



**ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ**  
**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ**  
**ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ**  
**ΠΡΟΠΤΥΧΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ**

**ΠΡΟΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ**

ΤΟΥ

Σταμάτη Μαυραγάνη

« Υπολογιστική προσομοίωση τάσεων και παραμορφώσεων  
σε τοιχώματα αορτής με σκοπό την εκτίμηση της  
επικινδυνότητας ανευρύσματος »

**ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

Επιβλέπων καθ. Γεώργιος Σταυρουλάκης

Επικ. Καθηγητής Παναγιώτης Αλευράς

Καθηγητής Αριστομένης Αντωνιάδης

2025

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία αντλεί την θεματολογία της από την επιστήμη της εμβιομηχανικής, δηλαδή την επιστήμη που συνδυάζει την μηχανική με την ιατρική. Σε αυτή, προσομοιώνεται τμήμα μιας ανθρώπινης αορτής που έχει υποστεί θρόμβο και διερευνάται το πως επηρεάζεται το τοίχωμα της αρτηρίας στην εμφάνιση του φαινομένου. Η αορτή είναι μια δομή του οργανισμού, σε σχήμα σωλήνα που έχει ως ρόλο να μεταφέρει το αίμα σε κάθε όργανο και να το επαναφέρει σε αυτό κυκλοφορώντας το. Επίσης μέσω των αρτηριών μεταφέρεται το απαραίτητο οξυγόνο, οι ορμόνες και τα θρεπτικά συστατικά που είναι απαραίτητα για την επιβίωση του ανθρώπινου οργανισμού. Με την έννοια του θρόμβου, εννοούμε την απόφραξη κάποιας αρτηρίας από μια χαμηλής πυκνότητας λιποπρωτεϊνική χοληστερίνη.

Στο παρόν μοντέλο που αναπτύσσουμε, το τμήμα της αορτής έχει μία είσοδο και δύο εξόδους του αίματος οι οποίες ορίζονται από ένα κέλυφος. Η προσομοίωση έγινε με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και το λογισμικό που χρησιμοποιήσαμε είναι το COMSOL, που χρησιμοποιεί για τους υπολογισμούς την παραπάνω αριθμητική μέθοδο. Οι αορτές δεν κατασκευάστηκαν στο ίδιο το πρόγραμμα, αλλά αποτελούν πραγματικές προσομοιώσεις από μαγνητικές τομογραφίες ασθενών με θρόμβο που τις εισάγουμε στο λογισμικό μετά από κατάλληλη επεξεργασία των μαγνητικών τομογραφιών.

Συνολικά, προσομοιώθηκαν τρία μοντέλα τμήματος αορτής όπου μια ροή αίματος διακλαδίζεται σε δύο επιμέρους ροές. Για τον σχεδιασμό στην υπολογιστική άσκηση θεωρήσαμε το μοντέλο του γραμμικού ελαστικού ισότροπου υλικού. Προσομοιώσαμε συνολικά τρία τμήματα αορτής από διαφορετικούς ασθενείς και κατόπιν συγκρίναμε το πεδίο των τάσεων και των παραμορφώσεων των αρτηριών με θρόμβο με μια πρότυπο υγιή αρτηρία, για να διαπιστώσουμε τις τι συμβαίνει στα τοιχώματα των αρτηριών όταν στο εσωτερικό τους δημιουργείται θρόμβος.

Στόχος είναι η όσο το δυνατόν ρεαλιστική προσομοίωση των αρτηριών που έχουν θρόμβους, ο υπολογισμών των τάσεων και παραμορφώσεων της αρτηρίας και η σύγκριση με την κατάσταση σε υγιή αρτηρία ώστε να διατυπώσουμε ένα εργαλείο έγκαιρης διαχείρισης της ασθένειας.

**Λέξεις κλειδιά:** αορτή, θρόμβος, πεπερασμένα στοιχεία, ελαστικό ισότροπο υλικό.

## ABSTRACT

The present work belongs to the field of bioengineering, a science which combines engineering with biology. In our thesis, a section of a human aorta that has suffered an aneurysm (clot) is simulated. We investigate how the artery wall is affected in the occurrence of the phenomenon. The aorta is a tube-shaped structure of the body whose role is to carry blood to each organ and return it to it by circulating it. The oxygen, hormones and nutrients necessary for the survival of the human body are also transported through arteries. By thrombus, we mean the blockage of an artery by low-density lipoprotein cholesterol.

In our model, the aorta segment has one blood inlet and two blood outlets defined by a shell. The simulation was carried out in COMSOL software which uses the finite element method for calculations. The aortas were not built in the program itself but are actual simulations from MRIs of patients with thrombus that we import into the software.

In total, we simulate three models of an aorta segment. In these models, blood flow bifurcates into two sub flows. For the design in the computational exercise, we considered the linear isotropic elastic material model. We simulated a total of three aorta-clog segments from different patients and then compared the stress and strains in arteries with a healthy artery to see what happens to the walls of the arteries when a clot forms inside them.

The target is to simulate as realistically as possible the arteries that have aneurysms, to calculate the stresses and deformations of the artery. Comparing the results with the healthy artery may lead to formulating a tool for estimation of rupture and eventually suitable early treatment of the disease.

**Keywords:** aorta, thrombus, finite elements, elastic isotropic material.

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω πρωτίστως τον καθηγητή μου, κύριο Γεώργιο Σταυρουλάκη όπου με την άριστη συνεργασία του κατάφερα να φέρω εις πέρας μια απαιτητική έρευνα καθώς και την Δρ. Αλίκη Μουρατίδου, επιστημονική συνεργάτιδα του Πολυτεχνείου Κρήτης, όπου μου έδωσε κατευθυντήριες γραμμές σε κρίσιμα στάδια της έρευνας.

Τα δεδομένα (μοντέλα) αρτηριών με ανευρύσματα, δόθηκαν από τους συνεργάτες του Εργαστηρίου Υπολογιστικής Μηχανικής και Βελτιστοποίησης στο πλαίσιο του ερευνητικού προγράμματος <https://safe-aorta.gr/> τους οποίους και ευχαριστώ.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή .....	12
1.1 Η επιστήμη της εμβιομηχανικής.....	12
1.2 Η σημασία της υπολογιστικής μελέτης εύρεσης θρόμβου.....	13
1.3 Συνοπτική επισκόπηση εργασίας.....	14
2. Αρτηριακό σύστημα.....	15
2.1 Σύσταση του αίματος .....	15
2.2 Δομικό μοντέλο αιμοφόρων αγγείων.....	15
3. Θρόμβος.....	16
3.1 Τι είναι η θρόμβωση .....	16
3.2 Αιτίες θρόμβωσης.....	16
3.3 Συμπτώματα θρόμβωσης.....	17
3.4 Τρόποι αντιμετώπισης.....	18
4. Μοντελοποίηση στο COMSOL.....	19
4.1 Περίπτωση μελέτης.....	19
4.2 Ανεύρισμα .....	19
4.3 Μεθοδολογία.....	19
4.4 Το λογισμικό COMSOL .....	20
4.4.1 Δημιουργία μοντέλου .....	20
4.4.2 Ορισμός παραμέτρων .....	20
4.4.3 Εισαγωγή μεταβλητών .....	21
4.4.4 Εισαγωγή υλικού τοιχώματος αρτηρίας .....	22
4.4.5 Κριτήριο αστοχίας κατά Von - Mises .....	24
4.4.6 Αρχικές τιμές .....	26
4.4.7 Συνοριακές συνθήκες στα ακίνητα άκρα.....	27
4.4.8 Συνοριακές συνθήκες έντασης και ροπών στα εσωτερικά τοιχώματα της αρτηρίας.....	28
5. Αποτελέσματα υπολογισμών .....	29
5.1 Αποτελέσματα υπολογισμών .....	29

5.2	Διερεύνηση περίπτωσης μελέτης I.....	63
5.3	Διερεύνηση περίπτωσης μελέτης II .....	65
6.	Συμπεράσματα.....	67
7.	Βιβλιογραφία.....	68

## ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1-1: ΑΡΙΣΤΕΡΑ: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ ΠΟΥ ΔΕΙΧΝΕΙ ΣΤΕΝΩΣΗ ΣΕ ΑΡΤΗΡΙΑ, ΚΕΝΤΡΟ: ΈΝΑ ΤΟΙΧΩΜΑ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ ΕΚΚΕΝΤΡΗΣ ΠΛΑΚΑΣ, ΔΕΞΙΑ: ΆΛΛΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΛΑΚΑΣ ΣΕ ΑΡΤΗΡΙΑ. ΠΗΓΗ: WEIHAI XU, DEPARTMENT OF NEUROLOGY, PEKING UNION MEDICAL COLLEGE HOSPITAL, CHINESE ACADEMY OF MEDICAL SCIENCES, BEIJING, CHINA.....12

ΕΙΚΟΝΑ 4-1: Α) ΑΡΤΗΡΙΑ, Η ΠΡΩΤΑΡΧΙΚΗ ΑΙΤΙΑ ΠΟΥ ΠΥΡΟΔΟΤΕΙ ΤΟΝ ΘΡΟΜΒΟ, ΕΙΝΑΙ Η ΘΡΑΥΣΗ ΜΙΑΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΤΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ. Β) ΦΛΕΒΑ. ΣΕ ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗΣ ΘΡΟΜΒΩΣΗΣ, Η ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΤΟΥ ΕΝΔΟΘΗΛΙΟΥ, ΠΑΡΑΜΕΝΕΙ ΑΘΙΚΤΗ, ΑΛΛΑ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΜΕΤΑΤΡΑΠΕΙ ΑΠΟ ΜΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΜΕ ΑΝΤΙΠΗΚΤΙΚΟ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑ ΣΕ ΜΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΜΕ ΠΡΟΠΗΚΤΙΚΟΥΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ.....17

ΕΙΚΟΝΑ 4-2: ΒΑΣΙΚΟ ΜΕΝΟΥ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΝΕΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ COMSOL .....20

ΕΙΚΟΝΑ 4-3: ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΣ PARAMETERS, ΜΠΟΡΟΥΜΕ ΝΑ ΚΑΤΑΧΩΡΗΣΟΥΜΕ ΤΙΜΕΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΠΕΝΤΕ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΥΣ ΠΟΥ ΘΑ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΣΟΥΜΕ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΩΝ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ .....21

ΕΙΚΟΝΑ 4-4: ΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ ΣΤΟ COMSOL.....22

ΕΙΚΟΝΑ 4-5: ΟΡΙΣΜΟΣ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΤΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ .....22

ΕΙΚΟΝΑ 4-6: ΟΙ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΕΣ ΕΞΙΣΩΣΕΙΣ ΓΙΑ ΤΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ ΤΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ.....23

ΕΙΚΟΝΑ 4-7: ΟΡΙΣΜΟΣ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ ΑΝΑΦΟΡΑΣ .....23

ΕΙΚΟΝΑ 4-8: ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΟΚΙΜΗΣ ΜΟΝΟΑΞΟΝΙΚΟΥ ΕΦΕΛΚΥΣΜΟΥ ΣΕ ΟΛΚΙΜΟ ΔΟΚΙΜΙΟ. ΠΗΓΗ: SHYAMKUMAR RAI, A. K. DUBEY, ELASTO-PLASTIC STRAIN RATE DEPENDENT MATERIAL, CHARACTERIZATION OF STEEL GRADE FOR CRASH SIMULATION. INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENCE AND RESEARCH (IJSR), ISSN (ONLINE): 2319-7064, INDEX COPERNICUS VALUE (2013): 6.14, IMPACT FACTOR (2013): 4.438.....24

ΕΙΚΟΝΑ 4-9: ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ ΔΙΑΡΡΟΗΣ VON - MISES. ΜΕ ΠΡΑΣΙΝΟ ΕΙΝΑΙ Η ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΔΙΑΡΡΟΗΣ ΚΑΙ ΜΕ ΜΠΛΕ ΤΟ ΑΠΟΚΛΙΝΩΝ ΕΠΙΠΕΔΟ.....26

ΕΙΚΟΝΑ 4-10: ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΑΡΧΙΚΩΝ ΤΙΜΩΝ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ.....27

ΕΙΚΟΝΑ 4-11: ΟΙ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΠΟΥ ΕΙΝΑΙ ΑΚΙΝΗΤΕΣ .....27

ΕΙΚΟΝΑ 4-12: ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΣΤΑ ΑΚΙΝΗΤΑ ΑΚΡΑ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ .....	28
ΕΙΚΟΝΑ 4-13: ΠΕΔΙΟ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΤΟΥ ΥΠΟ ΜΕΛΕΤΗ ΚΟΜΜΑΤΙΟΥ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ.....	28
ΕΙΚΟΝΑ 5-1: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	29
ΕΙΚΟΝΑ 5-2: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ.....	29
ΕΙΚΟΝΑ 5-3: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	30
ΕΙΚΟΝΑ 5-4: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	30
ΕΙΚΟΝΑ 5-5: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ.....	31
ΕΙΚΟΝΑ 5-6: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	31
ΕΙΚΟΝΑ 5-7: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	32
ΕΙΚΟΝΑ 5-8: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ.....	32
ΕΙΚΟΝΑ 5-9: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	33
ΕΙΚΟΝΑ 5-10: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	33
ΕΙΚΟΝΑ 5-11: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	34
ΕΙΚΟΝΑ 5-12: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	34
ΕΙΚΟΝΑ 5-13: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	34
ΕΙΚΟΝΑ 5-14: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	35
ΕΙΚΟΝΑ 5-15: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	35
ΕΙΚΟΝΑ 5-16: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	36
ΕΙΚΟΝΑ 5-17: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	36
ΕΙΚΟΝΑ 5-18: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	37
ΕΙΚΟΝΑ 5-19: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	37
ΕΙΚΟΝΑ 5-20: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	37



ΕΙΚΟΝΑ 5-21: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	38
ΕΙΚΟΝΑ 5-22: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	38
ΕΙΚΟΝΑ 5-23: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	39
ΕΙΚΟΝΑ 5-24: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	39
ΕΙΚΟΝΑ 5-25: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	40
ΕΙΚΟΝΑ 5-26: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	40
ΕΙΚΟΝΑ 5-27: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	41
ΕΙΚΟΝΑ 5-28: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	41
ΕΙΚΟΝΑ 5-29: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	42
ΕΙΚΟΝΑ 5-30: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	42
ΕΙΚΟΝΑ 5-31: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	43
ΕΙΚΟΝΑ 5-32: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	43
ΕΙΚΟΝΑ 5-33: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	44
ΕΙΚΟΝΑ 5-34: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	44
ΕΙΚΟΝΑ 5-35: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	45
ΕΙΚΟΝΑ 5-36: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	45
ΕΙΚΟΝΑ 5-37: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	46
ΕΙΚΟΝΑ 5-38: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	46
ΕΙΚΟΝΑ 5-39: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	47
ΕΙΚΟΝΑ 5-40: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	47
ΕΙΚΟΝΑ 5-41: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	48
ΕΙΚΟΝΑ 5-42: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	48

ΕΙΚΟΝΑ 5-43: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	49
ΕΙΚΟΝΑ 5-44: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	50
ΕΙΚΟΝΑ 5-45: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	50
ΕΙΚΟΝΑ 5-46: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	50
ΕΙΚΟΝΑ 5-47: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	51
ΕΙΚΟΝΑ 5-48: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	51
ΕΙΚΟΝΑ 5-49: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	52
ΕΙΚΟΝΑ 5-50: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	52
ΕΙΚΟΝΑ 5-51: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	53
ΕΙΚΟΝΑ 5-52: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	53
ΕΙΚΟΝΑ 5-53: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	54
ΕΙΚΟΝΑ 5-54: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	54
ΕΙΚΟΝΑ 5-55: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	55
ΕΙΚΟΝΑ 5-56: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	55
ΕΙΚΟΝΑ 5-57: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	56
ΕΙΚΟΝΑ 5-58: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	56
ΕΙΚΟΝΑ 5-59: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	57
ΕΙΚΟΝΑ 5-60: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	57
ΕΙΚΟΝΑ 5-61: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	58
ΕΙΚΟΝΑ 5-62: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	58
ΕΙΚΟΝΑ 5-63: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ .....	59
ΕΙΚΟΝΑ 5-64: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ.....	60
ΕΙΚΟΝΑ 5-65: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ .....	60

ΕΙΚΟΝΑ 5-66: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ.....	61
ΕΙΚΟΝΑ 5-67: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΤΑΣΕΩΝ VON -MISES.....	62
ΕΙΚΟΝΑ 5-68: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΩΝ .....	62
ΕΙΚΟΝΑ 5-69: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	62
ΕΙΚΟΝΑ 5-70: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ.....	64
ΕΙΚΟΝΑ 5-71: ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΜΕ ΘΡΟΜΒΟ ΣΤΙΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΜΕ ΑΝΟΙΧΤΟ ΓΚΡΙ ΓΙΑ ΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ T1-P9, T1-P12, ΚΑΙ T1-P20 ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ.....	65
ΕΙΚΟΝΑ 5-72: ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΜΕ ΘΡΟΜΒΟ ΣΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ T1-P9, T1-P12, ΚΑΙ T1-P20 ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ. ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥΣ ΧΡΩΜΑΤΙΣΜΟΥΣ ΦΑΙΝΟΝΤΑΙ ΟΙ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΤΟΠΙΚΑ ΣΤΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ .....	65
ΕΙΚΟΝΑ 5-73: ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΠΟΙΗΣΗ ΣΤΟ COMSOL ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΜΕΛΕΤΗΣ II. ....	66
ΕΙΚΟΝΑ 5-74: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΑΙΝΟΥΡΓΙΑ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΜΕΛΕΤΗΣ .....	66

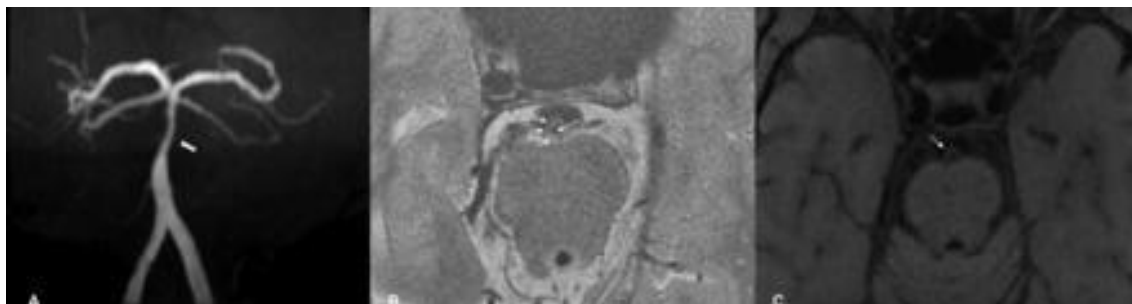
## Κεφάλαιο 1<sup>ο</sup>: Εισαγωγή

### 1.1 Η επιστήμη της εμβιομηχανικής

Η εμβιομηχανική, είναι η επιστήμη που συνδυάζει τις αρχές σχεδιασμού και ανάλυσης της μηχανικής με τα βιολογικά συστήματα, και τις βιοιατρικές τεχνολογίες. Παραδείγματα είναι οι διαγνωστικές απεικονίσεις όπως οι ακτινογραφίες και οι υπέρηχοι, έως και τεχνητά όργανα που επιτελούν την λειτουργία των βιολογικών οργάνων όπως ο τεχνητός νεφρός. Η τεχνολογία των απεικονιστικών μεθόδων έχει επιτρέψει την έγκαιρη διάγνωση νόσων, και σοβαρών ασθενειών προκειμένου να δοθεί η πιο αποτελεσματική και στοχευμένη θεραπεία στον ασθενή, αλλά σημαντική είναι η συμβολή τους και στην πρόληψη της νόσου. Παράδειγμα, αποτελεί η μαγνητική απεικόνιση, όπου στην Αγγλική ορολογία την συναντάμε ως MRI (Magnetic resonance imaging) και μπορεί να εντοπίσει, για παράδειγμα, έναν καρκινικό όγκο σε μαστό σε αρχικό στάδιο. Ομοίως, μέσω της διαδικασίας MRI, μπορούμε να απεικονίσουμε και την ροή του αίματος σε μια αορτή προκειμένου να διαπιστώσουμε τυχόν βλάβες.

Τα μοντέλα ροής του αίματος που εφαρμόζονται στη σύγχρονη εμβιομηχανική προσφέρουν σημαντικές πληροφορίες για την αλληλεπίδραση μεταξύ της αιματικής ροής και των αγγειακών τοιχωμάτων (Janela, Moura, C Sequeira, 2010).

Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα αορτής που απεικονίζεται με την μέθοδο MRI φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



ΕΙΚΟΝΑ 1-1: ΑΡΙΣΤΕΡΑ: ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΑΓΝΗΤΙΚΟΥ ΤΟΜΟΓΡΑΦΟΥ ΠΟΥ ΔΕΙΧΝΕΙ ΣΤΕΝΩΣΗ ΣΕ ΑΡΤΗΡΙΑ, ΚΕΝΤΡΟ: ΈΝΑ ΤΟΙΧΩΜΑ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ ΕΚΚΕΝΤΡΗΣ ΠΛΑΚΑΣ, ΔΕΞΙΑ: ΆΛΛΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΠΛΑΚΑΣ ΣΕ ΑΡΤΗΡΙΑ. ΠΗΓΗ: WEIHAI XU, DEPARTMENT OF NEUROLOGY, PEKING UNION MEDICAL COLLEGE HOSPITAL, CHINESE ACADEMY OF MEDICAL SCIENCES, BEIJING, CHINA

## 1.2 Η σημασία της υπολογιστικής μελέτης εύρεσης θρόμβου

Βασικό ερέθισμα της υπολογιστικής μελέτης ήταν η συχνότητα εμφάνισης των θρομβώσεων σε παγκόσμιο επίπεδο και οι επιπτώσεις στην υγεία του ανθρώπων και την οικονομία. Η μελέτη της συμπεριφοράς της αρτηρίας στον σχηματισμό θρόμβου μπορεί να φέρει επαναστατικές θεραπείες ώστε να μπορούμε μέσω απλών απεικονιστικών ελέγχων να προβλέπουμε τον ρυθμό εξέλιξης του θρόμβου και κυρίως την τυχόν επίδρασή του στο ανεύρυσμα ώστε να υποστηριχθεί έγκαιρη θεραπεία προτού γίνει απειλητική για την ζωή η νόσος.

Τα επιδημιολογικά δεδομένα της νόσου, δείχνουν ότι ένας στους 4 θανάτους παγκοσμίως οφείλεται στις συνέπειες της θρόμβωσης, μερικές από τις οποίες είναι η ανακοπή καρδιάς, το εγκεφαλικό και η πνευμονική εμβολή. Σχεδόν 1 στους 1000 ενήλικες θα υποστούν φλεβική θρόμβωση στην διάρκεια της ζωής τους με αποτέλεσμα την πνευμονική εμβολή. Οι ασθενείς δε που νοσούν από καρκίνο έχουν τετραπλάσιες έως επταπλάσιες πιθανότητες για φλεβική θρόμβωση από τους μη έχοντες την νεοπλασματική νόσο. Σημαντικός παράγοντας που αυξάνει τις πιθανότητες της νόσου κατά πέντε έως δέκα φορές είναι και η εγκυμοσύνη.

