



Πολυτεχνείο Κρήτης
Σχολή Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης

Διπλωματική Εργασία

**Μελέτη μη-γραμμικών μοντέλων ανευρυσματικών αορτών με χρήση μεθόδου
πεπερασμένων στοιχείων**

Ξυδιάς Χαράλαμπος-Φαίδων

2018010110

Επιβλέπων: Δρ. Γεώργιος Ε. Σταυρουλάκης

Εξεταστική επιτροπή: Δρ. Γεώργιος Ε. Σταυρουλάκης, Δρ. Αριστομένης Αντωνιάδης,
Δρ. Παναγιώτης Αλευράς

Χανιά 2025

Περίληψη

Η υπολογιστική τεχνολογία παρέχει σημαντικές δυνατότητες για τη μελέτη και την προσομοίωση σύνθετων ιατρικών καταστάσεων. Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιούνται υπολογιστικές προσομοιώσεις με τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) για τη διερεύνηση της μηχανικής συμπεριφοράς της ανευρυσματικής αορτής, μιας σοβαρής αγγειακής πάθησης που μπορεί να οδηγήσει σε ρήξη και να απειλήσει τη ζωή του ασθενούς.

Η μελέτη επικεντρώνεται στη σύγκριση διαφορετικών προσεγγίσεων προσομοίωσης, λαμβάνοντας υπόψη γραμμικά και μη γραμμικά μοντέλα υλικών, καθώς και μονοστρωματικές και πολυστρωματικές προσεγγίσεις της δομής του τοιχώματος της αορτής. Τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν προέρχονται από πραγματικούς ασθενείς και μέσω κατάλληλης επεξεργασίας δημιουργήθηκαν τρισδιάστατες γεωμετρίες, οι οποίες αναλύθηκαν υπό φυσιολογικές συνθήκες φόρτισης.

Η ανάλυση έδειξε ότι τα μη γραμμικά μοντέλα αποδίδουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τη φυσιολογική συμπεριφορά του τοιχώματος της αορτής, αποκαλύπτοντας υψηλότερες τάσεις στις περιοχές υψηλού κινδύνου, όπως στον θόλο του ανευρύσματος. Τα πολυστρωματικά μοντέλα παρείχαν πιο ρεαλιστική απεικόνιση της κατανομής των τάσεων και παραμορφώσεων, αναδεικνύοντας τη σημασία της διαφοροποίησης μεταξύ των στρωμάτων του τοιχώματος. Από την άλλη, τα γραμμικά μοντέλα παρείχαν μια πιο απλουστευμένη προσέγγιση, επαρκή για αρχικές εκτιμήσεις αλλά ανεπαρκή για την πρόβλεψη ακραίων καταστάσεων.

Στόχος της εργασίας ήταν να εξεταστεί ο ρόλος των υλικών μοντέλων στη διαμόρφωση των αποτελεσμάτων της προσομοίωσης και να εντοπιστούν οι περιοχές αυξημένης τάσης και παραμόρφωσης, οι οποίες συσχετίζονται με τον κίνδυνο ρήξης. Τα ευρήματα της μελέτης μπορούν να συνεισφέρουν στη βελτίωση των διαγνωστικών μεθόδων και στην ανάπτυξη εξατομικευμένων στρατηγικών θεραπείας. Επιπλέον, παρέχουν πολύτιμες πληροφορίες για τη δημιουργία μηχανικών ψηφιακών διδύμων ασθενών, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην πρόβλεψη της εξέλιξης της πάθησης και στην υποστήριξη κλινικών αποφάσεων.

Abstract

Computational technology offers significant capabilities for studying and simulating complex medical conditions. In this thesis, finite element method (FEM) simulations are employed to investigate the mechanical behavior of abdominal aortic aneurysms (AAA), a serious vascular condition that can lead to rupture and pose a life-threatening risk.

The study focuses on comparing different simulation approaches by considering both linear and nonlinear material models, as well as single-layer and multi-layer models of the aortic wall structure. The data used in this research were obtained from real patients, processed to create three-dimensional geometries, and analyzed under physiological loading conditions.

The analysis revealed that nonlinear models more accurately capture the mechanical behavior of the aortic wall, identifying higher stress concentrations in high-risk regions, such as the aneurysm dome. Multi-layer models provided a more realistic representation of stress and strain distribution, highlighting the importance of differentiating between the wall layers. On the other hand, linear models offered a simplified approach, sufficient for initial assessments but inadequate for predicting extreme conditions.

The objective of this study was to examine the impact of material models on simulation outcomes and to identify regions of elevated stress and deformation, which are directly correlated with rupture risk. The findings contribute to improving diagnostic methodologies and developing personalized treatment strategies. Moreover, they provide valuable insights for the creation of mechanical digital twins of patients, which can be used for predicting disease progression and supporting clinical decision-making.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές μου ευχαριστίες στον καθηγητή μου, κ. Γεώργιο Ε. Σταυρουλάκη, για την πολύτιμη ευκαιρία που μου προσέφερε, αναθέτοντάς μου την εργασία αυτή, καθώς και για την αμέριστη καθοδήγησή του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησής της.

Ευχαριστώ επίσης τη Δρ. Αλίκη Μουρατίδου, επιστημονική συνεργάτιδα του Πολυτεχνείου Κρήτης για την πολύτιμη βοήθεια της, που υπήρξε καθοριστική για την ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας καθώς και τους συνεργάτες του Εργαστηρίου Υπολογιστικής Μηχανικής και Βελτιστοποίησης στο πλαίσιο του ερευνητικού προγράμματος <https://safe-aorta.gr/> για τα δεδομένα (μοντέλα) αρτηριών με ανευρύσματα.

Ένα ιδιαίτερο ευχαριστώ στους γονείς μου, Δημήτρη και Άννα, για την αδιάκοπη υποστήριξή τους και την πίστη τους σε μένα, καθώς και στα αδέρφια μου, Όλγα και Κώστα, που στάθηκαν δίπλα μου κάθε φορά που τους χρειάστηκα.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για τις όμορφες στιγμές που μοιραστήκαμε, καθώς και την Αρετή, για την αμέριστη υποστήριξή της και τη σταθερή παρουσία της δίπλα μου σε αυτή τη διαδρομή.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή και Επισκόπηση Εργασίας.....	7
1.1 Εισαγωγή.....	7
1.2 Κίνητρο εργασίας.....	7
1.3 Συνοπτική Επισκόπηση Εργασίας.....	8
Κεφάλαιο 2: Παθοφυσιολογία της Ανθρώπινης Αορτής και των Ανευρυσμάτων.....	9
2.1 Εισαγωγή στις αορτές.....	9
2.2 Ανατομία και Αιμοδυναμική της Αορτής.....	10
2.2.1 Ανεύρυσμα Αορτής.....	10
2.2.2 Αορτίτιδα.....	12
2.2.3 Στένωση της Αορτικής Βαλβίδας.....	13
2.2.4 Ανεπάρκεια της Αορτικής Βαλβίδας.....	14
2.3 Μηχανική Ανάλυση των AAA.....	15
Κεφάλαιο 3: Μοντελοποίηση σε Περιβάλλον Προσομοίωσης.....	18
3.1 Εισαγωγή.....	18
3.2 Η Σημασία της Προσομοίωσης.....	18
3.3 Εισαγωγή στην Προσομοίωση FEM.....	19
3.3.1 Βήματα Υλοποίησης της FEM.....	20
3.3.2 Σημασία της Προσομοίωσης στη Μελέτη των Ανευρυσμάτων.....	21
3.3.3 Η Συμβολή της FEM στη Μελέτη των Ανευρυσμάτων της Κοιλιακής Αορτής.....	23
3.4 Εφαρμογή της FEM στο COMSOL Multiphysics.....	24
3.4.1 Εφαρμογή Στοιχείων Κελύφους (Shell Elements).....	24
3.5 Ανάπτυξη Μοντέλων Αορτής.....	24
3.5.1 Δημιουργία Γεωμετρίας από Δεδομένα Ασθενών.....	24
3.5.2 Παραμετροποίηση των Μοντέλων.....	25
3.6 Υλοποίηση Προσομοίωσης στο COMSOL.....	27
3.6.1 Ανάπτυξη Υλικών Μοντέλων.....	28
3.6.2 Συνοριακές Συνθήκες.....	31
3.7 Εξαγωγή Αποτελεσμάτων.....	34
Σημασία της Υλοποίησης Προσομοίωσης.....	34
Κεφάλαιο 4 : Αποτελέσματα Αναλύσεων.....	35
4.1 Εισαγωγή στα Αποτελέσματα.....	35
4.2 Στατική Ανάλυση.....	35
4.2.1 Γραμμική.....	35
4.2.2 Μη Γραμμική.....	35
4.3 Γραμμικά Μοντέλα.....	36
4.4 Μη Γραμμικά Μοντέλα.....	36
4.5 Προσομοίωση μοντέλων.....	36
4.6 Συμπεράσματα.....	76
4.6.1 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Προσομοιώσεων.....	78
4.6.2 Συμπεράσματα από τη Σύγκριση.....	79
4.6.3 Συσχέτιση με Κλινικά Ευρήματα.....	79
Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα και Μελλοντικές Κατευθύνσεις.....	80

5.1 Συνοπτικά Συμπεράσματα.....	80
5.2 Εφαρμογές στη Διαγνωστική και τη Θεραπεία.....	80
5.3 Μελλοντική Έρευνα και Χρήση Ψηφιακών Διδύμων.....	81
Βιβλιογραφία:.....	82

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή και Επισκόπηση Εργασίας

1.1 Εισαγωγή

Η πρόοδος της επιστήμης και της τεχνολογίας τα τελευταία χρόνια έχει επιτρέψει την ανάπτυξη και χρήση υπολογιστικών μοντέλων για την προσομοίωση σύνθετων βιολογικών φαινομένων. Στον τομέα της ιατρικής, αυτά τα μοντέλα έχουν γίνει πολύτιμα εργαλεία για την κατανόηση, διάγνωση και θεραπεία διαφόρων παθολογικών καταστάσεων.

Ένα από τα σοβαρότερα προβλήματα που αντιμετωπίζουν οι ασθενείς είναι τα ανευρύσματα της αορτής. Τα ανευρύσματα, και συγκεκριμένα τα κοιλιακά ανευρύσματα της αορτής (AAA), είναι παθολογικές διατάσεις της αορτής που αν δεν διαγνωστούν και αντιμετωπιστούν έγκαιρα, μπορούν να οδηγήσουν σε ρήξη και θάνατο. Οι σύγχρονες διαγνωστικές και θεραπευτικές προσεγγίσεις έχουν βελτιώσει σημαντικά την πρόγνωση, αλλά υπάρχει ανάγκη για ακόμα καλύτερη κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς της αορτής, ειδικά υπό παθολογικές συνθήκες.

Σε αυτό το πλαίσιο, η Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) έχει αναδειχθεί ως μια από τις πλέον αποτελεσματικές μεθόδους για την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς των βιολογικών ιστών, όπως το τοίχωμα της αορτής. Με την εφαρμογή αυτής της μεθόδου, μπορούμε να εντοπίσουμε περιοχές υψηλού κινδύνου ρήξης, να συγκρίνουμε διαφορετικά μοντέλα υλικών και να προτείνουμε πιο στοχευμένες θεραπευτικές παρεμβάσεις.

Η παρούσα διπλωματική εργασία στοχεύει να συνδυάσει την υπολογιστική μηχανική και τη βιοϊατρική για να αναλύσει και να συγκρίνει τη μηχανική συμπεριφορά γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων αορτής υπό συνθήκες ανευρυσμάτων, παρέχοντας χρήσιμα συμπεράσματα για την κατανόηση και πρόληψη των ρήξεων.

1.2 Κίνητρο εργασίας

Η μελέτη των ανευρυσμάτων της αορτής, και ειδικότερα των κοιλιακών ανευρυσμάτων (AAA), αποτελεί σημαντική πρόκληση για τη βιοϊατρική μηχανική και την ιατρική κοινότητα. Η ακριβής κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος της αορτής και των αιτιών που οδηγούν σε ρήξη είναι κρίσιμη για τη βελτίωση των διαγνωστικών και θεραπευτικών στρατηγικών. Παρόλο που τα ανευρύσματα είναι συχνά ασυμπτωματικά, η ρήξη τους μπορεί να οδηγήσει σε αιφνίδιο θάνατο, καθιστώντας την έγκαιρη διάγνωση και πρόληψη ζωτικής σημασίας.

Η καινοτομία της παρούσας εργασίας έγκειται στη συστηματική σύγκριση γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων αορτής χρησιμοποιώντας τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) και αποτελεί συνέχεια προηγούμενης διπλωματικής με γραμμικές επιλύσεις του Κωνσταντίνου Κυπαρίση, "Προσομοίωση και ανάλυση αορτών με ανεύρυσμα με χρήση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων", Διπλωματική Εργασία, Σχολή Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης, Πολυτεχνείο Κρήτης, Χανιά, Ελλάδα, 2024.

Συγκεκριμένα, εξετάζονται μονοστρωματικά και πολυστρωματικά μοντέλα η μελέτη των οποίων περιλαμβάνει την ανάλυση της αορτής τόσο ως ένα ομοιογενές μονοστρωματικό όσο και ως ένα πολυστρωματικό μοντέλο, που αντιπροσωπεύει τη διαφορετική μηχανική συμπεριφορά των στρωμάτων, εσωτερικό στρώμα (intima), μεσαίο στρώμα (media) και εξωτερικό στρώμα (adventitia) στη γραμμική και μη γραμμική λειτουργία του υλικού. Η χρήση γραμμικών υλικών μοντέλων παρέχει μια βασική κατανόηση της ελαστικής συμπεριφοράς της αορτής. Αντίστοιχα, η ενσωμάτωση μη γραμμικών υπερελαστικών μοντέλων, όπως το μοντέλο Yeoh, επιτρέπει την πιο ρεαλιστική προσομοίωση της μηχανικής απόκρισης του τοιχώματος υπό μεγάλες παραμορφώσεις.

Χρήση Σύγχρονων Υπολογιστικών Εργαλείων:

Με την εφαρμογή του λογισμικού πεπερασμένων στοιχείων COMSOL Multiphysics, γίνεται προσομοίωση της συμπεριφοράς της αορτής υπό φυσιολογικές και παθολογικές συνθήκες, χρησιμοποιώντας δεδομένα που βασίζονται σε πραγματικούς ασθενείς.

Το κίνητρο πίσω από αυτή τη μελέτη είναι η δημιουργία μιας αξιόπιστης υπολογιστικής μεθόδου που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για:

- Την κατανόηση των παραγόντων που επηρεάζουν τον κίνδυνο ρήξης ανευρυσμάτων.
- Την ανάπτυξη εξατομικευμένων θεραπευτικών στρατηγικών.
- Την προώθηση της χρήσης ψηφιακών διδύμων στην ιατρική.

Η εργασία αυτή δεν είναι μόνο μια ακαδημαϊκή προσπάθεια αλλά και μια συμβολή στη βελτίωση της κατανόησης των AAA, με στόχο τη μείωση της θνησιμότητας και τη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών.

1.3 Συνοπτική Επισκόπηση Εργασίας

Η διπλωματική εργασία αυτή επικεντρώνεται στη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς της ανευρυσματικής αορτής μέσω προσομοιώσεων που πραγματοποιούνται με τη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM). Ο κύριος στόχος είναι η σύγκριση γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων υλικών, καθώς και η ανάλυση της συμπεριφοράς μονοστρωματικών και πολυστρωματικών μοντέλων τοιχώματος της αορτής.

Για την επίτευξη των στόχων αυτών, η εργασία οργανώνεται ως εξής:

- **Κεφάλαιο 2: Παθοφυσιολογία της Ανθρώπινης Αορτής και των Ανευρυσμάτων.**
Παρουσιάζεται η ανατομία και η λειτουργία της αορτής, με έμφαση στις παθολογικές καταστάσεις που οδηγούν στη δημιουργία ανευρυσμάτων. Περιγράφονται τα αίτια, τα συμπτώματα, οι διαγνωστικές μέθοδοι και οι θεραπευτικές προσεγγίσεις για τα κοιλιακά ανευρύσματα της αορτής (AAA). Επιπλέον, αναλύεται η σημασία της προσομοίωσης στην κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς τους.
- **Κεφάλαιο 3: Μοντελοποίηση σε Περιβάλλον Προσομοίωσης.**
Περιγράφονται τα στάδια μοντελοποίησης της αορτής σε περιβάλλον προσομοίωσης, περιλαμβάνοντας τη δημιουργία γεωμετρίας, την παραμετροποίηση των μοντέλων (γραμμικών και μη γραμμικών) και την εφαρμογή συνοριακών συνθηκών. Εξηγείται η διαδικασία υλοποίησης της προσομοίωσης στο λογισμικό COMSOL Multiphysics.
- **Κεφάλαιο 4: Αποτελέσματα Αναλύσεων.**
Παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης των μοντέλων, περιλαμβάνοντας συγκρίσεις μεταξύ μονοστρωματικών και πολυστρωματικών μοντέλων γραμμικών και μη γραμμικών υλικών. Η κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων αναλύεται για να εντοπιστούν περιοχές υψηλού κινδύνου ρήξης.
- **Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα και Μελλοντικές Κατευθύνσεις.**
Συνοψίζονται τα ευρήματα της μελέτης και προτείνονται μελλοντικές ερευνητικές κατευθύνσεις, με έμφαση στην εφαρμογή των αποτελεσμάτων για τη βελτίωση της διαγνωστικής και θεραπευτικής προσέγγισης των ανευρυσμάτων.

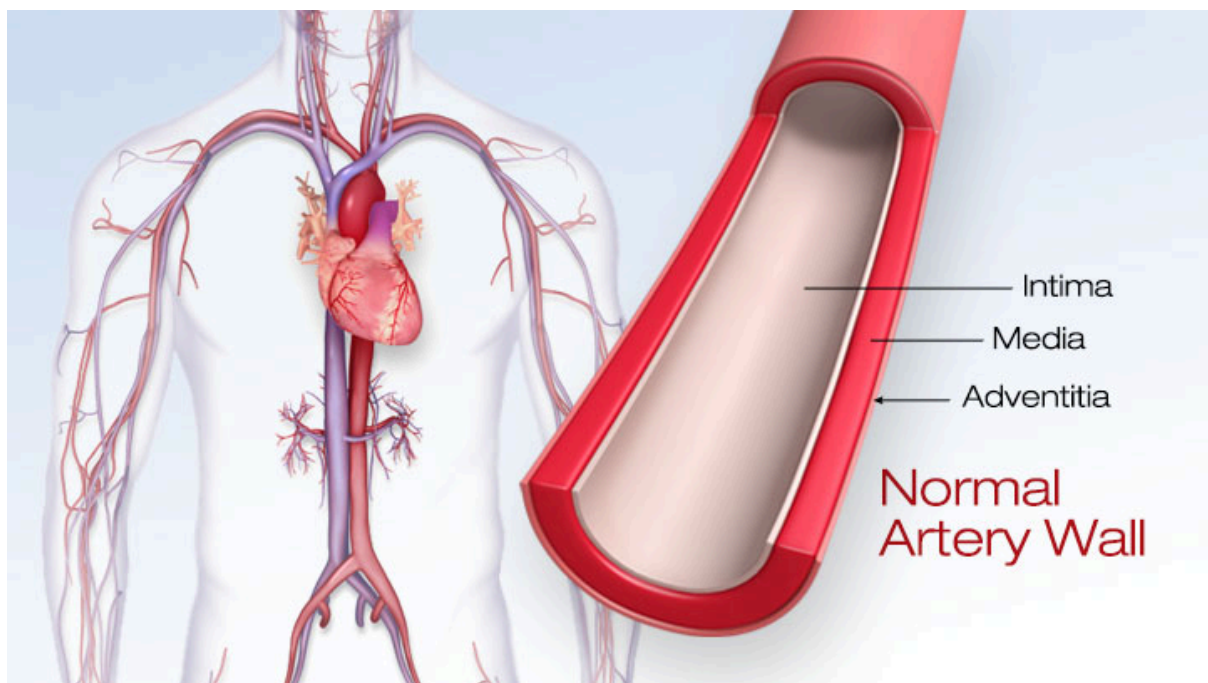
Η διπλωματική εργασία συνδυάζει θεωρητική ανάλυση και πρακτική προσομοίωση, με στόχο να προάγει την κατανόηση της συμπεριφοράς των ανευρυσματικών αορτών. Η χρήση της FEM παρέχει τη δυνατότητα πρόβλεψης περιοχών υψηλού κινδύνου και βελτίωσης της διαχείρισης αυτής της σοβαρής παθολογικής κατάστασης.

Κεφάλαιο 2: Παθοφυσιολογία της Ανθρώπινης Αορτής και των Ανευρυσμάτων

2.1 Εισαγωγή στις αορτές

Η αορτή είναι το μεγαλύτερο αγγείο του ανθρώπινου σώματος και αποτελεί βασικό μέρος του καρδιαγγειακού συστήματος, εξυπηρετώντας τη μεταφορά οξυγονωμένου αίματος από την καρδιά προς όλα τα όργανα [2]. Η φυσιολογική λειτουργία της αορτής εξαρτάται από την πολυστρωματική δομή της και την ελαστικότητά της, τα οποία εξασφαλίζουν τη σωστή αιμοδυναμική απόδοση [3]. Ωστόσο, παθολογικές καταστάσεις, όπως τα ανευρύσματα, μπορούν να αλλοιώσουν τη φυσιολογία της αορτής, αυξάνοντας τον κίνδυνο ρήξης και θανάτου. Τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής (AAA), συγκεκριμένα, είναι μια από τις πιο σοβαρές παθολογικές καταστάσεις, καθώς συχνά είναι ασυμπτωματικά έως ότου φτάσουν σε κρίσιμο μέγεθος ή ρήξη [4].

Σε αυτό το κεφάλαιο, παρουσιάζεται μια αναλυτική ανασκόπηση της δομής, της φυσιολογίας και της παθοφυσιολογίας της αορτής, εστιάζοντας στις αιτίες, τα συμπτώματα, τη διάγνωση και τη θεραπεία των ανευρυσμάτων της. Παράλληλα, αναλύεται η σημασία της προσομοίωσης στη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς της αορτής.



Εικόνα 2.1 Απεικόνιση Στρωμάτων Ανθρώπινης Αορτής (πηγή [26])

2.2 Ανατομία και Αιμοδυναμική της Αορτής

Η αορτή, η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος, διακρίνεται σε δύο κύρια τμήματα: τη θωρακική και την κοιλιακή αορτή. Η θωρακική αορτή περιλαμβάνει την ανιούσα αορτή, το αορτικό τόξο και την κατιούσα θωρακική αορτή, ενώ η κοιλιακή αορτή εκτείνεται από το διάφραγμα έως τις λαγόνιες αρτηρίες, εξυπηρετώντας τη ροή αίματος προς την κοιλιακή χώρα και τα κάτω άκρα.

Η αορτή διαθέτει πολυστρωματική δομή, κάθε στρώμα της οποίας εξυπηρετεί διαφορετικές λειτουργίες. Ο έσω χιτώνας (Intima), που αποτελείται από ενδοθηλιακά κύτταρα, εξασφαλίζει τη λεία ροή του αίματος και αποτρέπει τον σχηματισμό θρόμβων. Ο μέσος χιτώνας (Media), πλούσιος σε ελαστίνη, κολλαγόνο και λείες μυϊκές ίνες, παρέχει ελαστικότητα και αντοχή στις παλμικές πιέσεις του αίματος. Τέλος, ο έξω χιτώνας (Adventitia), με κύριο συστατικό τις ίνες κολλαγόνου, προσφέρει μηχανική υποστήριξη και προστασία (εικόνα 2.1) [6][31].

Η αιμοδυναμική της αορτής βασίζεται στη λειτουργία της ως δυναμικό σύστημα μεταφοράς αίματος. Κατά τη φάση της συστολής, το τοίχωμα διαστέλλεται, απορροφώντας την ενέργεια της ροής του αίματος, ενώ κατά τη διαστολή, η αποθηκευμένη ενέργεια απελευθερώνεται σταδιακά, διασφαλίζοντας τη συνεχή αιμάτωση των οργάνων. Το φαινόμενο Windkessel, όπου η αορτή λειτουργεί ως «αμορτισέρ» των παλμικών πιέσεων, παίζει καθοριστικό ρόλο στη μείωση των αιμοδυναμικών διακυμάνσεων και στην προστασία των περιφερικών αγγείων. [4]

Οι αιμοδυναμικές δυνάμεις, όπως η τοιχωματική τάση και η διάτμηση (shear stress), επηρεάζουν τη φυσιολογική λειτουργία της αορτής, ενώ οι μεταβολές τους σχετίζονται άμεσα με την ανάπτυξη παθολογικών καταστάσεων, όπως τα ανευρύσματα. Παρά την ανθεκτικότητα της αορτής στις φυσιολογικές πιέσεις, παράγοντες όπως η αθηροσκλήρωση, η φλεγμονή και γενετικές διαταραχές μπορεί να διαταράξουν τη μηχανική της συμπεριφορά, αυξάνοντας τον κίνδυνο επιπλοκών [33].

Η αορτή μπορεί να επηρεαστεί από διάφορες παθολογίες που μεταβάλλουν τη δομή και τη λειτουργία της, αυξάνοντας τον κίνδυνο σοβαρών επιπλοκών. Στις πιο κοινές παθολογικές καταστάσεις περιλαμβάνονται τα ανευρύσματα, η αορτίτιδα, η στένωση και η ανεπάρκεια της αορτικής βαλβίδας.

2.2.1 Ανεύρυσμα Αορτής

Το ανεύρυσμα της αορτής αποτελεί μία από τις πλέον επικίνδυνες παθήσεις του αγγειακού συστήματος, καθώς χαρακτηρίζεται από μη φυσιολογική διάταση του τοιχώματος, η οποία οφείλεται στην αποδυνάμωσή του. Ο κίνδυνος ρήξης αυξάνεται σημαντικά όσο μεγαλώνει η διάμετρος του ανευρύσματος, καθιστώντας τη διάγνωση και τη διαχείρισή του ζωτικής σημασίας για την αποφυγή επιπλοκών που μπορεί να απειλήσουν τη ζωή του ασθενούς [5].

Η ανάπτυξη ανευρυσμάτων μπορεί να αποδοθεί σε ποικίλους παράγοντες. Οι γενετικοί παράγοντες διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο, με σύνδρομα όπως του Marfan και του Ehlers-Danlos να επηρεάζουν την παραγωγή δομικών πρωτεϊνών, όπως το κολλαγόνο και η ελαστίνη, μειώνοντας την αντοχή του τοιχώματος. Επιπλέον, οι φλεγμονώδεις διεργασίες συμβάλλουν στην αποδόμηση των πρωτεϊνών αυτών, οδηγώντας σε εξασθένηση του αγγειακού τοιχώματος. Η αθηροσκλήρωση αποτελεί έναν ακόμη επιβαρυντικό παράγοντα, καθώς η συσσώρευση αθηρωματικών πλακών μειώνει την ελαστικότητα της αορτής και αυξάνει τις μηχανικές καταπονήσεις. Παράλληλα, η χρόνια

υπέρταση επιβάλλει συνεχή μηχανικό φορτίο, το οποίο προκαλεί σταδιακή εκφύλιση και απώλεια της δομικής ακεραιότητας του τοιχώματος [17].

Στα αρχικά στάδια, τα ανευρύσματα είναι συνήθως ασυμπτωματικά και εντοπίζονται τυχαία κατά τη διάρκεια ιατρικών εξετάσεων για άλλες παθήσεις. Ωστόσο, καθώς αυξάνεται το μέγεθός τους, μπορεί να προκαλέσουν πόνο στην κοιλιακή ή οσφυϊκή περιοχή, αίσθηση παλμικής μάζας στην κοιλιακή χώρα, καθώς και συμπτώματα που προκύπτουν από την πίεση γειτονικών οργάνων. Η ρήξη του ανευρύσματος αποτελεί επείγουσα ιατρική κατάσταση, συνοδευόμενη από έντονο, οξύ πόνο και αιμοδυναμική αστάθεια, που απαιτεί άμεση ιατρική παρέμβαση [15].

Η διάγνωση των ανευρυσμάτων βασίζεται σε σύγχρονες απεικονιστικές μεθόδους. Το υπερηχογράφημα αποτελεί την πρώτη γραμμή ελέγχου, καθώς είναι μία μη επεμβατική, οικονομική και εύκολα προσβάσιμη μέθοδος, ιδιαίτερα χρήσιμη για την παρακολούθηση μικρών ανευρυσμάτων. Η αξονική τομογραφία με αγγειογραφία (CT αγγειογραφία) παρέχει υψηλής ακρίβειας εικόνες της αορτής, αποκαλύπτοντας τη διάμετρο και την ανατομία του ανευρύσματος με μεγαλύτερη λεπτομέρεια. Επιπρόσθετα, η μαγνητική τομογραφία (MRI) είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την ανάλυση της σύστασης των τοιχωμάτων και την αξιολόγηση της ακεραιότητας των ιστών [36].

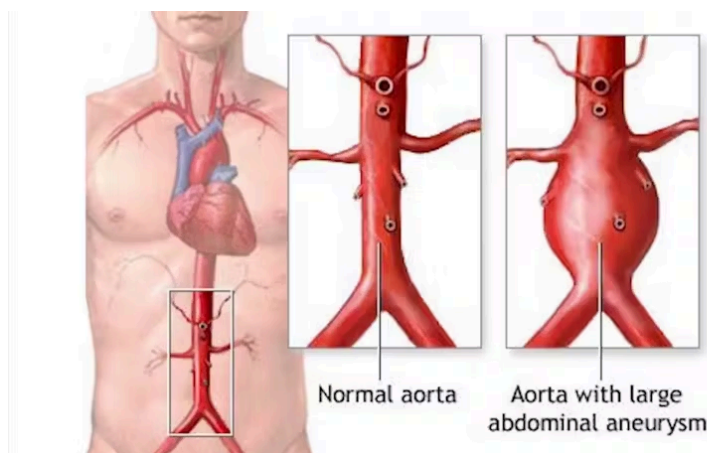
Η θεραπεία ενός ανευρύσματος εξαρτάται από το μέγεθος και τον ρυθμό ανάπτυξής του. Στην περίπτωση μικρών ανευρυσμάτων, διαμέτρου μικρότερης των 5.5 cm, συνιστάται συντηρητική αντιμετώπιση με τακτική παρακολούθηση και φαρμακευτική αγωγή, με στόχο τον έλεγχο της αρτηριακής πίεσης και τη μείωση των παραγόντων κινδύνου. Σε περιπτώσεις μεγαλύτερων ή ραγέντων ανευρυσμάτων, η χειρουργική επέμβαση ή η ενδοαυλική αποκατάσταση με τη χρήση μοσχεύματος αποτελεί τη συνιστώμενη θεραπευτική προσέγγιση, στοχεύοντας στην αποκατάσταση της δομικής ακεραιότητας της αορτής και στην πρόληψη της ρήξης [16].

Κίνδυνος Ρήξης και Μηχανική Ανάλυση

Ο κίνδυνος ρήξης εξαρτάται από τη διάμετρο του ανευρύσματος, το πάχος του τοιχώματος και την αρτηριακή πίεση. Σύμφωνα με τον νόμο του Laplace, η τοιχωματική τάση αυξάνεται αναλογικά με τη διάμετρο και αντιστρόφως ανάλογα με το πάχος του τοιχώματος, καθιστώντας τα μεγαλύτερα ανευρύσματα πιο επιρρεπή στη ρήξη [15].

Η μηχανική ανάλυση επιτρέπει την ακριβή αποτύπωση της κατανομής των τάσεων και των παραμορφώσεων. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης μπορούν να καθοδηγήσουν τις θεραπευτικές αποφάσεις, βοηθώντας στην πρόβλεψη της ρήξης και στη βελτιστοποίηση των παρεμβάσεων. Η ανάλυση των δεδομένων υποδεικνύει ότι οι περιοχές με τις υψηλότερες τάσεις, όπως ο θόλος του ανευρύσματος και τα σημεία ακανόνιστης γεωμετρίας, εμφανίζουν αυξημένο κίνδυνο αστοχίας [13]. Φυσικά δεδομένα όπως η ακριβής κατανομή των πιέσεων από το αίμα, οι συνθήκες στήριξης γύρω από την αορτή, το ακριβές πάχος και οι ιδιότητες των υλικών που απαιτούνται διαφέρουν ανάλογα τον ασθενή οπότε πρέπει να πραγματοποιηθεί μια πρώτη εκτίμηση με βάση την βιβλιογραφία.

Συνοψίζοντας, η προσεκτική μελέτη των αιμοδυναμικών παραμέτρων και της μηχανικής απόκρισης του τοιχώματος αποτελεί σημαντικό εργαλείο για την έγκαιρη διάγνωση και θεραπευτική διαχείριση των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής.



Εικόνα 2.2 Απλοποιημένη απεικόνιση ανθρώπινης αορτής με ανεύρυσμα (πηγή [38])

2.2.2 Αορτίτιδα

Η αορτίτιδα είναι μια φλεγμονώδης πάθηση της αορτής που μπορεί να επηρεάσει τη δομική ακεραιότητα και τη λειτουργία του αγγείου [22]. Πρόκειται για μια σπάνια αλλά σοβαρή κατάσταση, η οποία συχνά συνδέεται με αυτοάνοσα νοσήματα ή λοιμώξεις. Η φλεγμονώδης διεργασία επηρεάζει όλα τα στρώματα της αορτής—*intima*, *media* και *adventitia*—οδηγώντας σε δομικές αλλαγές που αυξάνουν τον κίνδυνο ανευρύσματος ή στένωσης. Η πάχυνση του τοιχώματος και η απώλεια της ελαστικότητας μπορεί να περιορίσουν τη ροή του αίματος και να αυξήσουν τον κίνδυνο σοβαρών επιπλοκών, όπως η ρήξη [31].

Τα αίτια της αορτίτιδας διακρίνονται κυρίως σε αυτοάνοσα και λοιμώδη. Μεταξύ των αυτοάνοσων αιτιών, η νόσος του Takayasu και η γιγαντοκυτταρική αρτηρίτιδα αποτελούν τις πιο συχνές περιπτώσεις. Η νόσος του Takayasu προσβάλλει κυρίως τη θωρακική αορτή και τους κλάδους της, προκαλώντας πάχυνση του τοιχώματος και μειωμένη αιματική ροή. Η γιγαντοκυτταρική αρτηρίτιδα εμφανίζεται κυρίως σε μεγαλύτερες ηλικίες και χαρακτηρίζεται από εκτεταμένη φλεγμονώδη αντίδραση που επηρεάζει ολόκληρη την αορτή. Από την άλλη πλευρά, η αορτίτιδα μπορεί να προκληθεί από λοιμώξεις, όπως αυτές που προκαλούνται από το *Treponema pallidum* (σύφιλη) ή τη *Salmonella*, με αποτέλεσμα βακτηριακή φλεγμονή και εκφύλιση των δομικών στοιχείων του τοιχώματος.

Η συμπτωματολογία της αορτίτιδας ποικίλλει ανάλογα με την έκταση και τη σοβαρότητα της πάθησης. Σε πρώιμα στάδια, τα συμπτώματα μπορεί να είναι ασαφή, με γενικά σημεία όπως πυρετός, κόπωση και γενική κακουχία. Στα προχωρημένα στάδια, η φλεγμονή μπορεί να προκαλέσει έντονο θωρακικό ή κοιλιακό άλγος, ενώ η στένωση των μεγάλων κλάδων της αορτής μπορεί να οδηγήσει σε ισχαιμικά φαινόμενα, επηρεάζοντας την παροχή αίματος στα άκρα και τα όργανα. Επιπλέον, η πάχυνση του τοιχώματος μπορεί να περιορίσει τη ροή του αίματος, δημιουργώντας λειτουργικά προβλήματα που επηρεάζουν ζωτικά όργανα.

Η παρατεταμένη φλεγμονή της αορτής μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές, όπως η δημιουργία ανευρυσμάτων, τα οποία ενδέχεται να ρήξουν υπό συνθήκες αυξημένης αρτηριακής πίεσης. Επιπλέον, η στένωση ή η πλήρης απόφραξη της αορτής λόγω της φλεγμονώδους διαδικασίας μπορεί να μειώσει δραστικά τη ροή του αίματος, προκαλώντας ισχαιμία και λειτουργική ανεπάρκεια των προσβεβλημένων οργάνων [19].

Η διάγνωση της αορτίτιδας βασίζεται σε απεικονιστικές και εργαστηριακές εξετάσεις. Η αξονική (CT) και η μαγνητική τομογραφία (MRI) αγγειογραφία αποτελούν τις πλέον αξιόπιστες διαγνωστικές μεθόδους, καθώς επιτρέπουν την ανίχνευση της πάχυνσης του τοιχώματος, τη χαρτογράφηση των περιοχών φλεγμονής και τον εντοπισμό πιθανών ανευρυσματικών αλλοιώσεων. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η βιοψία του αγγειακού ιστού είναι απαραίτητη για την επιβεβαίωση της διάγνωσης και τον καθορισμό της αιτίας της φλεγμονής.

Η θεραπευτική αντιμετώπιση της αορτίτιδας εξαρτάται από την υποκείμενη αιτία και τη σοβαρότητα της νόσου. Η φαρμακευτική αγωγή περιλαμβάνει κυρίως κορτικοστεροειδή και ανοσοκατασταλτικά φάρμακα, όπως η μεθοτρεξάτη, τα οποία στοχεύουν στη μείωση της φλεγμονής και την πρόληψη περαιτέρω βλάβης του τοιχώματος. Σε περιπτώσεις σημαντικής στένωσης ή ανευρυσματικής διάτασης, μπορεί να απαιτηθεί χειρουργική αποκατάσταση, όπως αγγειοπλαστική ή αντικατάσταση του προσβεβλημένου τμήματος της αορτής [18].

Από μηχανικής άποψης, η αορτίτιδα επηρεάζει σημαντικά τη συμπεριφορά του τοιχώματος της αορτής, καθώς η φλεγμονώδης διαδικασία προκαλεί μείωση της ελαστικότητας και της αντοχής του. Οι μεταβολές στη δομή του τοιχώματος αυξάνουν τις τοιχωματικές τάσεις, καθιστώντας το αγγείο πιο ευάλωτο σε ρήξη υπό συνθήκες υψηλής αρτηριακής πίεσης.

Συμπερασματικά, η αορτίτιδα αποτελεί μια πολύπλοκη παθολογική κατάσταση που απαιτεί έγκαιρη διάγνωση και εξατομικευμένη θεραπευτική αντιμετώπιση. Η κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του φλεγμονώδους τοιχώματος είναι καθοριστικής σημασίας για την πρόληψη επιπλοκών και τη διαμόρφωση αποτελεσματικών στρατηγικών αντιμετώπισης.

2.2.3 Στένωση της Αορτικής Βαλβίδας

Η στένωση της αορτικής βαλβίδας αποτελεί μια από τις συχνότερες παθήσεις της αορτής, η οποία επηρεάζει τη φυσιολογική ροή του αίματος από την καρδιά προς την αορτή [19]. Η πάθηση αυτή προκαλείται από τη στένωση του στομίου της βαλβίδας, δημιουργώντας αυξημένη αντίσταση στη ροή του αίματος και οδηγώντας σε υπερφόρτωση της αριστερής κοιλίας. Η πιο συχνή αιτία της στένωσης είναι η εκφύλιση της βαλβίδας λόγω ηλικίας, όπου η συσσώρευση ασβεστίου στις γλωχίνες οδηγεί σε μείωση της ελαστικότητας και στένωση του ανοίγματος. Παράλληλα, συγγενείς ανωμαλίες, όπως η διγλώχινη αορτική βαλβίδα, αυξάνουν τον κίνδυνο εμφάνισης της πάθησης από νεαρή ηλικία. Επιπλέον, ασθενείς με ιστορικό ρευματικού πυρετού μπορεί να εμφανίσουν στένωση λόγω πάχυνσης και δυσκαμψίας των γλωχίνων εξαιτίας της χρόνιας φλεγμονής.

Η στένωση της αορτικής βαλβίδας συχνά παραμένει ασυμπτωματική στα αρχικά στάδια. Ωστόσο, με την πάροδο του χρόνου και τη σταδιακή επιδείνωση της λειτουργίας της βαλβίδας, εμφανίζονται συμπτώματα όπως δύσπνοια κατά την άσκηση, στηθαγχικός πόνος λόγω της αυξημένης απαίτησης του μυοκαρδίου σε οξυγόνο, καθώς και συγκοπικά επεισόδια λόγω ανεπαρκούς παροχής αίματος στον εγκέφαλο. Η πάθηση, εάν δεν αντιμετωπιστεί έγκαιρα, μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές, όπως αριστερή καρδιακή ανεπάρκεια, λόγω της υπερτροφίας της αριστερής κοιλίας, αλλά και αρρυθμίες, με πιθανότητα εμφάνισης κολπικής μαρμαρυγής [20].

Η διάγνωση της στένωσης βασίζεται κυρίως στο υπερηχοκαρδιογράφημα, το οποίο επιτρέπει την αξιολόγηση της σοβαρότητας της στένωσης και τη μέτρηση της πίεσης στις κοιλότητες της καρδιάς.

Συμπληρωματικά, η αξονική και η μαγνητική τομογραφία παρέχουν λεπτομερείς πληροφορίες για τη μορφολογία της βαλβίδας και τη γενικότερη κατάσταση της αορτής. Η θεραπεία της στένωσης εξαρτάται από τη σοβαρότητα των συμπτωμάτων και το μέγεθος της απόφραξης της ροής. Στις σοβαρές περιπτώσεις, η χειρουργική αντικατάσταση της αορτικής βαλβίδας αποτελεί την πιο αποτελεσματική λύση. Σε ασθενείς υψηλού κινδύνου για χειρουργική επέμβαση, εφαρμόζεται η διαδερμική αντικατάσταση αορτικής βαλβίδας (TAVI), μια ελάχιστα επεμβατική τεχνική που επιτρέπει την αποκατάσταση της λειτουργίας της βαλβίδας μέσω καθετηριασμού [25].

2.2.4 Ανεπάρκεια της Αορτικής Βαλβίδας

Η ανεπάρκεια της αορτικής βαλβίδας χαρακτηρίζεται από ατελή σύγκλειση των γλωχίνων της βαλβίδας, με αποτέλεσμα την παλινδρόμηση του αίματος από την αορτή προς την αριστερή κοιλία. Η πάθηση αυτή δημιουργεί επιβάρυνση για την αριστερή κοιλία, η οποία πρέπει να αντιμετωπίσει μεγαλύτερο όγκο αίματος σε κάθε κύκλο, οδηγώντας σταδιακά σε διαστολική δυσλειτουργία και υπερτροφία του μυοκαρδίου. Οι κύριες αιτίες της ανεπάρκειας περιλαμβάνουν τη δομική εκφύλιση των γλωχίνων με την πάροδο του χρόνου, η οποία μειώνει τη λειτουργικότητά τους, καθώς και τη λοιμώδη ενδοκαρδίτιδα, που μπορεί να προκαλέσει σοβαρές βλάβες στον ιστό της βαλβίδας. Επιπλέον, παθήσεις του συνδετικού ιστού, όπως το σύνδρομο Marfan, επηρεάζουν την ακεραιότητα των γλωχίνων και προδιαθέτουν σε αορτική ανεπάρκεια [16].

Τα συμπτώματα της πάθησης ποικίλλουν ανάλογα με τη σοβαρότητα και την ταχύτητα της εξέλιξης της ανεπάρκειας. Στα πρώιμα στάδια, οι ασθενείς μπορεί να είναι ασυμπτωματικοί, ενώ με την πάροδο του χρόνου αναπτύσσονται συμπτώματα όπως κόπωση λόγω μειωμένης καρδιακής παροχής, δύσπνοια κατά την άσκηση και αίσθηση έντονου παλμού, που αποδίδεται στην αυξημένη διαστολική ροή του αίματος.

Η ανεπάρκεια της αορτικής βαλβίδας μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές, όπως η διάταση της αριστερής κοιλίας, η οποία με την πάροδο του χρόνου μπορεί να οδηγήσει σε καρδιακή ανεπάρκεια. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η αυξημένη πίεση στο τοίχωμα της αορτής μπορεί να οδηγήσει σε ρήξη, η οποία αποτελεί μια εξαιρετικά επικίνδυνη κατάσταση για τον ασθενή.

Η διάγνωση της ανεπάρκειας βασίζεται στη χρήση υπερηχοκαρδιογραφήματος Doppler, το οποίο αξιολογεί τον βαθμό παλινδρόμησης του αίματος και την κατάσταση της βαλβίδας. Επιπλέον, η αξονική και η μαγνητική τομογραφία προσφέρουν μια πιο λεπτομερή απεικόνιση της μορφολογίας της βαλβίδας και της δομής της αορτής, βοηθώντας στον σχεδιασμό της θεραπείας [26].

Η θεραπευτική αντιμετώπιση εξαρτάται από τη σοβαρότητα της ανεπάρκειας και την κλινική εικόνα του ασθενούς. Στις περιπτώσεις σοβαρής ανεπάρκειας, η αντικατάσταση της βαλβίδας μέσω χειρουργικής επέμβασης αποτελεί την κύρια επιλογή. Σε ηπιότερες περιπτώσεις, η φαρμακευτική αγωγή μπορεί να συμβάλει στη διατήρηση της καρδιακής λειτουργίας και στην πρόληψη επιπλοκών, μέσω της ρύθμισης της αρτηριακής πίεσης και της ελάττωσης του καρδιακού φορτίου.

Συμπερασματικά, η έγκαιρη διάγνωση και η κατάλληλη θεραπευτική παρέμβαση είναι καθοριστικής σημασίας για τη διατήρηση της καρδιακής λειτουργίας και τη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ασθενών που πάσχουν από στένωση ή ανεπάρκεια της αορτικής βαλβίδας.

2.3 Μηχανική Ανάλυση των AAA

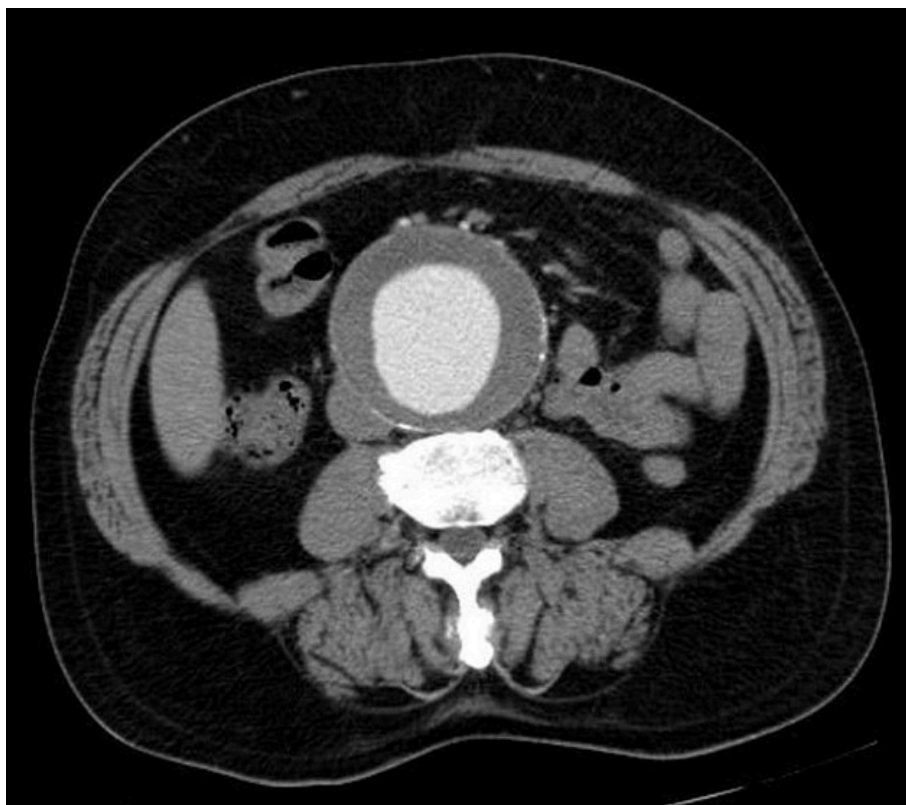
Η μηχανική ανάλυση των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής (AAA) αποτελεί σημαντικό εργαλείο για την αξιολόγηση της συμπεριφοράς του τοιχώματος και την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης. Το τοίχωμα της αορτής υπόκειται σε σύνθετες αιμοδυναμικές και μηχανικές επιδράσεις, οι οποίες προκαλούν σημαντικές παραμορφώσεις και συγκέντρωση τάσεων. Με την πάροδο του χρόνου, δομικές αλλαγές, όπως η μείωση της ελαστικότητας και η αύξηση του κολλαγόνου, καθιστούν την αορτή πιο ευάλωτη. Η κατανόηση των παραμέτρων που επηρεάζουν την εξέλιξη του ανευρύσματος είναι κρίσιμη για την επιλογή της κατάλληλης θεραπείας.

