσίασαν τα αποτελέσματα της διατμητικής τάσης, όπου αν και οι μέγιστες τιμές εντοπίστηκαν στις αρτηρίες του αορτικού τόξου και κυρίως στην αριστερή κοινή καρωτιδική αρτηρία, απαιτείται προσοχή στις μεταβολές της διατομής κατά μήκος της γεωμετρίας της αορτής, καθώς και στα άκρα του τμήματος του ανευρύσματος ή της ένωσης του αορτικού ιστού με το ενδομόσχευμα αποκατάστασης.

Από τις ροϊκές γραμμές, εντοπίστηκε έντονο το φαινόμενο της στροβιλότητας του αίματος, στοιχείο που εντείνεται στην διαστολική φάση, λόγω αυξημένων ανακυκλοφοριών.

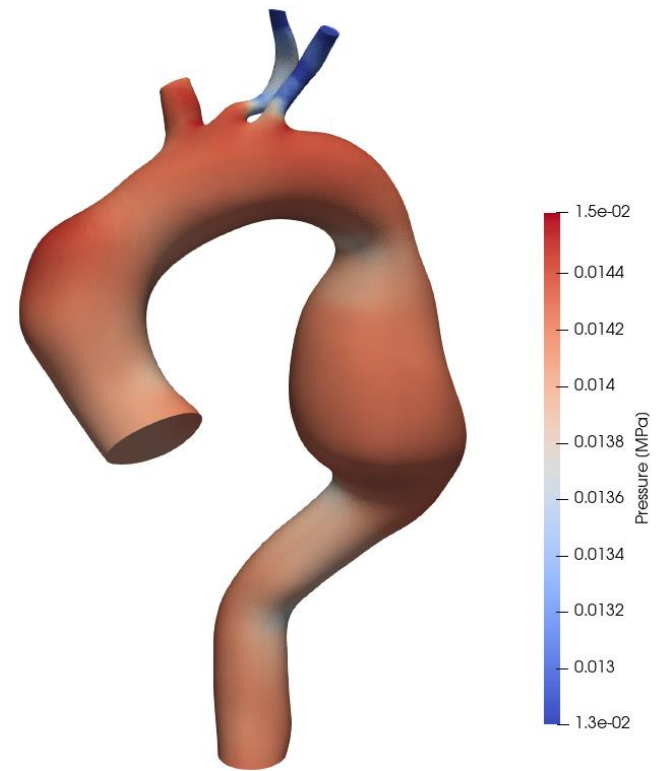
Από τα διανύσματα ταχύτητας, προκύπτει εμφανώς η επιβολή παραβολικού προφίλ ταχύτητας, που σχεδόν μηδενίζεται στο όριο της διεπαφής του ρευστού με το αορτικό τοίχωμα.

Ενδεικτικά, στις παρακάτω Εικόνες φαίνονται η μέγιστη αναπτυσσόμενη πίεση και η σχετική διατμητική τάση του τοιχώματος της αορτικής γεωμετρίας A(I) στη φάση της συστολής, με επιβαλλόμενο μεταβαλλόμενο φορτίο πίεσης ενός καρδιακού παλμού από 70 mmHg (διαστολή) έως 120 mmHg (συστολή). Συνολικά, τα αποτελέσματα της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, φαίνονται στο Παράρτημα 6.

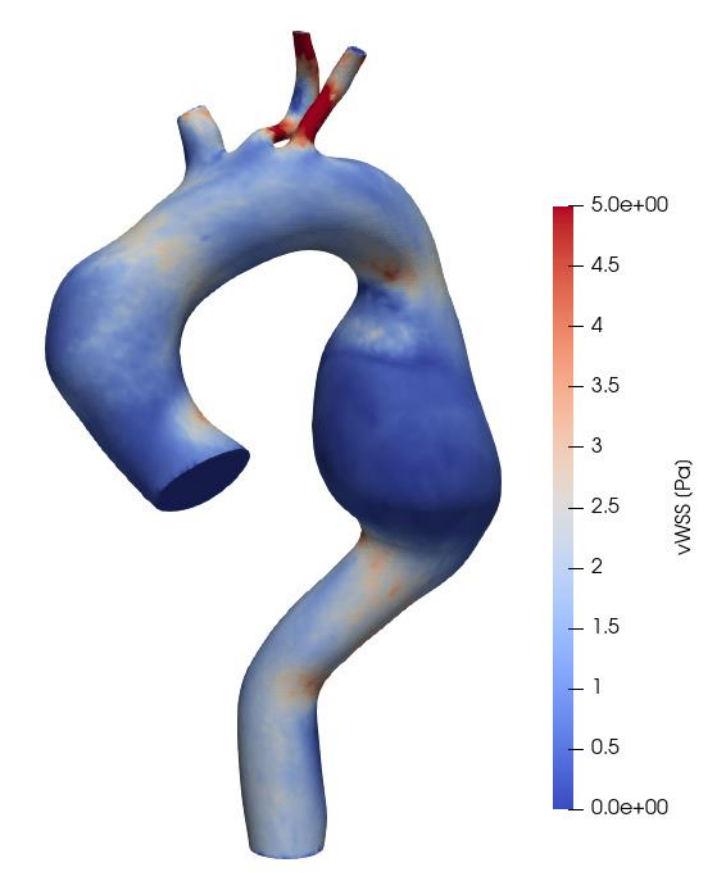
Στην Εικόνα 7.8 απεικονίζεται η γραφική παράσταση της πίεσης του ρευστού, βάσει της ογκικής παροχής ενός καρδιακού παλμού που τέθηκε στις οριακές συνθήκες, συναρτήσει του συνολικού φυσικού χρόνου, για τον οποίο πραγματοποιήθηκε η εν λόγω προσομοίωση, δηλαδή για 5 καρδιακούς παλμούς. Η συγκεκριμένη απεικόνιση είναι σχεδόν κοινή και στις 7 γεωμετρίες. Παρατηρείται, ότι μετά τον τρίτο καρδιακό παλμό, υπάρχει σταθεροποίηση των ακραίων πιέσεων στην συστολική και διαστολική φάση.

Τέλος, την Εικόνα 7.9 απεικονίζεται η γραφική παράσταση της πίεσης του ρευστού, στο διάστημα του τρίτου καρδιακού παλμού για κάθε διατομή εισόδου και εξόδου. Η εν λόγω απεικόνιση είναι σχεδόν κοινή για κάθε γεωμετρικό μοντέλο.

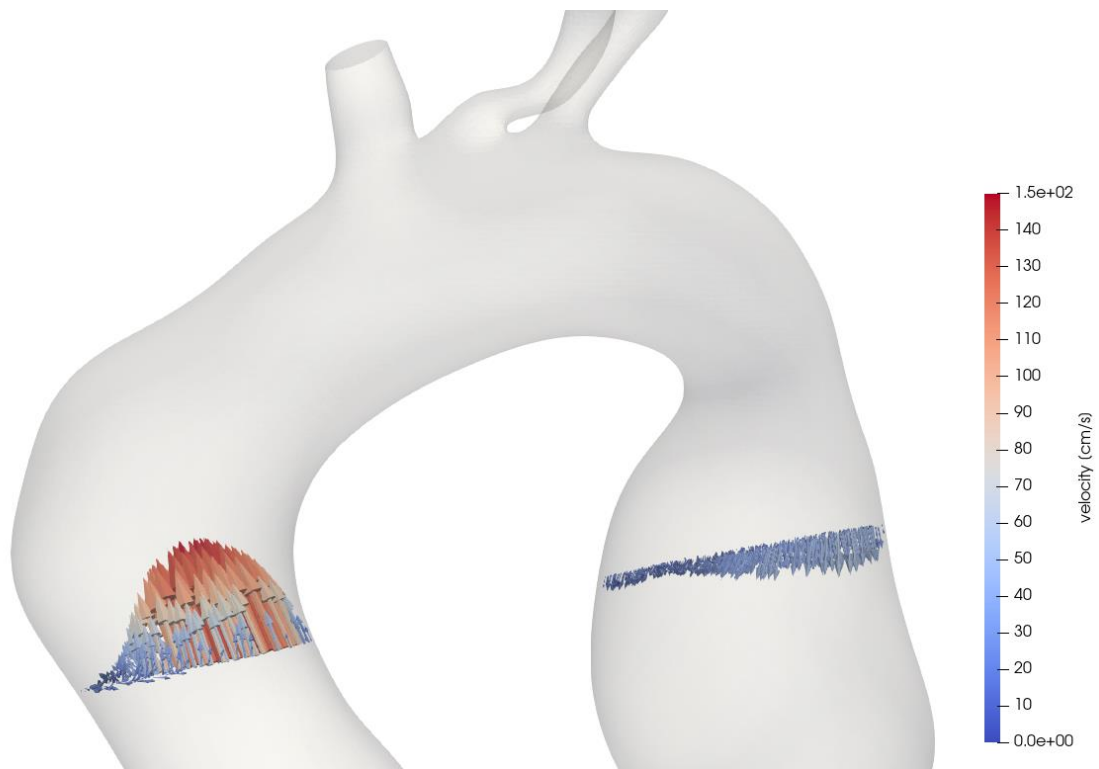




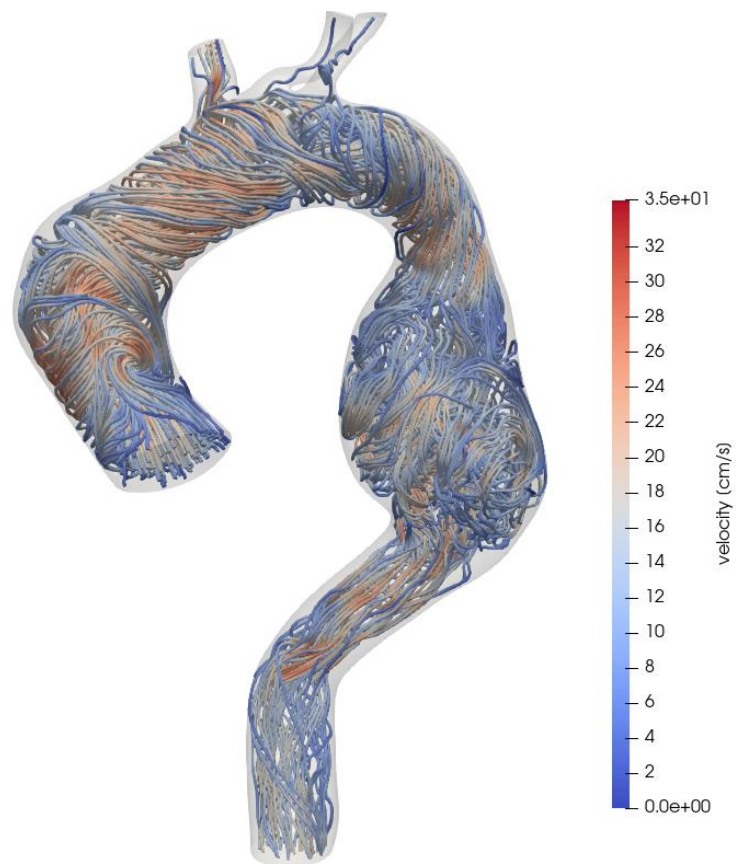
**Εικόνα 7.4** Αναπτυσσόμενη πίεση στο άκαμπτο τοίχωμα στη συστολή.



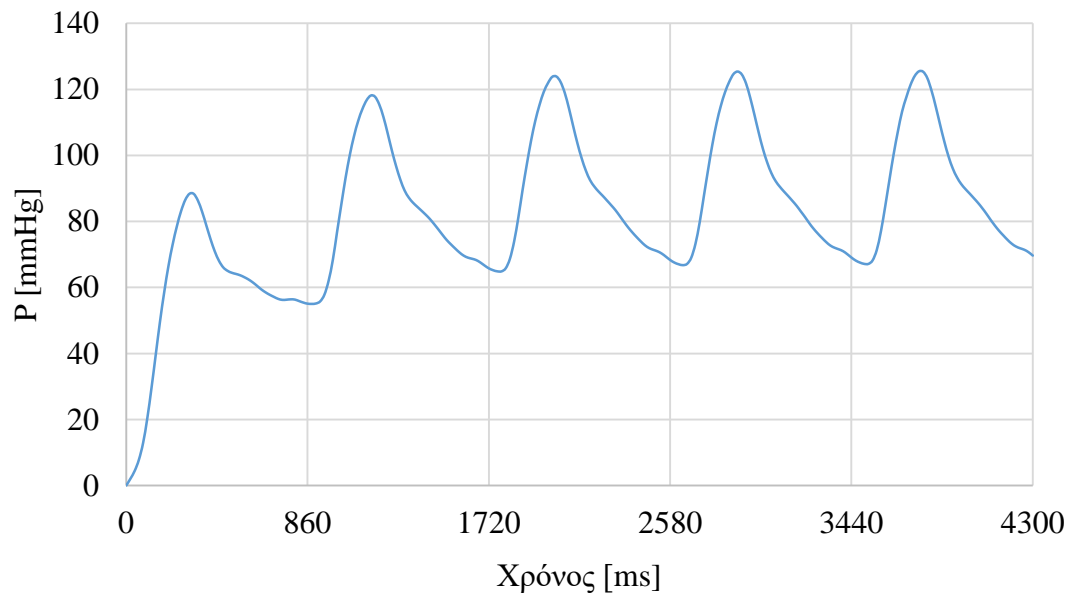
**Εικόνα 7.5** Διατμητική τάση στο άκαμπτο τοίχωμα στη συστολή.



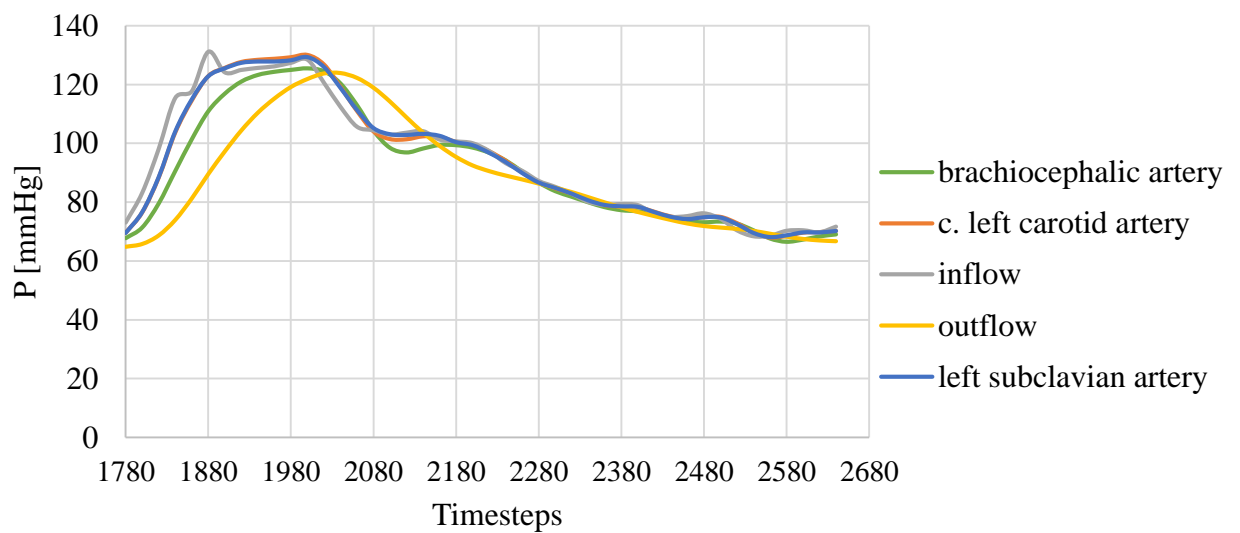
**Εικόνα 7.6** Προφίλ κατανομής διανυσμάτων ταχύτητας στη συστολή.



**Εικόνα 7.7** Ροϊκές γραμμές ταχύτητας ρευστού στη διαστολή.



**Εικόνα 7.8** Γραφική παράσταση πίεσης – χρόνου 5 καρδιακών παλμών.



**Εικόνα 7.9** Απεικόνιση πίεσης – χρόνου διατομών εισόδου και εξόδου.

## 8 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται αποτελέσματα αφενός του πεδίου των μετατοπίσεων (displacement field), καθώς και των τάσεων (stress field) των αορτικών τοιχωμάτων με μια αρχική προσέγγιση με το κατάλληλο λογισμικό FEBio και αφετέρου των ταχυτήτων, πιέσεων και διατμητικών τάσεων του ρευστού αίματος με μια αιμοδυναμική προσέγγιση ενός καρδιακού κύκλου μέσω του λογισμικού SimVascular. Εξετάστηκαν επτά εξατομικευμένες γεωμετρίες από την αορτική ρίζα μέχρι το σημείο του διαφράγματος της κατιούσας αορτής. Οι γεωμετρίες αυτές αντιστοιχούν σε πέντε ασθενείς (τεσσάρων ανδρών και μιας γυναίκας) μετά την αποκατάσταση με ενδομόσχευμα, ενώ σε δύο άνδρες από τους τέσσερις εξετάστηκε η γεωμετρία και πριν την αποκατάσταση. Η πρώτη προσέγγιση αφορά την υπολογιστική προσομοίωση σε συνθήκες καταπόνησης με επιβολή εσωτερικής πίεσης, ενώ η δεύτερη σε συνθήκες μη μόνιμης ροής αίματος.

Και οι δύο προσεγγίσεις αποτελούν ένα πρωταρχικό εργαλείο λογισμικού για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας υπολογισμού της αντοχής μιας ανευρυσματικής αγγειακής δομής αλλά και της περιγραφής της ροής του αίματος για την εξαγωγή χρήσιμων αιμοδυναμικών δεικτών. Είναι γνωστό ότι υπάρχει ένα κατώφλι τιμών ανάπτυξης διατμητικών τάσεων πέραν του οποίου διεγείρονται τα αιμοπετάλια και όταν στη συνέχεια αυτά βρεθούν σε ένα χαμηλό πεδίο ταχυτήτων δημιουργούν θρόμβους, οι οποίοι σταδιακά εξελίσσονται, με κίνδυνο εμβολής και έμφραξης της εκάστοτε αρτηρίας που είναι ζωτικής σημασίας. Συνεπώς, μελετήθηκαν οι γραμμές ροής στο σύνολο των γεωμετριών, αλλά και οι διατμητικές τάσεις σε αυτές, εξετάζοντας σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αρτηριών το ροϊκό πεδίο. Επίσης, πεδίο ενδιαφέροντος αποτελεί και η κατανομή της πίεσης στο τοίχωμα για όλες τις περιπτώσεις των ασθενών, πέραν των γραμμών ροής και των τιμών των διατμητικών τάσεων κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, η οποία μπορεί να αναδείξει τοπολογικά διαφορετικές φορτίσεις. Σε όλα τα διακλαδιζόμενα αγγεία με έντονη καμπυλότητα και αλλαγή κατεύθυνσης της ροής αναπτύσσονται σχεδόν συμμετρικές δίνες (Dean vortices). Στο σημείο της έντονης καμπύλωσης, τόσο στο εσωτερικό μέρος με την έντονη καμπυλότητα, όσο και στο εξωτερικό με την ελαφρώς μεγαλύτερη καμπυλότητα, το αίμα κινείται προς περιοχές

αυξανόμενης πίεσης. Σ' αυτές τις περιοχές η κινητική ενέργεια των στοιχείων του αίματος μειώνεται σε τέτοιες τιμές, ώστε γίνεται αποκόλληση της ροής. Εν γένει το πεδίο ροής στην πλειοψηφία του είναι περίπλοκο με μορφές ελικοειδών στο χώρο ροϊκών γραμμών μεταβαλλόμενης καμπυλότητας που οφείλεται στην κάθε περίπλοκη εξατομικευμένη γεωμετρία των αγγείων του κάθε ασθενούς τόσο πριν την αποκατάσταση όσο και μετά από αυτή.

Απώτερος σκοπός μέσω της μεθοδολογίας που αναπτύχθηκε εδώ είναι η διάγνωση ρήξεων και θρομβώσεων πριν αυτές συμβούν σε αορτικά ανευρύσματα πριν και μετά την αποκατάστασή τους με ενδομοσχεύματα.

# 9 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- **Asaro, R.J. and Lubarda, V.A.** (2006). *Mechanics of solids and materials*. Cambridge ; New York: Cambridge University Press.
- **Blockley, R. and Shyy, W.** (2010). *Encyclopedia of aerospace engineering*. 1st ed. Hoboken: Wiley.
- **Bonet, J. and Wood, R.D.** (2008). *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge: Cambridge University Press.
- **Criado, F.J., Fairman, R.M. and Becker, G.J.** (2003). Talent LPS AAA stent graft: Results of a pivotal clinical trial. *Journal of Vascular Surgery*, 37(4), pp.709–715. doi:10.1067/mva.2003.230.
- **Dorland, W.,** (2011). *Dorland's illustrated medical dictionary*. 32<sup>nd</sup> ed. Philadelphia, PA: Saunders.
- **Fajar, A., Sarno, R., Fatichah, C. and Fahmi, A.** (2020). Reconstructing and resizing 3D images from DICOM files. *Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences*, 34(6). doi:10.1016/j.jksuci.2020.12.004.
- **García-Herrera, C.M., Celentano, D.J., Cruchaga, M.A., Rojo, F.J., Atienza, J.M., Guinea, G.V. and Goicolea, J.M.** (2012). Mechanical characterisation of the human thoracic descending aorta: experiments and modelling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(2), pp.185–193. doi:10.1080/10255842.2010.520704.
- **Gartner, L.P. and Hiatt, J.L.,** (2014). *Color Atlas and Text of Histology*. 6<sup>th</sup> ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
- **Gasser, T.C., Ogden, R.W. and Holzapfel, G.A.** (2005). Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of The Royal Society Interface*, 3(6), pp.15–35. doi:10.1098/rsif.2005.0073.
- **Giuliano Mariani, Giuliano, A.E. and H William Strauss** (2008). *Radioguided surgery : a comprehensive team approach*. New York: Springer.
- **Hatze, H.,** (1974). *The meaning of the term “biomechanics.”* *Journal of Biomechanics*, 7(2), 189–190. doi:10.1016/0021-9290(74)90060-8

- **Hellenic Society of Biomechanics** (2019). Home. [online] *Hellenic Society of Biomechanics*. Available at: <https://elembio.gr/en> [Accessed 5 Aug. 2022].
- **Hiratzka, L.F., Bakris, G.L., Beckman, J.A., Bersin, R.M., Carr, V.F., Casey, D.E., Eagle, K.A., Hermann, L.K., Isselbacher, E.M., Kazerooni, E.A., Kouchoukos, N.T., Lytle, B.W., Milewicz, D.M., Reich, D.L., Sen, S., Shinn, J.A., Svensson, L.G. and Williams, D.M.** (2010). 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM Guidelines for the Diagnosis and Management of Patients With Thoracic Aortic Disease. *Circulation*, 121(13). doi:10.1161/cir.0b013e3181d4739e.
- **Hoskins, P.R., Lawford, P.V. and Doyle, B.J.** (2017). *Cardiovascular Biomechanics*. Cham: Springer International Publishing.
- **Holzapfel, G.A., Gasser, T.C. and Ogden, R.W.** (2000). A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *Journal of Elasticity*, 61(1/3), pp.1–48. doi:10.1023/a:1010835316564.
- **Jacob, S.** (2007). *Human anatomy : a clinically-orientated approach : an illustrated colour text*. Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone/Elsevier.
- **Johnston, K.Wayne., Rutherford, R.B., Tilson, M.David., Shah, D.M., Hollier, L. and Stanley, J.C.** (1991). *Suggested standards for reporting on arterial aneurysms*. *Journal of Vascular Surgery*, 13(3), pp.452–458. doi:10.1067/mva.1991.26737.
- **Knudson, D.** (2003). *Fundamentals of Biomechanics*. Boston, MA: Springer US.
- **Kumar, J.C.** (2020). *Robbins & Cotran Pathologic Basis Of Disease*. 10<sup>th</sup> ed. Philadelphia, PA: Elsevier - Health Science.
- **Lechelek, L., Horna, S., Zrour, R., Naudin, M. and Guillevin, C.** (2022). A Hybrid Method for 3D Reconstruction of MR Images. *Journal of Imaging*, 8(4), p.103. doi:10.3390/jimaging8040103.
- **Lee, C.J., Zhang, Y., Takao, H., Murayama, Y. and Qian, Y.** (2013). A fluid–structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: The effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity. *Journal of Biomechanics*, 46(14), pp.2402–2410. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.07.016.
- **Li, Z. and Kleinstreuer, C.** (2005). Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model. *Medical Engineering & Physics*, 27(5), pp.369–382. doi:10.1016/j.medengphy.2004.12.003.

- **Maas, S., Ateshian, G., Weiss, J. and Herron, M.** (2021a). *FEBio Studio Manual*. [online] FEBio Documentation. Available at: [https://help.febio.org/FEBioStudio/FEBioStudio\\_1-5.html](https://help.febio.org/FEBioStudio/FEBioStudio_1-5.html) [Accessed 4 Jun. 2022].
- **Maas, S., Ellis, B.J., Ateshian, G.A. and Weiss, J.A.** (2012). FEBio: Finite Elements for Biomechanics. *Journal of Biomechanical Engineering*, [online] 134(1). doi:10.1115/1.4005694.
- **Maas, S., Herron, M., Weiss, J. and Ateshian, G.** (2021b). *FEBio Theory Manual*. [online] FEBio Documentation. Available at: [https://help.febio.org/FEBioTheory/FEBio\\_tm\\_3-4.html](https://help.febio.org/FEBioTheory/FEBio_tm_3-4.html) [Accessed 4 Jun. 2022].
- **MacCarrick, G., Black, J.H., Bowdin, S., El-Hamamsy, I., Frischmeyer-Guerrero, P.A., Guerrero, A.L., Sponseller, P.D., Loeys, B. and Dietz, H.C.** (2014). Loeys–Dietz syndrome: a primer for diagnosis and management. *Genetics in Medicine*, 16(8), pp.576–587. doi:10.1038/gim.2014.11.
- **Manopoulos, C., Raptis, A., Krishan, W., Mavrantzas, C., Drandakis, M., Astraka, S., Kouerinis, I. and Vaxevanidis, N.M.** (2021). A computational wall mechanics study of an ascending thoracic aortic aneurysm under hypertensive conditions. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1037(1), pp.1–9. doi:10.1088/1757-899x/1037/1/012021.
- **Marsden, A.L. and Esmaily-Moghadam, M.** (2015). Multiscale Modeling of Cardiovascular Flows for Clinical Decision Support. *Applied Mechanics Reviews*, 67(3), p.030804. doi:10.1115/1.4029909.
- **Martin, R., B.,** (1999). *A Genealogy of Biomechanics*. Πρακτικά συνεδρίου από το 23<sup>rd</sup> Annual Conference of the American Society of Biomechanics που διεξήχθη στο Pittsburgh 21-23 Οκτωβρίου 1999. Φορέας διαξαγωγής: American Society of Biomechanics. Pittsburgh, PA: American Society of Biomechanics.
- **Mehra, M., Spilberg, G., Gounis, M.J. and Wakhloo, A.K.** (2011). Intracranial Aneurysms: Clinical Assessment and Treatment Options. *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials*, [online] 3(7), pp.331–372. doi:10.1007/8415\_2011\_78.
- **Nation, D. and Wang, G.** (2015). TEVAR: Endovascular Repair of the Thoracic Aorta. *Seminars in Interventional Radiology*, 32(03), pp.265–271. doi:10.1055/s-0035-1558824.



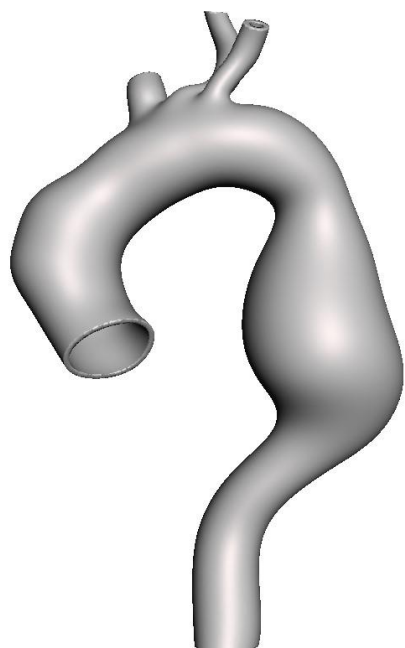
- **Pierce, D.M., Maier, F., Weisbecker, H., Viertler, C., Verbrugghe, P., Famaey, N., Fourneau, I., Herijgers, P. and Holzapfel, Gerhard.A.** (2015). Human thoracic and abdominal aortic aneurysmal tissues: Damage experiments, statistical analysis and constitutive modeling. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41, pp.92–107. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.10.003.
- **Przysinda, A., Feng, W. and Li, G.** (2020). *Diversity of Organism-Wide and Organ-Specific Endothelial Cells*. *Current Cardiology Reports*, 22(4). doi:10.1007/s11886-020-1275-9.
- **Qureshi, M.A., Conway, B.D. and Greenberg, R.K.** (2011). Thoracic Aortic Aneurysms—Clinical Assessment and Treatment. *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials*, 1(7), pp.285–329. doi:10.1007/8415\_2011\_75.
- **Sakalihasan, N., Kuivaniemi, H., Nussgens, B., Durieux, R. and Defraigne, J.-O.** (2011). Aneurysm: Epidemiology Aetiology and Pathophysiology. *Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials*, [online] 1(7), pp.1–33. doi:10.1007/8415\_2010\_47.
- **SimVascular Development Team** (2017). *Meshing Guide*. [online] SimVascular Docs. Available at: <https://simvascular.github.io/docsMeshing.html> [Accessed 28 Jun. 2022].
- **Standring, S.,** (2021). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 42<sup>nd</sup> ed. S.L.: Elsevier Health Sciences.
- **Subramaniam, K., Park, K.W. and Subramaniam, B.** (2011). *Anesthesia and Perioperative Care for Aortic Surgery*. New York: Springer New York, NY.
- **Sundararajan V. Madihally** (2019). *Principles of Biomedical Engineering*. 2<sup>nd</sup> ed. Norwood: Artech House Publishers.
- **Trivedi, S.** (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, [online] 4(3), pp.200–203. doi:10.1016/j.jobcr.2014.11.008.
- **Valente, R., Mourato, A., Brito, M., Xavier, J., Tomás, A. and Avril, S.** (2022). Fluid–Structure Interaction Modeling of Ascending Thoracic Aortic Aneurysms in SimVascular. *Biomechanics*, 2(2), pp.189–204. doi:10.3390/biomechanics2020016.
- **Vignon-Clementel, I.E., Figueroa, C.A., Jansen, K.E. and Taylor, C.A.** (2010). Outflow boundary conditions for 3D simulations of non-periodic blood flow and

- pressure fields in deformable arteries. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(5), pp.625–640. doi:10.1080/10255840903413565.
- **Vinesh Raja and Fernandes, K.J.** (2008). *Reverse engineering : an industrial perspective*. London: Springer.
  - **Waite, L.,** (2006). *Biofluid Mechanics in Cardiovascular Systems*. 1<sup>st</sup> ed. New York: McGraw Hill.
  - **Wang, X. and Li, X.** (2011). Fluid-structure interaction based study on the physiological factors affecting the behaviors of stented and non-stented thoracic aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics*, 44(12), pp.2177–2184. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.06.020.
  - **Zhuming Bi** (2018). *Finite element analysis applications : a systematic and practical approach*. Amsterdam: Academic Press.

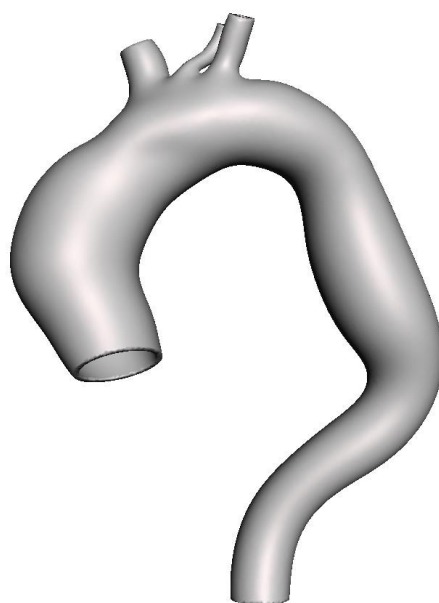
# 10 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ FEA .....	78
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ FEA .....	80
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ CFD .....	82
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD.....	84
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ FEA.....	86
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ CFD .....	130

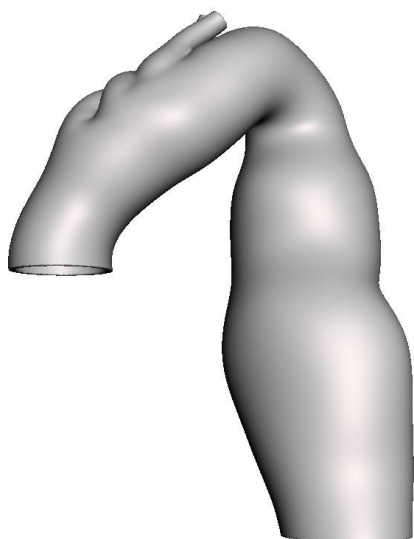
## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ ΦΕΑ



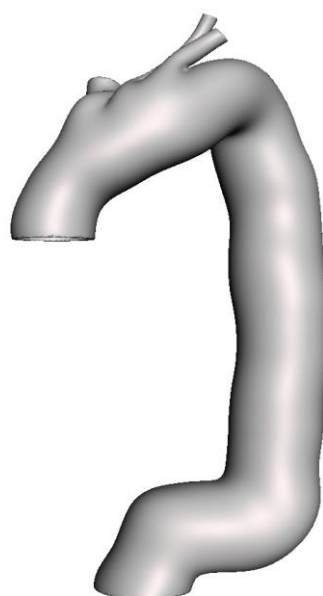
**A(I)**



**A(II)**

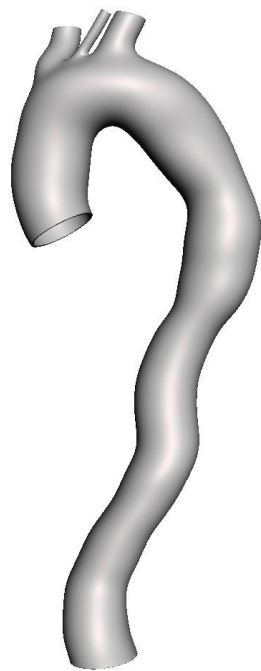


**B(III)**

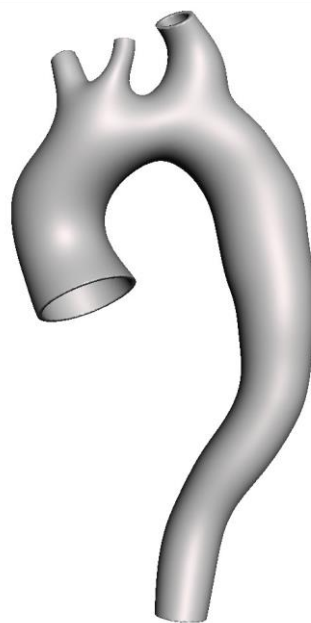


**B(IV)**

**Εικόνα 10.1** Γεωμετρίες ανασύστασης ασθενών Α και Β.



Γ(V)



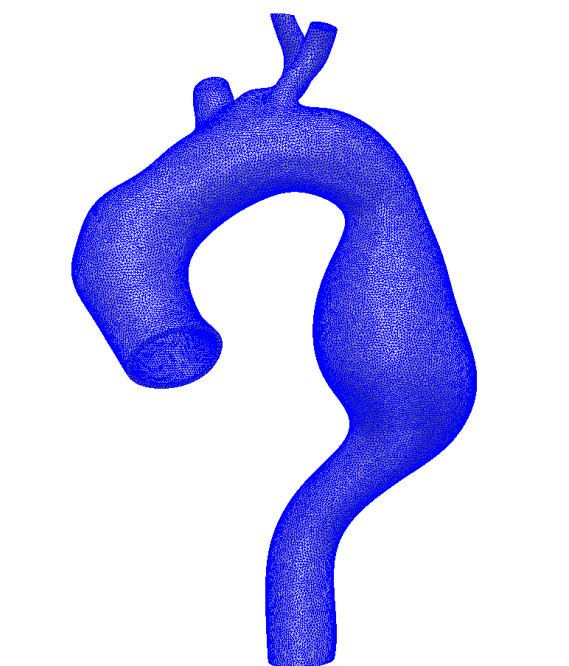
Δ(VI)



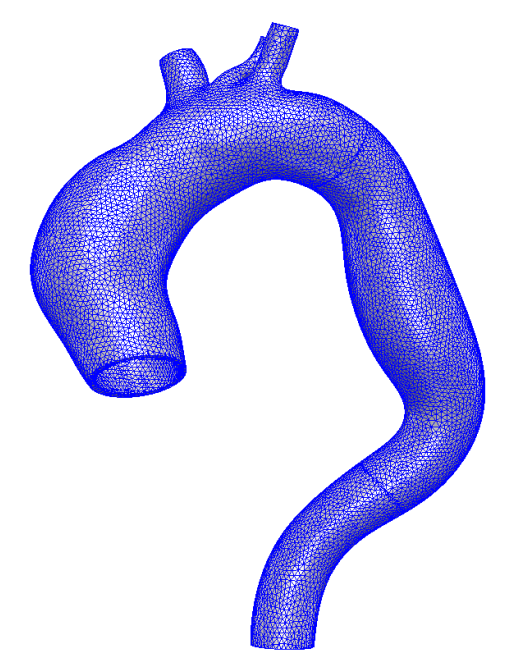
Ε(VII)

**Εικόνα 10.2** Γεωμετρίες ανασύστασης ασθενών Γ, Δ και Ε.

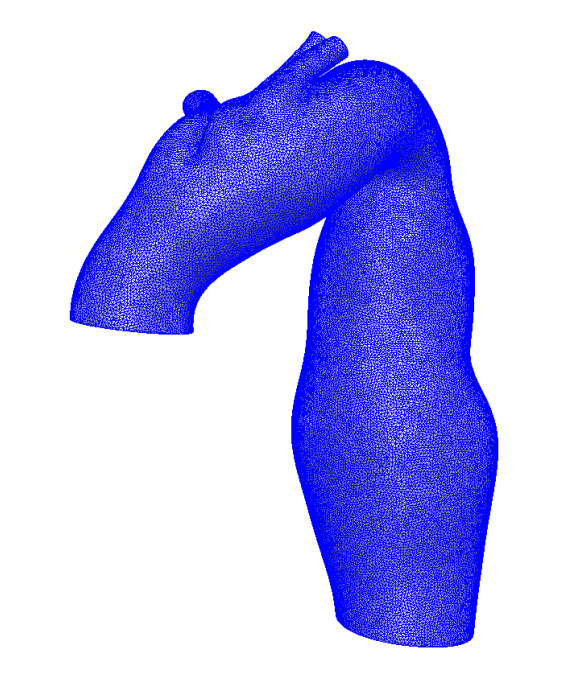
## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 2 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΓΕΑ



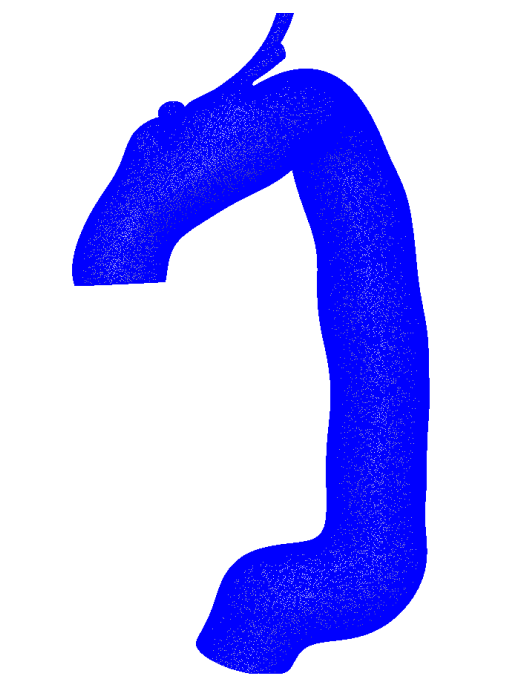
**A(I)**



**A(II)**

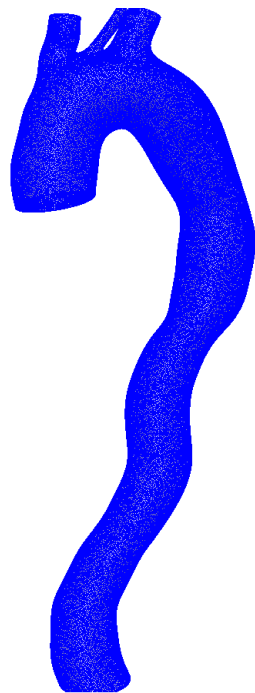


**B(III)**

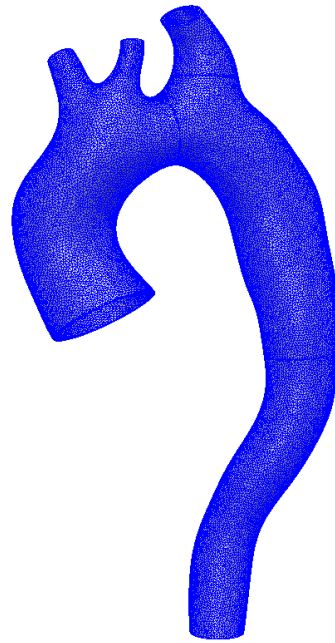


**B(IV)**

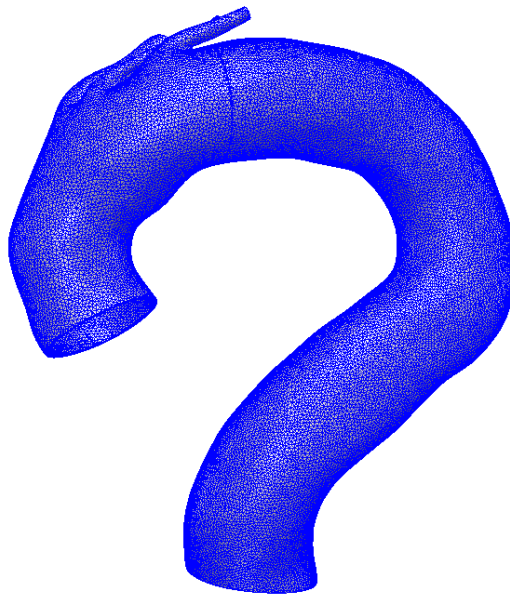
**Εικόνα 10.3** Διακριτοποιημένες γεωμετρίες ασθενών Α και Β.