Οικονομικά στοιχεία δείχνουν ότι στις ΗΠΑ, το σύστημα υγείας επωμίζεται ένα κόστος της τάξης του 1.5 δισεκατομμυρίων δολαρίων για την αντιμετώπιση της φλεβικής θρόμβωσης. Το κόστος ενός αρχικού επεισόδιο θρόμβου ανέρχεται σε κατά προσέγγιση 7712\$ και 10804\$, ενώ μιας πνευμονικής εμβολής σε 9566\$ και 16644\$. Στους ασθενείς με καρκίνο, η φλεβική θρόμβωση στοιχίζει για την αντιμετώπισή της άνω των 20000\$.

Παρόλα τα απογοητευτικά δεδομένα, η διαχείριση των περιστατικών θρόμβου αντιμετωπίζεται πολλές φορές με αναποτελεσματικό τρόπο και εστιάζει κυρίως στην κλινική βελτίωση των συμπτωμάτων του ασθενούς και όχι στην έγκαιρη θεραπεία με σκοπό την αποφυγή τους.

### 1.3 Συνοπτική επισκόπηση εργασίας

Η εργασία, διαρθρώνεται σε έξι κεφάλαια.

Αρχικά, στο πρώτο αναπτύσσεται συνοπτικά η έννοια της εμβιομηχανικής επιστήμης και η χρησιμότητά της που έχει για την πρόληψη και την θεραπεία ασθενειών. Στην παρούσα εργασία, επικεντρωνόμαστε στην πρόληψη του θρόμβου και για αυτό περιγράφεται και ένα παράδειγμα MRI απεικόνισης, που αποτελεί παρόμοιο μοντέλο αρτηρίας που θα μελετήσουμε εν συνεχεία. Ακόμη, αναδεικνύεται η σημασία που έχει η μελέτη των παραμορφώσεων σε αρτηρίες με θρόμβο τόσο επειδή απασχολεί πολλούς ανθρώπους παγκοσμίως αλλά και λόγω της μεγάλης οικονομικής επιβάρυνσης στα δημόσια συστήματα υγείας.

Στο δεύτερο κεφάλαιο, περιγράφεται το αρτηριακό σύστημα. Στην αρχή αναφέρεται το αίμα και η σύστασή του, και ένα μαθηματικό μοντέλο του αίματος, που είναι Μη Νευτωνικό Ρευστό με έντονη βισκοελαστική συμπεριφορά.

Το τρίτο κεφάλαιο είναι επίσης θεωρητικό και εξειδικεύει την πάθηση του θρόμβου στο αρτηριακό σύστημα. Ορίζεται ο θρόμβος σύμφωνα με την ιατρική ορολογία και διερευνώνται τα αίτια και οι τρόποι αντιμετώπισής του όταν ο θρόμβος συμβαίνει στις αρτηρίες. Επίσης όλα τα μοντέλα που προσομοιώσαμε είχαν και παρουσία ανευρύσματος. Κρίθηκε επομένως σκόπιμο μια σύντομη αναφορά στο ανεύρυσμα.

Στο τέταρτο κεφάλαιο, παρουσιάζεται η μοντελοποίηση του προβλήματος της εύρεσης αρτηριών με θρόμβο από τα συνολικά 19 μοντέλα που είχαμε στην διάθεσή μας με χρήση του σχεδιαστικού προγράμματος COMSOL.

Τα αποτελέσματα από την μελέτη και οι λύσεις που υπολογίσαμε παρουσιάζονται συγκεντρωτικά με την μορφή πίνακα και ισοϋψών διαγραμμάτων.

Στο κεφάλαιο έξι, γράφουμε τα συμπεράσματα από την επίλυση του προβλήματος που ακολουθήσαμε και προτάσεις προς μελλοντική έρευνα.

Τέλος, αναγράφεται και η σχετική βιβλιογραφία από την οποία αντλήσαμε τα θεωρητικά στοιχεία της μελέτης.

## Κεφάλαιο 2: Αρτηριακό σύστημα

### 2.1 Σύσταση του αίματος

Το αρτηριακό αίμα, είναι ένα συμπύκνωμα, που αποτελείται από ερυθρά αιμοσφαίρια, από λευκά αιμοσφαίρια και θρομβοκύτες ή αιμοπετάλια. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι κύτταρα που μεταφέρουν το οξυγόνο στους ιστούς του σώματος. Τα λευκά αιμοσφαίρια είναι κύτταρα του ανοσοποιητικού συστήματος και επιτελούν την άμυνα του οργανισμού σε λοιμώξεις αλλά και την αποβολή των προϊόντων καταστροφής από τους ιστούς. Οι θρομβοκύτες είναι συστατικά του αίματος που δημιουργούν θρόμβο όπως για παράδειγμα στην περίπτωση μιας αιμορραγίας προκειμένου να σταματήσει η απώλεια αίματος. Αυτά τα κύτταρα βρίσκονται μέσα σε ένα διάλειμμα, το πλάσμα, που περιέχει ηλεκτρολύτες και οργανικά μόρια.

### 2.2 Δομικό μοντέλο αιμοφόρων αγγείων

Τα τοιχώματα των αγγείων, έχουν μια αρκετά περίπλοκη δομή, που αποτελείται από πολλά ξεχωριστά στρώματα διαφορετικών υλικών, το καθένα με δικιές του μηχανικές ιδιότητες. Ιδίως δε η μεγάλη υπολογιστική προσπάθεια στην επίλυση των παραμέτρων των αγγειακών τοιχωμάτων, έγκειται στην μη γραμμική, ανελαστική απόκριση τάσης-παραμόρφωσης του υλικού του τοιχώματος των αγγείων. Μια ακόμη δυσκολία που κάνει πολύπλοκους τους υπολογισμούς είναι και ότι οι μηχανικές ιδιότητες των ιστών που μελετώνται στο εργαστήριο, δεν είναι ίδιες με αυτές σε ζωντανό οργανισμό, για τον ίδιο τύπο ιστού,

Το μη γραμμικό μοντέλο για τρισδιάστατο συμπίεστο υλικό, δίνεται από τον τύπο:

$$\rho_w \frac{\partial^2 \eta}{\partial t^2} - \operatorname{div}_0 (\mathbf{P}) = \mathbf{0} \text{ στο } \Sigma^0 \text{ για κάθε } t \in I$$

Όπου  $\Sigma^0$  είναι το σημείο αναφοράς από το οποίο κάνουμε τις μετρήσεις των παραμορφώσεων. Θα μπορούσε να είναι μια νοητή γραμμή στο σύνορο του απαραμόρφωτου σώματος σε ηρεμία.

Με  $\eta$ , συμβολίζουμε το διάνυσμα της μετατόπισης, έχοντας ως σημείο αναφοράς το  $\Sigma^0$  και  $\rho_w$  είναι η πυκνότητα του τοιχώματος του αιμοφόρου αγγείου. Με  $\operatorname{div}_0$ , συμβολίζουμε τον τελεστή της απόκλισης ως προς τις συντεταγμένες Lagrange και  $\mathbf{P} = \mathbf{P}(\eta) = \mathbf{F}\mathbf{S}$  είναι ο τελεστής Piola - Kirchhoff, με  $\mathbf{S} = \mathbf{S}(\eta)$  τελεστής δευτέρας τάξης και  $\mathbf{F} = \mathbf{F}(\eta) = \mathbf{I} + \nabla_0 \eta$  ο τελεστής απόκλισης της παραμόρφωσης.

## Κεφάλαιο 3<sup>ο</sup>: Θρόμβος

### 3.1 Τι είναι η θρόμβωση?

Θρόμβωση είναι ο σχηματισμός ενός συσσωματώματος μορίων και ερυθρών αιμοσφαιρίων. Σχηματίζεται για την αποτροπή απώλειας αίματος και μόλυνσης, όταν ανοίγει το δέρμα πχ κατά την διάρκεια ενός τραυματισμού. Με αυτό τον τρόπο γίνεται αποκατάσταση των τοιχωμάτων των αρτηριών. Η ονομασία προέρχεται καθώς εκτός από το αρτηριακό σύστημα, η πάθηση εμφανίζεται και σε μέρη της καρδιάς που ονομάζονται θρόμβοι.

Σύμφωνα με μελέτες, το αρτηριακό σύστημα μπορεί να επηρεαστεί σημαντικά από την ύπαρξη θρόμβων, οδηγώντας σε αυξημένη πιθανότητα εμφάνισης καρδιαγγειακών παθήσεων (Lippi, Franchini, C Targher, 2011). Αν ο θρόμβος συμβεί εντός ενός αιμοφόρου αγγείου, αυτό μπορεί να είναι αρκετά επικίνδυνο για την ζωή του ατόμου (Ashorobi, Ameer, C Fernandez, 2024).

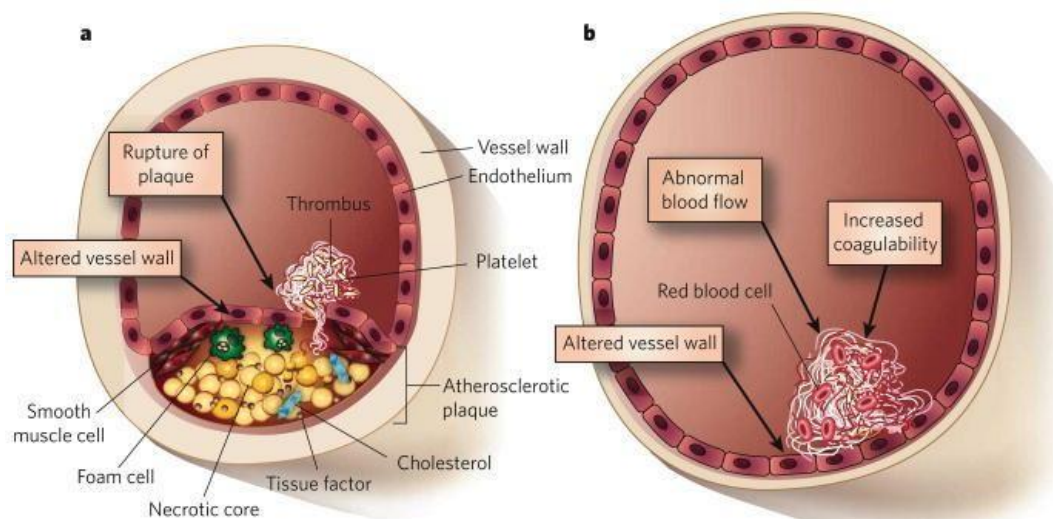
### 3.2 Αιτίες θρόμβωσης

Ο μηχανισμός δημιουργίας αρτηριακής θρόμβωσης είναι αρκετά πολύπλοκος και δυναμικός. Οι αρτηριακοί θρόμβοι συνήθως σχηματίζονται υπό συνθήκες υψηλής ροής αίματος και αποτελούνται κυρίως από συσσωματώματα αιμοπεταλίων, δίνοντάς τους την εμφάνιση «λευκών θρόμβων».

Στοιχεία ερευνών, δείχνουν ότι οι αρτηριακοί θρόμβοι προέρχονται ως συνέπεια μιας τραυματισμένης αθηροσκληρωτικής πλάκας και ότι ο σχηματισμός τους συμβαίνει όταν το ενδοθήλιο δηλαδή το αγγειακό τοίχωμα «σπάει» και εισέρχονται μέσα στο αγγείο διάφοροι παράγοντες. Οι παράγοντες αυτοί, είναι προθρομβωτικό υλικό και αιμοπετάλια.

Αντιθέτως, οι φλεβικοί θρόμβοι μπορεί να συμβούν όταν η επιφάνεια του ενδοθηλίου, παραμένει άθικτη, μετατρέπεται από μια επιφάνεια με αντιπηκτικό παράγοντα σε μια επιφάνεια με προπηκτικούς παράγοντες. Κύριες αιτίες είναι η μη φυσιολογική ροή του αίματος, οι αλλαγές στην σύστασή του όπως η θρομβοφυλία και οι αλλαγές στο ενδοθήλιο.





ΕΙΚΟΝΑ 4-1: Α) ΑΡΤΗΡΙΑ, Η ΠΡΩΤΑΡΧΙΚΗ ΑΙΤΙΑ ΠΟΥ ΠΥΡΟΔΟΤΕΙ ΤΟΝ ΘΡΟΜΒΟ, ΕΙΝΑΙ Η ΘΡΑΥΣΗ ΜΙΑΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΤΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ. Β) ΦΛΕΒΑ. ΣΕ ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΚΗΣ ΘΡΟΜΒΩΣΗΣ, Η ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΤΟΥ ΕΝΔΟΘΗΛΙΟΥ, ΠΑΡΑΜΕΝΕΙ ΑΘΙΚΤΗ, ΑΛΛΑ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΜΕΤΑΤΡΑΠΕΙ ΑΠΟ ΜΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΜΕ ΑΝΤΙΠΗΚΤΙΚΟ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑ ΣΕ ΜΙΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΜΕ ΠΡΟΠΗΚΤΙΚΟΥΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ

### 3.3 Συμπτώματα θρόμβωσης

Θρόμβοι μπορεί να συμβούν οπουδήποτε στο ανθρώπινο σώμα. Συνήθως είναι δύσκολο να τους εντοπίσουμε προτού προκαλέσουν κάποια βλάβη, ενώ τα συμπτώματα, ποικίλλουν ανάλογα με το που βρίσκονται.

Ένας θρόμβος στον εγκέφαλο, μπορεί να προκαλέσει εγκεφαλικό επεισόδιο. Κύρια συμπτώματα του εγκεφαλικού είναι μια ξαφνική δυσκολία στην όραση, στην ομιλία, ή στο βάδισμα. Ένα εγκεφαλικό, μπορεί να προκαλέσει επίσης αδυναμία, θολούρα, ζαλάδα ή σύγχυση.

Ένας θρόμβος που φράζει την ροή του αίματος προς την καρδιά, μπορεί να προκαλέσει καρδιακό επεισόδιο. Συνήθως τα συμπτώματα αυτού είναι έντονος πόνος στο στήθος και δυσκολία στην αναπνοή. Άλλα συμπτώματα μπορεί να είναι επίσης ο κρύος ιδρώτας και ο πόνος στο στήθος.

Ένας θρόμβος στους πνεύμονες, μπορεί να προκαλέσει δύσπνοια, πόνο όταν παίρνουμε μια βαθιά ανάσα, ακόμα και αιμόπτυση.

Ο θρόμβος που συμβαίνει σε μια φλέβα μέσα στο σώμα, μπορεί να προκαλέσει οίδημα, πόνο, αίσθημα ζέστης και ερυθρό ή αποχρωματισμένο δέρμα. Τέτοιου είδους θρόμβοι είναι πολύ πιθανό να συμβούν στα πόδια και ένας παράγοντας που ευνοεί την ανάπτυξη του θρόμβου είναι η μεγάλη περίοδος ακινησίας τω ποδιών.

### 3.4 Τρόποι αντιμετώπισης

Η μελέτη της θρόμβωσης έχει εξελιχθεί σημαντικά, και οι πρόσφατες έρευνες εστιάζουν σε νέες θεραπείες και παρεμβάσεις (Mackman, 2008).

Η θεραπεία της αρτηριακής θρόμβωσης διαφέρει από την φλεβική. Η διαχείριση της φλεβικής θρομβοεμβολής περιλαμβάνει τη χρήση διαφόρων αντιπηκτικών παραγόντων που στοχεύουν τους προπηκτικούς παράγοντες, ενώ η διαχείριση της αρτηριακής θρόμβωσης γίνεται κυρίως με αντιαιμοπεταλιακούς παράγοντες ως μονοθεραπεία ή διπλή αντιαιμοπεταλιακή θεραπεία. Υπάρχουν πολλές παραλλαγές και συνδυασμοί αυτών των επιλογών θεραπείας. Η έγκαιρη διάγνωση και αντιμετώπιση της θρόμβωσης είναι καθοριστική για την αποφυγή σοβαρών επιπλοκών, σύμφωνα με το National Institutes of Health (n.d.). Ο NHS επίσης επισημαίνει τη σημασία της πρόληψης και της έγκαιρης ανίχνευσης της φλεβικής θρόμβωσης (NHS, n.d.).

Δύο αντιπηκτικοί παράγοντες, που χρησιμοποιούνται ευρέως είναι η απιξαμπάνη και βαρφαρίνη.

## Κεφάλαιο 4<sup>ο</sup>: Μοντελοποίηση στο COMSOL

### 4.1 Περίπτωση μελέτης

Ο σκοπός αυτής της μελέτης είναι η ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία, των ανθρώπινων αρτηριών. Όλα τα μοντέλα αρτηριών που εξετάσαμε έχουν ανεύρυσμα, ενώ ορισμένα έχουν και θρόμβο. Για να διαπιστώσουμε την ύπαρξη ή όχι του θρόμβου, εστιάσαμε στις αποκρίσεις των παραμορφώσεων με συνθήκη φόρτισης τα 20 kPa πίεσης. Τα αποτελέσματα από αυτή την εντατική κατάσταση που θεωρήσαμε μας δείχνουν την παραμόρφωση και την κατανομή του φορτίου στα τοιχώματα της αρτηρίας.

Συνολικά προσομοιώθηκαν δεκαέξι μοντέλα ανθρώπινων αρτηριών στο λογισμικό COMSOL Multiphysics 5.3a. Τα αρχεία ήταν .stl

Το πάχος του τοιχώματος αρτηρίας ορίστηκε να είναι 2.6mm. Θεωρήσαμε επιπλέον όσον αφορά τις συνοριακές συνθήκες, ότι τα ανοίγματα, ήταν πακτωμένα δηλαδή η κίνησή τους περιορίζονταν. Στις επιφάνειες των τοιχωμάτων των αρτηριών θεωρήσαμε ότι ασκείται πίεση 20 kPa.

Οι φλέβες θεωρήθηκαν στην περίπτωση μας ισотροπικό ελαστικό υλικό με πυκνότητα 1095 kg/m<sup>3</sup>, συντελεστή ελαστικότητας (Young Modulus)  $7 \cdot 10^5$  Pa και λόγο Poisson 0.45. Αυτοί οι παράμετροι, είναι χαρακτηριστικοί για το υλικό που χρησιμοποιήσαμε και παραμένουν σταθεροί.

Ο στόχος της προσομοίωσης ήταν να διακρίνουμε πόσα και ποια μοντέλα αορτής είχαν θρόμβο.

### 4.2 Ανεύρυσμα

Για την κατανόηση της υπολογιστικής διαδικασίας, θα γίνει αναφορά και στην έννοια του ανευρύσματος. Το ανεύρυσμα είναι μια προεξοχή σαν φούσκωμα στο τοίχωμα της αρτηρίας. Εάν αυτό το εξόγκωμα γίνει αρκετά μεγάλο, μπορεί να σκάσει οδηγώντας σε επικίνδυνη αιμορραγία ή ακόμα και θάνατο.

### 4.3 Μεθοδολογία

Από τα μοντέλα που επιλέχθηκαν ως ύποπτα για την παρουσία θρόμβου, λάβαμε υπόψιν τα ισοδύναμα κριτήρια μέγιστης τάσης και τις αντίστοιχες τιμές των παραμορφώσεων. Τα μοντέλα που υπήρξε υποψία θρόμβου, καταγράφηκαν και αναλύθηκαν περαιτέρω με την παραδοχή ότι δεν υπάρχει θρόμβος. Δηλαδή έγινε και δεύτερη προσομοίωση

Για τους υπολογισμούς, θεωρήσαμε τετραεδρικά στοιχεία υψηλής ανάλυσης για να παρέχουν ακρίβεια. Για όλα τα μοντέλα, θεωρήθηκαν οι ίδιοι παράμετροι πλέγματος προκειμένου να μπορούμε να συγκρίνουμε τα αποτελέσματα.

## 4.4 Το λογισμικό COMSOL

### 4.4.1 Δημιουργία μοντέλου

Η μοντελοποίησή ξεκινάει από την επιλογή File -> New -> Model Wizard->3D



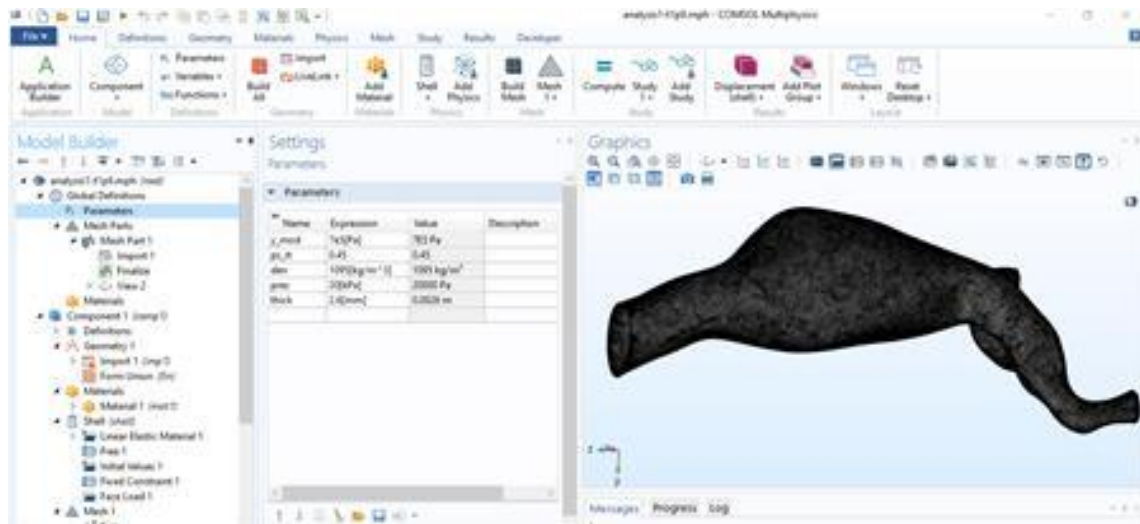
ΕΙΚΟΝΑ 4-2: ΒΑΣΙΚΟ ΜΕΝΟΥ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΝΕΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ COMSOL

### 4.4.2 Ορισμός παραμέτρων

Στην συνέχεια, ορίζουμε παραμέτρους από την επιλογή Parameters. Στην φάση αυτή, δεν φαίνεται η γεωμετρία, αφού δεν έχουμε εισάγει το αρχείο μας. Οι πέντε παράμετροι οι οποίες ορίσαμε στην υπολογιστική άσκηση είναι

1. Young Modulus->  $y\_mod$  με τιμή  $7 \cdot 10^5$  Pa
2. Ο λόγος Poisson->  $ps\_rt$  με τιμή 0.45
3. Η πυκνότητα->  $den$  με τιμή 1095 kg/m<sup>3</sup>
4. Η πίεση ->  $pres$  με τιμή 20 kPa
5. Η πυκνότητα->  $thick$  με τιμή 2.6mm

Η καταχώρηση στο πρόγραμμα φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Οι παράμετροι, είναι γνωστές και θα χρησιμοποιηθούν στις εξισώσεις για την εύρεση των μεταβλητών που ορίσαμε όπως θα δούμε και παρακάτω.