Η εφαρμογή της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) επιτρέπει την ακριβή προσομοίωση της κατανομής των τάσεων και παραμορφώσεων, λαμβάνοντας υπόψη τη γεωμετρία και τις ετερογενείς μηχανικές ιδιότητες του ιστού. Μέσω της FEM, εντοπίζονται οι περιοχές υψηλού κινδύνου, παρέχοντας πολύτιμες πληροφορίες για την πρόληψη της ρήξης. Η χρήση διαφορετικών υλικών μοντέλων, γραμμικών και μη γραμμικών, προσφέρει μια πιο ολοκληρωμένη εκτίμηση της συμπεριφοράς του τοιχώματος υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης [10].

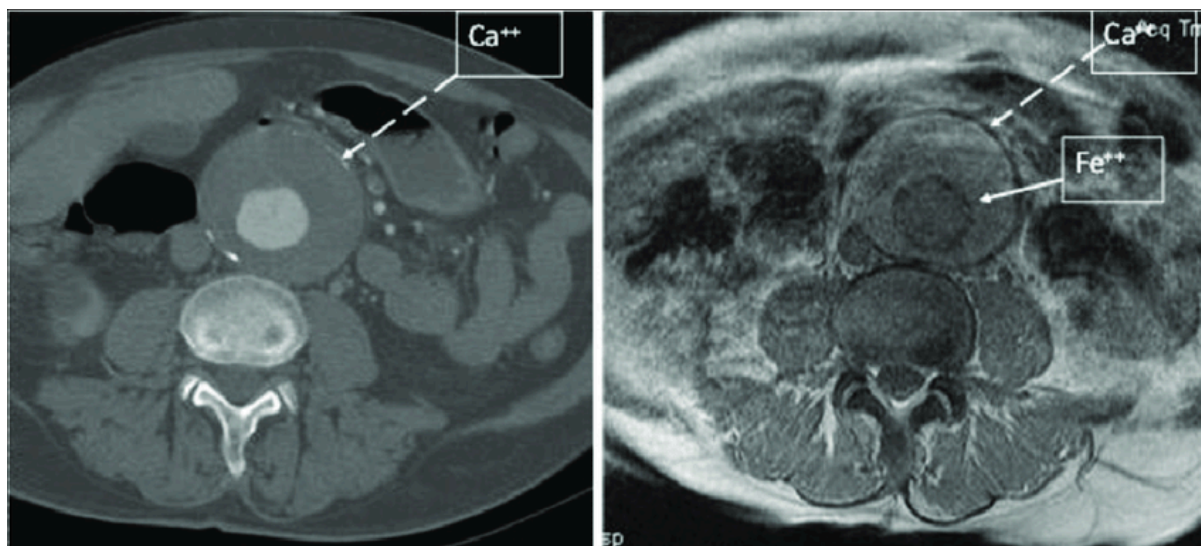
Η FEM συμβάλλει επίσης στην πρόβλεψη της εξέλιξης του ανευρύσματος, καθώς τα αποτελέσματα της προσομοίωσης επιτρέπουν την αξιολόγηση κρίσιμων παραγόντων, όπως η αρτηριακή πίεση, το πάχος του τοιχώματος και η σύσταση του ιστού. Παράλληλα, επιτρέπει την ανάλυση της αλληλεπίδρασης μεταξύ της ροής του αίματος και του τοιχώματος, παρέχοντας μια συνολική εικόνα των μηχανικών φορτίων που αναπτύσσονται [24].

Η μηχανική ανάλυση διαδραματίζει ουσιαστικό ρόλο στην εξατομικευμένη ιατρική προσέγγιση, υποστηρίζοντας τους κλινικούς ιατρούς στον καθορισμό της βέλτιστης στρατηγικής παρέμβασης. Τα ευρήματα των προσομοιώσεων μπορούν να καθοδηγήσουν τη λήψη αποφάσεων σχετικά με τον χρόνο και τον τύπο θεραπείας, όπως η τοποθέτηση ενδομοσχευμάτων ή η χειρουργική αποκατάσταση.

Αν και η FEM προσφέρει λεπτομερή και αξιόπιστα δεδομένα, η ακρίβεια των προσομοιώσεων εξαρτάται από την ποιότητα των δεδομένων εισόδου, συμπεριλαμβανομένης της γεωμετρίας της αορτής, των υλικών ιδιοτήτων και των οριακών συνθηκών. Η συνεχής εξέλιξη των υπολογιστικών μεθόδων και των διαγνωστικών τεχνικών αναμένεται να βελτιώσει τη δυνατότητα πρόβλεψης και διαχείρισης των ανευρυσμάτων, παρέχοντας πιο αποτελεσματικές και εξατομικευμένες θεραπευτικές λύσεις [6].



Εικόνα 2.2 α) CT αορτής με
ανεύρυσμα (πηγή [25])



Εικόνα 2.2 β) MRI αορτής με
ανεύρυσμα (πηγή [25])

Μαθηματική Περιγραφή της Αρτηριακής Πίεσης

Η συστολική πίεση ορίζεται ως η πίεση που ασκεί το αίμα στα τοιχώματα των αιμοφόρων αγγείων καθώς εκτοξεύεται από την καρδιά. Η μέτρηση της πίεσης γίνεται σε χιλιοστά στήλης υδραργύρου (mmHg). Στο πλαίσιο της προσομοίωσης που διεξήχθη, χρησιμοποιήθηκε μια αντιπροσωπευτική μέση τιμή της συστολικής πίεσης, βασισμένη στα δεδομένα των ασθενών με ανεύρυσμα αορτής. Η μέση αρτηριακή πίεση υπολογίζεται από τη σχέση:

$$MAP = \frac{(DAP \times 2) + SAP}{3}$$

όπου:

- **MAP:** Μέση αρτηριακή πίεση,
- **DAP:** Διαστολική αρτηριακή πίεση,
- **SAP:** Συστολική αρτηριακή πίεση.

Στη συγκεκριμένη μελέτη, η συστολική πίεση που εφαρμόστηκε για την προσομοίωση ήταν **SAP = 15000 Pa**, τιμή που αντιπροσωπεύει τη μέση φυσιολογία των ασθενών που μελετήθηκαν.

Ηλικία	Υπόταση		Φυσιολογική		Προϋπέρταση		Υπέρταση	
	Σ	Δ	Σ	Δ	Σ	Δ	Σ	Δ
17-19	< 90	< 60	<120	<85	<120	<80	<140	<89
20-24	< 90	< 60	<120	<79	<125	<82	<140	<85
25-29	< 90	< 60	<121	<80	<132	<83	<140	<88
30 – 34	< 90	< 60	<122	<81	<134	<85	<140	<90
35 – 39	< 90	< 60	<123	<82	<135	<86	<142	<91
40 – 44	< 90	< 60	<125	<83	<137	<87	<144	<92
45 – 49	< 90	< 60	<127	<84	<139	<88	<146	<93
50 – 54	< 90	< 60	<129	<85	<141	<89	<148	<94
55 – 59	< 90	< 60	<131	<86	<143	<90	<150	<95
60+	< 90	< 60	<134	<87	<146	<91	<153	<96

Πίνακας 2.1 Πίνακας Σχέσης Ηλικίας-Αρτηριακής Πίεσης (MPa)

Κεφάλαιο 3: Μοντελοποίηση σε Περιβάλλον Προσομοίωσης

3.1 Εισαγωγή

Η προσομοίωση αποτελεί αναπόσπαστο εργαλείο στη μηχανική και την επιστήμη υλικών, ειδικά στη μελέτη βιολογικών συστημάτων. Στο πεδίο της μελέτης των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής (AAA), η χρήση προσομοιώσεων έχει αποδειχθεί ανεκτίμητη για την κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος της αορτής, την πρόβλεψη της ρήξης και τη βελτίωση της κλινικής διάγνωσης και θεραπείας [10].

Η προσέγγιση αυτή στηρίζεται στη χρήση της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method, FEM), ενός αριθμητικού εργαλείου που επιτρέπει την ανάλυση πολύπλοκων φαινομένων, όπως η κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων σε ένα δομικό ή βιολογικό αντικείμενο. Μέσω της FEM, μπορούμε να εξετάσουμε πώς διάφοροι παράγοντες, όπως οι ιδιότητες του υλικού, το πάχος του τοιχώματος και η εσωτερική πίεση, επηρεάζουν τη μηχανική συμπεριφορά του ανευρυσματικού τοιχώματος [8].

Στόχος του κεφαλαίου αυτού είναι να περιγράψει τη διαδικασία ανάπτυξης μοντέλων και υλοποίησης προσομοιώσεων σε περιβάλλον FEM, εστιάζοντας:

- Στη δημιουργία γεωμετρίας βασισμένης σε δεδομένα ασθενών.
- Στην παραμετροποίηση μονοστρωματικών και πολυστρωματικών μοντέλων.
- Στον καθορισμό των υλικών ιδιοτήτων και των συνοριακών συνθηκών.
- Στην υλοποίηση γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων προσομοίωσης στο COMSOL Multiphysics.

3.2 Η Σημασία της Προσομοίωσης

Η προσομοίωση αποτελεί μια μεθοδολογία αναπαράστασης και μελέτης πραγματικών διαδικασιών ή συστημάτων μέσω της χρήσης υπολογιστικών μοντέλων. Αυτή η προσέγγιση βασίζεται στη νομοτέλεια που διέπει το αντικείμενο της μελέτης και επιτρέπει την ανάλυση, την κατανόηση και την πρόβλεψη φαινομένων χωρίς την ανάγκη φυσικών πειραμάτων. Με τη χρήση εξελιγμένων αλγοριθμικών τεχνικών, τα υπολογιστικά μοντέλα μπορούν να αναπαραστήσουν την πολυπλοκότητα των πραγματικών συστημάτων με υψηλή ακρίβεια [31].

Η προσομοίωση έχει εξελιχθεί σε ένα από τα πιο σημαντικά εργαλεία για τη σύγχρονη επιστήμη και τεχνολογία, με εφαρμογές που κυμαίνονται από τη βιομηχανία και την αεροναυπηγική μέχρι τη βιοϊατρική και την κλιματική αλλαγή. Στην περίπτωση της μηχανικής των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής (AAA), η προσομοίωση επιτρέπει τη λεπτομερή ανάλυση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος της αορτής, την κατανόηση των αιτίων ρήξης και την πρόβλεψη της εξέλιξης της παθολογικής κατάστασης [21].

Με τη χρήση προηγμένων λογισμικών και αυξημένης υπολογιστικής ισχύος, είναι πλέον δυνατή η προσομοίωση σύνθετων συστημάτων με ακρίβεια που προσεγγίζει την πραγματικότητα. Η αναπαράσταση δυναμικών φαινομένων, όπως η κατανομή των τάσεων και των παραμορφώσεων σε παθολογικά τμήματα της αορτής, βοηθά στη λήψη κλινικών αποφάσεων και στη βελτίωση των θεραπευτικών μεθόδων.

3.3 Εισαγωγή στην Προσομοίωση FEM

Η Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method, FEM) είναι ένα από τα πιο διαδεδομένα αριθμητικά εργαλεία για την επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων μηχανικής και φυσικών επιστημών. Στον τομέα της μελέτης των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής (AAA), η FEM επιτρέπει την ανάλυση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος της αορτής υπό διάφορες φυσιολογικές και παθολογικές συνθήκες [1].

Η FEM βασίζεται στη διαίρεση ενός σύνθετου αντικειμένου, όπως η αορτή, σε μικρότερα στοιχεία (finite elements), στα οποία εφαρμόζονται οι νόμοι της μηχανικής. Το αποτέλεσμα είναι μια εξαιρετικά ακριβής προσομοίωση της κατανομής τάσεων, παραμορφώσεων και άλλων μηχανικών μεγεθών [32].

Εφαρμογή της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM)

Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (Finite Elements Method - FEM) αποτελεί ένα από τα πλέον ισχυρά εργαλεία για τη μελέτη της μηχανικής απόκρισης βιολογικών και τεχνικών συστημάτων. Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται ευρέως στη μηχανική ανάλυση δομών, υλικών και φαινομένων, προσφέροντας τη δυνατότητα προσομοίωσης υπό διάφορες συνθήκες και φορτία. Ανάλογα με τον τύπο ανάλυσης, προκύπτουν διαφορετικά μοντέλα και προσεγγίσεις, όπως:

- **Στατικές Μηχανικές Αναλύσεις:** Χρησιμοποιούνται για τη μελέτη της μηχανικής απόκρισης υλικών και δομών υπό σταθερά φορτία και συνθήκες.
- **Δυναμικές Μηχανικές Αναλύσεις:** Αφορά τη μελέτη της δυναμικής συμπεριφοράς δομών ή υλικών υπό την επίδραση δυναμικών φορτίων, όπως παλμική πίεση ή αυξομειώσεις πίεσης.
- **Ρευστοδυναμικές Αναλύσεις (CFD):** Εφαρμόζονται για τη μελέτη της ροής ρευστών (αίμα, αέρας) και της αλληλεπίδρασής τους με τις επιφάνειες των δομών.
- **Συνδυασμένα Πεδία:** Η FEM επιτρέπει την ανάλυση φαινομένων που συνδυάζουν διαφορετικά πεδία, όπως θερμοελαστικότητα ή η αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού.

3.3.1 Βήματα Υλοποίησης της FEM

Η διαδικασία εφαρμογής της FEM περιλαμβάνει τα εξής βασικά βήματα:

1. Ορισμός Γεωμετρίας:

- Η γεωμετρία του αντικειμένου που μελετάται (π.χ. το τοίχωμα ενός ανευρύσματος) αναπαρίσταται σε δύο ή τρεις διαστάσεις.
- Στην περίπτωση της αορτής, η γεωμετρία για κάθε συγκεκριμένο ασθενή μπορεί να βασίζεται σε δεδομένα από ιατρικές απεικονίσεις, όπως CT ή MRI.

2. Δημιουργία Πλέγματος:

- Η γεωμετρία διασπάται σε ένα δίκτυο (πλέγμα) μικρότερων στοιχείων (διακριτοποίηση).
- Το πλέγμα μπορεί να είναι ομοιογενές (ίδιου μεγέθους στοιχεία) ή προσαρμοσμένο (μικρότερα στοιχεία στις περιοχές ενδιαφέροντος, όπως οι περιοχές υψηλής τάσης).
- Το μέγεθος και η πυκνότητα του πλέγματος επηρεάζουν σημαντικά την ακρίβεια και το υπολογιστικό κόστος της προσομοίωσης.

3. Ορισμός Ιδιοτήτων Υλικών:

- Οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού (π.χ. Young's modulus, Poisson ratio) καθορίζονται για κάθε στοιχείο [6].
- Στη μελέτη της αορτής, μπορεί να χρησιμοποιηθούν γραμμικά ή μη γραμμικά υπερελαστικά μοντέλα, όπως το μοντέλο Yeoh [8].

4. Επιβολή Συνοριακών Συνθηκών:

- Καθορίζονται οι περιοχές του μοντέλου που παραμένουν σταθερές ή περιορίζονται στη μετακίνησή τους.
- Εφαρμόζονται εξωτερικά φορτία ή πιέσεις, π.χ. η αιμοδυναμική πίεση στο τοίχωμα της αορτής.

5. Επίλυση του Μοντέλου:

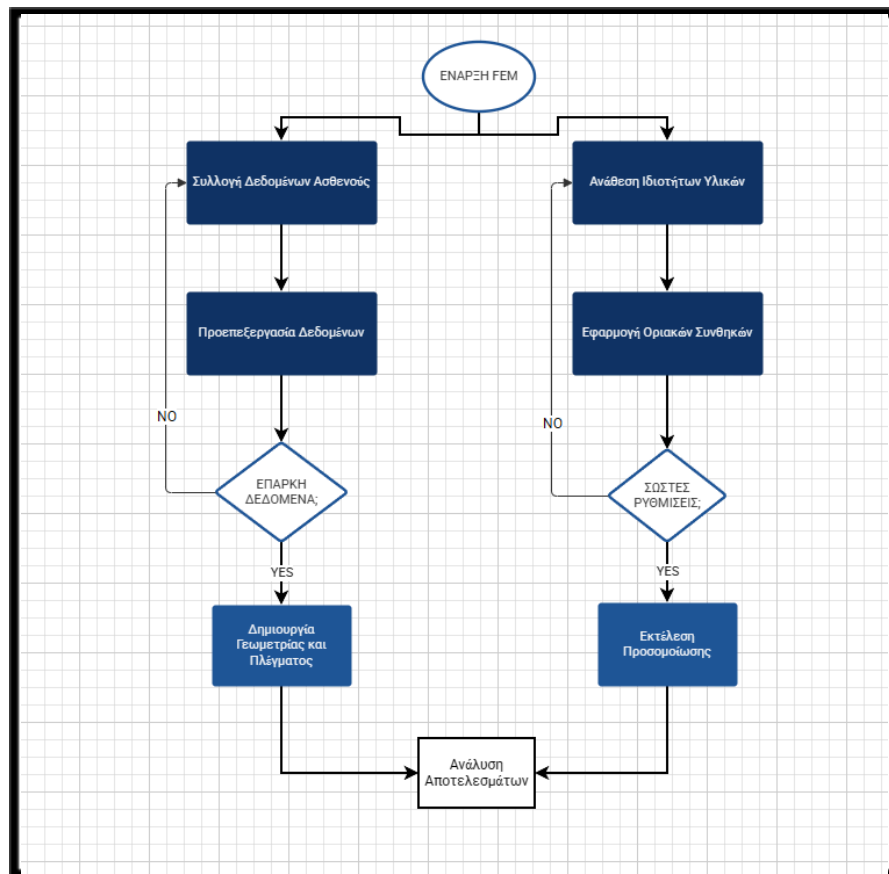
- Το υπολογιστικό σύστημα λύνει τις εξισώσεις για κάθε στοιχείο και συνδυάζει τα αποτελέσματα για να προκύψει η συνολική λύση.
- Ανάλογα με την πολυπλοκότητα του προβλήματος, μπορεί να χρειαστούν γραμμικές (στατικές) ή μη γραμμικές (δυναμικές) προσεγγίσεις.

6. Ανάλυση Αποτελεσμάτων:

- Τα αποτελέσματα περιλαμβάνουν την κατανομή των τάσεων, των παραμορφώσεων και άλλων φυσικών μεγεθών στο μοντέλο.
- Στη μελέτη των ανευρυσμάτων, οι περιοχές υψηλής τάσης είναι κρίσιμες, καθώς σχετίζονται με τον κίνδυνο ρήξης.

7. Επαλήθευση και Επικύρωση:

- Τα αποτελέσματα της FEM συγκρίνονται με πειραματικά δεδομένα ή άλλες προσομοιώσεις για να διασφαλιστεί η αξιοπιστία τους.
- Ανάλογα με την ακρίβεια, μπορεί να χρειαστούν τροποποιήσεις στις ιδιότητες των υλικών ή στο πλέγμα. [14]



Εικόνα 3.1 Διάγραμμα ροής FEM

3.3.2 Σημασία της Προσομοίωσης στη Μελέτη των Ανευρυσμάτων

Η προσομοίωση αποτελεί ένα από τα πιο ισχυρά εργαλεία στη σύγχρονη ιατρική έρευνα, προσφέροντας μοναδικές δυνατότητες για τη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς της αορτής και την κατανόηση της εξέλιξης των ανευρυσμάτων. Ειδικά για τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής (AAA), η προσομοίωση παρέχει τη δυνατότητα ανάλυσης σύνθετων φαινομένων που δεν μπορούν εύκολα να διερευνηθούν με άλλες μεθόδους [1][6].

Ο Ρόλος της Προσομοίωσης στη Μηχανική Ανάλυση

Η προσομοίωση επιτρέπει την αναπαράσταση της φυσιολογικής και παθολογικής λειτουργίας της αορτής με μεγάλη ακρίβεια. Τα κύρια πλεονεκτήματα περιλαμβάνουν:

1. Προβλέψεις Τάσεων και Παραμορφώσεων:
 - Με τη χρήση της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM), μπορούν να αναλυθούν οι τάσεις που αναπτύσσονται στο τοίχωμα του ανευρύσματος και οι περιοχές όπου παρατηρούνται υψηλές παραμορφώσεις.
 - Η κατανόηση αυτών των φαινομένων είναι κρίσιμη για την πρόβλεψη της ρήξης.
2. Εξατομίκευση της Ανάλυσης:

- Με τη χρήση δεδομένων από MRI και CT απεικονίσεις, μπορούν να δημιουργηθούν εξατομικευμένα μοντέλα που αντικατοπτρίζουν την πραγματική γεωμετρία και τις μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος της αορτής κάθε ασθενούς.
3. Αξιολόγηση Υλικών και Μεθόδων:
 - Η προσομοίωση παρέχει τη δυνατότητα σύγκρισης διαφορετικών υλικών μοντέλων, όπως τα γραμμικά ελαστικά και τα μη γραμμικά υπερ-ελαστικά μοντέλα (π.χ. Yeoh). Αυτό βοηθά στη βαθύτερη κατανόηση της συμπεριφοράς του τοιχώματος της αορτής.
 4. Ανάλυση Ροής Αίματος:
 - Παράλληλα με τη μηχανική ανάλυση, η προσομοίωση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη της ροής του αίματος (αιμοδυναμική ανάλυση), συμβάλλοντας στη διερεύνηση των δυνάμεων διάτμησης (shear stress) που ασκούνται στο τοίχωμα του ανευρύσματος.

Οφέλη της Προσομοίωσης στην Κλινική Πρακτική

1. Βελτίωση Διάγνωσης και Θεραπείας:
 - Η κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος του ανευρύσματος μπορεί να βοηθήσει τους κλινικούς γιατρούς να καθορίσουν πότε απαιτείται χειρουργική επέμβαση ή συντηρητική παρακολούθηση.
 - Μπορούν να προβλεφθούν περιοχές υψηλού κινδύνου ρήξης, ακόμη και σε ασθενείς με μικρά ανευρύσματα.
2. Μείωση Κόστους και Κινδύνου:
 - Η χρήση προσομοίωσης μειώνει την ανάγκη για επεμβατικές μεθόδους ή επαναλαμβανόμενες απεικονιστικές εξετάσεις, εξοικονομώντας κόστος και μειώνοντας την έκθεση του ασθενούς σε ακτινοβολία.
3. Ανάπτυξη Ψηφιακών Διδύμων:
 - Η προσομοίωση αποτελεί τη βάση για τη δημιουργία ψηφιακών διδύμων ασθενών, όπου κάθε μοντέλο αντικατοπτρίζει τις φυσιολογικές και παθολογικές συνθήκες ενός συγκεκριμένου ασθενούς. Αυτά τα δίδυμα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την πρόβλεψη της εξέλιξης του ανευρύσματος και την προσαρμογή της θεραπείας.

Περιορισμοί και Μελλοντικές Προοπτικές

Παρά τα σημαντικά πλεονεκτήματα που προσφέρει η FEM στη μελέτη των AAA, υπάρχουν ορισμένοι περιορισμοί που πρέπει να ληφθούν υπόψη. Ένας από τους βασικούς περιορισμούς είναι η **απλοποίηση των μοντέλων**, καθώς συχνά γίνονται παραδοχές όπως η ομοιογένεια και η ισοτροπία των υλικών, οι οποίες δεν αντικατοπτρίζουν πλήρως τη σύνθετη βιολογική φύση της αορτής. Οι πραγματικοί ιστοί εμφανίζουν ετερογένεια και ανισοτροπία στις μηχανικές τους ιδιότητες, γεγονός που μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια των προσομοιώσεων.

Επιπλέον, η δημιουργία εξατομικευμένων μοντέλων απαιτεί υψηλής ακρίβειας δεδομένα από απεικονιστικές εξετάσεις, όπως η αξονική και η μαγνητική τομογραφία, τα οποία δεν είναι πάντοτε

διαθέσιμα για όλους τους ασθενείς. Η ακρίβεια αυτών των δεδομένων επηρεάζει άμεσα την ποιότητα των προσομοιώσεων και την αξιοπιστία των προβλέψεων σχετικά με τον κίνδυνο ρήξης.

Ένας άλλος παράγοντας που αποτελεί πρόκληση είναι το υπολογιστικό κόστος της ανάλυσης με τη FEM. Οι πολύπλοκες γεωμετρίες και οι μη γραμμικές ιδιότητες των ιστών απαιτούν σημαντική υπολογιστική ισχύ και χρόνο επεξεργασίας, γεγονός που περιορίζει την εφαρμογή της σε κλινικές συνθήκες, όπου απαιτούνται γρήγορες και αξιόπιστες εκτιμήσεις.

Παρά τους περιορισμούς αυτούς, οι συνεχείς εξελίξεις στη μηχανική των υλικών, τα βελτιωμένα αριθμητικά μοντέλα και οι νέες τεχνολογίες απεικόνισης αναμένεται να βελτιώσουν σημαντικά την ακρίβεια των προσομοιώσεων στο μέλλον. Η ανάπτυξη πιο σύνθετων μοντέλων που λαμβάνουν υπόψη την ετερογένεια του τοιχώματος της αορτής, καθώς και η ενσωμάτωση πραγματικών δεδομένων από ασθενείς, θα επιτρέψει την πιο αξιόπιστη πρόβλεψη της εξέλιξης των ανευρυσμάτων. Επιπλέον, η χρήση τεχνολογιών τεχνητής νοημοσύνης για τη βελτιστοποίηση των μοντέλων FEM θα μπορούσε να συμβάλει στη μείωση του χρόνου υπολογισμού και στη βελτίωση της ακρίβειας των προβλέψεων.

3.3.3 Η Συμβολή της FEM στη Μελέτη των Ανευρυσμάτων της Κοιλιακής Αορτής

Η Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) αποτελεί ένα από τα πλέον διαδεδομένα εργαλεία προσομοίωσης στη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής (AAA). Η δυνατότητα της FEM να προσομοιώνει σύνθετα γεωμετρικά και υλικά χαρακτηριστικά την καθιστά πολύτιμο εργαλείο στην κατανόηση των μηχανικών φορτίων που υφίσταται το τοίχωμα της αορτής, επιτρέποντας την ακριβέστερη αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης.

Μια από τις σημαντικότερες εφαρμογές της FEM είναι η ανάλυση της κατανομής των τάσεων, καθώς η προσομοίωση μπορεί να εντοπίσει τις περιοχές αυξημένης φόρτισης στο τοίχωμα του ανευρύσματος, οι οποίες σχετίζονται άμεσα με την πιθανότητα ρήξης. Με τον τρόπο αυτό, μπορούν να εντοπιστούν οι πιο ευάλωτες περιοχές του τοιχώματος και να εκτιμηθεί η μηχανική του αντοχή. Επιπλέον, η σύγκριση διαφορετικών υλικών μοντέλων, γραμμικών και μη γραμμικών, επιτρέπει τη διερεύνηση της πραγματικής συμπεριφοράς των βιολογικών ιστών, αναδεικνύοντας τις διαφορές στη μηχανική απόκριση του τοιχώματος ανάλογα με την πολυπλοκότητα του μοντέλου που χρησιμοποιείται.

Ένας άλλος σημαντικός τομέας εφαρμογής της FEM είναι η μελέτη της δυναμικής απόκρισης του ανευρύσματος, η οποία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την απόκριση του τοιχώματος υπό διαφορετικές συνθήκες φόρτισης, όπως η αυξημένη αρτηριακή πίεση λόγω υπέρτασης ή οι διακυμάνσεις της πίεσης κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Αυτό επιτρέπει τη διερεύνηση του τρόπου με τον οποίο οι διαφορετικές συνθήκες πίεσης επηρεάζουν την εξέλιξη του ανευρύσματος και τον κίνδυνο ρήξης.

3.4 Εφαρμογή της FEM στο COMSOL Multiphysics

Το λογισμικό COMSOL Multiphysics χρησιμοποιείται ευρέως για προσομοιώσεις FEM, παρέχοντας εργαλεία για:

- Τη δημιουργία γεωμετρίας και τη ρύθμιση συνοριακών συνθηκών.

- Τον ορισμό υλικών ιδιοτήτων.

- Την ανάλυση των αποτελεσμάτων, όπως η κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων, με γραφικές αναπαραστάσεις.

Στις επόμενες ενότητες θα περιγράφεται η διαδικασία δημιουργίας μοντέλων, η παραμετροποίηση των υλικών, και η ρύθμιση των συνοριακών συνθηκών για τις αναλύσεις που πραγματοποιήθηκαν [14].

3.4.1 Εφαρμογή Στοιχείων Κελύφους (Shell Elements)

Στη μηχανική ανάλυση λεπτών κατασκευών, όπως τα τοιχώματα της αορτής, τα στοιχεία κελύφους (Shell Elements) χρησιμοποιούνται ευρέως για τη μοντελοποίηση και προσομοίωση. Αυτά τα στοιχεία είναι κατάλληλα για γεωμετρικά μοντέλα όπου η μία διάσταση (πάχος) είναι πολύ μικρότερη σε σύγκριση με τις άλλες δύο (μήκος και πλάτος). Η εφαρμογή των στοιχείων κελύφους επιτρέπει την επίτευξη μεγαλύτερης ακρίβειας στις αναλύσεις, ενώ μειώνει το υπολογιστικό κόστος σε σύγκριση με πιο λεπτομερείς 3D αναλύσεις [14].

Στην παρούσα εργασία, η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων εφαρμόστηκε σε ανευρυσματικά μοντέλα της κοιλιακής αορτής, όπου το πάχος του τοιχώματος είναι πολύ μικρό σε σχέση με τη διάμετρο της αορτής. Ως εκ τούτου, η χρήση των στοιχείων κελύφους ήταν η πιο κατάλληλη προσέγγιση.

3.5 Ανάπτυξη Μοντέλων Αορτής

Η ανάπτυξη των μοντέλων αορτής αποτελεί το βασικό βήμα για την υλοποίηση της προσομοίωσης FEM. Τα μοντέλα βασίζονται σε δεδομένα από απεικονιστικές εξετάσεις ασθενών με ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής (AAA) και όπως αναφέρθηκε δόθηκαν από τους συνεργάτες του Εργαστηρίου Υπολογιστικής Μηχανικής και Βελτιστοποίησης. Διακρίνονται σε γραμμικά και μη-γραμμικά μονοστρωματικά και πολυστρωματικά υλικά, προκειμένου να συγκριθεί η μηχανική συμπεριφορά των δύο προσεγγίσεων.

3.5.1 Δημιουργία Γεωμετρίας από Δεδομένα Ασθενών

Όπως συζητήσαμε προηγουμένως, η γεωμετρία των αορών δημιουργήθηκε με τη χρήση δεδομένων από MRI ή CT εξετάσεις. Αυτά τα δεδομένα, τα οποία εξάγονται σε μορφή DICOM, χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία εξατομικευμένων τρισδιάστατων μοντέλων [23].

Εξαγωγή Δεδομένων: Τα δεδομένα απεικονίζουν τη γεωμετρία της αορτής και τις διαστάσεις του ανευρύσματος.

Μετατροπή σε 3D Μοντέλο: Το καθαρισμένο μοντέλο μεταφέρεται στο COMSOL, όπου δημιουργείται η τρισδιάστατη γεωμετρία για την ανάλυση FEM.

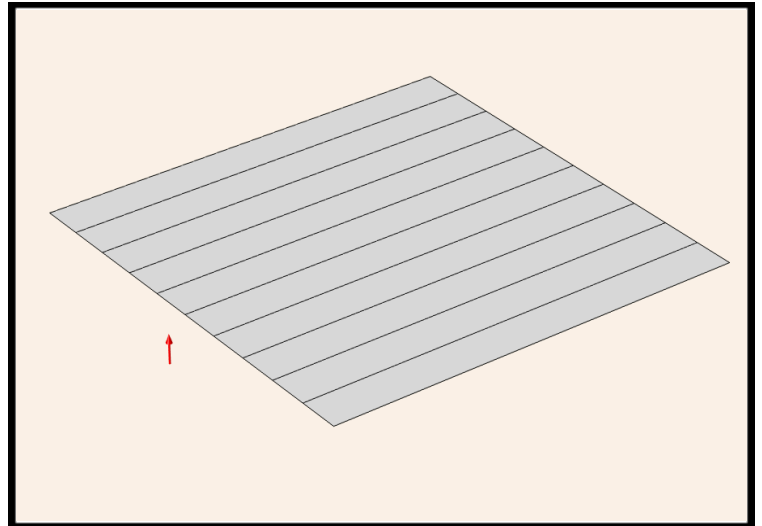
3.5.2 Παραμετροποίηση των Μοντέλων

Η παραμετροποίηση περιλαμβάνει την προσαρμογή της γεωμετρίας και των ιδιοτήτων των υλικών με βάση τις παρατηρήσεις από τη βιβλιογραφία και τα δεδομένα των ασθενών.

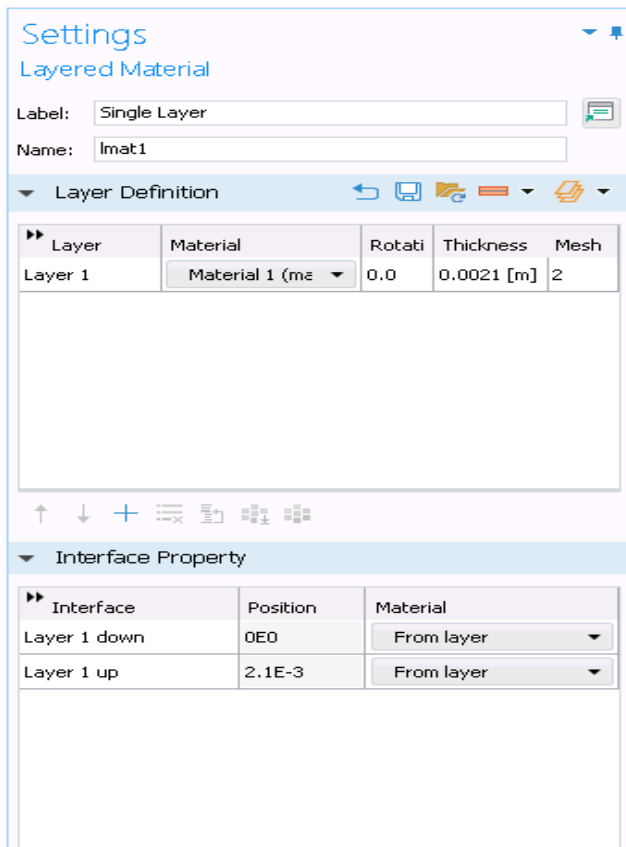
1. Μονοστρωματικά Μοντέλα:

Η αορτή θεωρείται ως ένα ομοιογενές, μονοστρωματικό υλικό.

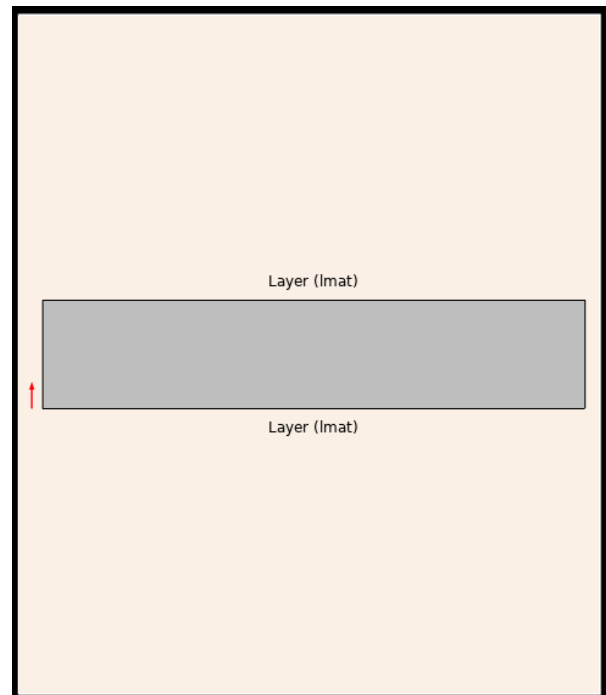
Το συνολικό πάχος του τοιχώματος ορίζεται στα 2.1 mm, με ιδιότητες υλικού που βασίζονται σε μέσες τιμές Young's Modulus και Poisson Ratio.



Εικόνα 3.2 α) Απεικόνιση ενός στρώματος στο Comsol



Εικόνα 3.2 b) Εισαγωγή πάχους αορτής ενός στρώματος



Εικόνα 3.2 c) Απεικόνιση ενός στρώματος στο Comsol (όψη 2)

2. Πολυστρωματικά Μοντέλα (δύο στρωμάτων):

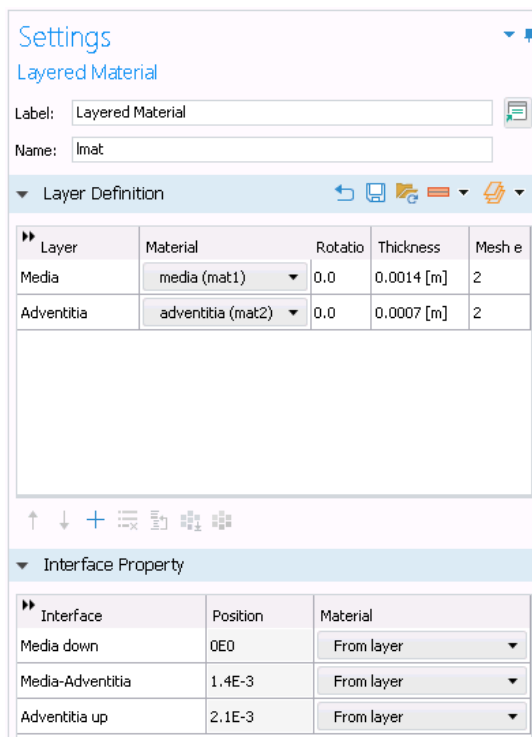
Η αορτή χωρίστηκε σε δύο στρώματα: Media (εσωτερικό) και Adventitia (εξωτερικό) αγνοώντας την ενδιάμεση στρώση καθώς είναι πολύ λεπτή και θεωρήθηκε αμελητέα.

Πάχος τοιχώματος:

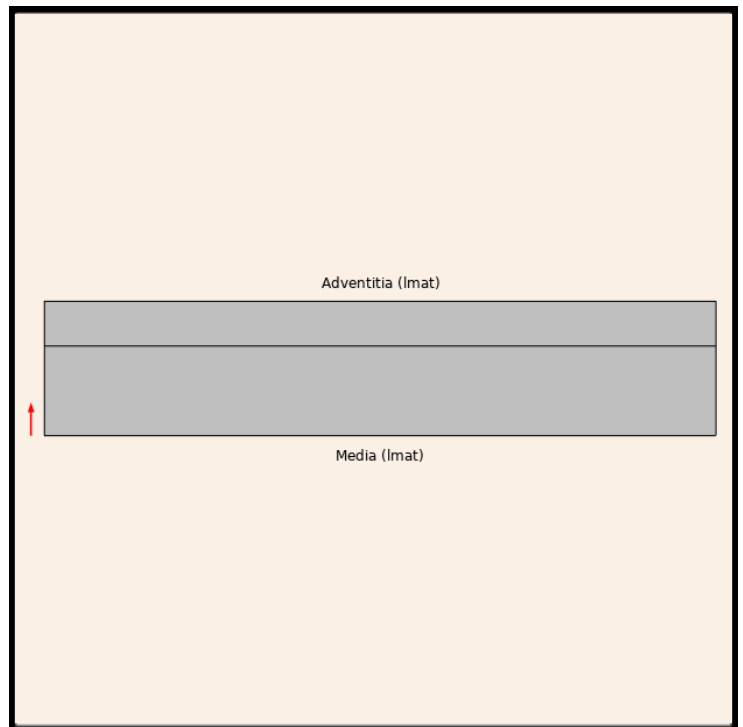
Media: 1.4 mm.

Adventitia: 0.7 mm.

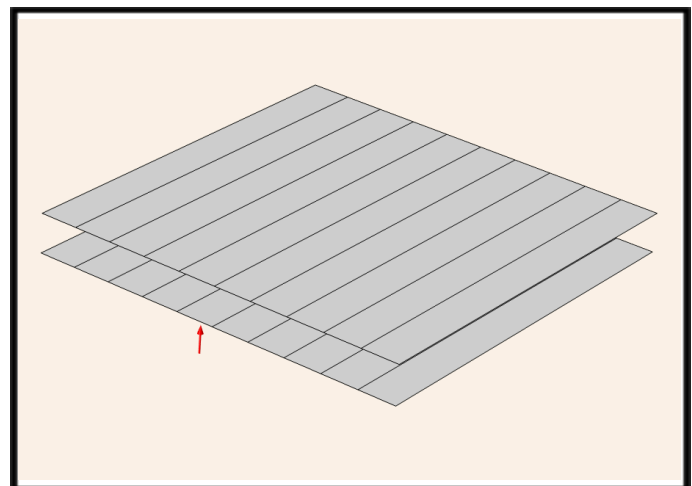
Οι ιδιότητες υλικού διαφέρουν μεταξύ των δύο στρωμάτων, με το Media να έχει υψηλότερο Young's Modulus σε σύγκριση με το Adventitia.



Εικόνα 3.3 b) Εισαγωγή πάχους αορτής δύο στρωμάτων



Εικόνα 3.3 a) Απεικόνιση δύο στρωμάτων στο Comsol



Εικόνα 3.3 c) Απεικόνιση δύο στρωμάτων στο Comsol (όψη 2)

3.6 Υλοποίηση Προσομοίωσης στο COMSOL

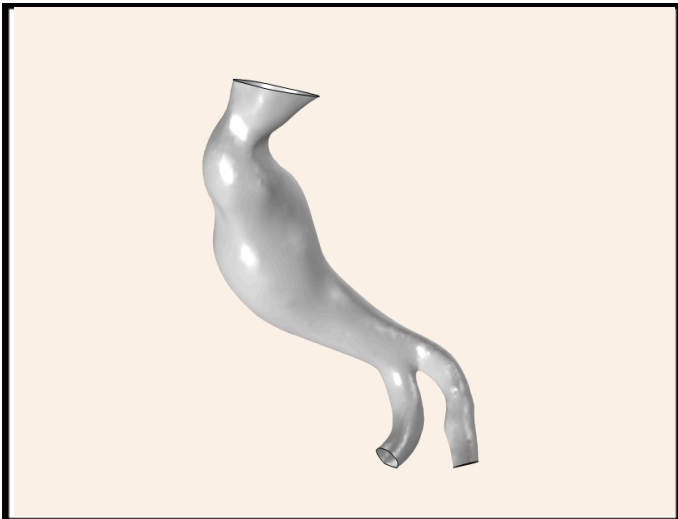
Η υλοποίηση της προσομοίωσης στο λογισμικό COMSOL Multiphysics αποτελεί το κύριο βήμα για την ανάλυση των μοντέλων της κοιλιακής αορτής (AAA). Η χρήση του COMSOL παρέχει τα εργαλεία για την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς των αορτικών τοιχωμάτων, συμπεριλαμβανομένων των γραμμικών και μη γραμμικών αναλύσεων, και την εξαγωγή πολύτιμων αποτελεσμάτων.

Οπτικοποίηση και Εφαρμογή Πλέγματος

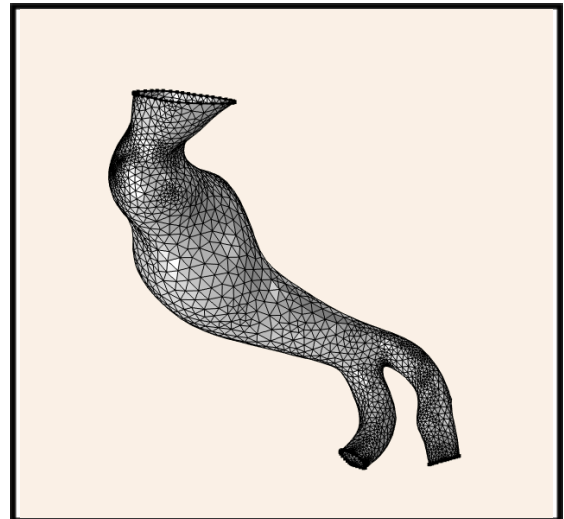
Η δημιουργία ενός κατάλληλου πλέγματος αποτελεί κρίσιμο βήμα στη διαδικασία προσομοίωσης με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων. Το πλέγμα χωρίζει τη γεωμετρία του μοντέλου σε πεπερασμένα στοιχεία (π.χ., τετράεδρα ή τριγωνικά), τα οποία αποτελούν τη βάση για την ανάλυση της μηχανικής συμπεριφοράς.

Στα μοντέλα που αναλύθηκαν στην παρούσα εργασία, εφαρμόστηκε πλέγμα υψηλής ποιότητας, αποτελούμενο έως και 10924 τριγωνικά στοιχεία, για τη βέλτιστη ακρίβεια των αποτελεσμάτων. Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζονται παραδείγματα πλέγματος σε μία από τις ανευρυσματικές αορτές που μελετήθηκαν:

- **Εικόνα 3.4 a):** Απεικονίζει τη γεωμετρία της αορτής πριν από την εισαγωγή του πλέγματος.
- **Εικόνα 3.4 b):** Παρουσιάζει την τελική γεωμετρία μετά την εφαρμογή πλέγματος υψηλής ακρίβειας.



Εικόνα 3.4 a) 3D γεωμετρίας ανευρυσματικής κοιλιακής αορτής σε περιβάλλον προσομοίωσης του Comsol



Εικόνα 3.4 b) Πλέγμα στο κέλυφος της γεωμετρίας της αορτής (MESH)

Λεπτομέρειες Ρύθμισης Πλέγματος και Τεχνικές Βελτιστοποίησης

Η ποιότητα του πλέγματος είναι καθοριστικός παράγοντας για την ακρίβεια της προσομοίωσης FEM.

1. Ρύθμιση Πλέγματος:

Το πλέγμα αποτελείται από μικρά τρισδιάστατα στοιχεία (elements) που καλύπτουν ολόκληρη τη γεωμετρία της αορτής, στην περίπτωση μας χρησιμοποιούμε μικρά τρίγωνα με τη μορφή shell elements για την αναπαράσταση του λεπτού τοιχώματος.

2. Πυκνότητα Πλέγματος:

Για περιοχές αυξημένων τάσεων (όπως ο θόλος του ανευρύσματος), χρησιμοποιείται πιο πυκνό πλέγμα για μεγαλύτερη ακρίβεια.

3. Βελτιστοποίηση Πλέγματος:

Το COMSOL επιτρέπει την προσαρμογή του πλέγματος μέσω προσαρμοστικής διακριτοποίησης (adaptive meshing), το οποίο εστιάζει σε περιοχές με υψηλές διαβαθμίσεις τάσεων.