Γ(V)



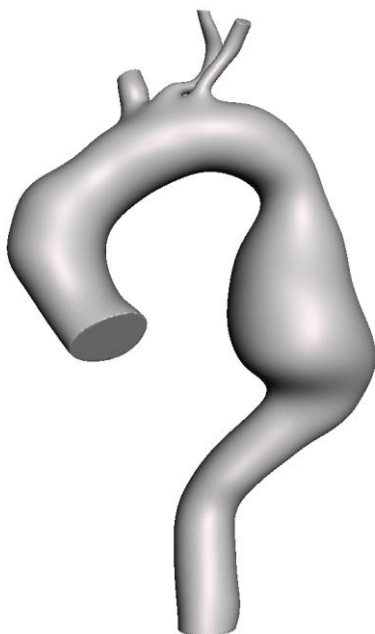
Δ(VI)



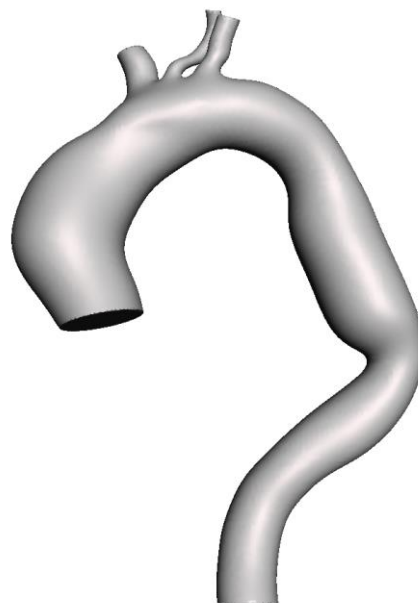
Ε(VII)

**Εικόνα 10.4** Διακριτοποιημένες γεωμετρίες ασθενών Γ, Δ και Ε.

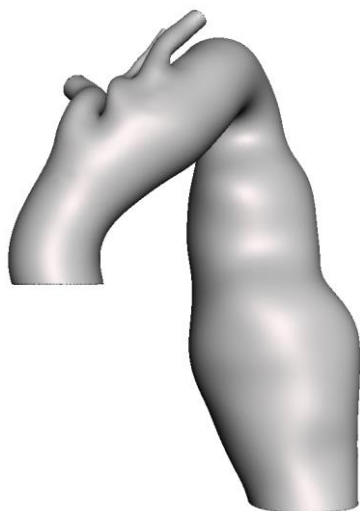
### ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 3 ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΑΝΑΣΥΣΤΑΣΗΣ CFD



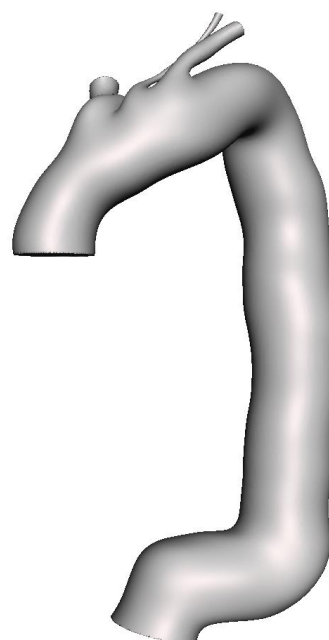
**A(I)**



**A(II)**



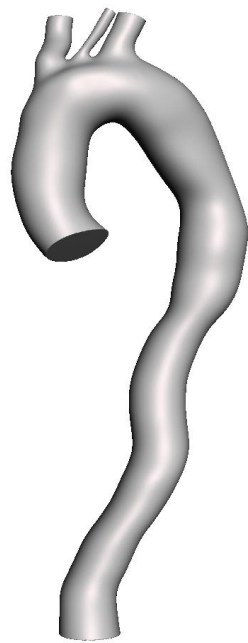
**B(III)**



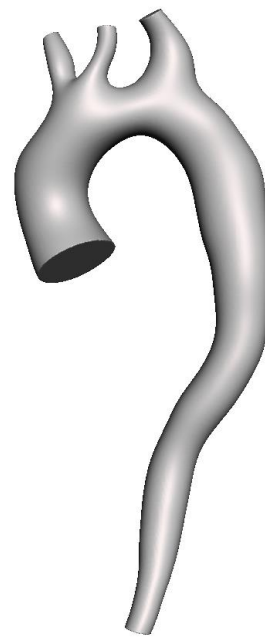
**B(IV)**

**Εικόνα 10.5** Γεωμετρίες CFD ασθενών Α και Β.





**Γ(V)**



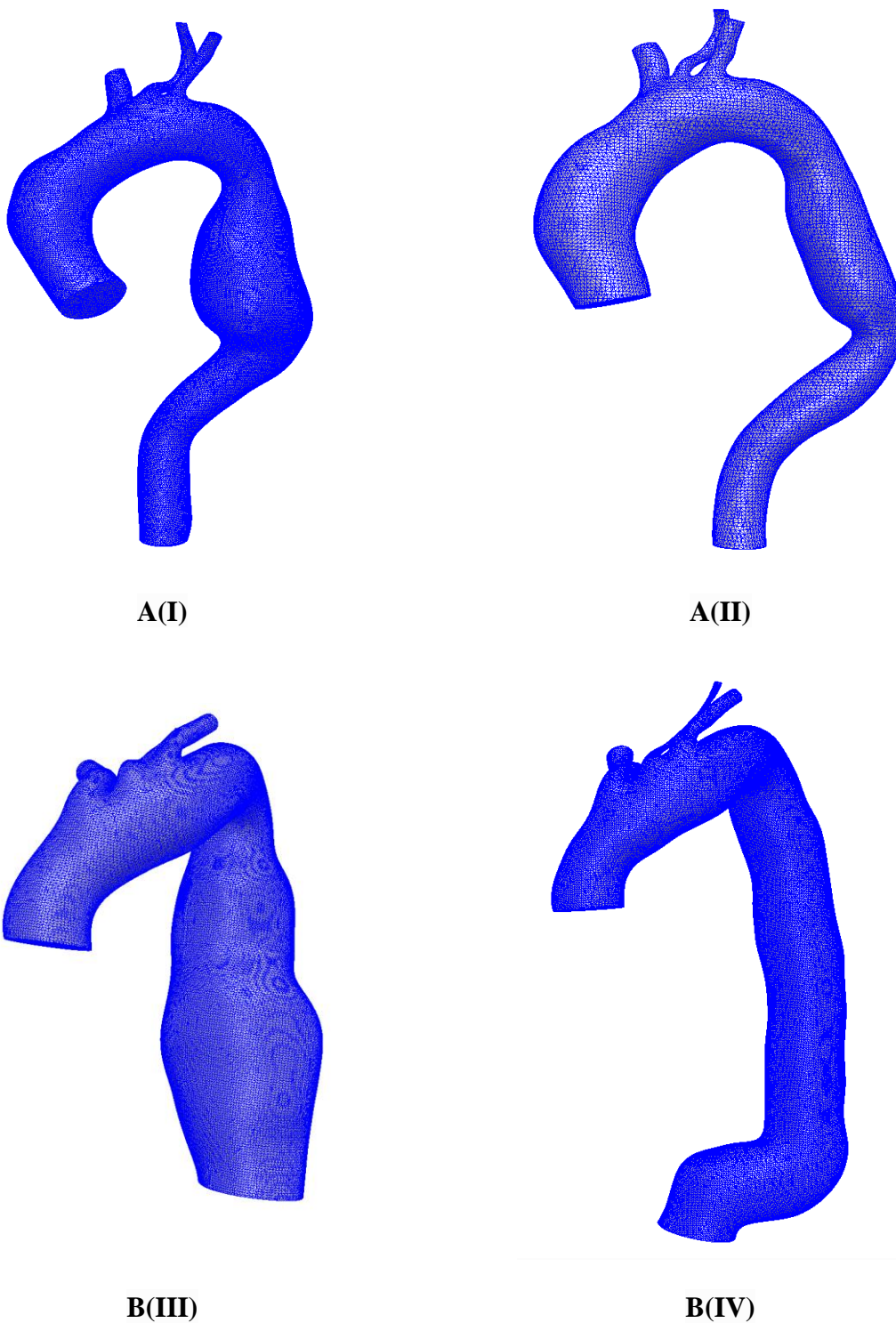
**Δ(VI)**



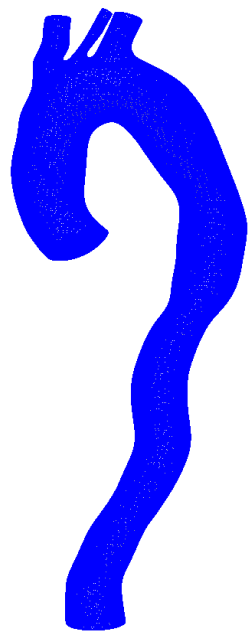
**Ε(VII)**

**Εικόνα 10.6** Γεωμετρίες CFD ασθενών Γ, Δ και Ε.

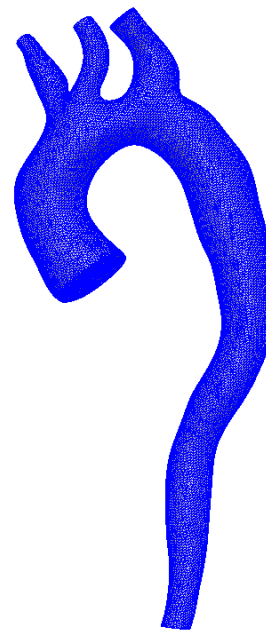
## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 4 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΜΕΝΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ CFD



**Εικόνα 10.7** Διακριτοποιημένες CFD γεωμετρίες ασθενών Α και Β.



Γ(V)



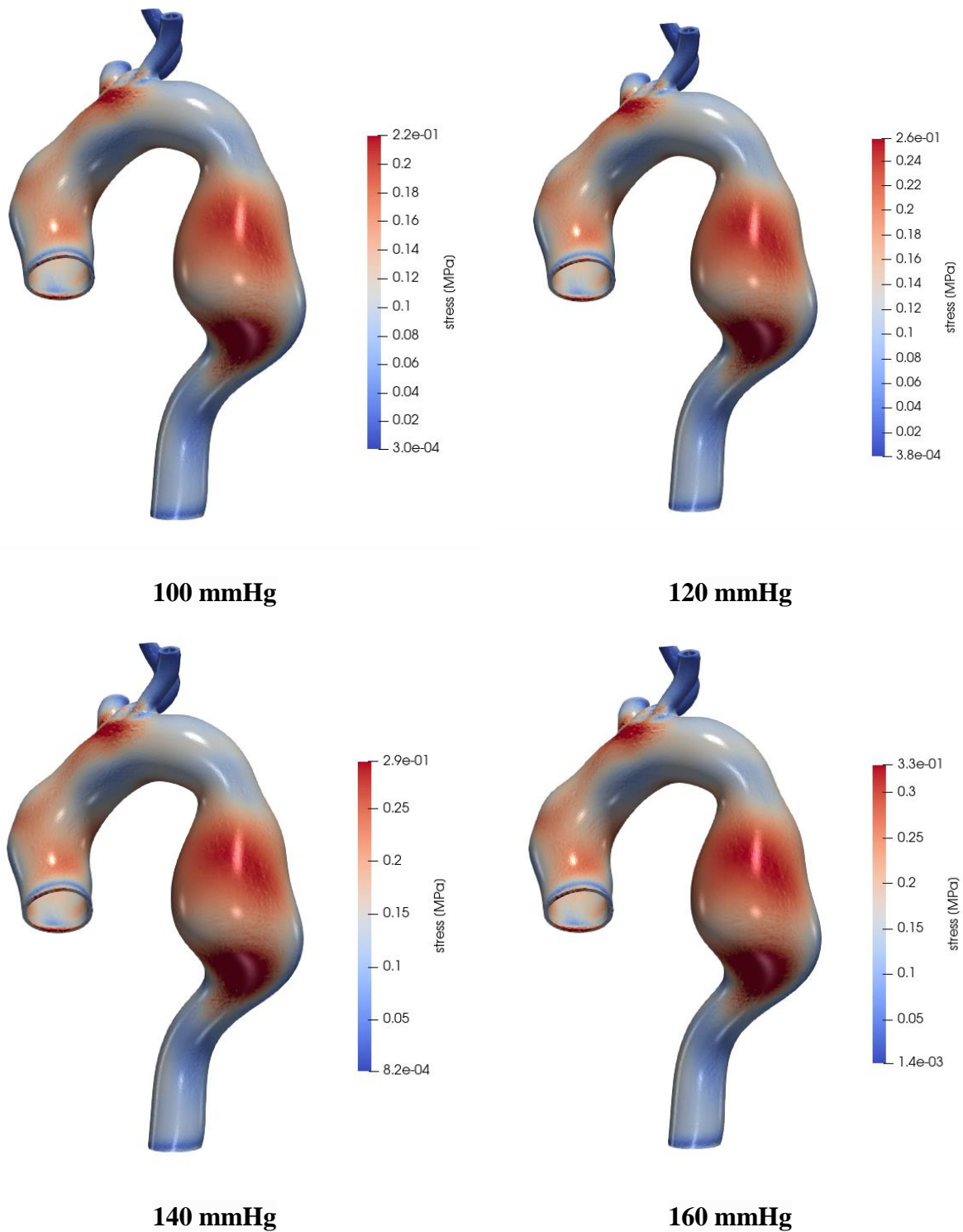
Δ(VI)



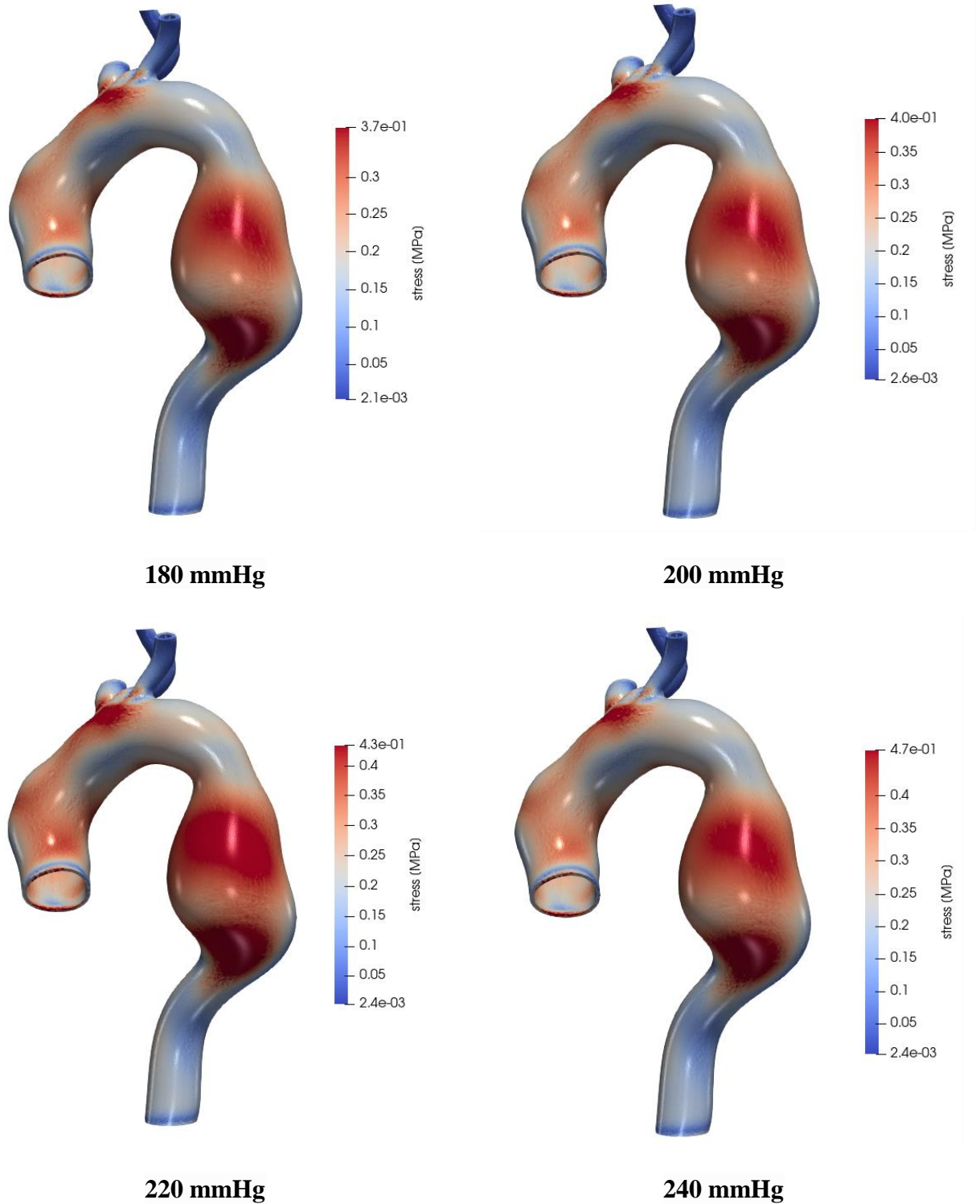
Ε(VII)

**Εικόνα 10.8** Διακριτοποιημένες CFD γεωμετρίες ασθενών Γ, Δ και Ε.

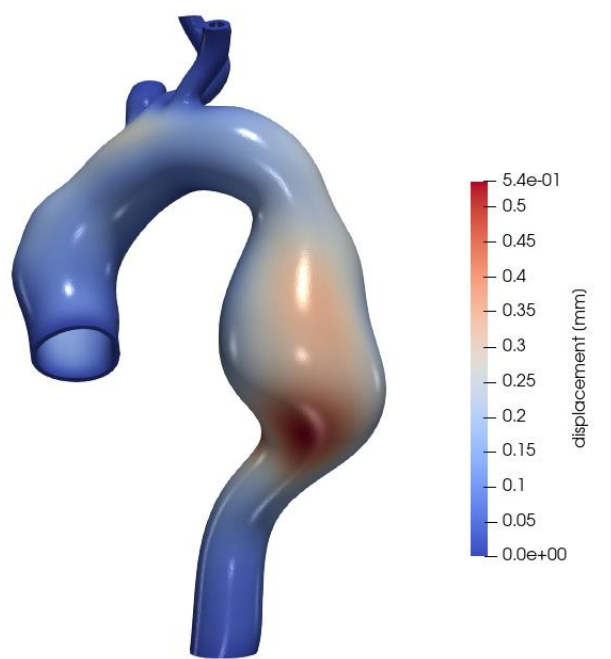
## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ FEA



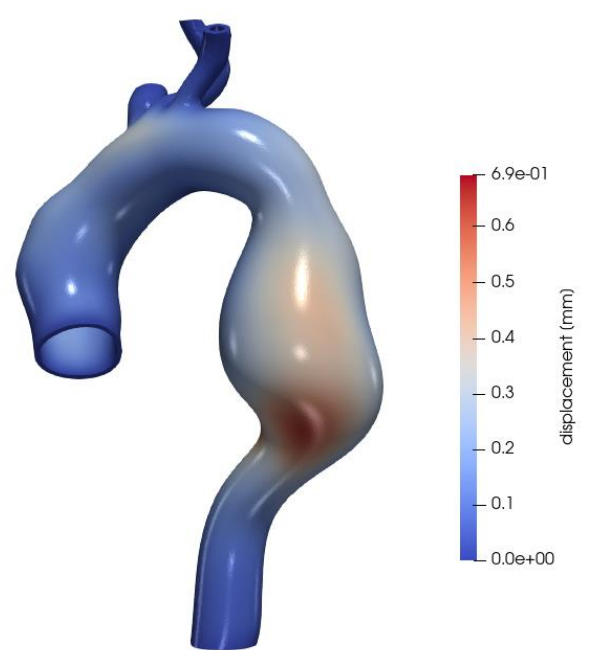
Εικόνα 10.9 GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας A(I) [100-160mmHg].



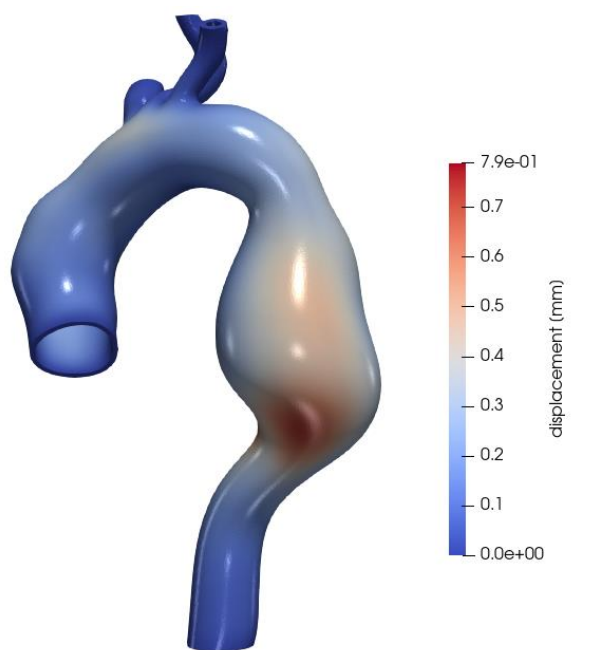
**Εικόνα 10.10** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας A(I) [180-240mmHg].



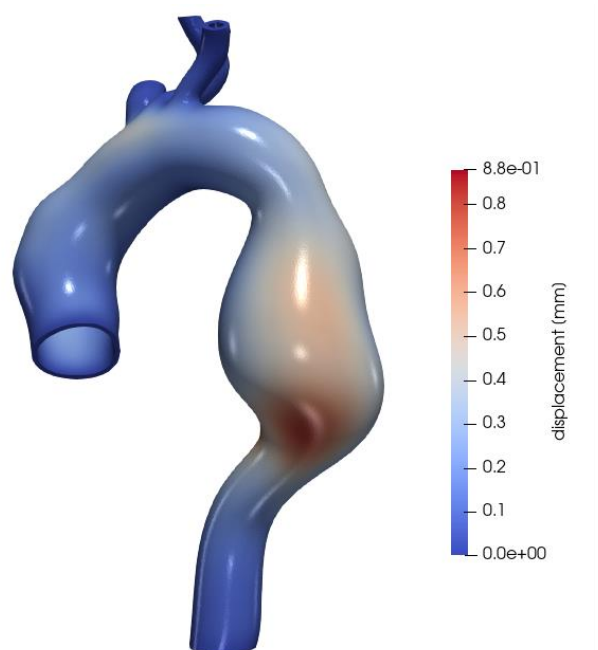
**100 mmHg**



**120 mmHg**



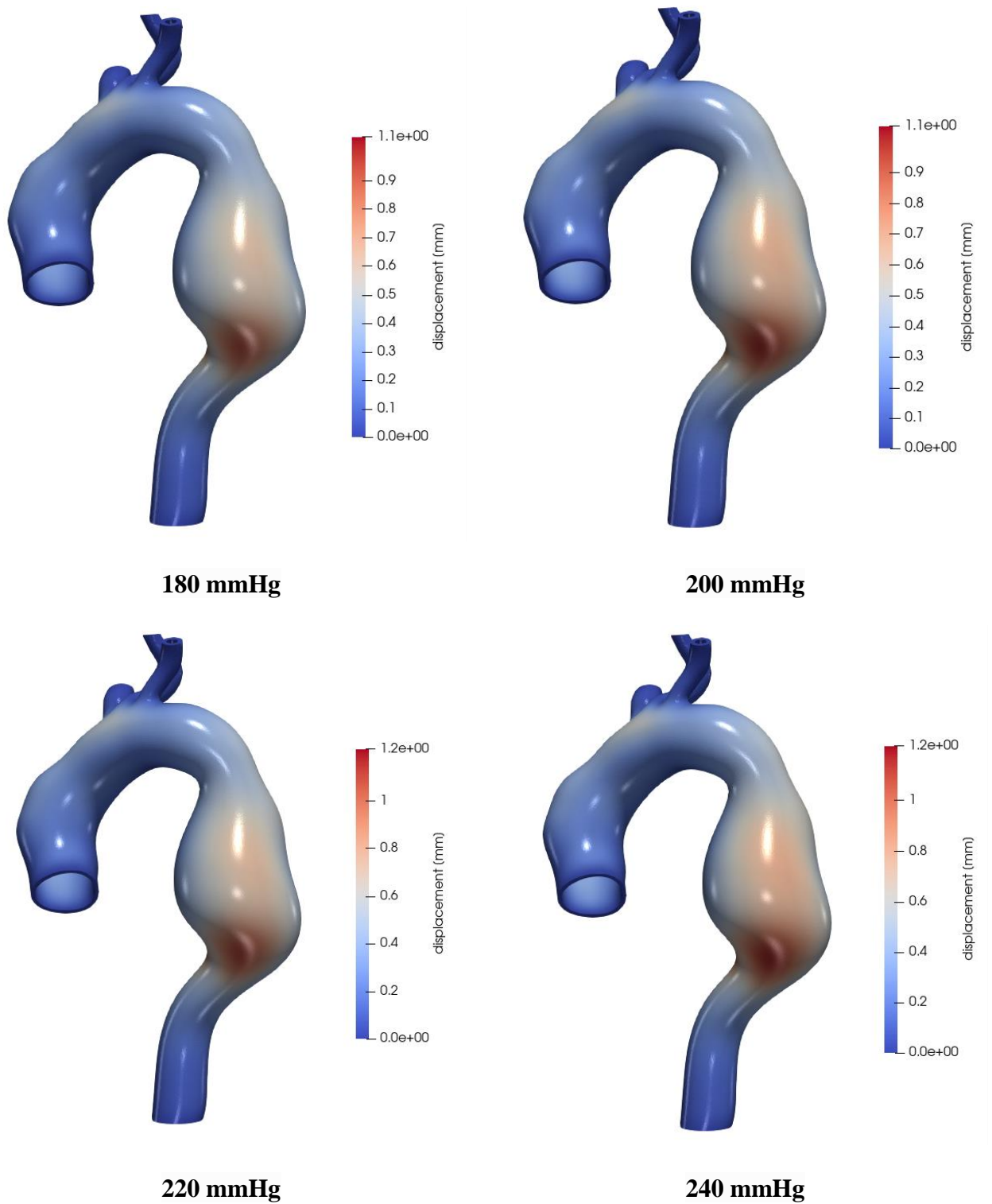
**140 mmHg**



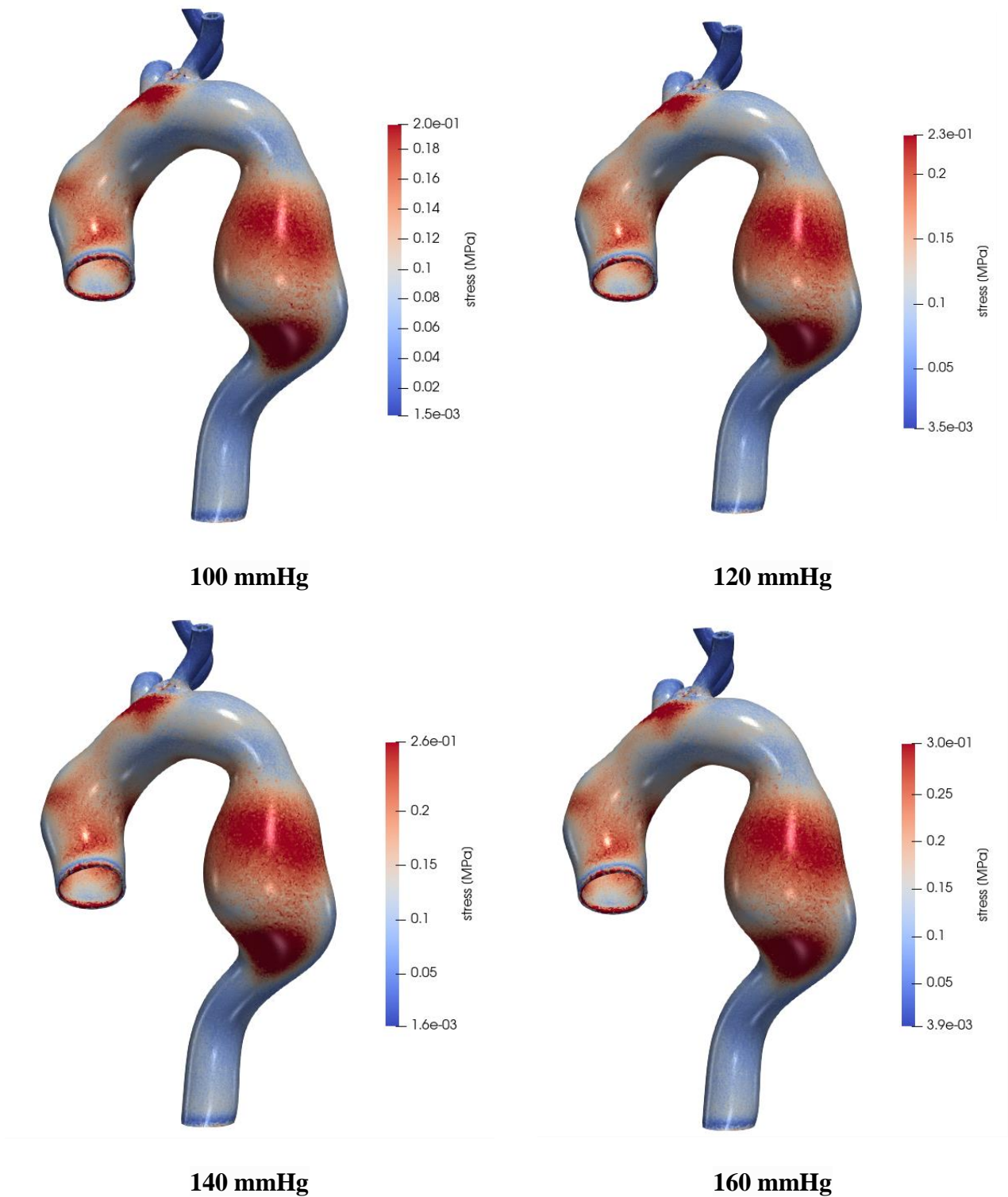
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.11** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας A(I) [100-160mmHg].