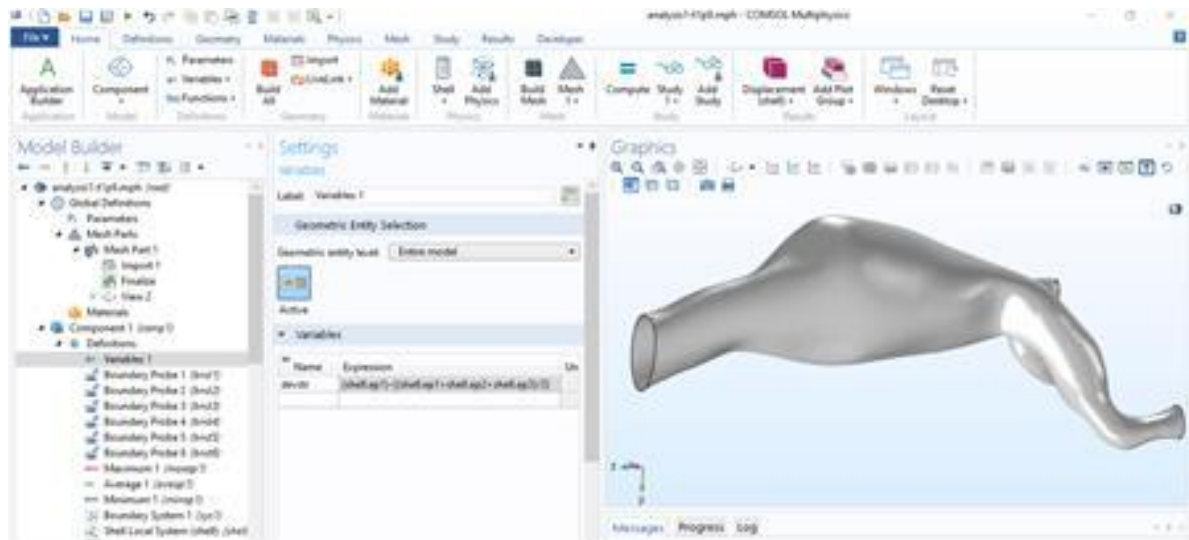
ΕΙΚΟΝΑ 4-3: ΕΠΙΛΕΓΟΝΤΑΣ PARAMETERS, ΜΠΟΡΟΥΜΕ ΝΑ ΚΑΤΑΧΩΡΗΣΟΥΜΕ ΤΙΜΕΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΠΕΝΤΕ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΥΣ ΠΟΥ ΘΑ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΣΟΥΜΕ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΩΝ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

#### 4.4.3 Εισαγωγή μεταβλητών

Αφού εισάγουμε τα mesh parts, θα χρειαστεί να εισάγω μεταβλητές. Αυτές τις κάνω από το μενού επιλέγοντας Definitions -> Variables. Στον ορισμό των μεταβλητών, στο κελί “Expression”, θα γράψουμε με τι ισούται η μεταβλητή που ορίσαμε.

Οι μεταβλητές που ορίσαμε και τις οποίες πρέπει να υπολογίσουμε είναι οι

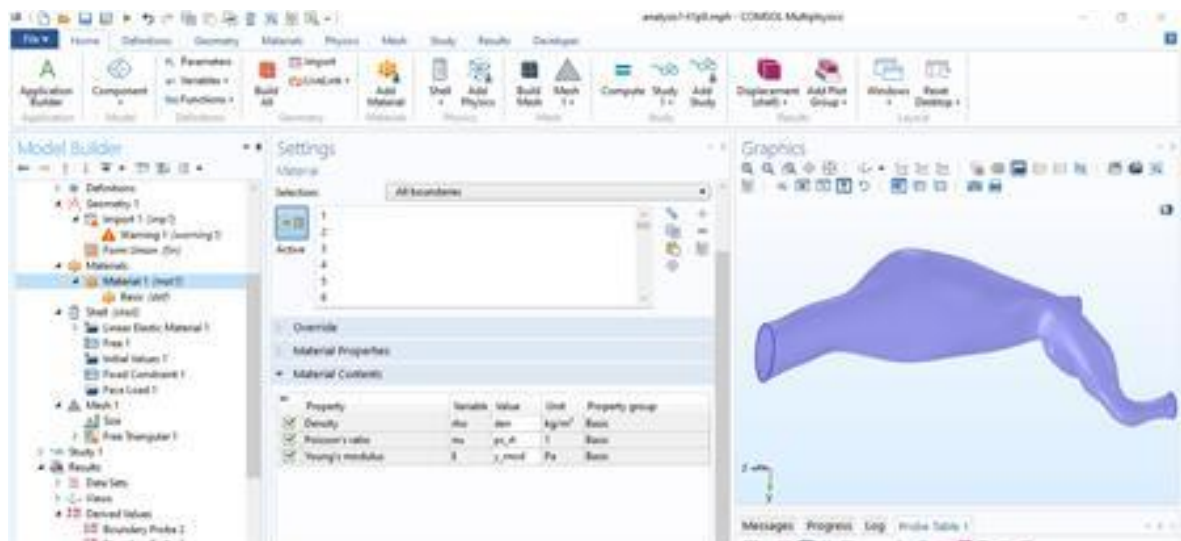
- 1) Η συνολική μετατόπιση του τοιχώματος την οποία συμβολίζουμε με shell.disp και την μετράμε σε mm
- 2) η ισοδύναμη τάση κατά Von-Mises (Von-Mises stress) την οποία συμβολίζουμε shell.mises και την μετράμε σε MPa
- 3) η αποκλίνουσα παραμόρφωση (deviatoric strain) την οποία συμβολίζουμε με devstr στους υπολογισμούς και δεν έχει μονάδα μέτρησης, για αυτό και εκχωρούμε την τιμή 1 στο αντίστοιχο κελί του προγράμματος
- 4) shell.disp



ΕΙΚΟΝΑ 4-4: ΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΤΑΒΛΗΤΩΝ ΣΤΟ COMSOL

#### 4.4.4 Εισαγωγή υλικού τοιχώματος αρτηρίας

Έπειτα, εισάγουμε το υλικό σε όλα τα όρια του μοντέλου της αρτηρίας. Στο μενού από την επιλογή Material, μπορούμε να ορίσουμε τις ιδιότητες για το υλικό του τοιχώματος της αρτηρίας, όπως την πυκνότητα, τον λόγο Poisson και το μέτρο ελαστικότητας (Young Modulus).



ΕΙΚΟΝΑ 4-5: ΟΡΙΣΜΟΣ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΤΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ

Στην περίπτωση μας εξετάζουμε το μοντέλο του γραμμικού ισότροπου υλικού. Οι μαθηματικές εξισώσεις που περιγράφουν το υλικό του τοιχώματος της αρτηρίας, φαίνεται στο Shell. Εκεί όλη η επιφάνεια του τμήματος που μελετάμε είναι Γραμμικό Ελαστικό Υλικό και περιγράφεται από τις εξισώσεις της εικόνας 9.

Equation

Show equation assuming:

Study 1, Stationary

$$\sigma_m = \sigma_{ad} + C \left[ \gamma - \gamma_{inel} \right], \quad \gamma_{inel} = \gamma_0 + \gamma_{th} + \gamma_{hs}$$

$$\sigma_b = \sigma_{ad} + \frac{C_d}{2} \left[ \chi - \chi_{inel} \right], \quad \chi_{inel} = \chi_0 + \chi_{th} + \chi_{hs}$$

$$\sigma_s = \sigma_{ad} + \frac{5}{6} 2G (\zeta - \zeta_0)$$

$$\sigma_{inplane} = \sigma_m + z \sigma_b$$

$$\sigma_{ad} = \sigma_0 + \sigma_{ext} + \sigma_d$$

$$C = C(E, \nu), \quad G = G(E, \nu)$$

Model Input

ΕΙΚΟΝΑ 4-6: ΟΙ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΕΣ ΕΞΙΣΩΣΕΙΣ ΓΙΑ ΤΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ ΤΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται τα διανύσματα που καθορίζουν την γεωμετρία του προβλήματος και χρησιμοποιούνται ως διανύσματα βάσης του συστήματος αναφοράς.

1  
2  
3  
4  
5  
6

Active

Override and Contribution

Equation

Show equation assuming:

Study 1, Stationary

$$\mathbf{n}_l = \mathbf{n}$$

$$\mathbf{t}_{l1} = \frac{\mathbf{e}_{x1} - (\mathbf{e}_{x1} \cdot \mathbf{n}_l) \mathbf{n}_l}{\|\mathbf{e}_{x1} - (\mathbf{e}_{x1} \cdot \mathbf{n}_l) \mathbf{n}_l\|}$$

$$\mathbf{t}_{l2} = \mathbf{n}_l \times \mathbf{t}_{l1}$$

Coordinate System Selection

Coordinate system:

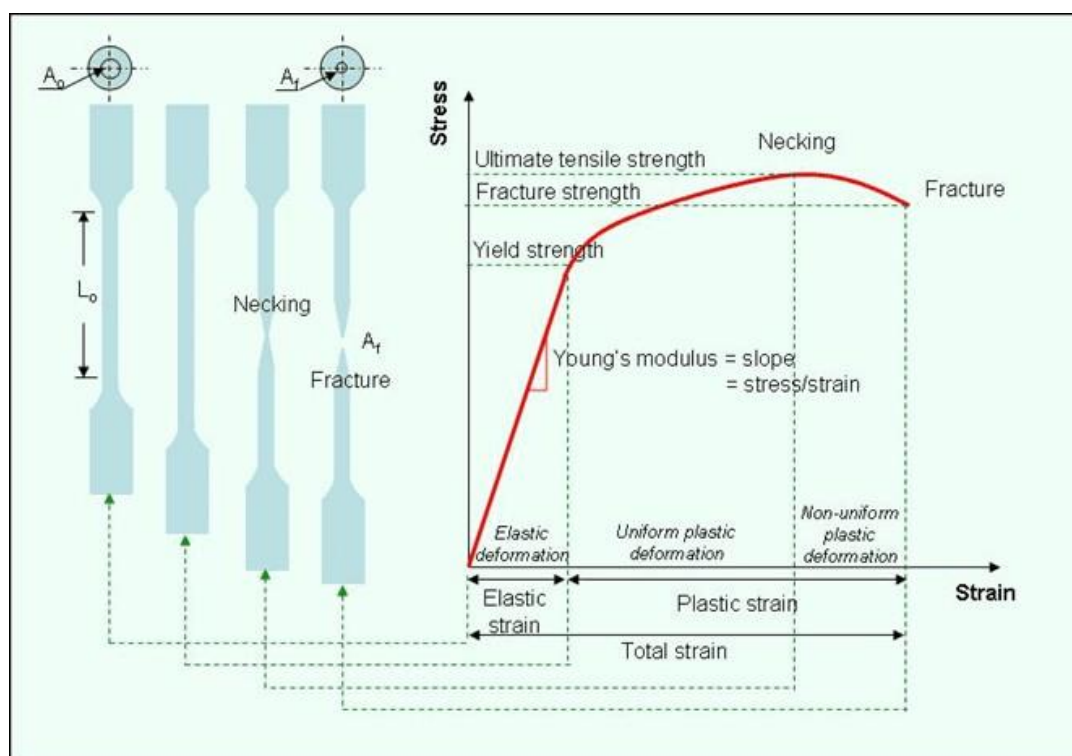
ΕΙΚΟΝΑ 4-7: ΟΡΙΣΜΟΣ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ ΑΝΑΦΟΡΑΣ



#### 4.4.5 Κριτήριο αστοχίας κατά Von-Mises

Το κριτήριο Von - Mises, είναι ένα κριτήριο αστοχίας, που χρησιμοποιείται για την πρόβλεψη της συμπεριφοράς των υλικών σε σύνθετη φόρτιση.

Για να καταλάβουμε την φυσική ερμηνεία του, ας θεωρήσουμε την περίπτωση ενός μονοαξονικού εφελκυσμού σε ένα όλκιμο ισότροπο δοκίμιο, όπως αυτό που φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



ΕΙΚΟΝΑ 4-8: ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΟΚΙΜΗΣ ΜΟΝΟΑΞΟΝΙΚΟΥ ΕΦΕΛΚΥΣΜΟΥ ΣΕ ΟΛΚΙΜΟ ΔΟΚΙΜΙΟ. ΠΗΓΗ: SHYAMKUMAR RAI, A. K. DUBEY, ELASTO-PLASTIC STRAIN RATE DEPENDENT MATERIAL, CHARACTERIZATION OF STEEL GRADE FOR CRASH SIMULATION. INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENCE AND RESEARCH (IJSR), ISSN (ONLINE): 2319-7064, INDEX COPERNICUS VALUE (2013): 6.14, IMPACT FACTOR (2013): 4.438

Όπως μπορούμε να δούμε στην εικόνα 10, το δοκίμιο ξεκινάει να παραμορφώνεται ελαστικά μέχρι το όριο διαρροής, ακολουθεί μια περιοχή όπου ονομάζεται «λαιμός» (necking) και έπειτα, οδηγείται σε θραύση (fracture).

Η τάση στην οποία, η συμπεριφορά του υλικού μετατρέπεται από ελαστική σε πλαστική, είναι γνωστή και ως όριο διαρροής. Στον μονοαξονικό εφελκυσμό θα ήταν εύλογο να πούμε ότι όταν η τάση που τραβάμε το δοκίμιο υπερβεί στον άξονα του δοκιμίου το όριο διαρροής, τότε έχουμε φύγει από την ελαστική περιοχή.



Ωστόσο, σε πραγματικές εφαρμογές όπως στο μοντέλο του τοιχώματος της αρτηρίας, η φόρτιση δεν είναι σε έναν άξονα. Μπορεί να μη έχει μη μηδενικά στοιχεία ο τανυστής της τάσης. Σε αυτή την περίπτωση πως θα προσδιορίσουμε τότε θα έχουμε διαρροή?

Η μηχανική συμπεριφορά των υλικών υπακούει σε δύο θερμοδυναμικούς νόμους. Σύμφωνα με τον πρώτο θερμοδυναμικό νόμο, η ενέργεια ούτε δημιουργείται ούτε καταστρέφεται, αλλά μετατρέπεται από την μία μορφή στην άλλη. Έτσι, όταν μια δύναμη ασκείται σε ένα σώμα, ασκείται κάποιο έργο στο σώμα. Αυτή η ενέργεια ονομάζεται ενέργεια παραμόρφωσης και η πυκνότητά της ορίζεται ως:

$$W = \frac{1}{2} \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\boldsymbol{\sigma}_v + \boldsymbol{\sigma}_d) : (\boldsymbol{\varepsilon}_v + \boldsymbol{\varepsilon}_d) = \frac{1}{2} (\boldsymbol{\sigma}_v : \boldsymbol{\varepsilon}_v + \boldsymbol{\sigma}_v : \boldsymbol{\varepsilon}_d + \boldsymbol{\sigma}_d : \boldsymbol{\varepsilon}_v + \boldsymbol{\sigma}_d : \boldsymbol{\varepsilon}_d)$$

Όμως το γινόμενο κάθε υδροστατικού όρου με έναν αποκλίνοντα είναι 0 άρα η παραπάνω σχέση γίνεται:

$$W = \frac{1}{2} (\boldsymbol{\sigma}_v : \boldsymbol{\varepsilon}_v + \boldsymbol{\sigma}_d : \boldsymbol{\varepsilon}_d)$$

Ένα μέρος της συνολικής ενέργειας παραμόρφωσης, πηγαίνει στην αλλαγή του όγκου του σώματος (ογκομετρική παραμόρφωση) και το υπόλοιπο πηγαίνει στην αλλαγή του σχήματος του υλικού (deviatoric strain). Το κριτήριο Von - Mises, σχετίζεται μόνο με την αποκλίνουσα παραμόρφωση.

Το κριτήριο Von Mises, λέει ότι ένα υλικό είναι ασφαλές όταν η μέγιστη τιμή της ενέργειας παραμόρφωσης για την αλλαγή σχήματος είναι μικρότερη από ενέργεια που χρειάζεται για να προκαλέσει διαρροή σε ένα δοκίμιο του ίδιου υλικού που εφελκύεται μονοαξονικά.

Αυτό μαθηματικά αποδεικνύεται και εκφράζεται ως:

$$(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{11} - \sigma_{33})^2 + 6(\sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2 + \sigma_{12}^2) = 6k^2 = 2\sigma_y^2$$

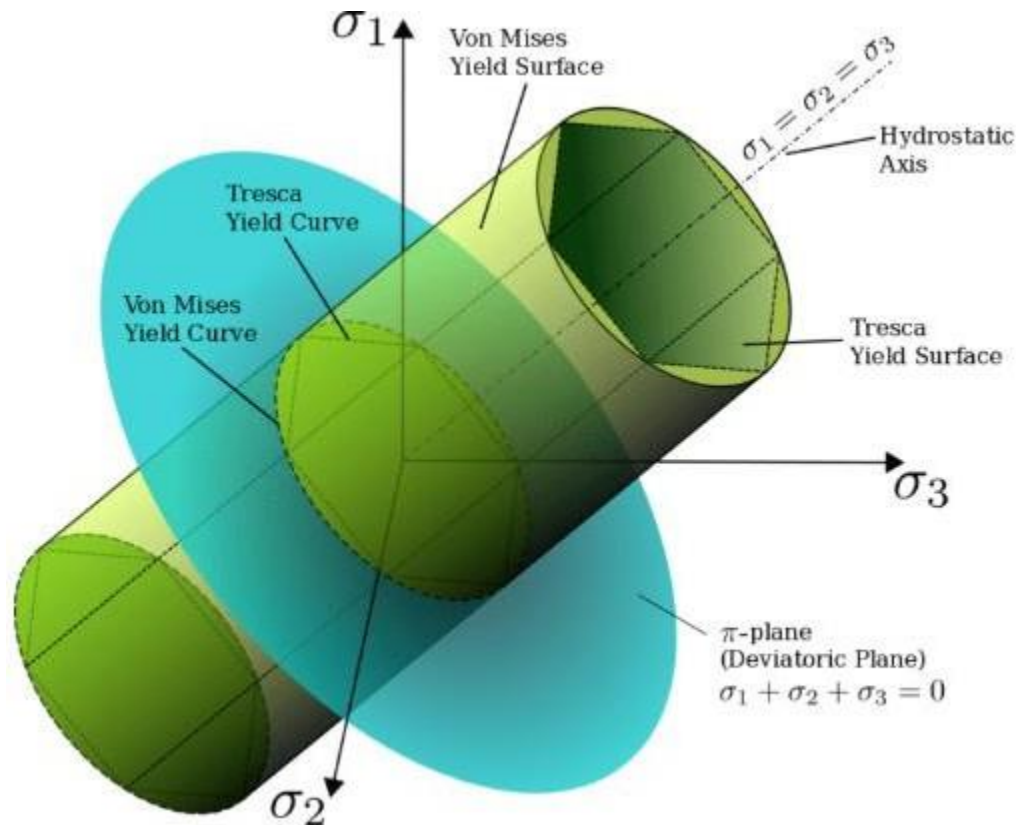
ως προς τα στοιχεία του τανυστή της τάσης και

$$(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2) - \sigma_1\sigma_2 - \sigma_2\sigma_3 - \sigma_1\sigma_3 = 3k^2 = \sigma_y^2$$

για τις κύριες τάσεις

Αυτή η εξίσωση, ορίζει την επιφάνεια διαρροής ως έναν τρισδιάστατο κύλινδρο, του οποίου η τομή με το αποκλίνων επίπεδο είναι ένας κύκλος με ακτίνα  $\sqrt{2}k$  ή  $\sqrt{\frac{2}{3}}\sigma_y$ . Σχηματικά η γεωμετρική αναπαράσταση του κριτηρίου Von-mises φαίνεται

στην εικόνα 11. Αυτό σημαίνει ότι η διαρροή του υλικού είναι ανεξάρτητη της υδροστατικής πίεσης και δεν οφείλεται σε αυτή. Άρα πλαστική διαρροή έχουμε μόνο από τον αποκλίνοντα τανυστή των τάσεων.



ΕΙΚΟΝΑ 4-9: ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ ΔΙΑΡΡΟΗΣ VON - MISES. ΜΕ ΠΡΑΣΙΝΟ ΕΙΝΑΙ Η ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΔΙΑΡΡΟΗΣ ΚΑΙ ΜΕ ΜΠΛΕ ΤΟ ΑΠΟΚΛΙΝΩΝ ΕΠΙΠΕΔΟ

#### 4.4.6 Αρχικές τιμές

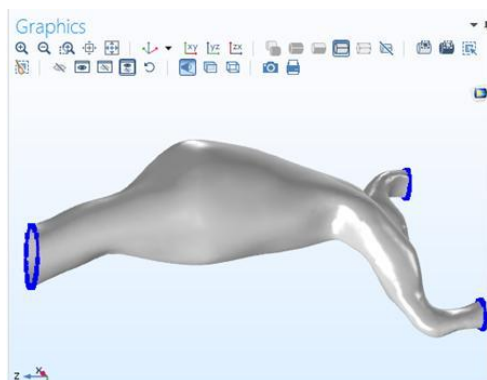
Στο Shell επίσης μπορούμε να εισάγουμε τις αρχικές τιμές. Στην παρακάτω εικόνα, φαίνονται αρχικές τιμές του προβλήματος για το πεδίο των μετατοπίσεων  $u$ , για το πεδίο ταχυτήτων (το οποίο δεν χρειάζεται στην στατική ανάλυση που κάνουμε εδώ), και οι κανονικοποιημένες τιμές.

Initial Values			
Displacement field:			
<b>u</b>	0	X	m
	0	Y	
	0	Z	
Structural velocity field:			
$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}$	0	X	m/s
	0	Y	
	0	Z	
Displacement of shell normals:			
<b>ar</b>	0	X	1
	0	Y	
	0	Z	
Displacement of shell normals, first time derivative:			
$\frac{\partial \mathbf{ar}}{\partial t}$	0	X	1/s
	0	Y	
	0	Z	

ΕΙΚΟΝΑ 4-10: ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΑΡΧΙΚΩΝ ΤΙΜΩΝ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

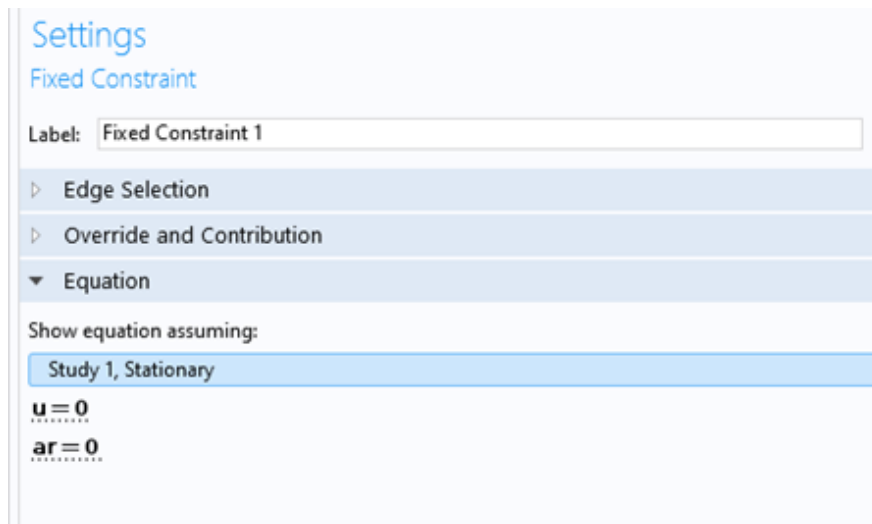
#### 4.4.7 Συνοριακές συνθήκες στα ακίνητα άκρα

Τα τρία άκρα του τμήματος της αρτηρίας που μελετάμε είναι σταθερά στον χώρο και ακίνητα (fixed). Στο σχήμα φαίνονται οι χαρακτηριστικές επιφάνειες που μένουν σταθερές με μπλε περίγραμμα.