3.6.1 Ανάπτυξη Υλικών Μοντέλων

Τα τοιχώματα της ανθρώπινης αορτής είναι πολυσύνθετα και αποτελούνται από κυτταρικά και μη κυτταρικά συστατικά, όπως:

- **Νερό:** Συμβάλλει στη διατήρηση της υγρασίας και της ελαστικότητας του ιστού.
- **Ελαστίνη:** Επιτρέπει την αποθήκευση ενέργειας από την πίεση και παρέχει την ιδιότητα της ελαστικότητας, διευκολύνοντας την επαναφορά στην αρχική κατάσταση μετά από διαστολή.
- **Κολλαγόνο:** Παρέχει αντοχή και δομική υποστήριξη, διασφαλίζοντας τη μηχανική σταθερότητα του τοιχώματος.
- **Συνδετικός ιστός:** Προσφέρει δομική σταθερότητα και λειτουργική συνοχή.
- **Λείες μυϊκές ίνες:** Ελέγχουν την αγγειοσυστολή και την αγγειοδιαστολή, ρυθμίζοντας τη διάμετρο του αγγείου.

Η πολυσύνθετη φύση αυτών των συστατικών καθιστά τη μοντελοποίηση της ανθρώπινης αορτής μια πολύπλοκη διαδικασία. Ωστόσο, για την παρούσα μελέτη, βασιζόμενοι στη βιβλιογραφία, θεωρήσαμε ότι το τοίχωμα της αορτής μπορεί να μοντελοποιηθεί ως **ισοτροπικό υλικό** για τα γραμμικά μοντέλα, παρέχοντας μια αξιόπιστη προσέγγιση στις πρώτες αναλύσεις και ως υλικό Yeoh για τα μη-γραμμικά μοντέλα [8]. Οι παράμετροι για το υλικό μοντέλα αυτά παρέχονται παρακάτω.

Γραμμικά Υλικά Μοντέλα

- **Ορισμός Ιδιοτήτων:**

Για μονοστρωματικά μοντέλα, χρησιμοποιείται ομοιογενές Young's Modulus σε Pa και Poisson Ratio:

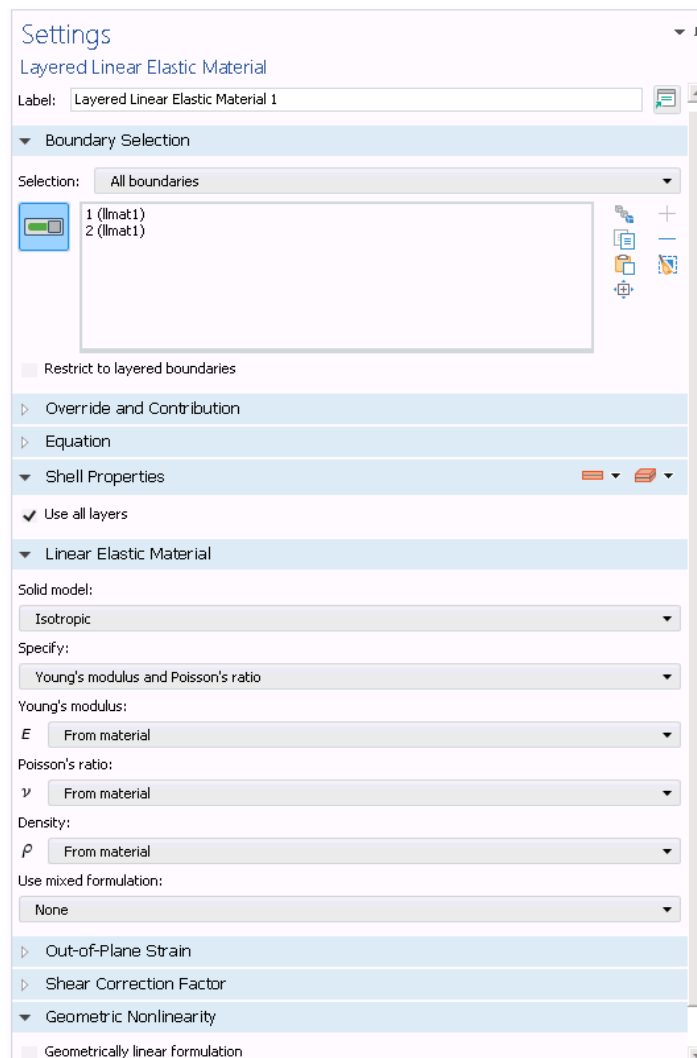
	Young's Modulus (Pa)	Poisson's Ratio
Single-Layer	925542500	0.45

Για πολυστρωματικά μοντέλα, το κάθε στρώμα έχει διαφορετικό Young's Modulus:

	Young's Modulus (Pa)	Poisson's Ratio
Adventitia	385643000	0.45
Media	1156928000	0.45

- Ρύθμιση Ελαστικότητας:

Τα γραμμικά μοντέλα επιτρέπουν την ανάλυση της συμπεριφοράς του τοιχώματος υπό μικρές παραμορφώσεις, προσφέροντας μια βασική κατανόηση της μηχανικής απόκρισης.



Εικόνα 3.5 Εισαγωγή παραμέτρων γραμμικού ελαστικού ιστροπτικού υλικού στο Comsol multiphysics

Μη Γραμμικά Υπερελαστικά Μοντέλα (Yeoh)

- Ορισμός Υλικών Ιδιοτήτων:

Οι σταθερές του μοντέλου Yeoh σε Pascal για ένα στρώμα:

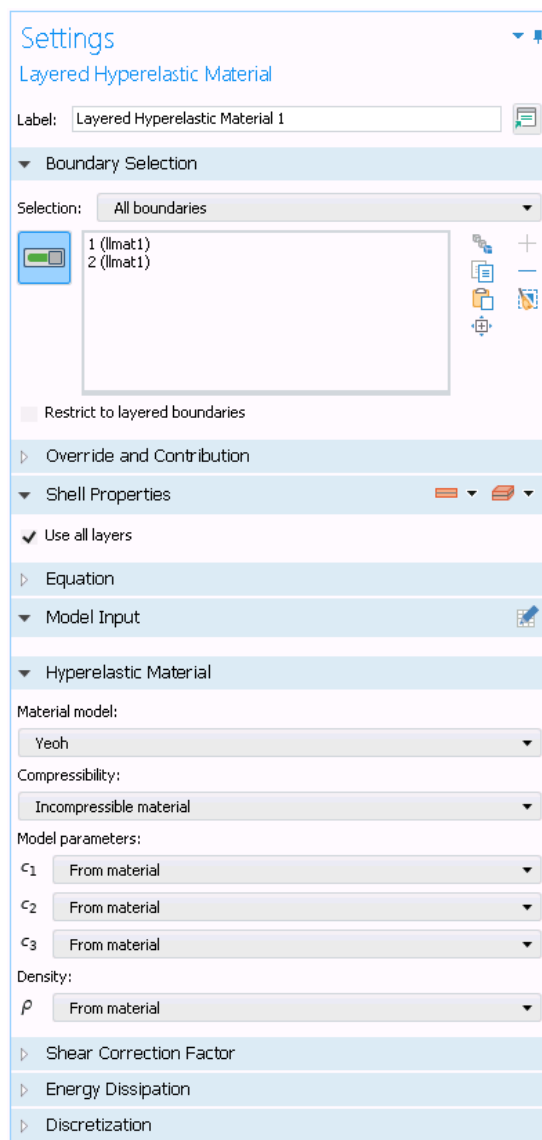
	C1 (Pa)	C2 (Pa)	C3 (Pa)
Single-Layer	154257083	-8000	3000

Για κάθε στρώμα σε Pascal:

	C1 (Pa)	C2 (Pa)	C3 (Pa)
Adventitia	64273833	-5000	2000
Media	192821333	-10000	3500

- Ανάλυση Μεγάλων Παραμορφώσεων:

Τα μη γραμμικά μοντέλα επιτρέπουν την προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς υπό μεγάλες παραμορφώσεις, παρέχοντας ρεαλιστικότερη εικόνα της δυναμικής του τοιχώματος.



Εικόνα 3.6 Εισαγωγή παραμέτρων μη-γραμμικού ελαστικού υλικού Yeoh στο Comsol multiphysics

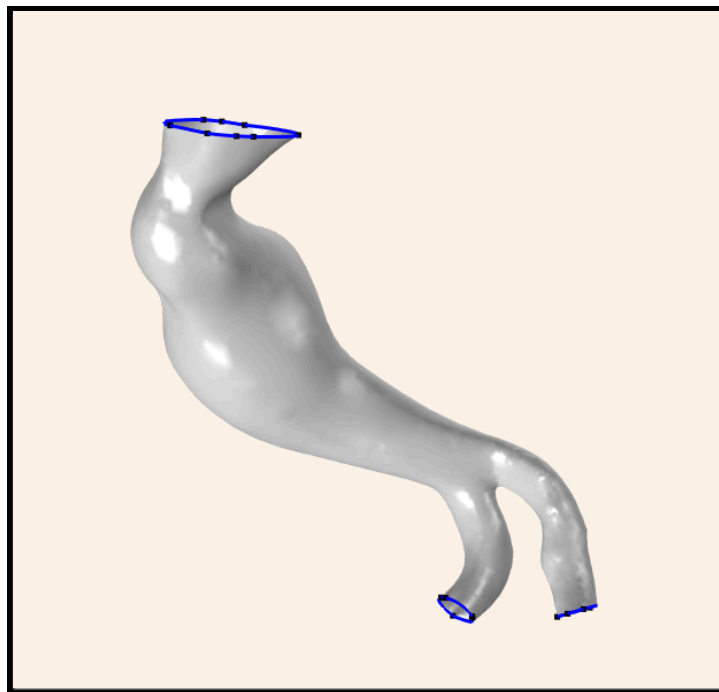
3.6.2 Συνοριακές Συνθήκες

Η προσομοίωση απαιτεί τον καθορισμό ρεαλιστικών συνοριακών συνθηκών και φορτίων:

1. Συνοριακές Συνθήκες:

- **Πάκτωση στις ακραίες διατομές:** Τα ανώτερα και κατώτερα άκρα των γεωμετριών κελύφους θεωρήθηκαν σταθερά, ώστε να αναπαραστήσουν τη σύνδεση της αορτής με τα περιβάλλοντα αγγεία. Η πάκτωση επιτρέπει την ακινητοποίηση των κόμβων σε αυτά τα σημεία, εξαλείφοντας όλους τους βαθμούς ελευθερίας. Στην **Εικόνα 3.7** παρουσιάζονται οι περιοχές πάκτωσης με μπλε χρώμα.
- **Ομοιόμορφη αρτηριακή πίεση:** Η πίεση εφαρμόστηκε κάθετα προς την εσωτερική επιφάνεια των τοιχωμάτων της αορτής, ώστε να αναπαραστήσει τη φυσιολογική αιμοδυναμική φόρτιση. Η πίεση είναι κάθετη στην εσωτερική επιφάνεια του κελύφους, όπως απεικονίζεται στην **Εικόνα 3.8 b)**. Η υπόθεση αυτή αποτελεί πρώτη προσέγγιση και μπορεί να αντικατασταθεί από λεπτομερέστερη κατανομή φορτίων, εάν υπάρχει αξιόπιστη ρευστομηχανική ανάλυση της ροής του αίματος [10][29].

2. Εφαρμοζόμενα Φορτία:



Εικόνα 3.7 Απεικόνιση πακτώσεων στο κέλυφος

Ανάλυση Τάσεων και σχετικές εξισώσεις

Στην παρούσα μελέτη, η ανάλυση τάσεων των ανευρυσματικών αορτών πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας τις τάσεις Von Mises, οι οποίες αποτελούν έναν κρίσιμο δείκτη για την εκτίμηση της αντοχής των τοιχωμάτων της αορτής υπό πολύαξονες συνθήκες φόρτισης. Η εξίσωση για την τάση Von Mises είναι η εξής:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

όπου:

$\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$: οι κύριες τάσεις στους τρεις άξονες.

Η τάση **Von Mises** επιτρέπει την πρόβλεψη της αστοχίας του τοιχώματος του ανευρύσματος, καθώς βασίζεται στο κριτήριο διαρροής υλικών. Η σύγκριση των τάσεων αυτών με τις ιδιότητες αντοχής του τοιχώματος συμβάλλει στην εκτίμηση του κινδύνου ρήξης.

Ισοδύναμη Αποκλίνουσα Παραμόρφωση (Equivalent Deviatoric Strain)

Η αποκλίνουσα παραμόρφωση είναι μια ποσότητα που αναπαριστά τις διατμητικές και αποκλίνουσες συνιστώσες της συνολικής παραμόρφωσης. Ορίζεται από τη σχέση:

$$e_{eq} = \sqrt{\frac{(\varepsilon_{xx} - \varepsilon_{yy})^2 + (\varepsilon_{yy} - \varepsilon_{zz})^2 + (\varepsilon_{zz} - \varepsilon_{xx})^2 + 6(\varepsilon_{xy}^2 + \varepsilon_{yz}^2 + \varepsilon_{zx}^2)}{2}}$$

όπου:

$\varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}$ είναι οι κύριες γραμμικές παραμορφώσεις

$\varepsilon_{xy}, \varepsilon_{yz}, \varepsilon_{zx}$ είναι οι διατμητικές παραμορφώσεις

Η εξίσωση αυτή επιτρέπει τον εντοπισμό των περιοχών με τις μεγαλύτερες αποκλίσεις παραμορφώσεων, γεγονός που είναι ιδιαίτερα σημαντικό για την εκτίμηση της μηχανικής συμπεριφοράς του ανευρύσματος υπό διαφορετικές συνθήκες φόρτισης.

- Εφαρμόζεται **Συστολική Πίεση (SAP)** 15 kPa (15000 Pa ή ~112.5 mmHg) για την προσομοίωση της αιμοδυναμικής κατάστασης [2][9].
 - Η πυκνότητα του τοιχώματος ορίζεται στα 1060 kg/m³, τιμή που αντανάκλα τη μέση πυκνότητα του ανθρώπινου ιστού της αορτής [3][32].
3. Προσαρμογή στο COMSOL:
- Η λεπτομερής ρύθμιση του πλέγματος (meshing) διασφαλίζει την ακρίβεια της ανάλυσης.
 - Χρησιμοποιούνται shell elements για την αναπαράσταση του λεπτού τοιχώματος της αορτής.

Στην **Εικόνα 3.9(a)** απεικονίζεται η γεωμετρία του κελύφους, ενώ στην **Εικόνα 3.9(b)** φαίνεται το πάχος του τοιχώματος και οι βαθμοί ελευθερίας του κελύφους. Στην **εικόνα 3.8 b)** ορίζεται και η πίεση ($P=15\text{kPa}$).

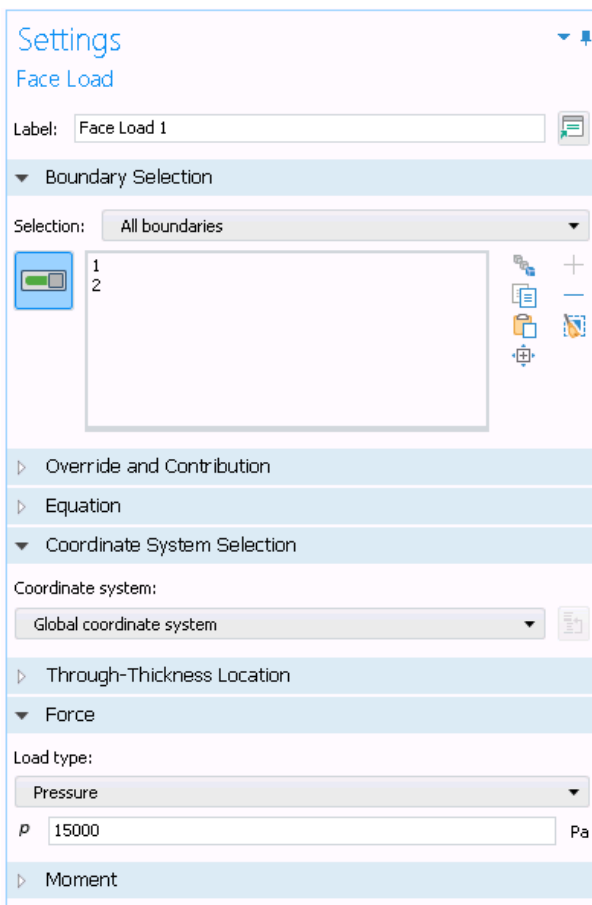
Μέτρο Μετατόπισης (Displacement Magnitude)

Το μέτρο της συνολικής μετατόπισης ενός σημείου στο χώρο ορίζεται ως:

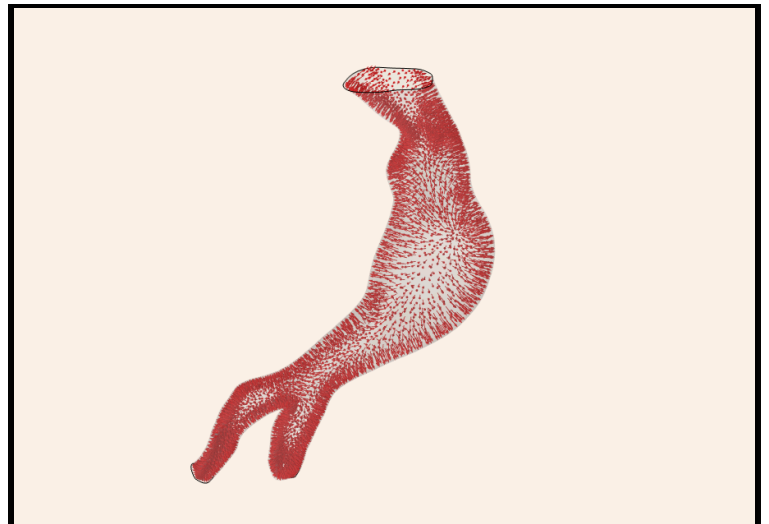
$$U = \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}$$

όπου:

- u_x, u_y, u_z είναι τα συστατικά των μετατοπίσεων στους άξονες X,Y,Z.



Εικόνα 3.8 a) Εφαρμογή πίεσης στο Cmsol



Εικόνα 3.8 b) Απεικόνιση διανυσμάτων πίεσης στο εσωτερικό του κελύφους

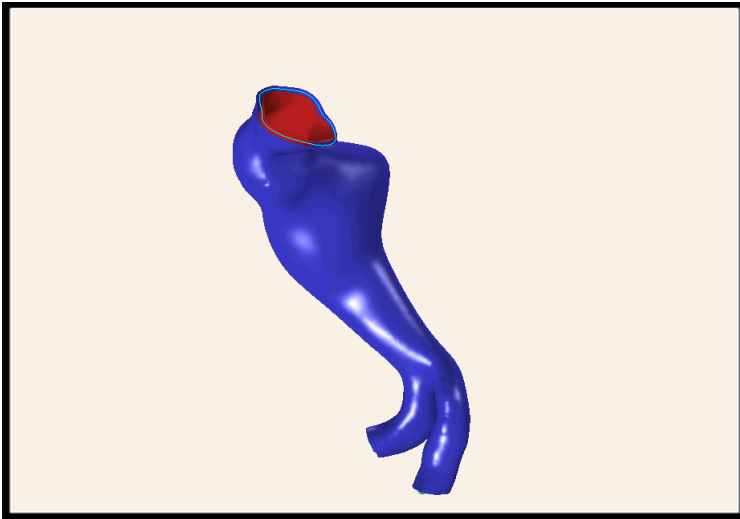
3.7 Εξαγωγή Αποτελεσμάτων

Μετά την ολοκλήρωση της ανάλυσης FEM, τα αποτελέσματα εξάγονται με τη μορφή:

Εντοπισμός περιοχών υψηλών τάσεων.

Υπολογισμός Μέγιστων αποκλίνουσων παραμορφώσεων και τάσεων Von Mises.

Υπολογισμός της μέγιστης μετατόπισης σε διάφορες περιοχές της αορτής.

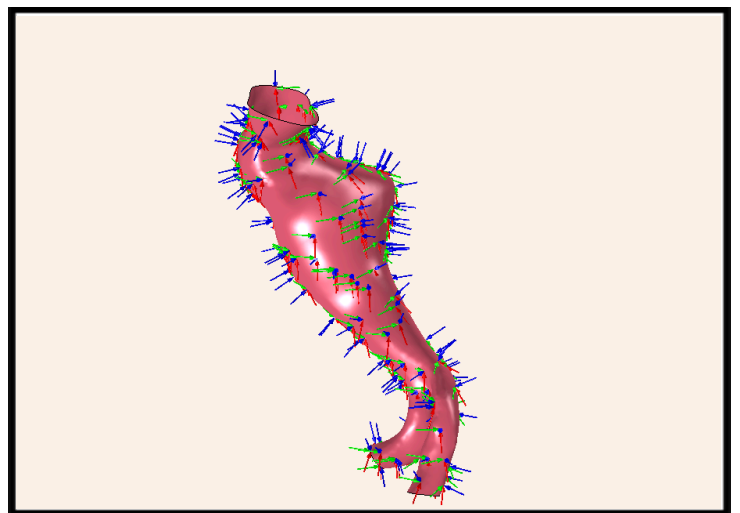


Σημασία της Υλοποίησης Προσομοίωσης

Η προσομοίωση στο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων παρέχει μια πλήρη και λεπτομερή κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς των AAA. Τα γραμμικά μοντέλα προσφέρουν μια αρχική εκτίμηση της απόκρισης, ενώ τα μη γραμμικά μοντέλα αποκαλύπτουν τις πραγματικές δυναμικές της ρήξης.

Εικόνα 3.9 α) Γεωμετρία κελύφους (Shell)

Η ακρίβεια και η δυνατότητα εξατομίκευσης καθιστούν την προσομοίωση FEM ένα κρίσιμο εργαλείο για τη μελέτη της παθοφυσιολογίας των ανευρυσμάτων.



Εικόνα 3.9 b) Βαθμοί ελευθερίας επιφάνειας κελύφους

Κεφάλαιο 4 : Αποτελέσματα Αναλύσεων

4.1 Εισαγωγή στα Αποτελέσματα

Στο παρόν κεφάλαιο, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την ανάλυση των μοντέλων, δίνοντας έμφαση στα εξής:

1. Κατανομή Τάσεων και Παραμορφώσεων:
Αποτύπωση των περιοχών αυξημένου κινδύνου ρήξης στο τοίχωμα του ανευρύσματος.
Σύγκριση της συμπεριφοράς των μοντέλων υπό γραμμικές και μη γραμμικές αναλύσεις.
2. Σύγκριση Μονοστρωματικών και Πολυστρωματικών Μοντέλων:
Ανάλυση των διαφορών μεταξύ απλουστευμένων (μονοστρωματικών) και πιο ρεαλιστικών (πολυστρωματικών) μοντέλων.
Εξαγωγή συμπερασμάτων για τη σημασία της πολυστρωματικής προσέγγισης στη μελέτη των AAA.
3. Ερμηνεία Αποτελεσμάτων:
Πώς τα ευρήματα συνδέονται με τον κίνδυνο ρήξης του ανευρύσματος.
Συσχέτιση με κλινικές παρατηρήσεις και τη βιβλιογραφία.

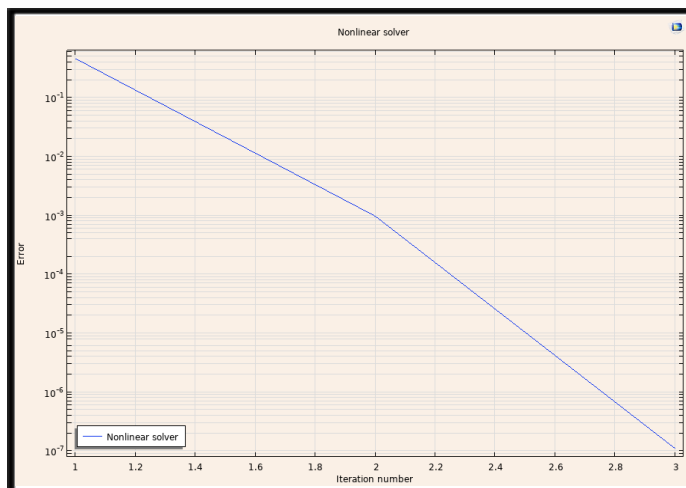
4.2 Στατική Ανάλυση

4.2.1 Γραμμική

Η στατική γραμμική ανάλυση των μονοστρωματικών και πολυστρωματικών μοντέλων της κοιλιακής αορτής (AAA) πραγματοποιήθηκε για να διερευνηθεί η μηχανική απόκριση του τοιχώματος υπό φυσιολογικές πιέσεις. Στη γραμμική προσέγγιση θεωρήθηκε ότι το υλικό παραμένει ελαστικό και ομοιογενές, με τις τάσεις και τις παραμορφώσεις να αυξάνονται γραμμικά σε σχέση με τις εφαρμοζόμενες φορτίσεις [1].

4.2.2 Μη Γραμμική

Η στατική μη γραμμική ανάλυση βασίστηκε σε υπερελαστικά μοντέλα, όπως το Yeoh, που αποτυπώνουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τη μηχανική συμπεριφορά των βιολογικών ιστών υπό υψηλές παραμορφώσεις [8]. Αυτή η μέθοδος εξετάζει την απόκριση τόσο των μονοστρωματικών όσο και των πολυστρωματικών μοντέλων [6]. Στην ανάλυση αυτή το φορτίο ασκήθηκε σε ένα βήμα και χρειάστηκαν από 3-7 επαναλήψεις, ανάλογα το μοντέλο, για να ολοκληρωθεί η ανάλυση.



Εικόνα 4.0.1 Μη γραμμικός επιλυτής-Αριθμός επαναλήψεων

4.3 Γραμμικά Μοντέλα

Τα γραμμικά μοντέλα προσφέρουν μια βασική, αλλά σημαντική, θεώρηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος της κοιλιακής αορτής. Υποθέτουν ότι οι τάσεις και οι παραμορφώσεις αυξάνονται γραμμικά ανάλογα με τις φορτίσεις, παρέχοντας έτσι ένα γρήγορο εργαλείο για την αρχική ανάλυση [9].

Μονοστρωματικά Γραμμικά Μοντέλα

Η μονοστρωματική προσέγγιση βασίζεται στη θεώρηση ότι το τοίχωμα είναι ομοιογενές και ισοτροπικό. Ενώ αυτή η απλοποίηση είναι χρήσιμη για την κατανόηση των βασικών αρχών που διέπουν τη μηχανική απόκριση της αορτής, εντούτοις παραλείπει την πολυπλοκότητα της δομής της.

Πολυστρωματικά Γραμμικά Μοντέλα

Τα πολυστρωματικά γραμμικά μοντέλα λαμβάνουν υπόψη τη διαφοροποίηση μεταξύ του Media και του Adventitia, των δύο κύριων στρωμάτων του τοιχώματος. Το Media, λόγω των ιδιαίτερων μηχανικών του ιδιοτήτων, φέρει τις μεγαλύτερες καταπονήσεις, ενώ το Adventitia προσφέρει δομική ενίσχυση.

4.4 Μη Γραμμικά Μοντέλα

Τα μη γραμμικά μοντέλα αποτελούν μια πιο προηγμένη προσέγγιση, η οποία βασίζεται σε υπερελαστικά υλικά και συγκεκριμένα το μοντέλο Yeoh. Αυτά τα μοντέλα μπορούν να αποτυπώσουν τη συμπεριφορά του τοιχώματος υπό μεγάλες παραμορφώσεις [22][8].

Μονοστρωματικά Μη Γραμμικά Μοντέλα

Η μονοστρωματική μη γραμμική ανάλυση λαμβάνει υπόψη τη απόκριση του βιολογικού ιστού, η οποία αυξάνει την ακαμψία του υλικού καθώς οι παραμορφώσεις μεγαλώνουν.

Πολυστρωματικά Μη Γραμμικά Μοντέλα

Τα πολυστρωματικά μη γραμμικά μοντέλα εισάγουν την πολυπλοκότητα της ετερογένειας του τοιχώματος της αορτής. Η διαφοροποίηση μεταξύ Media και Adventitia επιτρέπει πιο ακριβή εκτίμηση των τάσεων και των παραμορφώσεων από ότι τα μονοστρωματικά. Το Media, λόγω της μεγαλύτερης ευθραυστότητάς του, εμφανίζει υψηλότερες τάσεις, ενώ το Adventitia μειώνει τη συνολική καταπόνηση, λειτουργώντας ως προστατευτικό στρώμα.

4.5 Προσομοίωση μοντέλων

Σε κάθε προσομοίωση, η οπτικοποίηση της συμπεριφοράς του μοντέλου αποτελεί βασικό στοιχείο για την ανάλυση και κατανόηση της μηχανικής απόκρισής του, καθώς και για την εξαγωγή αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Στην παρούσα ενότητα, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που πραγματοποιήθηκαν για όλα τα μοντέλα, τα οποία κατασκευάστηκαν και αναλύθηκαν με βάση την παραμετροποίηση που είχε οριστεί.

Συγκεκριμένα, οι προσομοιώσεις περιλαμβάνουν την απεικόνιση των εξής μηχανικών μεγεθών:

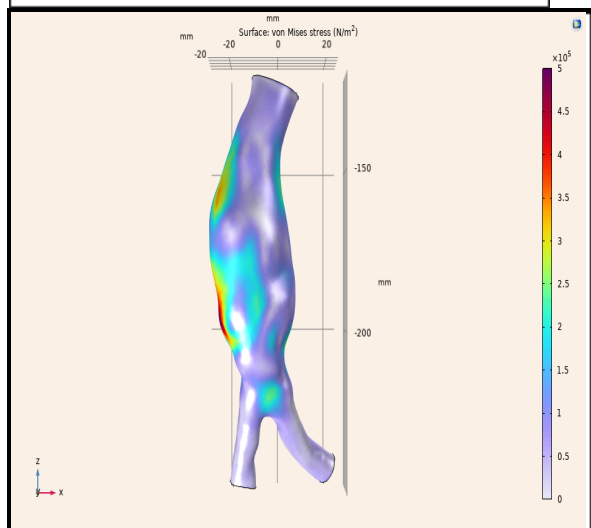
- **Τάσεις von Mises (Von Mises Stress):** Οι τάσεις αυτές αντιπροσωπεύουν την απόκριση του υλικού στις εφαρμοζόμενες δυνάμεις, παρέχοντας μια συνολική εικόνα της κατανομής των τάσεων στα τοιχώματα του ανευρύσματος.
- **Μέση Αποκλίνουσα Παραμόρφωση (Equivalent Deviatoric Strain):** Αναφέρεται στην παραμόρφωση που προκύπτει από τη συμπίεση ή την τάση σε διάφορες περιοχές του μοντέλου.
- **Μέγιστη Μετατόπιση (Displacement Magnitude):** Αντιπροσωπεύει τη μέγιστη αλλαγή θέσης του τοιχώματος του ανευρύσματος υπό τις εφαρμοζόμενες φορτίσεις.

Στις παρακάτω απεικονίσεις παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης για κάθε μοντέλο, με έμφαση στις παραπάνω μηχανικές ιδιότητες, πρώτα της γραμμικής ανάλυσης για ένα και δύο στρώματα και στη συνέχεια της μη γραμμικής $Υε0h$ αντίστοιχα. Τα μοντέλα είναι στοιχισμένα σε δύο στήλες για την ευκολία σύγκρισής τους οπτικά. Η ανάλυση των αποτελεσμάτων επιτρέπει την κατανόηση της συμπεριφοράς των τοιχωμάτων του ανευρύσματος υπό διαφορετικές συνθήκες φορτίσεων και γεωμετρίας, συμβάλλοντας στην αξιολόγηση της σταθερότητας και του κινδύνου ρήξης.

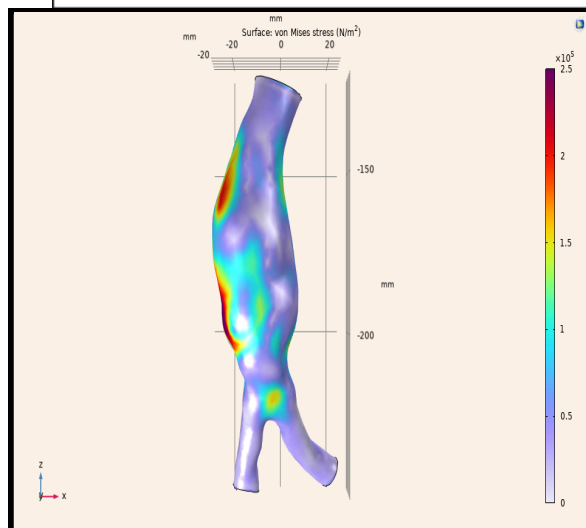
Γραμμικό μοντέλο υλικού ενός στρώματος

T1_P2

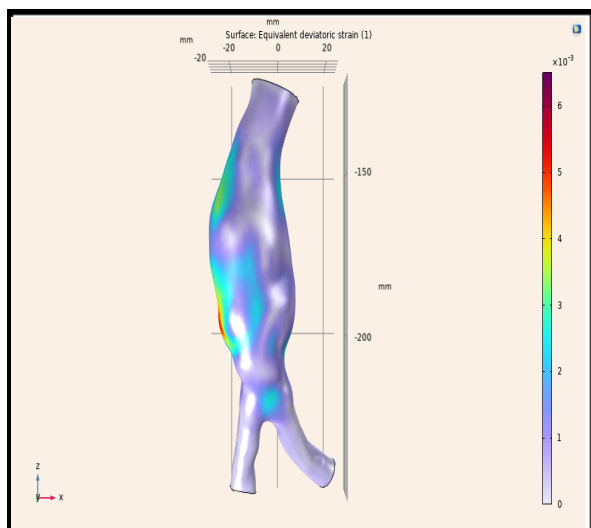
Γραμμικό μοντέλο υλικού δύο στρωμάτων



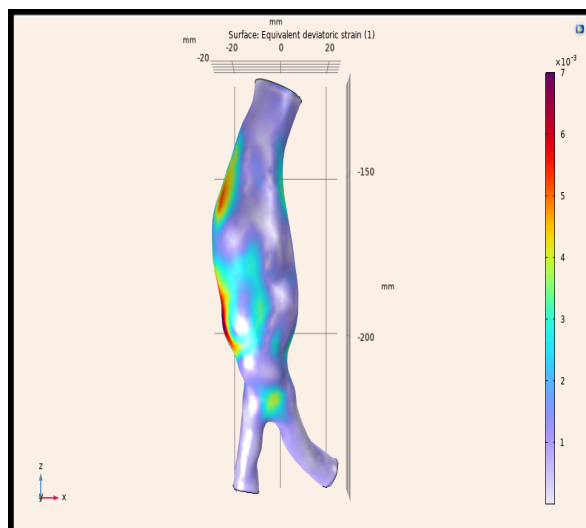
Εικόνα 4.1 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



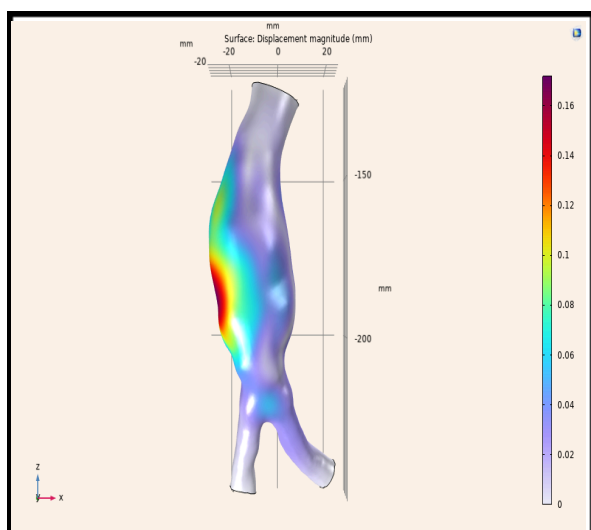
Εικόνα 4.2 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



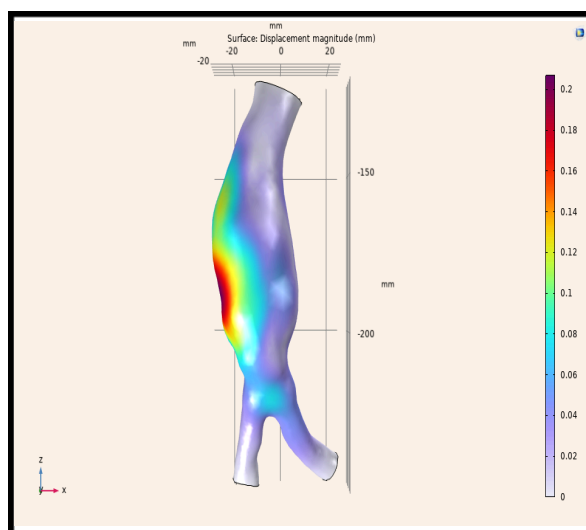
Εικόνα 4.1 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



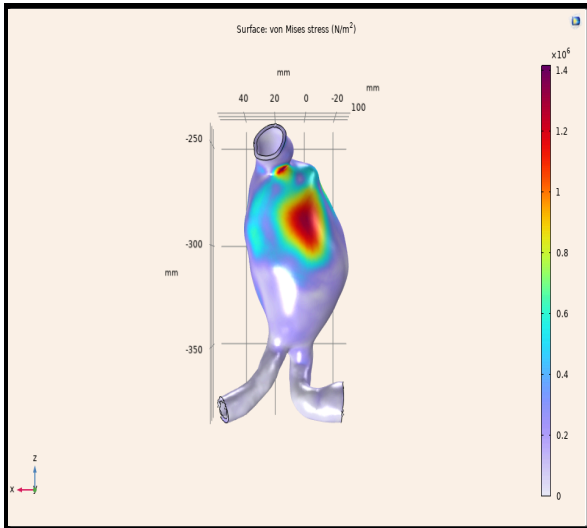
Εικόνα 4.2 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



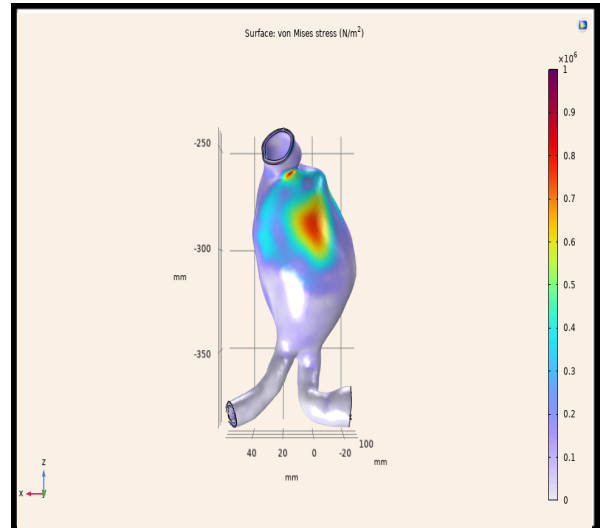
Εικόνα 4.1 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



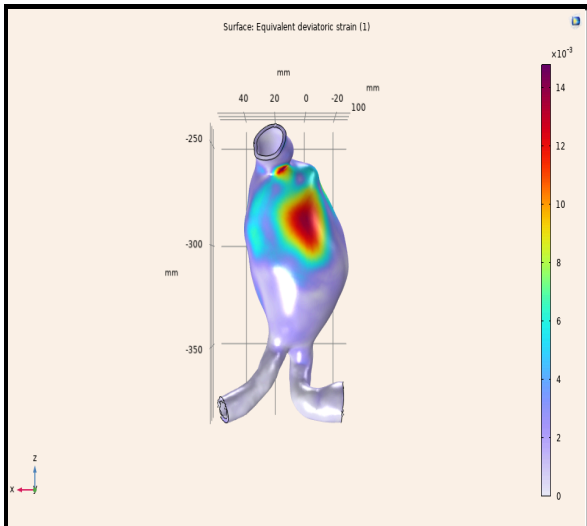
Εικόνα 4.2 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



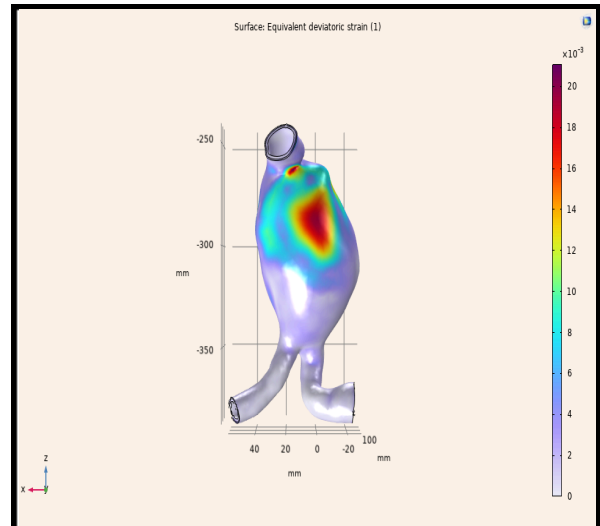
Εικόνα 4.3 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



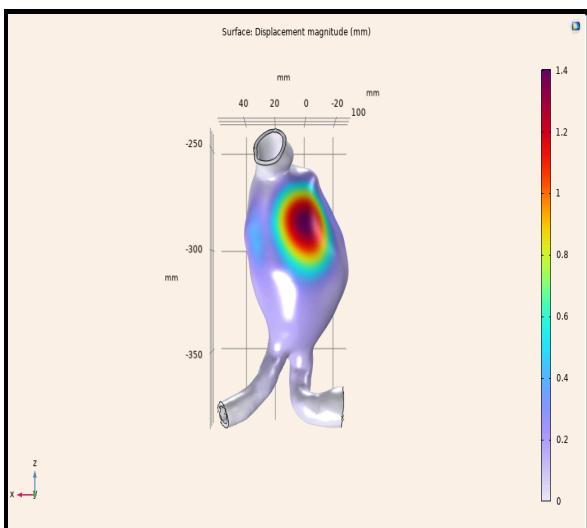
Εικόνα 4.4 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



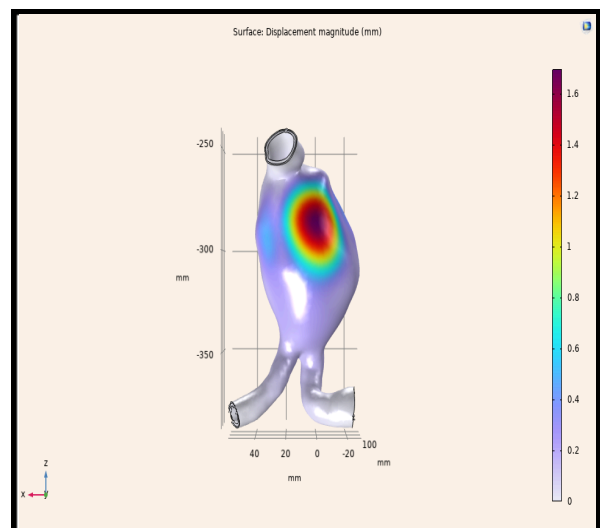
Εικόνα 4.3 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



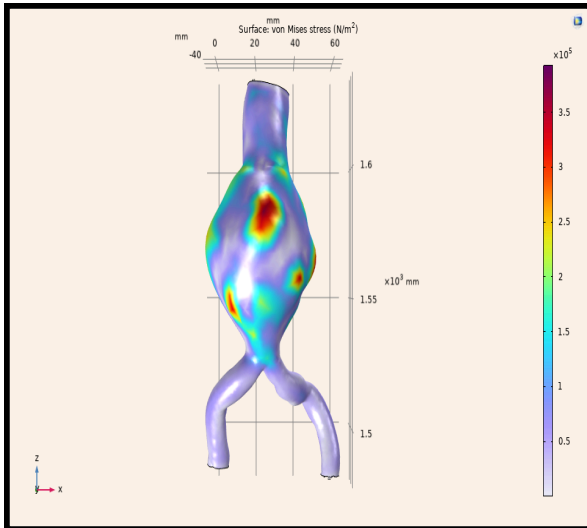
Εικόνα 4.4 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



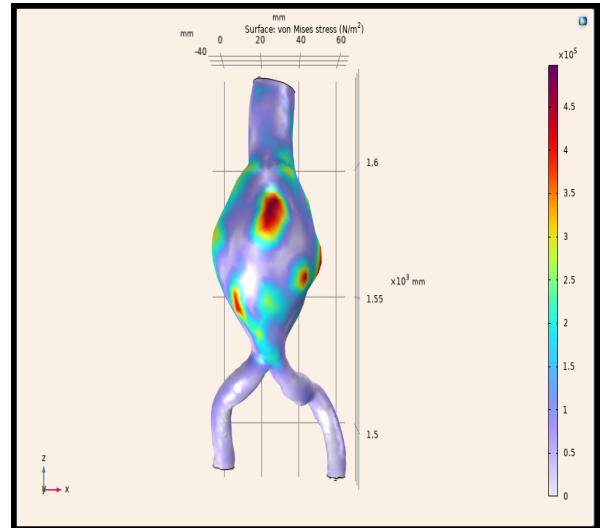
Εικόνα 4.3 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



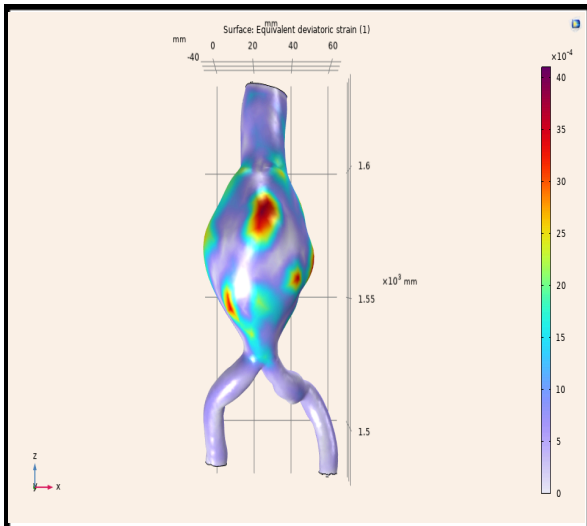
Εικόνα 4.4 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



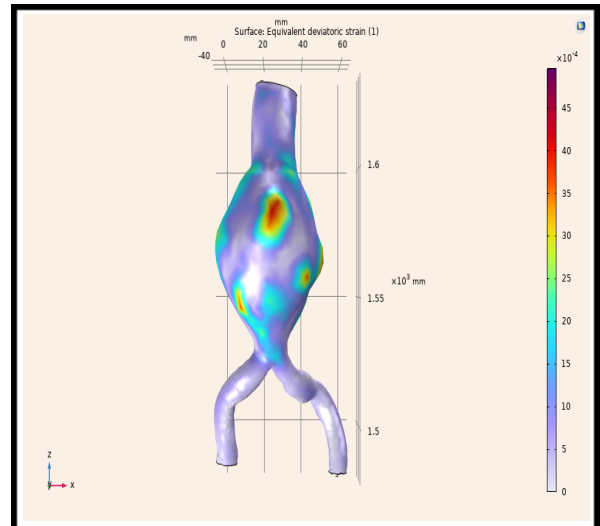
Εικόνα 4.5 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



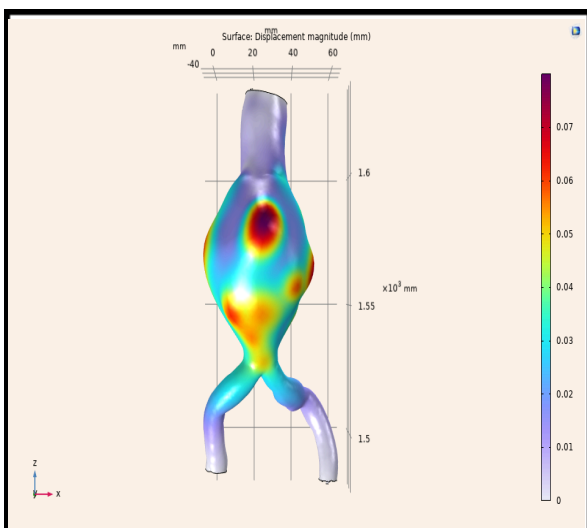
Εικόνα 4.6 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



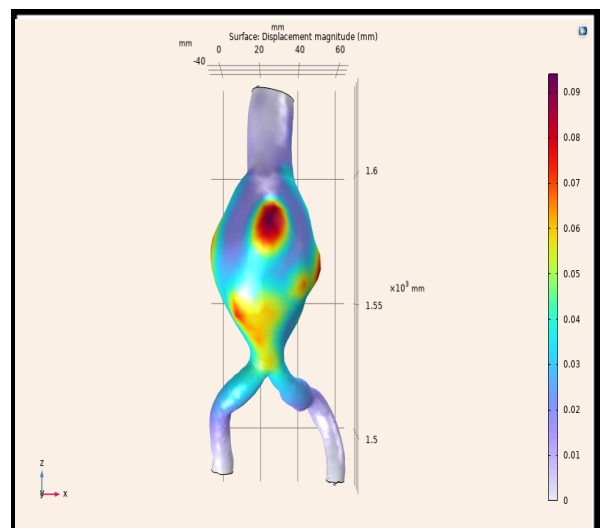
Εικόνα 4.5 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