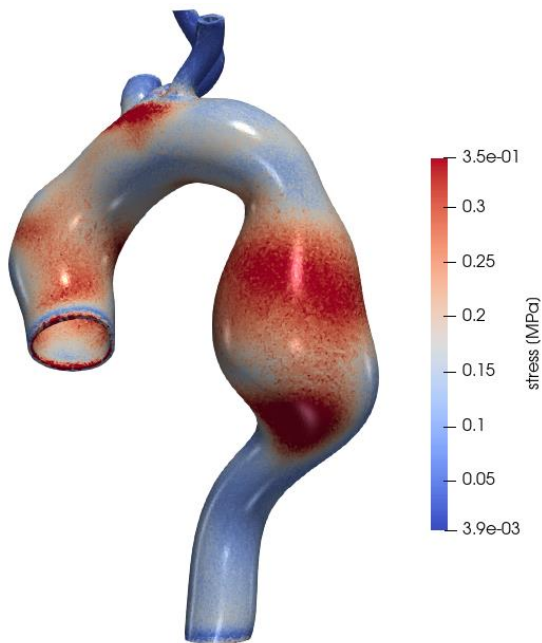


**Εικόνα 10.12** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας A(I) [180-240mmHg].

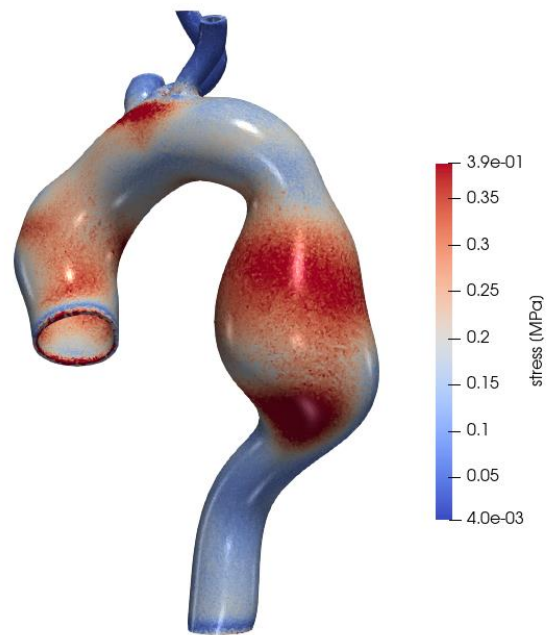


**Εικόνα 10.13** Ε.Ι.: Τάση von Mises γεωμετρίας A(I) [100-160mmHg].

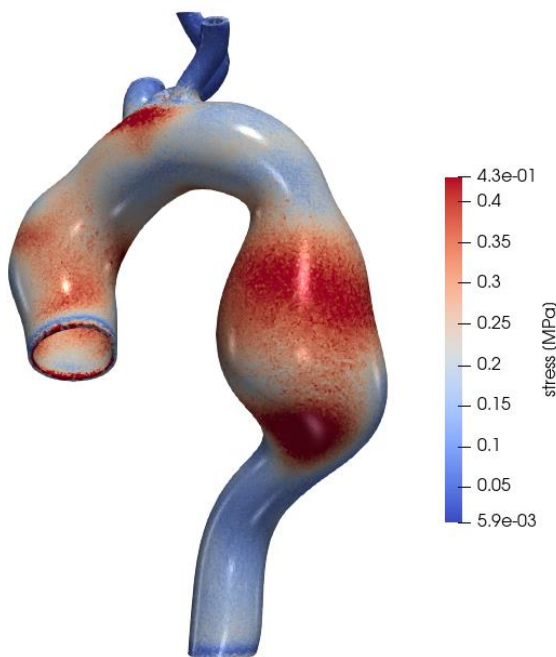




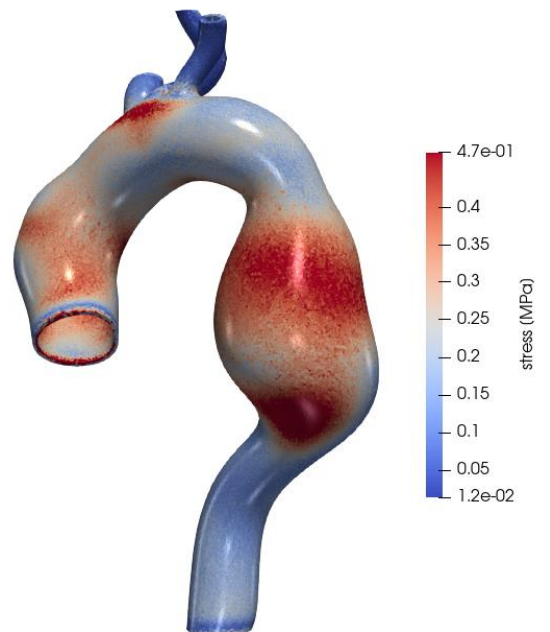
**180 mmHg**



**200 mmHg**

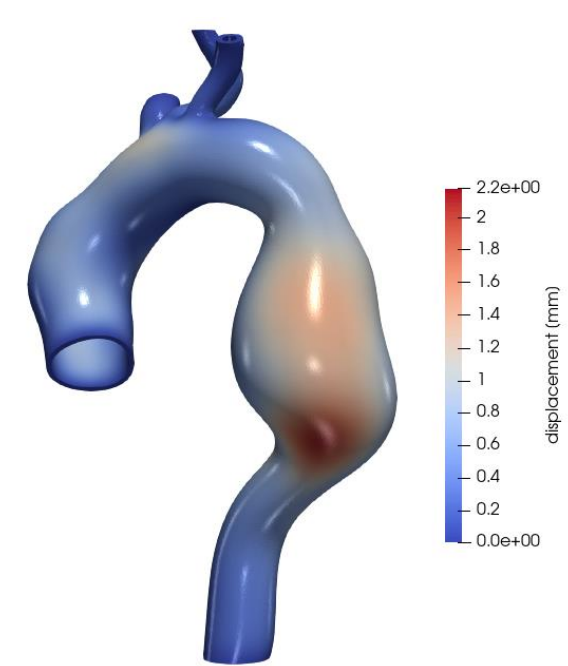


**220 mmHg**

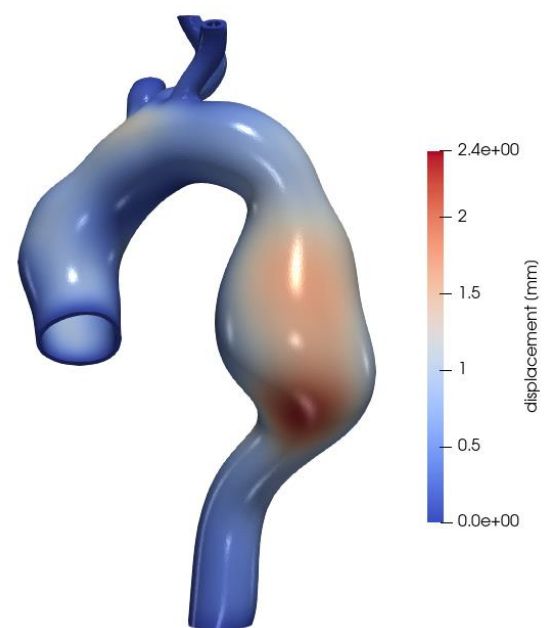


**240 mmHg**

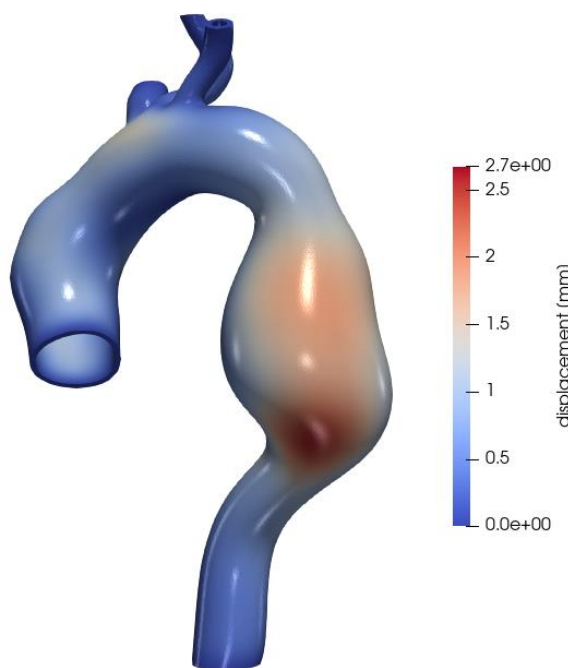
**Εικόνα 10.14 Ε.Ι.: Τάση von Mises γεωμετρίας Α(Ι) [180-240mmHg].**



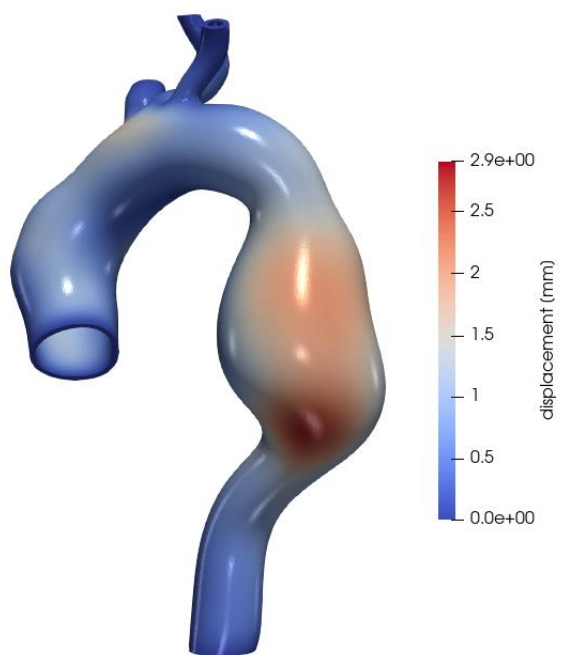
**100 mmHg**



**120 mmHg**

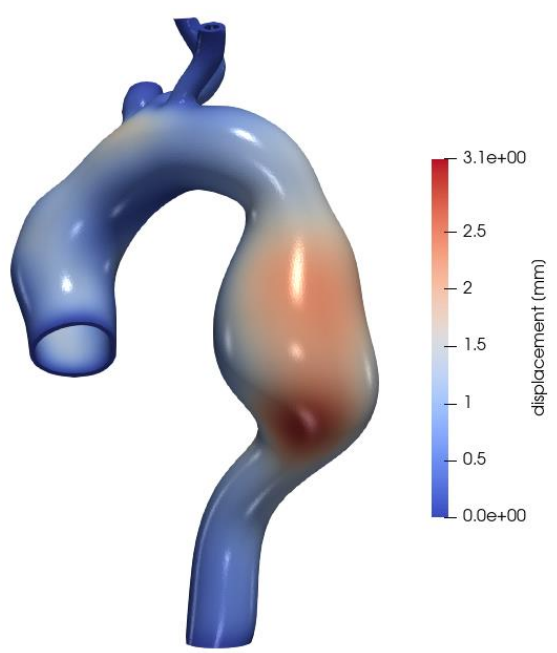


**140 mmHg**

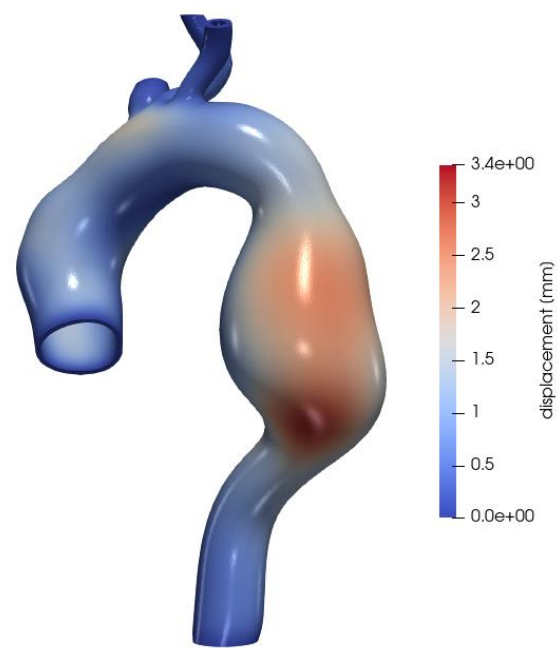


**160 mmHg**

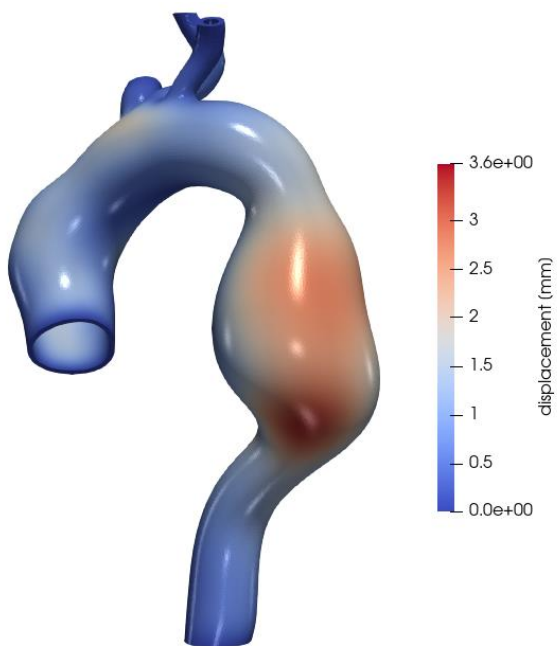
**Εικόνα 10.15** Ε.Ι.: Μετατόπιση γεωμετρίας Α(Ι) [100-160mmHg].



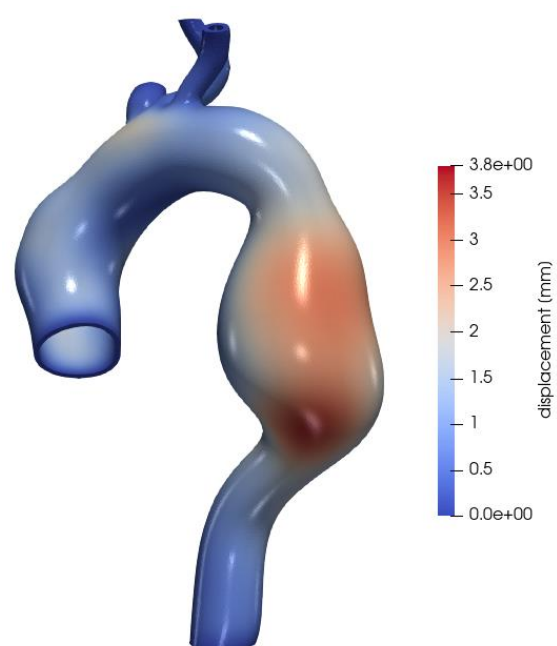
**180 mmHg**



**200 mmHg**

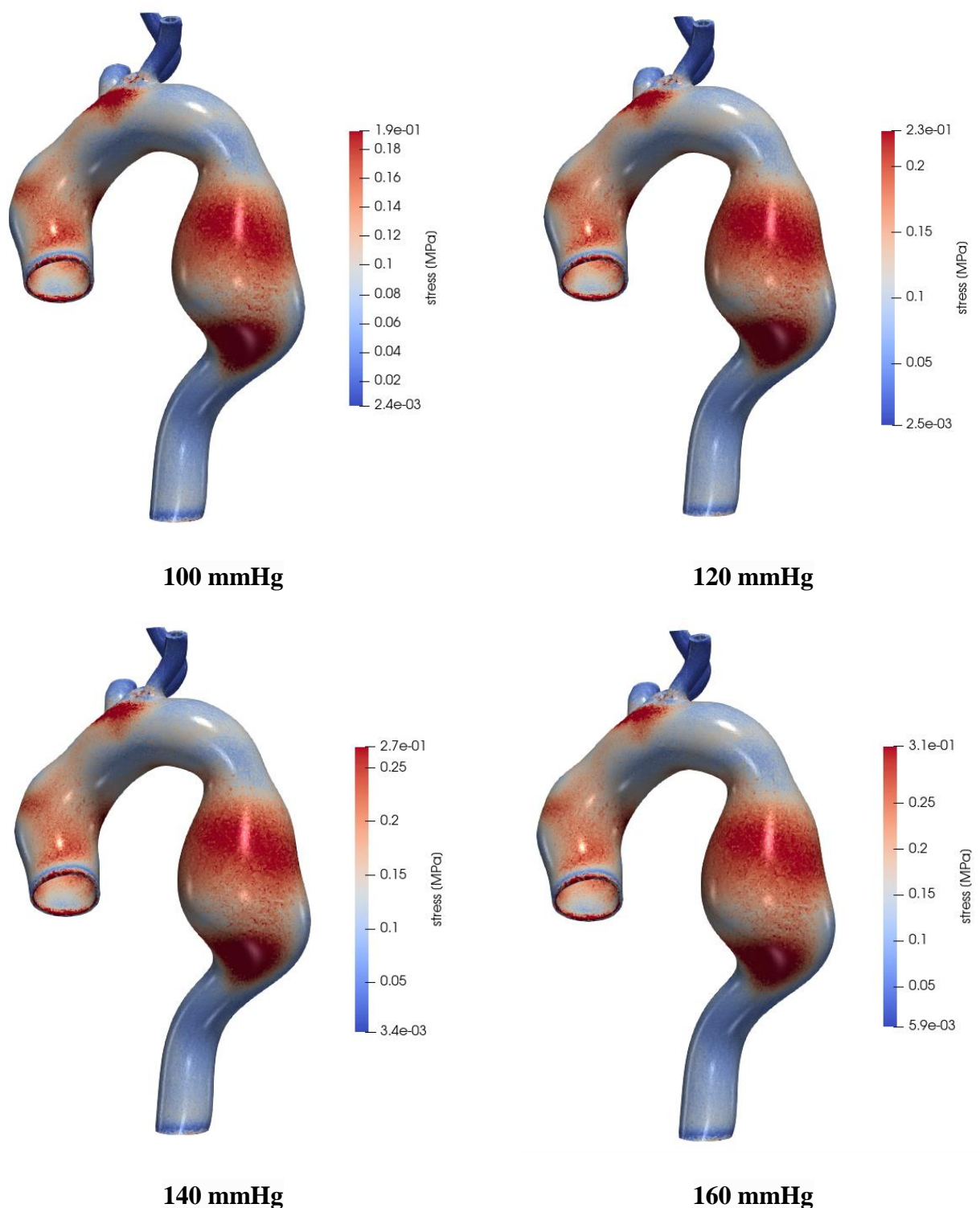


**220 mmHg**

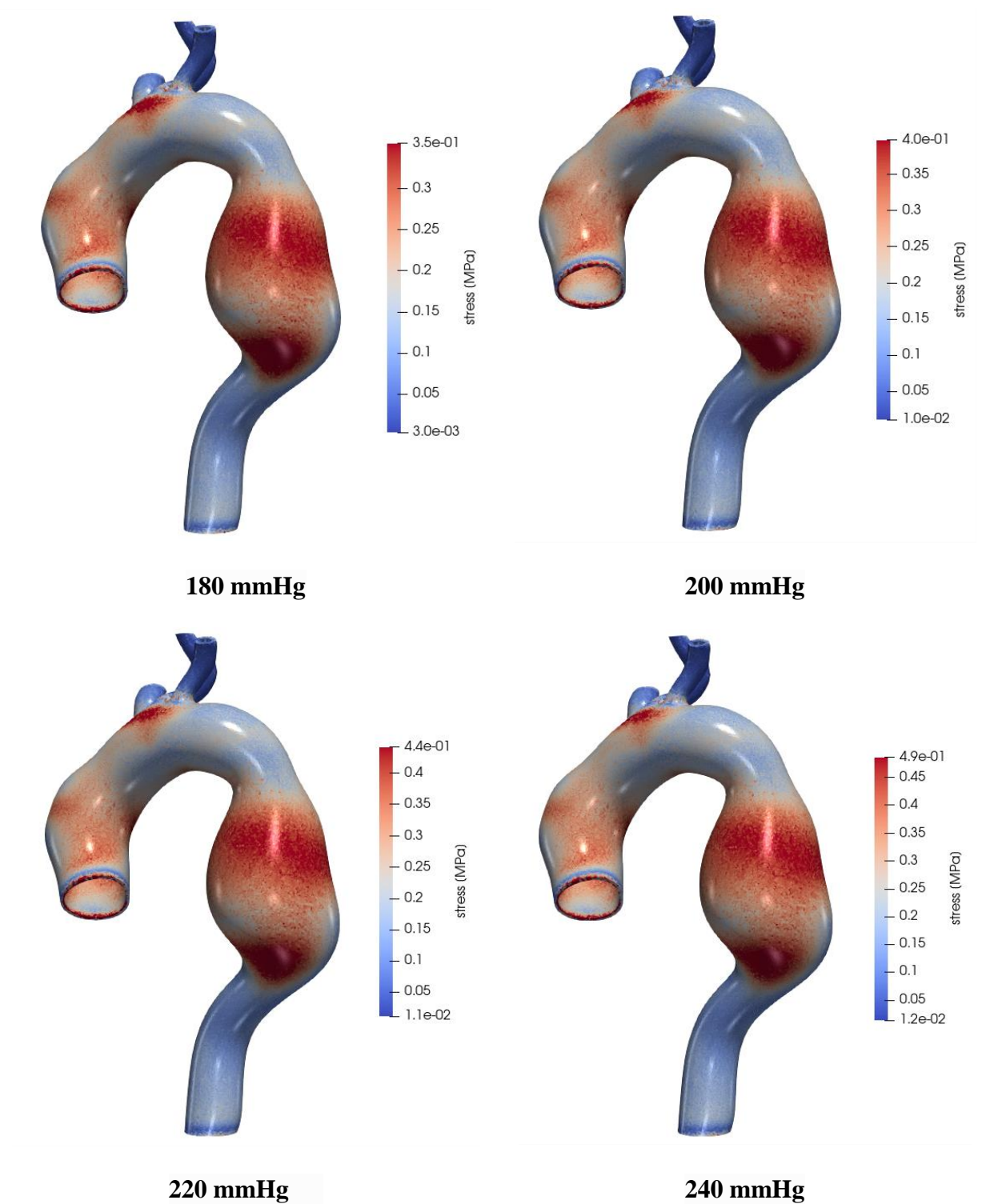


**240 mmHg**

**Εικόνα 10.16** Ε.Ι.: Μετατόπιση γεωμετρίας A(I) [180-240mmHg].

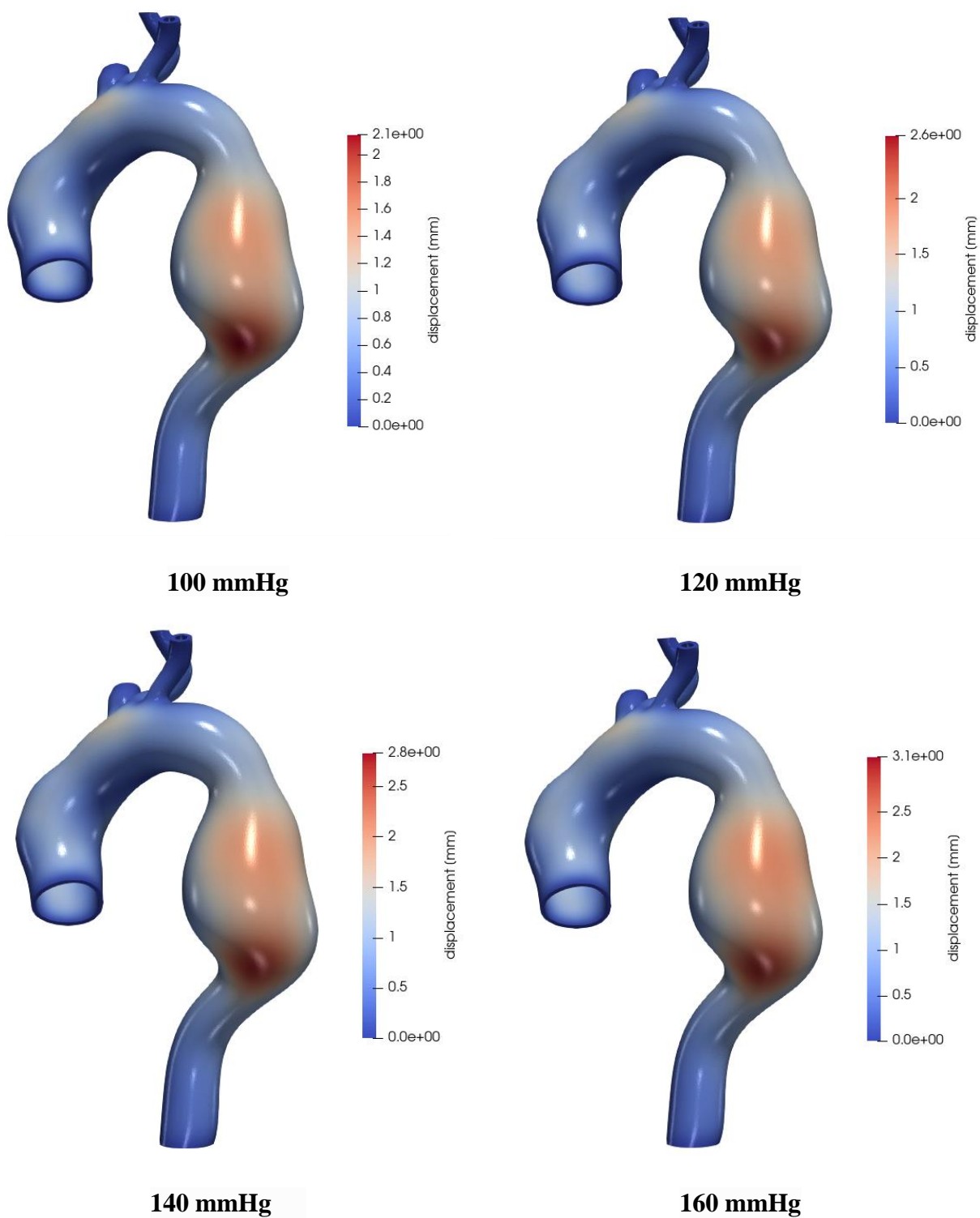


**Εικόνα 10.17** neo-Hookean: Τάση von Mises γεωμετρίας A(I) [100-160mmHg].

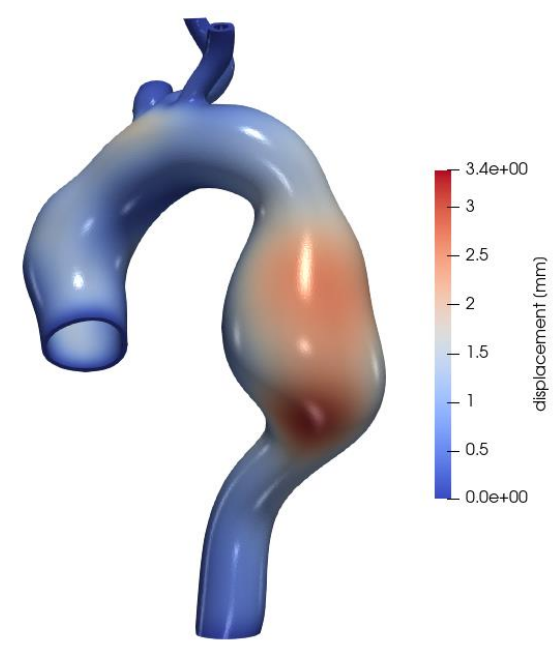


**Εικόνα 10.18** neo-Hookean: Τάση von Mises γεωμετρίας A(I) [180-240mmHg].

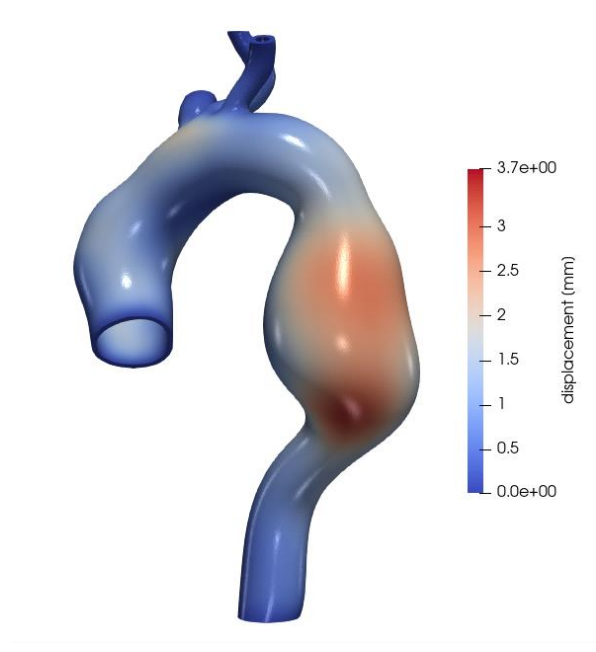




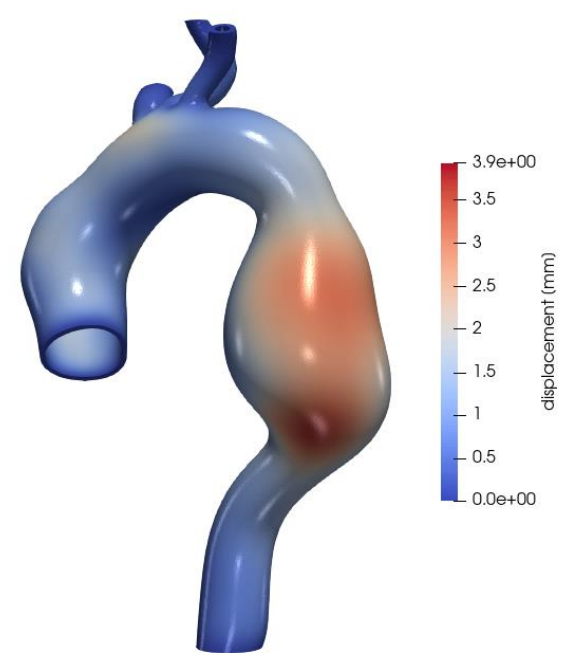
**Εικόνα 10.19** neo-Hookean: Μετατόπιση γεωμετρίας A(I) [100-160mmHg].



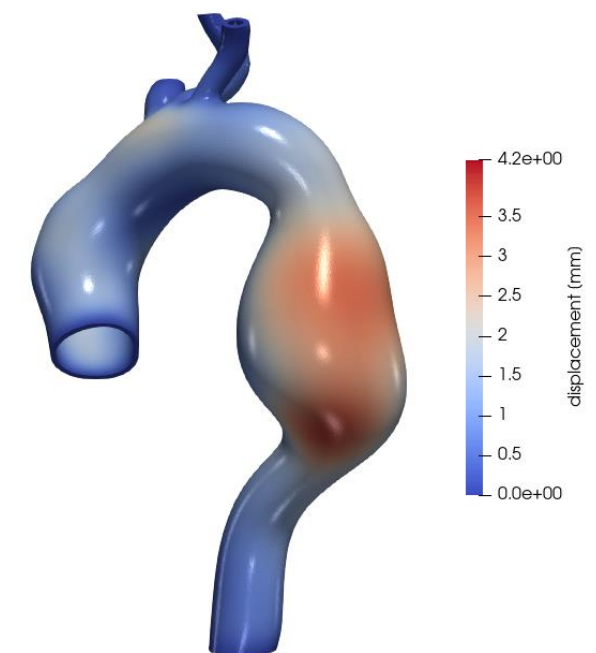
**180 mmHg**



**200 mmHg**

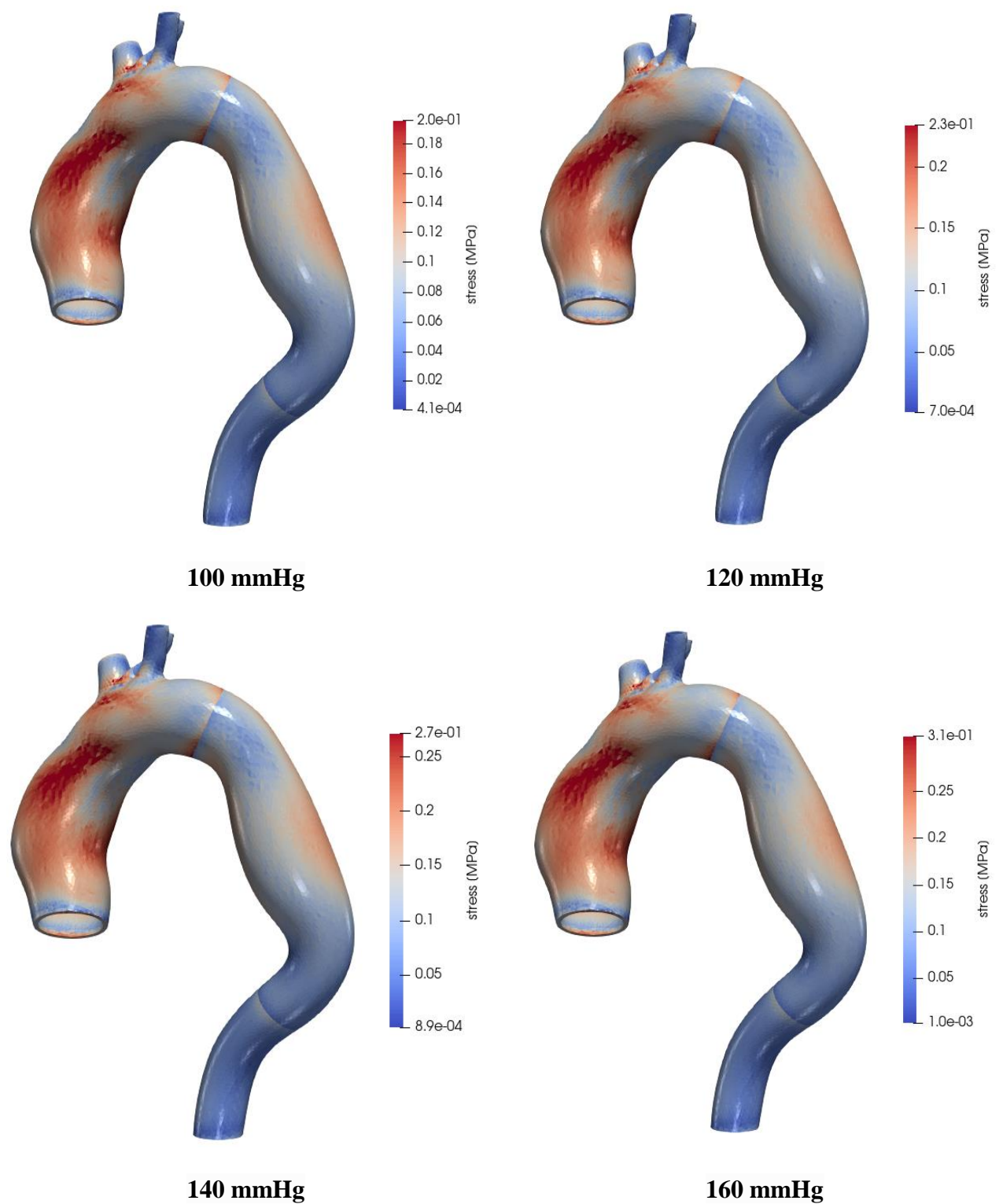


**220 mmHg**



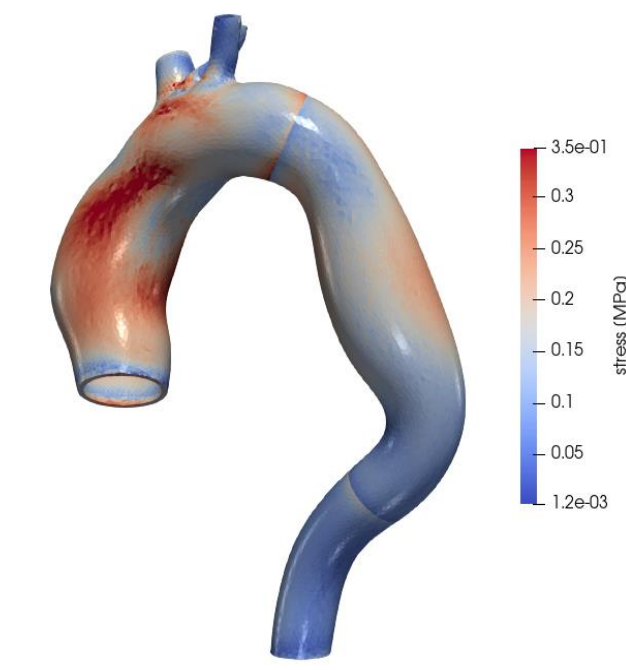
**240 mmHg**

**Εικόνα 10.20** neo-Hookean: Μετατόπιση γεωμετρίας A(I) [180-240mmHg].

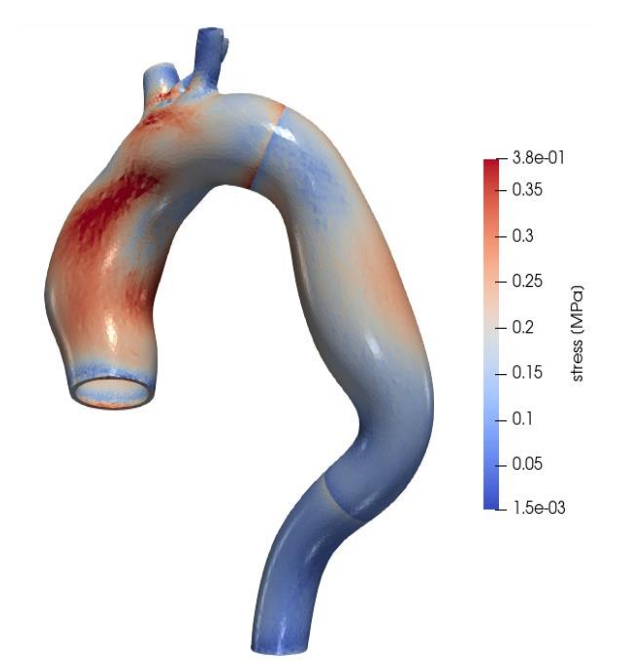


**Εικόνα 10.21** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας A(II) [100-160mmHg].

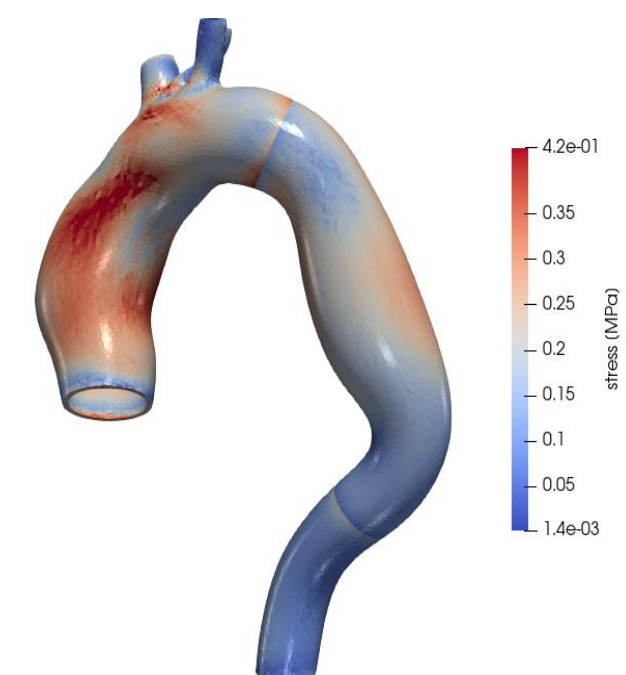




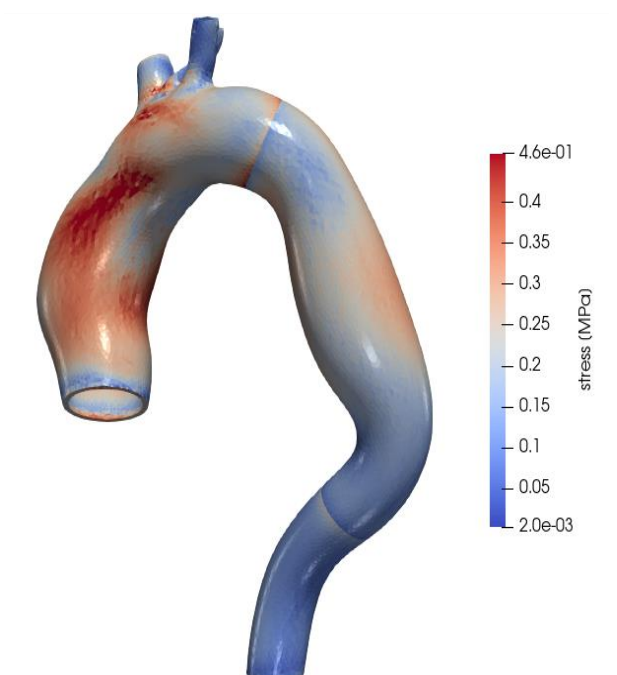
**180 mmHg**



**200 mmHg**

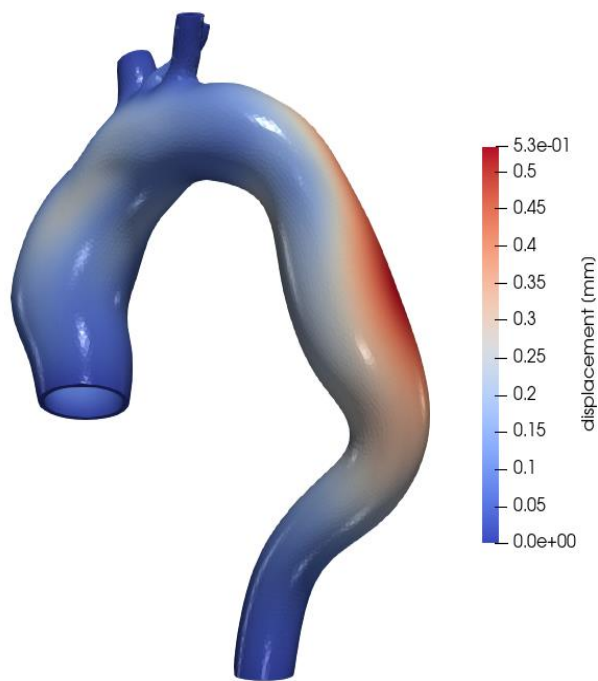


**220 mmHg**

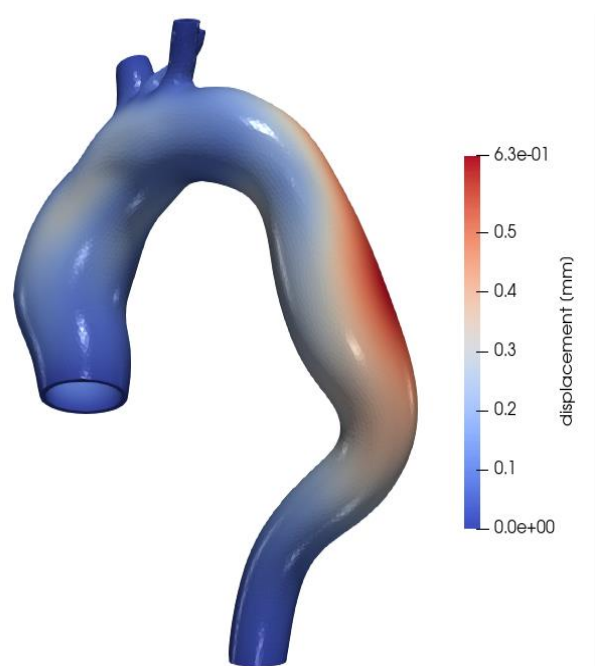


**240 mmHg**

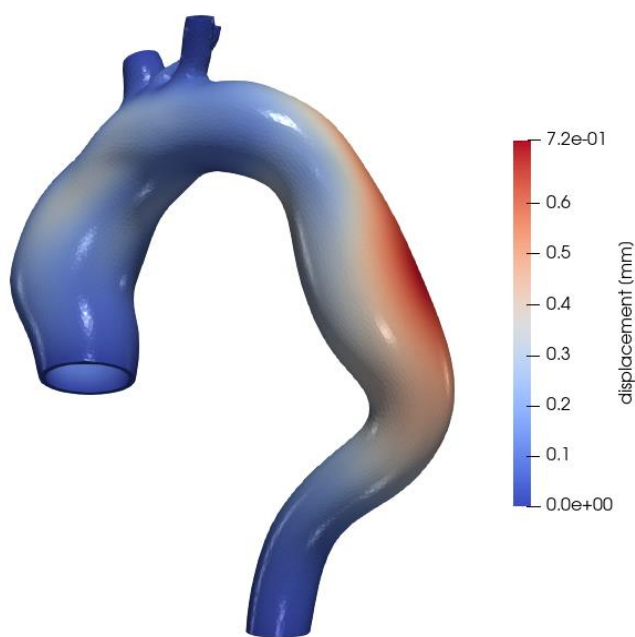
**Εικόνα 10.22** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας A(II) [180-240mmHg].