ΕΙΚΟΝΑ 4-11: ΟΙ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΠΟΥ ΕΙΝΑΙ ΑΚΙΝΗΤΕΣ

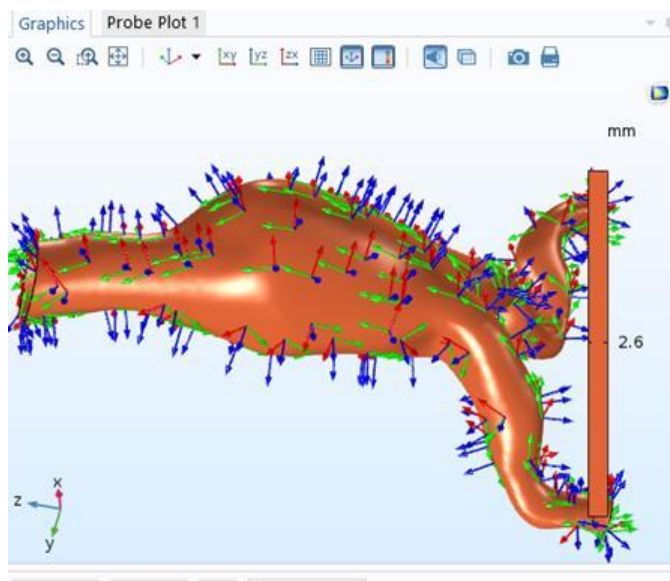
Οι συνοριακές συνθήκες για αυτές τις τρεις ακίνητες επιφάνειες στο υπό μελέτη τμήμα της αρτηρίας, φαίνονται στην Εικόνα 13.



ΕΙΚΟΝΑ 4-12: ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΣΤΑ ΑΚΙΝΗΤΑ ΑΚΡΑ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

#### 4.4.8 Συνοριακές συνθήκες έντασης και ροπών στα εσωτερικά τοιχώματα της αρτηρίας

Τέλος οι εξισώσεις για την εντατική κατάσταση στο κέλυφος. Το αρνητικό πρόσημο στην πίεση δηλώνει μόνο κατεύθυνση και όχι τη φυσική έννοια της πίεσης μιας και είναι μονόμετρο καταστατικό μέγεθος και πάντα θετική. Στην εικόνα 14, φαίνεται η γεωμετρία του κομματιού της αρτηρίας που μελετάμε, όπως προέκυψε στο COMSOL. Τα βέλη διαφόρων χρωμάτων (κόκκινα, πράσινα, μπλε) δείχνουν τα πεδία των τάσεων. Ο άξονας xyz στην κάτω αριστερή γωνία δείχνει την κατεύθυνση του χώρου. Η κάθετη γραμμή στα δεξιά με την ένδειξη "2.6 mm" είναι το πάχος του τοιχώματος της αρτηρίας.

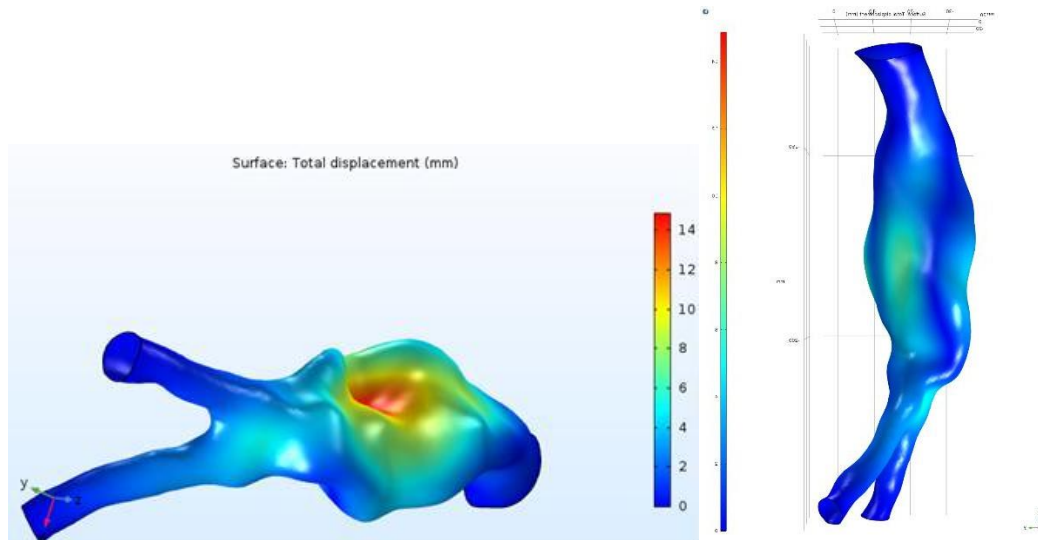


ΕΙΚΟΝΑ 4-13: ΠΕΔΙΟ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ ΤΟΥ ΥΠΟ ΜΕΛΕΤΗ ΚΟΜΜΑΤΙΟΥ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

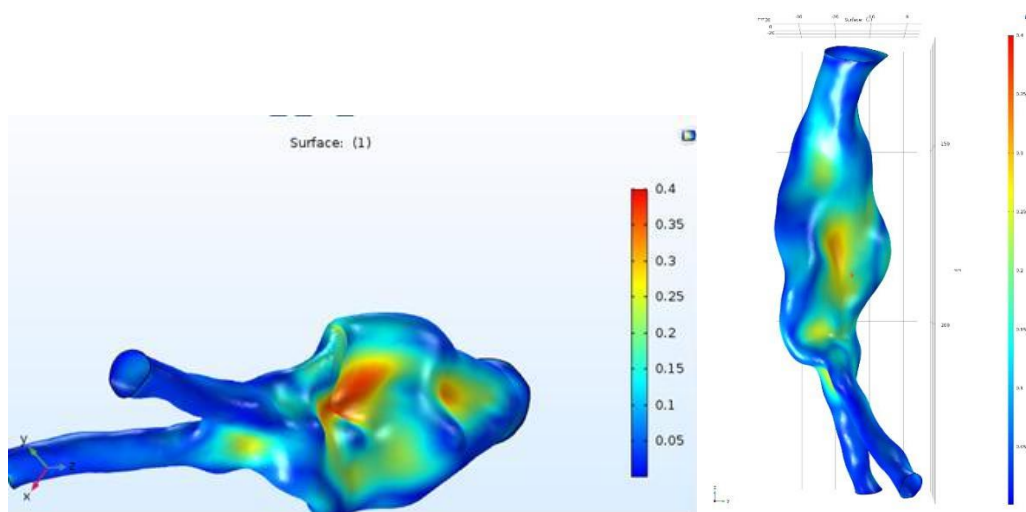
## Κεφάλαιο 5<sup>ο</sup>: Αποτελέσματα

### 5.1 Αποτελέσματα υπολογισμών

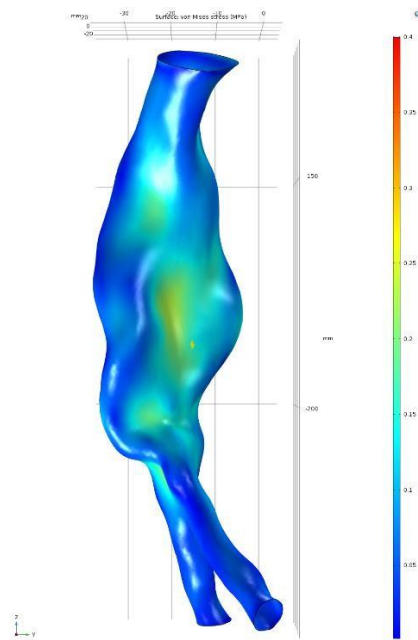
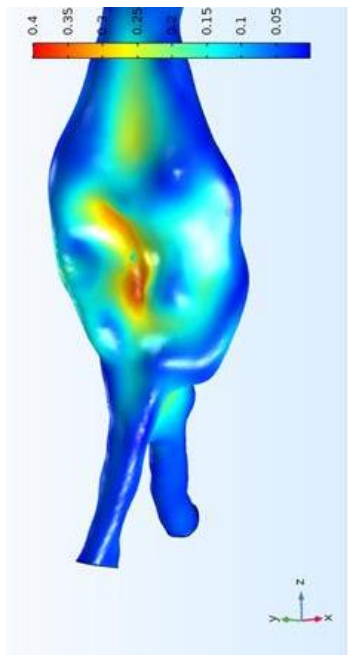
#### Μοντέλο t1p2



ΕΙΚΟΝΑ 5-1: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

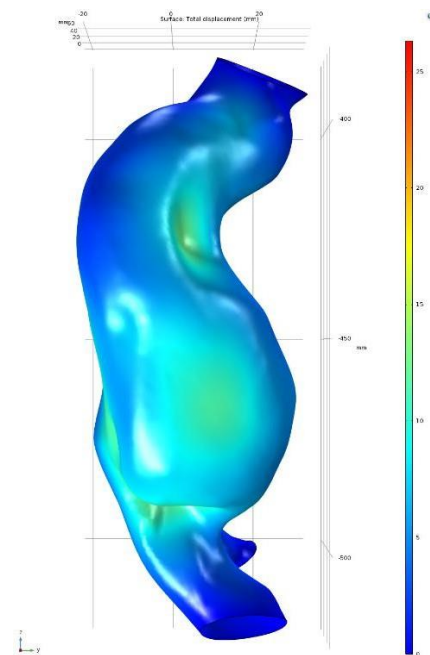
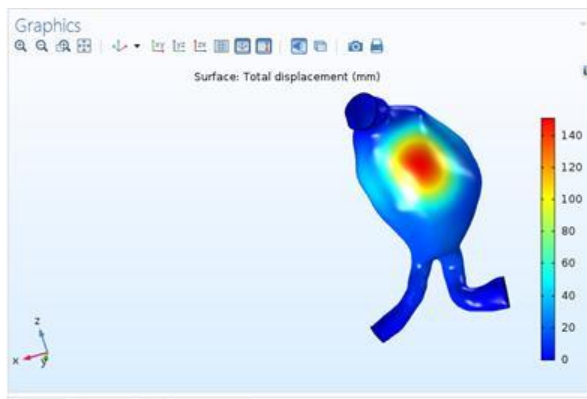


ΕΙΚΟΝΑ 5-2: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

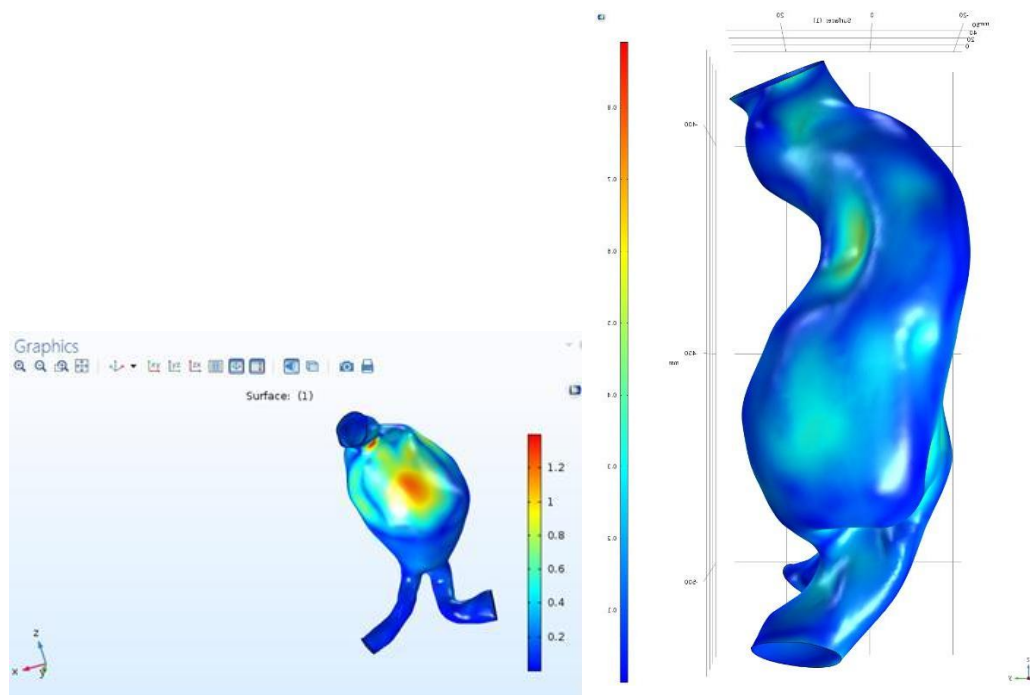


ΕΙΚΟΝΑ 5-3: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

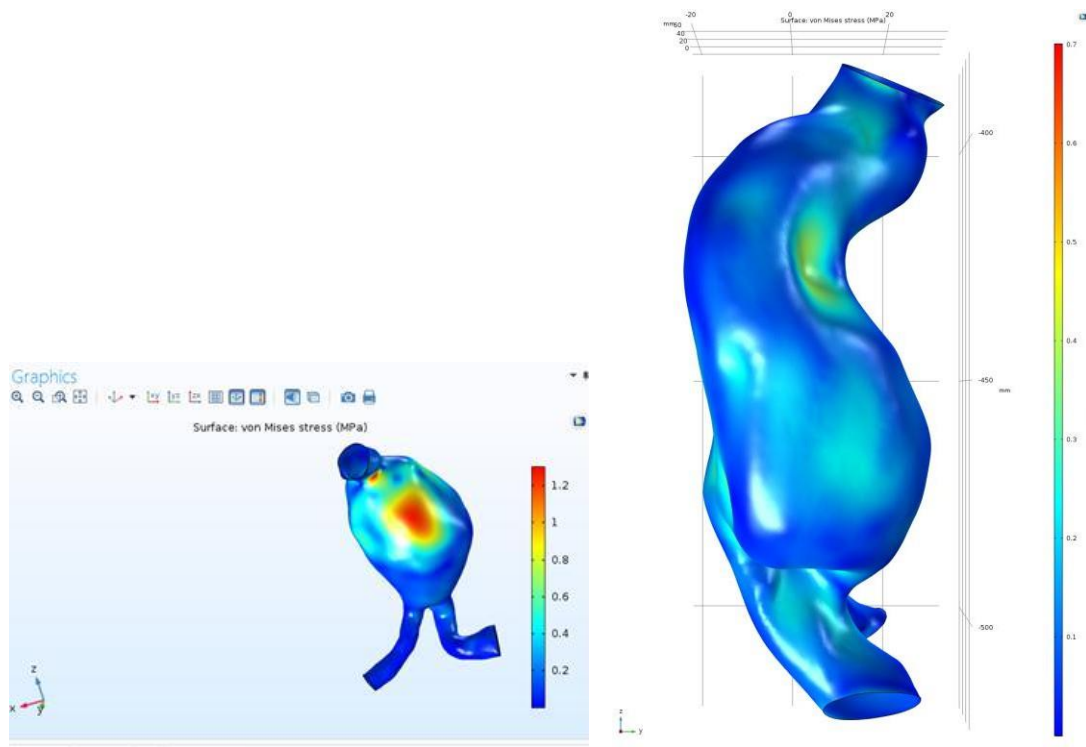
**Μοντέλο t1p4**



ΕΙΚΟΝΑ 5-4: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



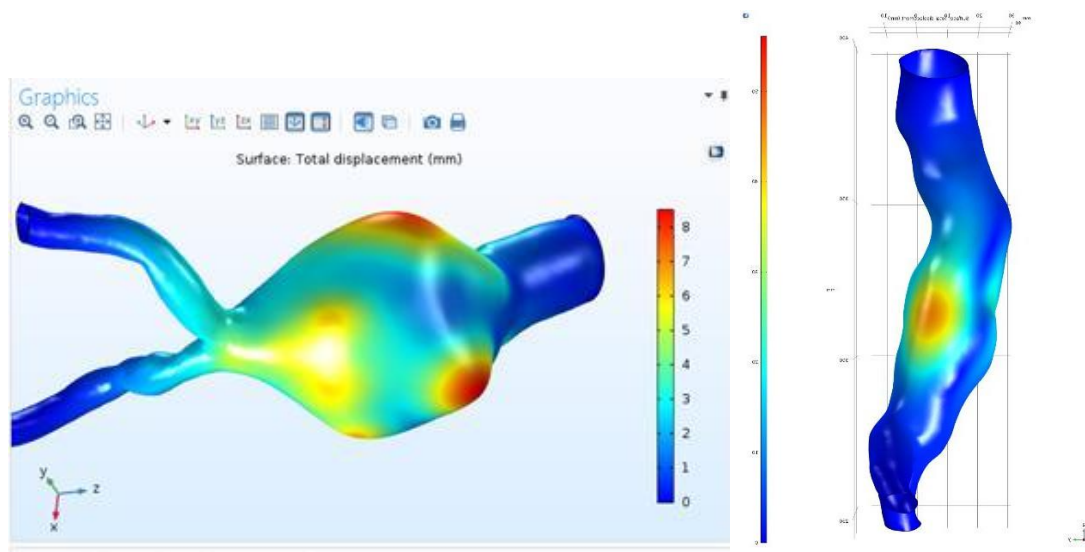
ΕΙΚΟΝΑ 5-5: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



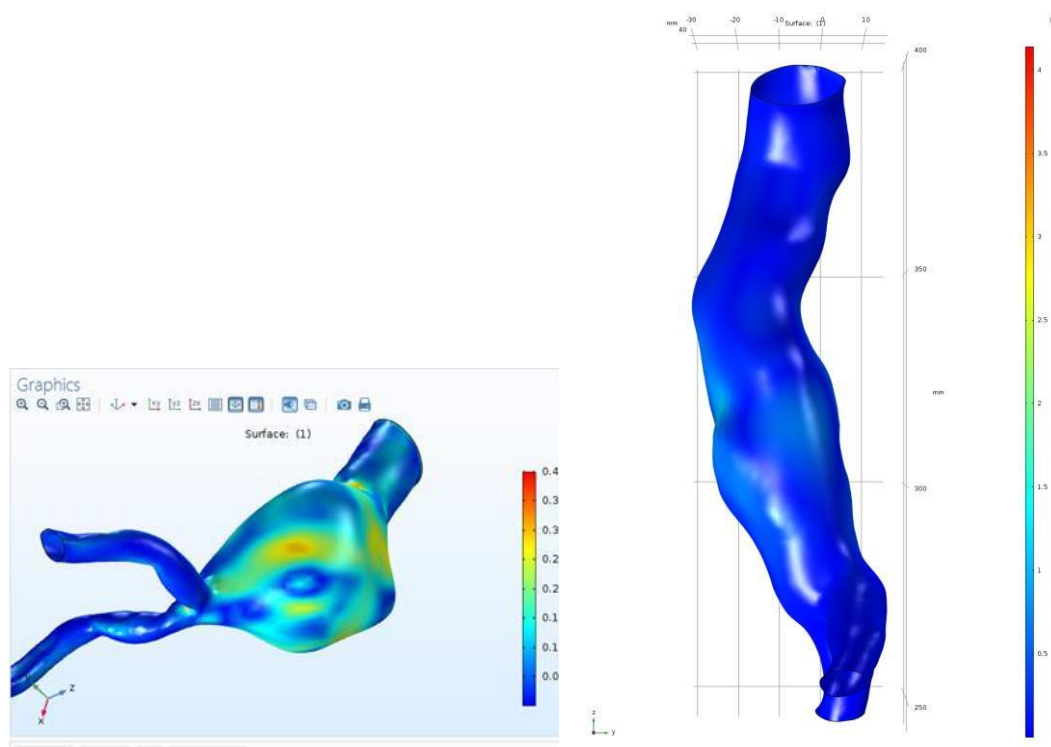
ΕΙΚΟΝΑ 5-6: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ



## Μοντέλο t1p5

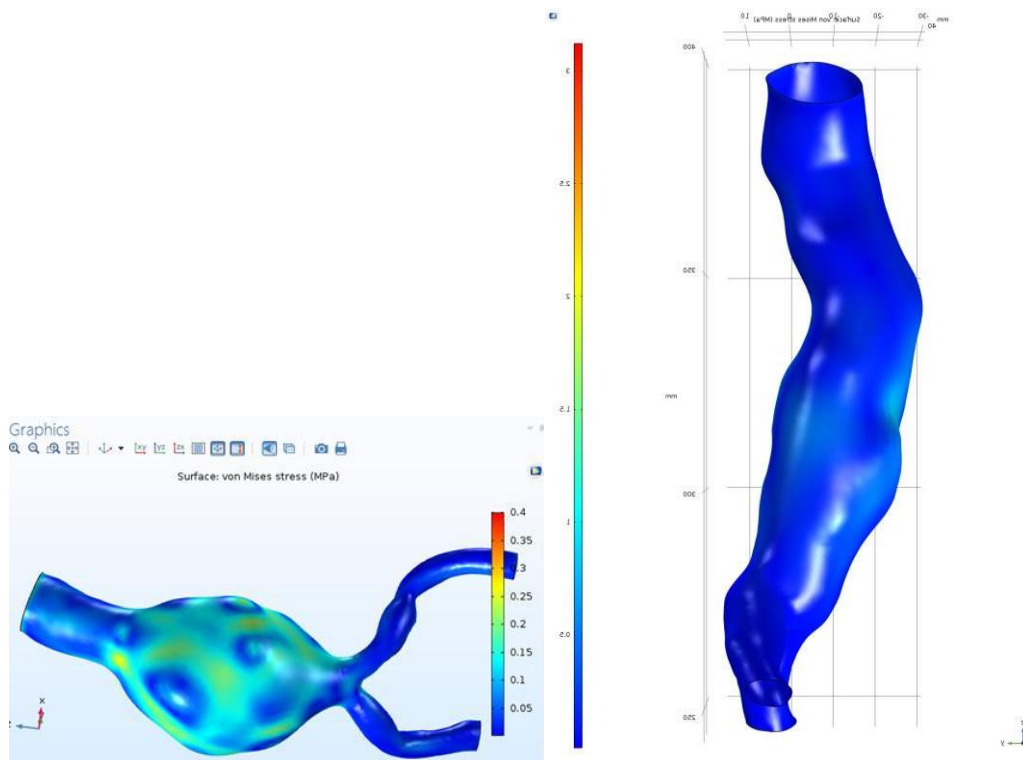


ΕΙΚΟΝΑ 5-7: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



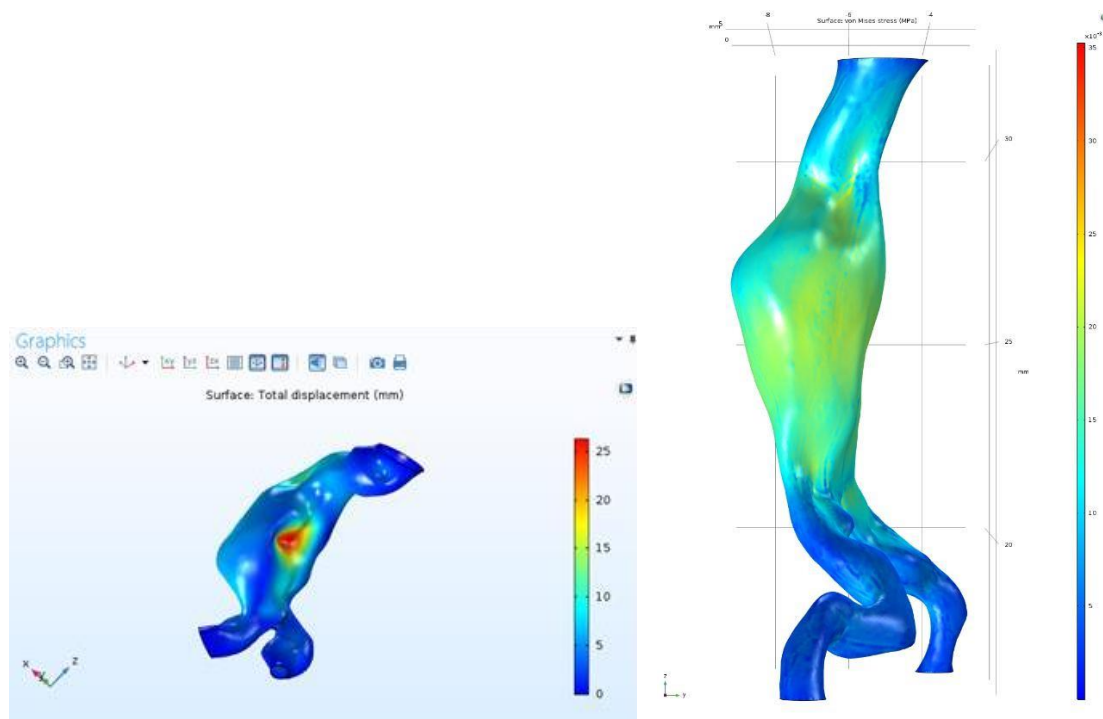
ΕΙΚΟΝΑ 5-8: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