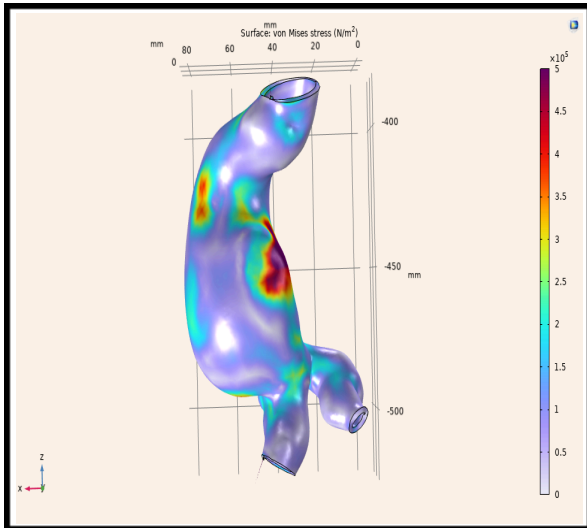
Εικόνα 4.6 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



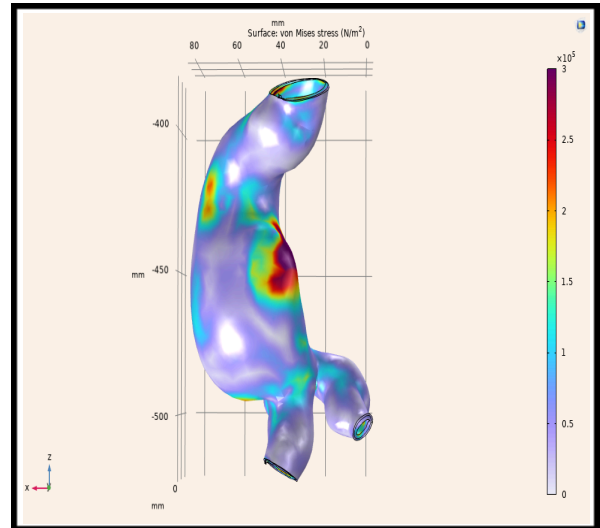
Εικόνα 4.5 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



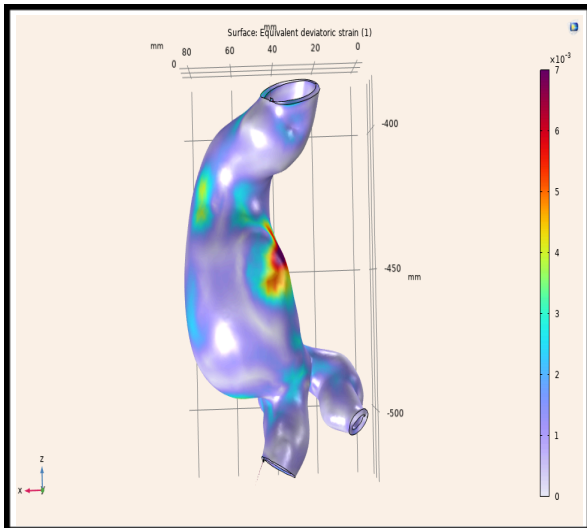
Εικόνα 4.6 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



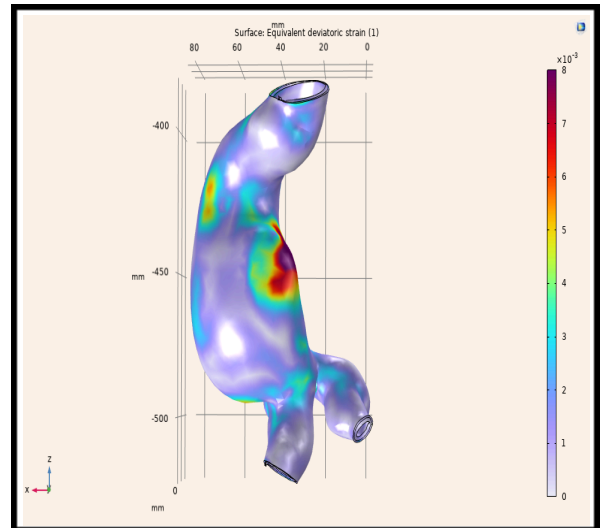
Εικόνα 4.7 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



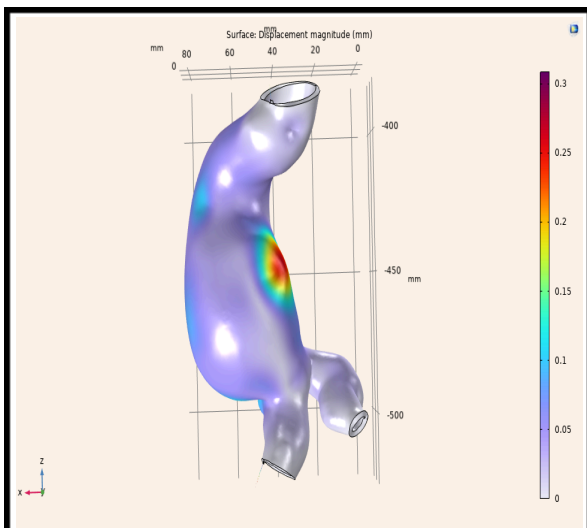
Εικόνα 4.8 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



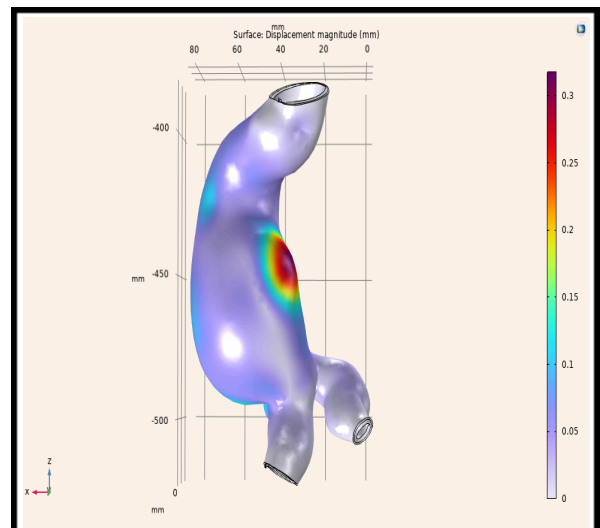
Εικόνα 4.7 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



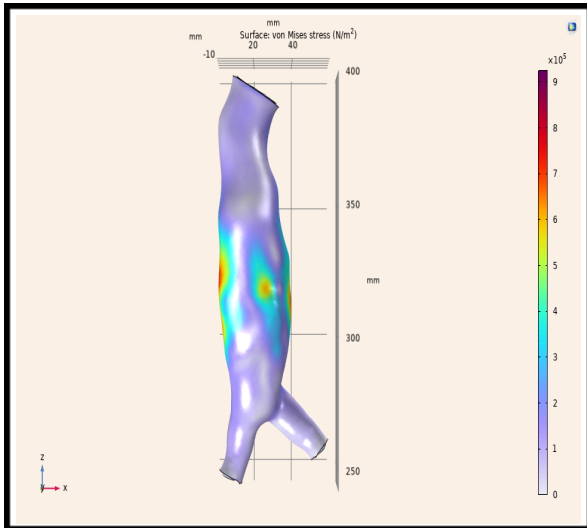
Εικόνα 4.8 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



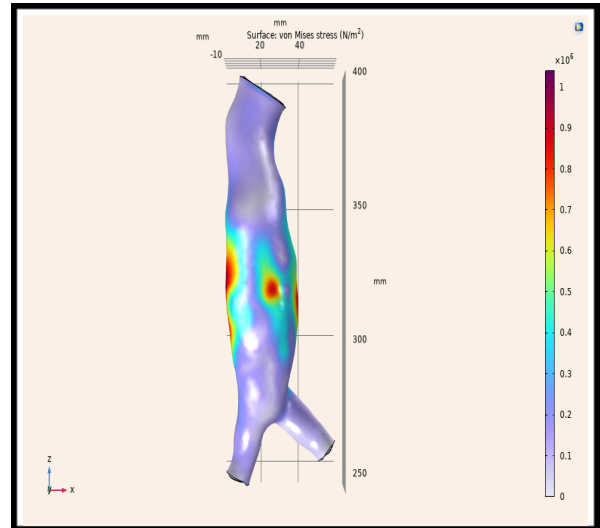
Εικόνα 4.7 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



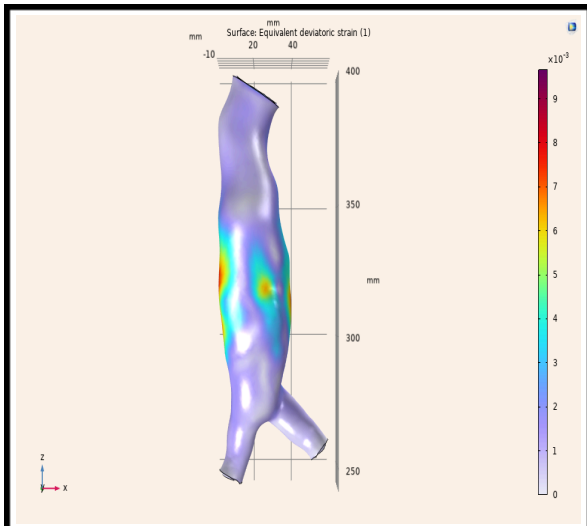
Εικόνα 4.8 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



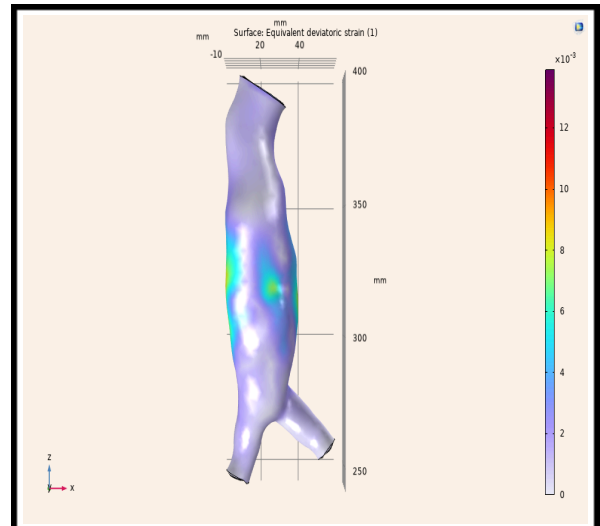
Εικόνα 4.9 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



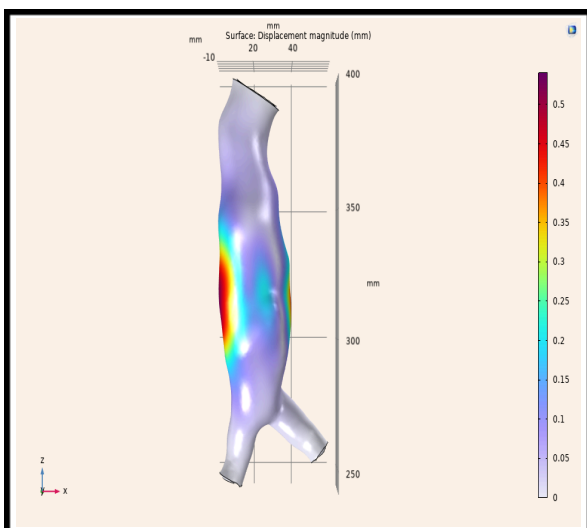
Εικόνα 4.10 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



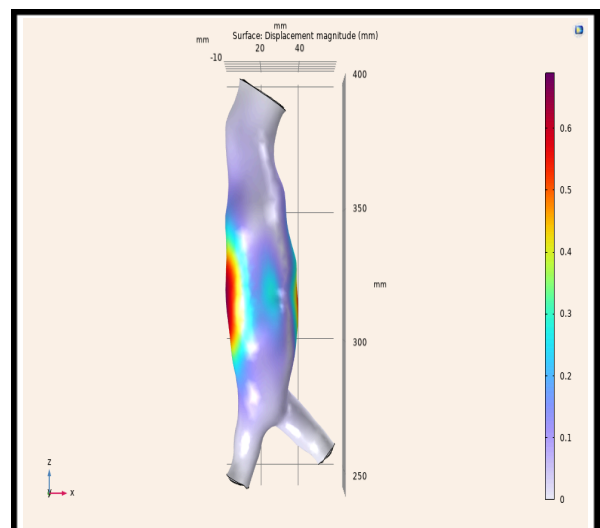
Εικόνα 4.9 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



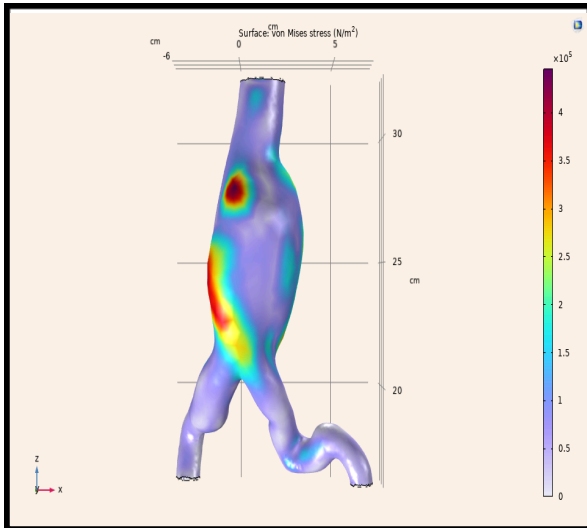
Εικόνα 4.10 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



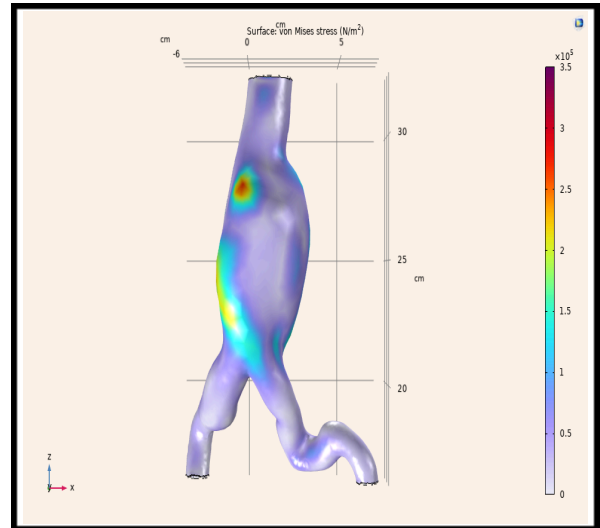
Εικόνα 4.9 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



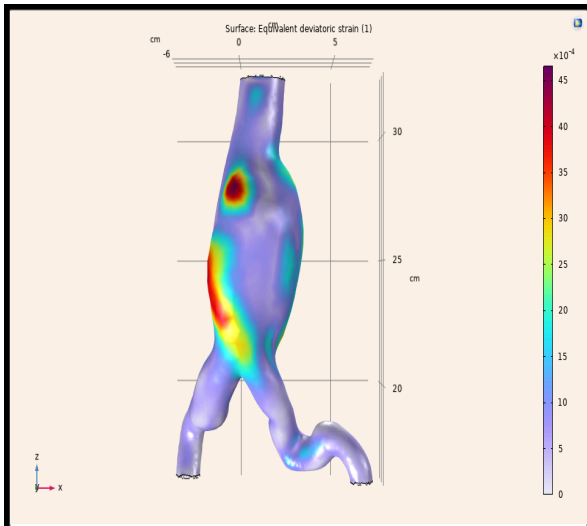
Εικόνα 4.10 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



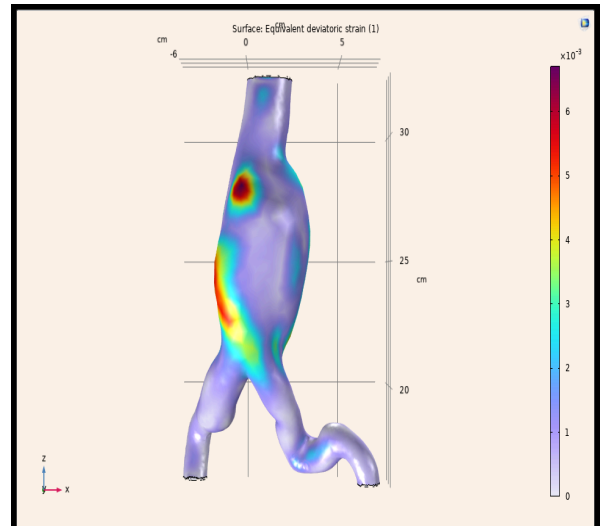
Εικόνα 4.11 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



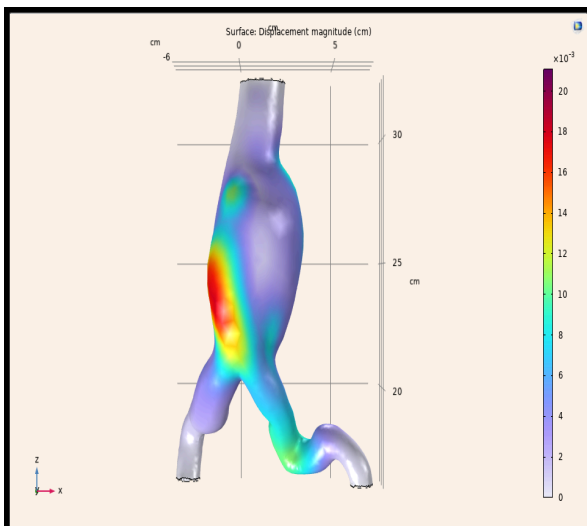
Εικόνα 4.12 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



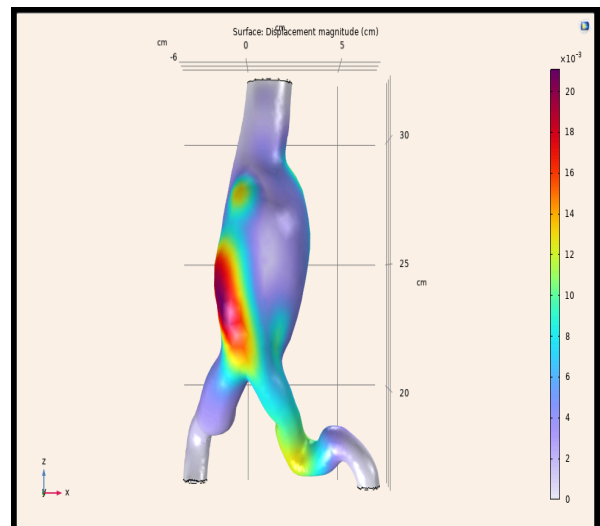
Εικόνα 4.11 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



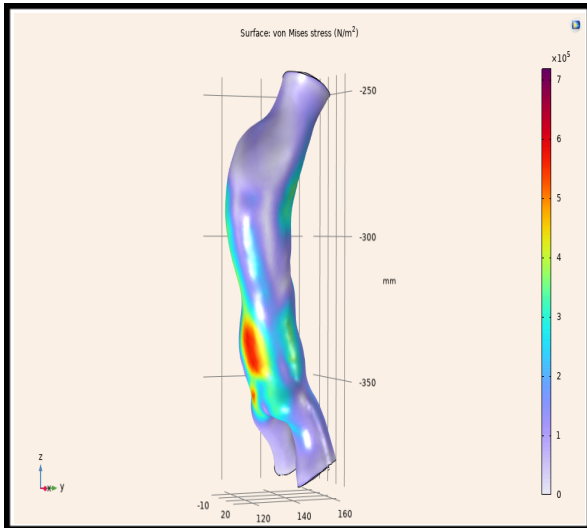
Εικόνα 4.12 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



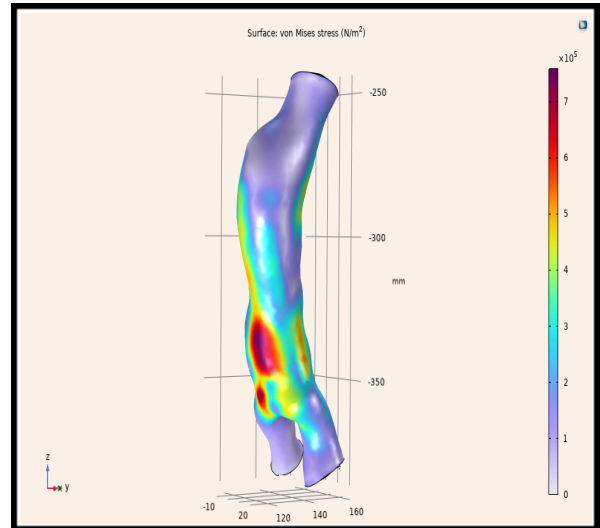
Εικόνα 4.11 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



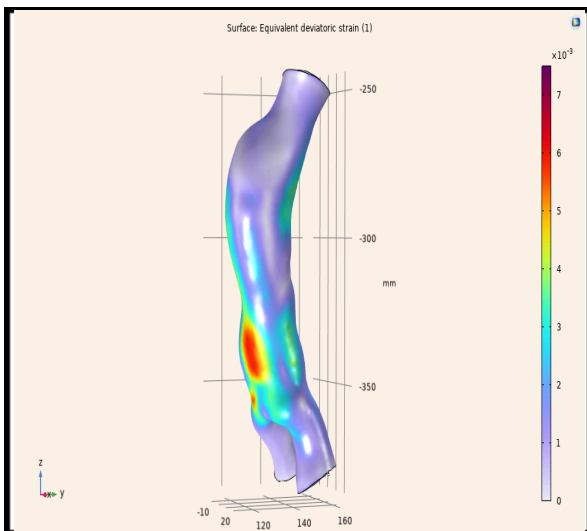
Εικόνα 4.12 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



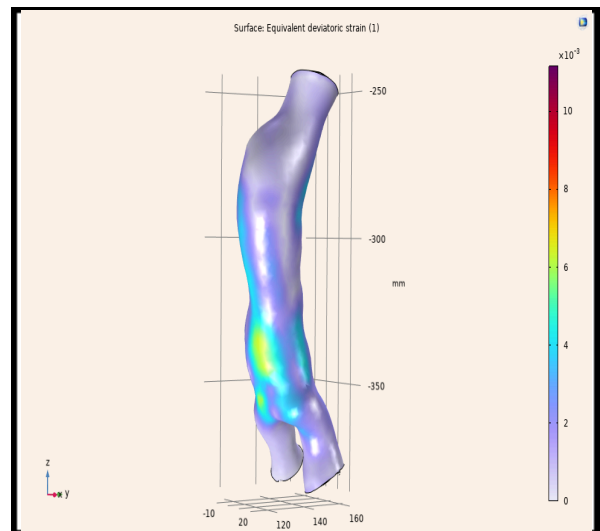
Εικόνα 4.13 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



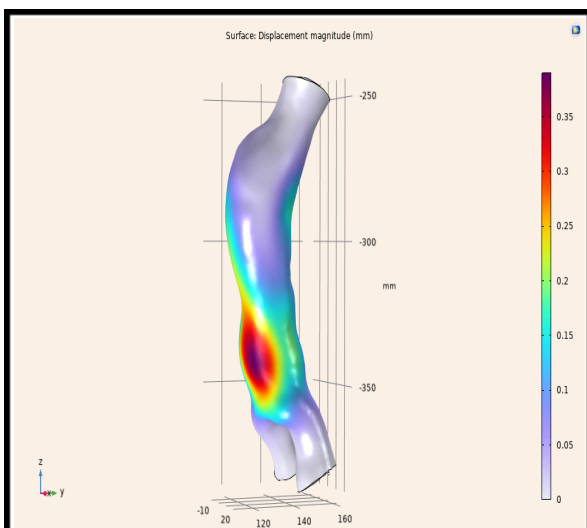
Εικόνα 4.14 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



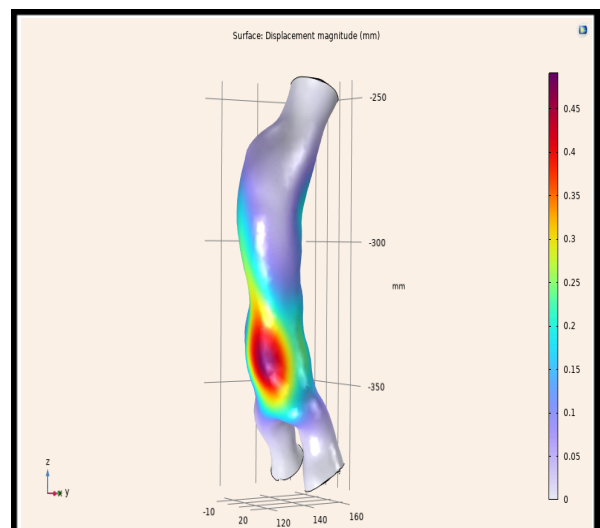
Εικόνα 4.13 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



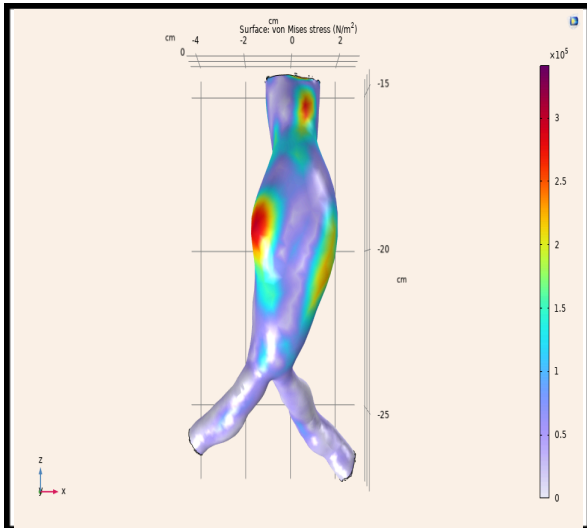
Εικόνα 4.14 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



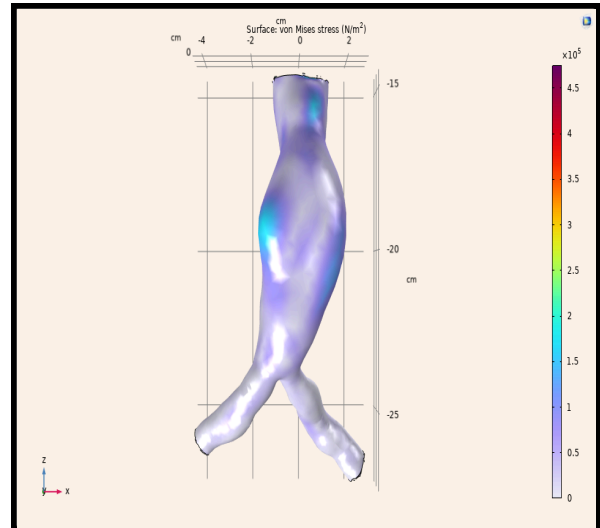
Εικόνα 4.13 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



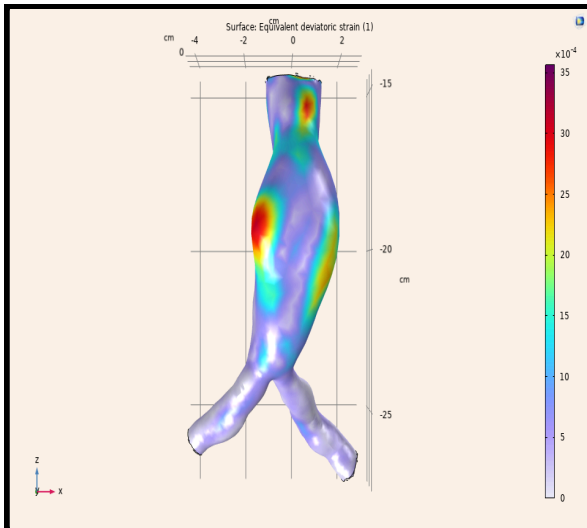
Εικόνα 4.14 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



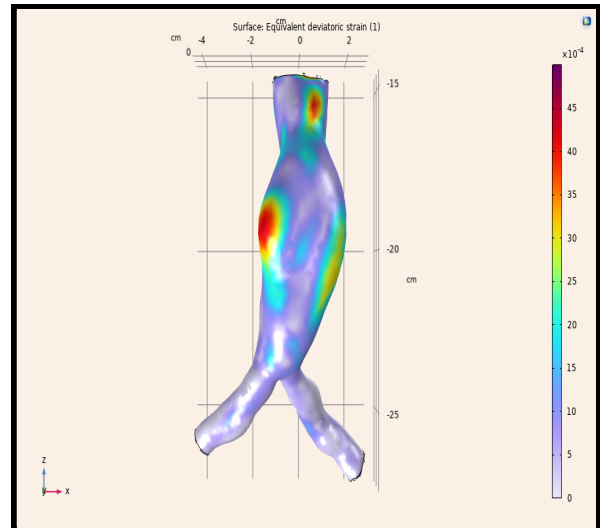
Εικόνα 4.15 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



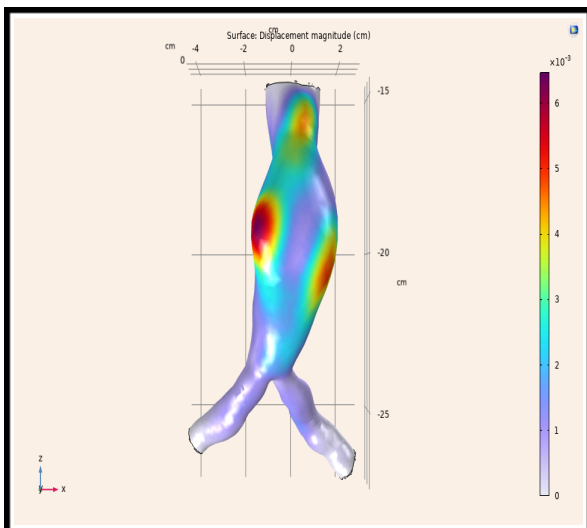
Εικόνα 4.16 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



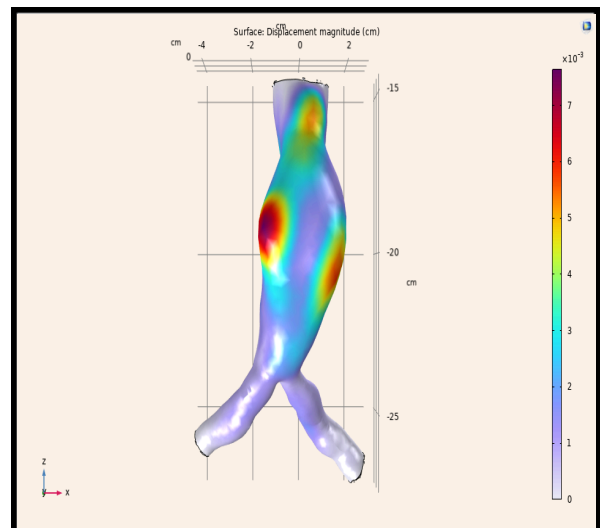
Εικόνα 4.15 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



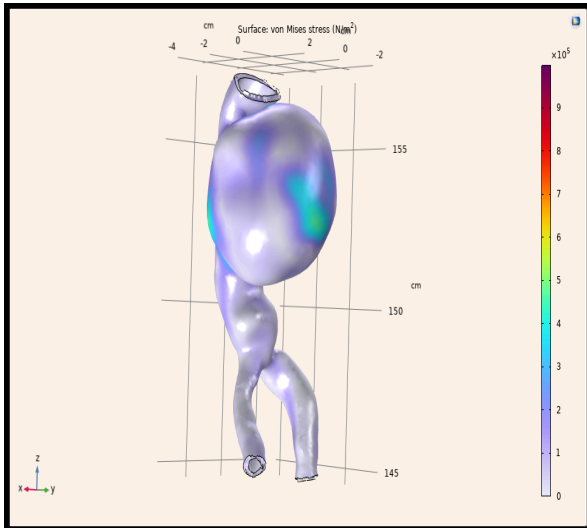
Εικόνα 4.16 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



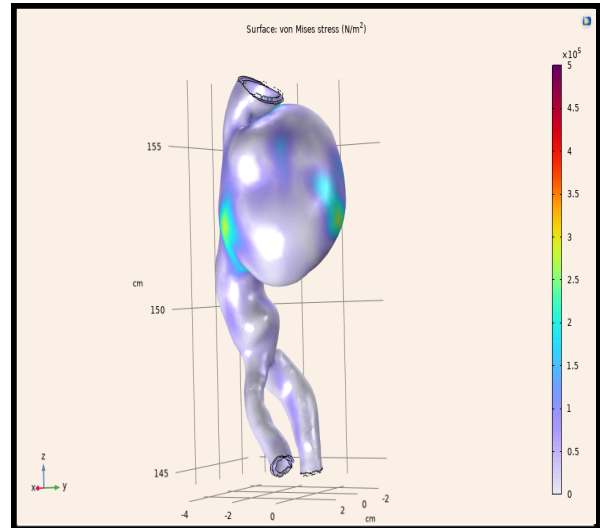
Εικόνα 4.15 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



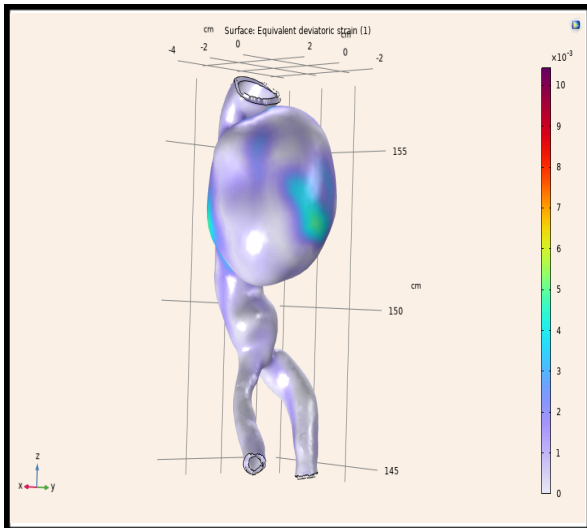
Εικόνα 4.16 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



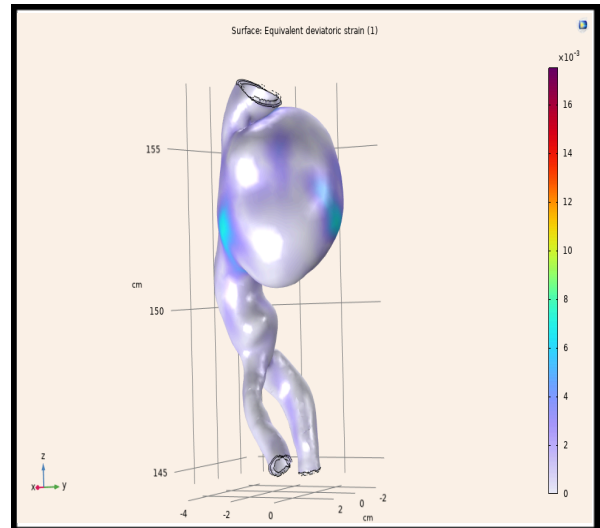
Εικόνα 4.17 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



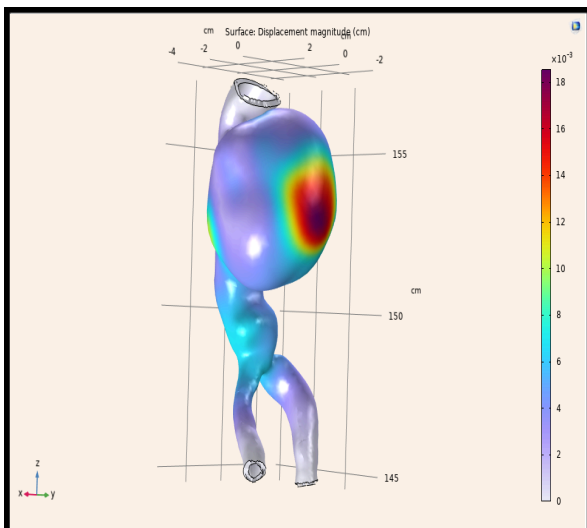
Εικόνα 4.18 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



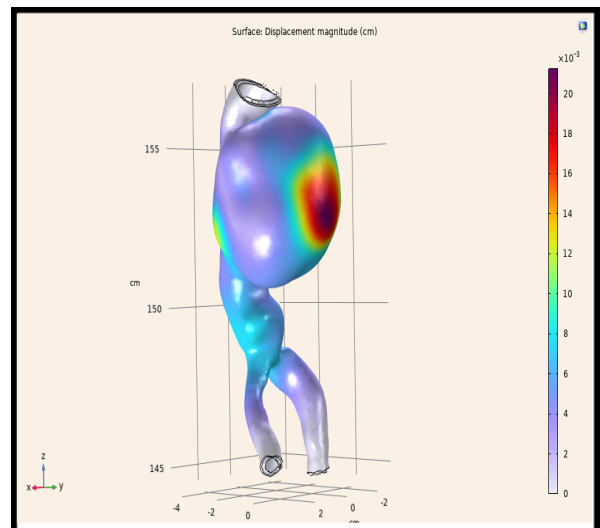
Εικόνα 4.17 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



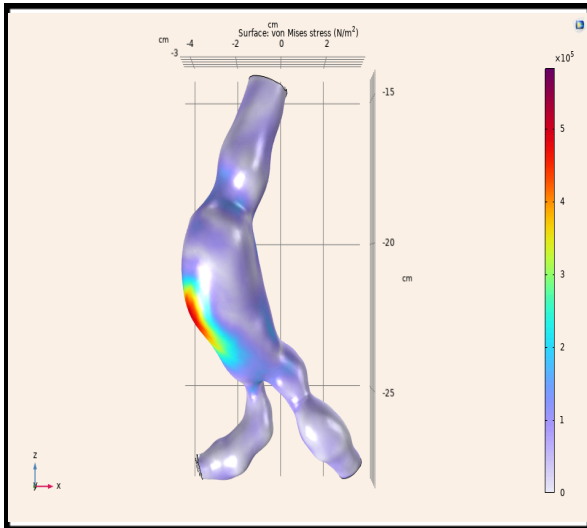
Εικόνα 4.18 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



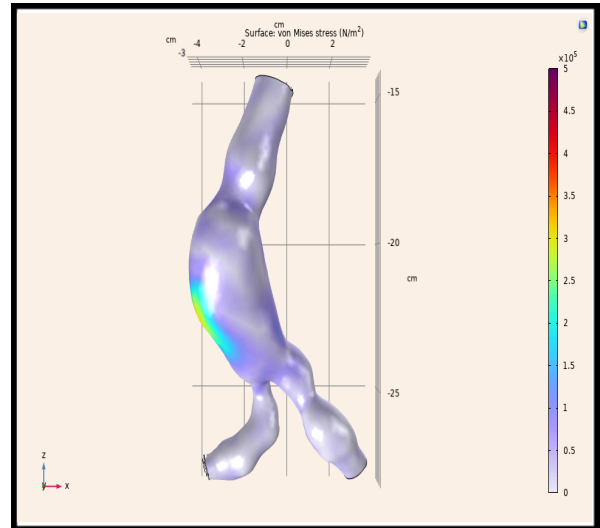
Εικόνα 4.17 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



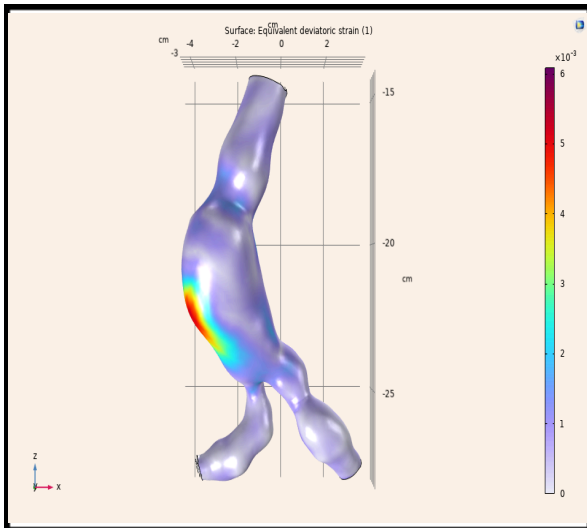
Εικόνα 4.18 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



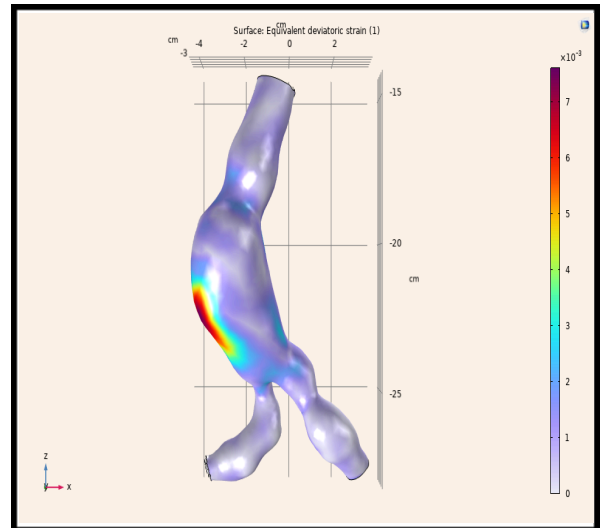
Εικόνα 4.19 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



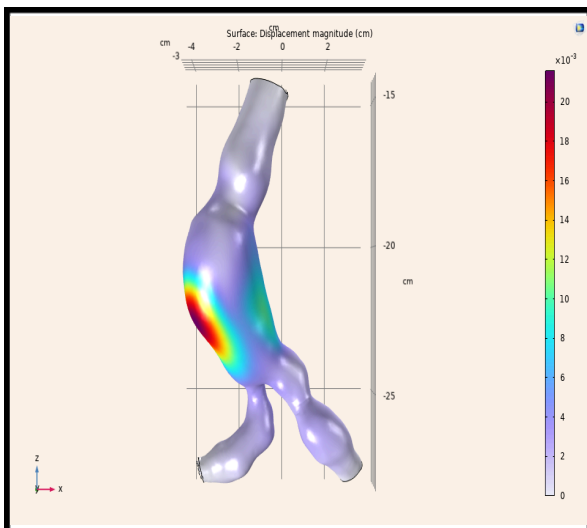
Εικόνα 4.20 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



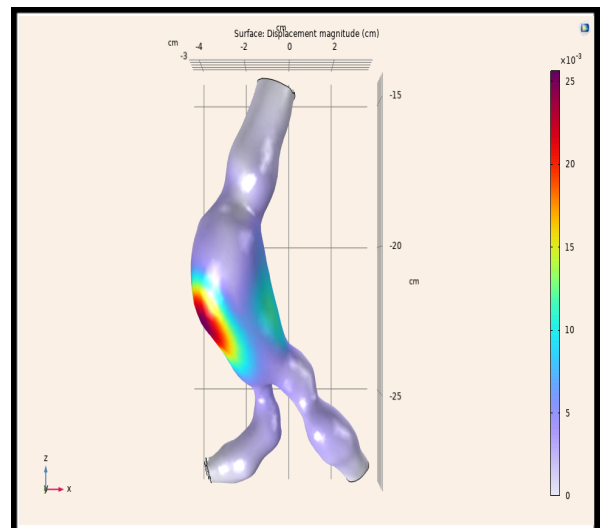
Εικόνα 4.19 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



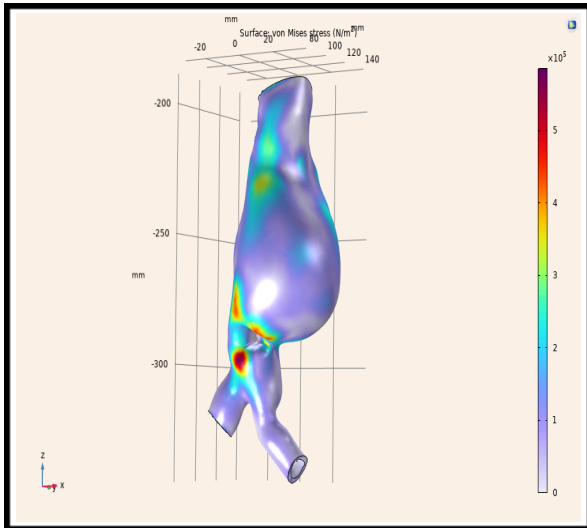
Εικόνα 4.20 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



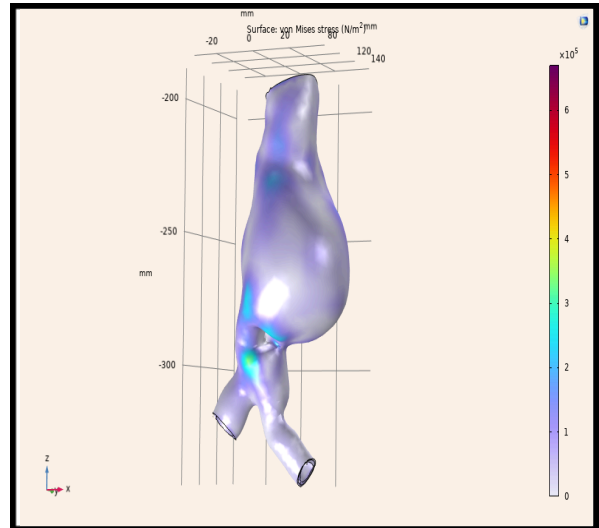
Εικόνα 4.19 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



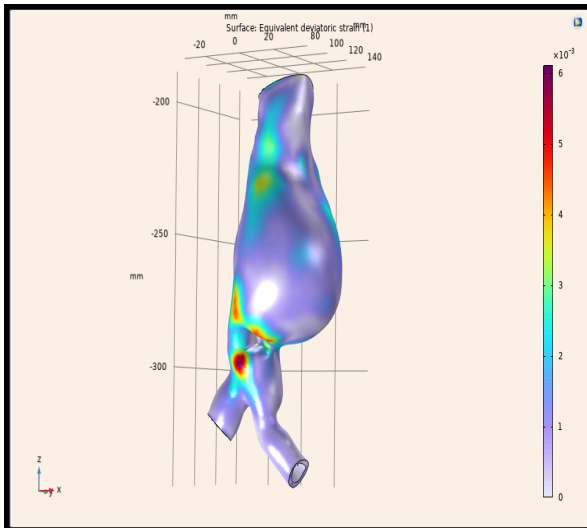
Εικόνα 4.20 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



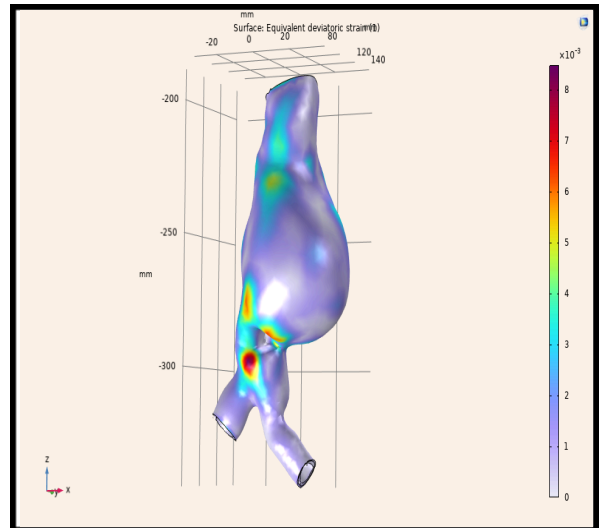
Εικόνα 4.21 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