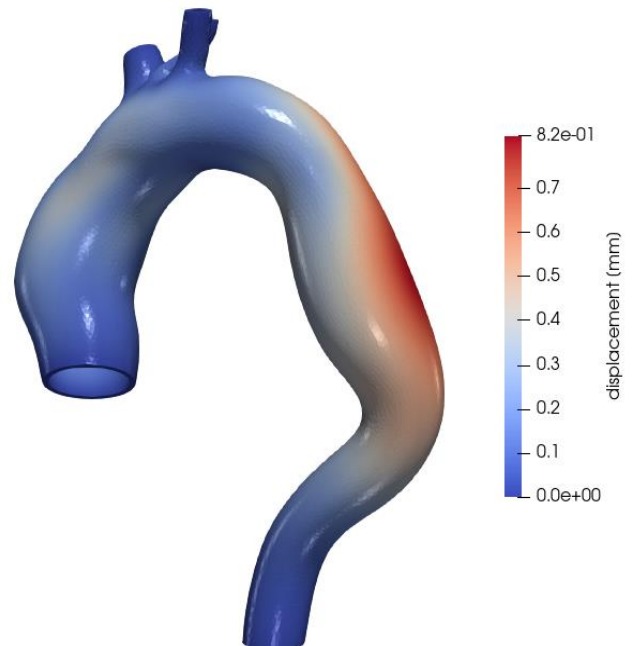
**100 mmHg**



**120 mmHg**

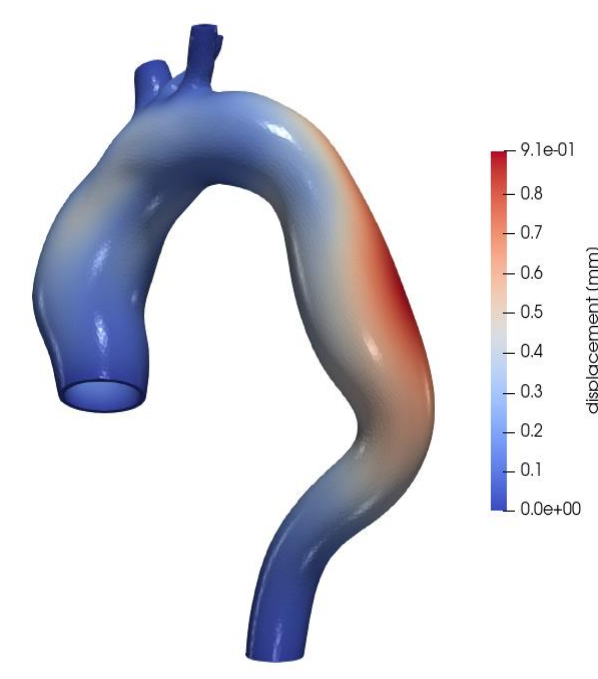


**140 mmHg**

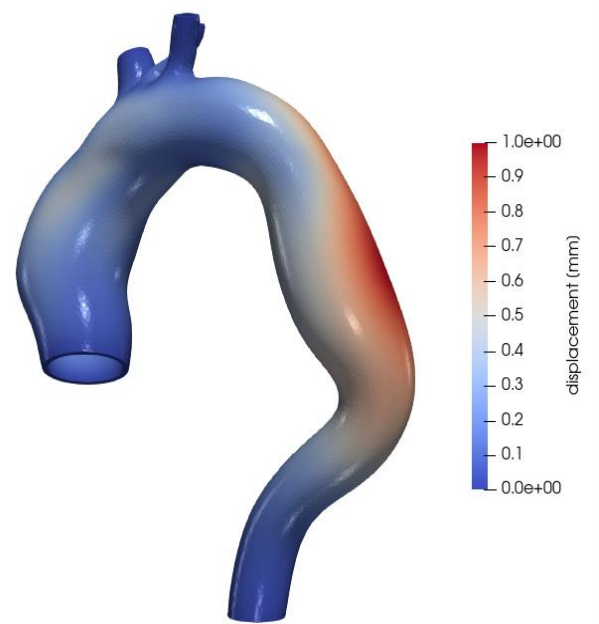


**160 mmHg**

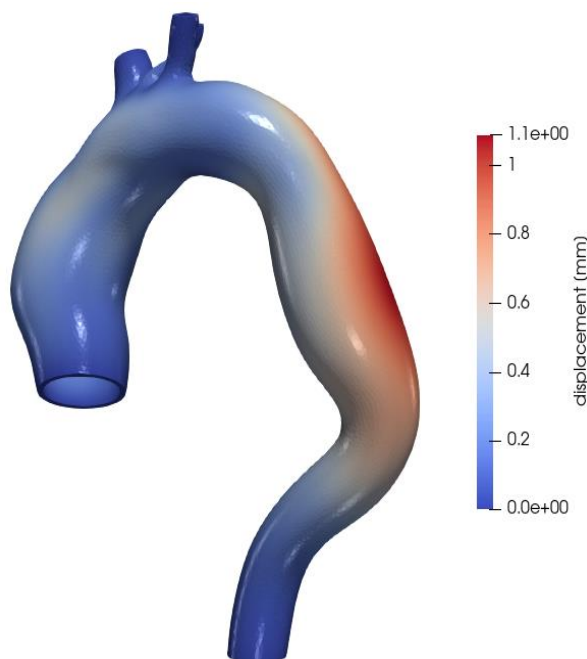
**Εικόνα 10.23** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας A(II) [100-160mmHg].



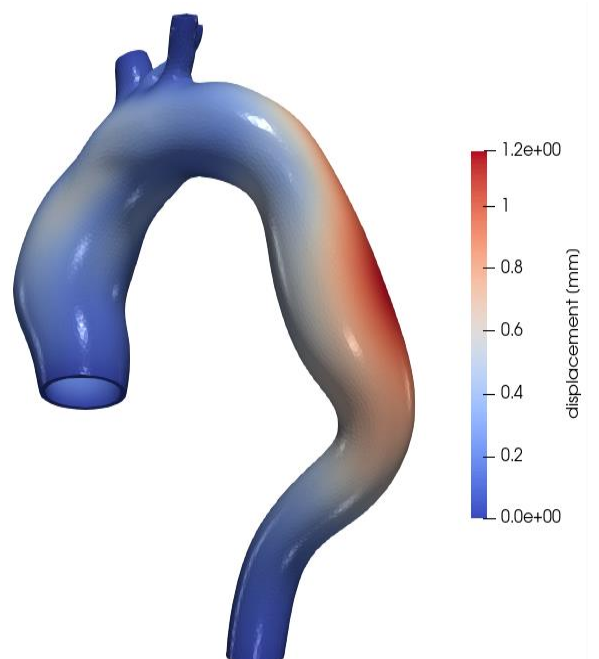
**180 mmHg**



**200 mmHg**

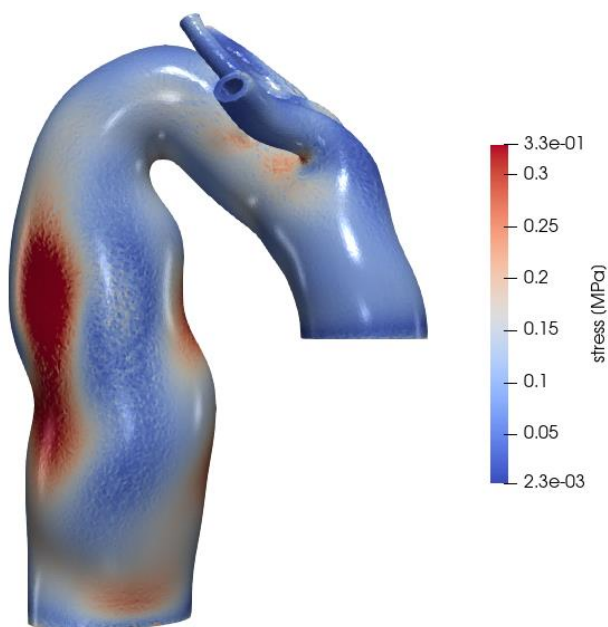


**220 mmHg**

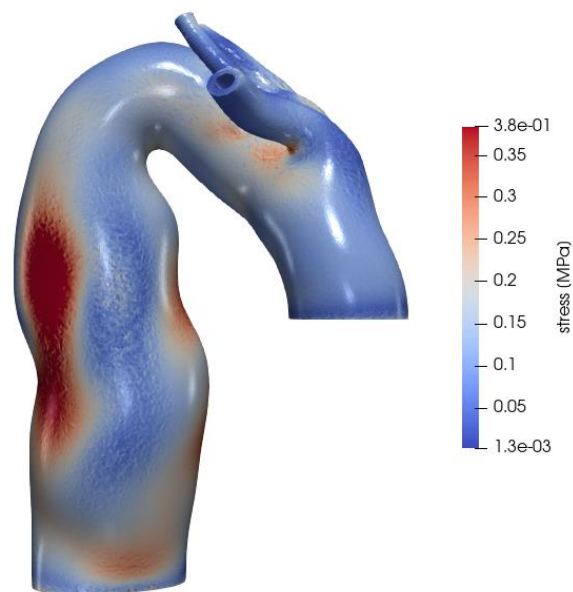


**240 mmHg**

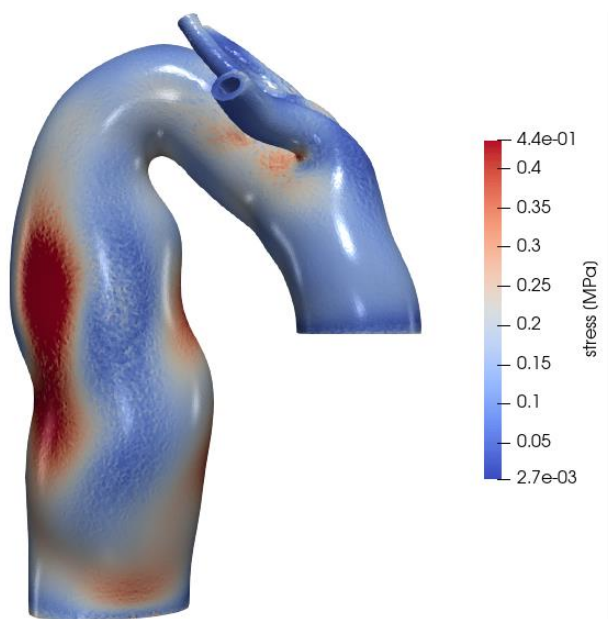
**Εικόνα 10.24** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας A(II) [180-240mmHg].



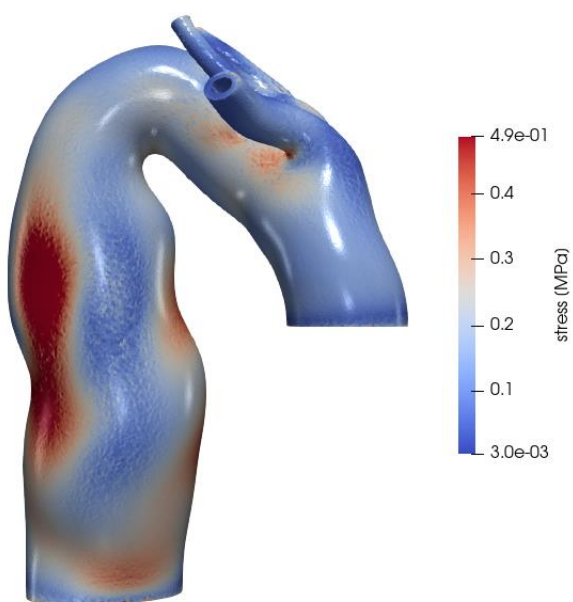
**100 mmHg**



**120 mmHg**



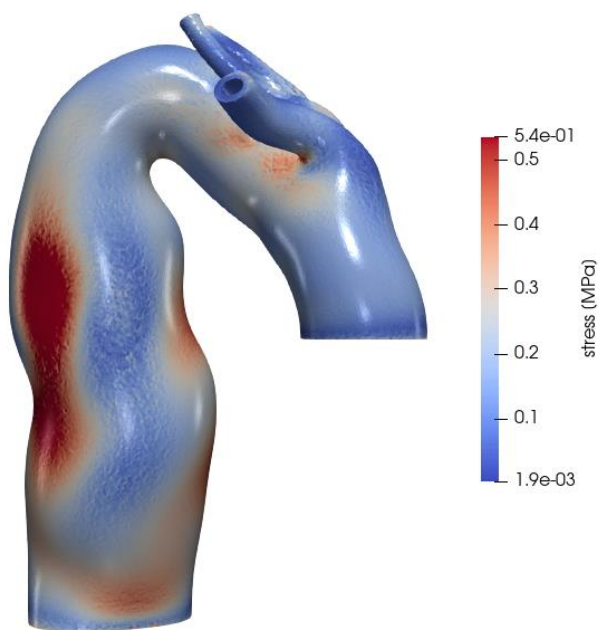
**140 mmHg**



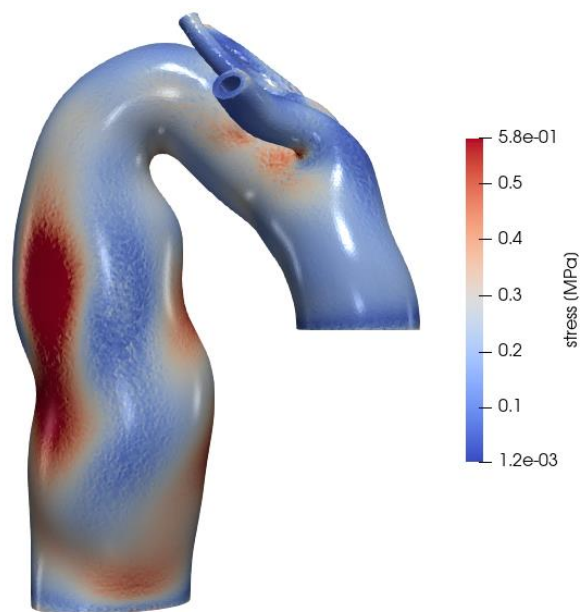
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.25** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III) [100-160mmHg].

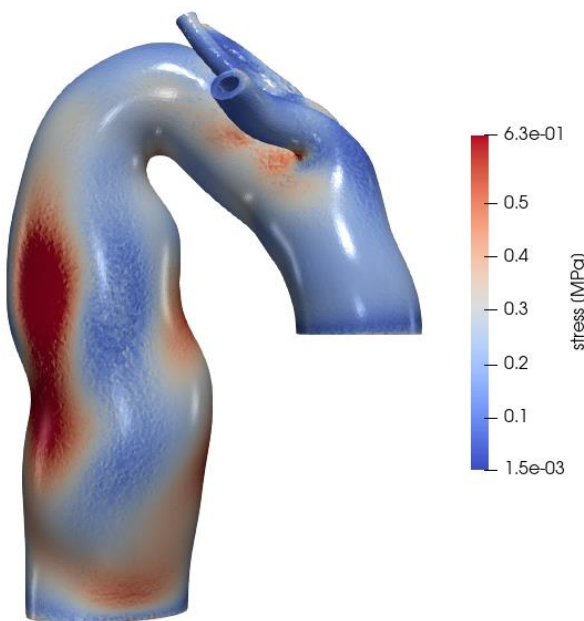




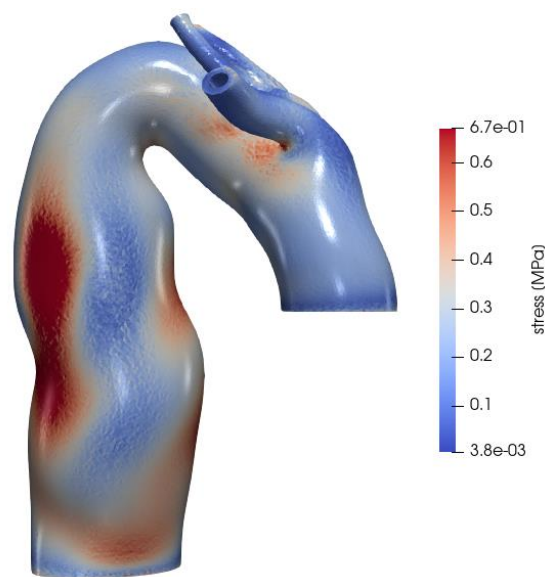
**180 mmHg**



**200 mmHg**

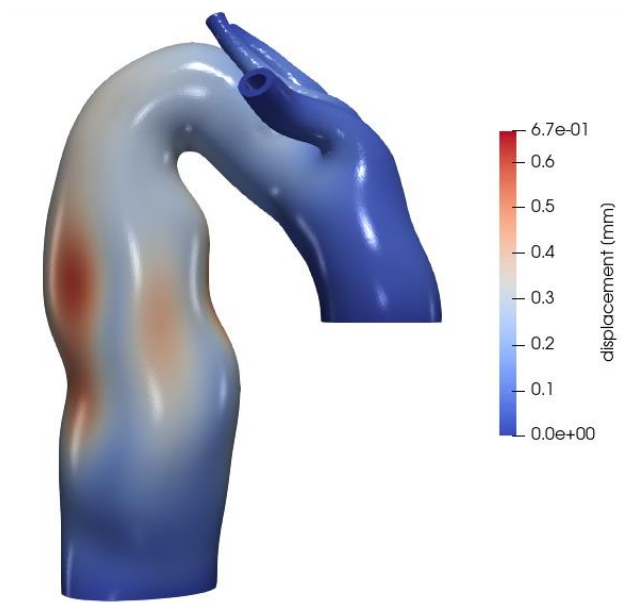


**220 mmHg**

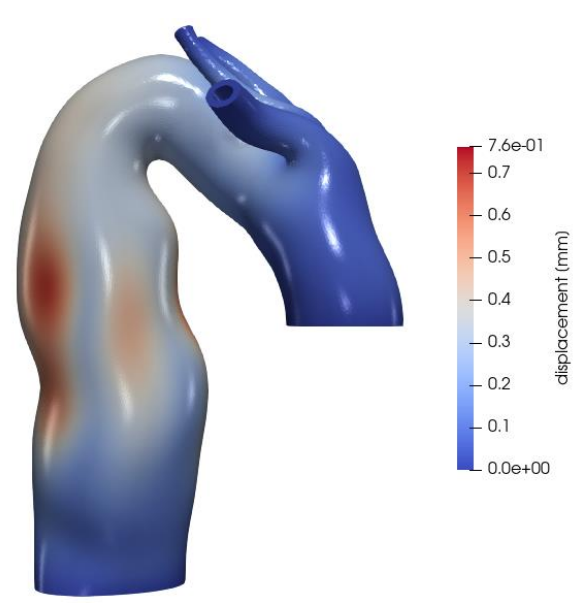


**240 mmHg**

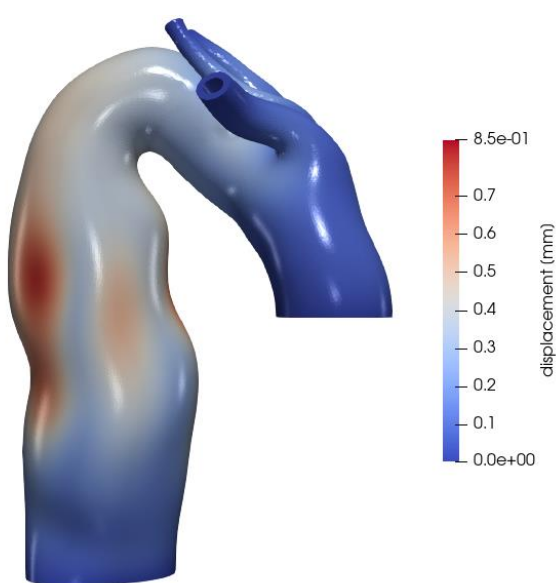
**Εικόνα 10.26** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III) [180-240mmHg].



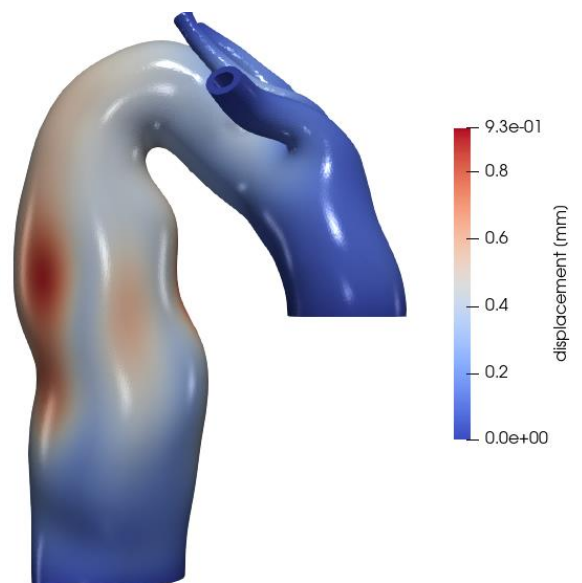
**100 mmHg**



**120 mmHg**

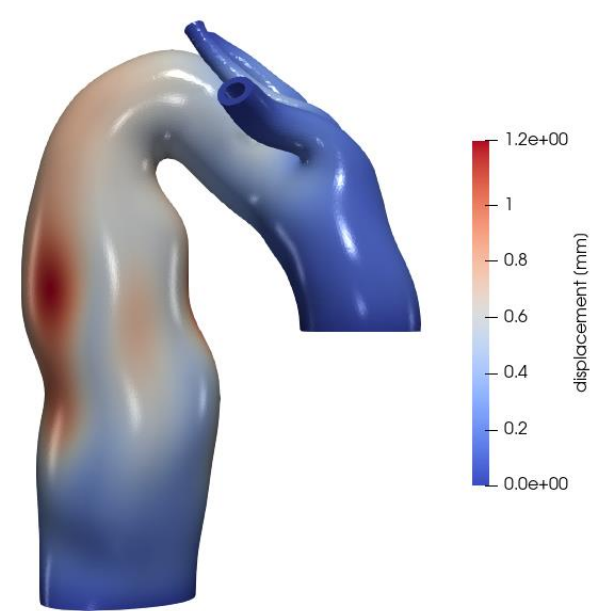
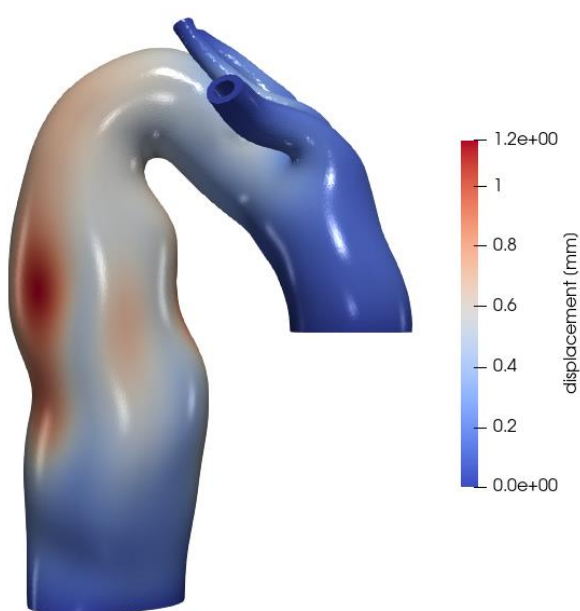
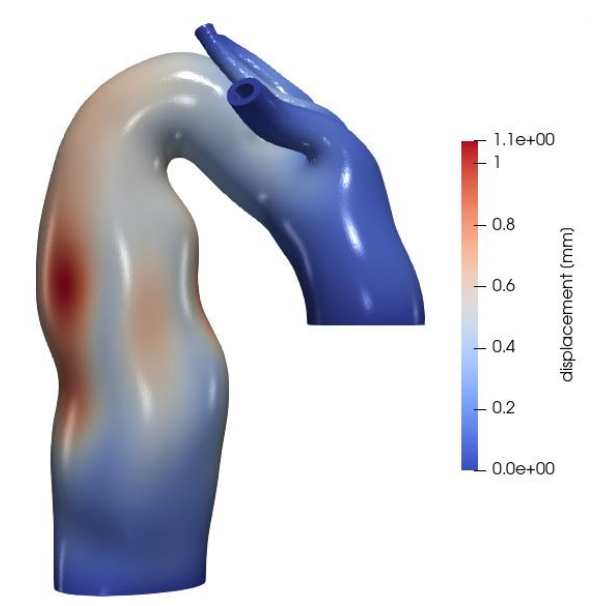
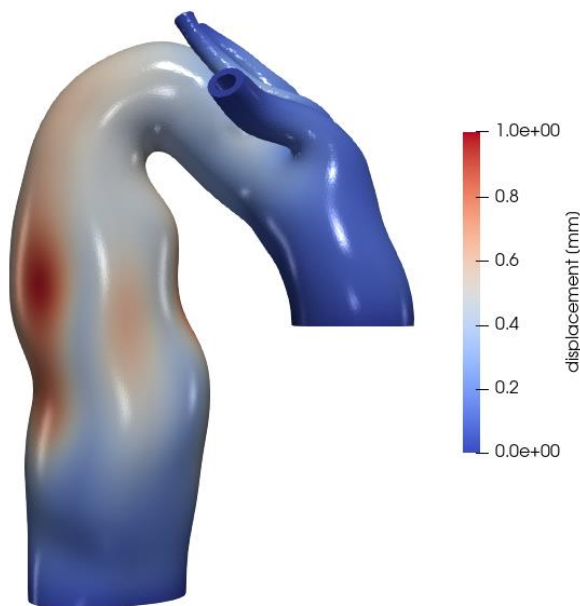


**140 mmHg**

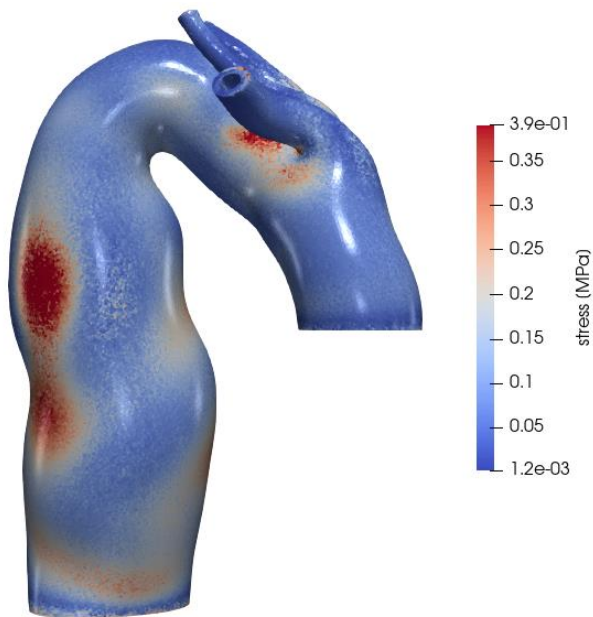


**160 mmHg**

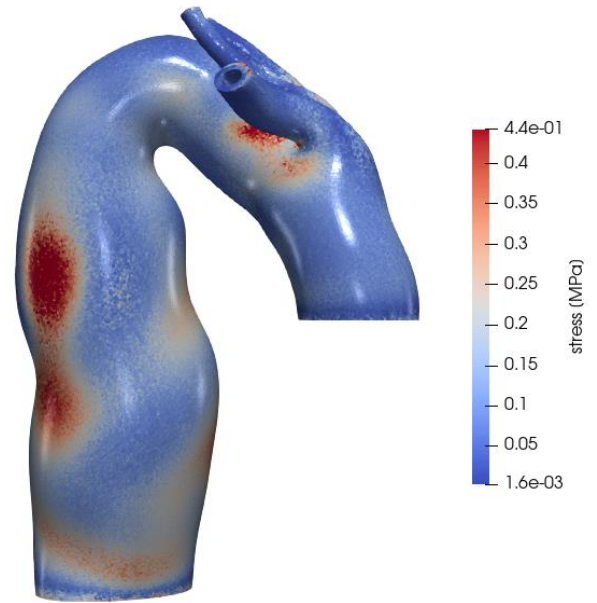
**Εικόνα 10.27** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας B(III) [100-160mmHg].



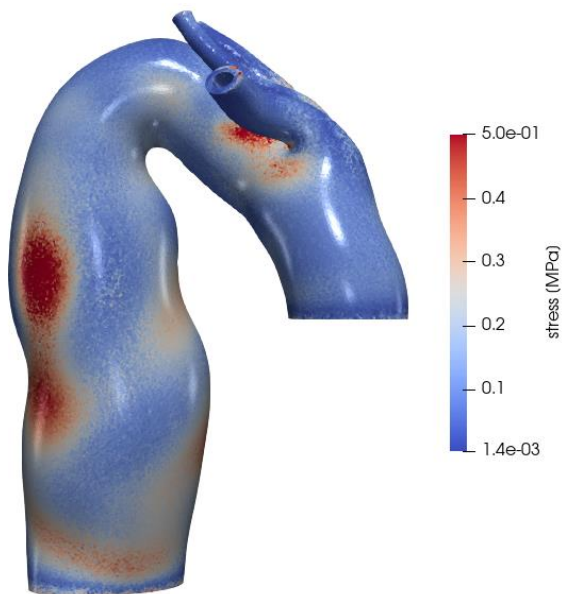
**Εικόνα 10.28** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας B(III) [180-240mmHg].



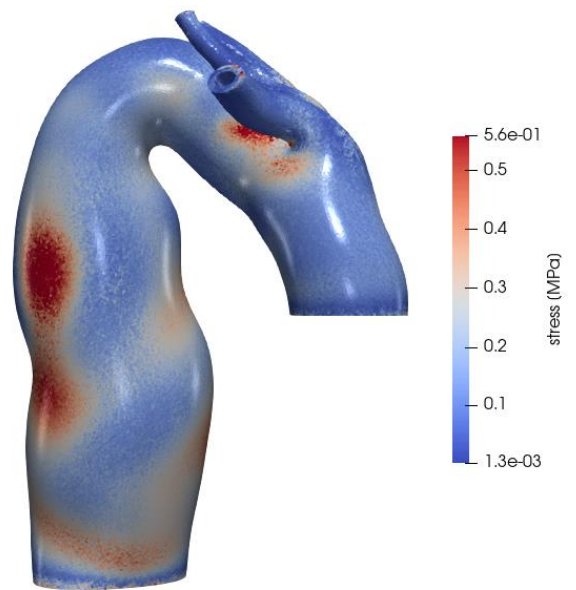
**100 mmHg**



**120 mmHg**



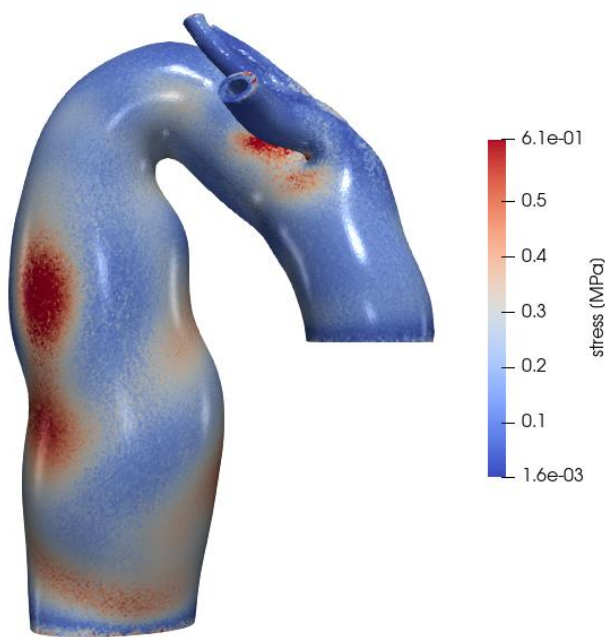
**140 mmHg**



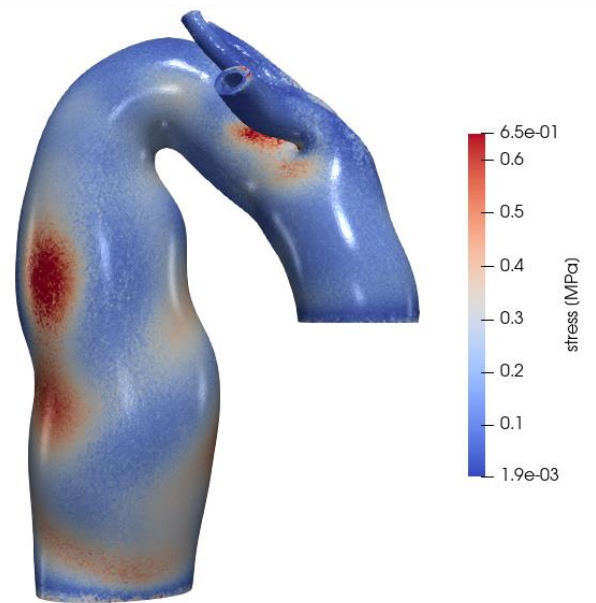
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.29** Ε.Ι.: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III) [100-160mmHg].