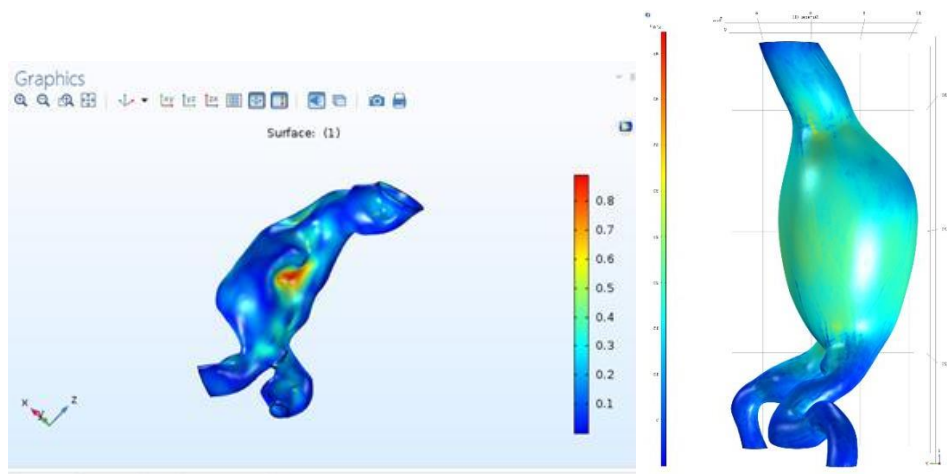


ΕΙΚΟΝΑ 5-9: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

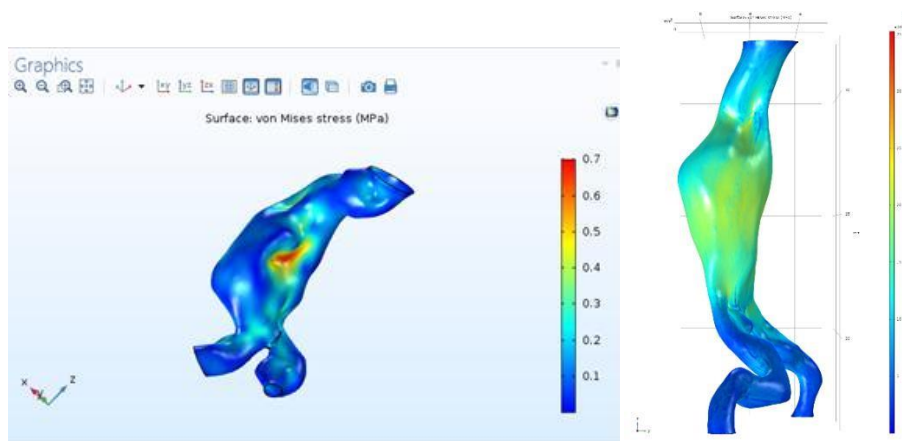
**Μοντέλο t1p6**



ΕΙΚΟΝΑ 5-10: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

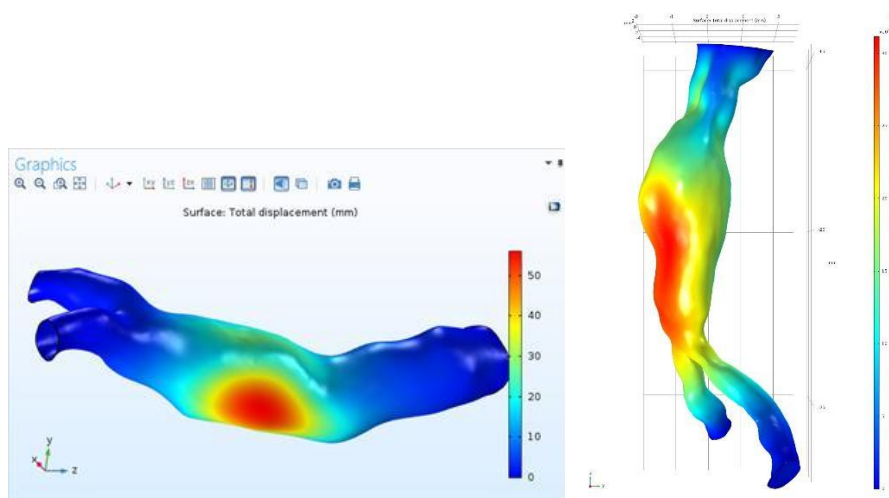


ΕΙΚΟΝΑ 5-11: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

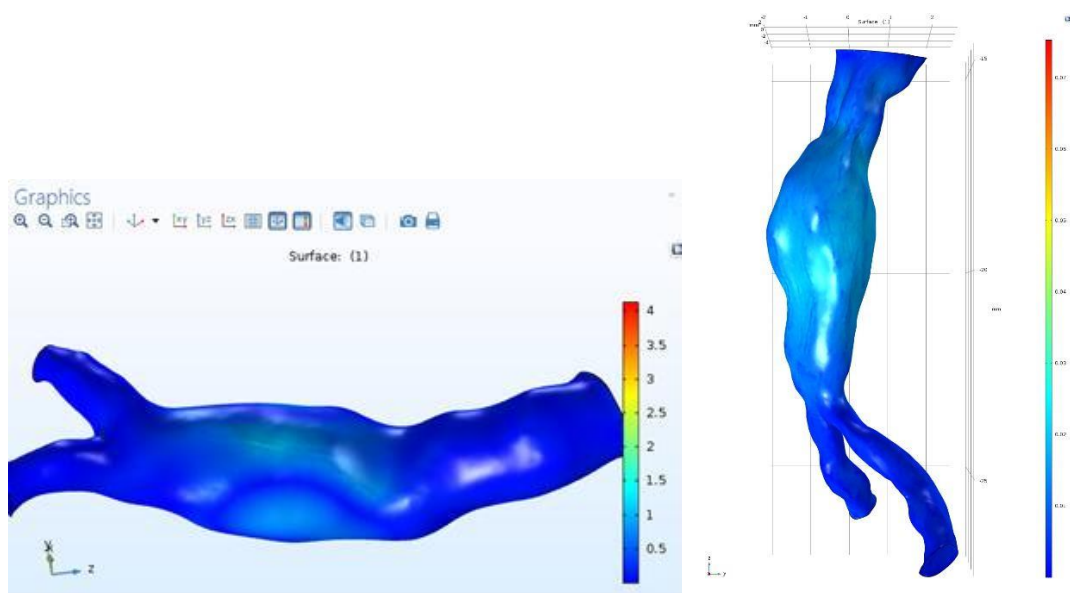


ΕΙΚΟΝΑ 5-12: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

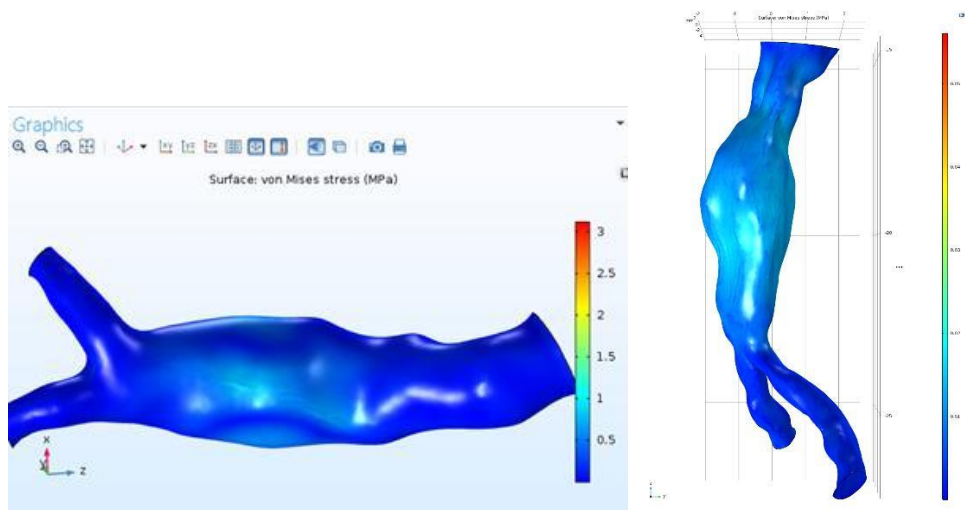
**Μοντέλο t1p8**



ΕΙΚΟΝΑ 5-13: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

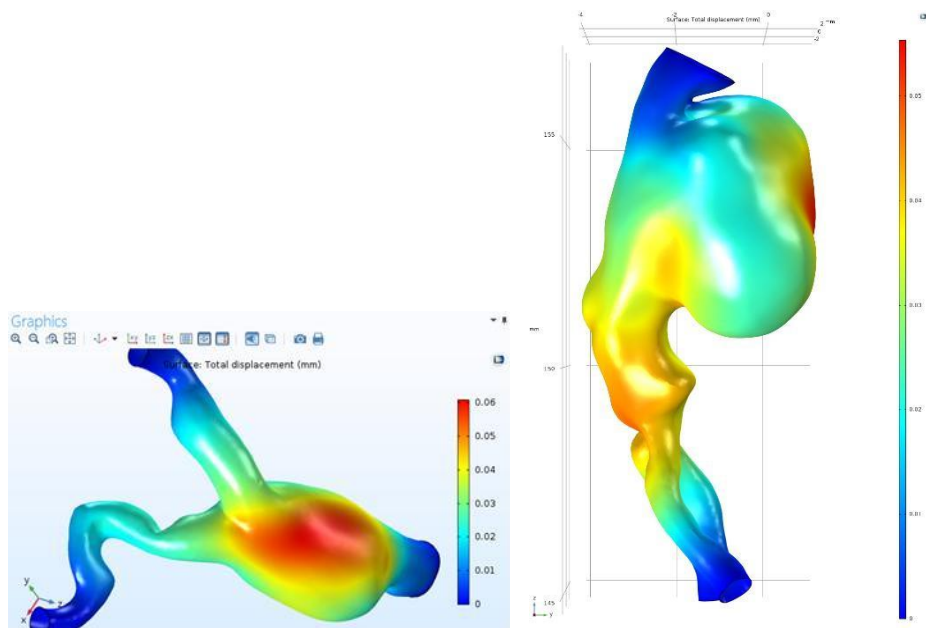


ΕΙΚΟΝΑ 5-14: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

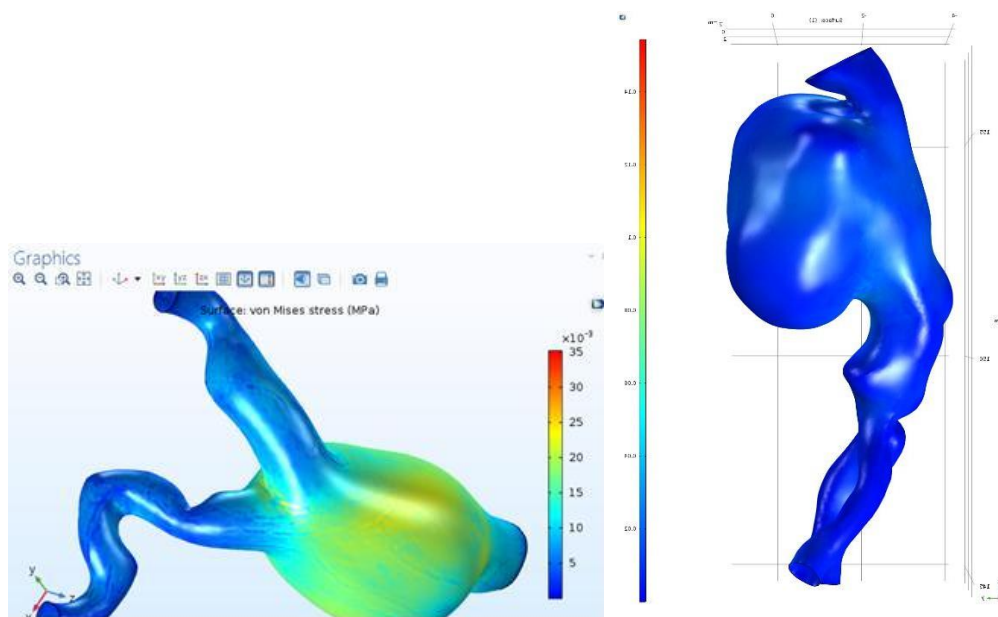


ΕΙΚΟΝΑ 5-15: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

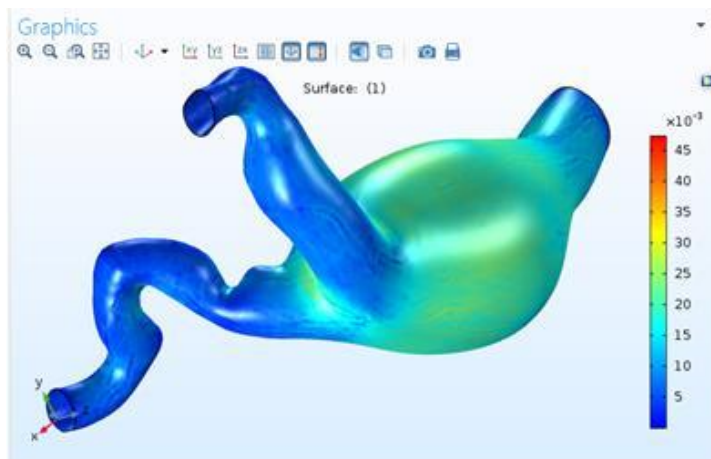
## Μοντέλο t1p9



ΕΙΚΟΝΑ 5-16: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

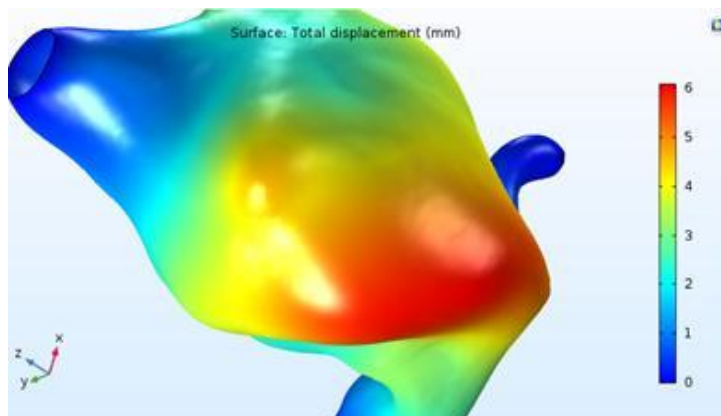


ΕΙΚΟΝΑ 5-17: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

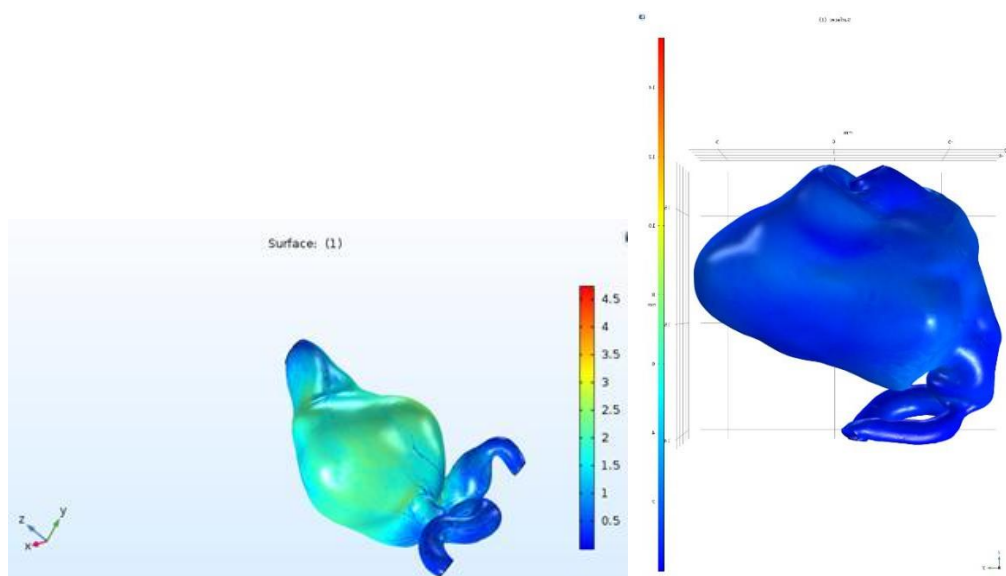


ΕΙΚΟΝΑ 5-18: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

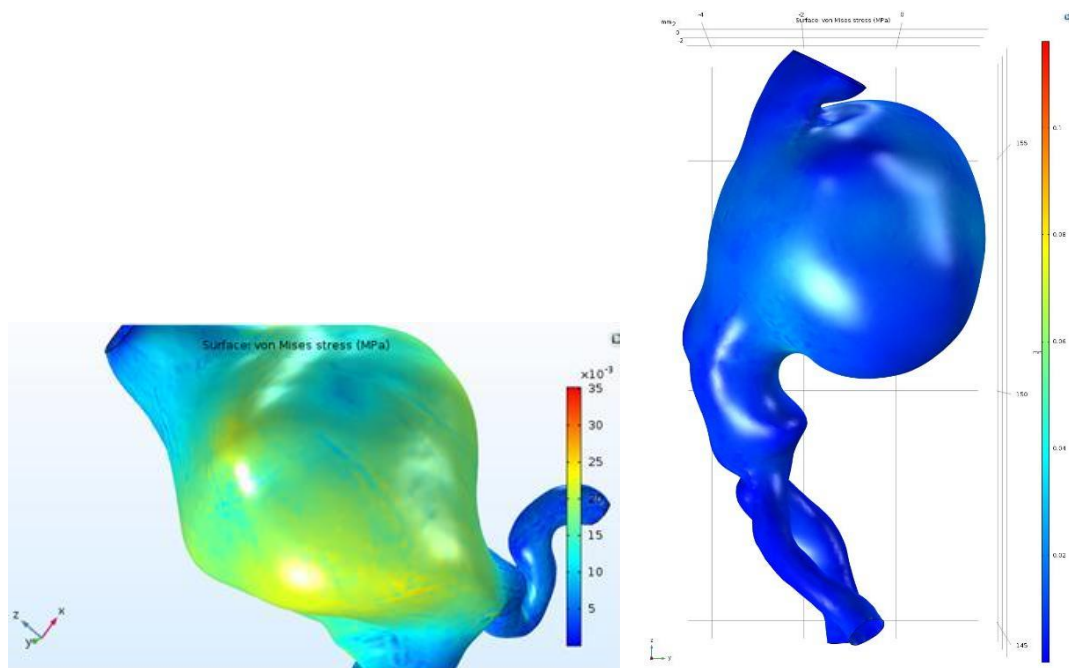
**Μοντέλο t1p9x**



ΕΙΚΟΝΑ 5-19: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

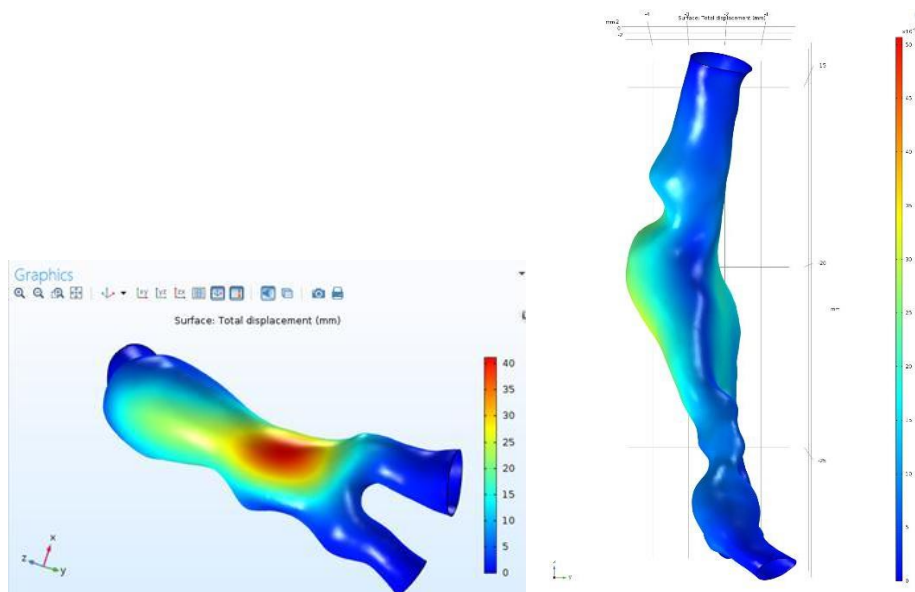


ΕΙΚΟΝΑ 5-20: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



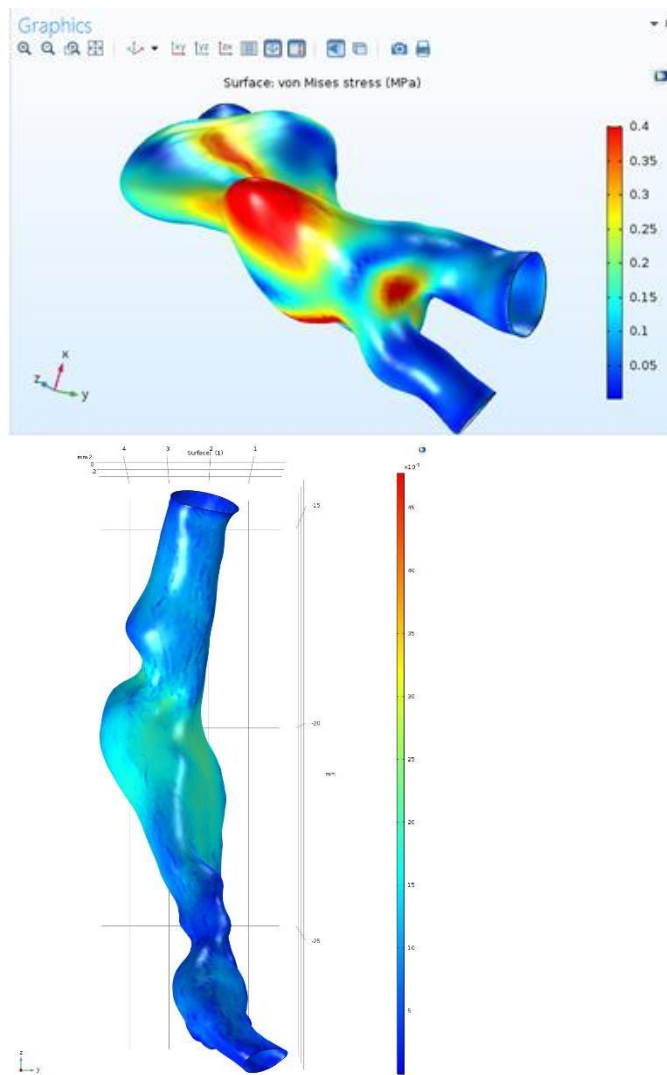
ΕΙΚΟΝΑ 5-21: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