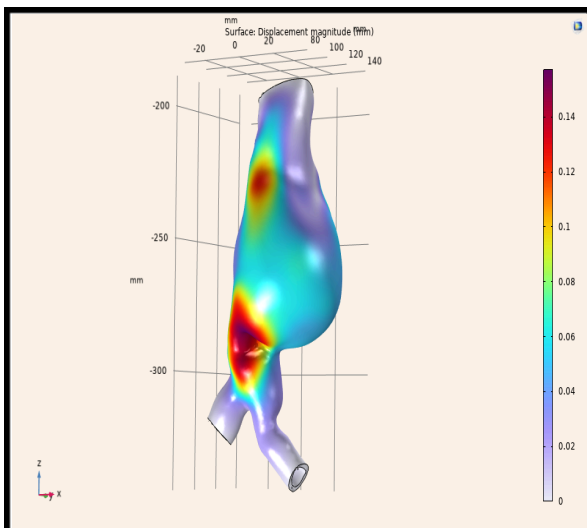
Εικόνα 4.22 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



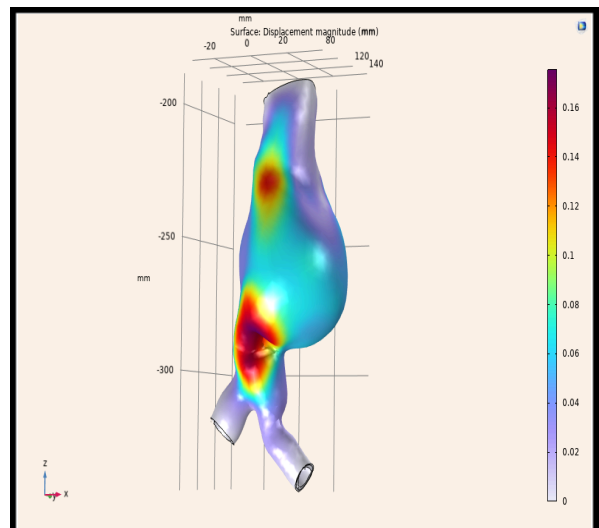
Εικόνα 4.21 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



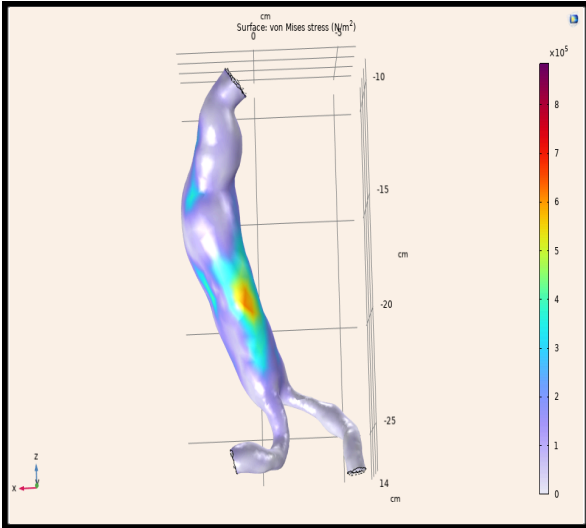
Εικόνα 4.22 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



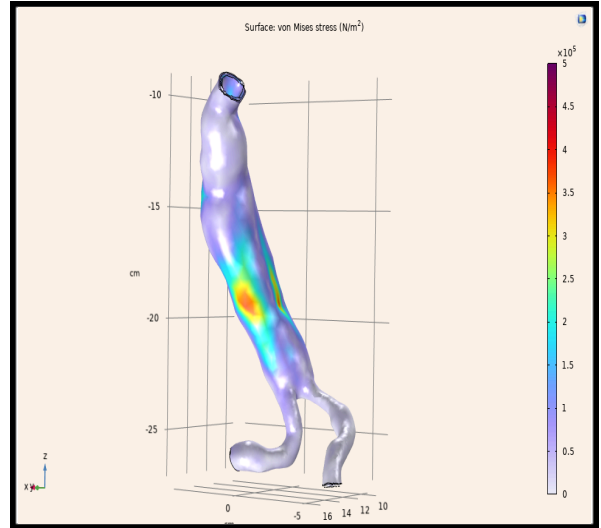
Εικόνα 4.21 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



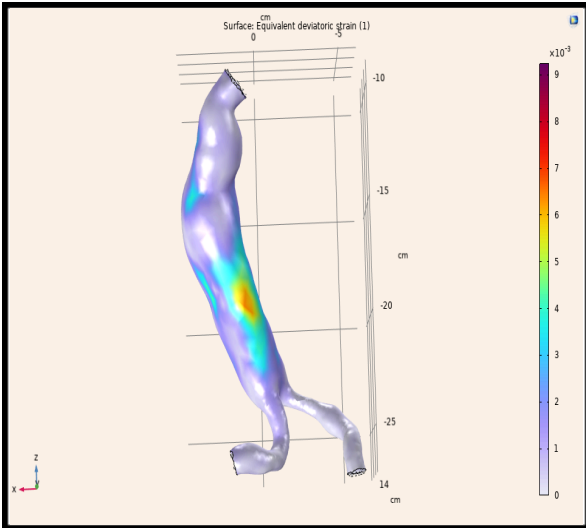
Εικόνα 4.22 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



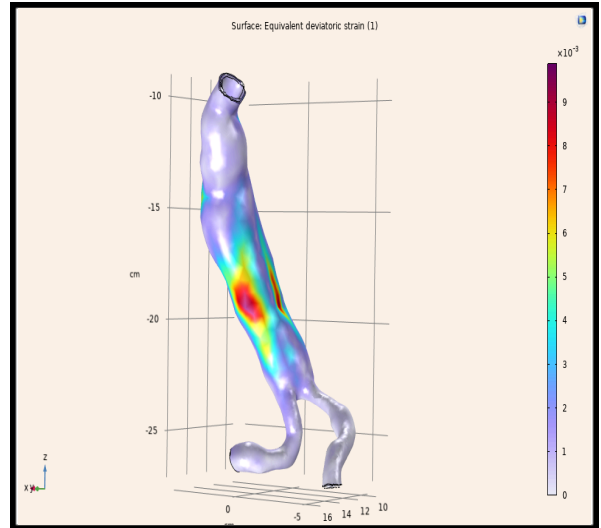
Εικόνα 4.23 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



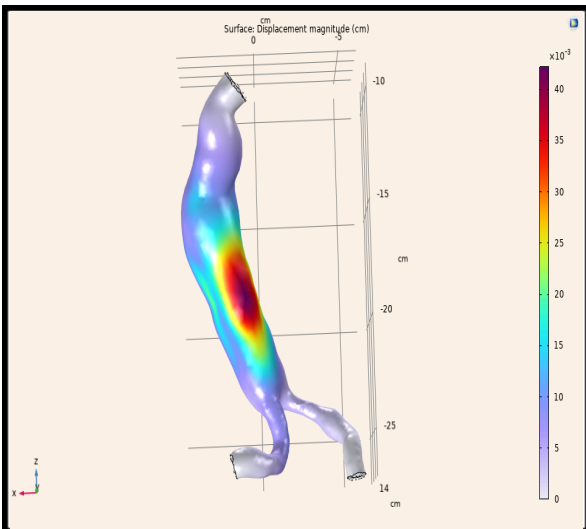
Εικόνα 4.24 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



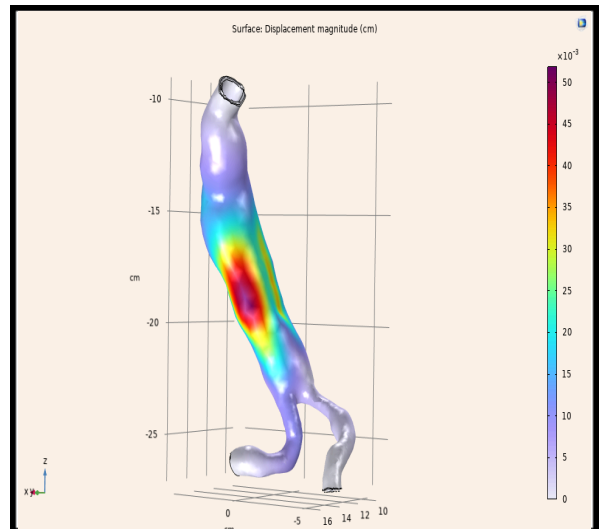
Εικόνα 4.23 b) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



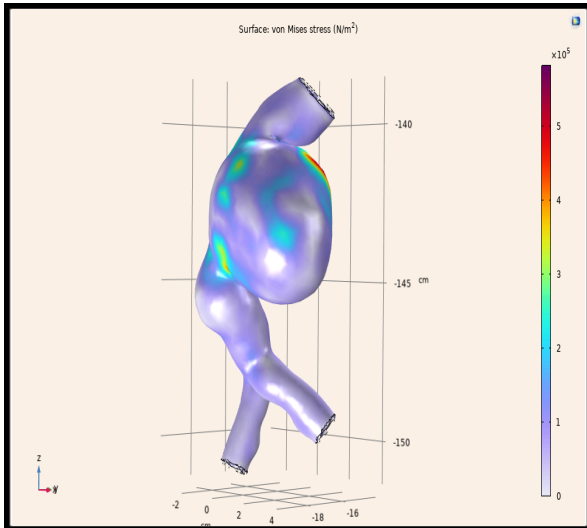
Εικόνα 4.24 b) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



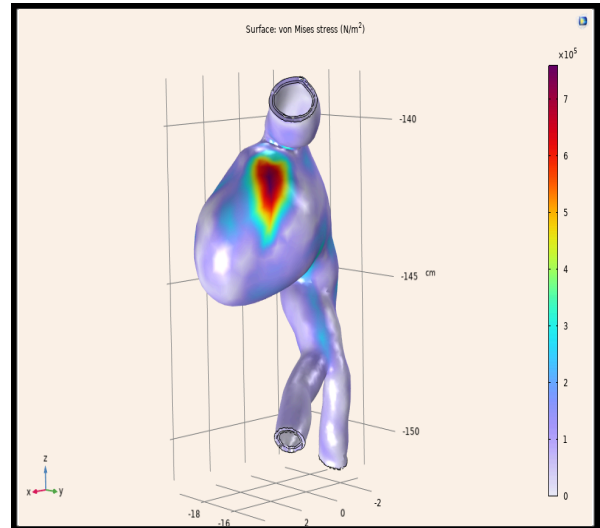
Εικόνα 4.23 c) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



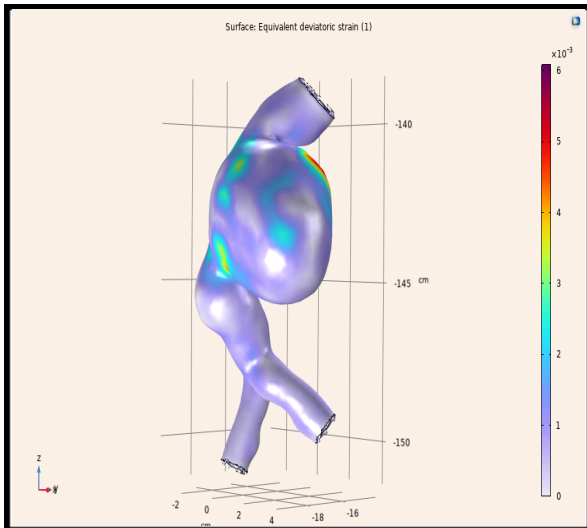
Εικόνα 4.24 c) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



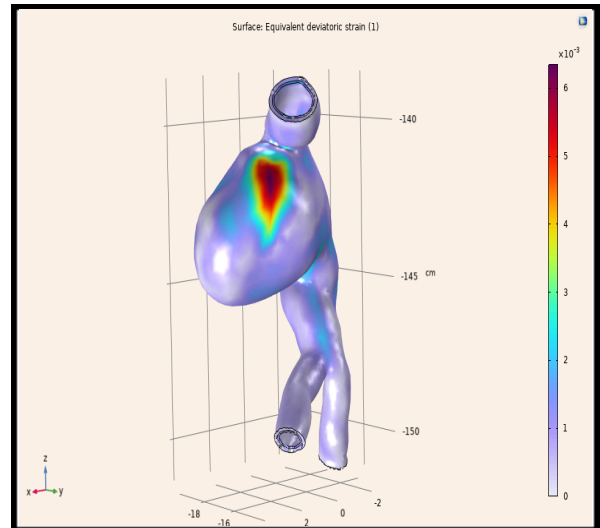
Εικόνα 4.25 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



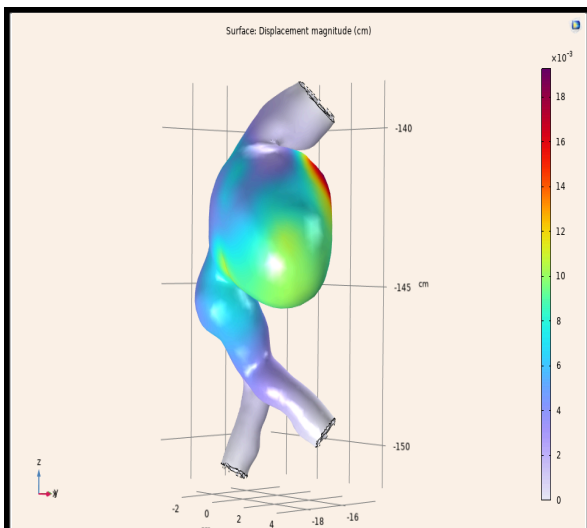
Εικόνα 4.26 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



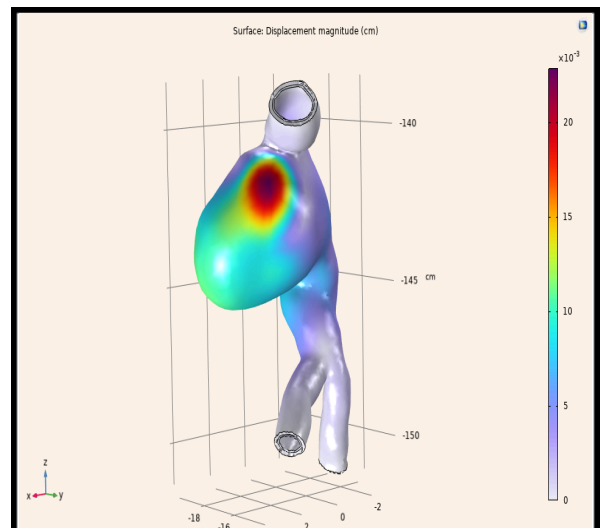
Εικόνα 4.25 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



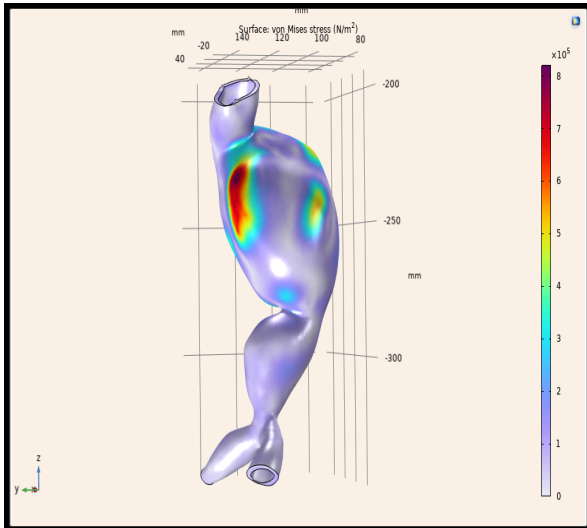
Εικόνα 4.26 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



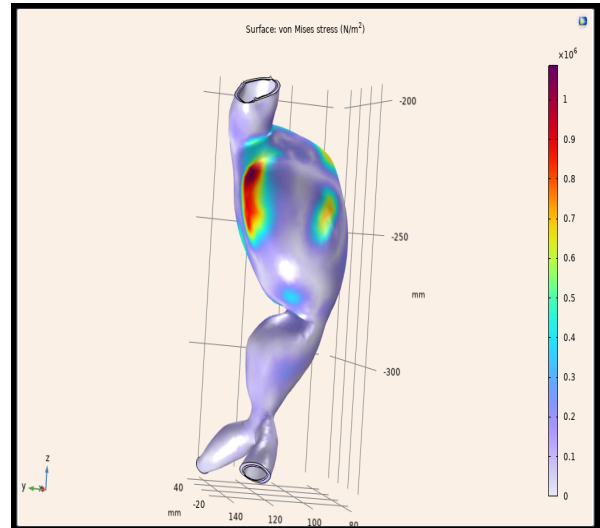
Εικόνα 4.25 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



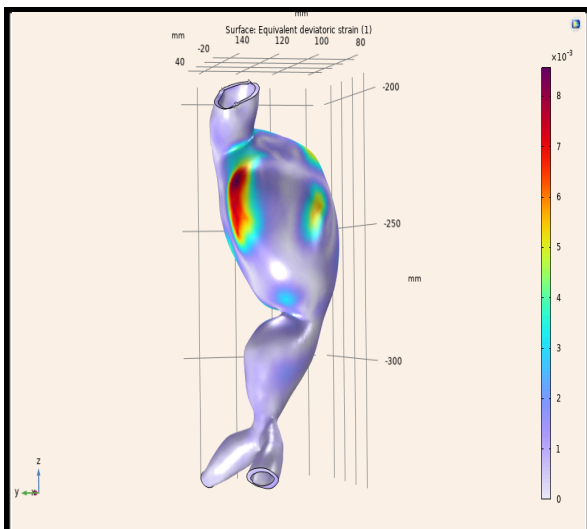
Εικόνα 4.26 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



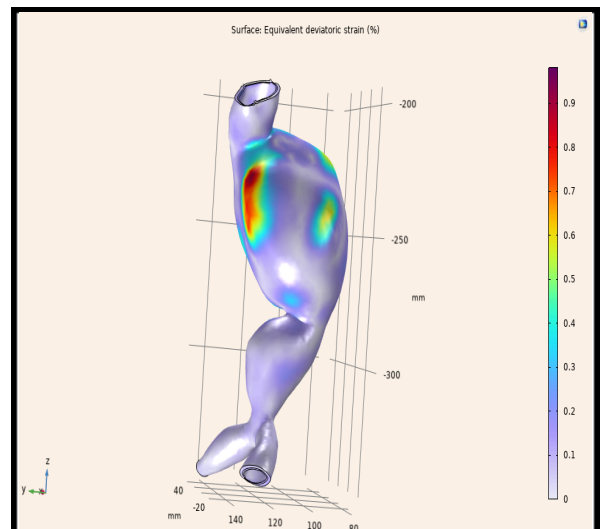
Εικόνα 4.27 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



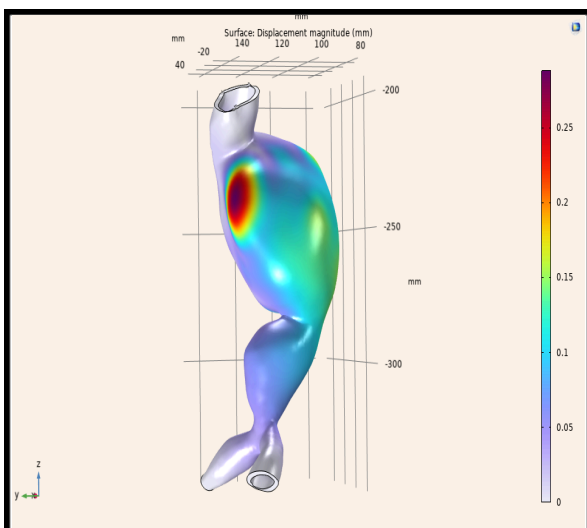
Εικόνα 4.28 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



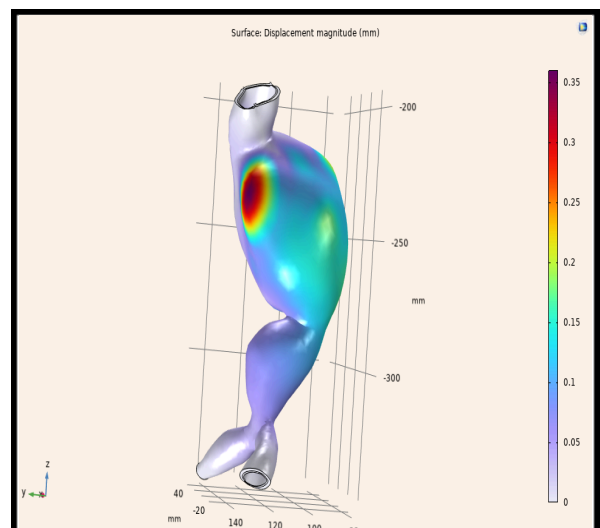
Εικόνα 4.27 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



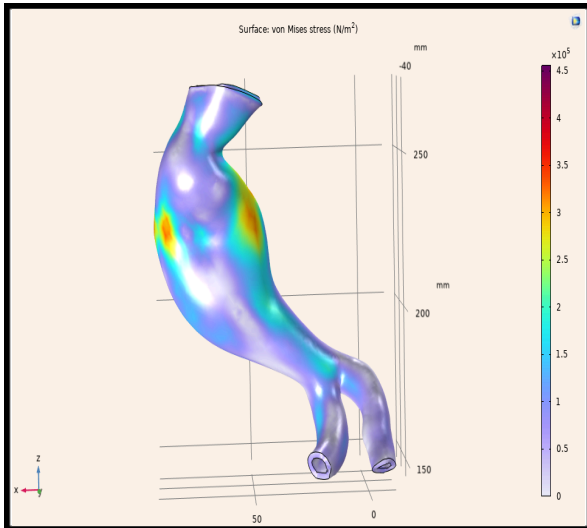
Εικόνα 4.28 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



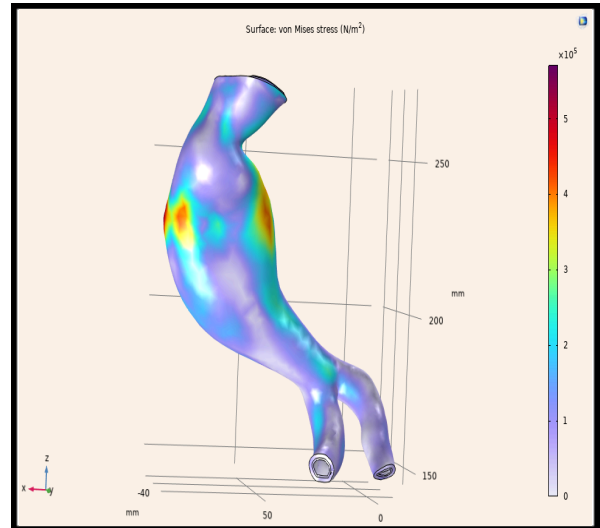
Εικόνα 4.27 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



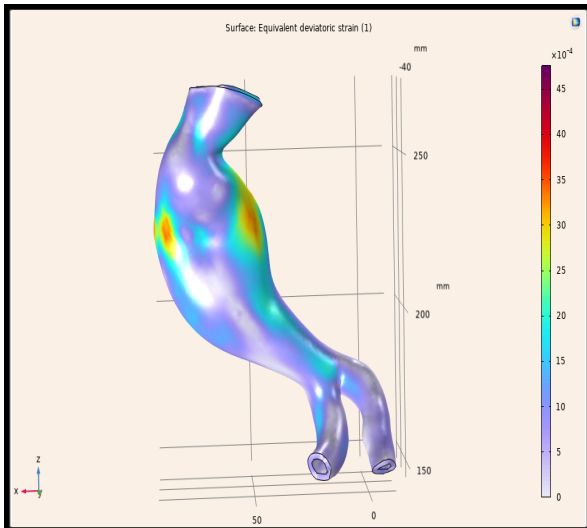
Εικόνα 4.28 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



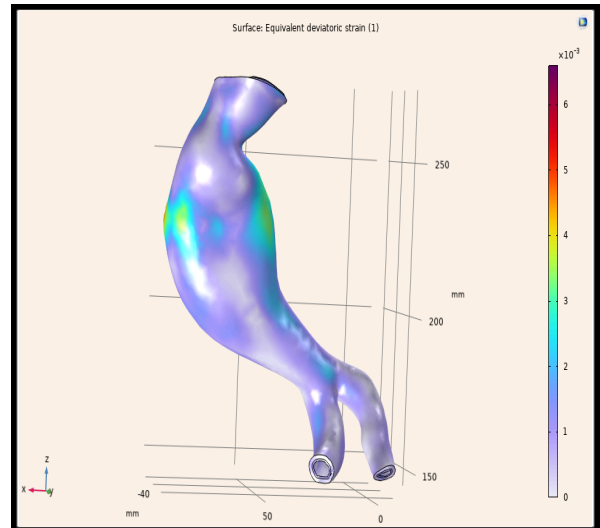
Εικόνα 4.29 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



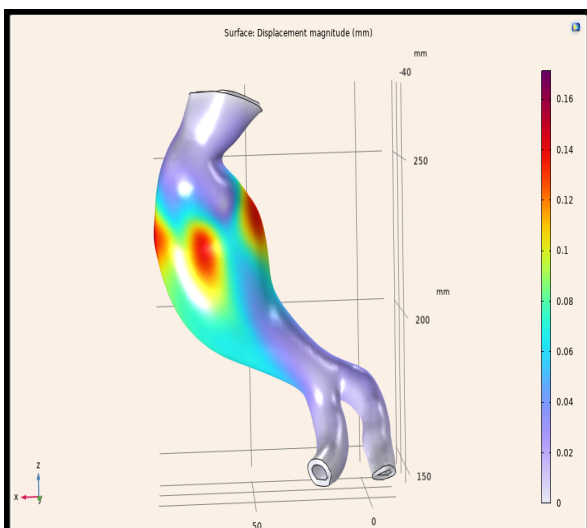
Εικόνα 4.30 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



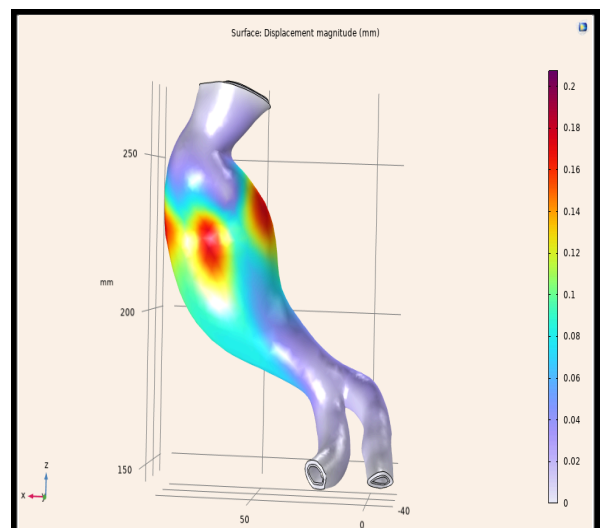
Εικόνα 4.29 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



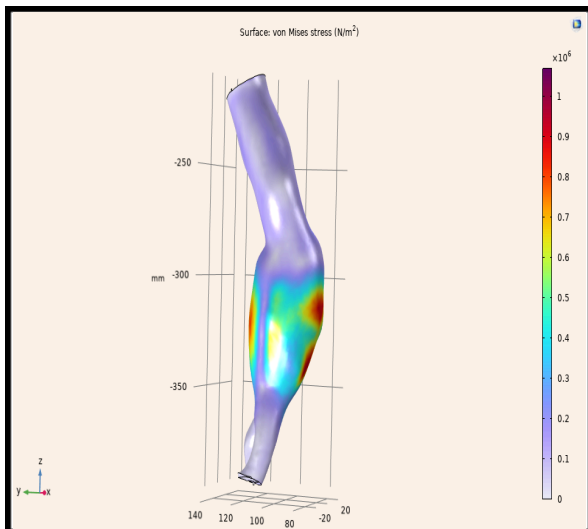
Εικόνα 4.30 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



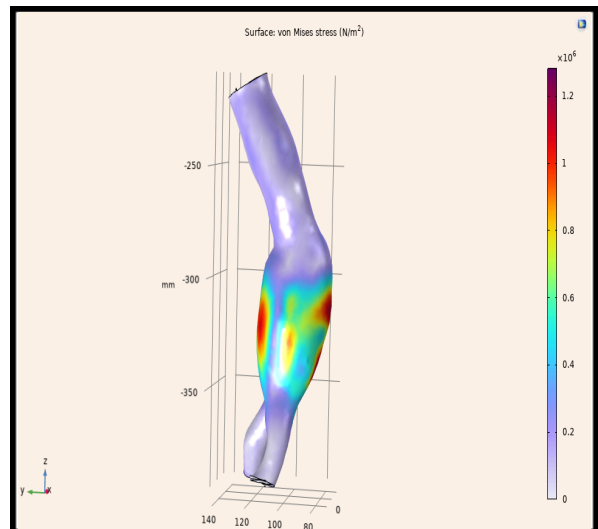
Εικόνα 4.29 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



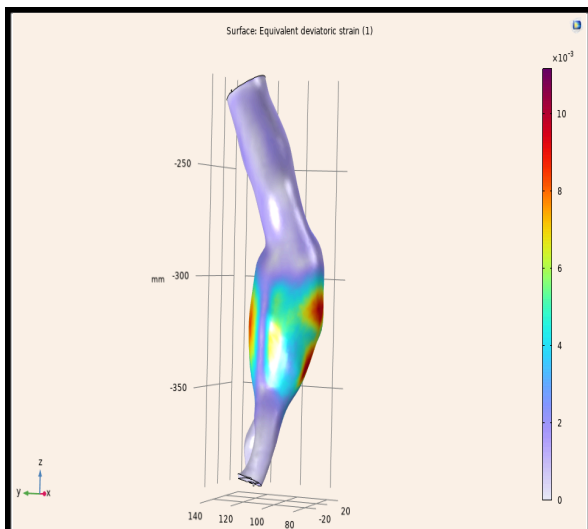
Εικόνα 4.30 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



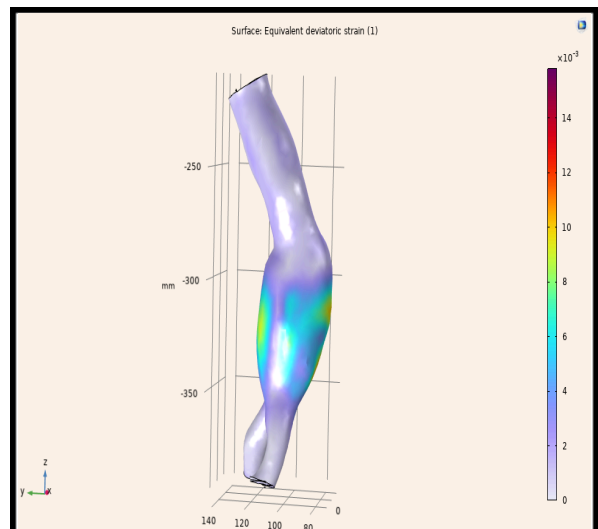
Εικόνα 4.31 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



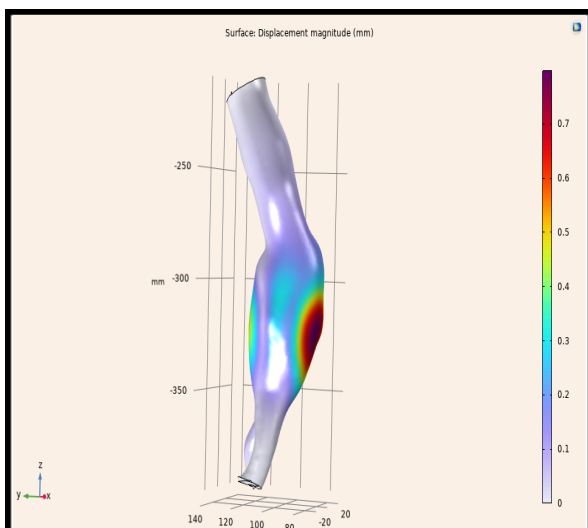
Εικόνα 4.32 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



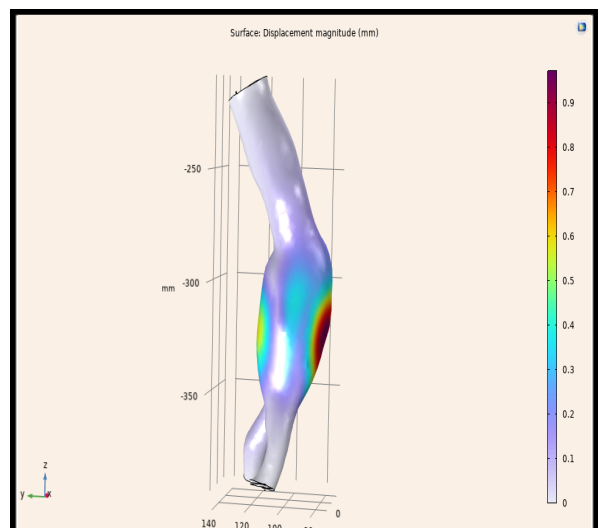
Εικόνα 4.31 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



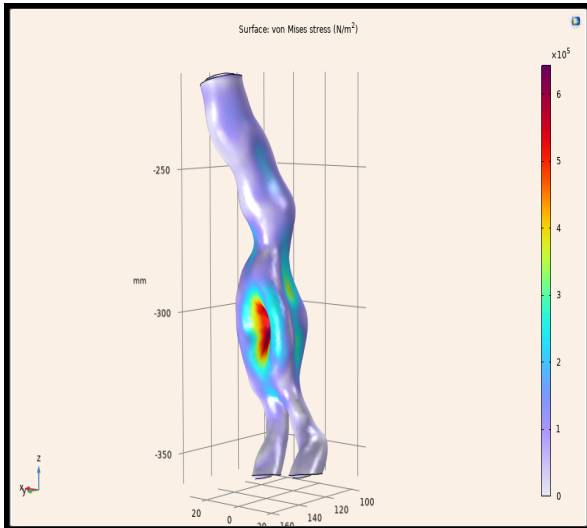
Εικόνα 4.32 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



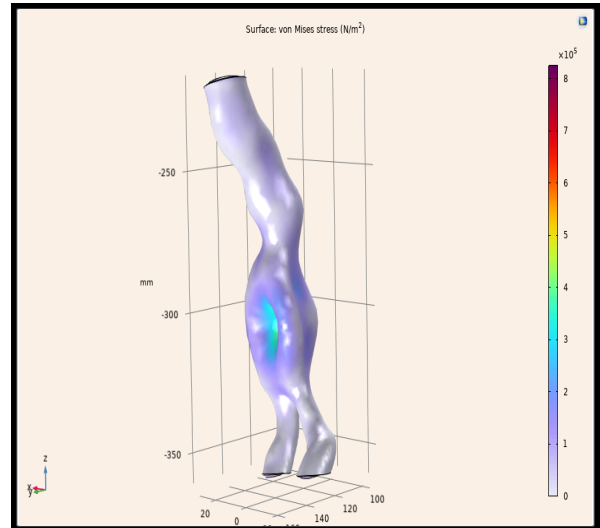
Εικόνα 4.31 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



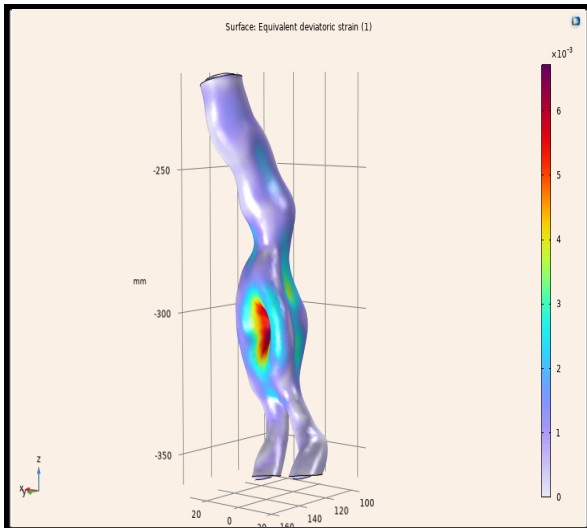
Εικόνα 4.32 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



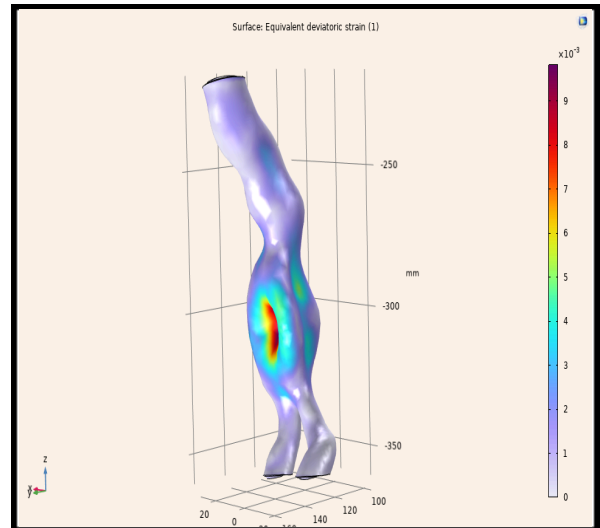
Εικόνα 4.33 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



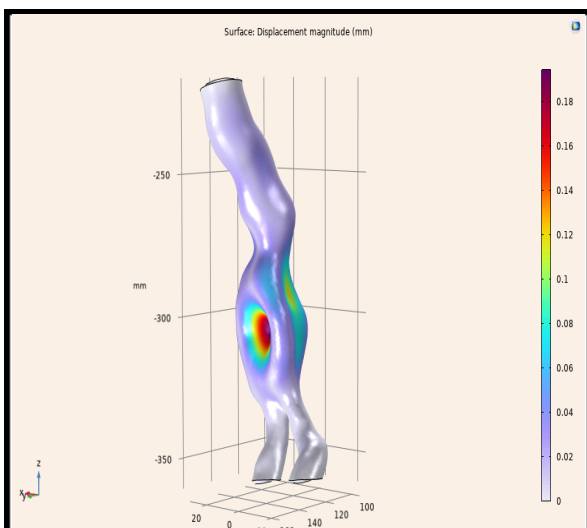
Εικόνα 4.34 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



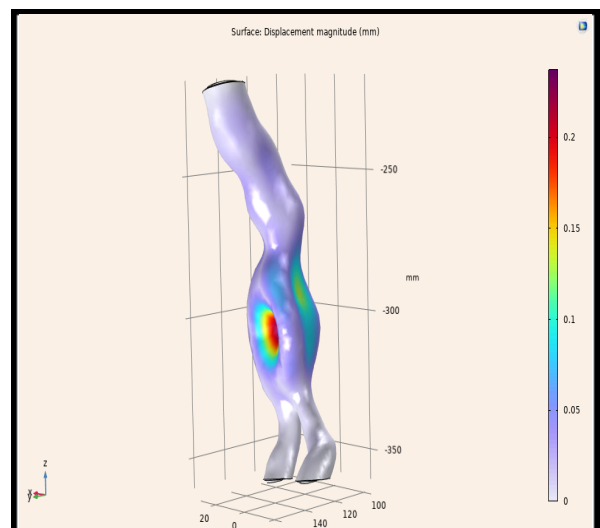
Εικόνα 4.33 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



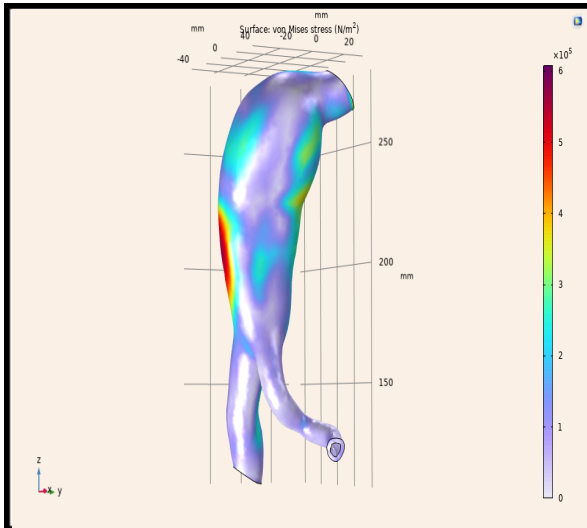
Εικόνα 4.34 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



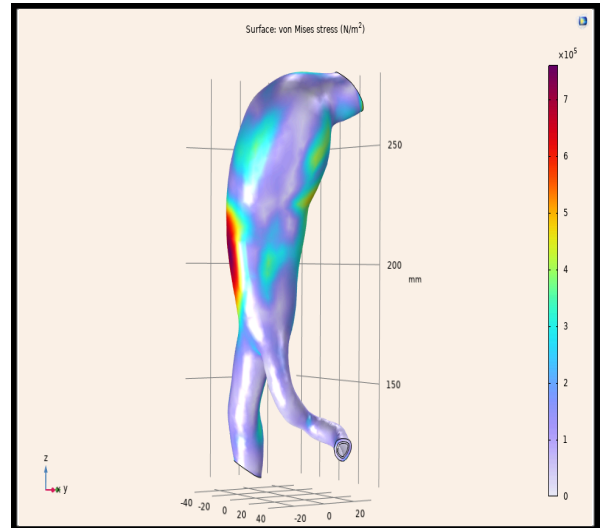
Εικόνα 4.33 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



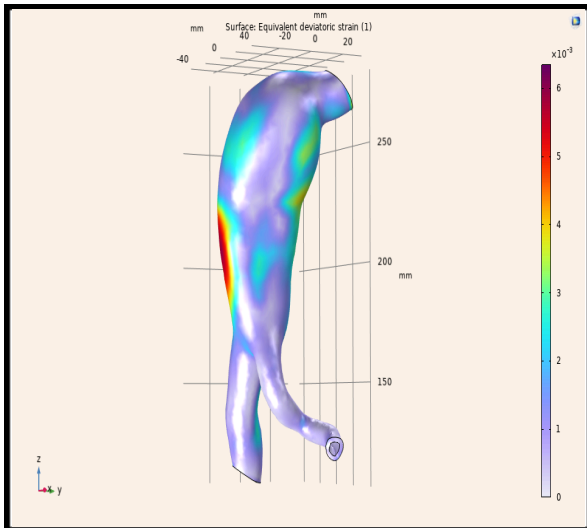
Εικόνα 4.34 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



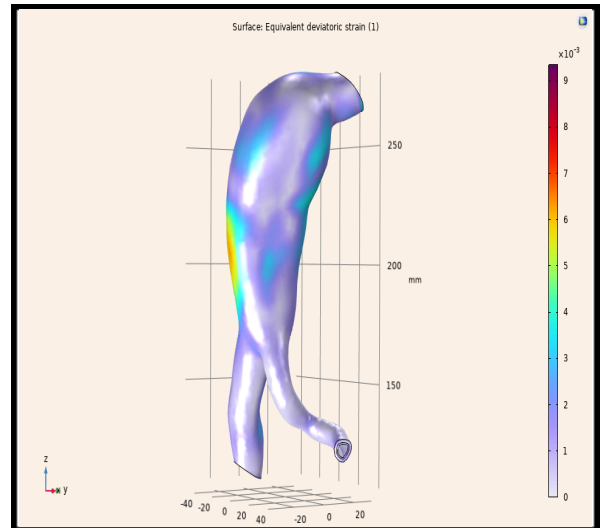
Εικόνα 4.35 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



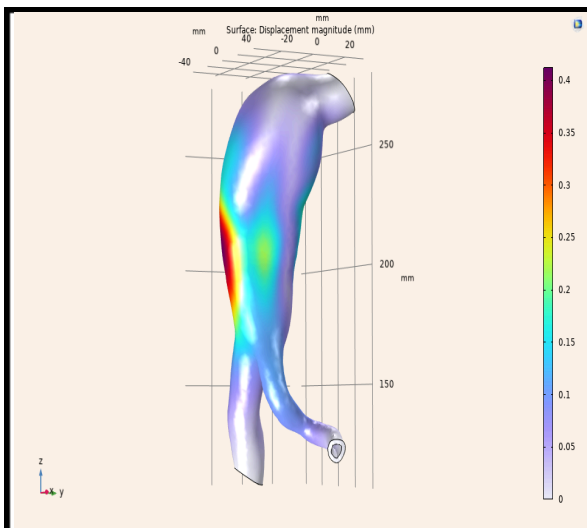
Εικόνα 4.36 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



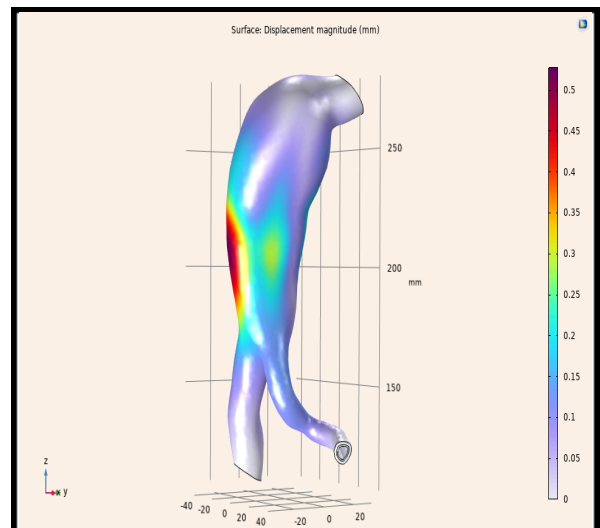
Εικόνα 4.35 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



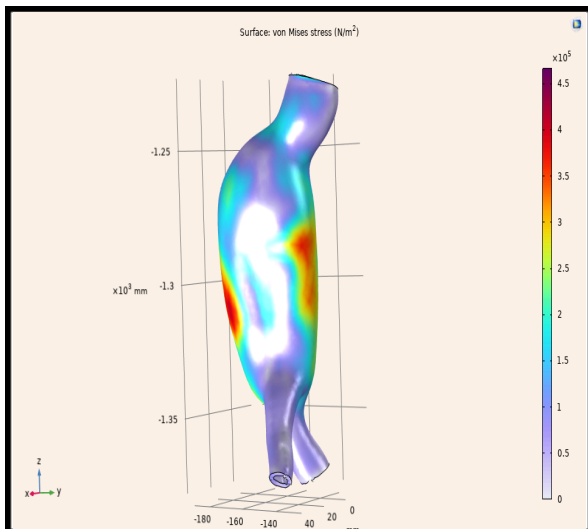
Εικόνα 4.36 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



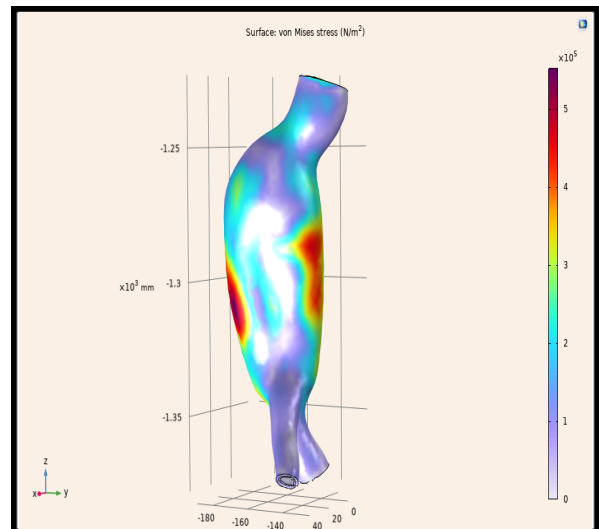
Εικόνα 4.35 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



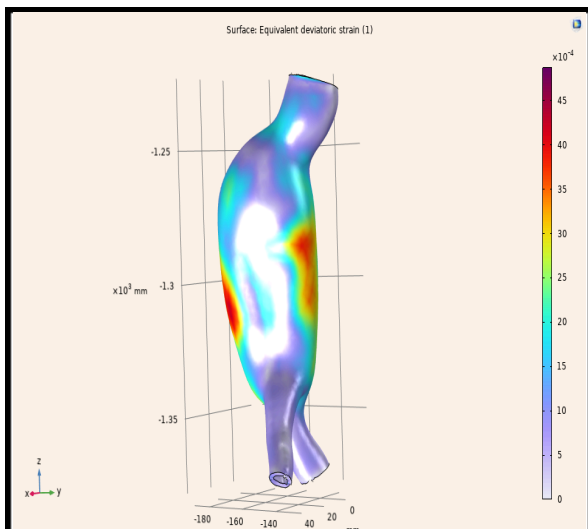
Εικόνα 4.36 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