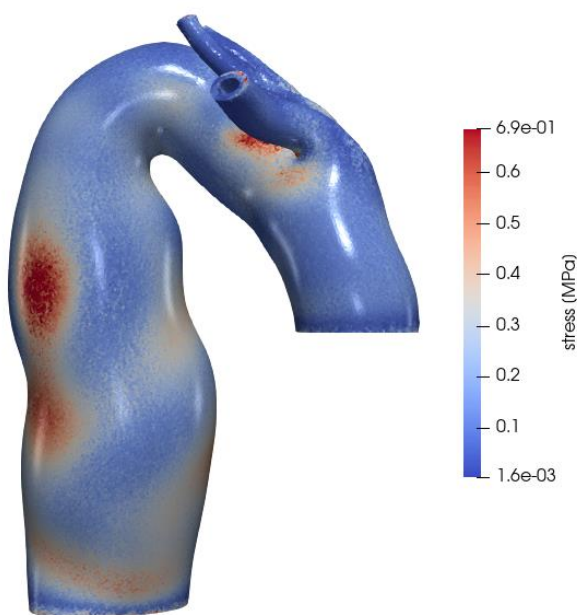




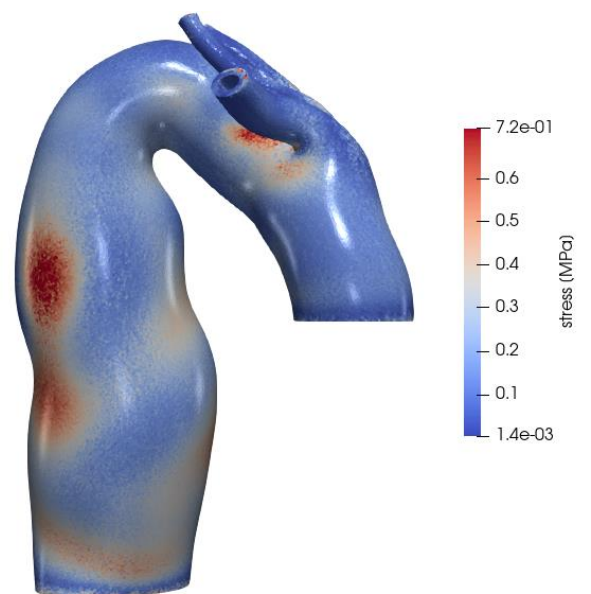
**180 mmHg**



**200 mmHg**

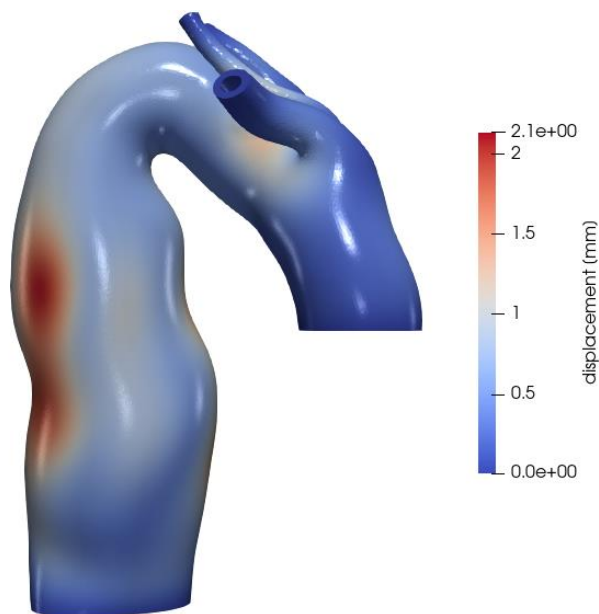


**220 mmHg**

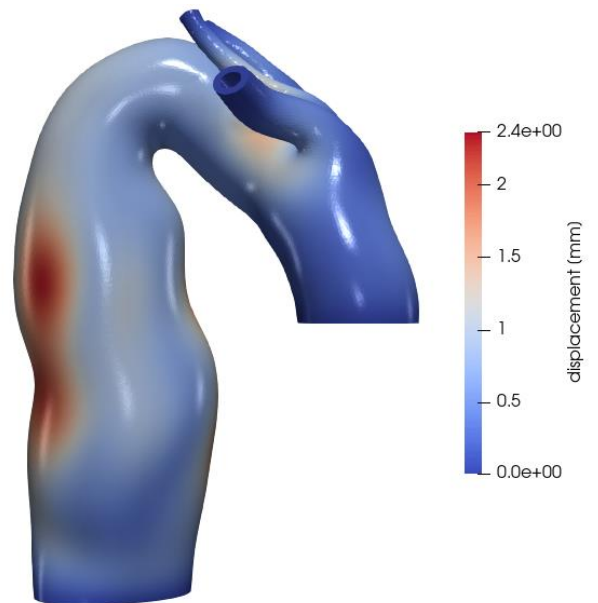


**240 mmHg**

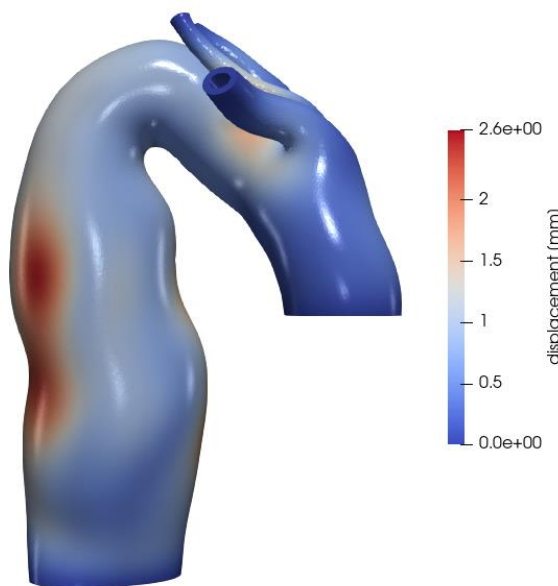
**Εικόνα 10.30** Ε.Ι.: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III) [180-240mmHg].



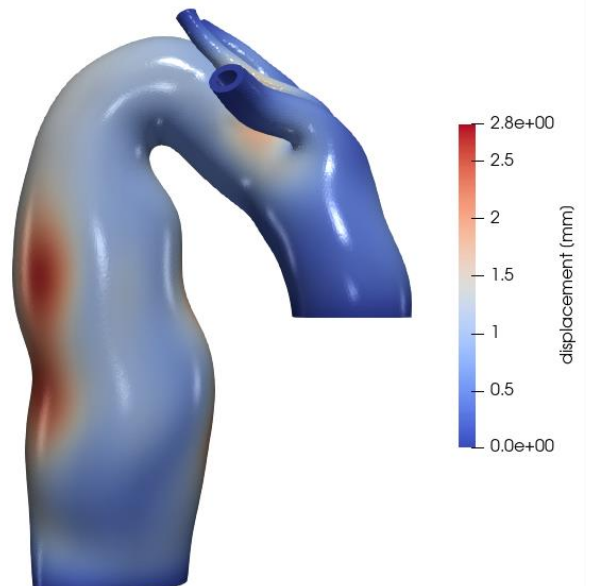
**100 mmHg**



**120 mmHg**

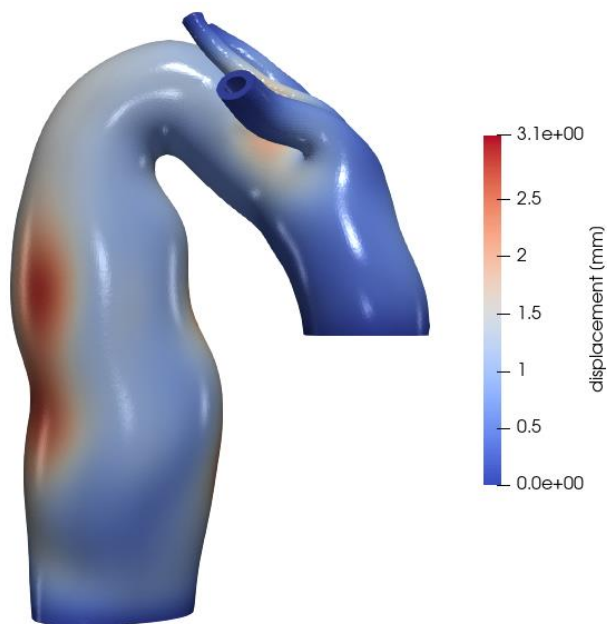


**140 mmHg**

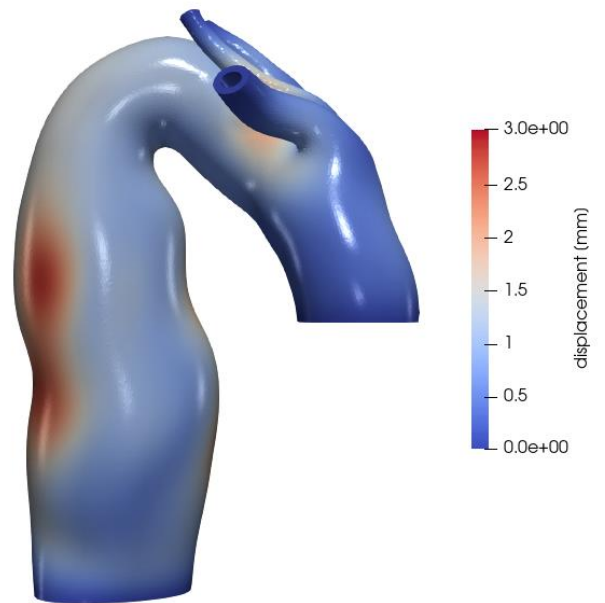


**160 mmHg**

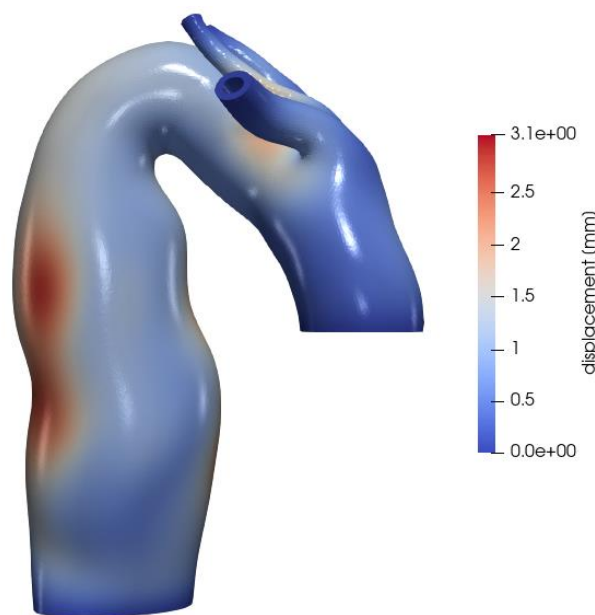
**Εικόνα 10.31** Ε.Ι.: Μετατόπιση γεωμετρίας Β(ΙΙΙ) [100-160mmHg].



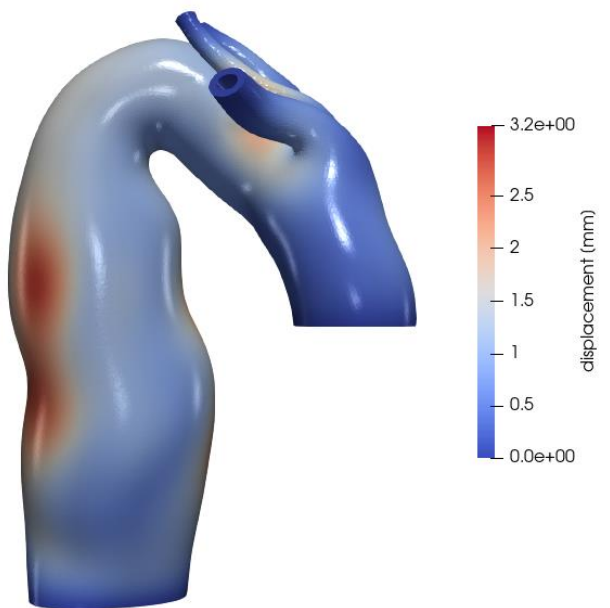
**180 mmHg**



**200 mmHg**

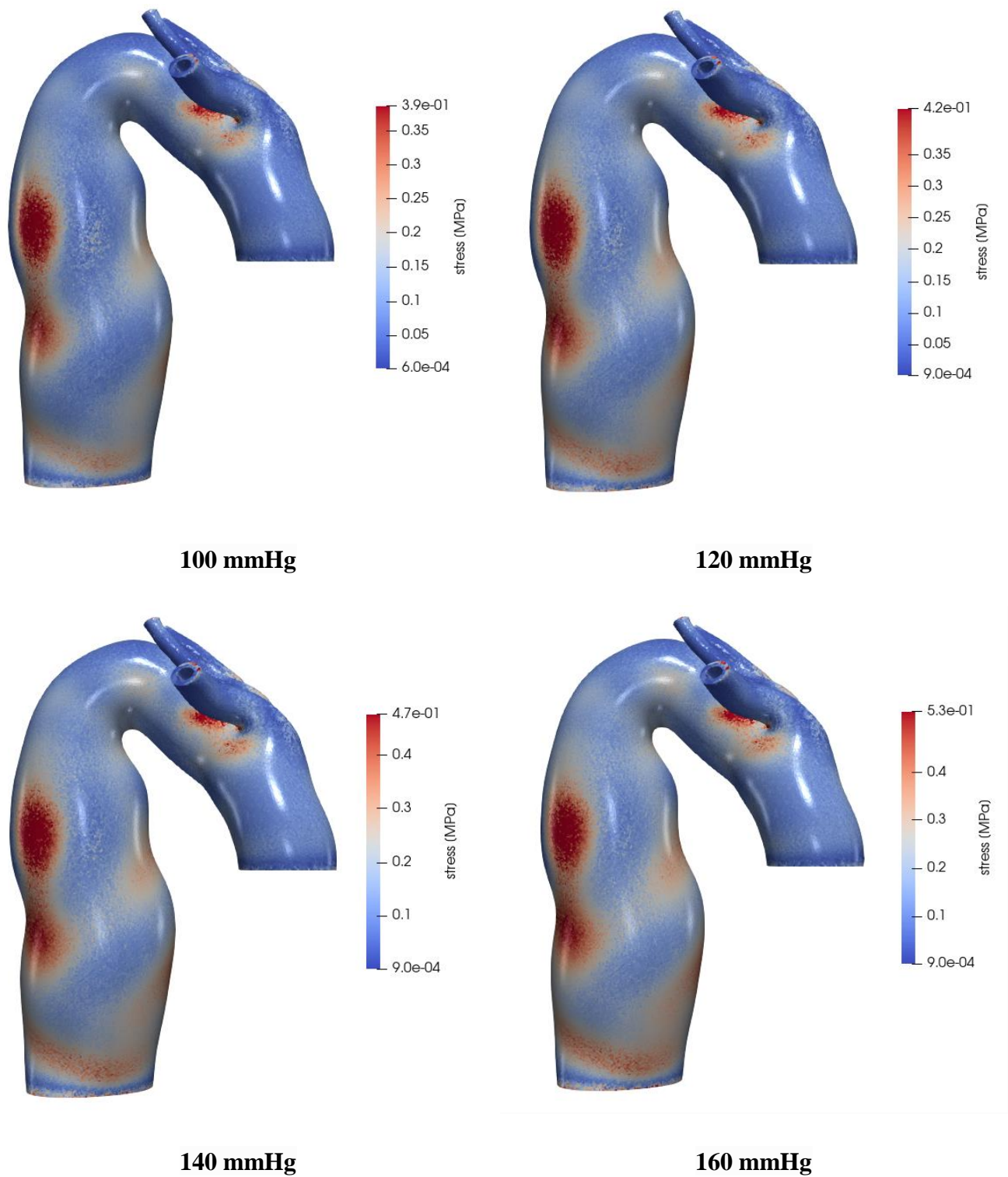


**220 mmHg**



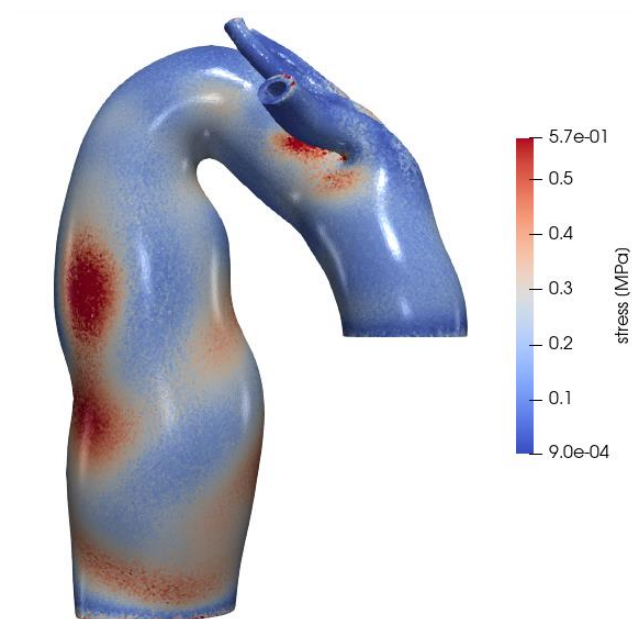
**240 mmHg**

**Εικόνα 10.32** Ε.Ι.: Μετατόπιση γεωμετρίας Β(ΙΙΙ) [180-240mmHg].

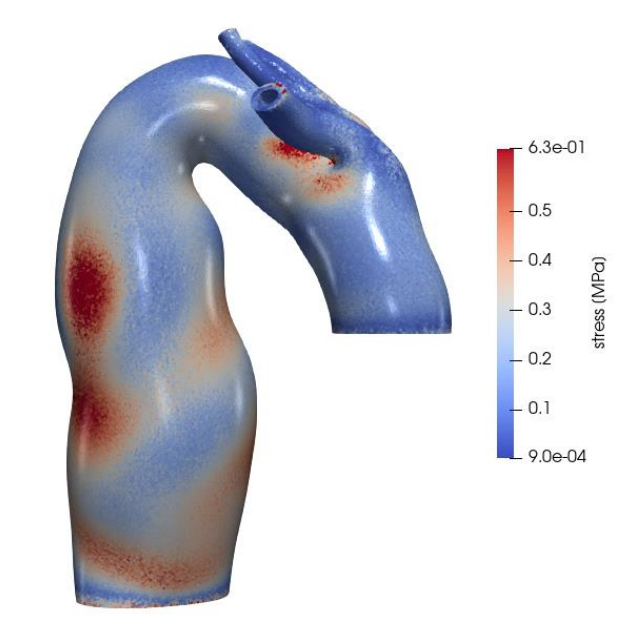


**Εικόνα 10.33** neo-Hookean: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III)[100-160mmHg].

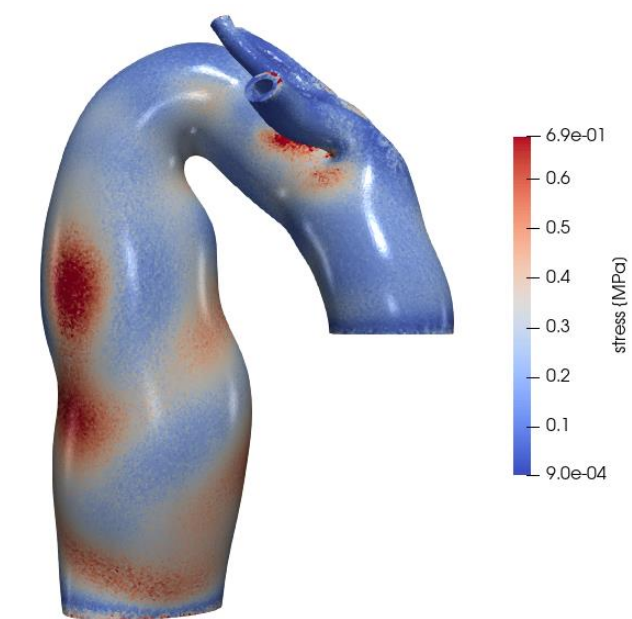




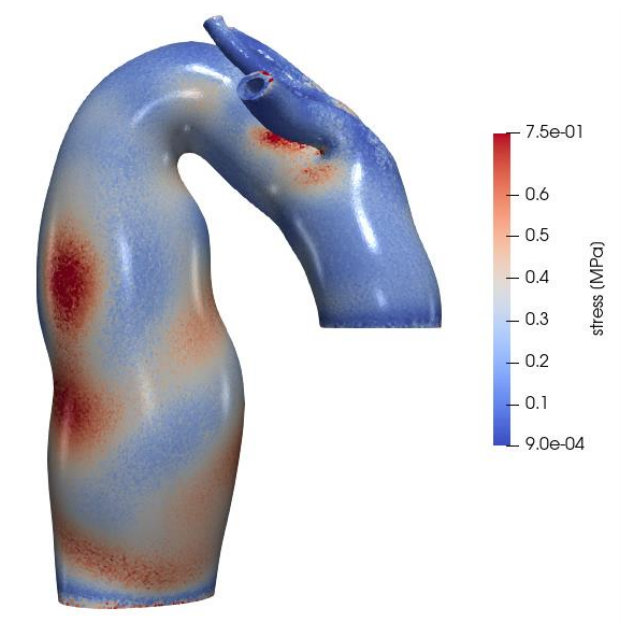
**180 mmHg**



**200 mmHg**

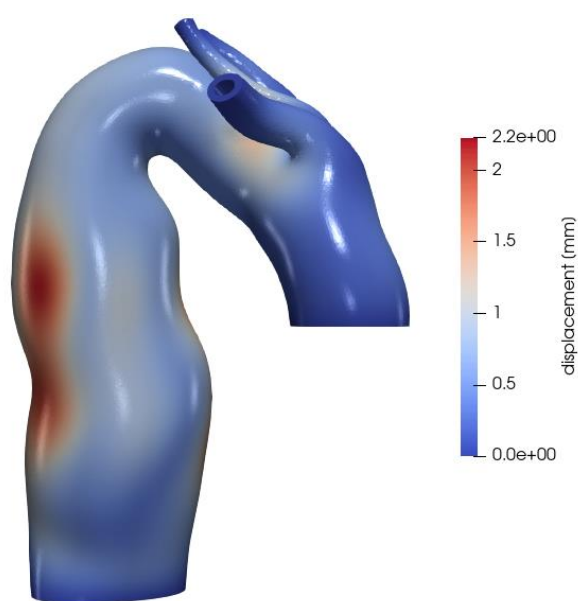


**220 mmHg**

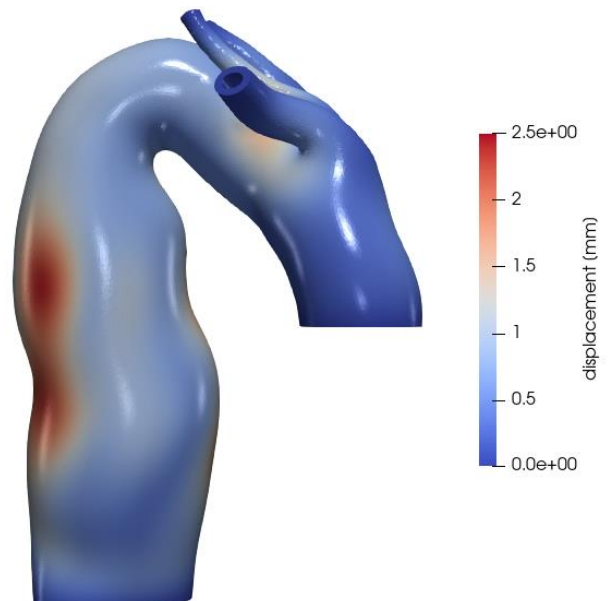


**240 mmHg**

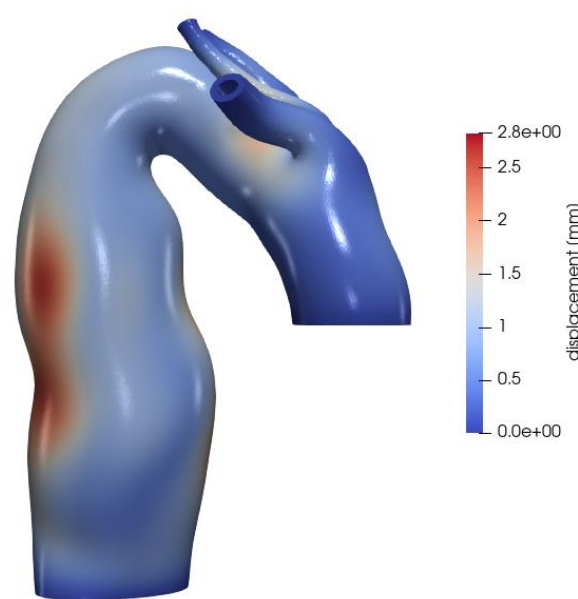
**Εικόνα 10.34** neo-Hookean: Τάση von Mises γεωμετρίας B(III)[180-240mmHg].



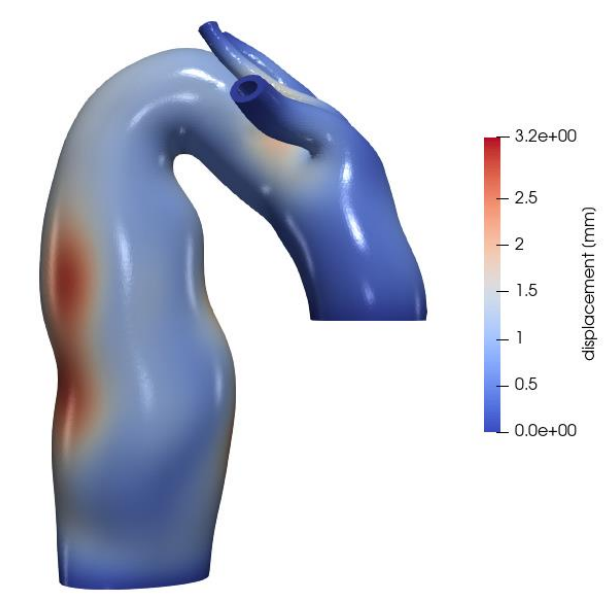
**100 mmHg**



**120 mmHg**

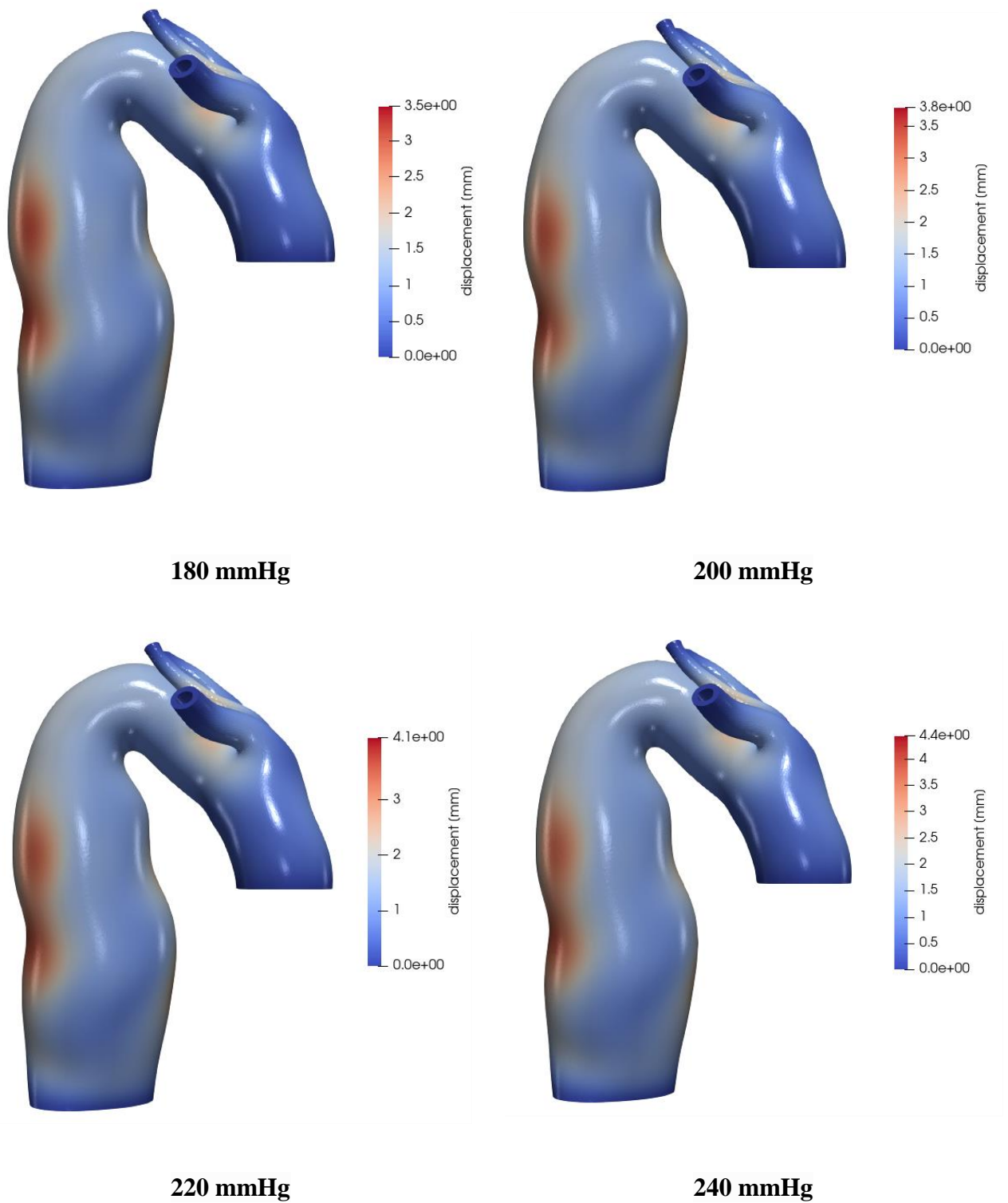


**140 mmHg**

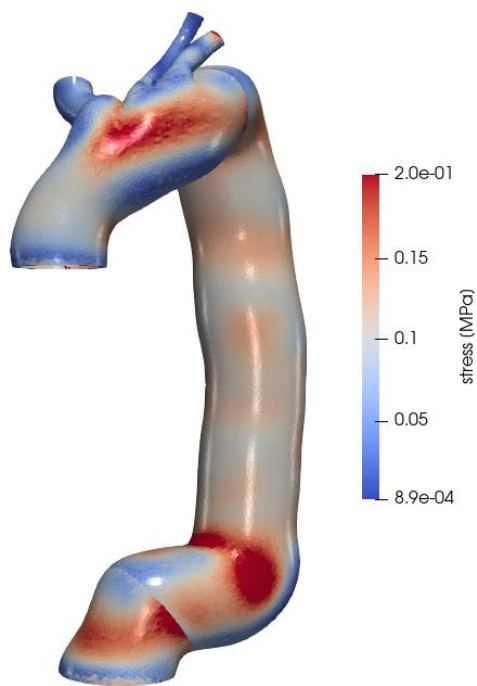


**160 mmHg**

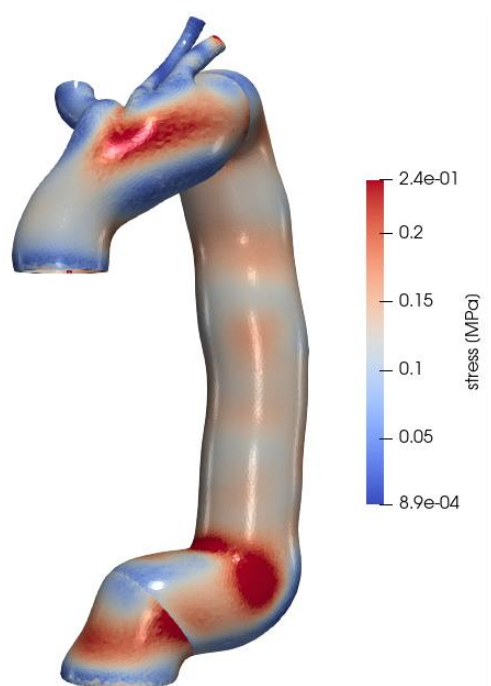
**Εικόνα 10.35** neo-Hookean: Μετατόπιση γεωμετρίας B(III) [100-160mmHg].



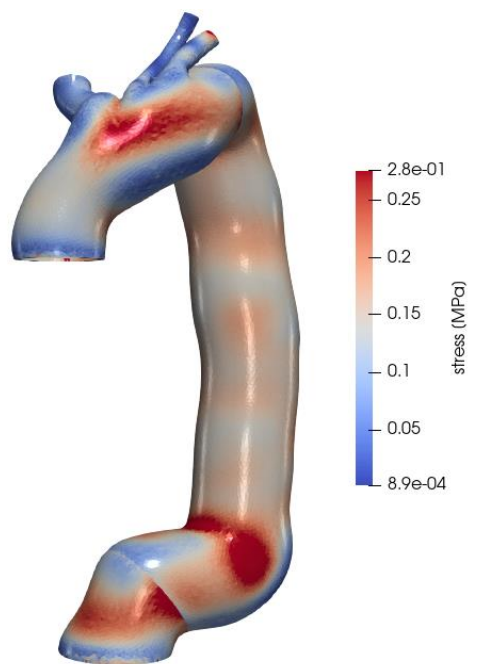
**Εικόνα 10.36** neo-Hookean: Μετατόπιση γεωμετρίας B(III) [180-240mmHg].



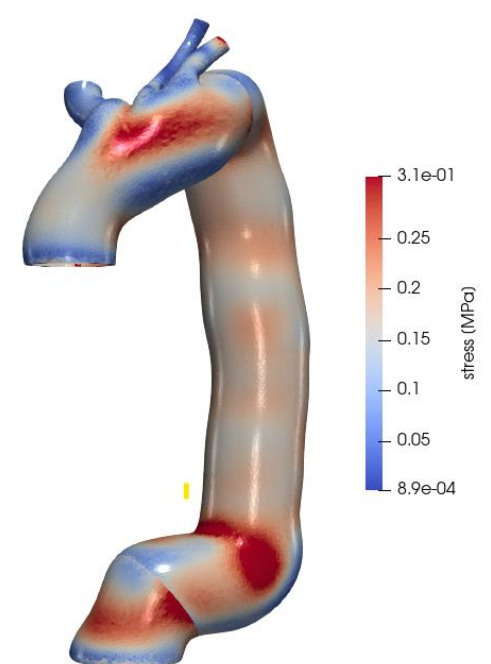
**100 mmHg**



**120 mmHg**



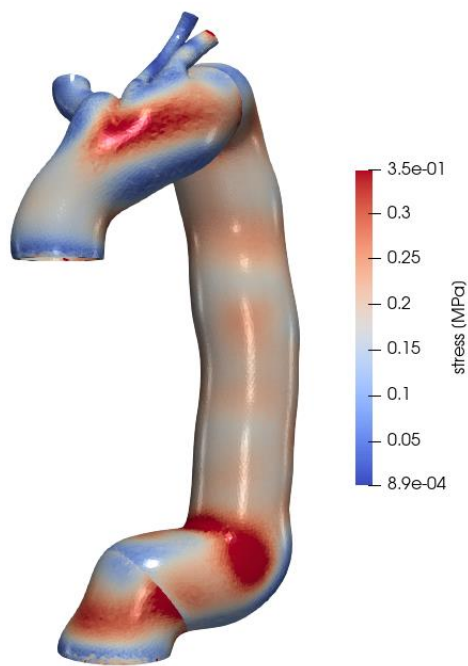
**140 mmHg**



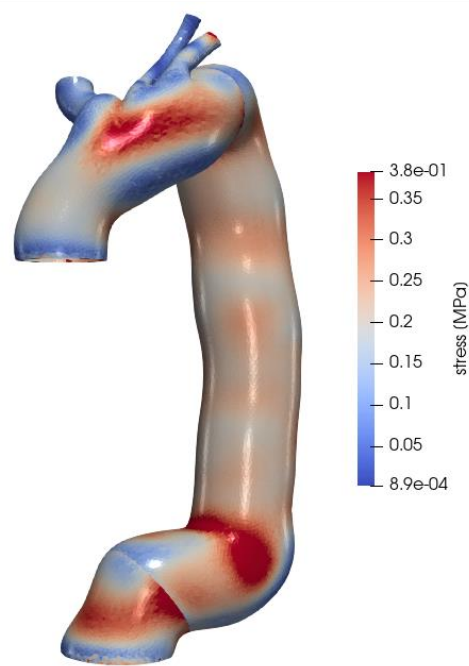
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.37** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας B(IV) [100-160mmHg].