**Μοντέλο t1p10**

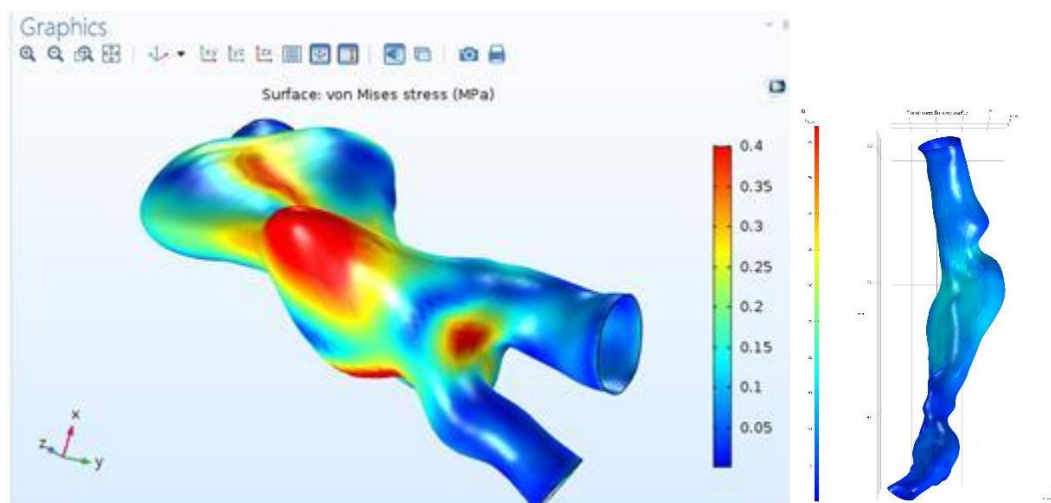


ΕΙΚΟΝΑ 5-22: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



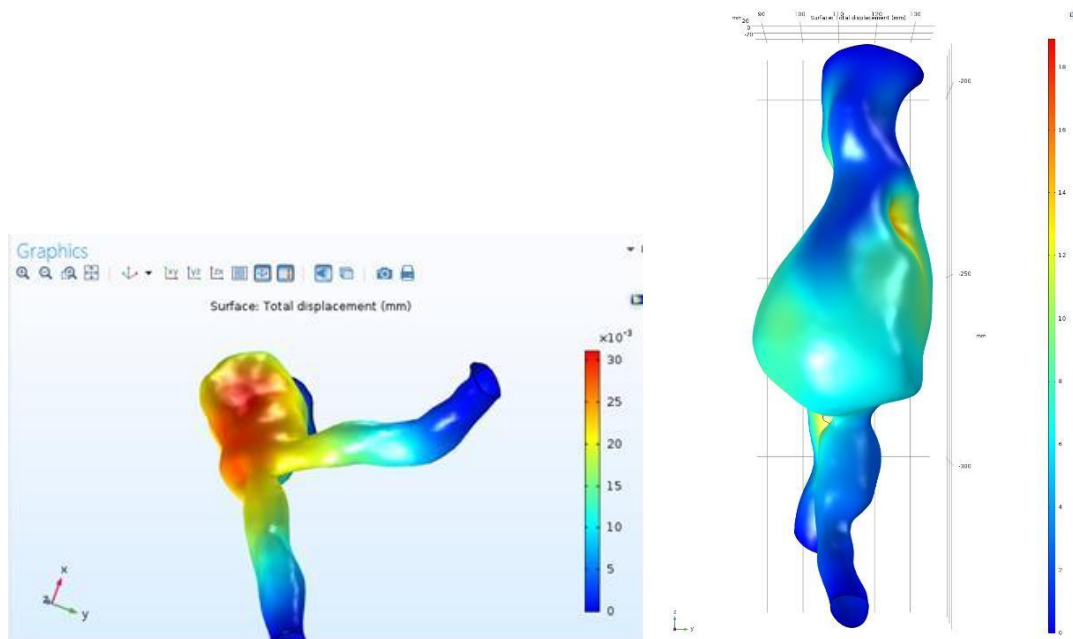


ΕΙΚΟΝΑ 5-23: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

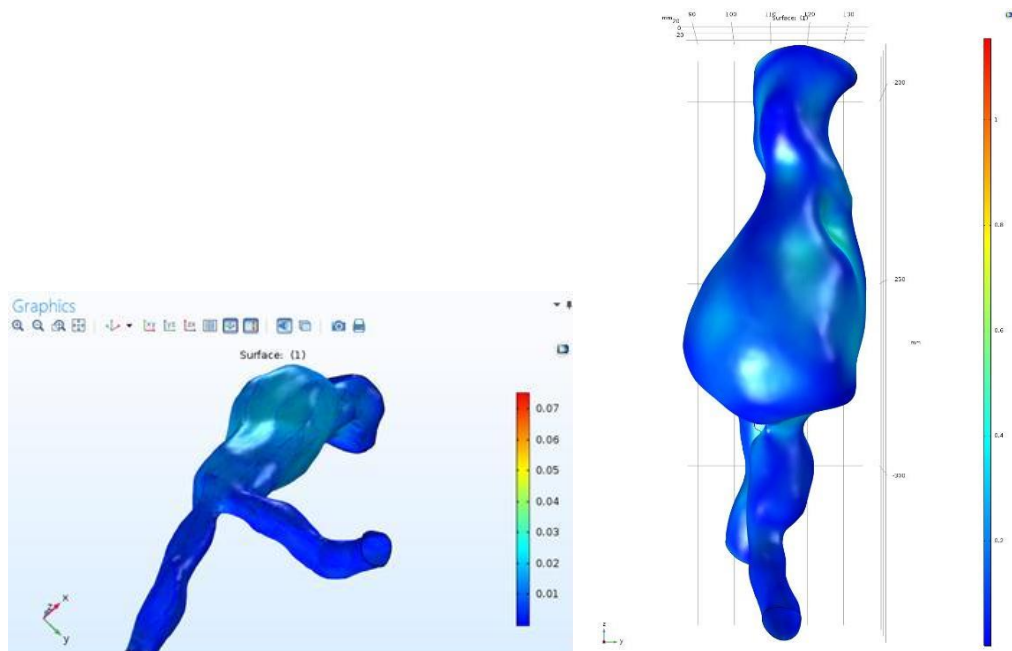


ΕΙΚΟΝΑ 5-24: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

## Μοντέλο t1p11

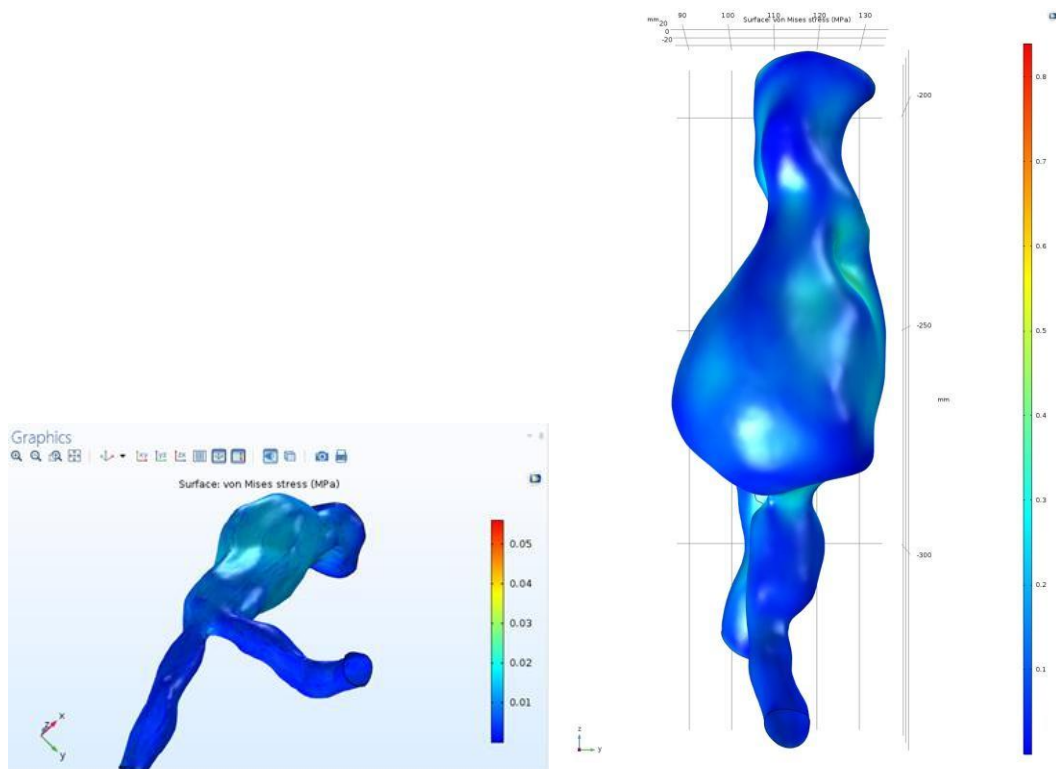


ΕΙΚΟΝΑ 5-25: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



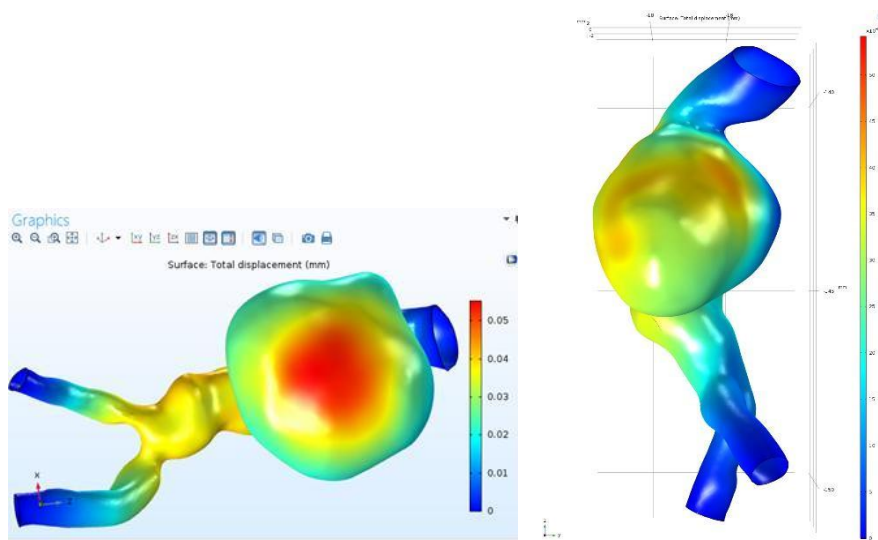
ΕΙΚΟΝΑ 5-26: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