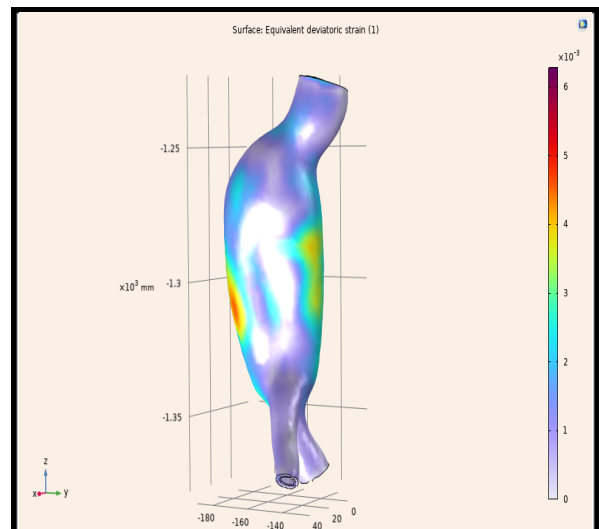
Εικόνα 4.37 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



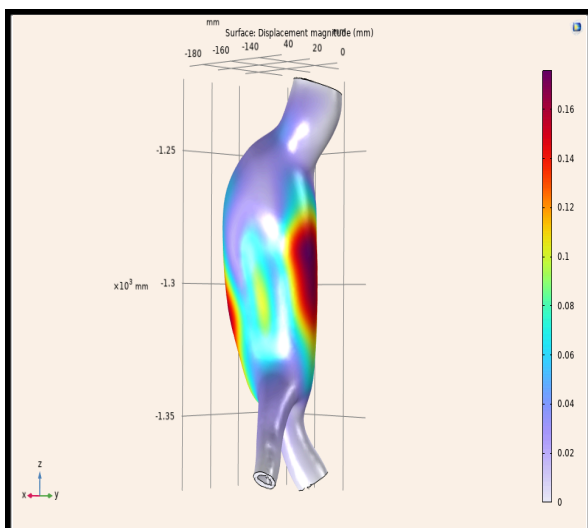
Εικόνα 4.38 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



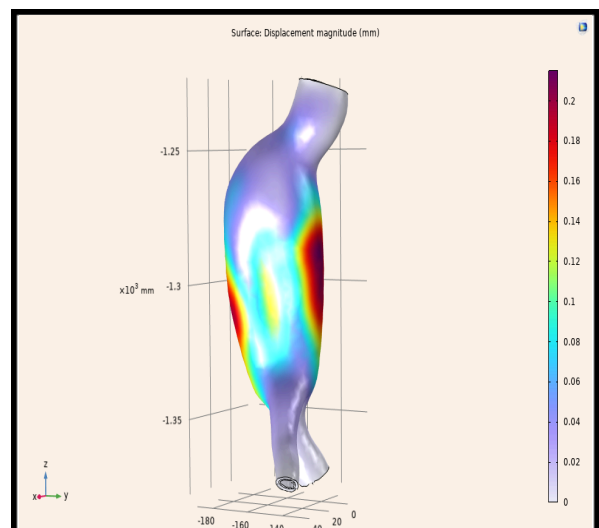
Εικόνα 4.37 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



Εικόνα 4.38 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



Εικόνα 4.37 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης

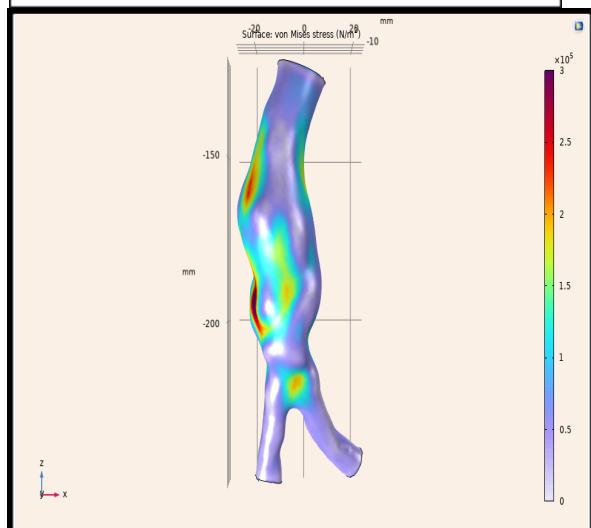


Εικόνα 4.38 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης

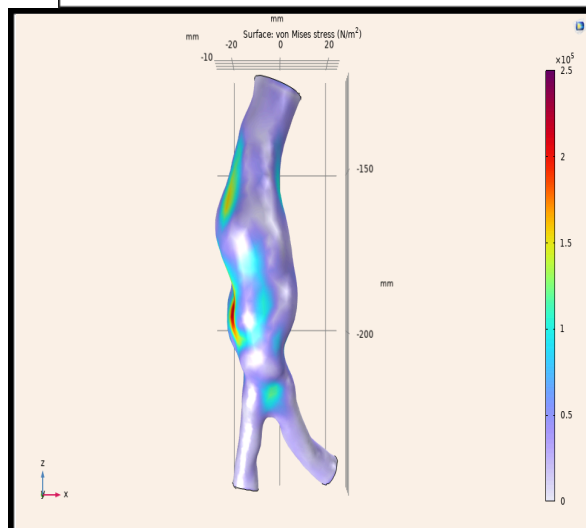
Μη-γραμμικό μοντέλο υλικού ενός στρώματος

T1_P2

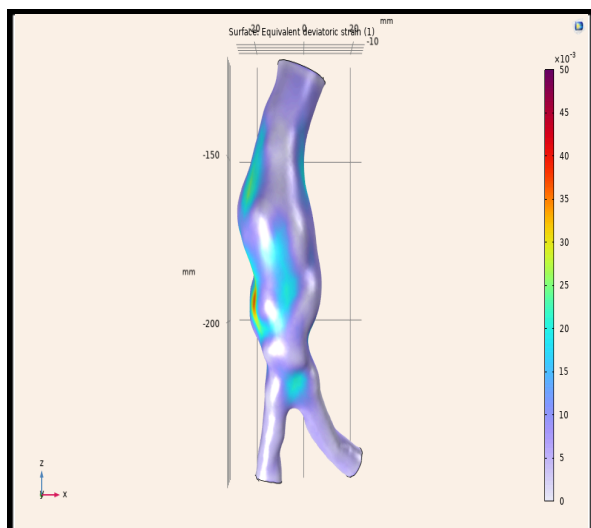
Μη-γραμμικό μοντέλο υλικού δύο στρωμάτων



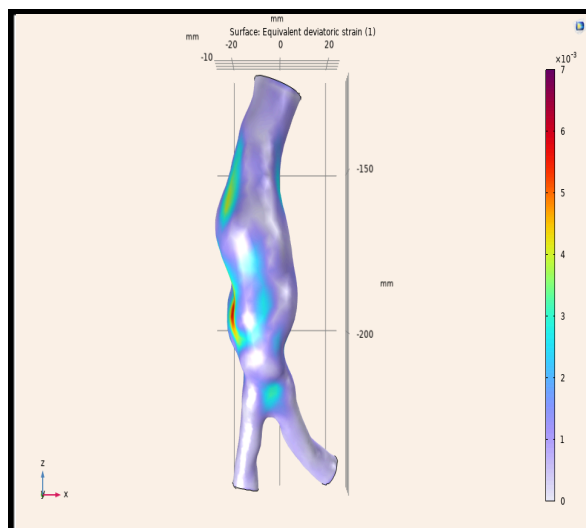
Εικόνα 4.39 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



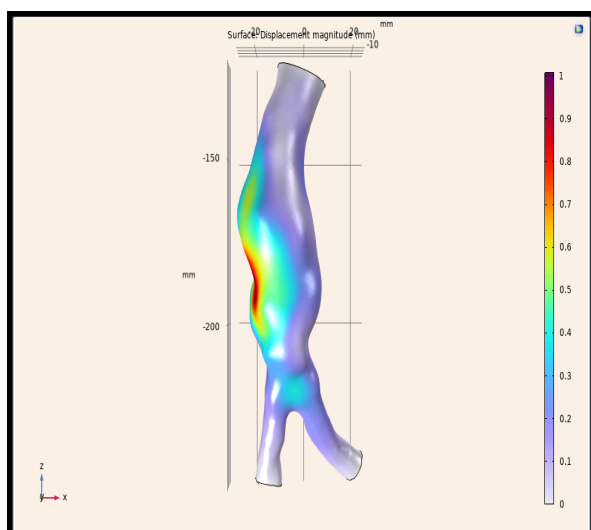
Εικόνα 4.40 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



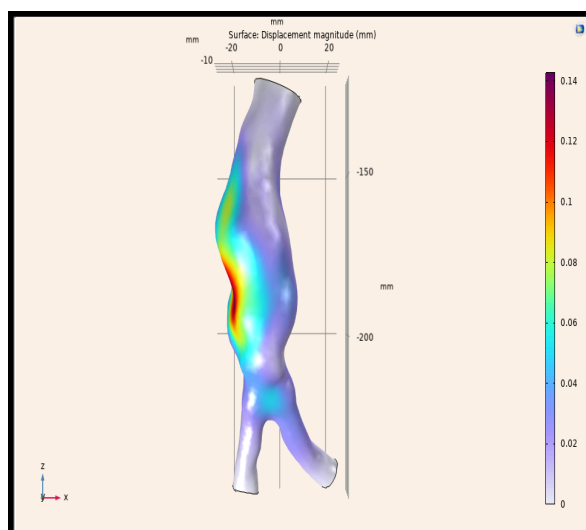
Εικόνα 4.39 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



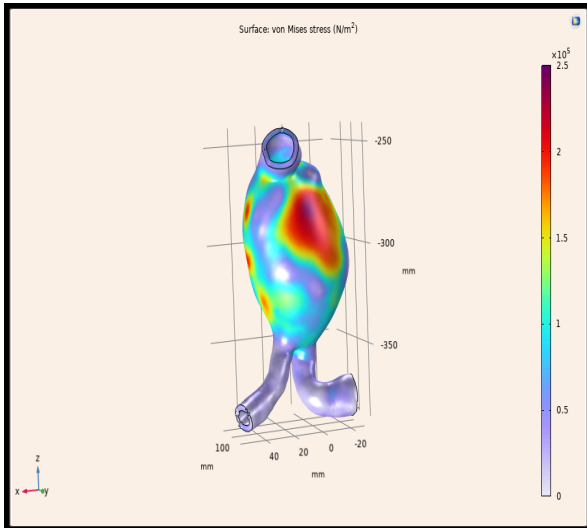
Εικόνα 4.40 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



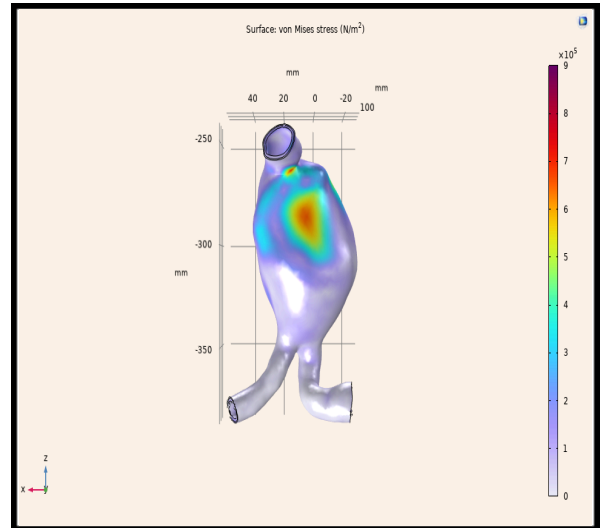
Εικόνα 4.39 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



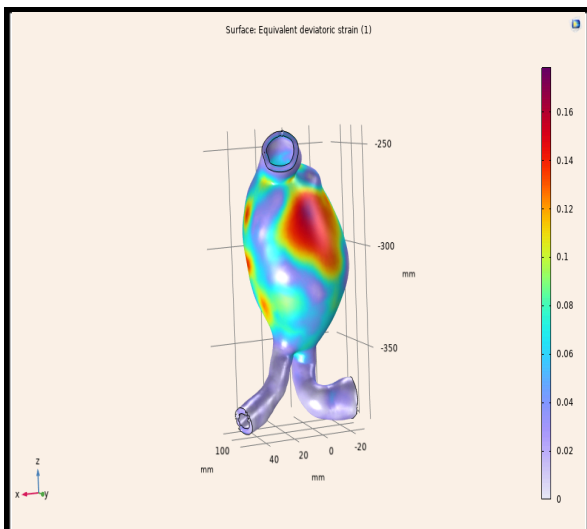
Εικόνα 4.40 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



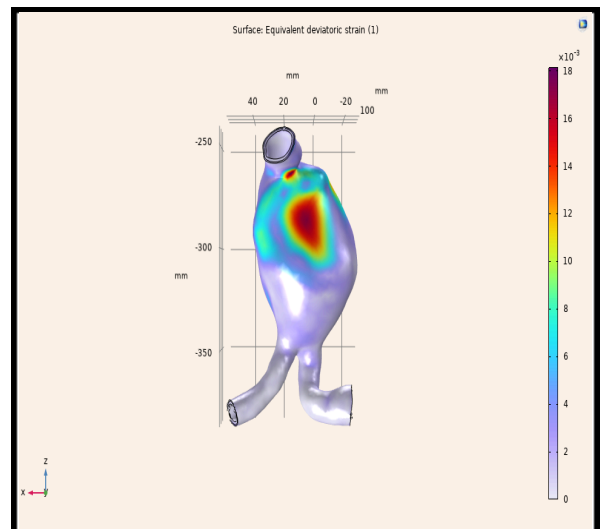
Εικόνα 4.41 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



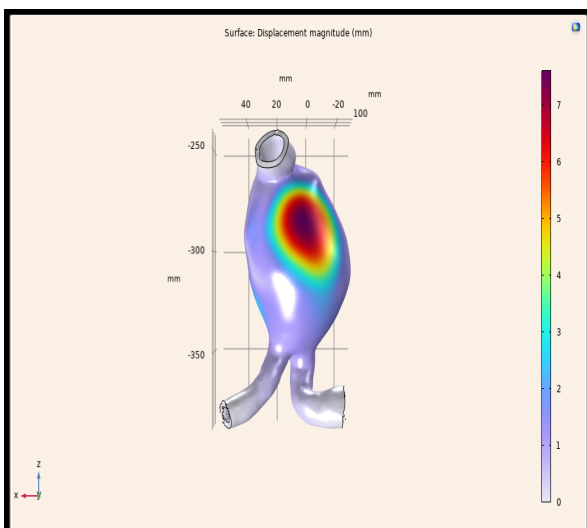
Εικόνα 4.42 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



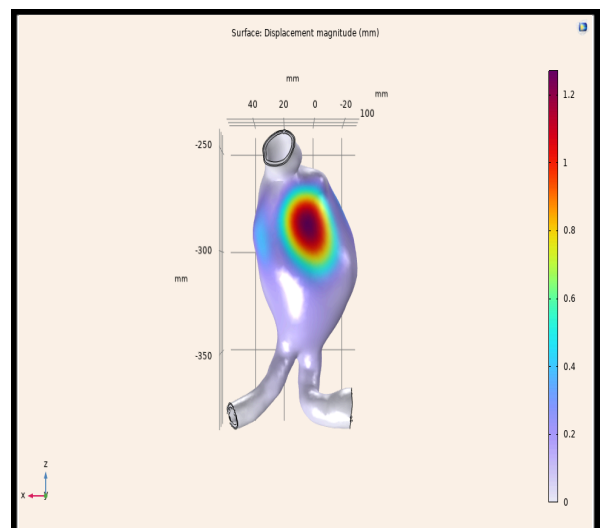
Εικόνα 4.41 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



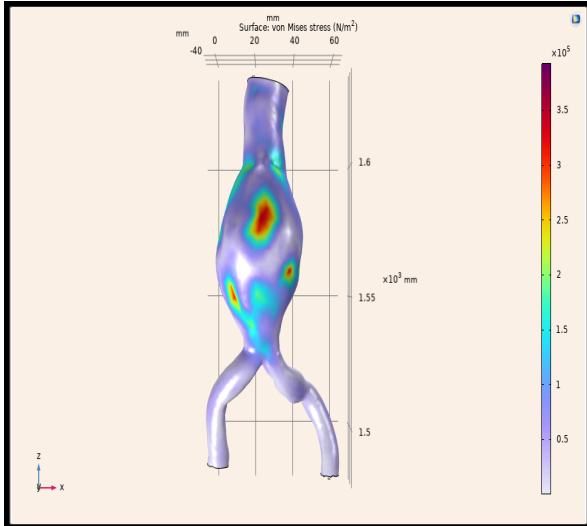
Εικόνα 4.42 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



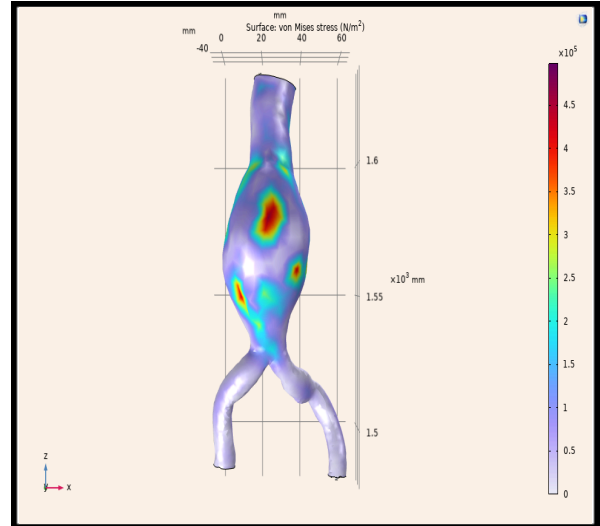
Εικόνα 4.41 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



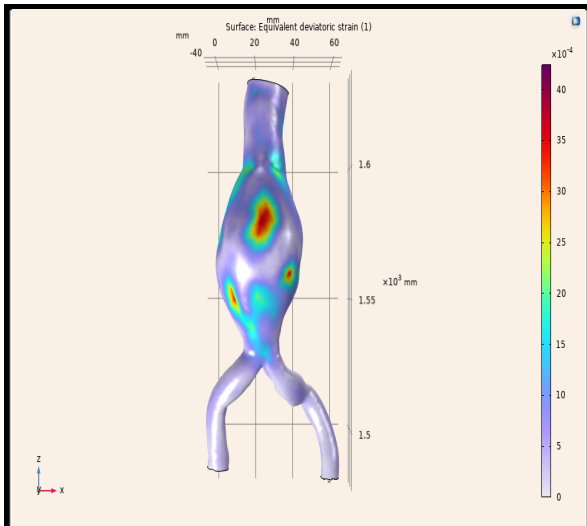
Εικόνα 4.42 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



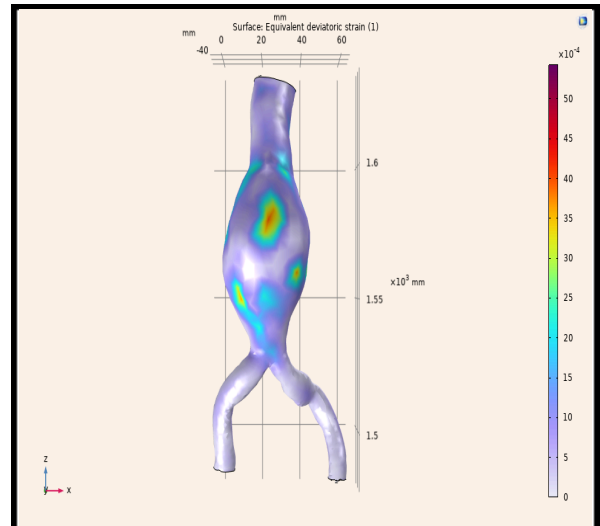
Εικόνα 4.43 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



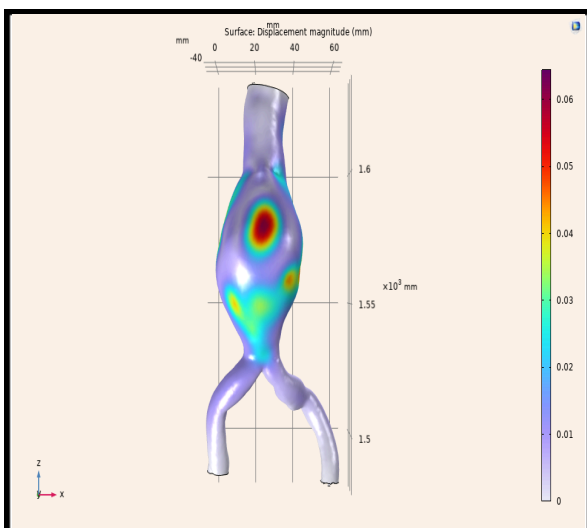
Εικόνα 4.44 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



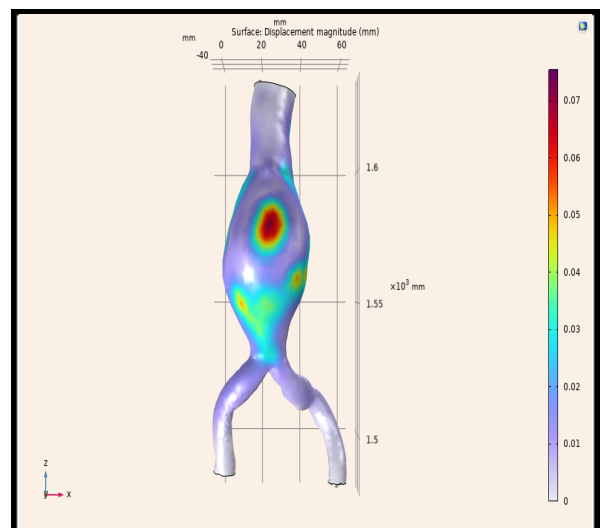
Εικόνα 4.43 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



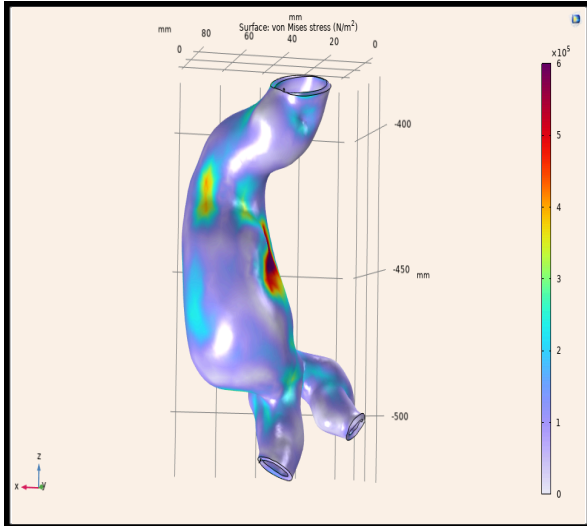
Εικόνα 4.44 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



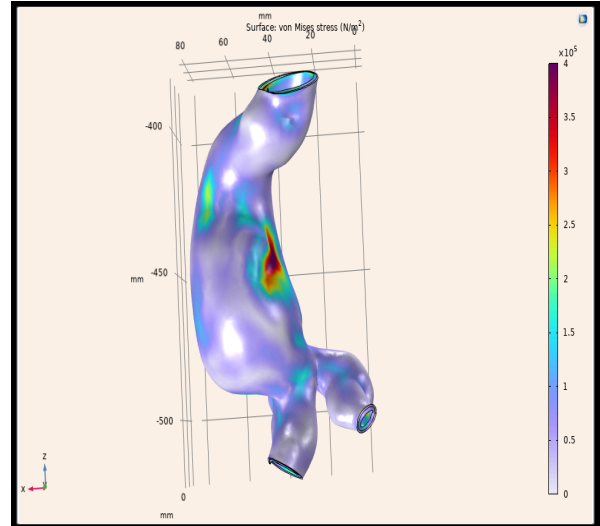
Εικόνα 4.43 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



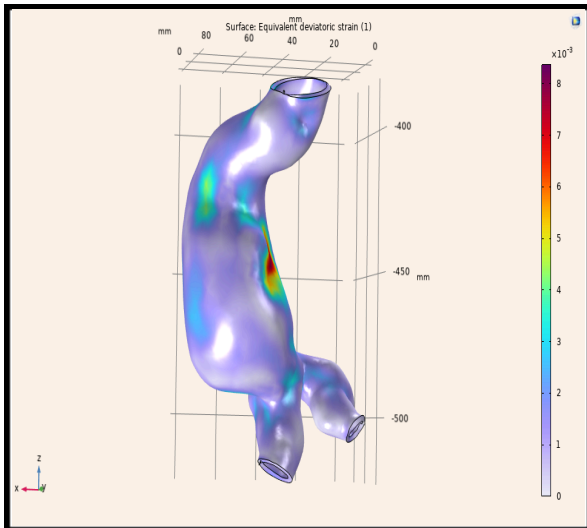
Εικόνα 4.44 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



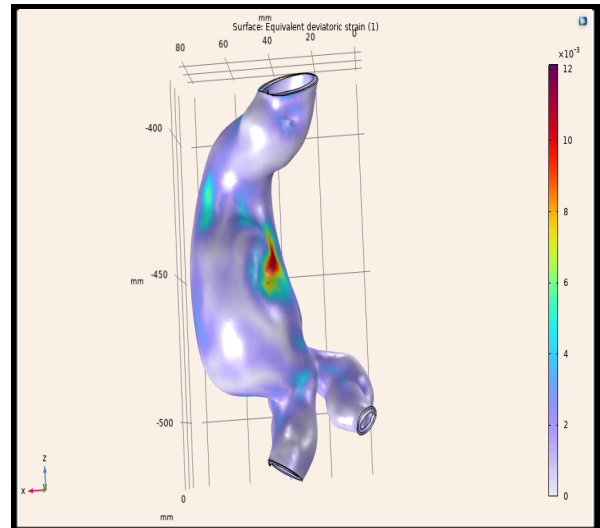
Εικόνα 4.45 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



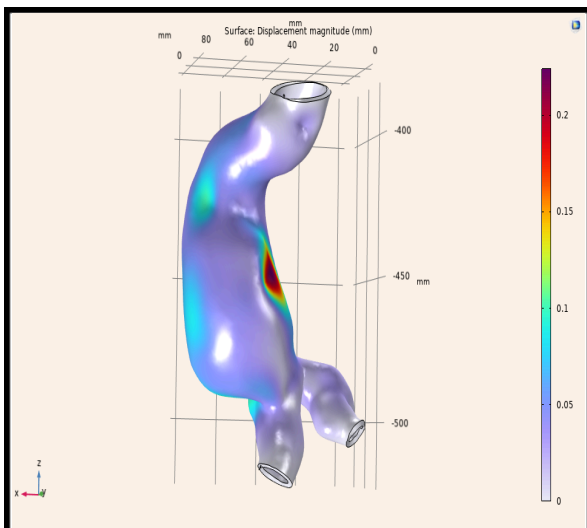
Εικόνα 4.46 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



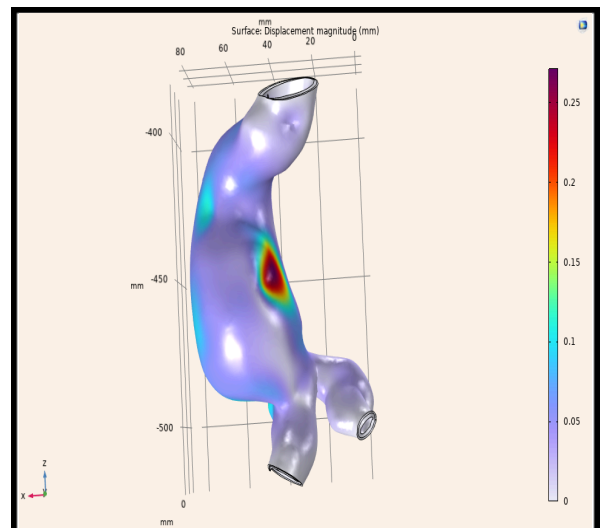
Εικόνα 4.45 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



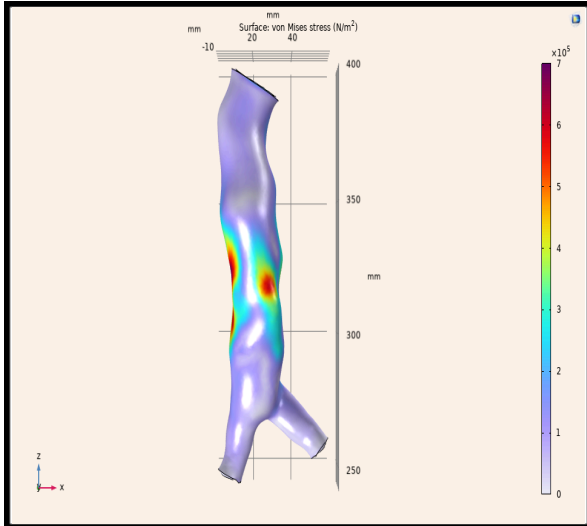
Εικόνα 4.46 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



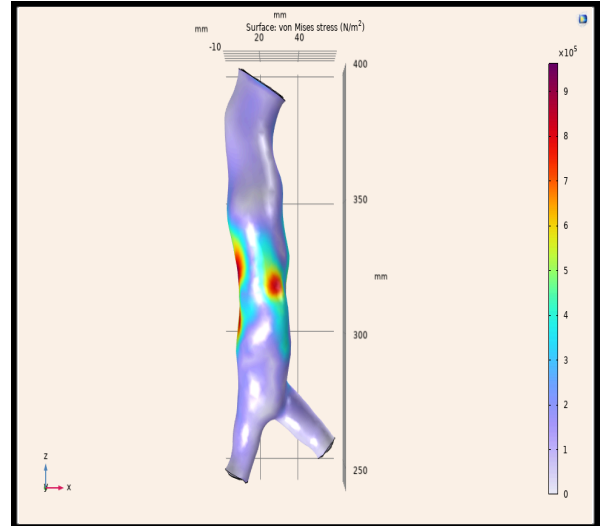
Εικόνα 4.45 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



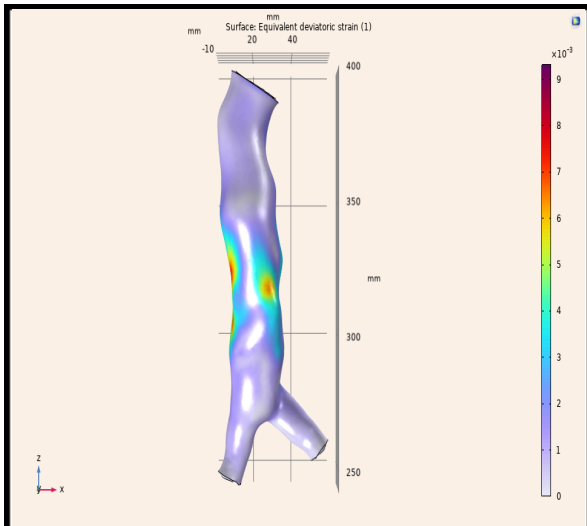
Εικόνα 4.46 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



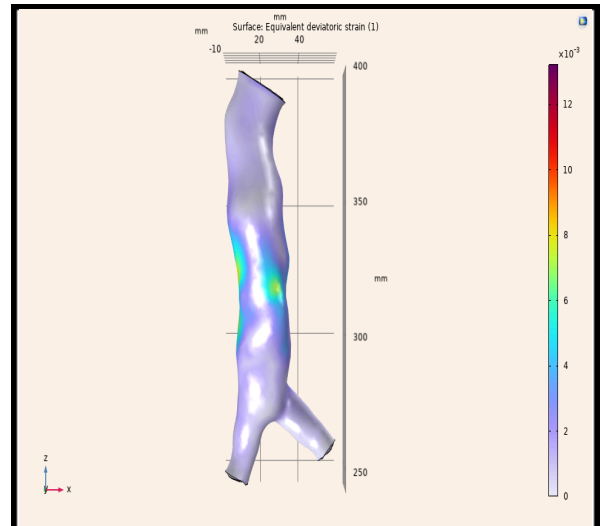
Εικόνα 4.47 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



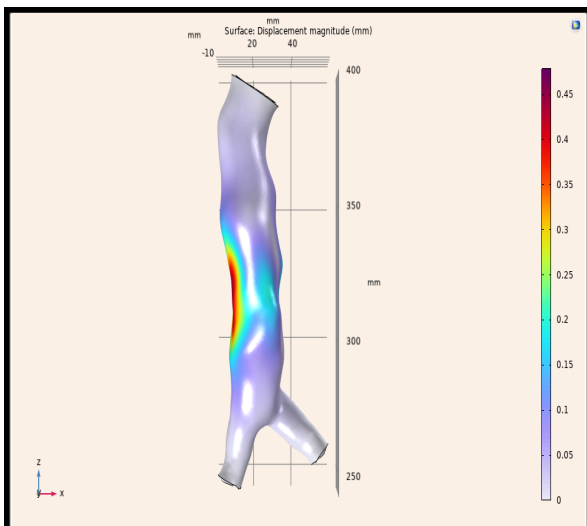
Εικόνα 4.48 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



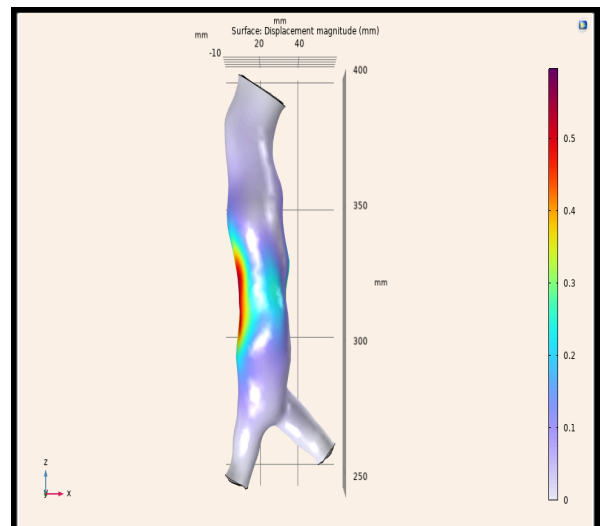
Εικόνα 4.47 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



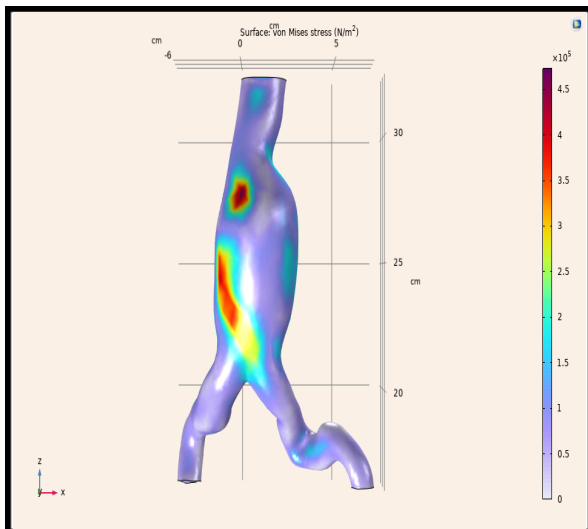
Εικόνα 4.48 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



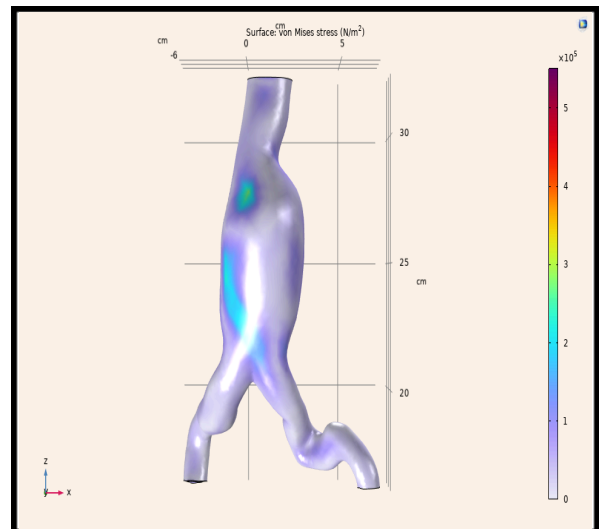
Εικόνα 4.47 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



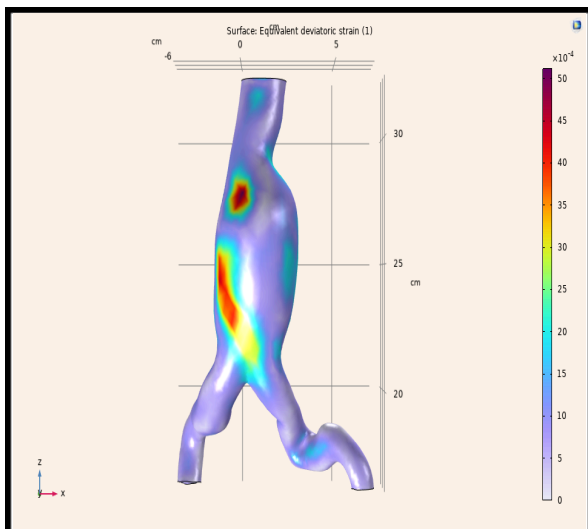
Εικόνα 4.48 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



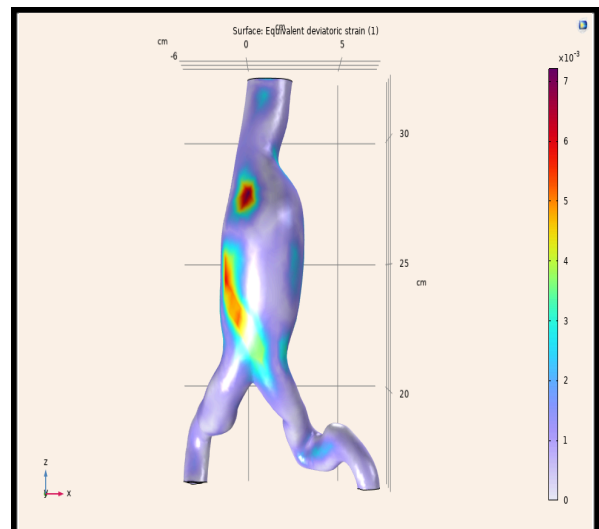
Εικόνα 4.49 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



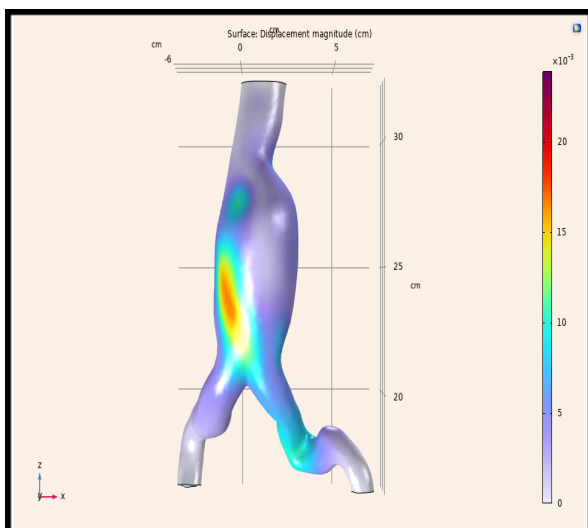
Εικόνα 4.50 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



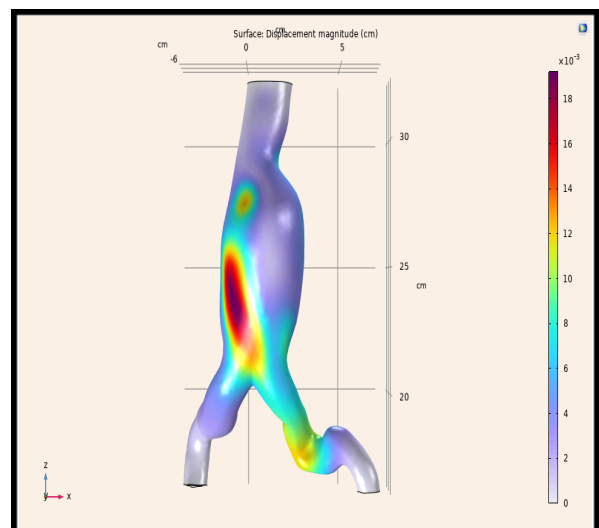
Εικόνα 4.49 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



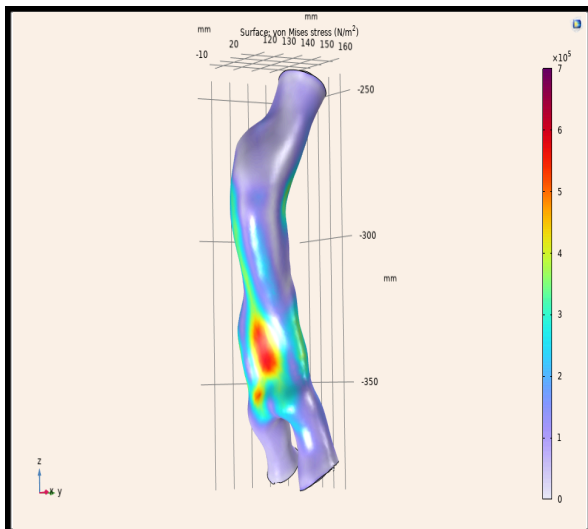
Εικόνα 4.50 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



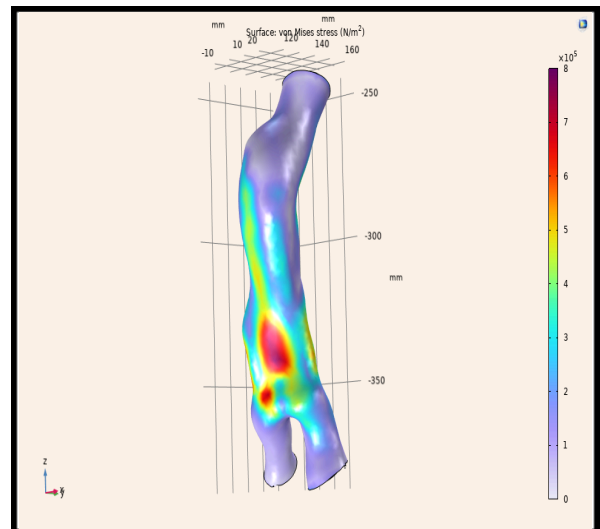
Εικόνα 4.49 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



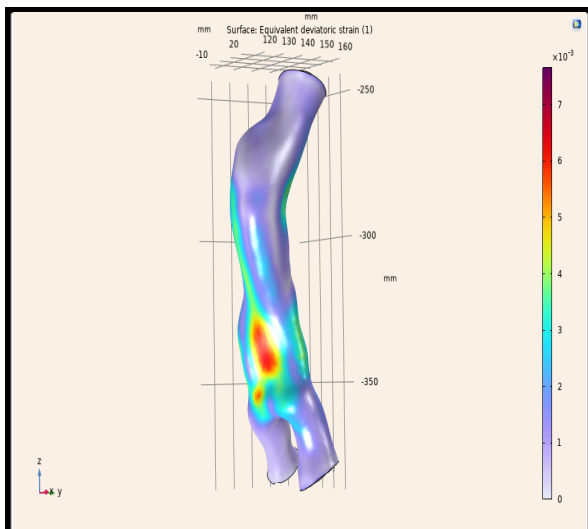
Εικόνα 4.50 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



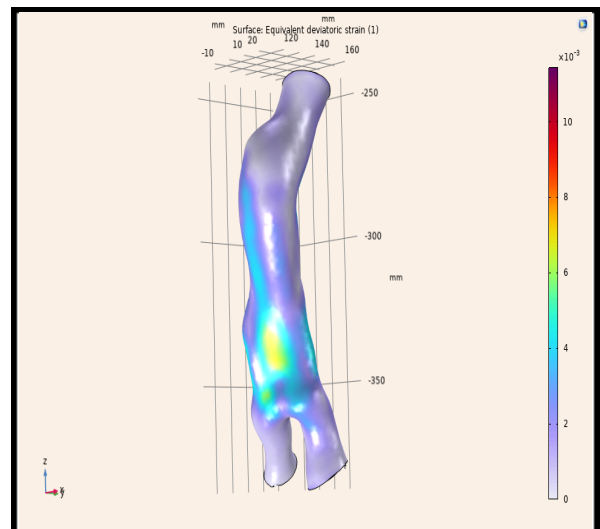
Εικόνα 4.51 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



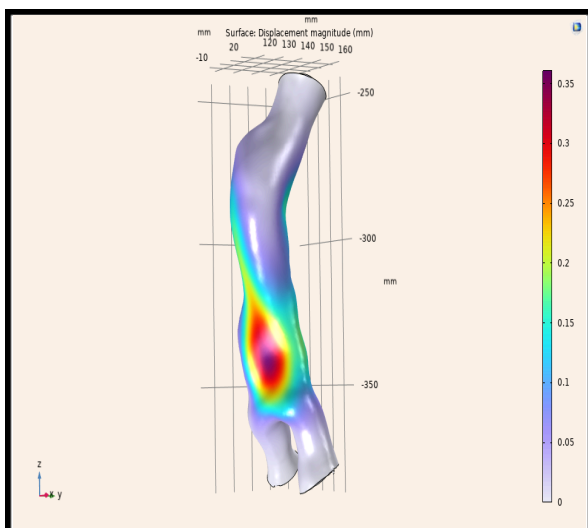
Εικόνα 4.52 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



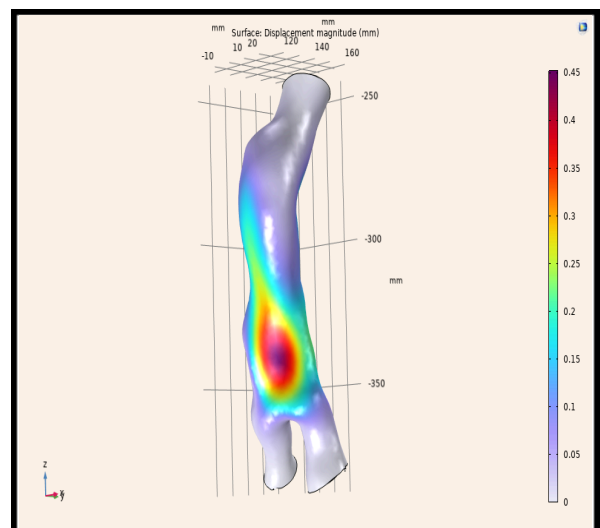
Εικόνα 4.51 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



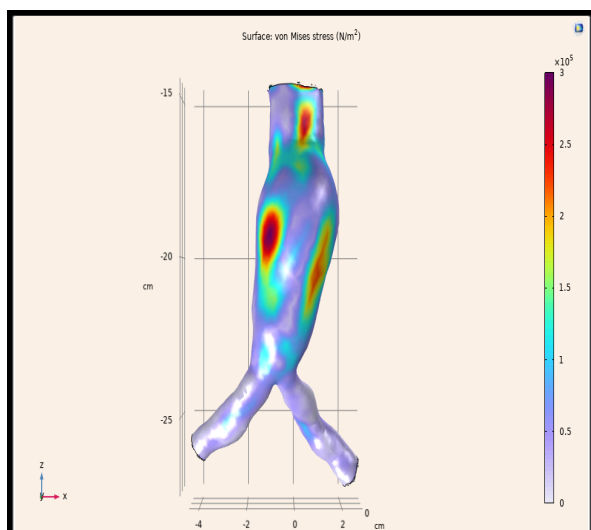
Εικόνα 4.52 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



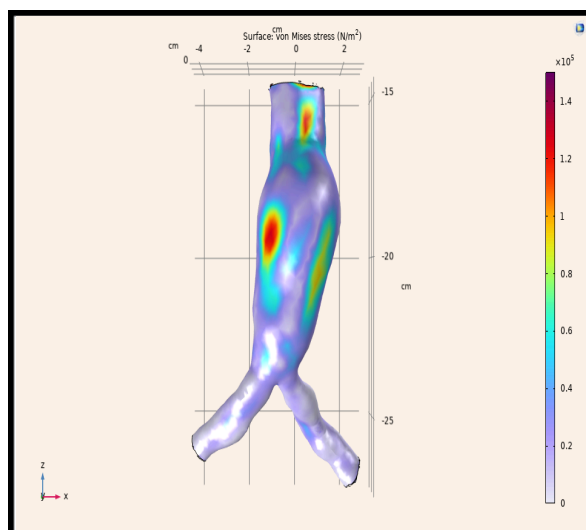
Εικόνα 4.51 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