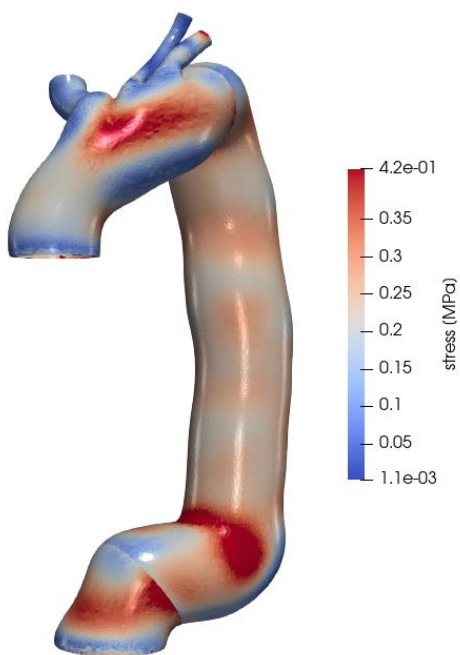




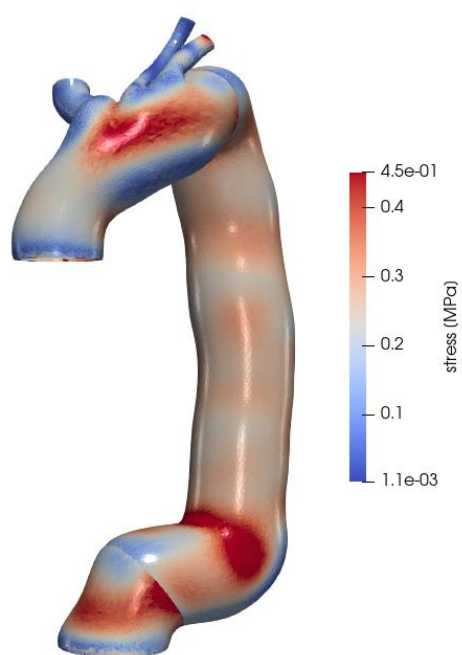
**180 mmHg**



**200 mmHg**

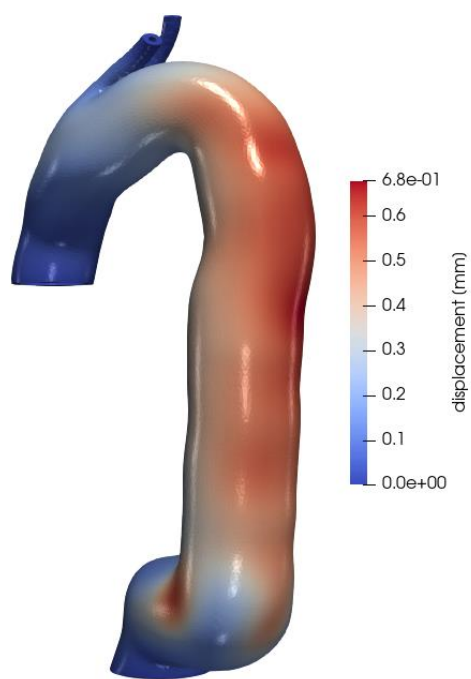


**220 mmHg**

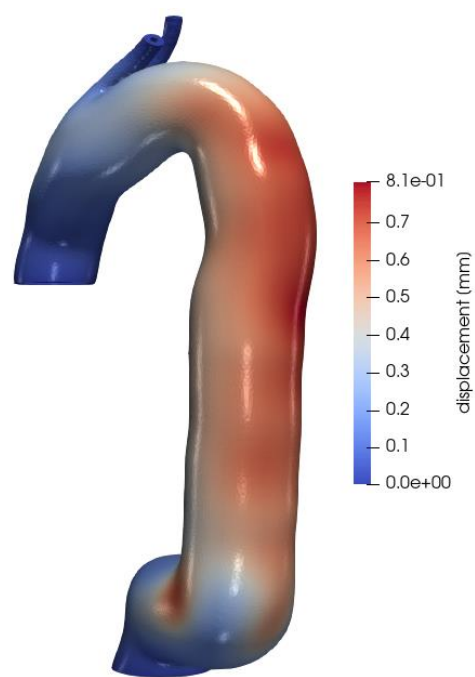


**240 mmHg**

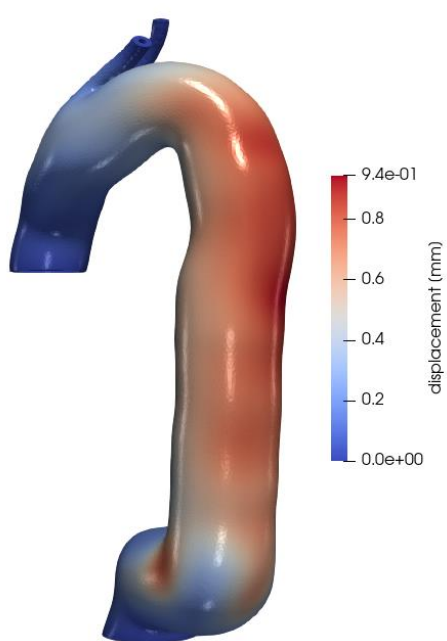
**Εικόνα 10.38** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας B(IV) [180-240mmHg].



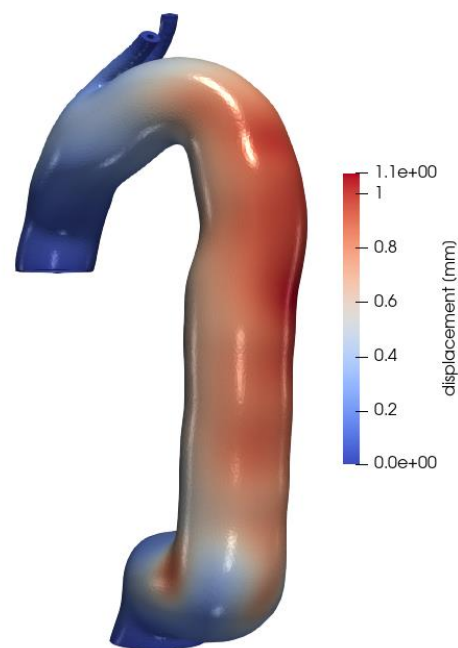
**100 mmHg**



**120 mmHg**

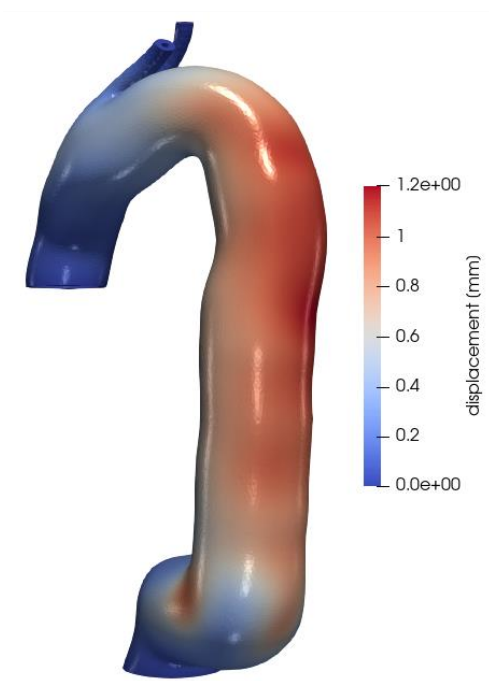


**140 mmHg**

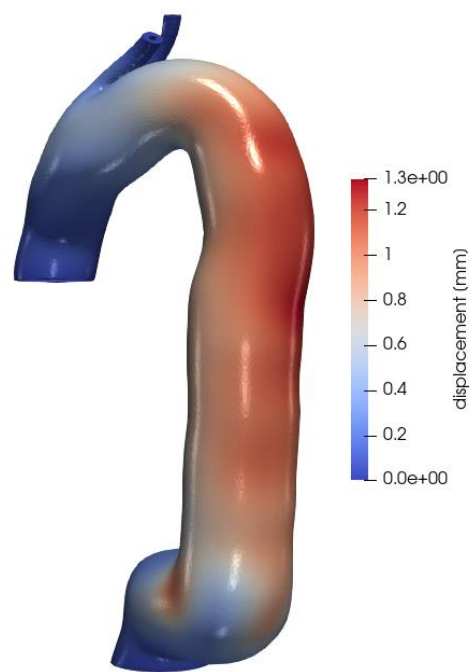


**160 mmHg**

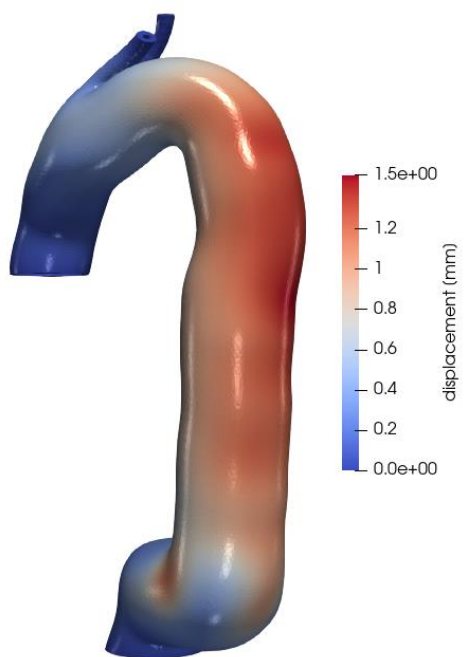
**Εικόνα 10.39** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας B(IV) [100-160mmHg].



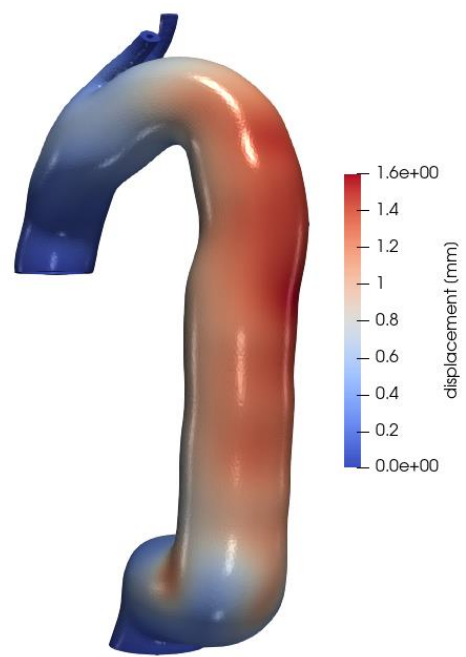
**180 mmHg**



**200 mmHg**

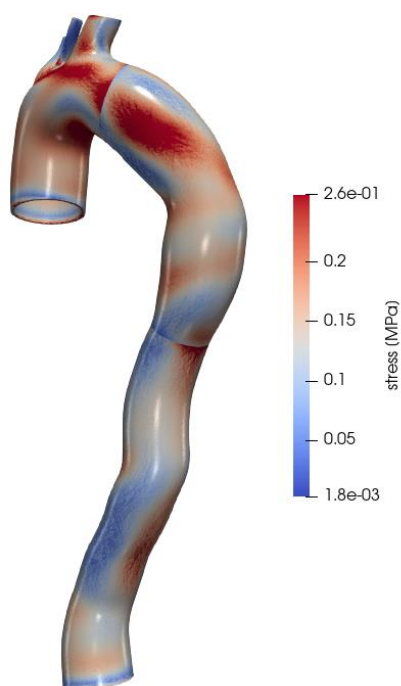


**220 mmHg**

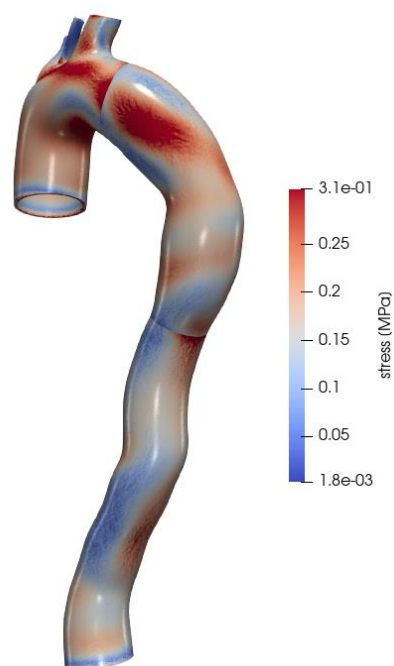


**240 mmHg**

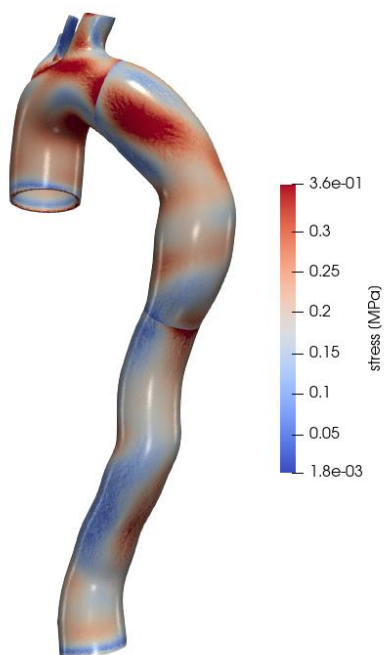
**Εικόνα 10.40** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας B(IV) [180-240mmHg].



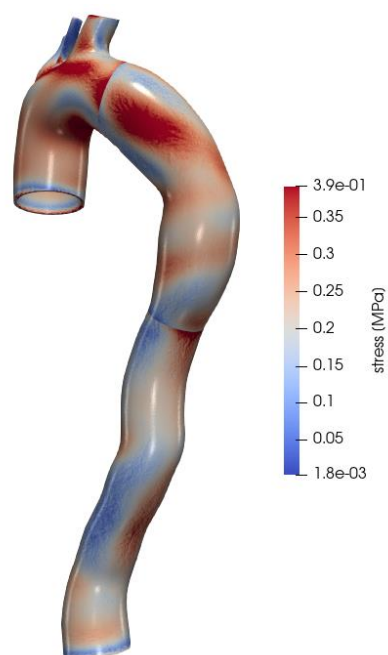
**100 mmHg**



**120 mmHg**

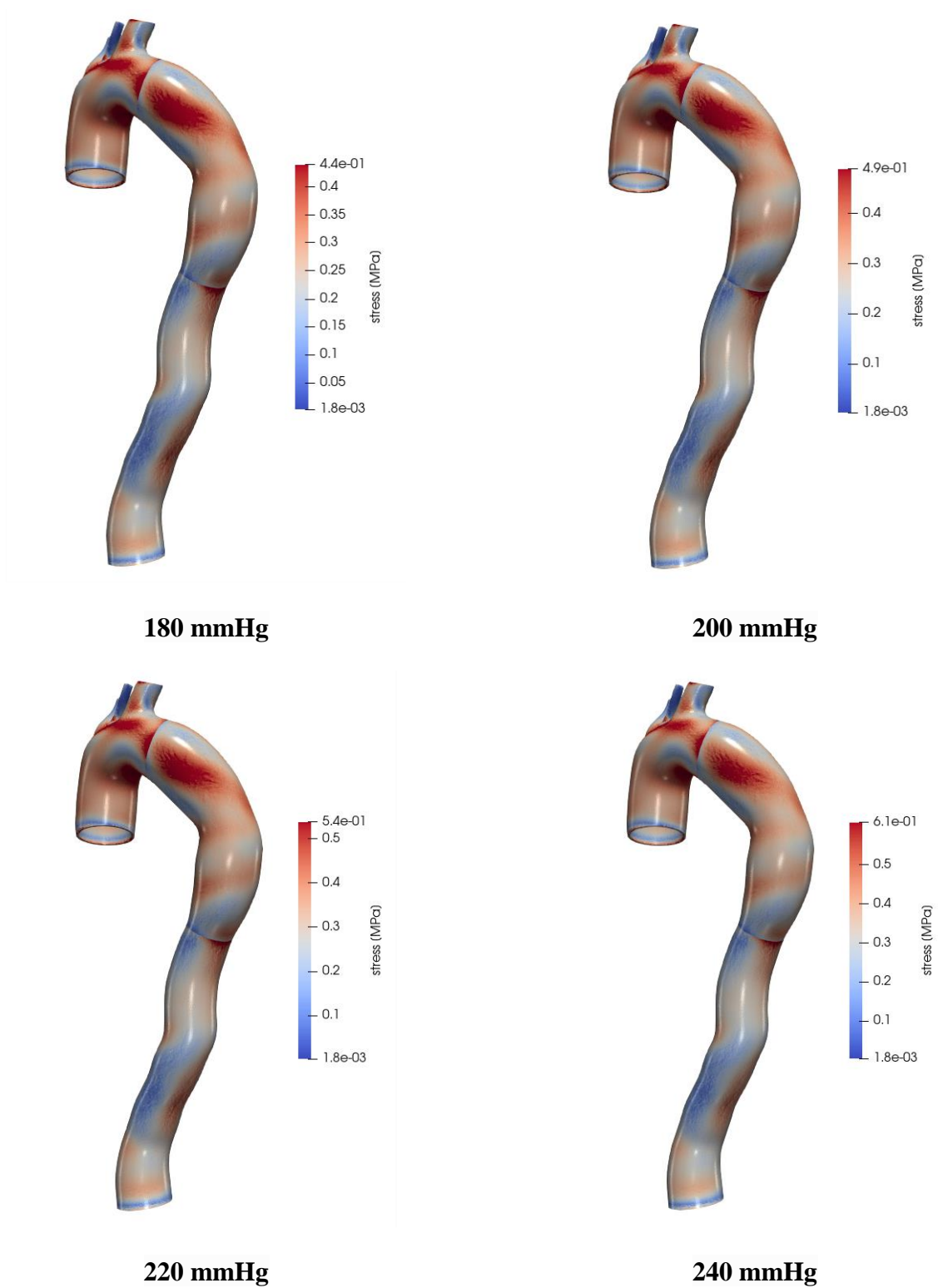


**140 mmHg**

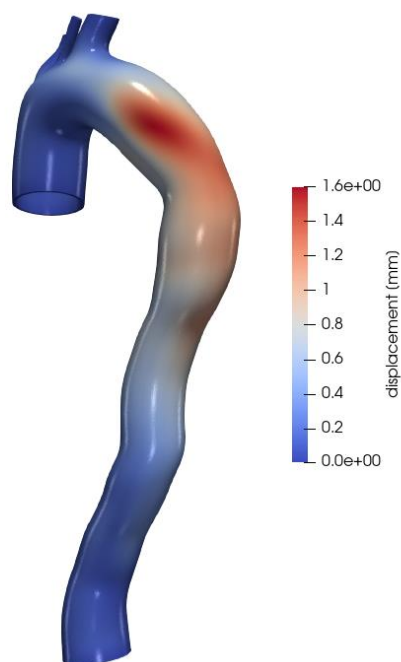


**160 mmHg**

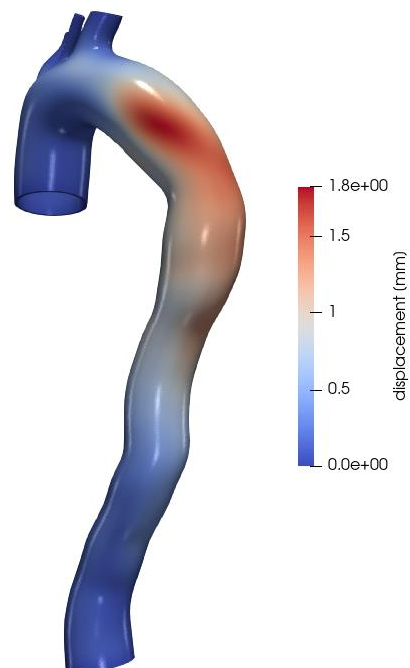
**Εικόνα 10.41** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας Γ(V) [100-160mmHg].



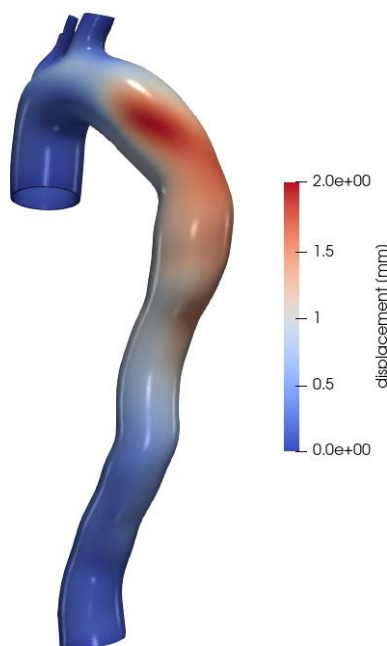
**Εικόνα 10.42** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας Γ(V) [180-240mmHg].



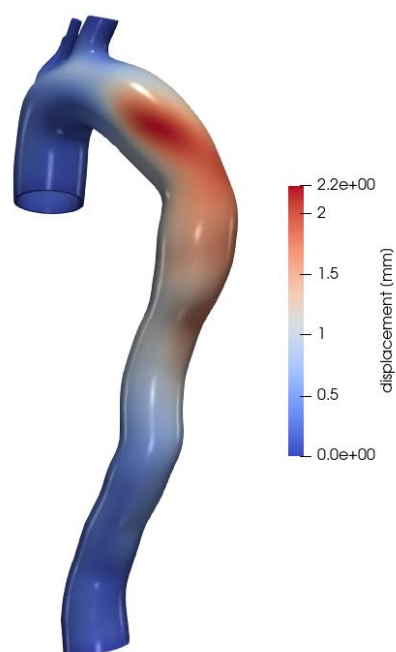
**100 mmHg**



**120 mmHg**



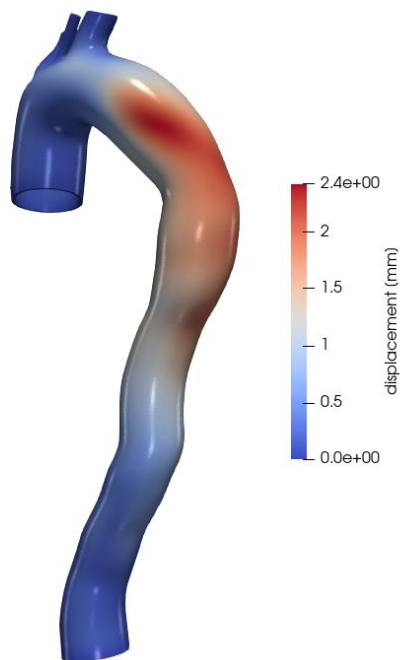
**140 mmHg**



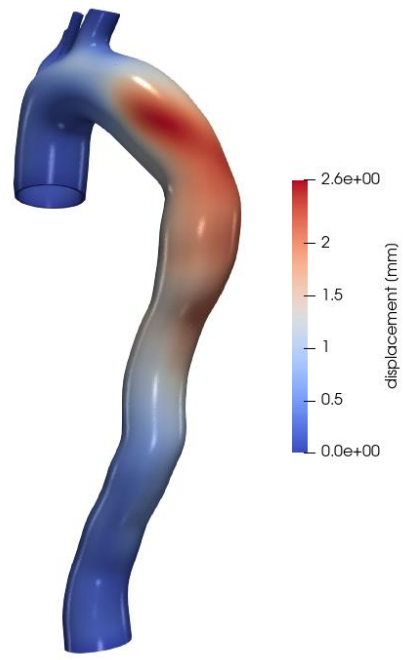
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.43** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας  $\Gamma(V)$  [100-160mmHg].

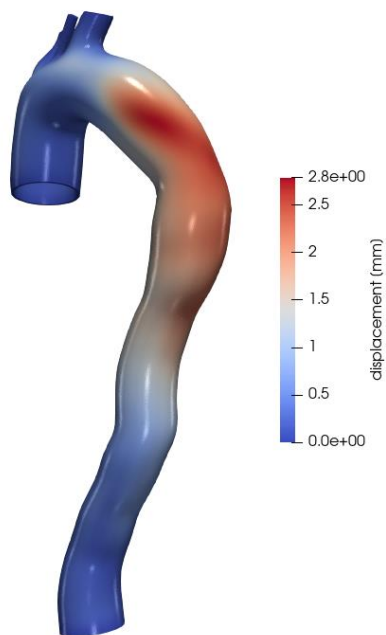




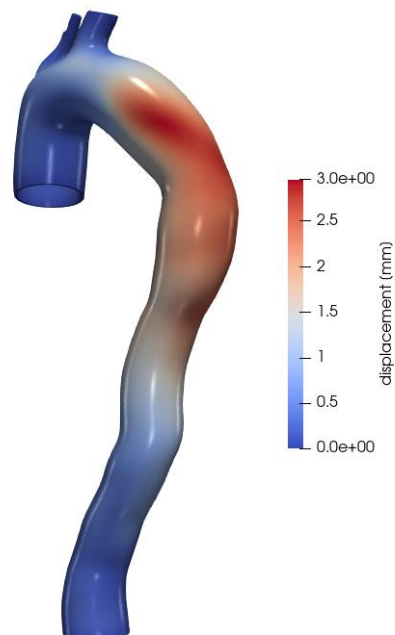
**180 mmHg**



**200 mmHg**

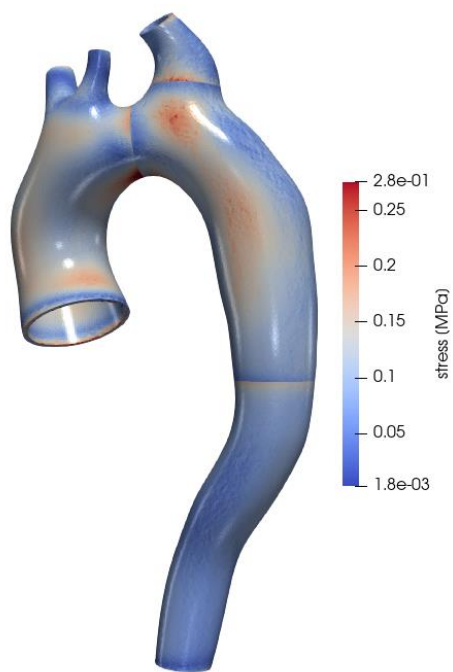


**220 mmHg**

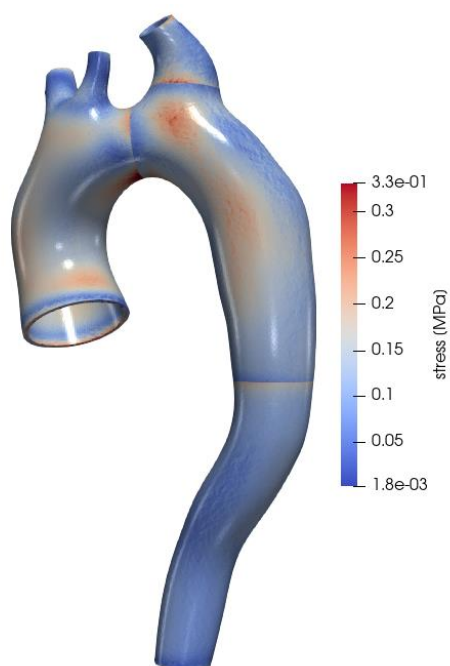


**240 mmHg**

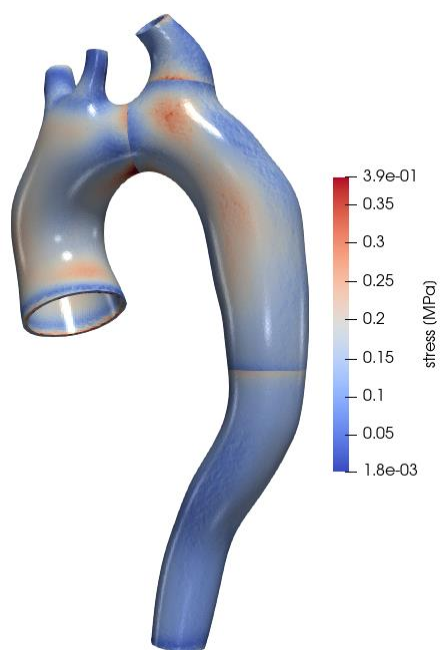
**Εικόνα 10.44** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας  $\Gamma(V)$  [180-240mmHg].



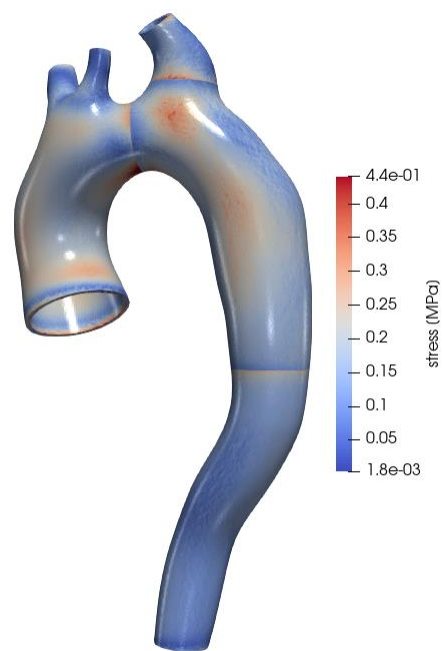
**100 mmHg**



**120 mmHg**



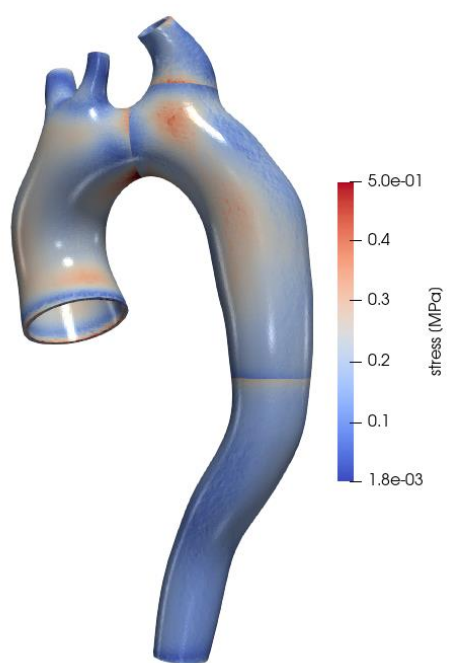
**140 mmHg**



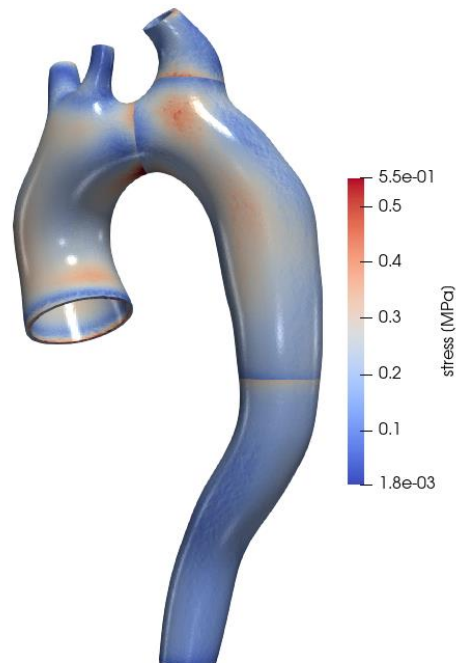
**160 mmHg**

**Εικόνα 10.45** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας Δ(VI) [100-160mmHg].

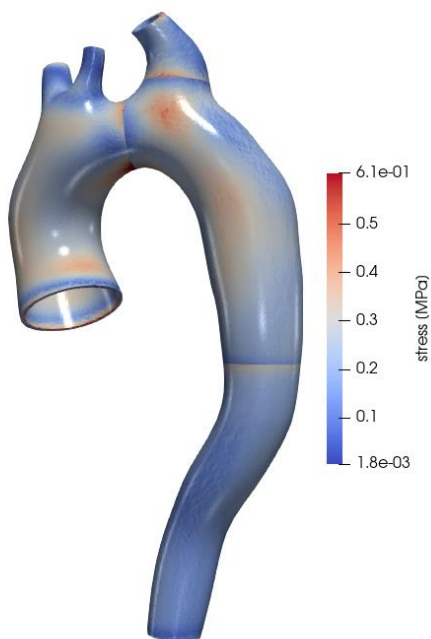




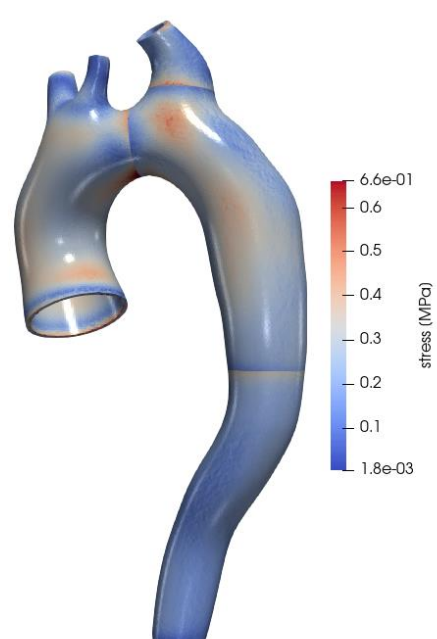
**180 mmHg**



**200 mmHg**

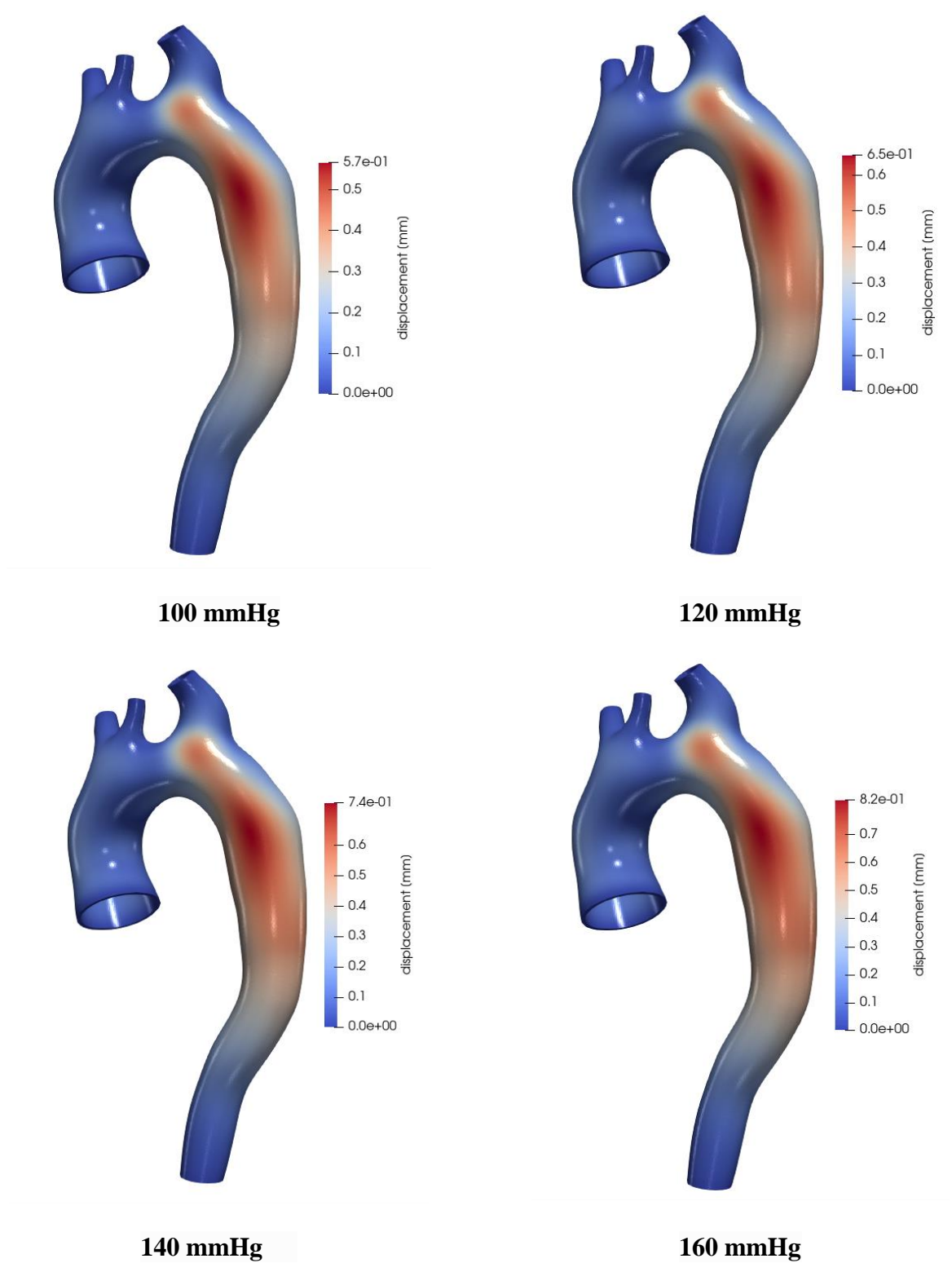


**220 mmHg**

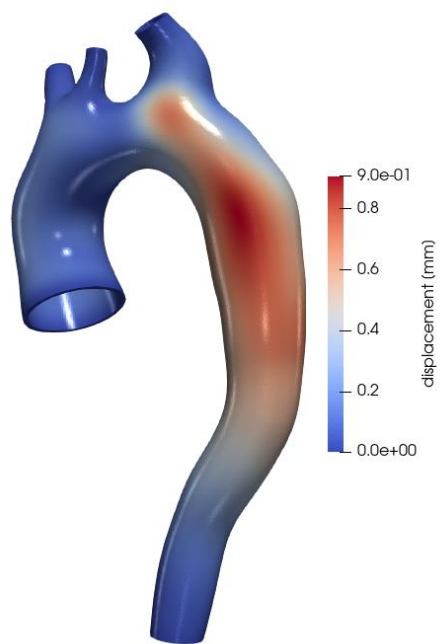


**240 mmHg**

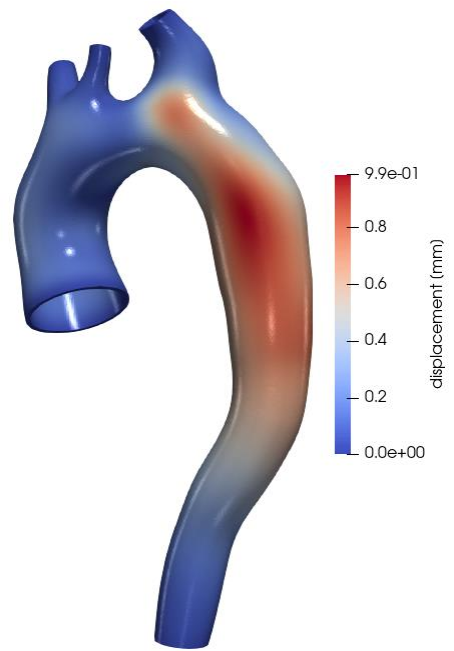
**Εικόνα 10.46** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας Δ(VI) [180-240mmHg].