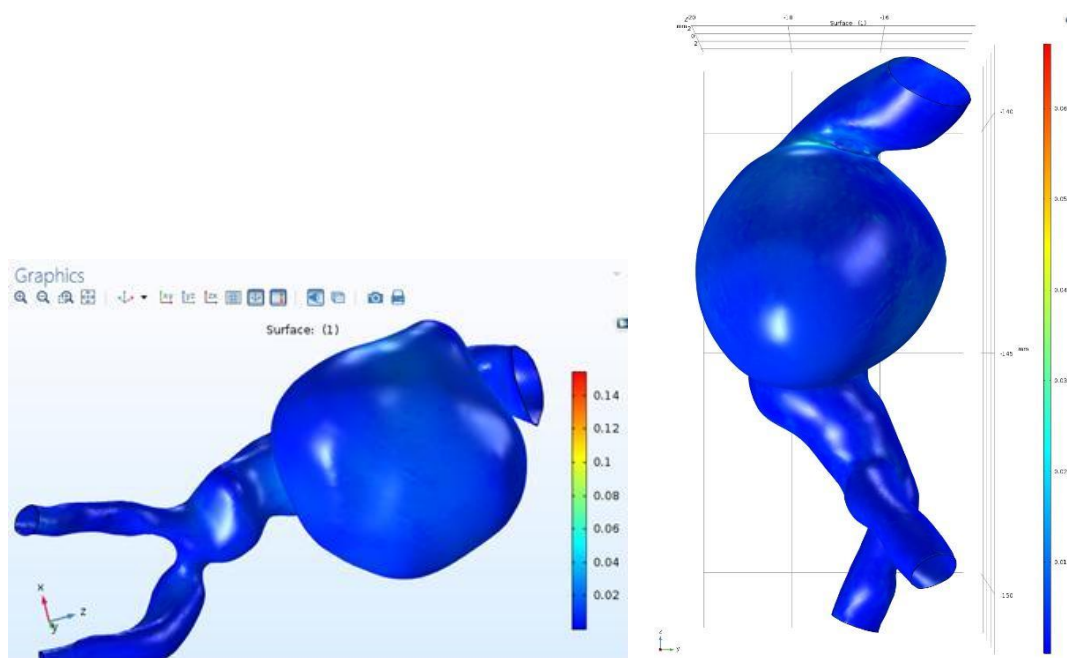


ΕΙΚΟΝΑ 5-27: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

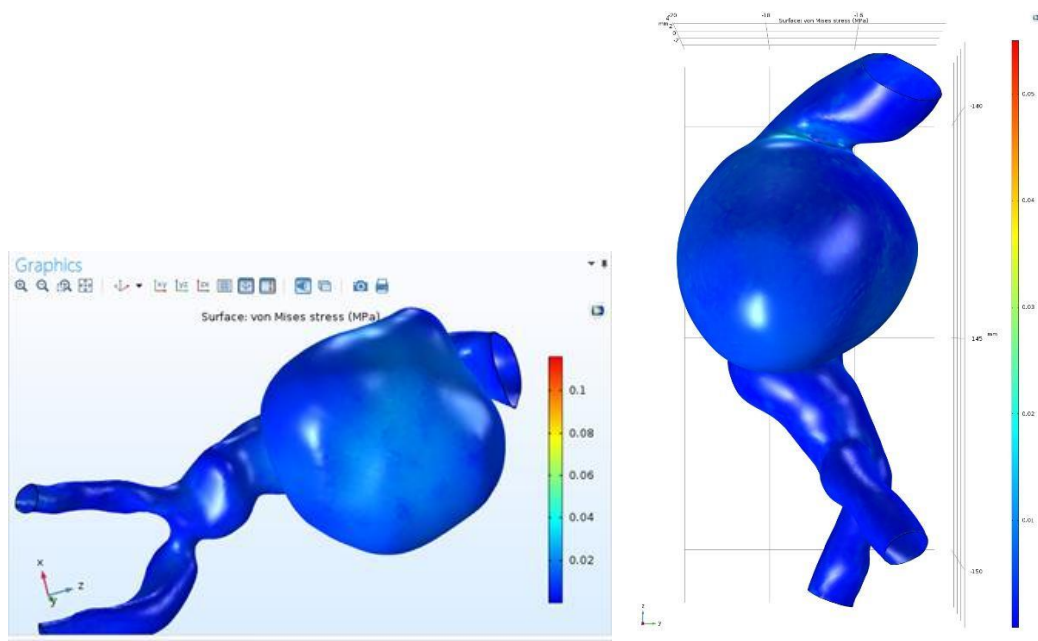
Μοντέλο t1p12



ΕΙΚΟΝΑ 5-28: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

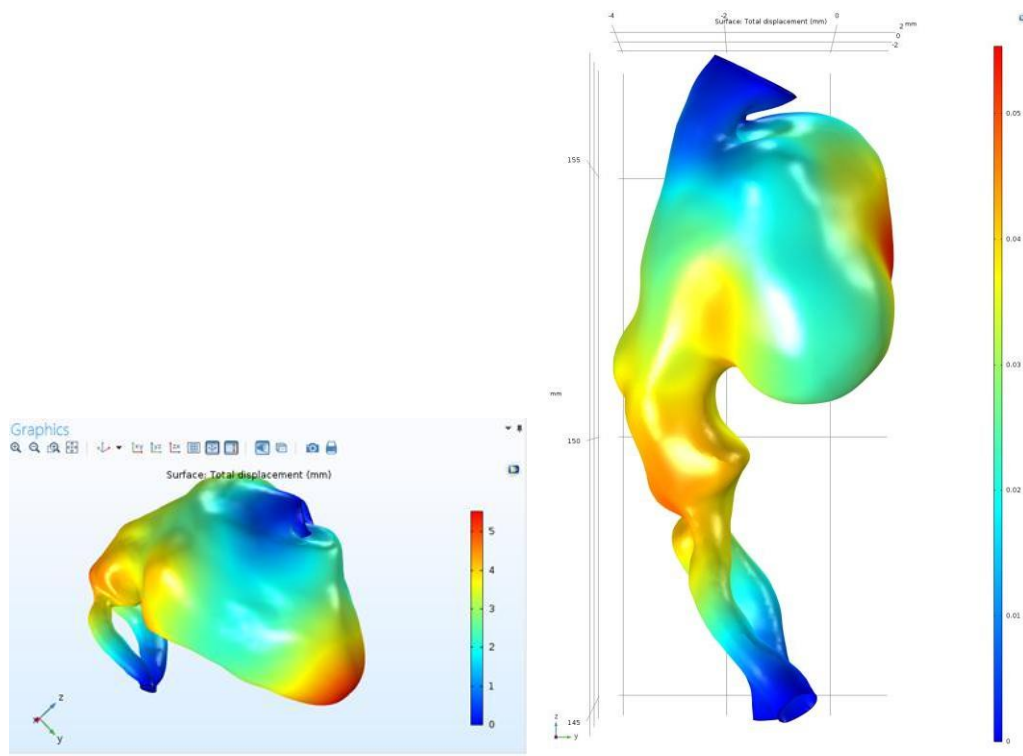


ΕΙΚΟΝΑ 5-29: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

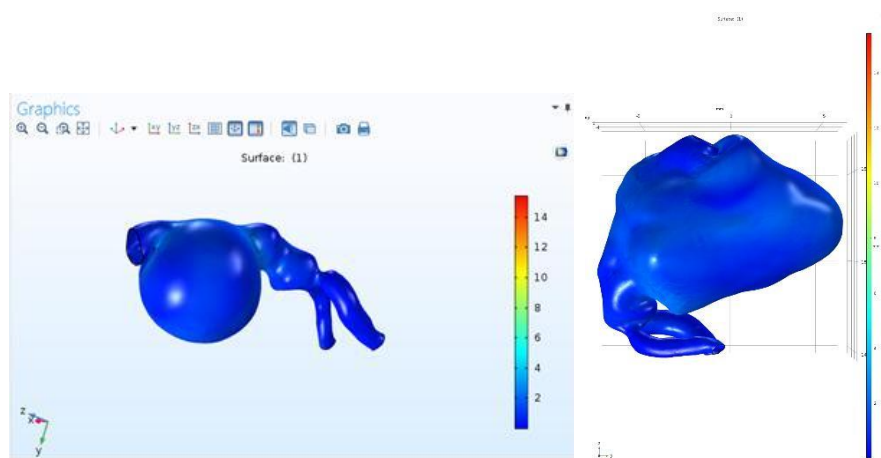


ΕΙΚΟΝΑ 5-30: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

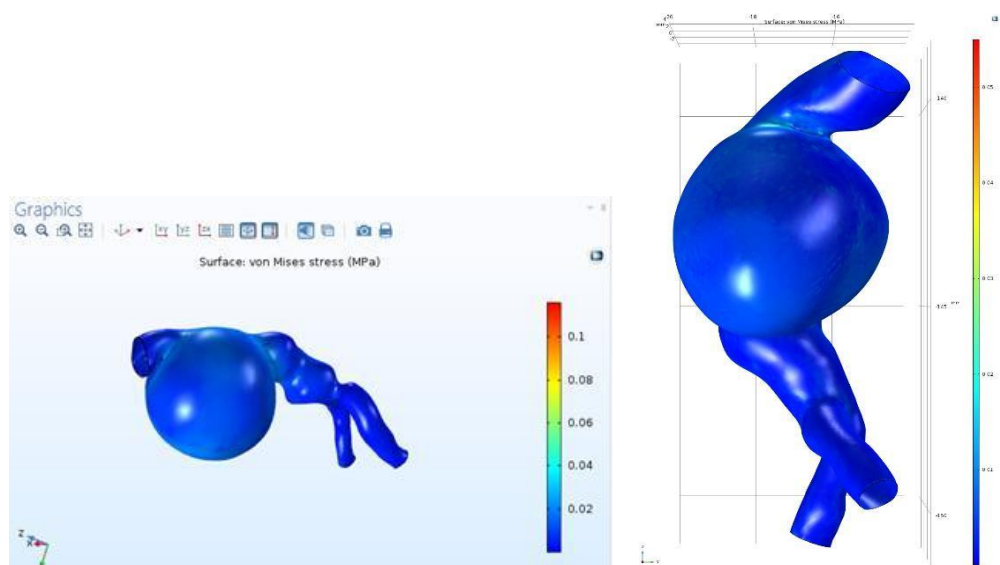
## Μοντέλο t1p12x



ΕΙΚΟΝΑ 5-31: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

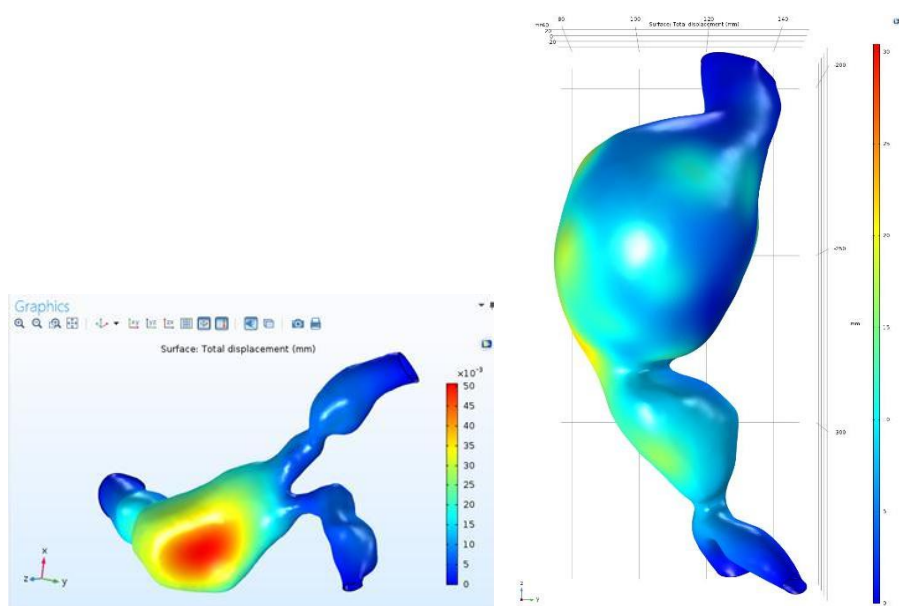


ΕΙΚΟΝΑ 5-32: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

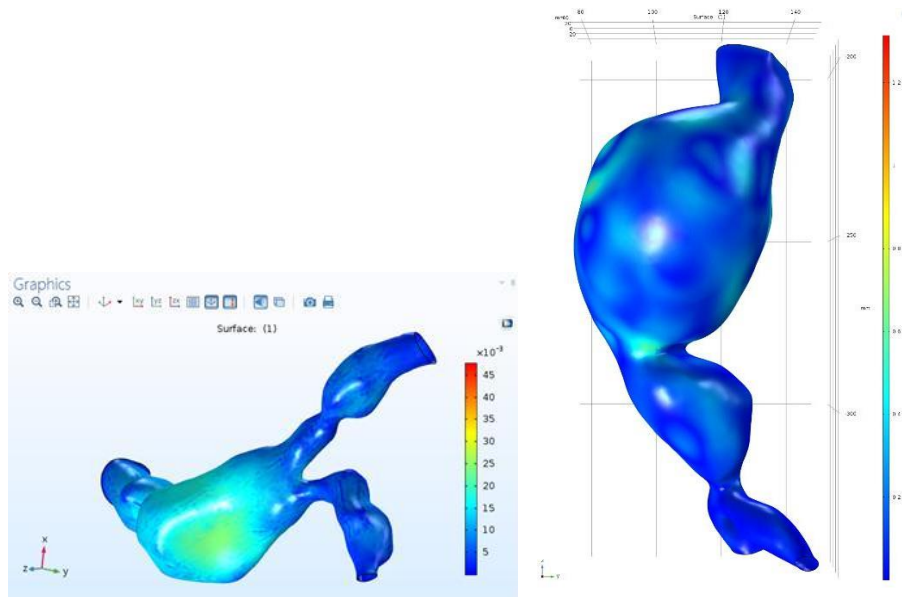


ΕΙΚΟΝΑ 5-33: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

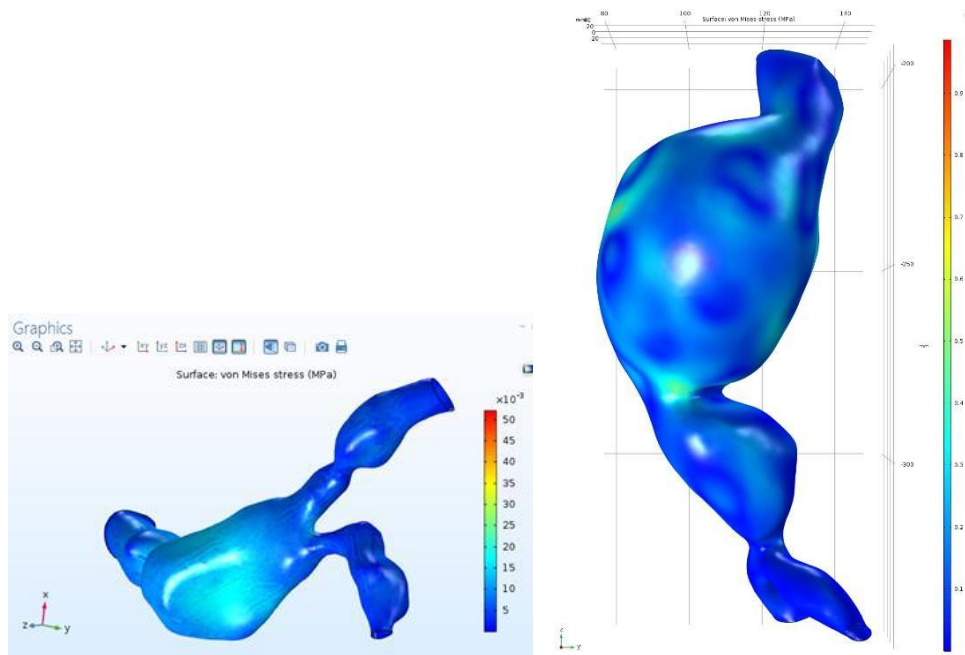
**Μοντέλο t1p14**



ΕΙΚΟΝΑ 5-34: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

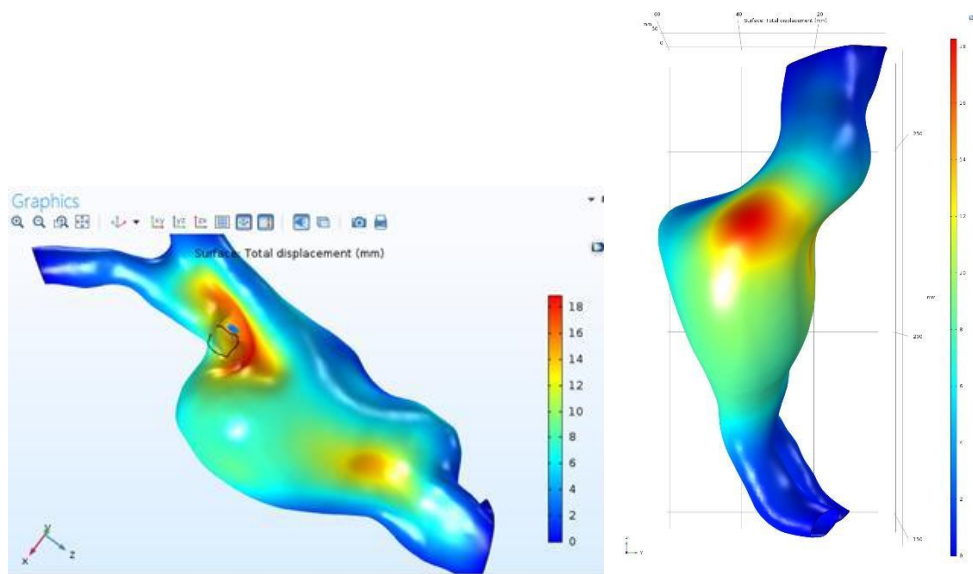


ΕΙΚΟΝΑ 5-35: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

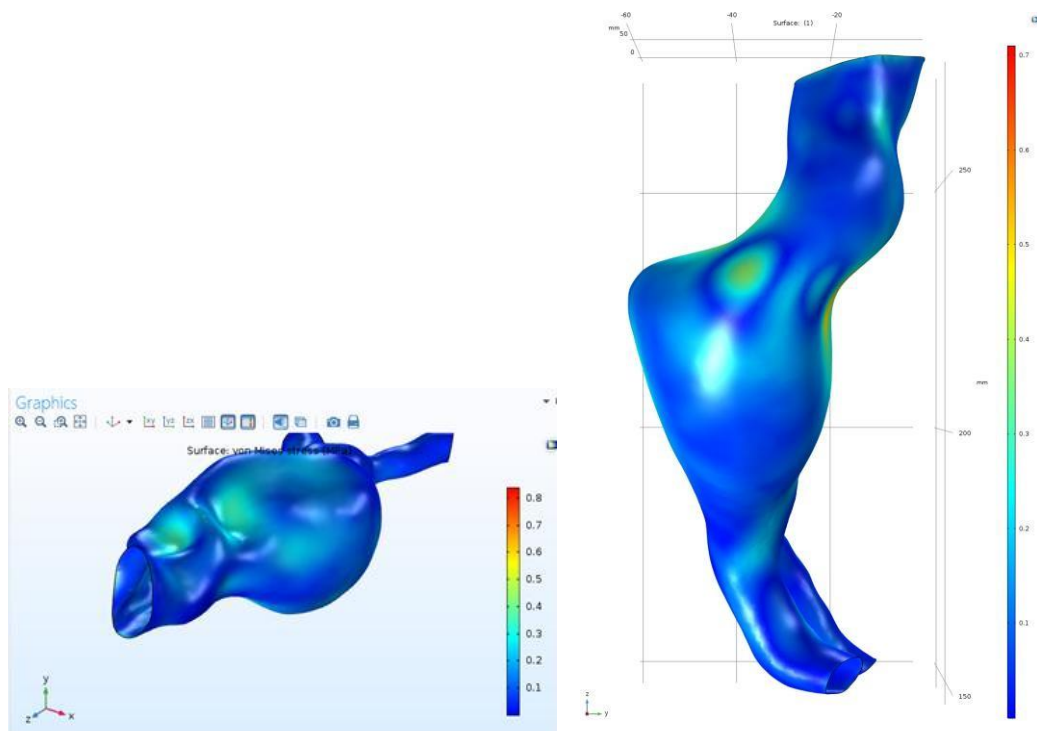


ΕΙΚΟΝΑ 5-36: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

## Μοντέλο t1p16

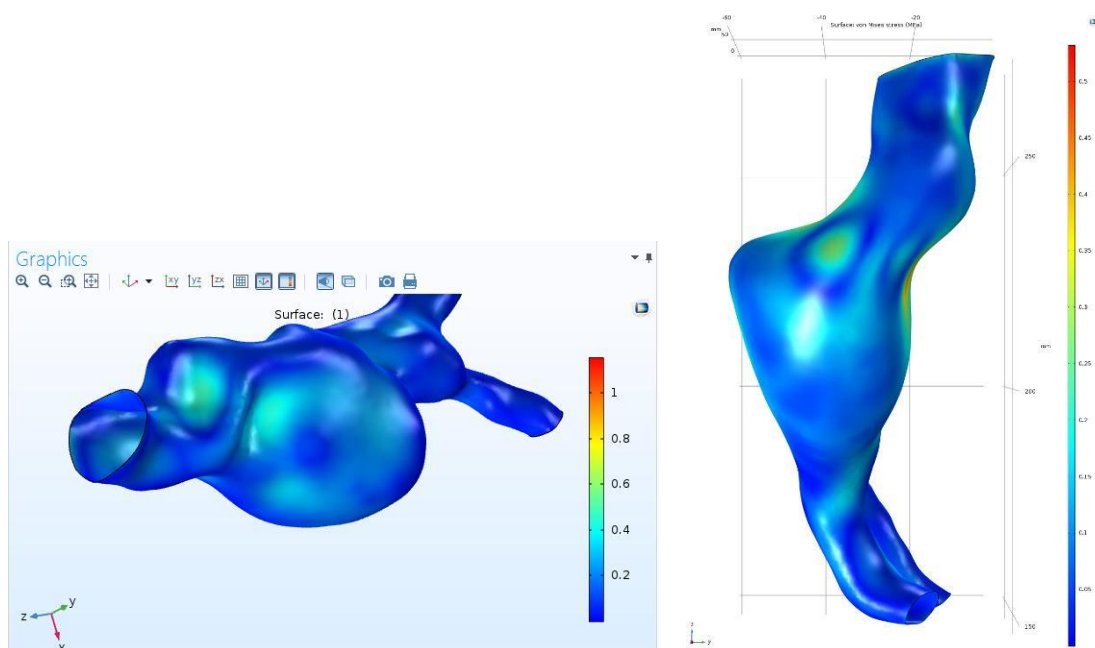


ΕΙΚΟΝΑ 5-37: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



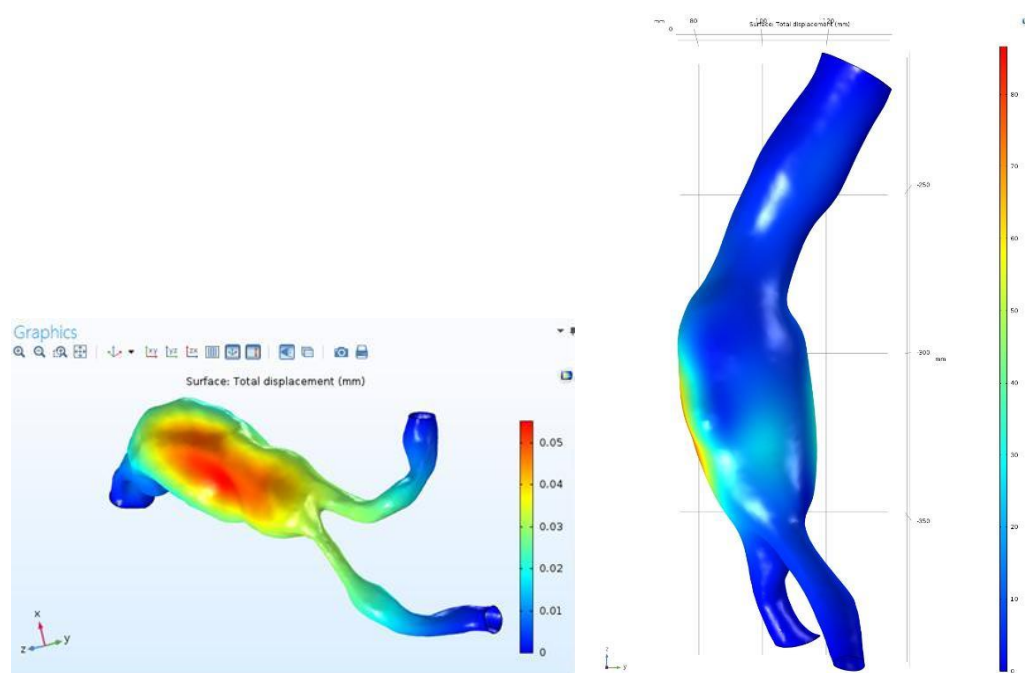
ΕΙΚΟΝΑ 5-38: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



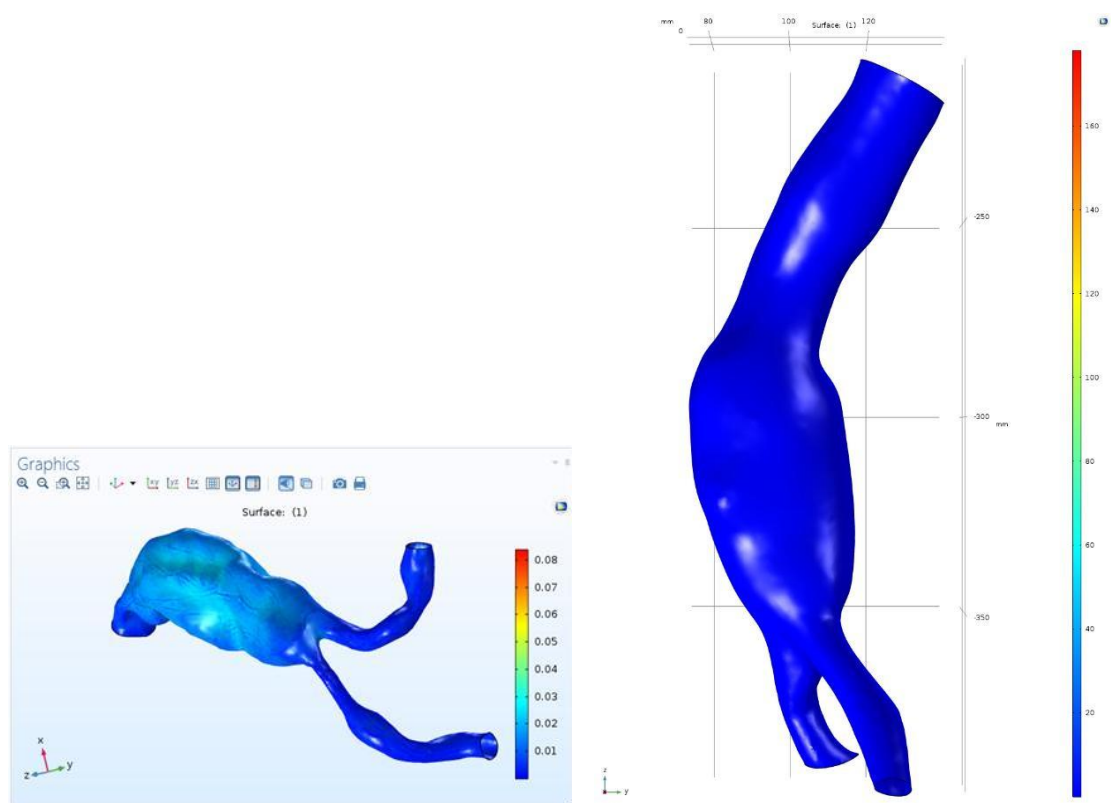


ΕΙΚΟΝΑ 5-39: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

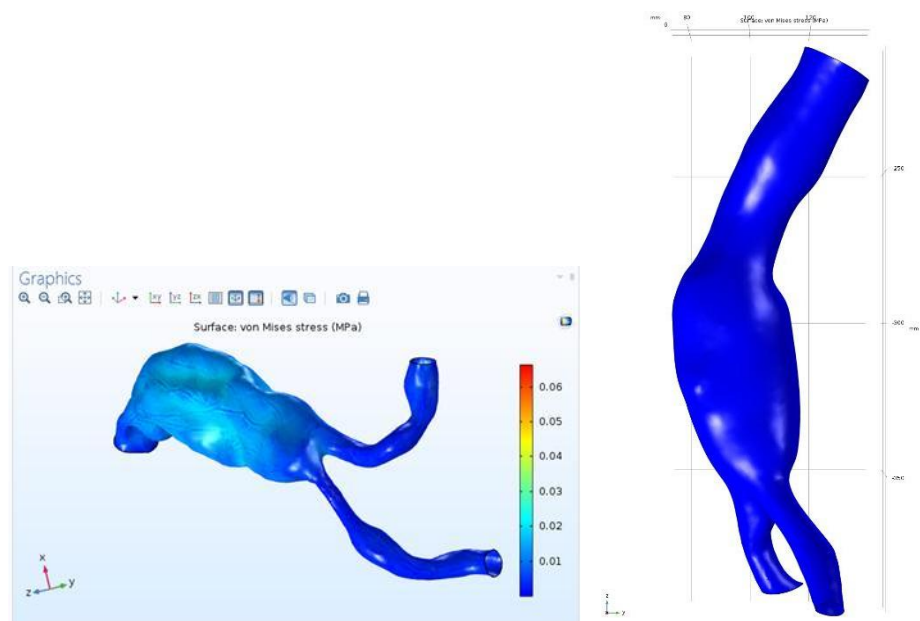
Μοντέλο t1p18



ΕΙΚΟΝΑ 5-40: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



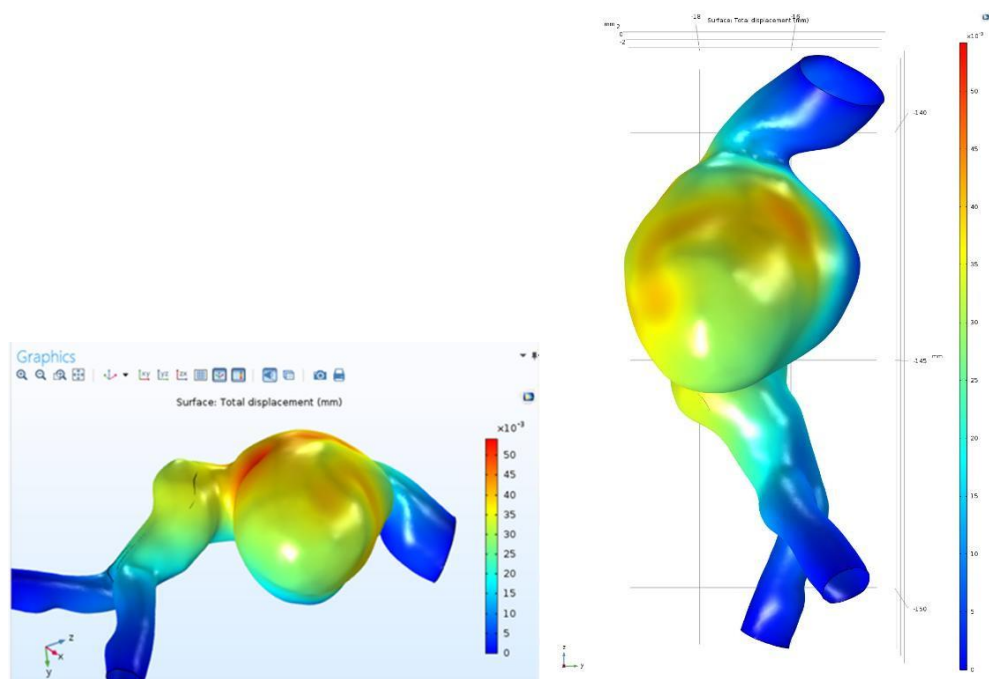
ΕΙΚΟΝΑ 5-41: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



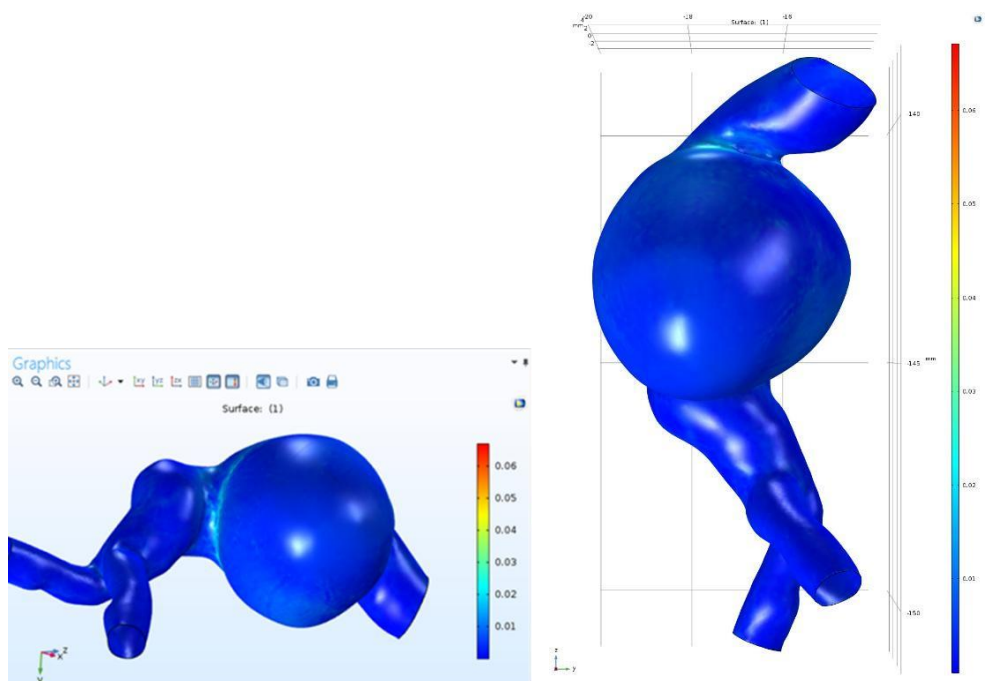
ΕΙΚΟΝΑ 5-42: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ