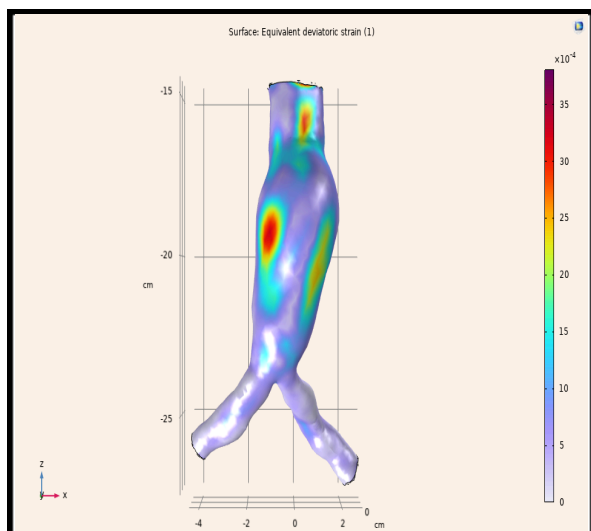
Εικόνα 4.52 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



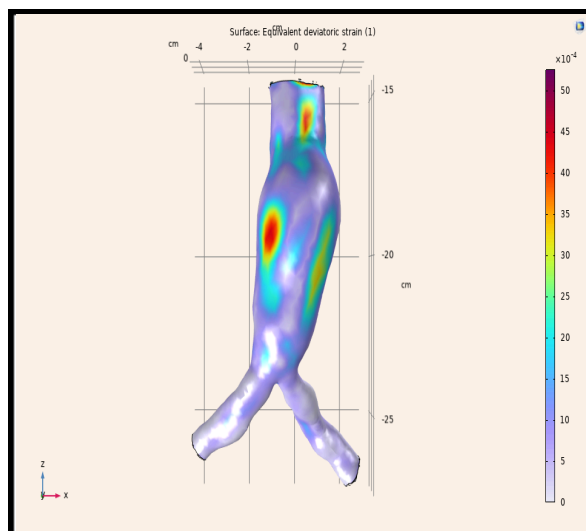
Εικόνα 4.53 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



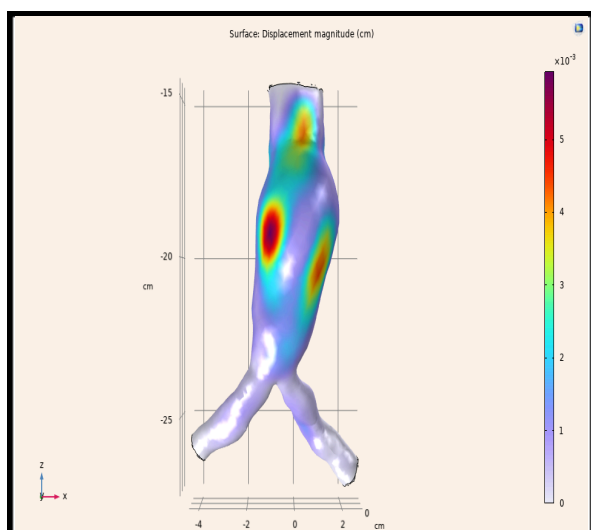
Εικόνα 4.54 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



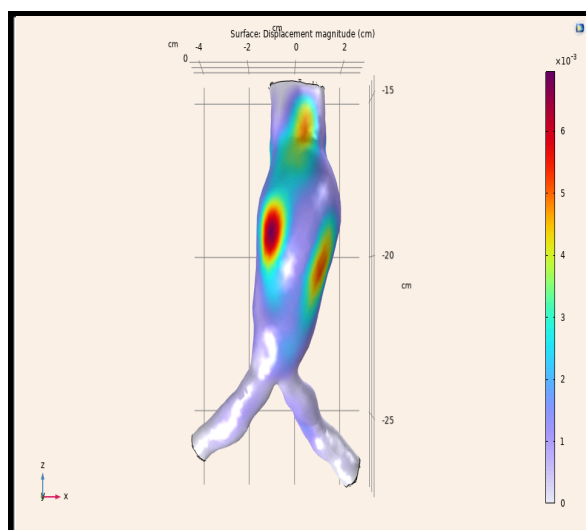
Εικόνα 4.53 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



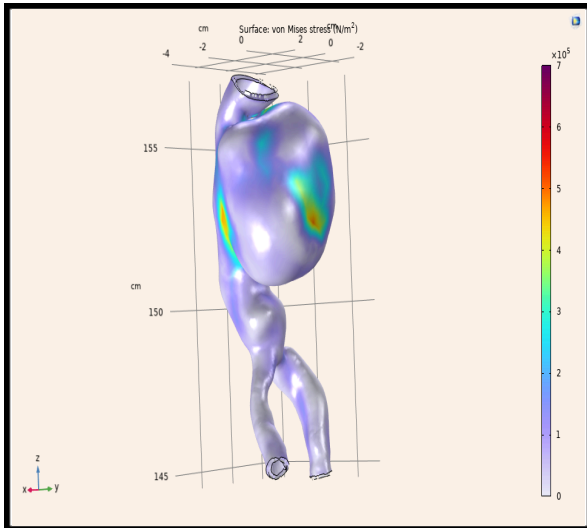
Εικόνα 4.54 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



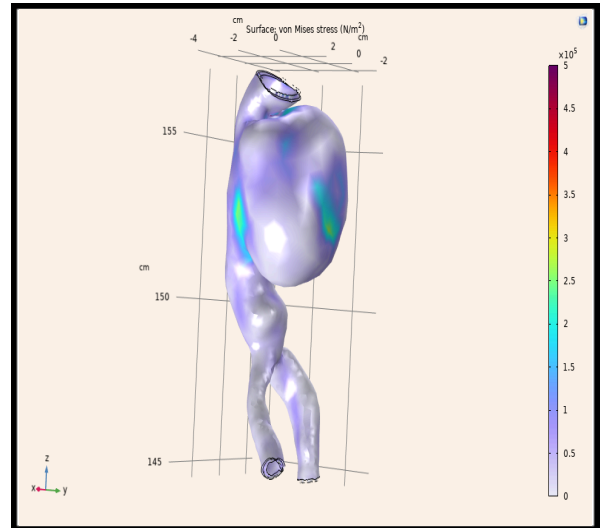
Εικόνα 4.53 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



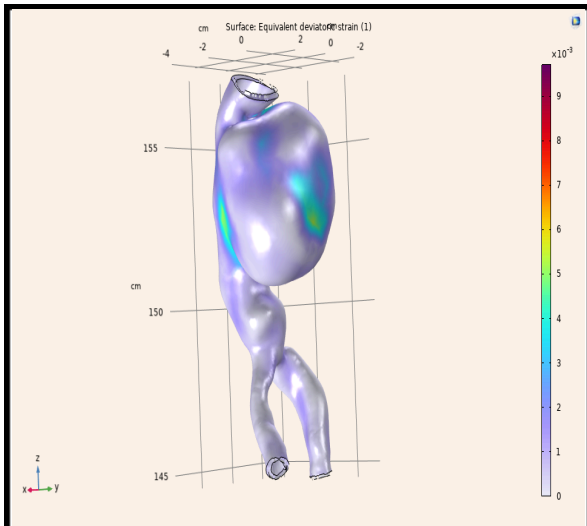
Εικόνα 4.54 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



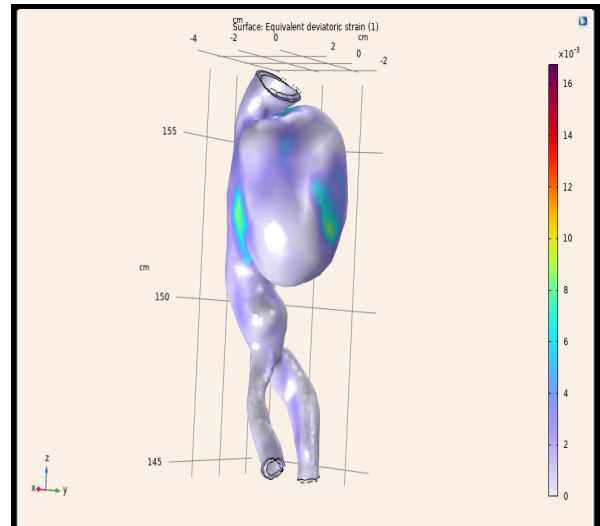
Εικόνα 4.55 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



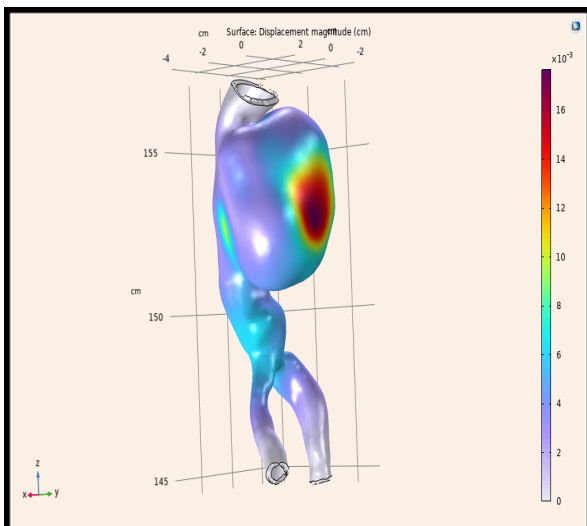
Εικόνα 4.56 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



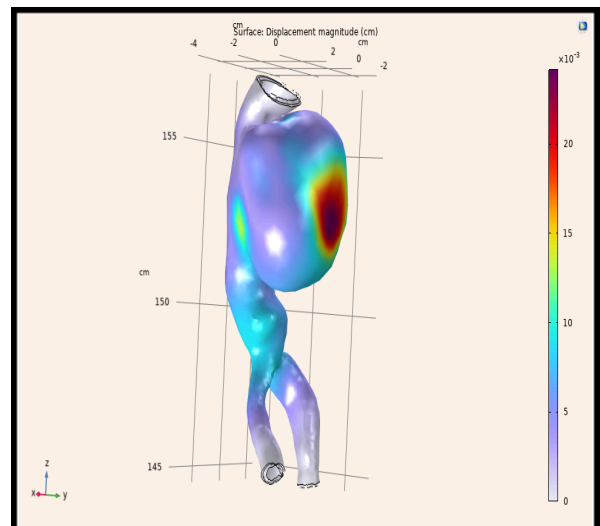
Εικόνα 4.55 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



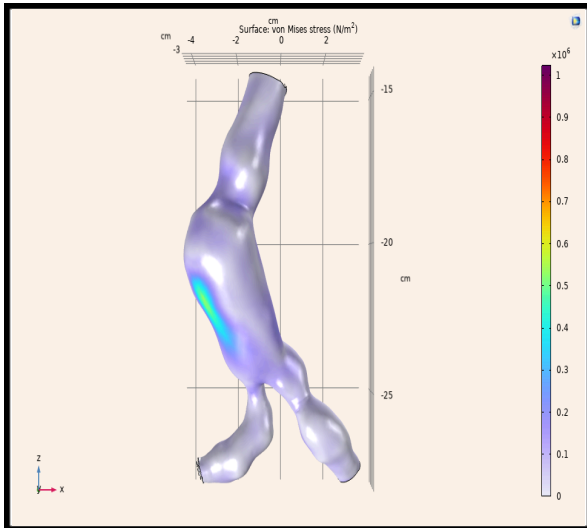
Εικόνα 4.56 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



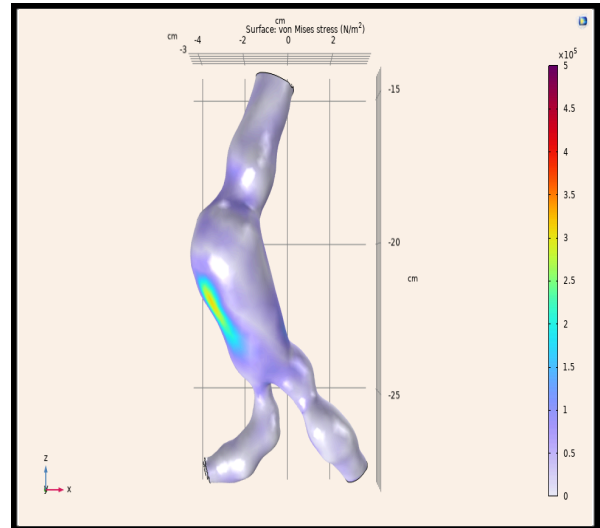
Εικόνα 4.55 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



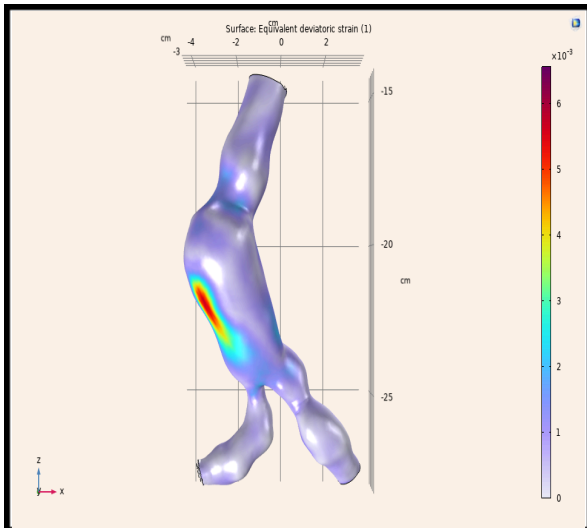
Εικόνα 4.56 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



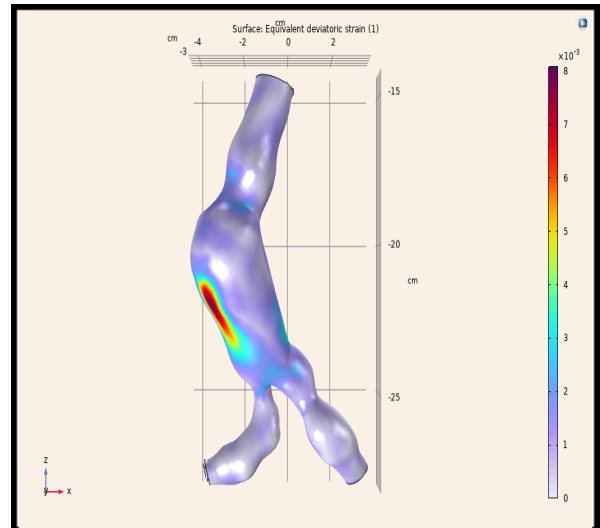
Εικόνα 4.57 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



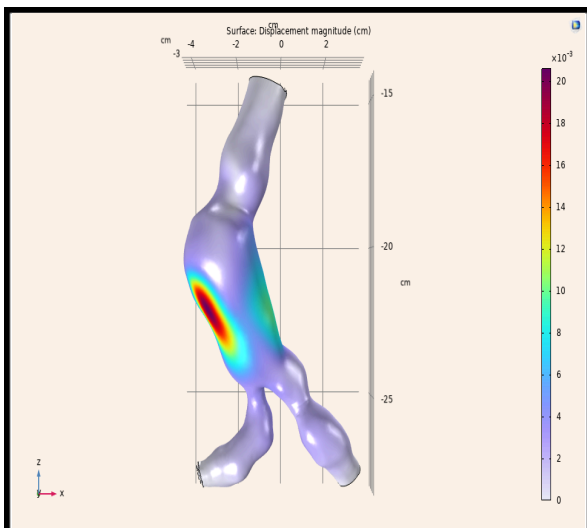
Εικόνα 4.58 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



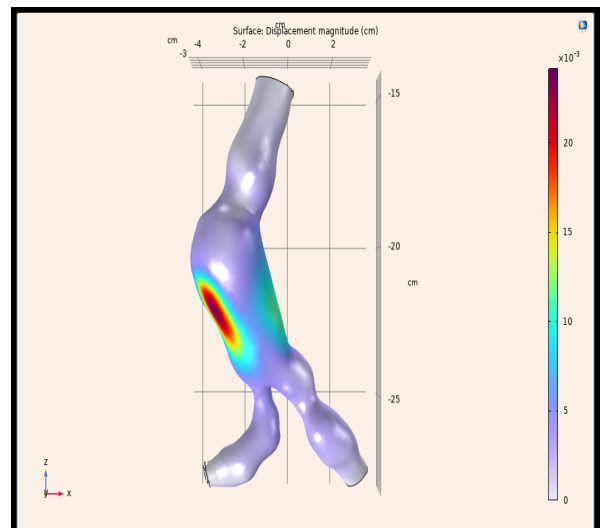
Εικόνα 4.57 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



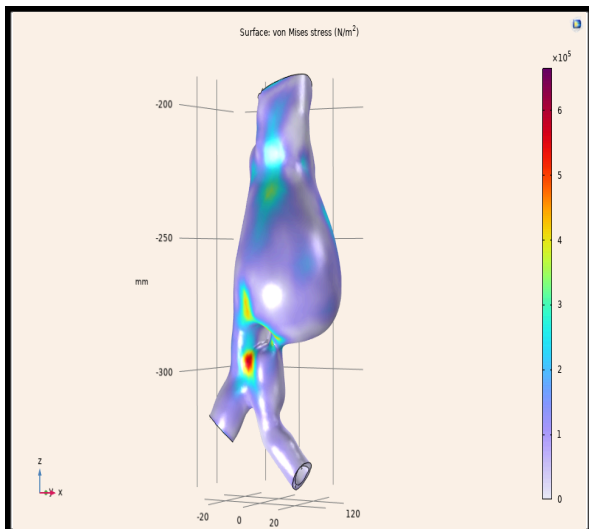
Εικόνα 4.58 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



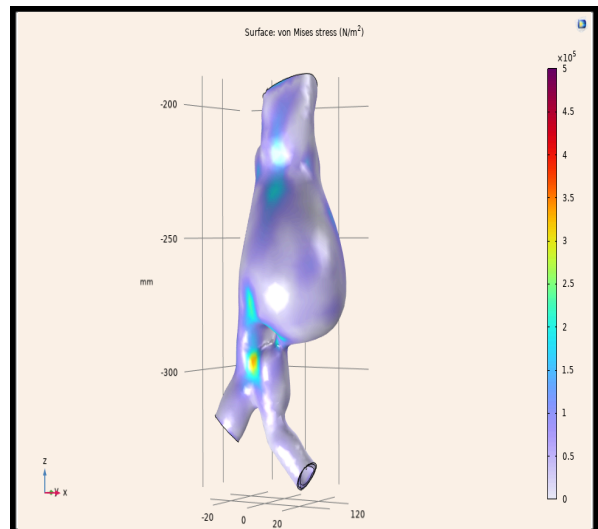
Εικόνα 4.57 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



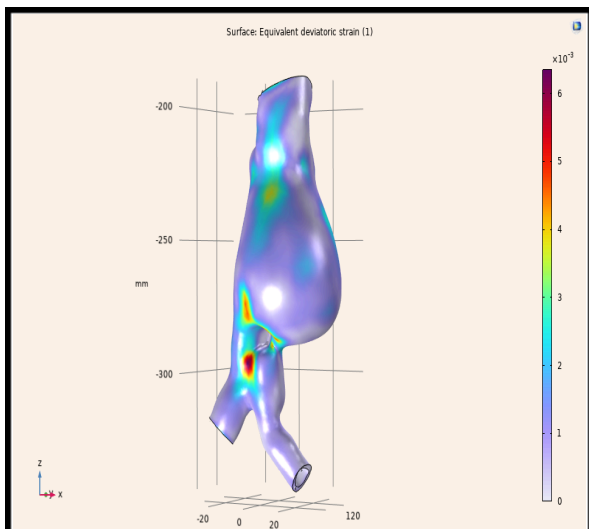
Εικόνα 4.58 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



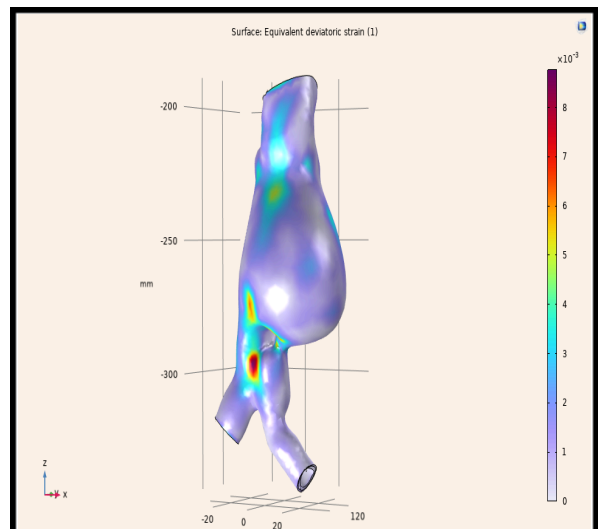
Εικόνα 4.59 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



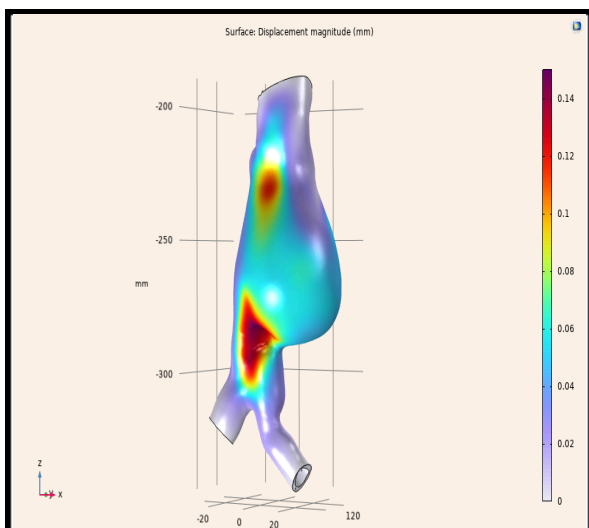
Εικόνα 4.60 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



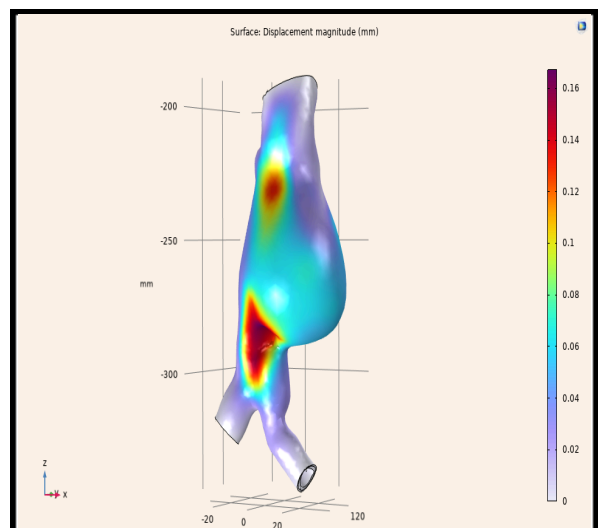
Εικόνα 4.59 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



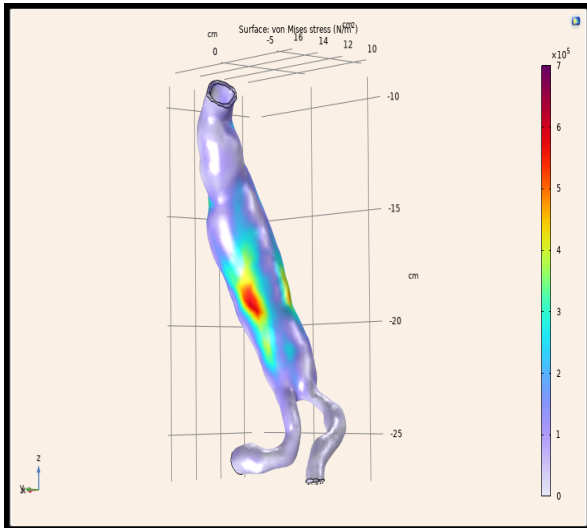
Εικόνα 4.60 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



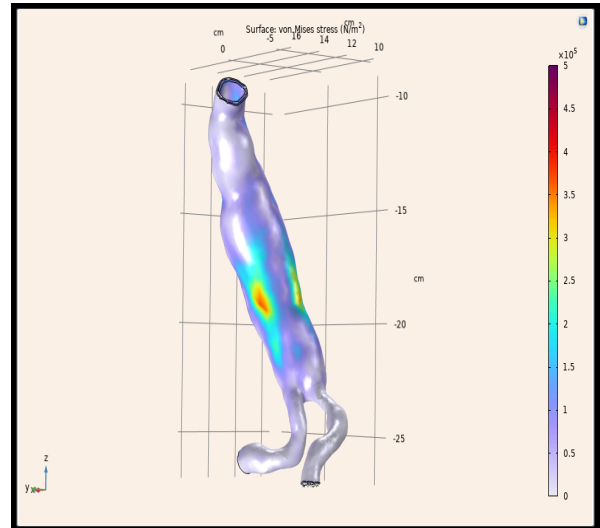
Εικόνα 4.59 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



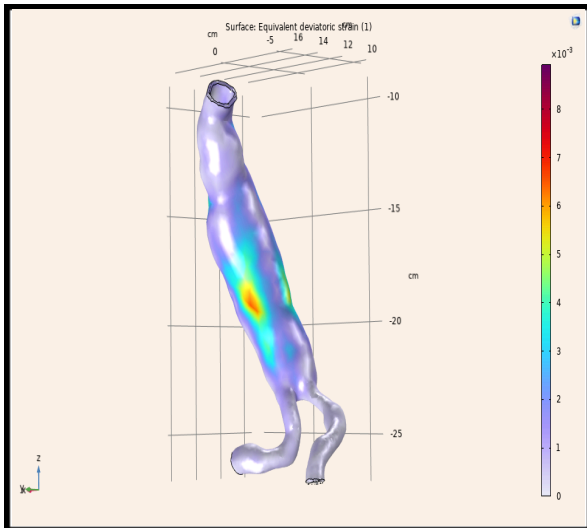
Εικόνα 4.60 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



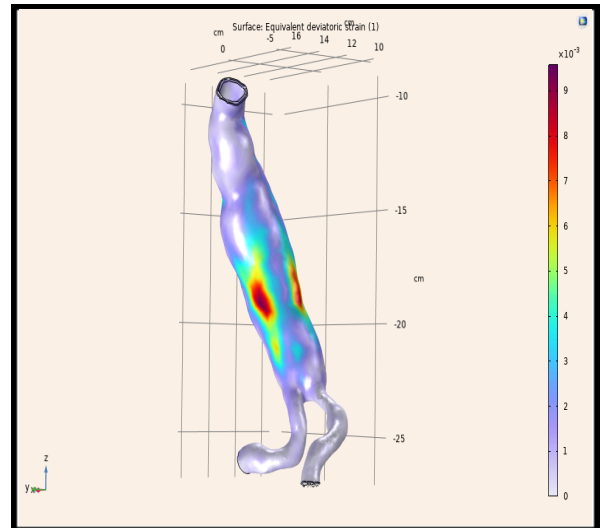
Εικόνα 4.61 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



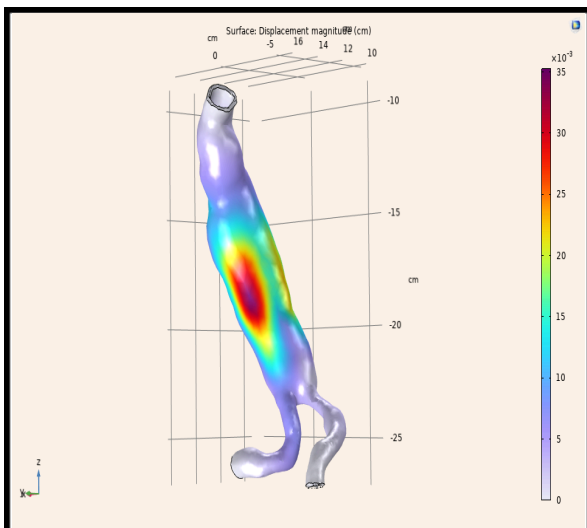
Εικόνα 4.62 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



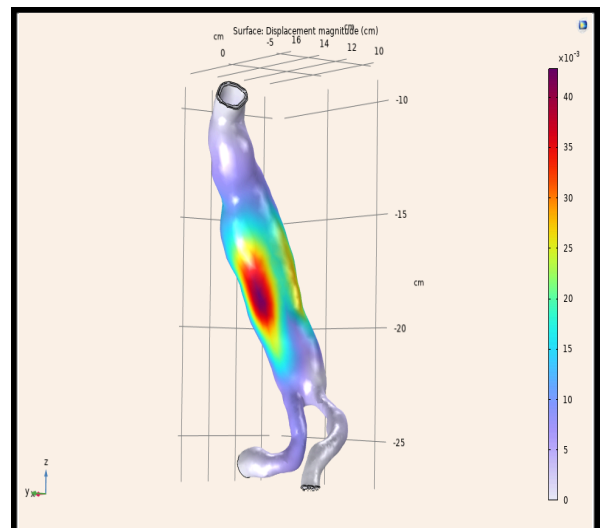
Εικόνα 4.61 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



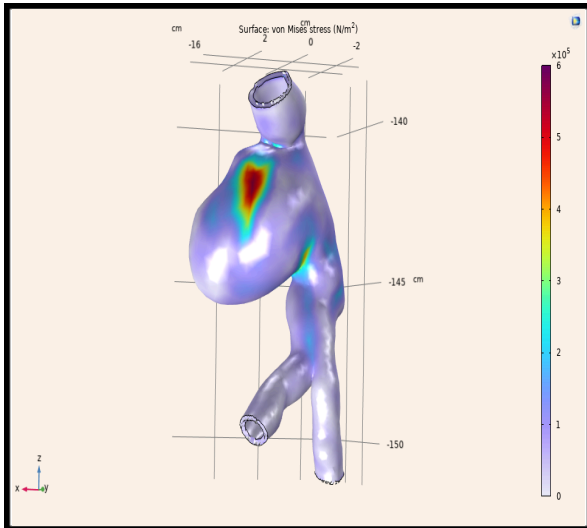
Εικόνα 4.62 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



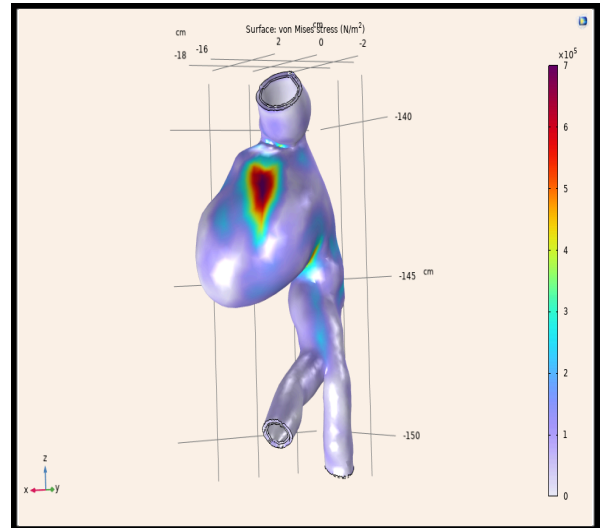
Εικόνα 4.61 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



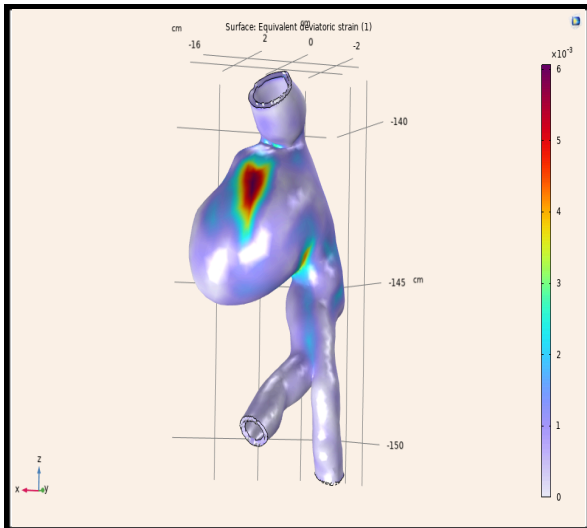
Εικόνα 4.62 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



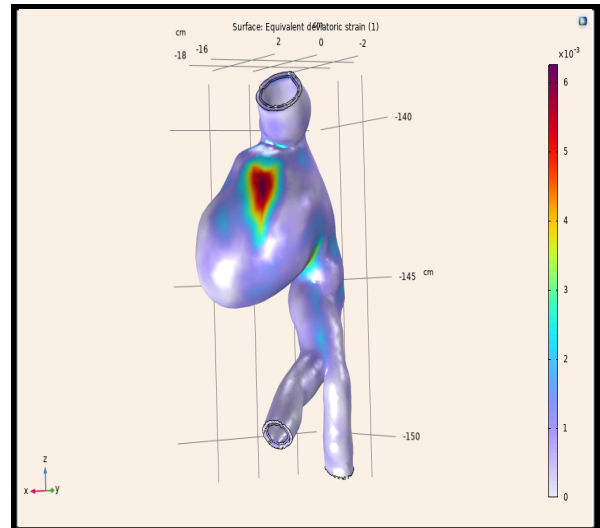
Εικόνα 4.63 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



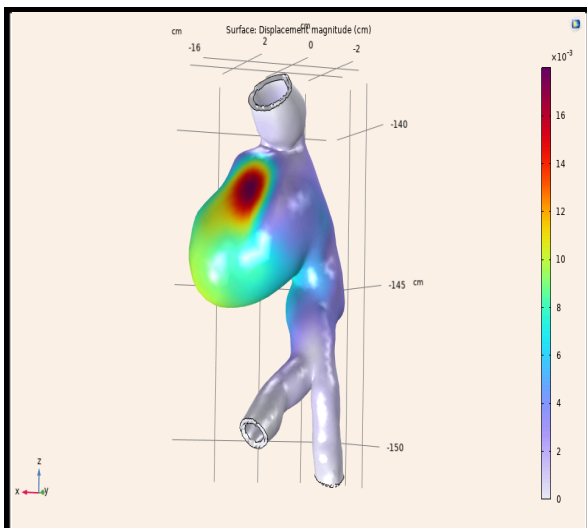
Εικόνα 4.64 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



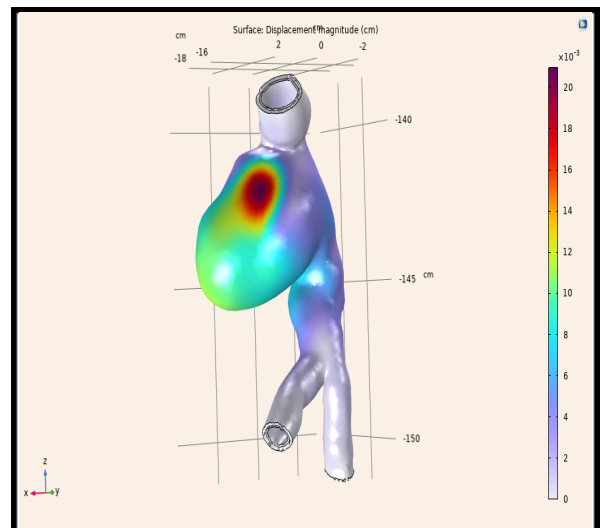
Εικόνα 4.63 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



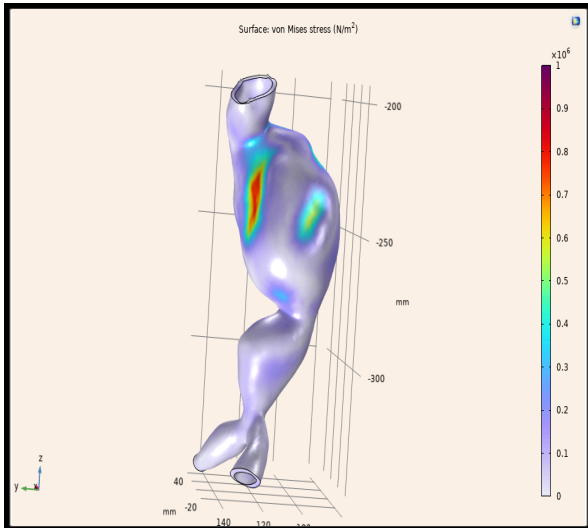
Εικόνα 4.64 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



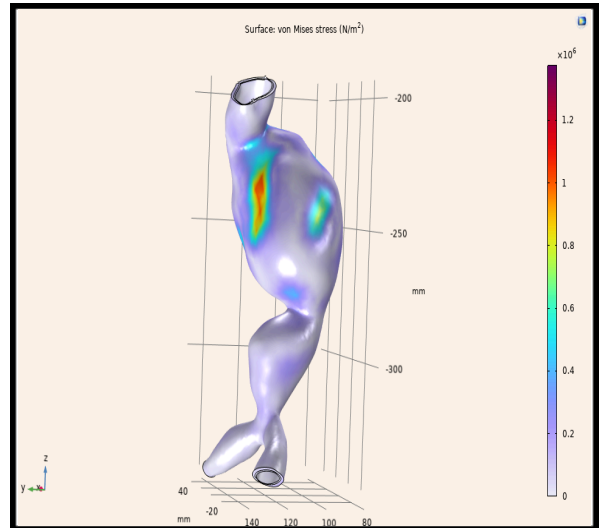
Εικόνα 4.63 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



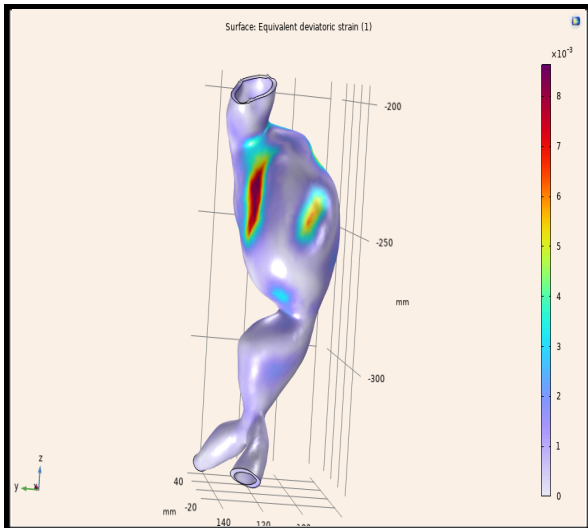
Εικόνα 4.64 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



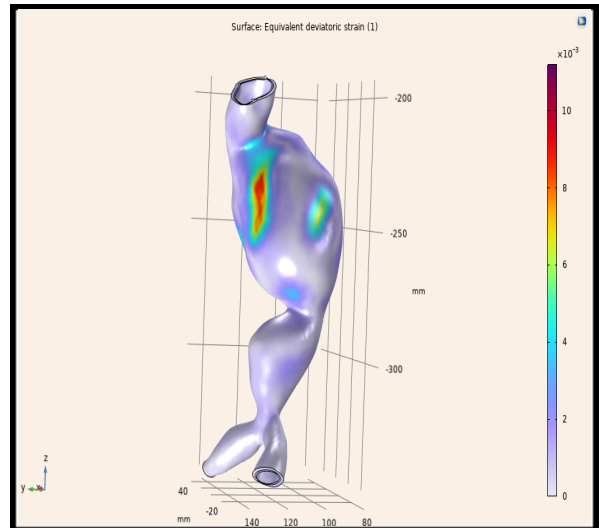
Εικόνα 4.65 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



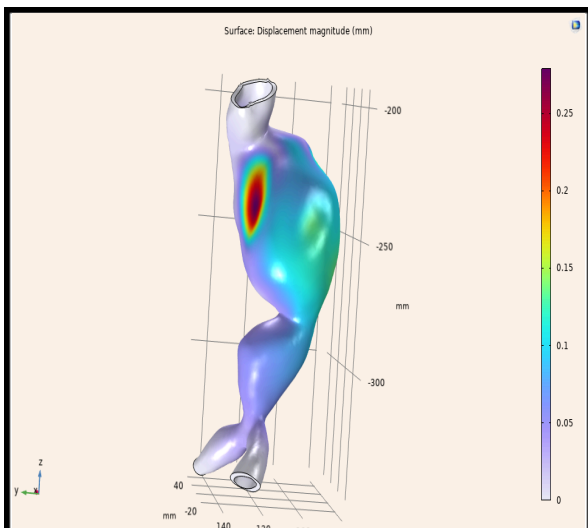
Εικόνα 4.66 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



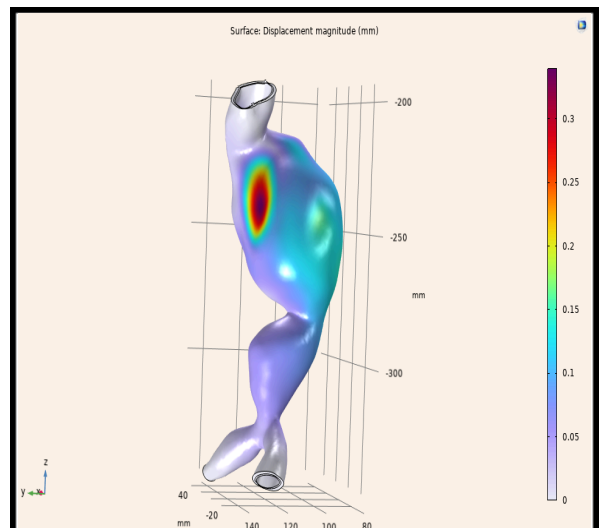
Εικόνα 4.65 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



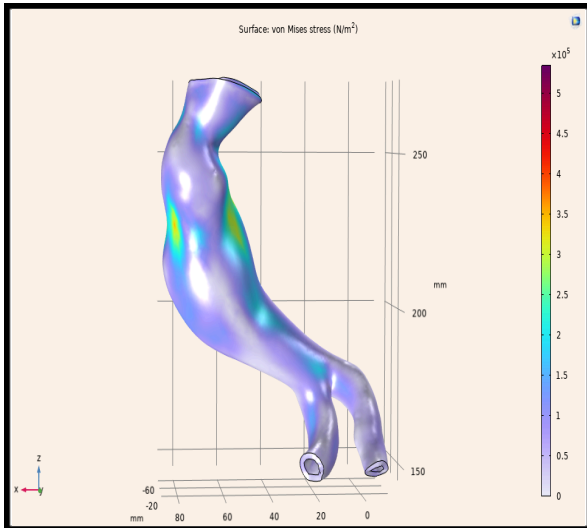
Εικόνα 4.66 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



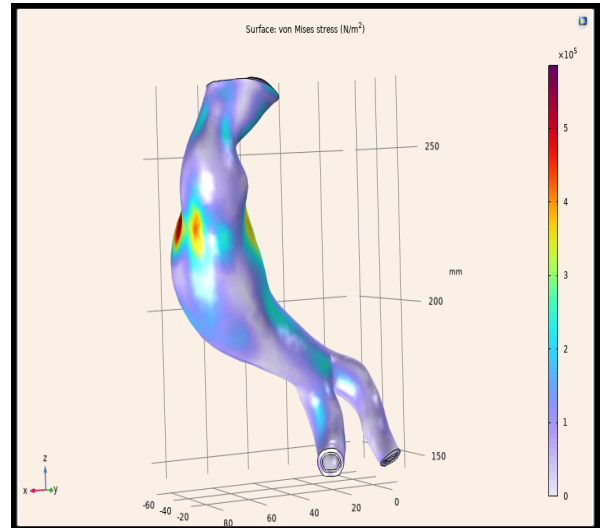
Εικόνα 4.65 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



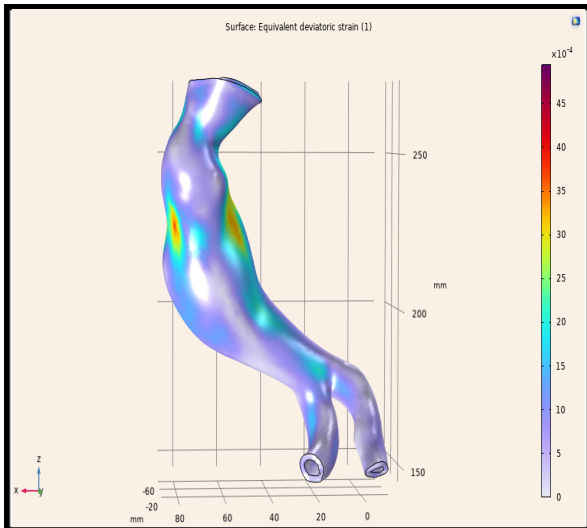
Εικόνα 4.66 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



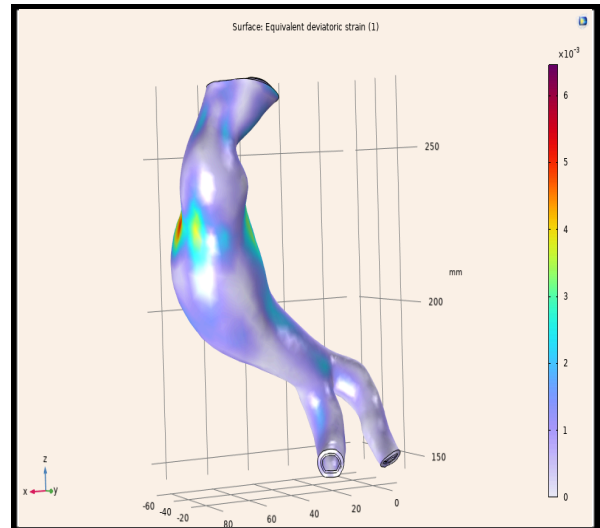
Εικόνα 4.67 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



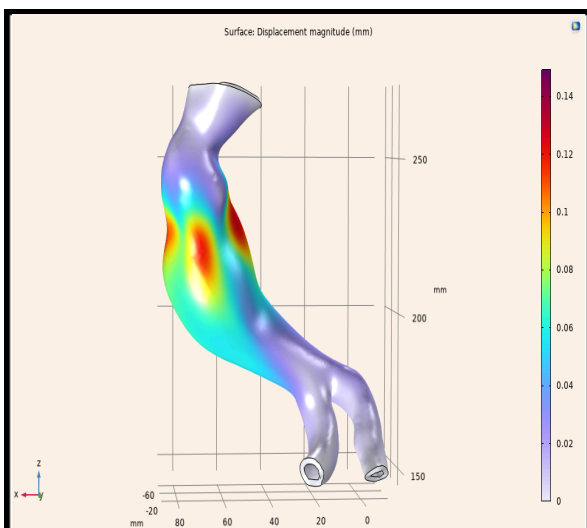
Εικόνα 4.68 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



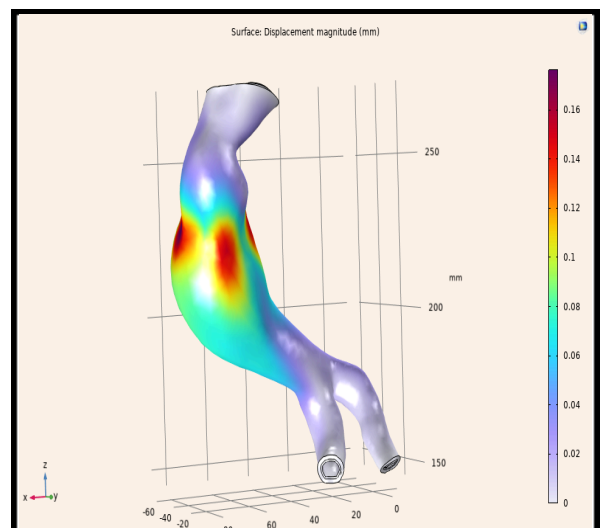
Εικόνα 4.67 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



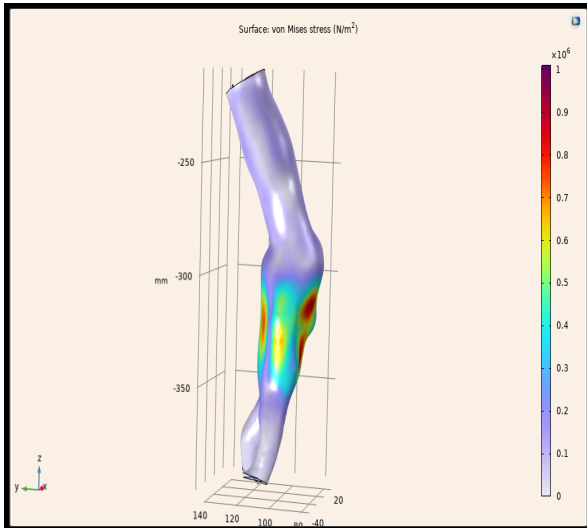
Εικόνα 4.68 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