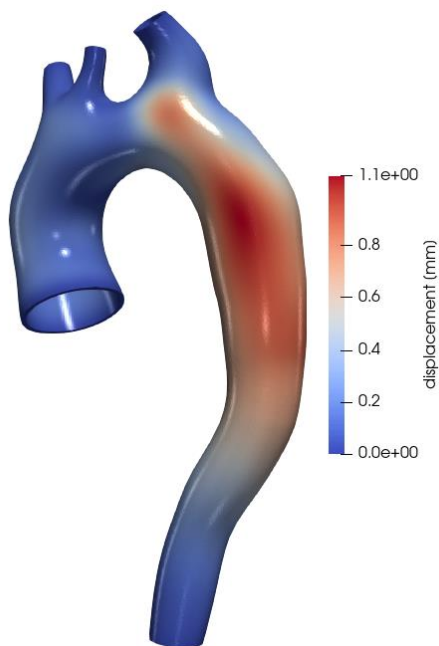
**Εικόνα 10.47** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας Δ(VI) [100-160mmHg].



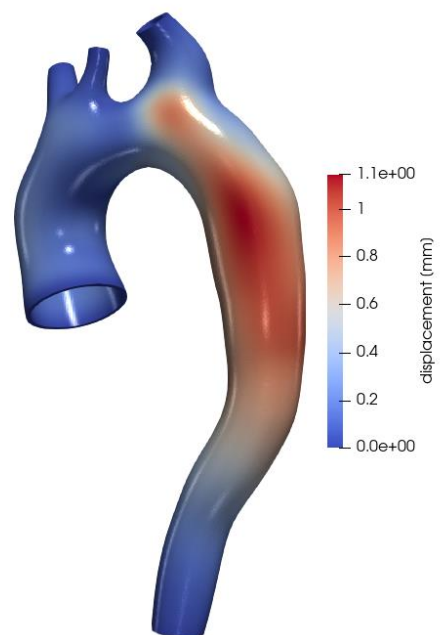
**180 mmHg**



**200 mmHg**

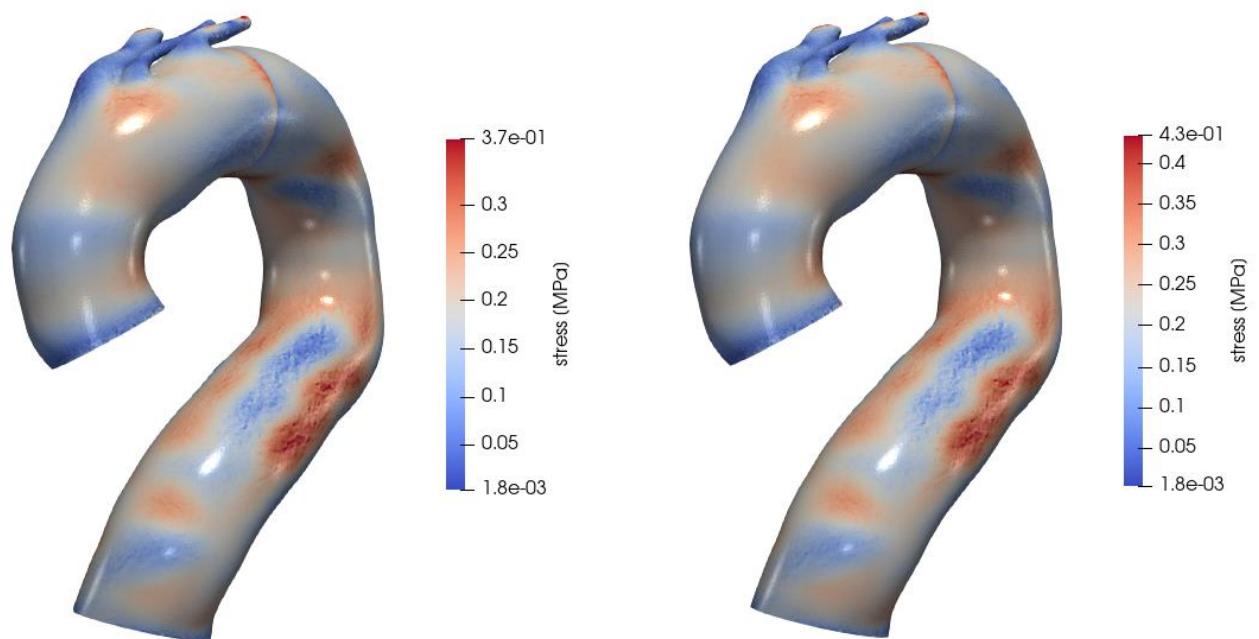


**220 mmHg**



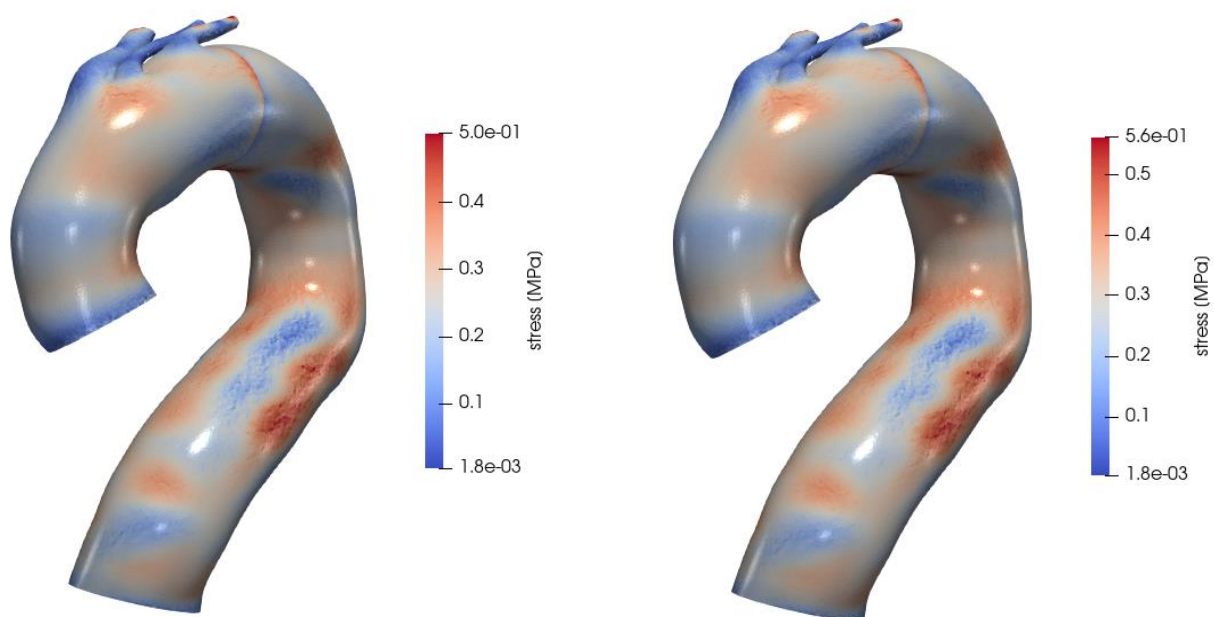
**240 mmHg**

**Εικόνα 10.48** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας Δ(VI) [180-240mmHg].



**100 mmHg**

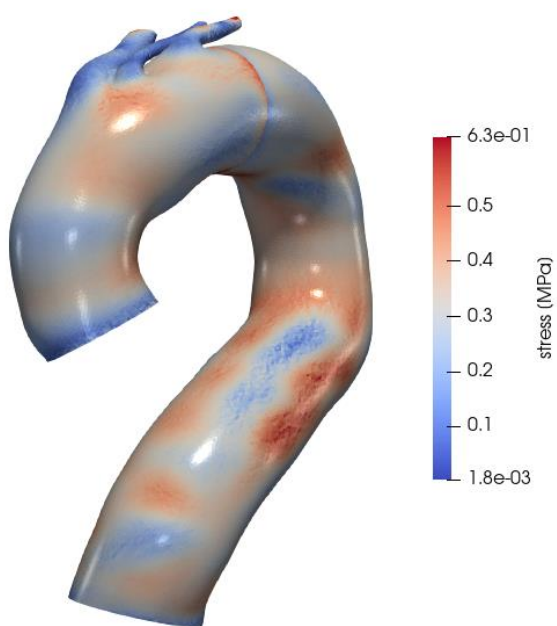
**120 mmHg**



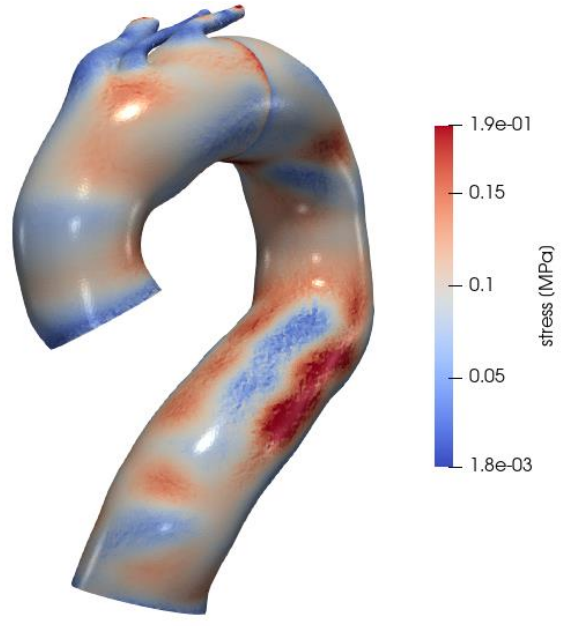
**140 mmHg**

**160 mmHg**

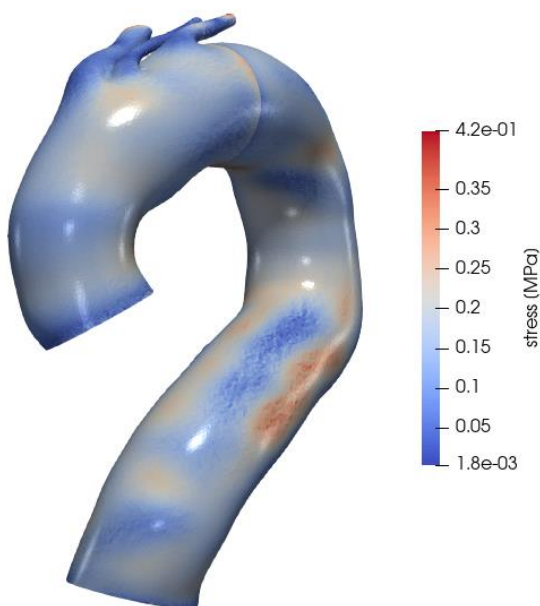
**Εικόνα 10.49** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας E(VII) [100-160mmHg].



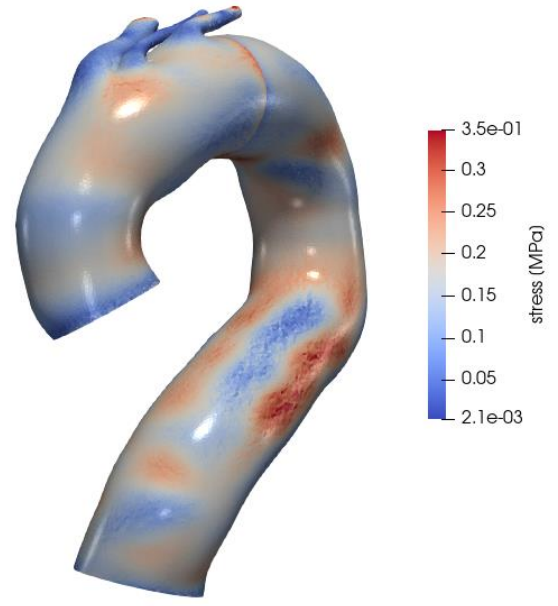
**180 mmHg**



**200 mmHg**



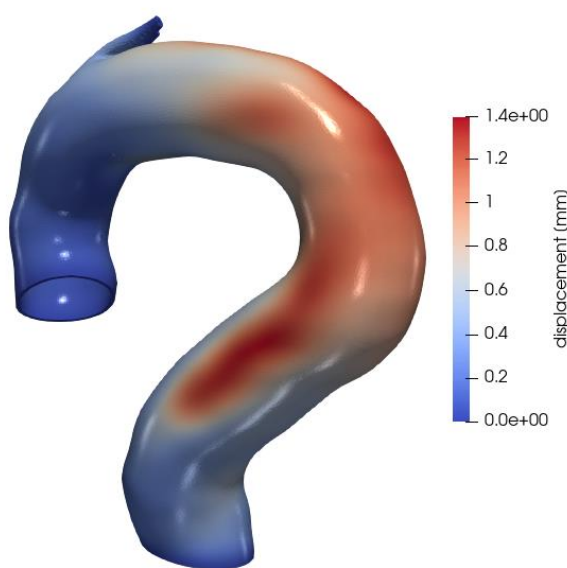
**220 mmHg**



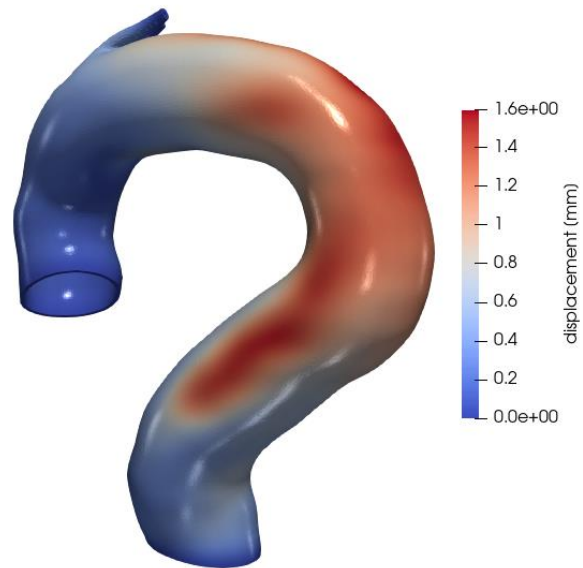
**240 mmHg**

**Εικόνα 10.50** GOH: Τάση von Mises γεωμετρίας E(VII) [180-240mmHg].

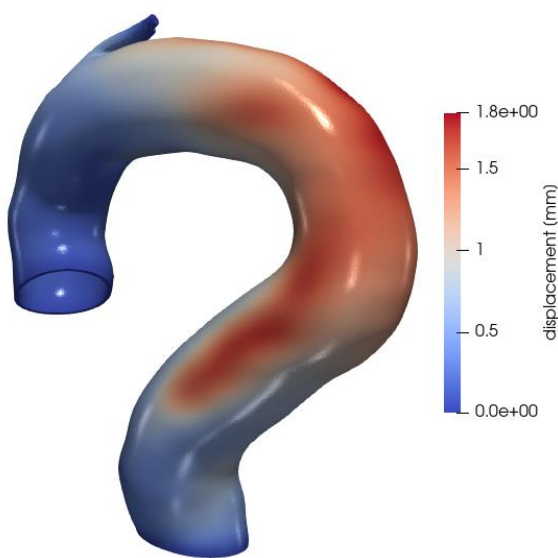




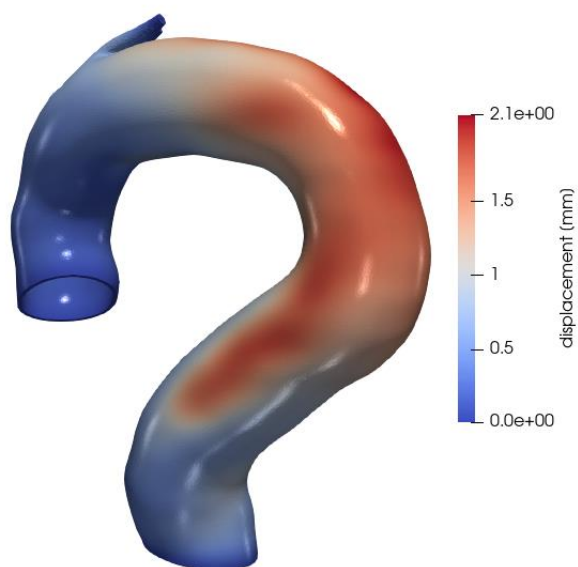
**100 mmHg**



**120 mmHg**

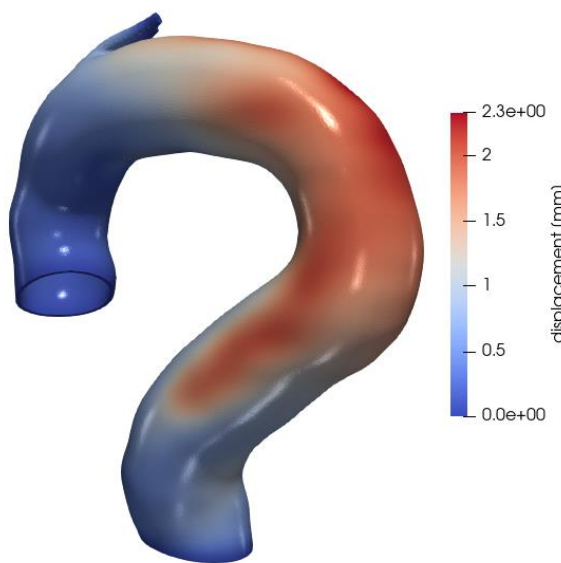


**140 mmHg**

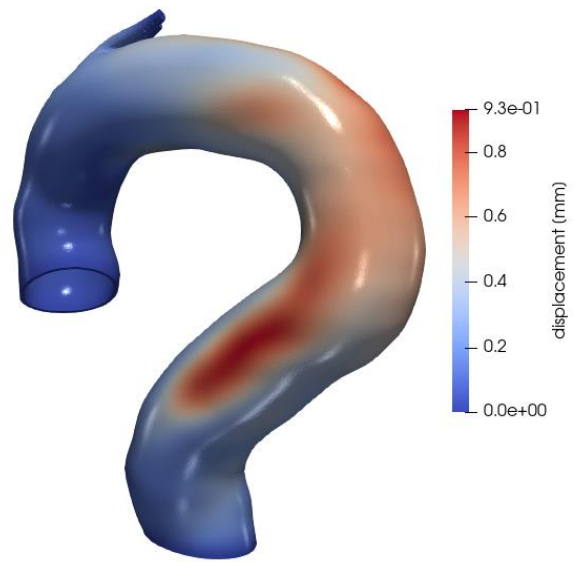


**160 mmHg**

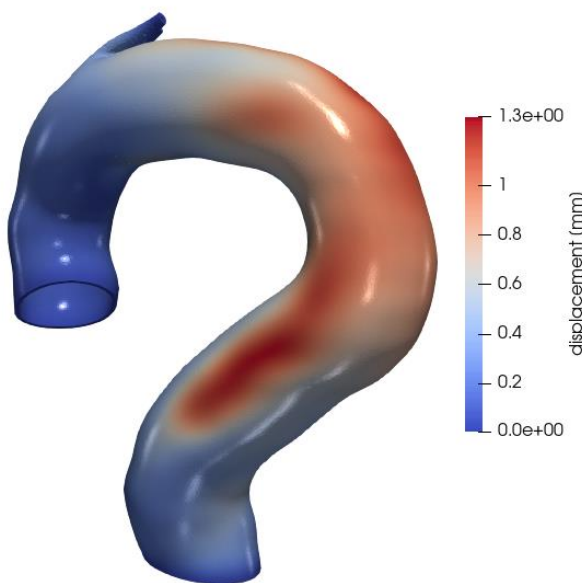
**Εικόνα 10.51** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας E(VII) [100-160mmHg].



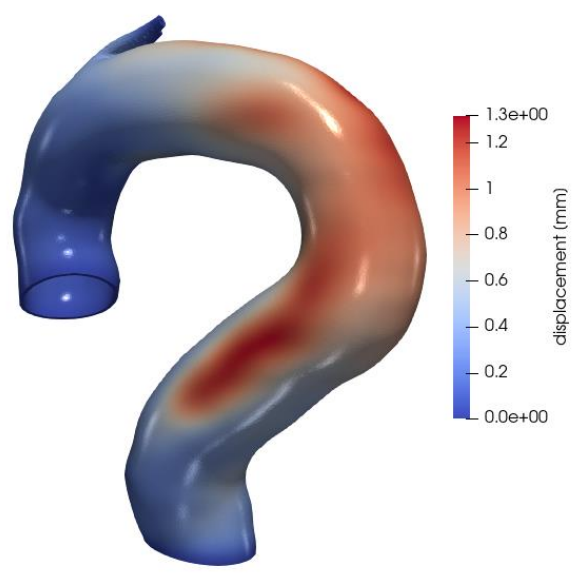
**180 mmHg**



**200 mmHg**



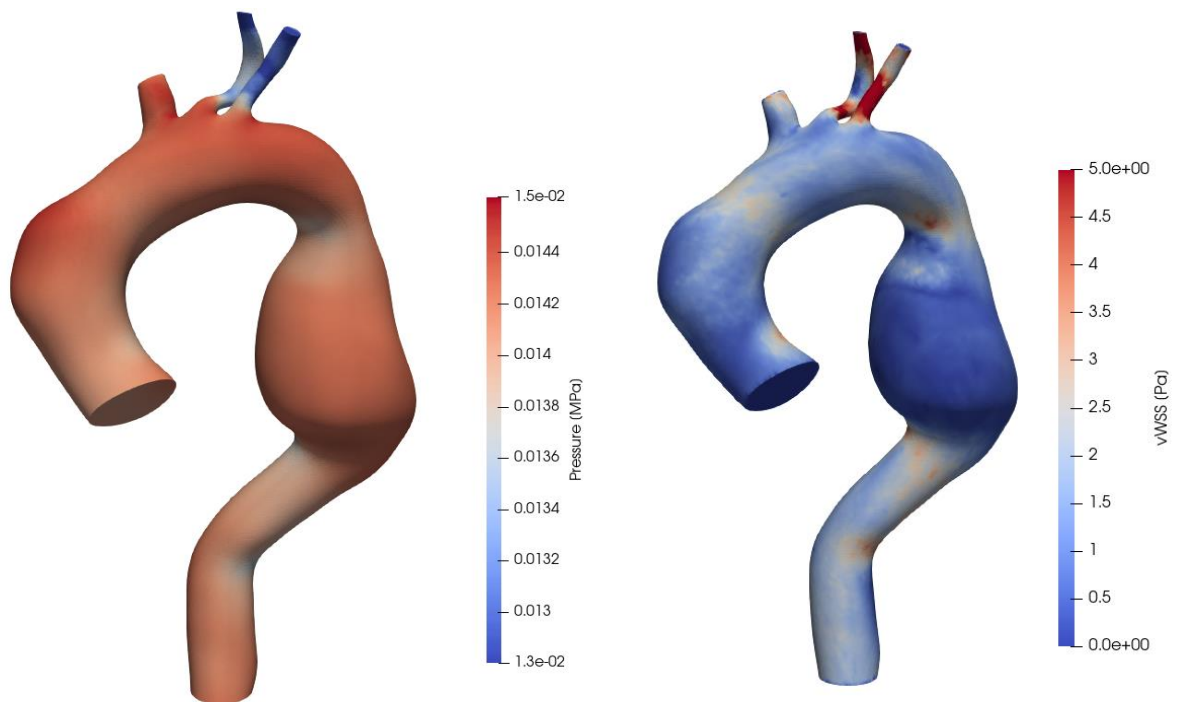
**220 mmHg**



**240 mmHg**

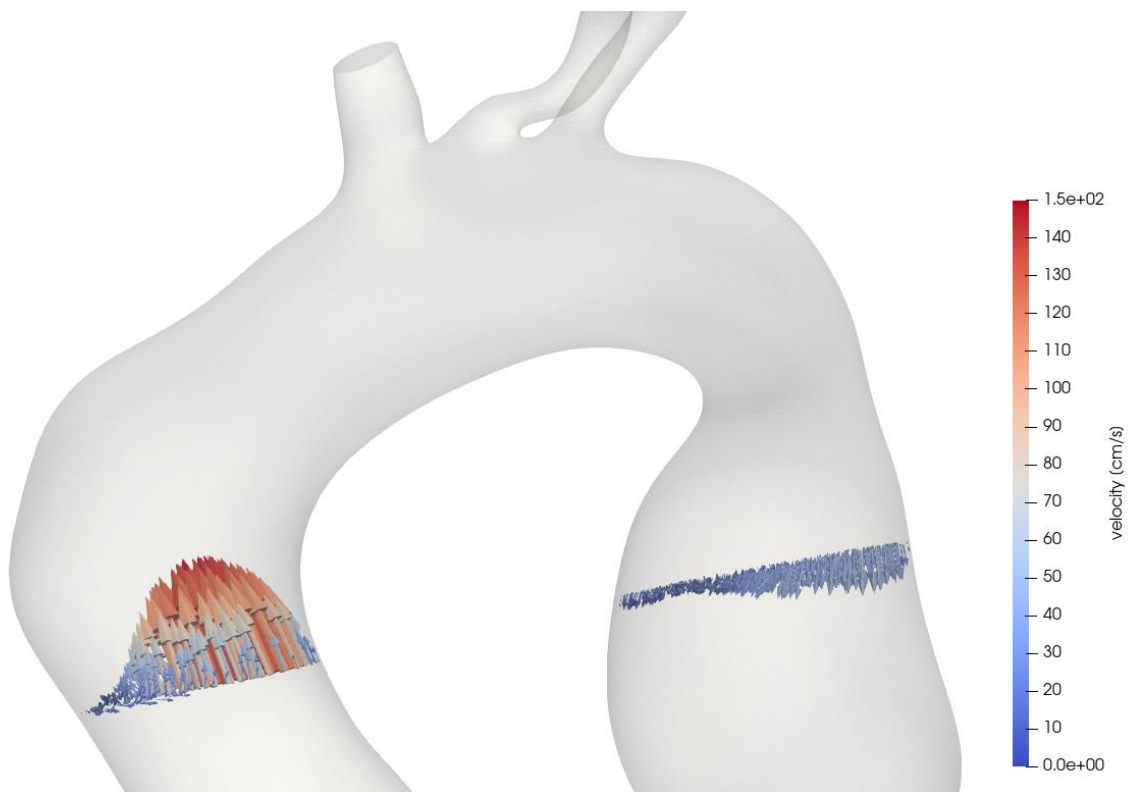
**Εικόνα 10.52** GOH: Μετατόπιση γεωμετρίας E(VII) [180-240mmHg].

## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ 6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ CFD



Πίεση στη συστολική φάση

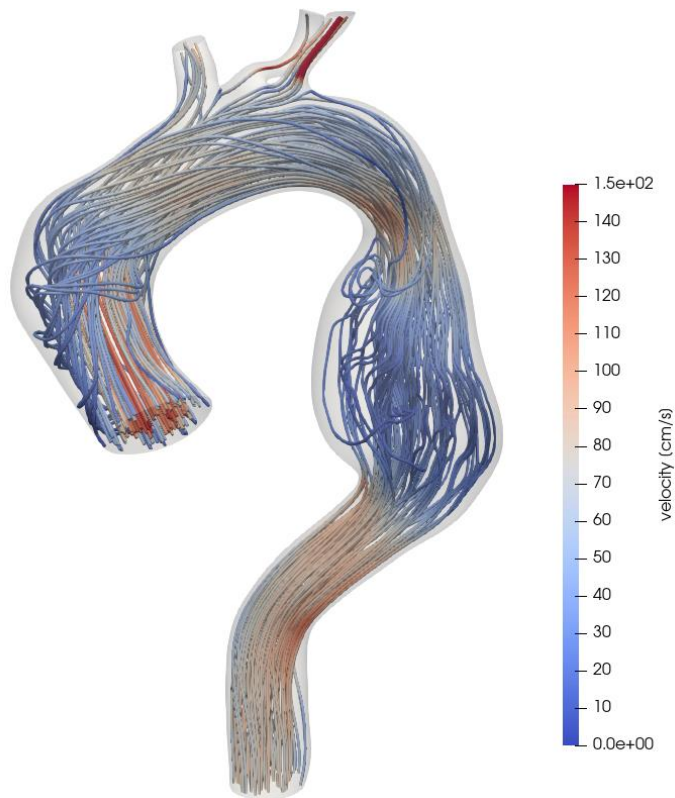
Διατμητική τάση στη συστολική φάση



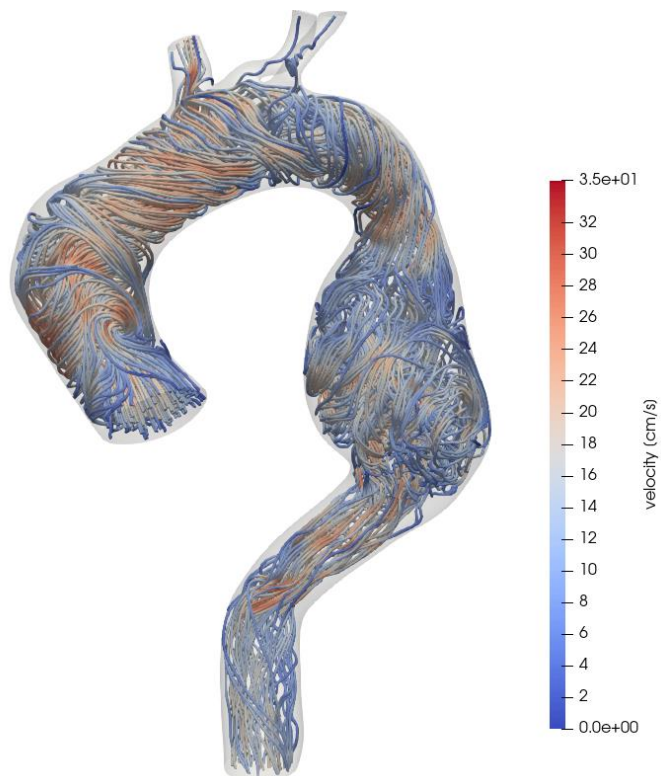
Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση

Εικόνα 10.53 Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας A(I).



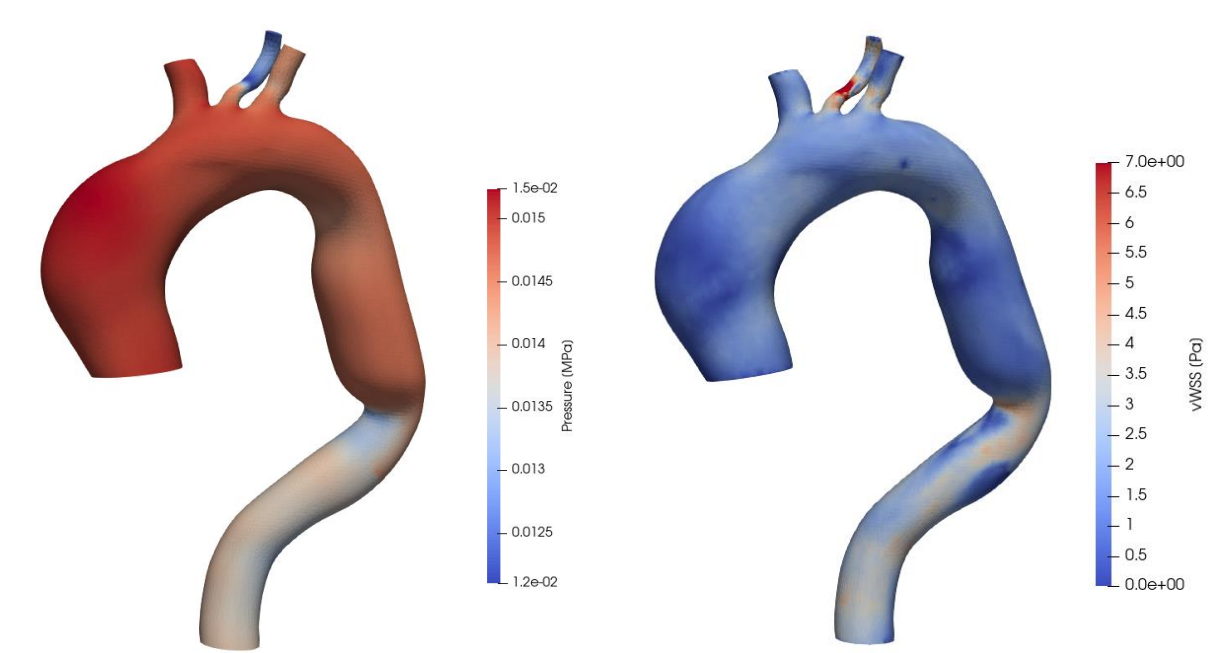


**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**



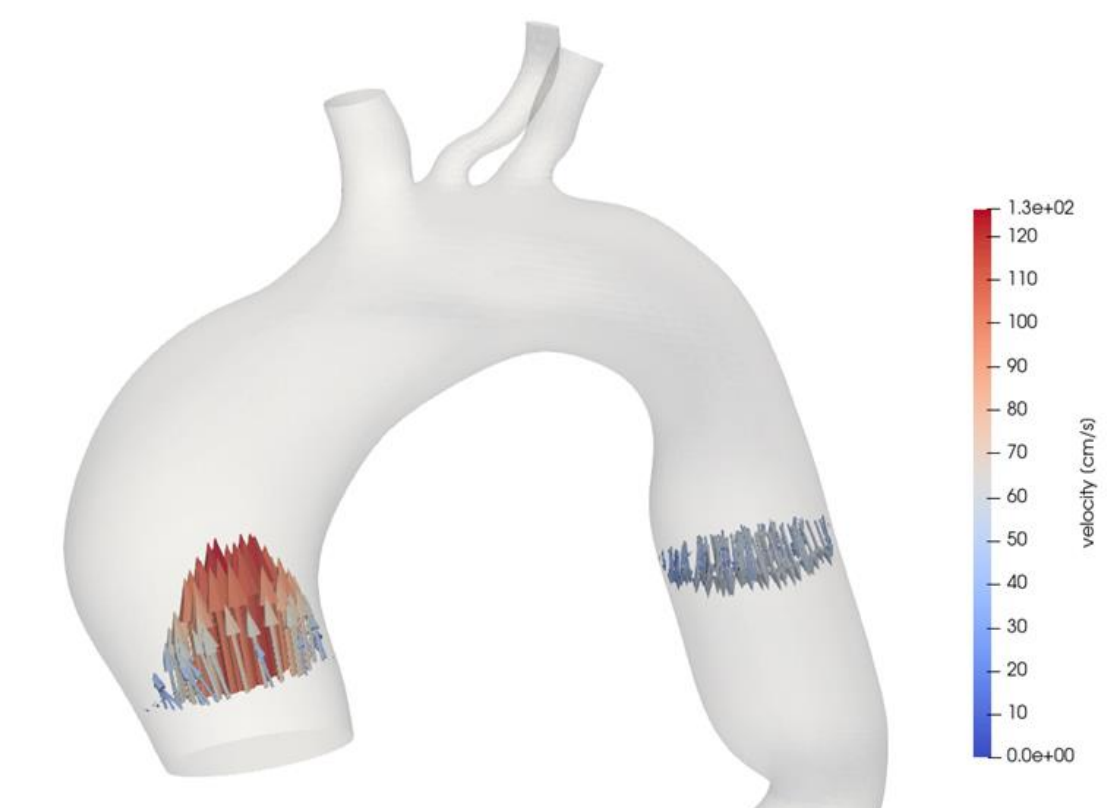
**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

**Εικόνα 10.54** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας A(I).



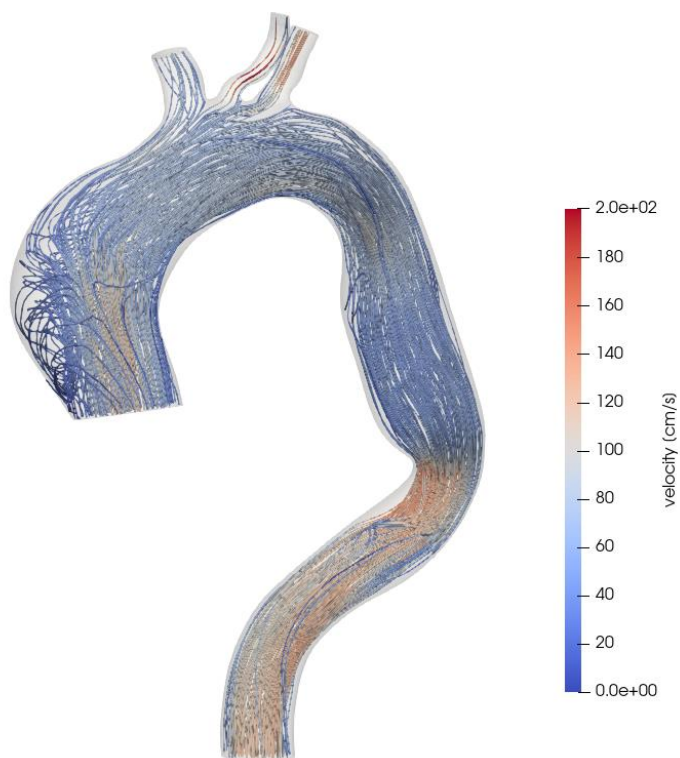
**Πίεση στη συστολική φάση**

**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**

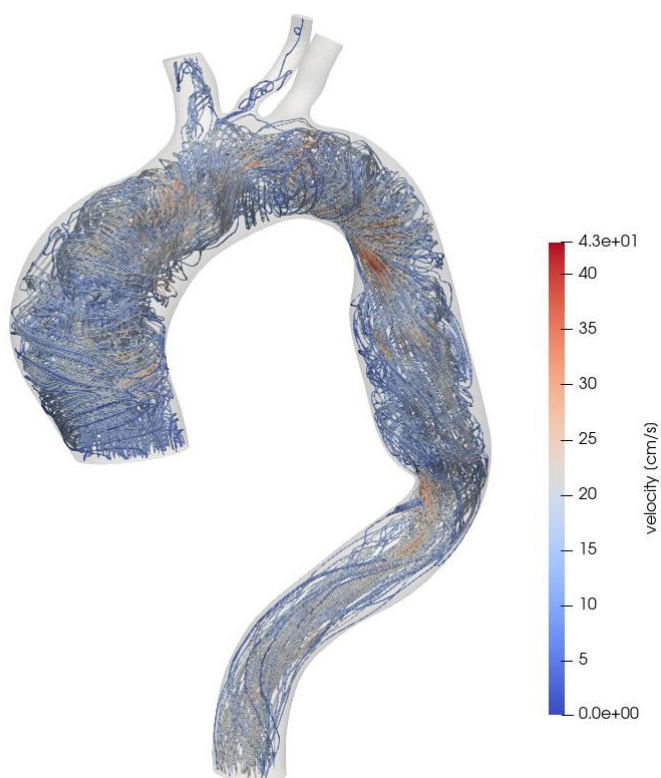


**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.55 Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας A(II).**

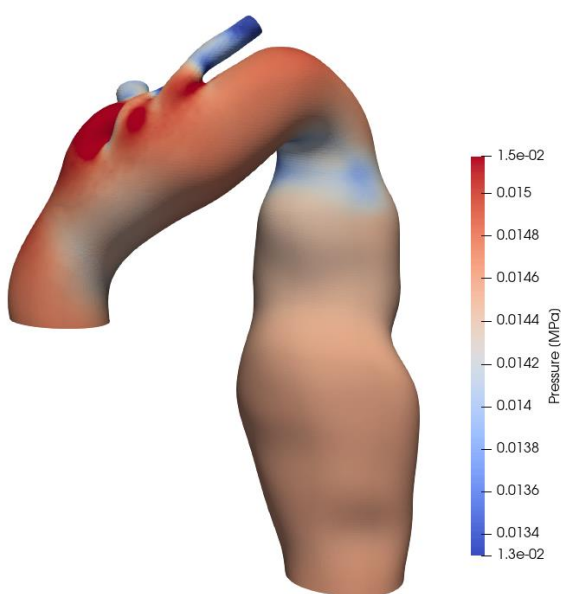


**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**

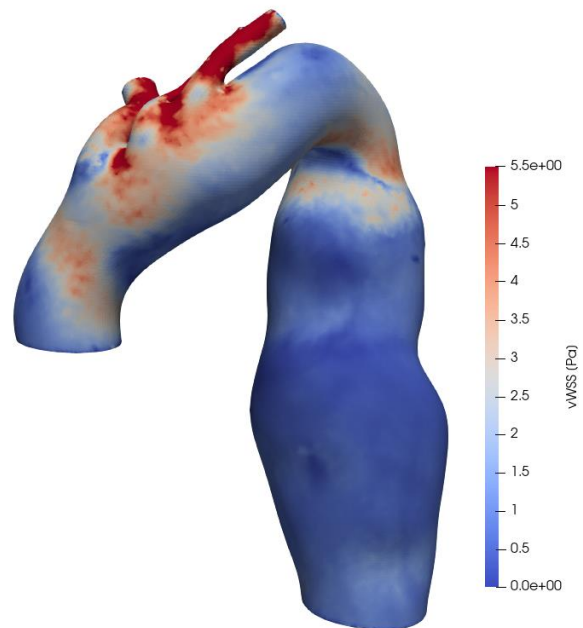


**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

**Εικόνα 10.56** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας Α(ΙΙ).



**Πίεση στη συστολική φάση**

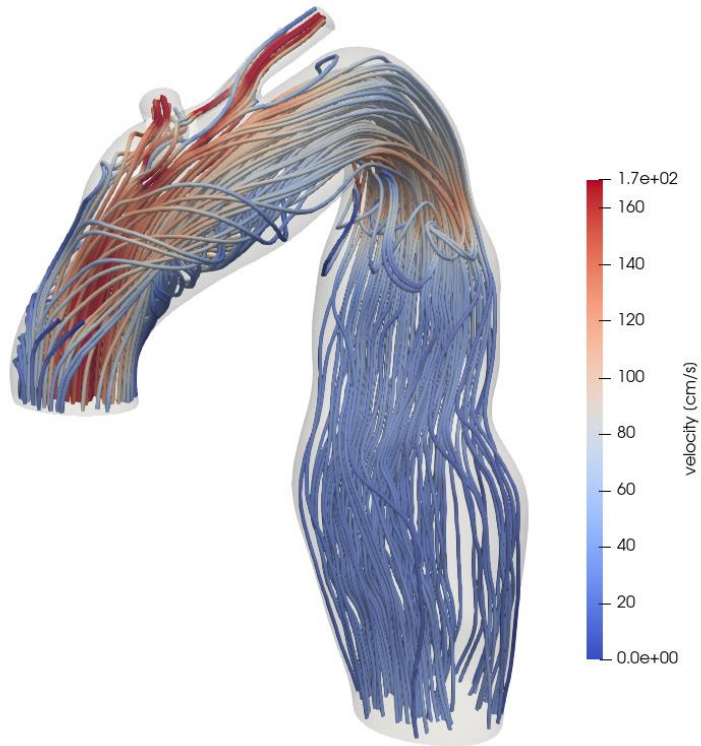


**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**

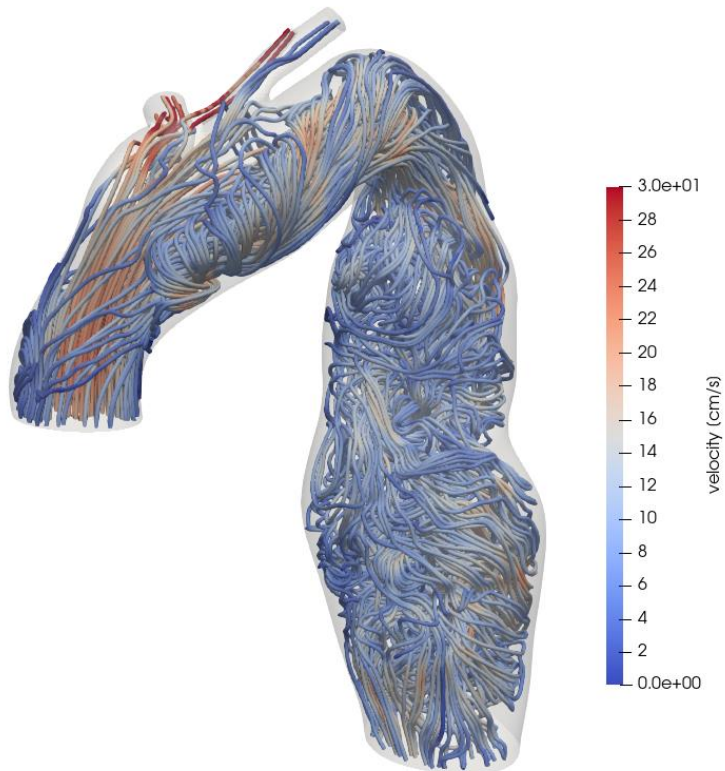


**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.57** Πίεση,  $\nu$ WSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας B(III).



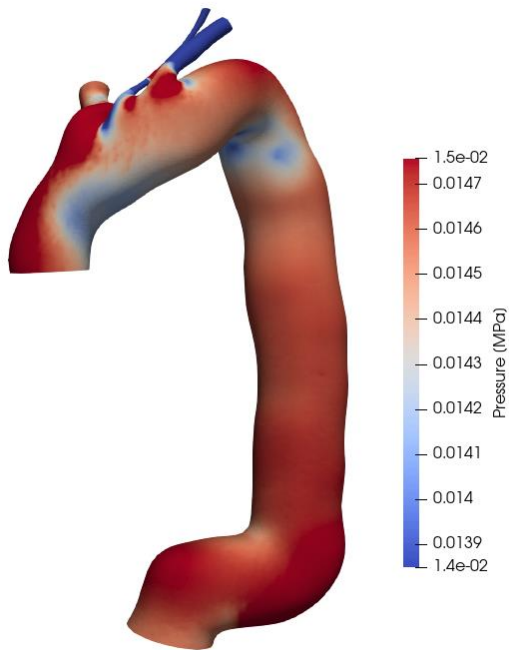
**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**



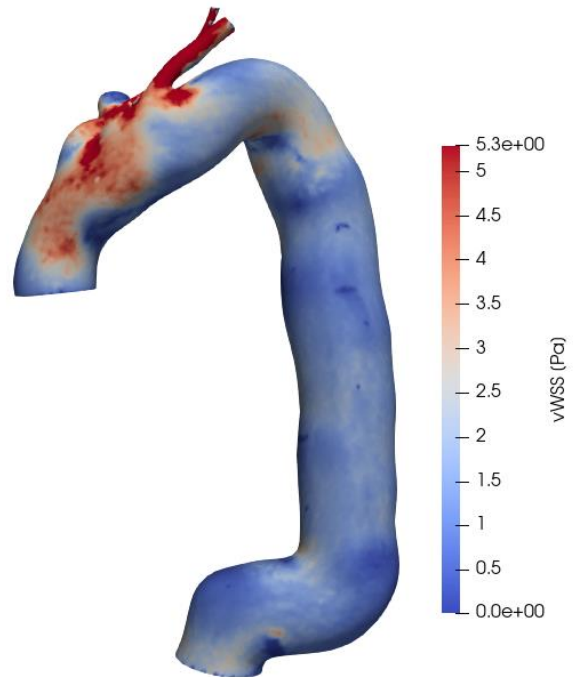
**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

**Εικόνα 10.58** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας Β(III).





**Πίεση στη συστολική φάση**

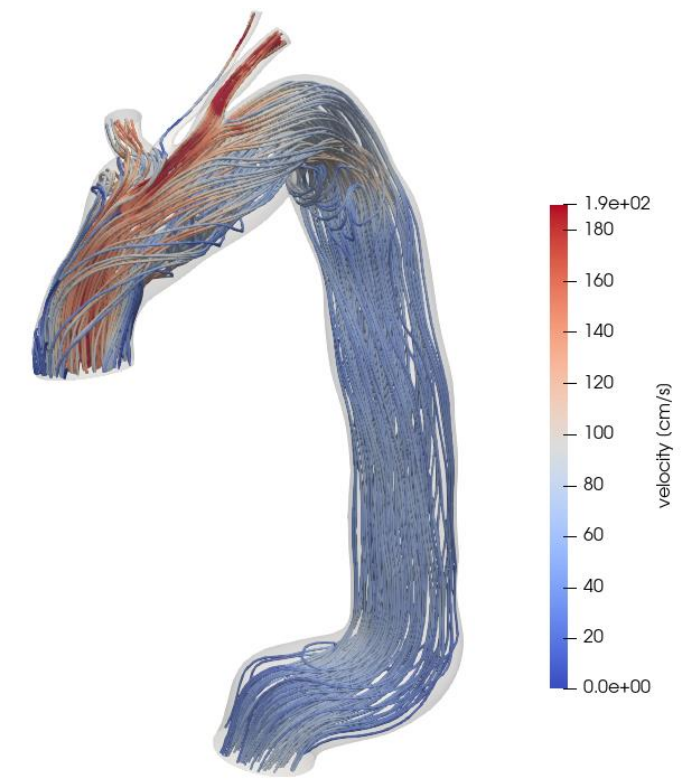


**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**

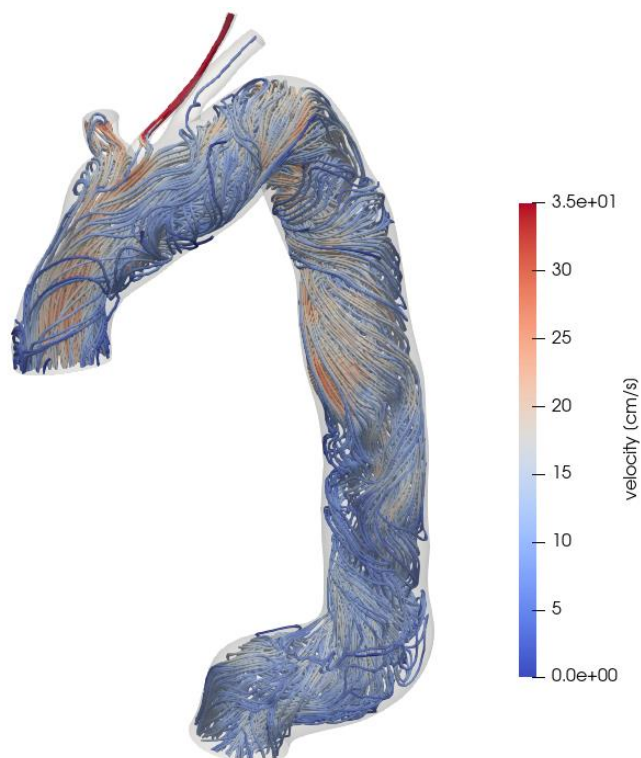


**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.59** Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας B(IV).

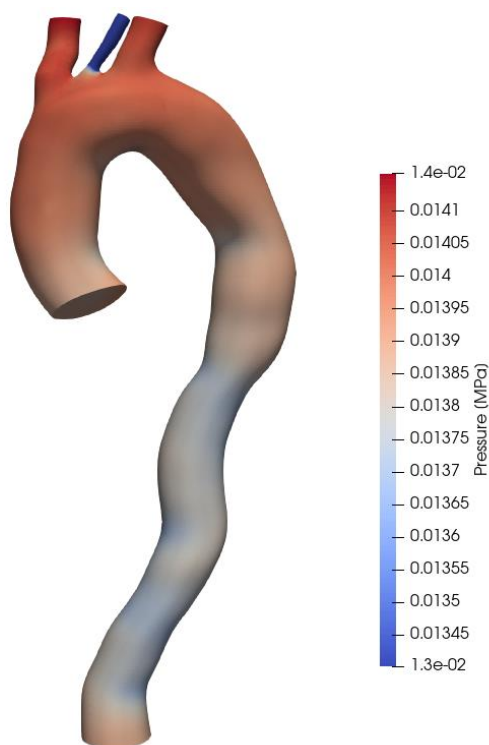


**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**

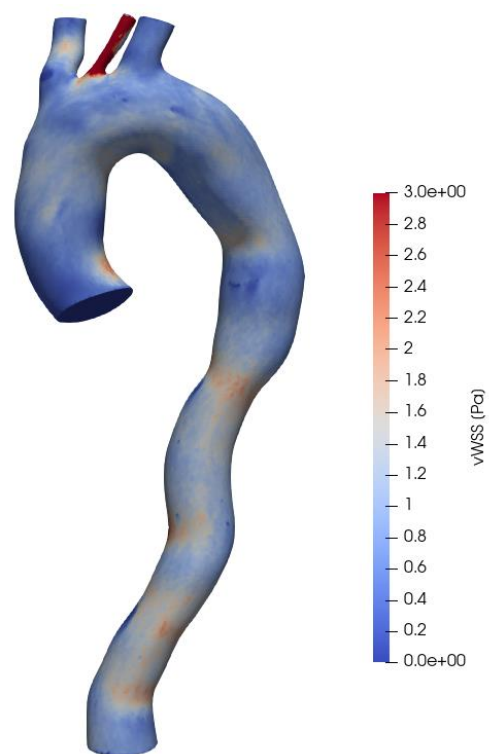


**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

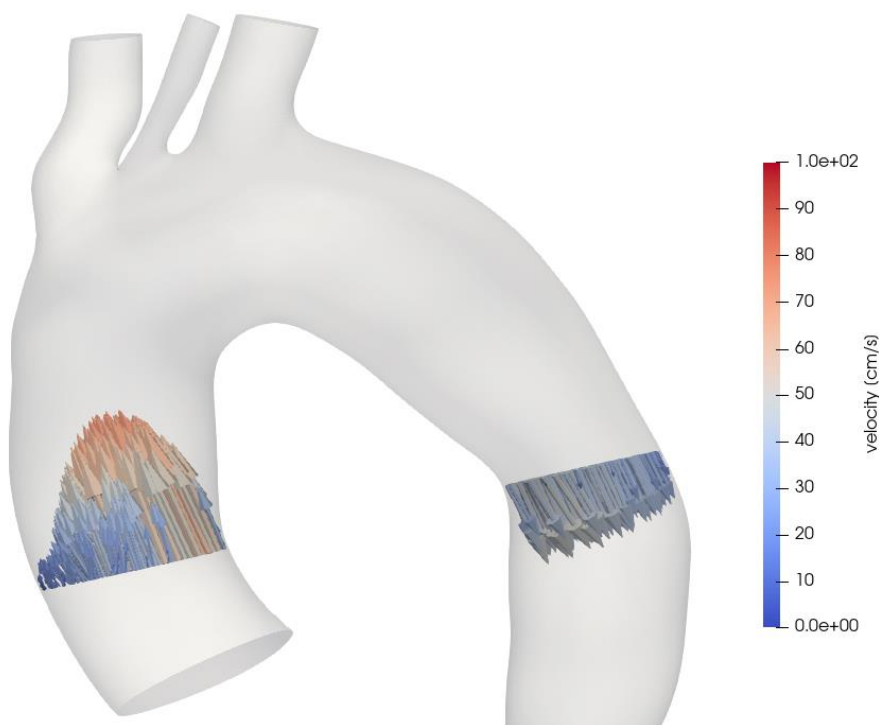
**Εικόνα 10.60** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας B(IV).



**Πίεση στη συστολική φάση**



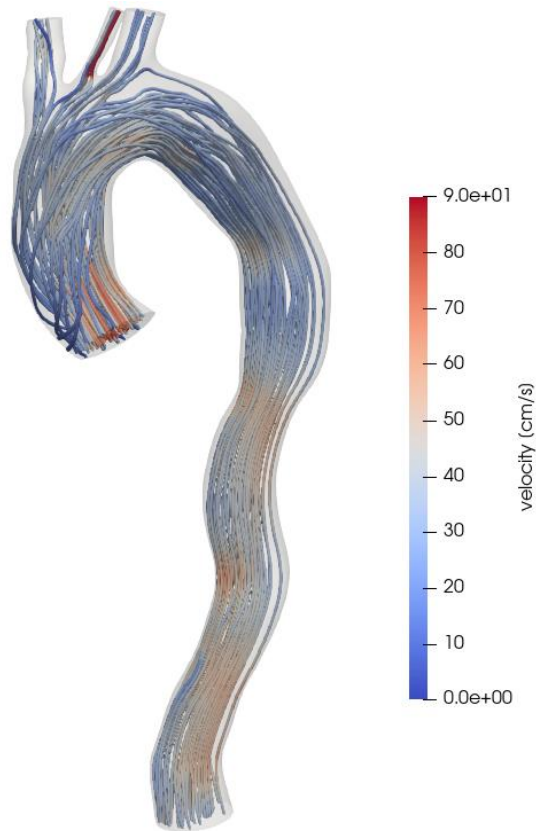
**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**



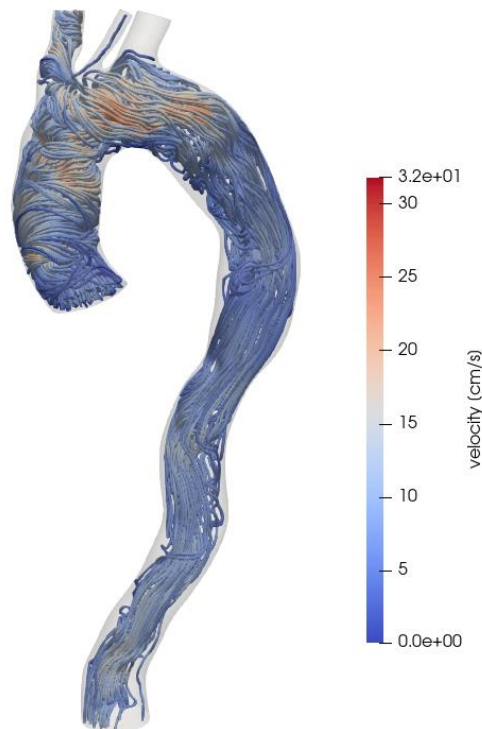
**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.61** Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας Γ(V).



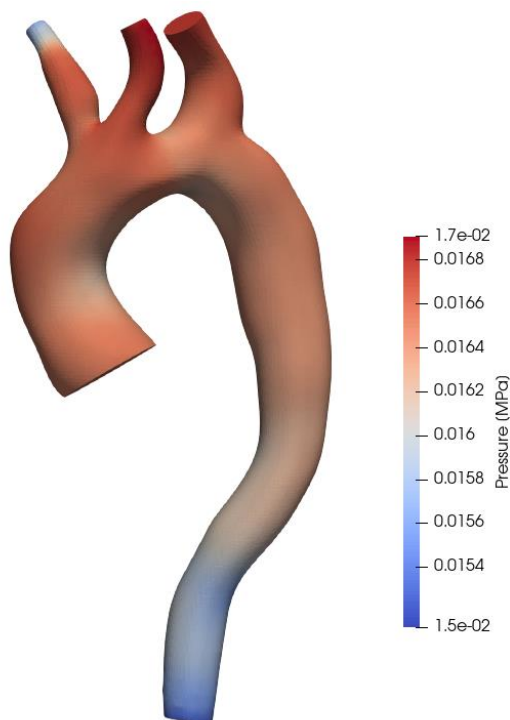


**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**

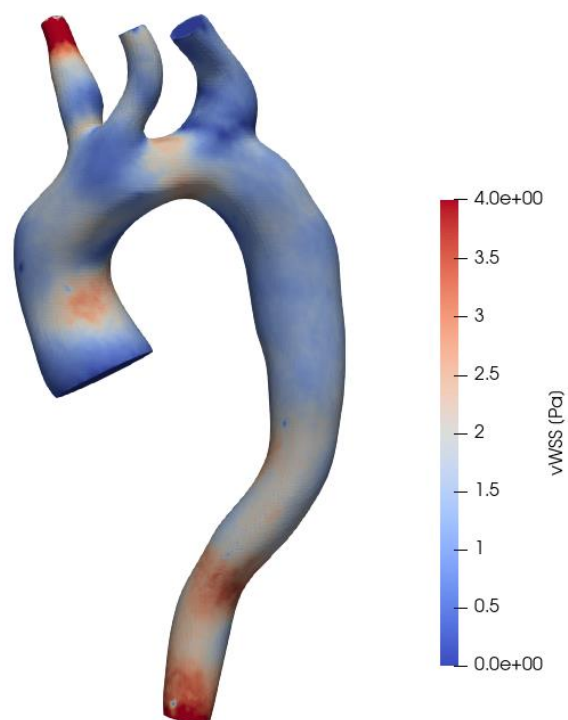


**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

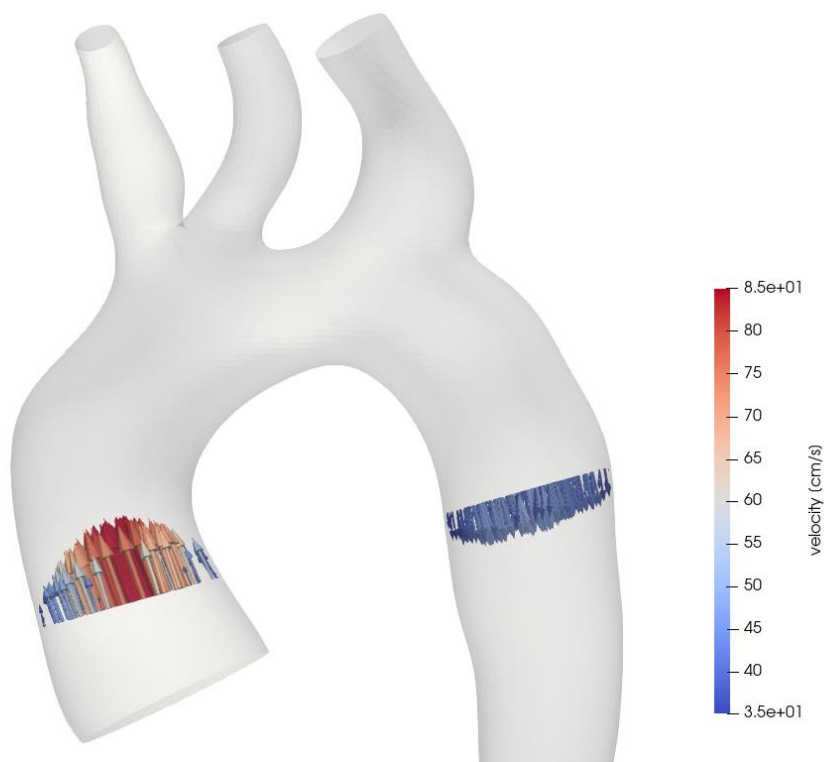
**Εικόνα 10.62 Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας Γ(V).**



**Πίεση στη συστολική φάση**

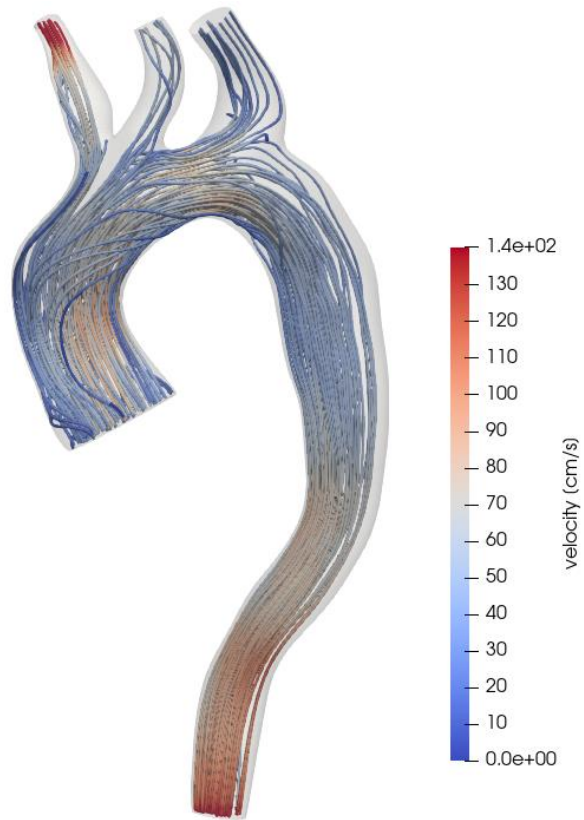


**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**

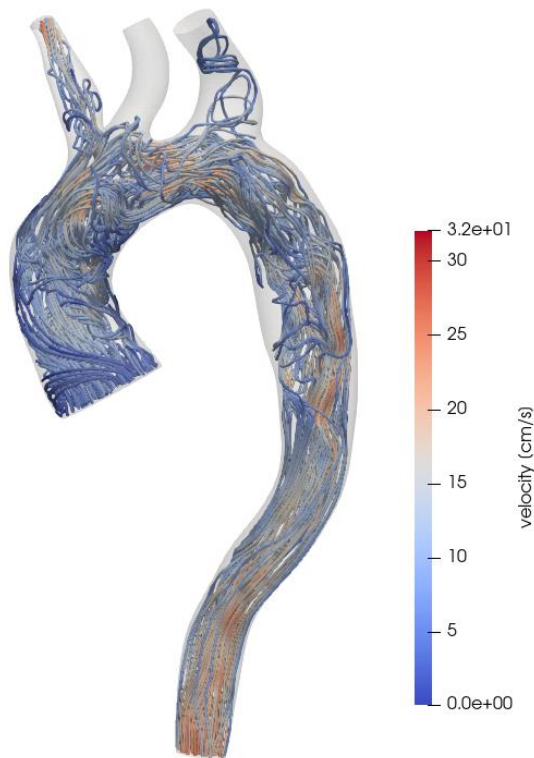


**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.63 Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας Δ(VI).**

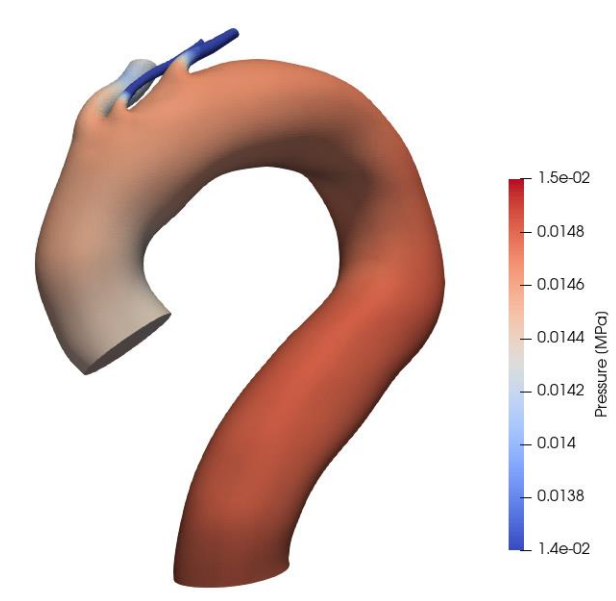


**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**

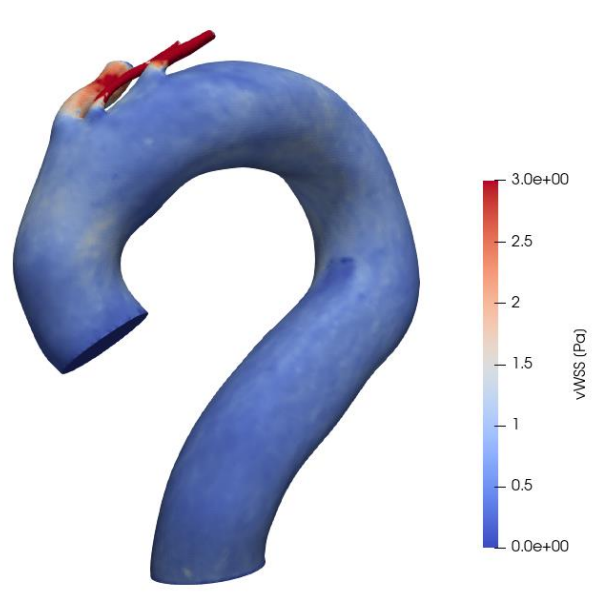


**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

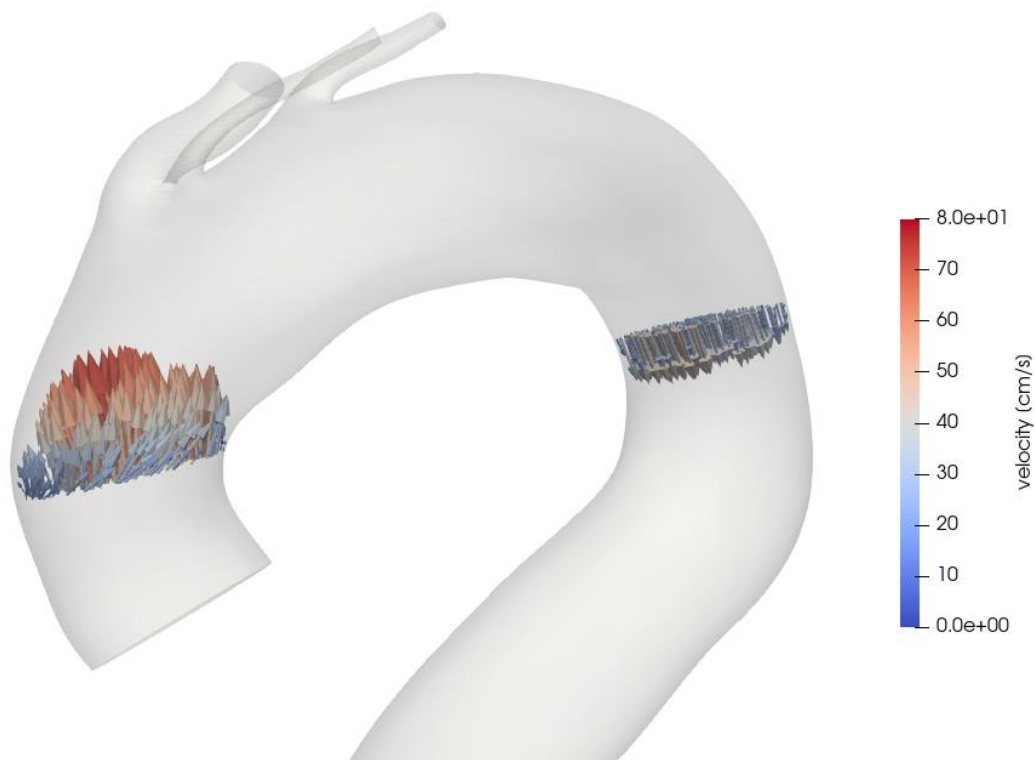
**Εικόνα 10.64** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας Δ(VI).



**Πίεση στη συστολική φάση**

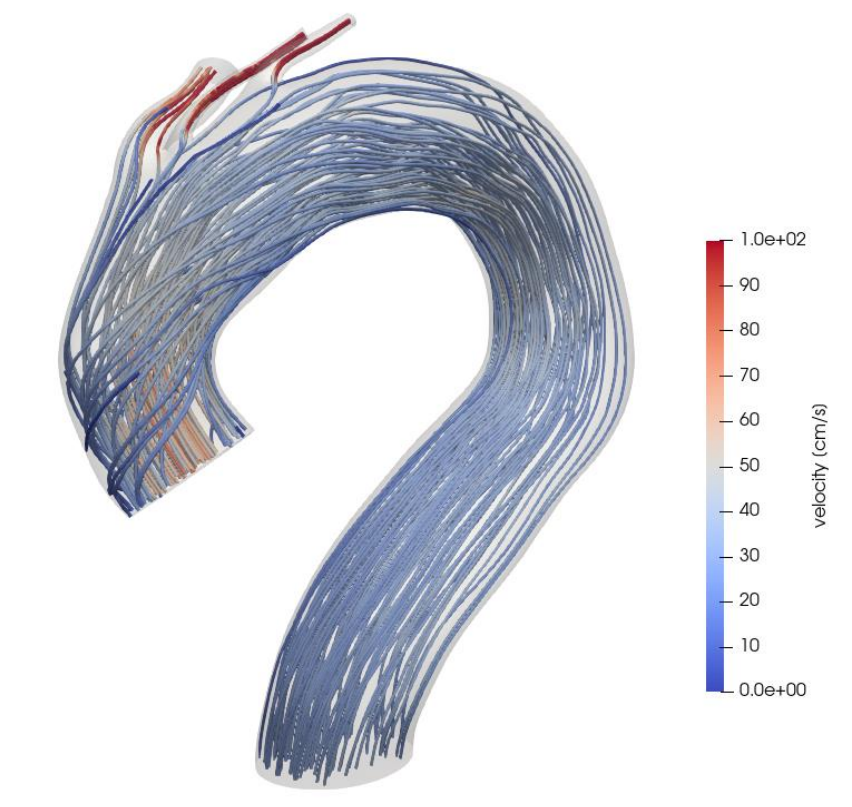


**Διατμητική τάση στη συστολική φάση**

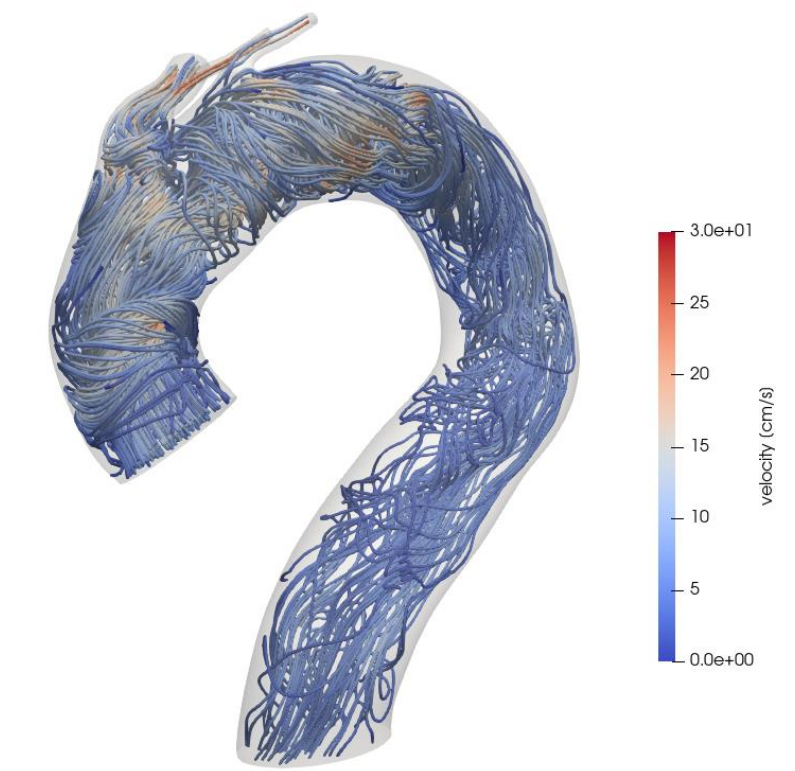


**Διανύσματα ταχύτητας σε συγκεκριμένες τομές στη συστολική φάση**

**Εικόνα 10.65 Πίεση, vWSS και προφίλ ταχύτητας γεωμετρίας E(VII).**



**Ροϊκές γραμμές στη συστολική φάση**



**Ροϊκές γραμμές στη διαστολική φάση**

**Εικόνα 10.66** Ροϊκές γραμμές γεωμετρίας E(VII).