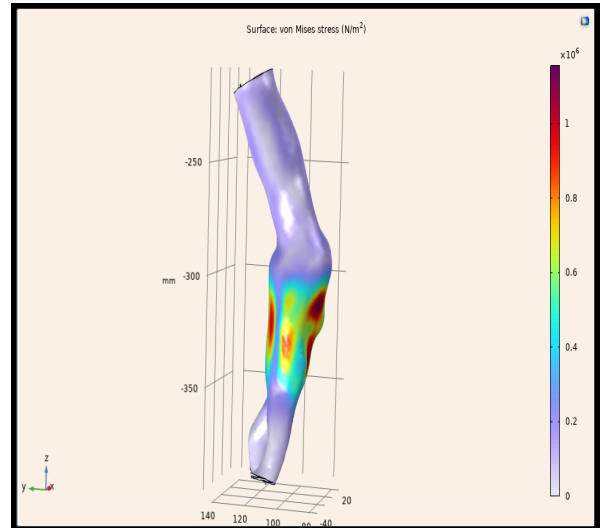
Εικόνα 4.67 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



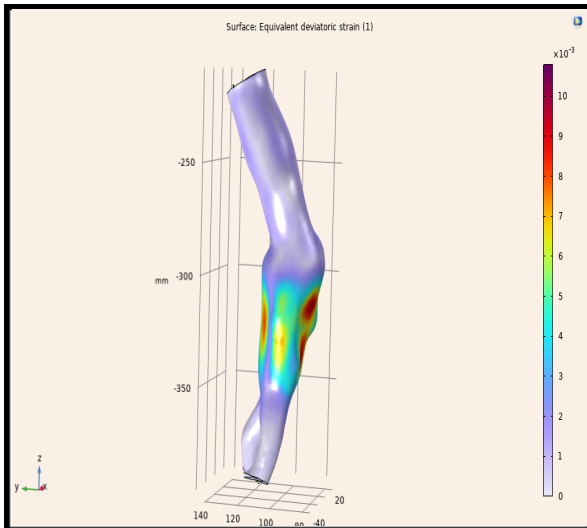
Εικόνα 4.68 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



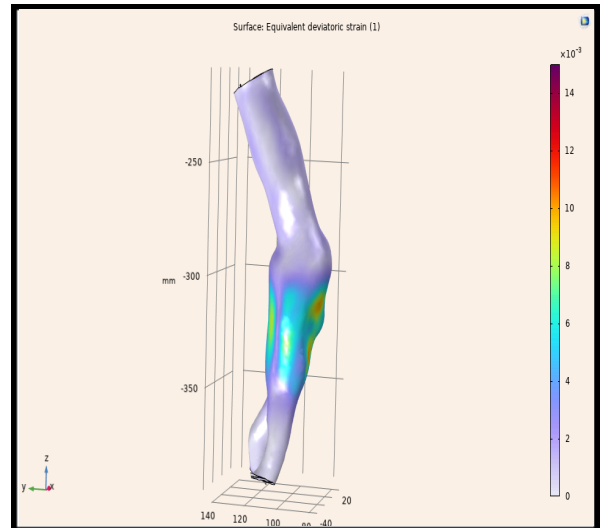
Εικόνα 4.69 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



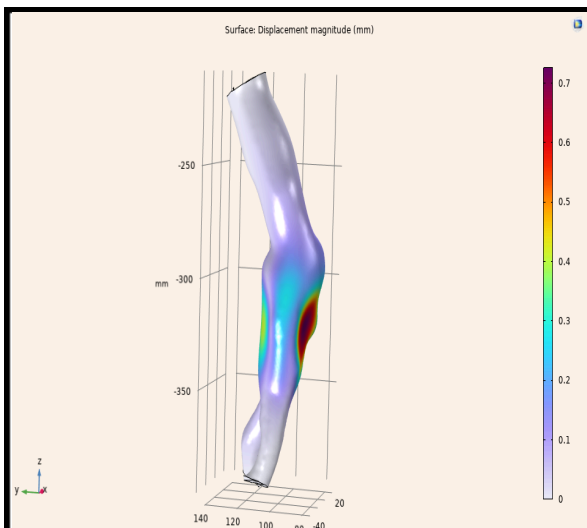
Εικόνα 4.70 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



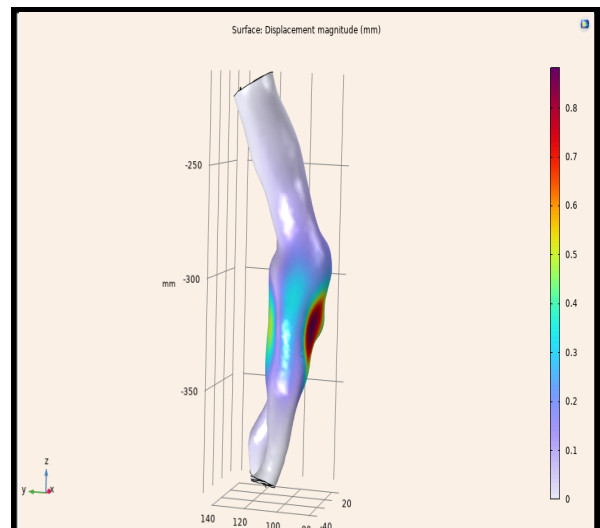
Εικόνα 4.69 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



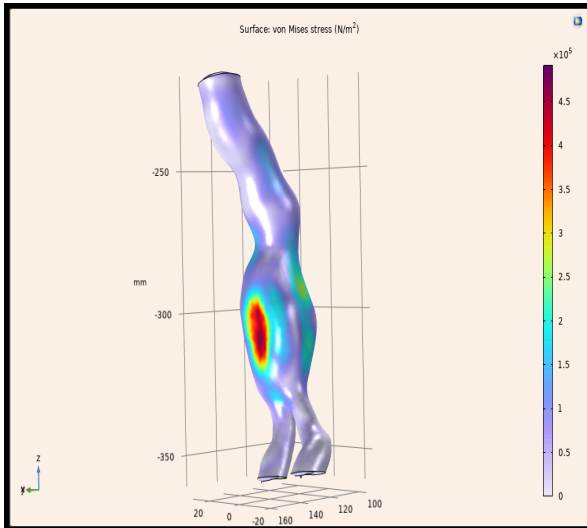
Εικόνα 4.70 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



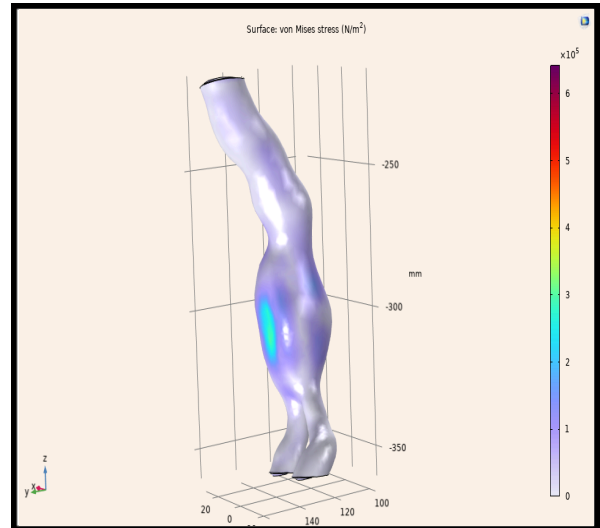
Εικόνα 4.69 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



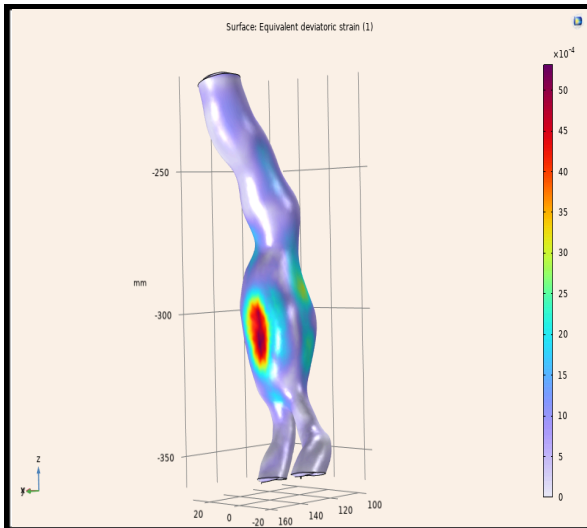
Εικόνα 4.70 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



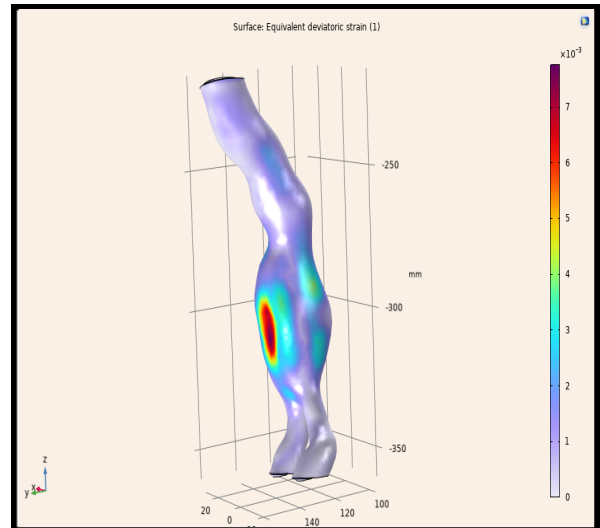
Εικόνα 4.71 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



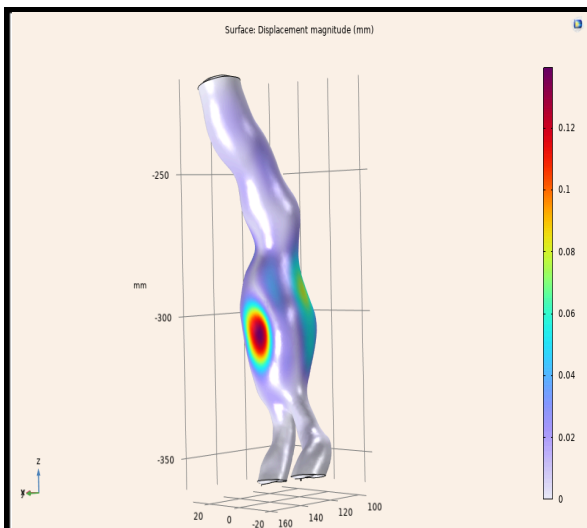
Εικόνα 4.72 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



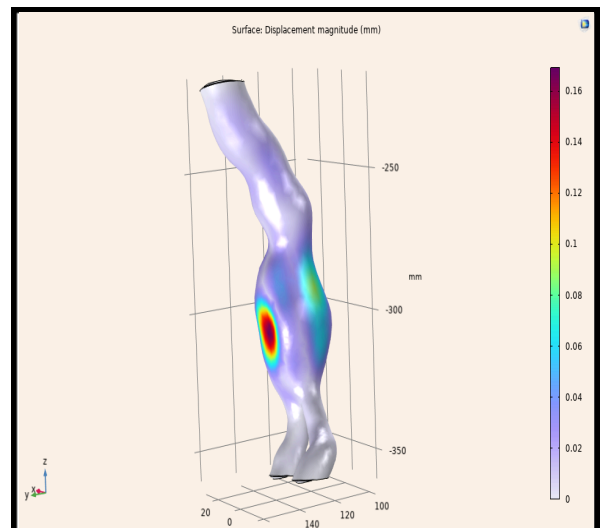
Εικόνα 4.71 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



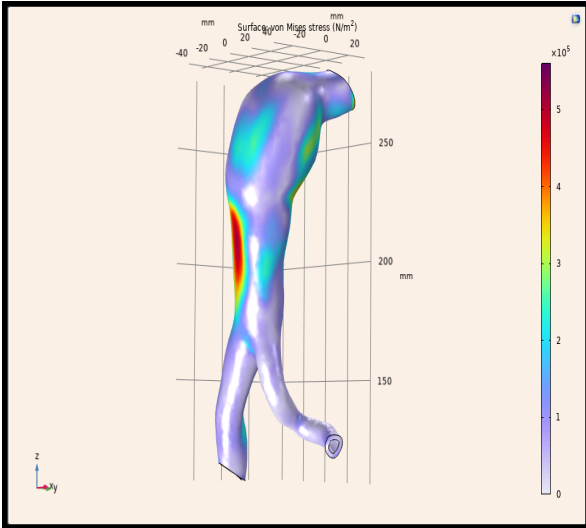
Εικόνα 4.72 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



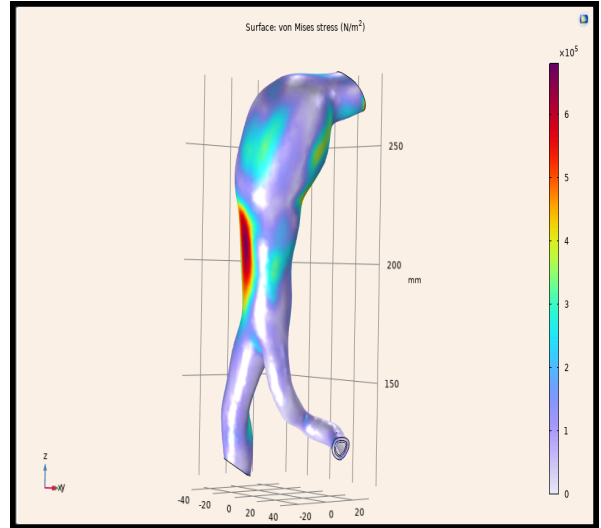
Εικόνα 4.71 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



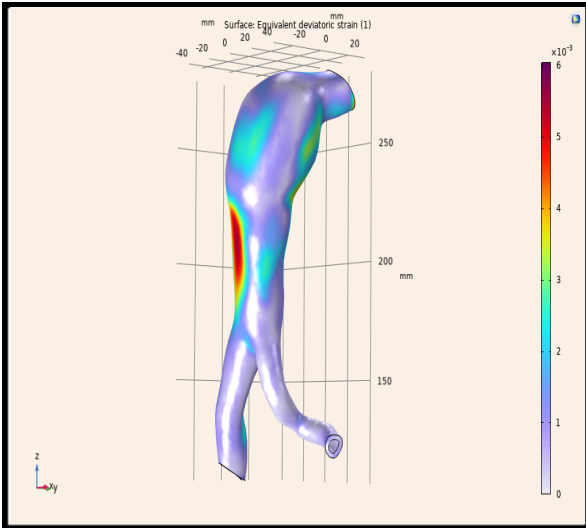
Εικόνα 4.72 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



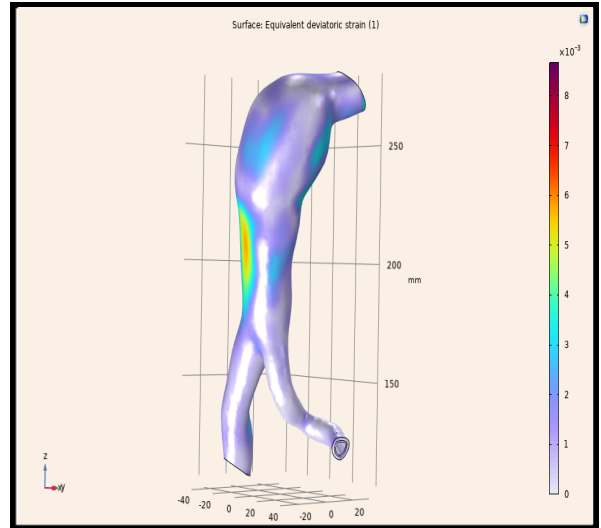
Εικόνα 4.73 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



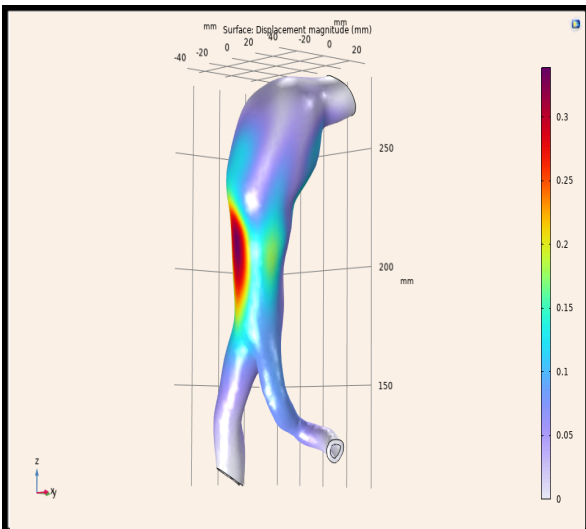
Εικόνα 4.74 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



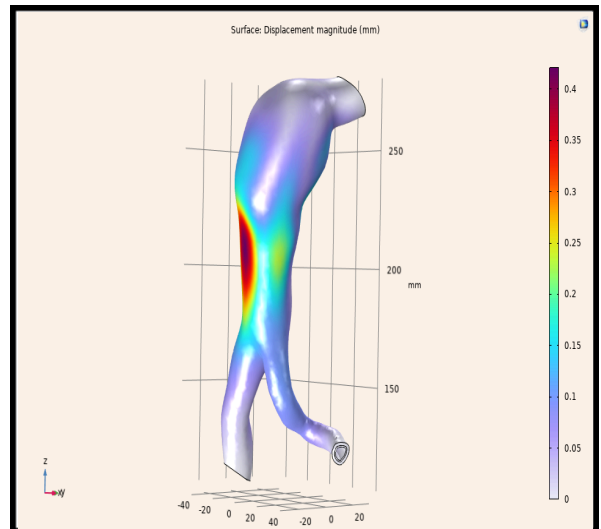
Εικόνα 4.73 b) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



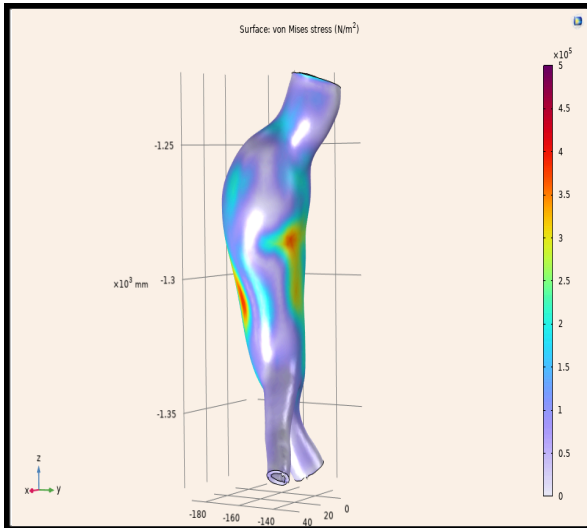
Εικόνα 4.74 b) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



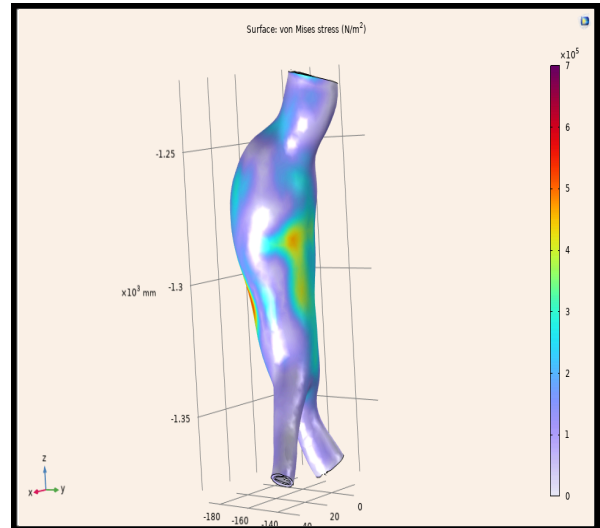
Εικόνα 4.73 c) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



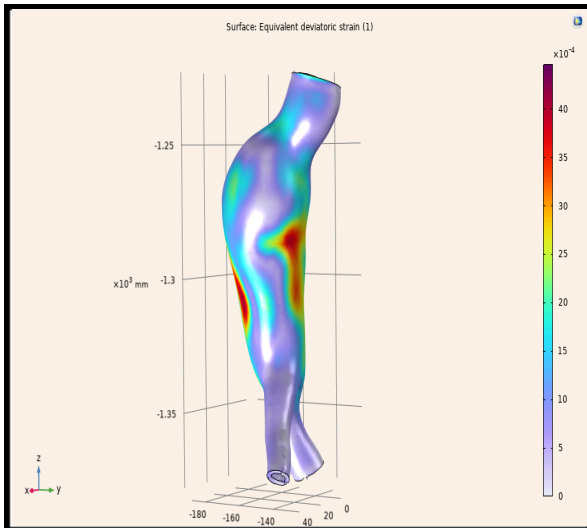
Εικόνα 4.74 c) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



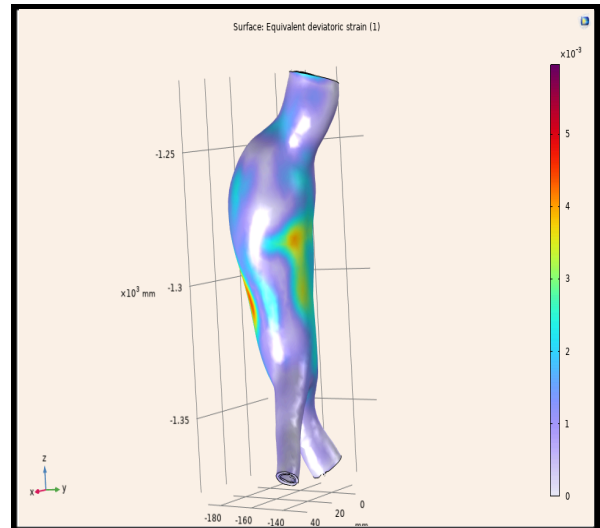
Εικόνα 4.75 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



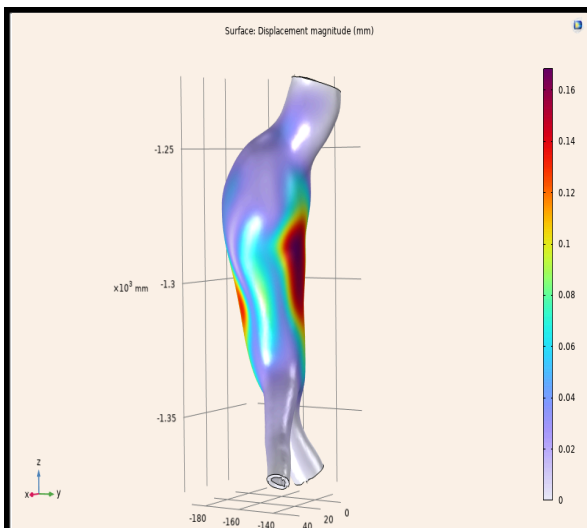
Εικόνα 4.76 α) Διάγραμμα τάσεων Von Mises



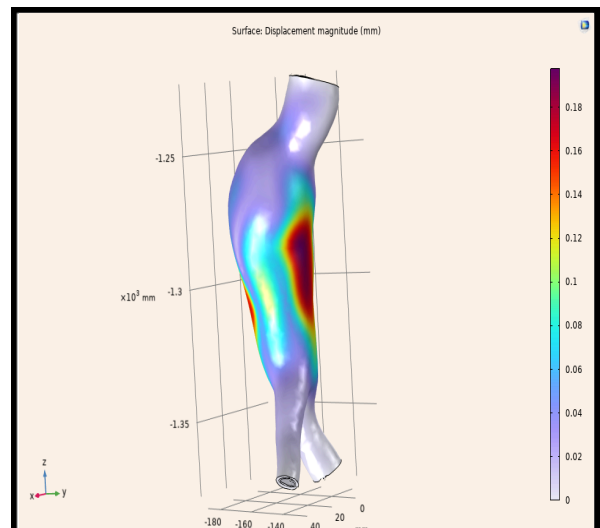
Εικόνα 4.75 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



Εικόνα 4.76 β) Διάγραμμα μέσης αποκλίνουσας παραμόρφωσης



Εικόνα 4.75 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



Εικόνα 4.76 γ) Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης

4.6 Συμπεράσματα

Τα αποτελέσματα της ανάλυσης FEM στα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής (AAA) προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες για την κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του τοιχώματος υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης. Οι προσομοιώσεις που βασίστηκαν τόσο σε γραμμικά όσο και σε μη γραμμικά μονοστρωματικά και πολυστρωματικά μοντέλα, ανέδειξαν κρίσιμες πτυχές που μπορούν να συσχετιστούν με κλινικά ευρήματα και πρακτικές [24].

Max Displacement

Max Displacement (m)	LINEAR		NONLINEAR	
	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL
T1_P2	0.171760581455493	0.206876084386377	0.125637655491991	0.142685465863298
T1_P4	1.40186721406935	1.69472183297027	1.09625912830898	1.27054171495629
T1_P5	0.0799718129262805	0.0940289454693327	0.0644131951772903	0.0753447258646546
T1_P6	0.30833984697738	0.317531953875998	0.223907380505382	0.271099801564586
T1_P8	0.540048304657948	0.688629461235355	0.478289199777649	0.596472596582935
T1_P9	0.180766423177268	0.21063516892011	0.16799229251604	0.192041932049801
T1_P10	0.389743822426719	0.491013171315801	0.360776503481732	0.452094530354193
T1_P11	0.0646460400249888	0.0763292363205712	0.0592771782952394	0.0695792575844716
T1_P12	0.185354428332579	0.212342678913736	0.176587073348773	0.192343909410844
T1_P14	0.215690234981589	0.25622876657565	0.205970736987581	0.241349559357815
T1_P16	0.157130047581451	0.175369666335324	0.150067226082872	0.16713723882445
T1_P18	0.421690598580669	0.518305458591953	0.358184043209158	0.427848977270612
T1_P20	0.192501637285805	0.228458227966671	0.179937084463678	0.209507859671159
T2_P2	0.287924612115783	0.359929028113753	0.278724261584562	0.33938562984105
T2_P3	0.171138624196735	0.207382389935622	0.149184695560129	0.176125903399455
T2_P4	0.797803151543141	0.972128176701511	0.725684434913165	0.88189157539606
T2_P13	0.194313416568593	0.237100256333374	0.139422522687605	0.169073046060633
T2_P15	0.412077932879213	0.527160016030515	0.338347649893069	0.420736265440909
T2_P17	0.175684432476423	0.214959045553827	0.168310359749055	0.197581164983784

Πίνακας 4.1 Μέγιστες τιμές μετατοπίσεων

Max Von Mises Stress

	LINEAR		NONLINEAR	
Von Mises Stress (Pa)	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL
T1_P2	1028058	1867560	8179630	967682
T1_P4	1414938	1695509	1233118	1394876
T1_P5	392496	497649	392369	497754
T1_P6	22963442	23747456	2702286	4628877
T1_P8	924385	1039098	5868505	961540
T1_P9	445472	549008	472715	550151
T1_P10	718021	757859	20776602	26142936
T1_P11	341101	474321	39210994	26572462
T1_P12	997871	1710048	75521082	8634785
T1_P14	582310	745077	1022923	888450
T1_P16	585040	669290	664422	797886
T1_P18	884225	1181968	388637796	2540816
T1_P20	582071	758945	1396394	37279669
T2_P2	819716	1085978	1935721	1373917
T2_P3	455406	570312	534221	585173
T2_P4	1068444	1281924	1009587	1155242
T2_P13	642743	824857	491202	641611
T2_P15	607302	759667	559770	680018
T2_P17	466273	551723	111557151	74656093

Πίνακας 4.2 Μέγιστες τιμές Τάσεων

Max Equivalent Deviatoric Strain

	LINEAR		NONLINEAR	
Equivalent Deviatoric Strain	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL	SINGLE LAYER	2 LAYER MATERIAL
T1_P2	1,07%	2,00%	6,92%	1,13%
T1_P4	1,48%	2,11%	1,30%	1,81%
T1_P5	0,41%	0,50%	0,42%	0,54%
T1_P6	23,98%	31,41%	0,84%	1,21%
T1_P8	0,97%	1,39%	0,93%	1,32%
T1_P9	0,47%	0,67%	0,51%	0,72%

T1_P10	0,75%	1,12%	0,77%	1,14%
T1_P11	0,36%	0,50%	0,38%	0,53%
T1_P12	1,04%	1,75%	0,97%	1,67%
T1_P14	0,61%	0,76%	0,66%	0,81%
T1_P16	0,61%	0,85%	0,63%	0,88%
T1_P18	0,92%	0,99%	14,01%	0,96%
T1_P20	0,61%	0,63%	0,61%	0,63%
T2_P2	0,86%	0,98%	0,86%	1,12%
T2_P3	0,48%	0,66%	0,49%	0,65%
T2_P4	1,12%	1,58%	1,08%	1,50%
T2_P13	0,67%	0,98%	0,53%	0,78%
T2_P15	0,63%	0,93%	0,60%	0,87%
T2_P17	0,49%	0,63%	0,45%	0,60%

Πίνακας 4.3 Μέγιστες τιμές παραμορφώσεων

4.6.1 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Προσομοιώσεων

Στους Πίνακες 4.1, 4.2 και 4.3, όπου παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ανάλυσης, παρατηρείται ότι οι μεγαλύτερες τιμές των τάσεων Von Mises εμφανίζονται σε περιοχές όπου εντοπίζονται επίσης υψηλές μετατοπίσεις και παραμορφώσεις. Οι ασθενείς που εξετάστηκαν είναι ηλικιωμένοι, με εύρος ηλικίας από 57 έως 81 έτη, και η διαγνωστική διάμετρος των ανευρυσμάτων κυμαίνεται μεταξύ 4,8 cm και 6,8 cm. Οι περιοχές υψηλών τάσεων και μετατοπίσεων χαρακτηρίζονται ως περιοχές αυξημένου κινδύνου, γεγονός που υπογραμμίζει τη σημασία της μηχανικής ανάλυσης για την πρόβλεψη της ρήξης των ανευρυσμάτων.

Στην ανάλυση των αποκλίνουσων παραμορφώσεων παρατηρήθηκε ότι οι τιμές κυμαίνονται ως εξής:

- **Γραμμικά μοντέλα:**
 - Μονοστρωματική δομή: Από **0,36%** έως **23,98%**.
 - Πολυστρωματική δομή: Από **0,50%** έως **31,41%**.
- **Μη γραμμικά μοντέλα:**
 - Μονοστρωματική ανάλυση: Από **0,38%** έως **14,01%**.
 - Πολυστρωματική ανάλυση: Από **0,54%** έως **1,81%**.

Οι τιμές αυτές αντικατοπτρίζουν τις διαφορές στην ακρίβεια μεταξύ των μοντέλων. Τα μη γραμμικά μοντέλα καταγράφουν με μεγαλύτερη ακρίβεια τη φυσική συμπεριφορά του τοιχώματος της αορτής, ενώ τα γραμμικά μοντέλα είναι πιο απλοποιημένα και κατάλληλα για αρχικές εκτιμήσεις.

Σχετικά με τις μέγιστες μετατοπίσεις, οι τιμές κυμαίνονται ως εξής:

- **Γραμμικά μοντέλα:**
 - Μονοστρωματική ανάλυση: Από **0,0646 mm** έως **1,4018 mm**.
 - Πολυστρωματική ανάλυση: Από **0,0763 mm** έως **1,6947 mm**.
- **Μη γραμμικά μοντέλα:**
 - Μονοστρωματική ανάλυση: Από **0,0592 mm** έως **1,0962 mm**.
 - Πολυστρωματική ανάλυση: Από **0,0695 mm** έως **1,2705 mm**.

Οι μεγαλύτερες μετατοπίσεις παρατηρούνται στα γραμμικά μοντέλα, καθώς η απλοποιημένη προσέγγισή τους δεν λαμβάνει υπόψη τις σύνθετες μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος. Αντίθετα, τα μη γραμμικά και πολυστρωματικά μοντέλα παρέχουν πιο ακριβή αποτελέσματα, λαμβάνοντας υπόψη τις διαφορές στη συμπεριφορά των στρωμάτων Media και Adventitia.

4.6.2 Συμπεράσματα από τη Σύγκριση

Η ανάλυση των γραμμικών και μη γραμμικών μοντέλων αναδεικνύει τη σημασία της μη γραμμικής προσέγγισης, ιδιαίτερα όταν απαιτείται μια πιο ρεαλιστική εκτίμηση του κινδύνου ρήξης ανευρυσμάτων. Ενώ τα γραμμικά μοντέλα παρέχουν μια αρχική εικόνα, τα μη γραμμικά αποτυπώνουν τη δυναμική συμπεριφορά των ιστών καλύτερα, ιδιαίτερα σε περιοχές με μεγάλες παραμορφώσεις και γεωμετρικές ανωμαλίες.

Η διαφοροποίηση ανάμεσα σε μονοστρωματικά και πολυστρωματικά μοντέλα είναι επίσης σημαντική. Τα πολυστρωματικά μοντέλα προσφέρουν υψηλότερη ακρίβεια, καθώς λαμβάνουν υπόψη την ετερογένεια και τις διαφορές στις μηχανικές ιδιότητες των δυο στρωμάτων.

4.6.3 Συσχέτιση με Κλινικά Ευρήματα

Η μηχανική ανάλυση μέσω FEM συμβαδίζει με κλινικές παρατηρήσεις, που υποδεικνύουν ότι οι περιοχές υψηλού κινδύνου ρήξης βρίσκονται συχνά στον θόλο του ανευρύσματος [7]. Η κατανομή των τάσεων και των παραμορφώσεων μπορεί να αξιοποιηθεί για την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης, ενώ τα αποτελέσματα μπορούν να ενσωματωθούν σε κλινικές εφαρμογές [22].

Οι μη γραμμικές και πολυστρωματικές προσεγγίσεις αποδεικνύονται πιο ακριβείς στην πρόβλεψη της συμπεριφοράς του ανευρύσματος, επιτρέποντας τη σχεδίαση εξατομικευμένων θεραπειών, όπως η τοποθέτηση ενδοαυλικών στηριγμάτων [18]. Παράλληλα, η FEM μπορεί να αποτελέσει εργαλείο υποστήριξης κλινικών αποφάσεων, βοηθώντας τους γιατρούς να σχεδιάσουν ασφαλέστερες και αποτελεσματικότερες παρεμβάσεις [23].

Κεφάλαιο 5: Συμπεράσματα και Μελλοντικές Κατευθύνσεις

5.1 Συνοπτικά Συμπεράσματα

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστίασε στη μελέτη της μηχανικής συμπεριφοράς των ανευρυσματικών κοιλιακών αορτών (AAA) μέσω της εφαρμογής της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM). Τα αποτελέσματα ανέδειξαν τη σημασία της χρήσης διαφορετικών προσεγγίσεων, όπως γραμμικά και μη γραμμικά μονοστρωματικά και πολυστρωματικά μοντέλα, για την ακριβή αποτύπωση της μηχανικής απόκρισης του τοιχώματος της αορτής.

Η ανάλυση έδειξε ότι τα γραμμικά μοντέλα, αν και χρήσιμα για αρχικές εκτιμήσεις, παρουσιάζουν περιορισμούς καθώς υποτιμούν τις πραγματικές τάσεις και παραμορφώσεις που αναπτύσσονται στο τοίχωμα. Από την άλλη πλευρά, τα μη γραμμικά μοντέλα, όπως το μοντέλο Yeoh, αποδείχθηκαν πιο κατάλληλα για την αποτύπωση της συμπεριφοράς του βιολογικού ιστού, ιδίως σε περιοχές υψηλού κινδύνου. Τα πολυστρωματικά μοντέλα παρουσίασαν ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια, καθώς λαμβάνουν υπόψη τη διαφοροποίηση μεταξύ των στρωμάτων της αορτής, όπως το Media και το Adventitia. Το Media αποδείχθηκε ότι φέρει τις μεγαλύτερες τάσεις, ενώ το Adventitia συμβάλλει στη δομική υποστήριξη.

Συνολικά, οι περιοχές υψηλής παραμόρφωσης και τάσεων που εντοπίστηκαν μέσω της προσομοίωσης ταυτίζονται με τις περιοχές που αναφέρονται στη βιβλιογραφία ως υψηλού κινδύνου για ρήξη. Αυτή η εργασία υπογραμμίζει τη σημασία της επιλογής των κατάλληλων μοντέλων για τη βελτίωση της ακρίβειας στην πρόβλεψη του κινδύνου ρήξης και την ανάπτυξη προληπτικών στρατηγικών.

5.2 Εφαρμογές στη Διαγνωστική και τη Θεραπεία

Τα αποτελέσματα της έρευνας προσφέρουν σημαντικές δυνατότητες εφαρμογής στη διαγνωστική και τη θεραπεία ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής. Η χρήση της FEM σε δεδομένα ασθενών, όπως αυτά που εξάγονται από απεικονιστικές μεθόδους (MRI, CT), μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της διάγνωσης και της θεραπευτικής προσέγγισης.

Η εξατομικευμένη διάγνωση είναι μία από τις κύριες εφαρμογές, καθώς η FEM επιτρέπει την πρόβλεψη της μηχανικής απόκρισης του τοιχώματος της αορτής, προσφέροντας εκτίμηση του κινδύνου ρήξης για κάθε ασθενή. Η δημιουργία ψηφιακών διδύμων, δηλαδή εξατομικευμένων μοντέλων που αναπαριστούν τη γεωμετρία και τη μηχανική συμπεριφορά της αορτής, μπορεί να βελτιώσει την ακρίβεια της διάγνωσης.

Επιπλέον, οι προσομοιώσεις μπορούν να συμβάλλουν στη σχεδίαση εξατομικευμένων θεραπευτικών λύσεων. Για παράδειγμα, η χρήση πολυστρωματικών μοντέλων μπορεί να οδηγήσει στη βελτιστοποίηση της τοποθέτησης ενδοαυλικών στηριγμάτων (stents), μειώνοντας τις τάσεις στα τοιχώματα και κατ' επέκταση τον κίνδυνο ρήξης. Η FEM μπορεί επίσης να ενσωματωθεί σε κλινικά

συστήματα υποστήριξης αποφάσεων, παρέχοντας στους γιατρούς ακριβείς εκτιμήσεις του κινδύνου και βοηθώντας τους στον σχεδιασμό ασφαλέστερων και πιο στοχευμένων παρεμβάσεων.

5.3 Μελλοντική Έρευνα και Χρήση Ψηφιακών Διδύμων

Η εργασία αυτή ανοίγει τον δρόμο για πολλές μελλοντικές ερευνητικές κατευθύνσεις, με στόχο τη βελτίωση της κατανόησης και της διαχείρισης των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής.

Η εξέλιξη των μοντέλων FEM αποτελεί μία από τις πιο ενδιαφέρουσες προοπτικές. Η χρήση πιο σύνθετων υλικών μοντέλων, που ενσωματώνουν την ετερογένεια των ιστών και την πολυστρωματική δομή του τοιχώματος, μπορεί να προσφέρει ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια στις προσομοιώσεις. Παράλληλα, η μελέτη της δυναμικής συμπεριφοράς του τοιχώματος υπό παλλόμενη ροή αίματος αναμένεται να παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για τις συνθήκες φόρτισης στις οποίες υπόκειται το ανεύρυσμα.

Η ανάπτυξη ψηφιακών διδύμων ασθενών, βασισμένων στα αποτελέσματα FEM, αποτελεί έναν σημαντικό στόχο. Τα ψηφιακά αυτά δίδυμα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την πρόβλεψη της εξέλιξης του ανευρύσματος, ενώ παράλληλα μπορούν να ενημερώνονται δυναμικά με νέα δεδομένα από την παρακολούθηση των ασθενών, παρέχοντας μια ολοκληρωμένη εικόνα της κατάστασής τους.

Η επικύρωση των αποτελεσμάτων FEM με δεδομένα από κλινικές μελέτες είναι επίσης απαραίτητη. Η σύγκριση των προσομοιώσεων με πραγματικά κλινικά συμβάντα θα επιβεβαιώσει την ακρίβεια και την αξιοπιστία της μεθοδολογίας.

Τέλος, η μεθοδολογία αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σε άλλες αγγειακές παθήσεις, όπως η αορτική ανατομή ή η στένωση της αορτής, προσφέροντας νέες λύσεις και προοπτικές στη μελέτη των αγγειακών παθήσεων.

Βιβλιογραφία:

1. 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), pp. 1–48.
2. Fung, Y.C. (1993) *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 2nd ed. New York: Springer.
3. Carew, T.E., Vaishnav, R.N. and Patel, D.J. (1968) 'Compressibility of the arterial wall', *Circulation Research*, 23(1), pp. 61–68.
4. Mills, R. and Huxley, A.F. (1966) 'Tissue density and mechanical properties of the human arterial wall', *Physiological Reviews*, 46(1), pp. 128–149.
5. Lasheras, J.C. (2007) 'The biomechanics of arterial aneurysms', *Annual Review of Fluid Mechanics*, 39(1), pp. 293–319.
6. Gasser, T.C., Ogden, R.W. and Holzapfel, G.A. (2006) 'Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations', *Journal of the Royal Society Interface*, 3(6), pp. 15–35.
7. Martin, C., Sun, W. and Elefteriades, J. (2013) 'Patient-specific finite element analysis of ascending aorta aneurysms', *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 145(3), pp. 44–51.
8. Renaud, C., Cros, J.M., Feng, Z.Q. and Yang, B. (2007) 'The Yeoh model applied to the modeling of large deformation contact/impact problems', *International Journal of Impact Engineering*, 34(2), pp. 258–271.
9. Humphrey, J.D. (2003) 'Mechanics of the aortic wall in AAA using shell elements and FEM', *Annals of Biomedical Engineering*, 31(9), pp. 123–134.
10. Shah, M. and Xu, X.Y. (2011) 'Finite element modeling of blood flow and wall mechanics in aortic aneurysms: Application of patient-specific geometries', *Medical Engineering & Physics*, 33(5), pp. 664–676.
11. Hemmasizadeh, A., Autieri, M. and Darvish, K. (2012) 'Multilayer material properties of aorta determined from nanoindentation tests', *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 15, pp. 199–207.
12. Liu, J., Zheng, H., Poh, P.S.P., Machens, H.G. and Schilling, A.F. (2019) 'Hydrogels for engineering of perfusable vascular networks', *Journal of Biomedical Materials Research*, 112(5), pp. 1118–1128.
13. Zhu, Y., Pirola, S., Salmasi, M.Y., Sasidharan, S., Fisichella, S.M., O'Regan, D.P., Moore, J.E., Athanasiou, T. and Xu, X.Y. (2024) 'The

- influence of material properties and wall thickness on predicted wall stress in ascending aortic aneurysms: A finite element study', *Journal of Biomechanics*, 87(1), pp. 77–90.
14. COMSOL Documentation (2024) *Shell Physics Interface for Thin-Walled Structures in Hyperelasticity*. COMSOL Multiphysics Version 6.1. Available at: <https://www.comsol.com> (Accessed: 22 October 2024).
 15. Cleveland Clinic (2024) 'Aortic Aneurysm: Symptoms, Causes & Treatment'. Available at: <https://my.clevelandclinic.org> (Accessed: 22 October 2024).
 16. Euroclinic (2024) 'Ανεύρυσμα Αορτής: Όσα πρέπει να γνωρίζετε!'. Available at: <https://www.euroclinic.gr/article/endageiaki-apokatastasi-aneurismatos-koiliakis-aortis-evar/> (Accessed: 23 October 2024).
 17. Ailawadi, G., Eliason, J.L. and Upchurch, G.R. (2003) 'Current concepts in the pathogenesis of abdominal aortic aneurysm', *Journal of Vascular Surgery*, 38(3), pp. 584–588.
 18. Golledge, J. and Norman, P.E. (2010) 'Current status of medical management for abdominal aortic aneurysm', *Atherosclerosis*, 208(2), pp. 288–293.
 19. Kent, K.C. (2014) 'Abdominal aortic aneurysms: natural history and treatment', *Heart*, 96(21), pp. 1597–1602.
 20. Johnston, K.W., Rutherford, R.B., Tilson, M.D., 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.
 21. Papadopoulos, A. and Tsouknidas, A. (2018) 'FEA in biomedical engineering: Applications to aneurysm modeling', *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(9), p. 081003.
 22. Stefanadis, C., Tousoulis, D. and Tsioufis, C. (2003) 'Biomechanics and structure of aortic aneurysms', *Annals of Biomedical Engineering*, 31(4), pp. 435–448.
 23. Noble, C., Carlson, K.D., Neumann, E., Lewis, B., Dragomir-Daescu, D., Lerman, A., Erdemir, A. and Young, M.D. (2012) 'Finite element analysis in clinical patients with atherosclerosis', *Journal of Biomechanics*, 45(4), pp. 22–36.
 24. Cluff, K., Mehraein, H. and Jayakumar, G. (2013) 'Biofluid-Structural Interaction in Abdominal Aortic Aneurysm for Predicting Timeline to Rupture: The Effect of Hypertension and Aorta Wall Material Properties', *Biomechanics Applications*, 2(7), pp. 153–167.
 25. Radiopaedia (2024) 'Stanford Classification of Aortic Dissection'. Available at:

- <https://radiopaedia.org/articles/stanford-classification-of-aortic-dissection-1> (Accessed: 19 January 2025).
26. American Heart Association (2024) ‘Types of Aneurysms’. Available at: <https://www.heart.org/en/health-topics/aortic-aneurysm/types-of-a-aneurysms> (Accessed: 25 October 2024).
 27. Cardiology News (2024) ‘Παθήσεις και ανευρύσματα αορτής: Εξελεγχμένες τεχνικές χειρουργικής αντιμετώπισης που θωρακίζουν την καρδιά’. Available at: <https://www.cardiologynews.gr> (Accessed: 25 October 2024).
 28. Όμιλος Ιατρικού Αθηνών (2024) ‘Ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ): Πρόληψη & αντιμετώπιση’. Available at: <https://www.iatriko.gr> (Accessed: 17 November 2024).
 29. Feng, G., Guo, Z., Sakamoto, M. and Matsuzawa, T. (2024) ‘Fluid-Structure Interaction within a Layered Aortic Arch Model’. Available at: https://www.researchgate.net/publication/26731015_Fluid-structure_Interaction_within_a_Layered_Aortic_Arch_Model (Accessed: 22 October 2024).
 30. Gregory, A.J., Di Martino, E.S., Fedak, P.W. and Dobson, G.M. (2024) ‘Aortic Biomechanics and Clinical Applications’, *Anesthesiology*, 137(3), pp. 351–369.
 31. Humphrey, J.D. (2002) *Cardiovascular solid mechanics: Cells, tissues, and organs*. New York: Springer.
 32. Borazjani, I. and Sotiropoulos, F. (2009) ‘Numerical simulation of flow through deformable blood vessels’, *Journal of Biomechanics*, 42(9), pp. 1343–1353.
 33. Pejčić, S., Hassan, S.M.A. and Bisleri, G. (2023) ‘Characterizing the mechanical properties of the aortic wall’, *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 145(3), pp. 662–674.
 34. Sheidaei, A. and Vande Geest, J.P. (2008) ‘Effects of tissue properties on biomechanical response of aneurysms using computational modeling’, *Annals of Biomedical Engineering*, 36(11), pp. 1809–1821.
 35. Holzapfel, G.A., Sommer, G., Auer, M., Regitnig, P. and Ogden, R.W. (2007) ‘Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening’, *Annals of Biomedical Engineering*, 35(4), pp. 530–545.
 36. Παπασιδέρης, Χ.Π. (2023) ‘Κατανόηση του Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής’. Available at: <https://aggeiakaiygeia.gr/iatrika-arthra/katanoisi-tou-anevrysmato-s-koiliakis-aortis/> (Πρόσβαση: 23 Νοεμβρίου 2024).

37. Κυπαρίσσης, Κ. (2024). Προσομοίωση και ανάλυση αορών με ανεύρυσμα με χρήση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων. Διπλωματική εργασία, Σχολή Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης, Πολυτεχνείο Κρήτης. Διαθέσιμο στο: <https://doi.org/10.26233/heallink.tuc.99762>
38. SA Wisconsin (n.d.) *Free aortic aneurysm screening*. Available at: <https://sawisconsin.com/blog/free-aortic-aneurysm-screening/> (Accessed: [30 Ιανουαρίου 2025]).