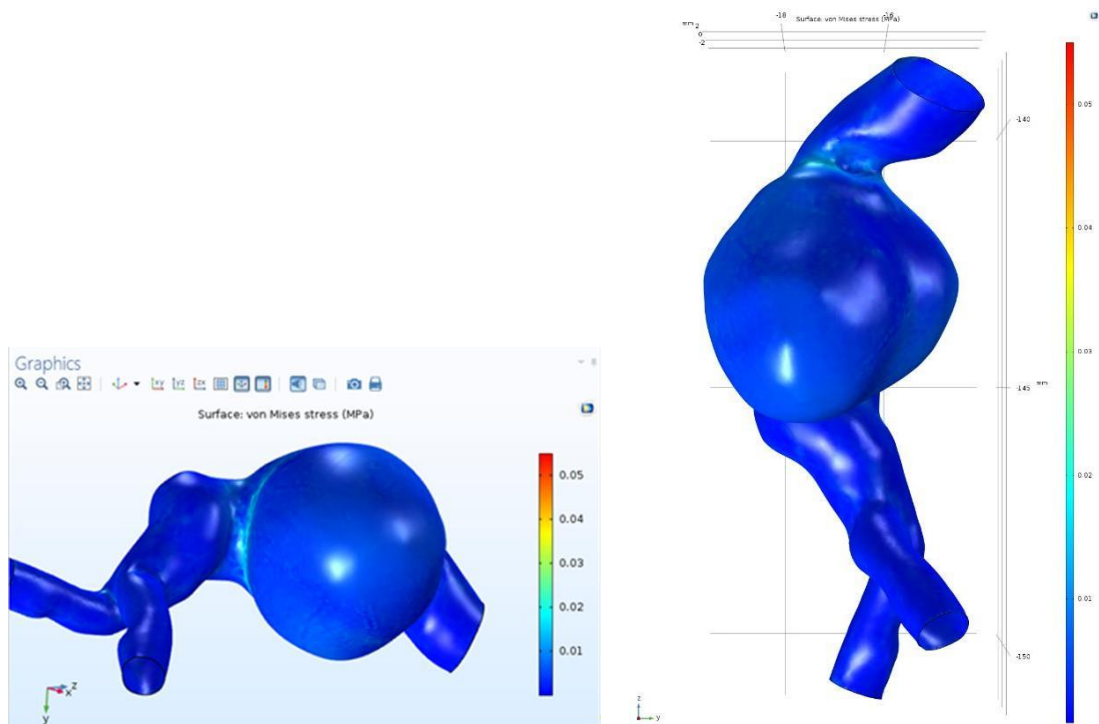
## Μοντέλο t1p20



ΕΙΚΟΝΑ 5-43: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

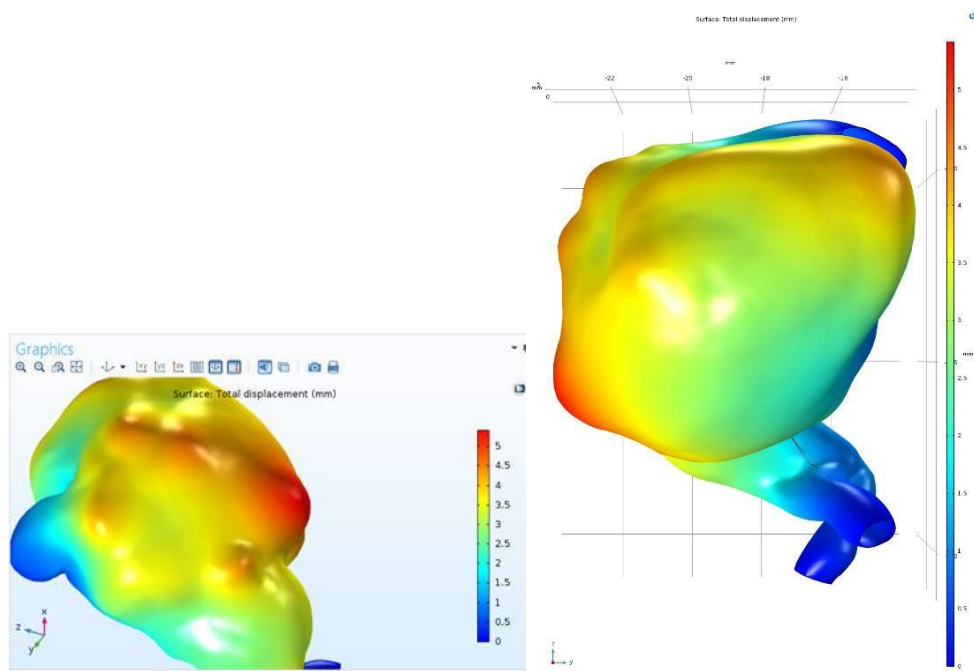


ΕΙΚΟΝΑ 5-44: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

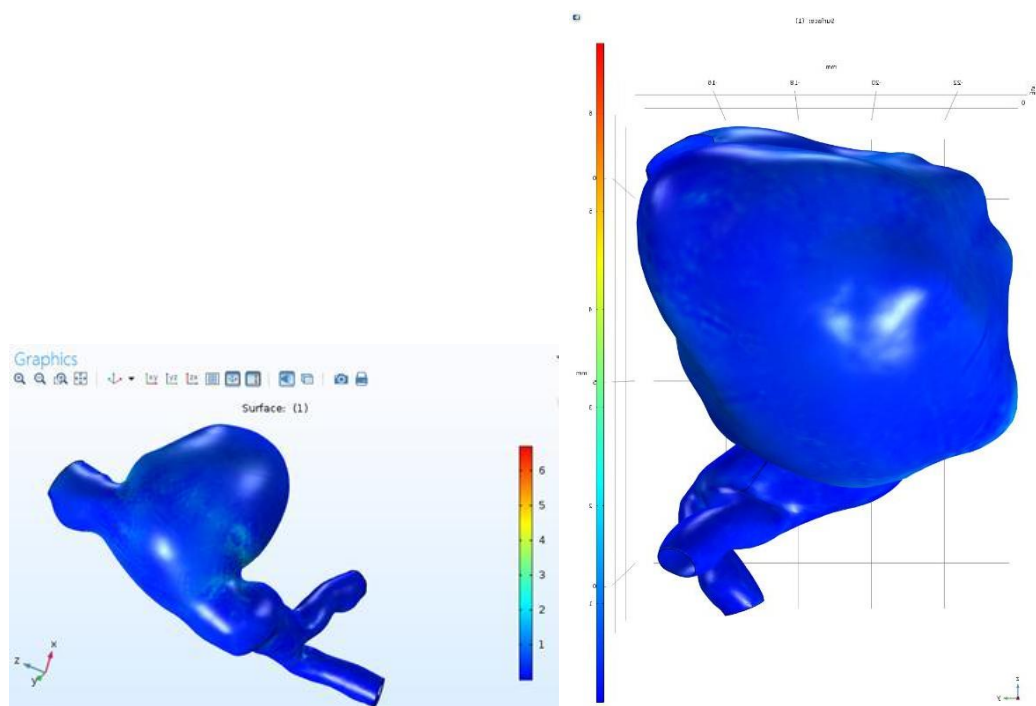


ΕΙΚΟΝΑ 5-45: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

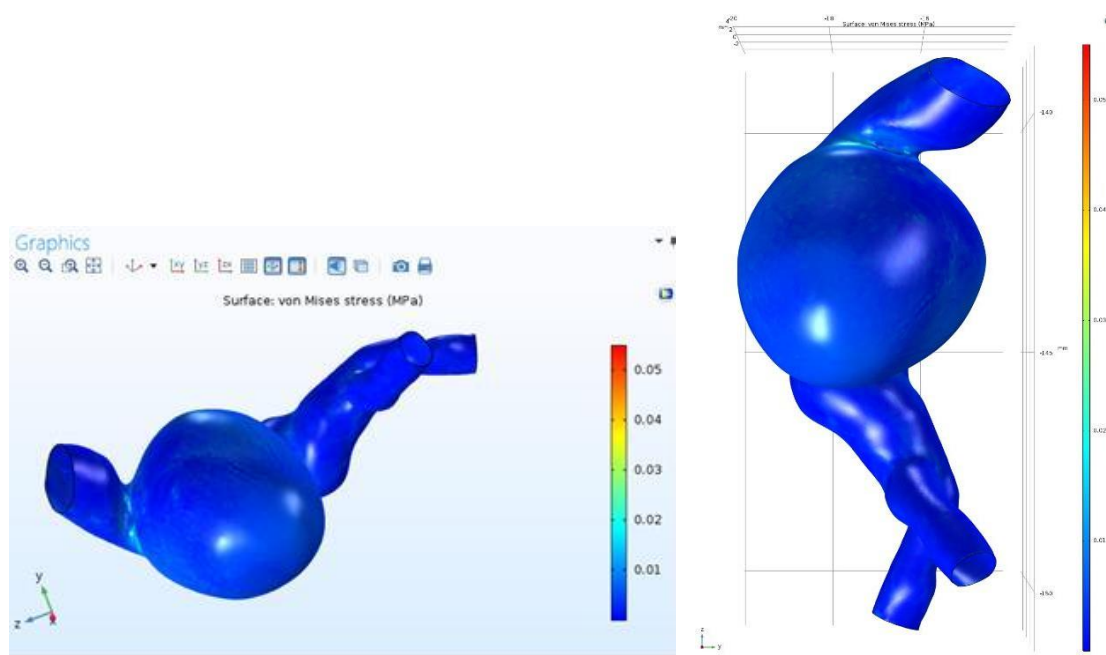
**Μοντέλο t1p20x**



ΕΙΚΟΝΑ 5-46: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

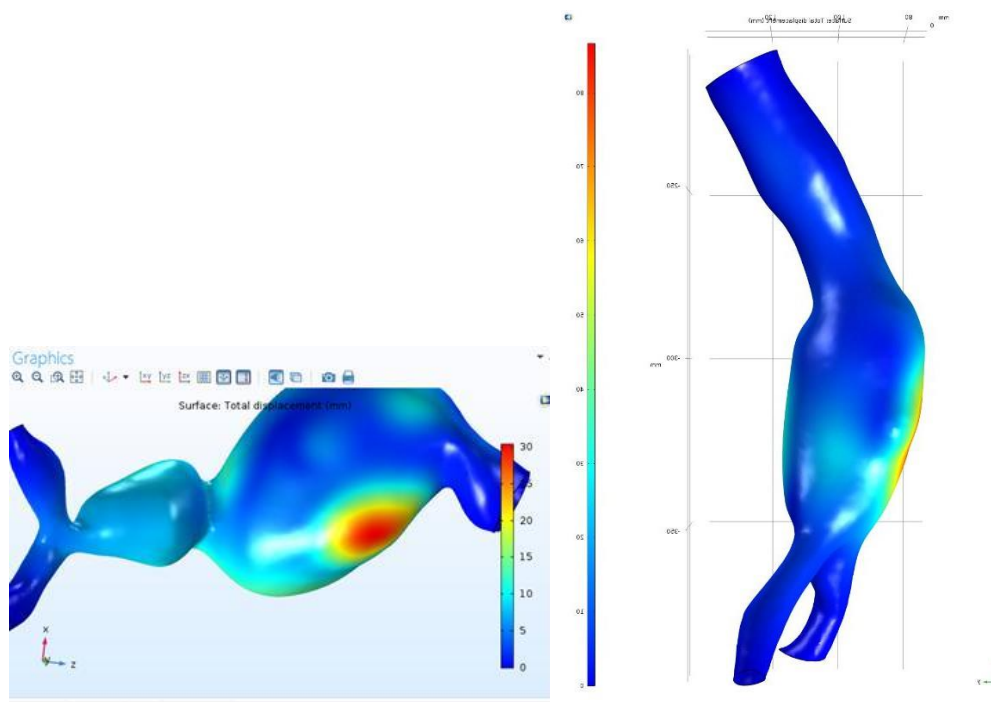


ΕΙΚΟΝΑ 5-47: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

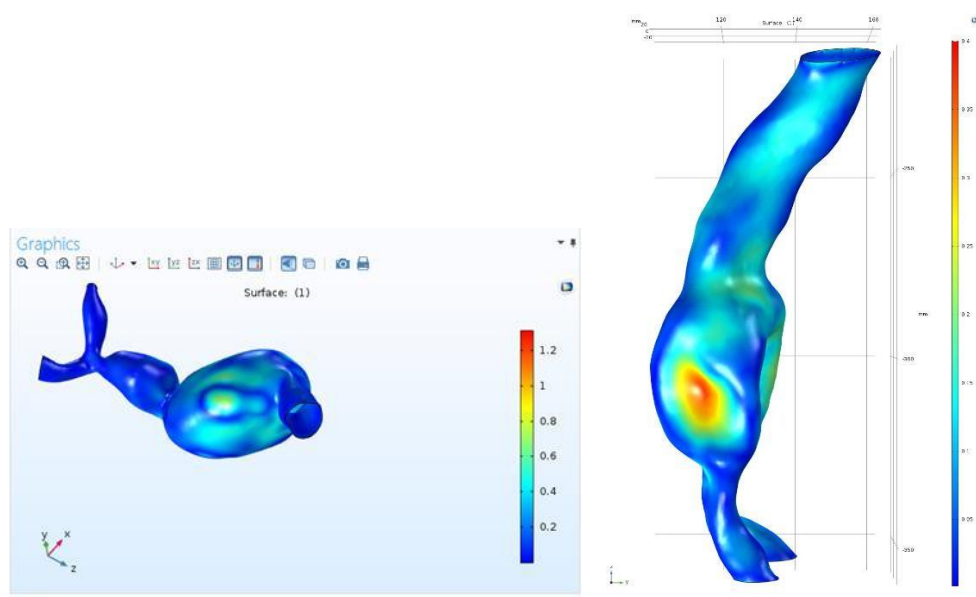


ΕΙΚΟΝΑ 5-48: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

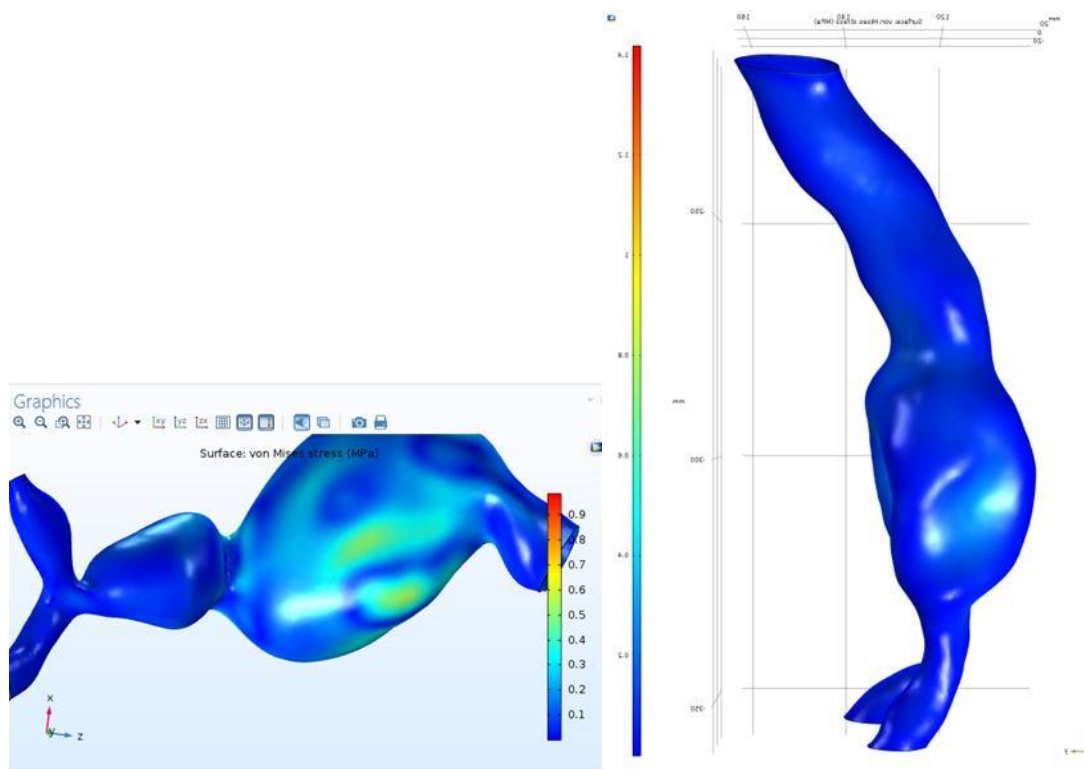
## Μοντέλο t2p2



ΕΙΚΟΝΑ 5-49: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

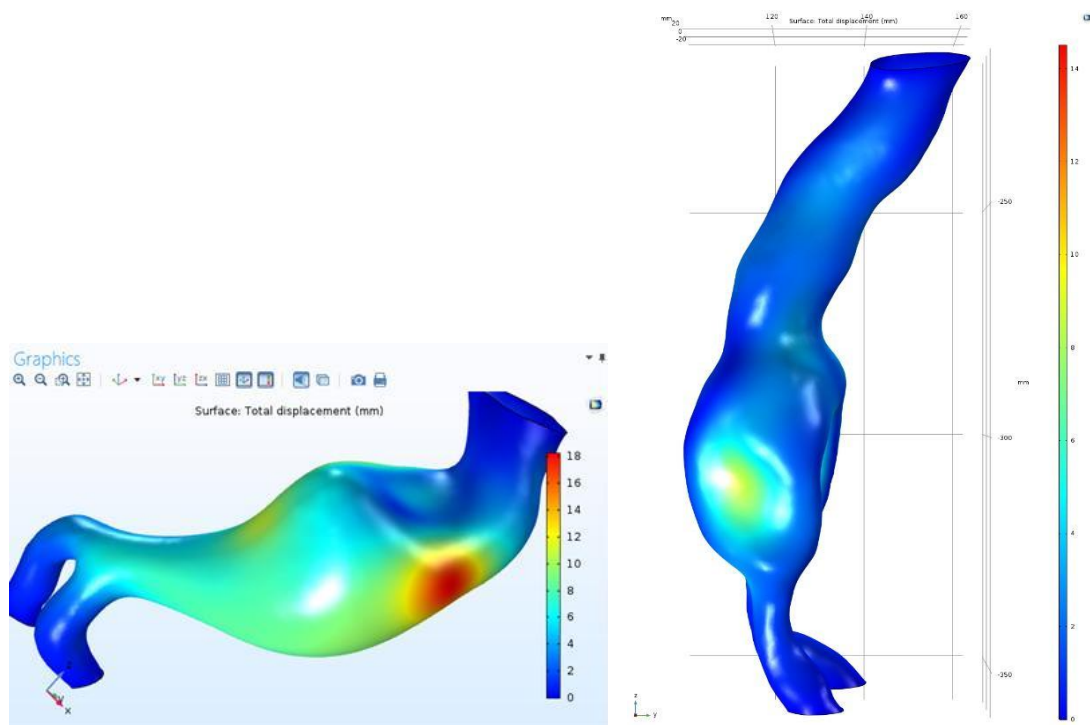


ΕΙΚΟΝΑ 5-50: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

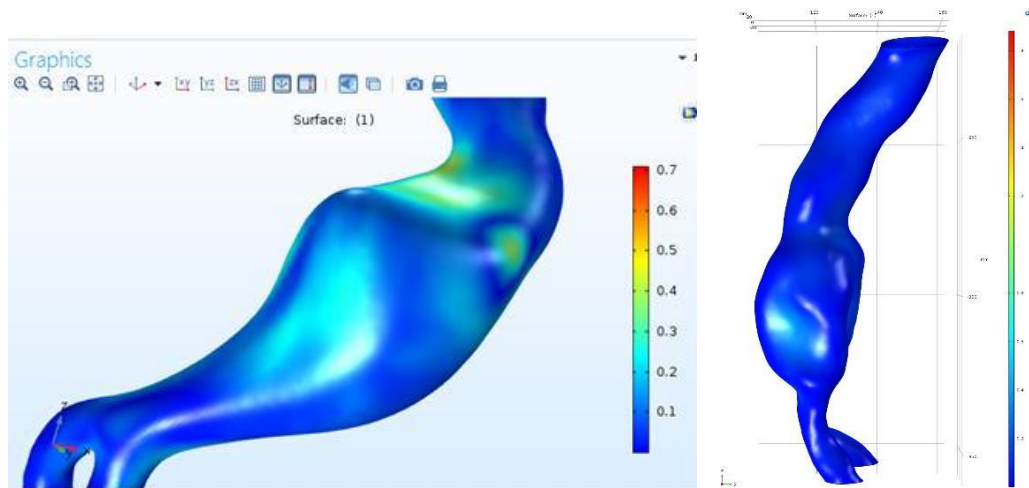


ΕΙΚΟΝΑ 5-51: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

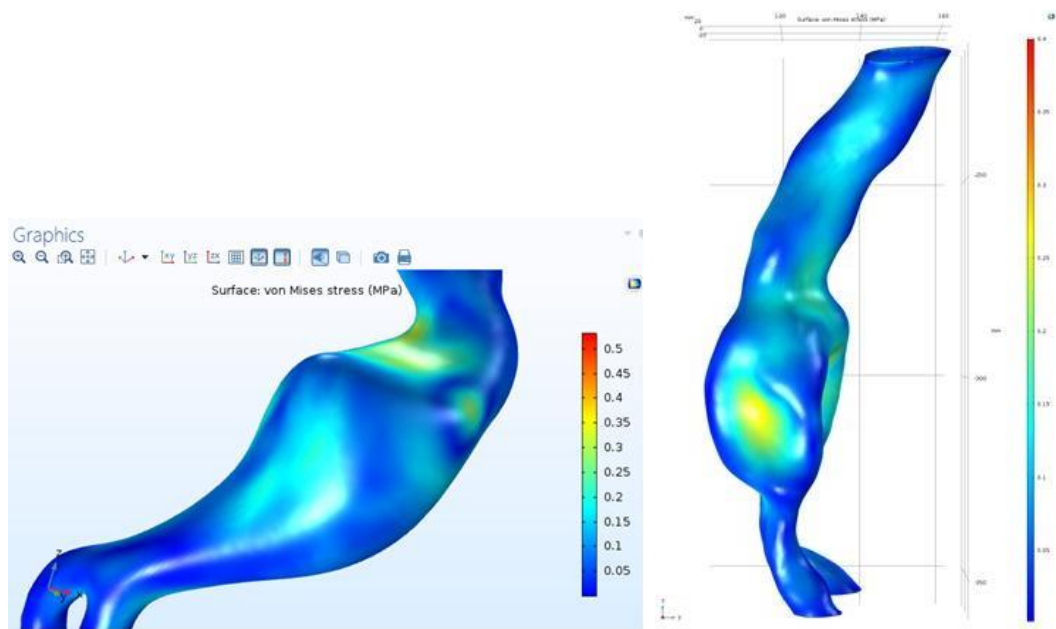
Μοντέλο t2p3



ΕΙΚΟΝΑ 5-52: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



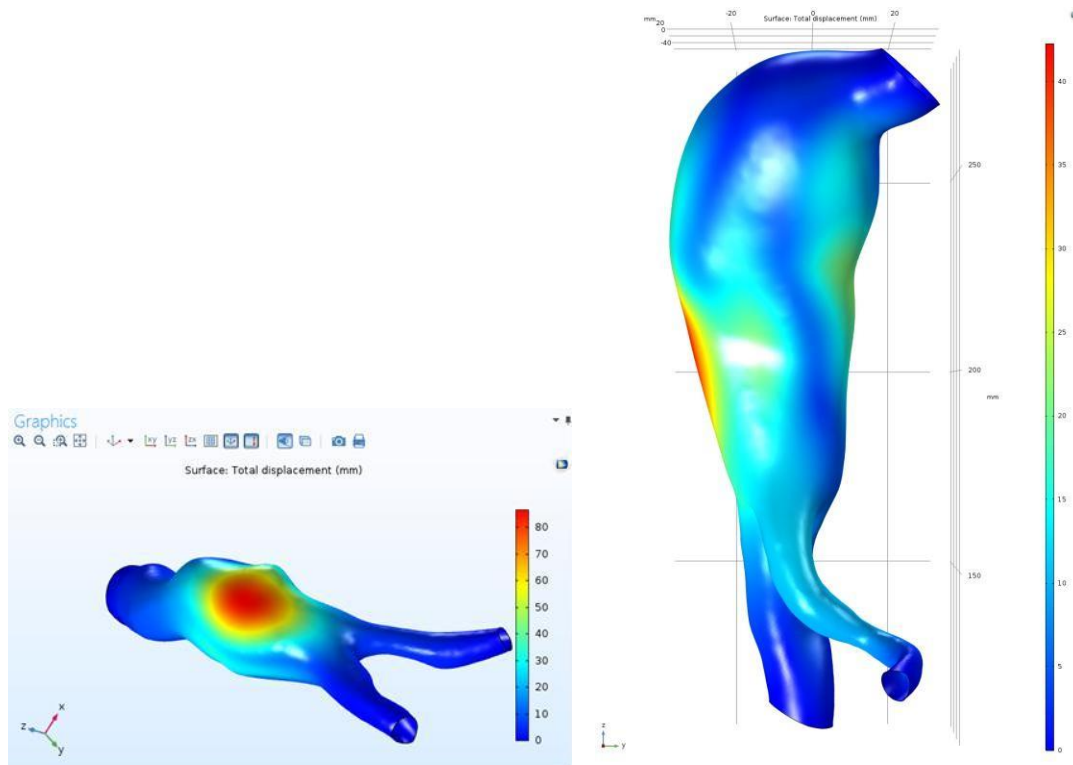
ΕΙΚΟΝΑ 5-53: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



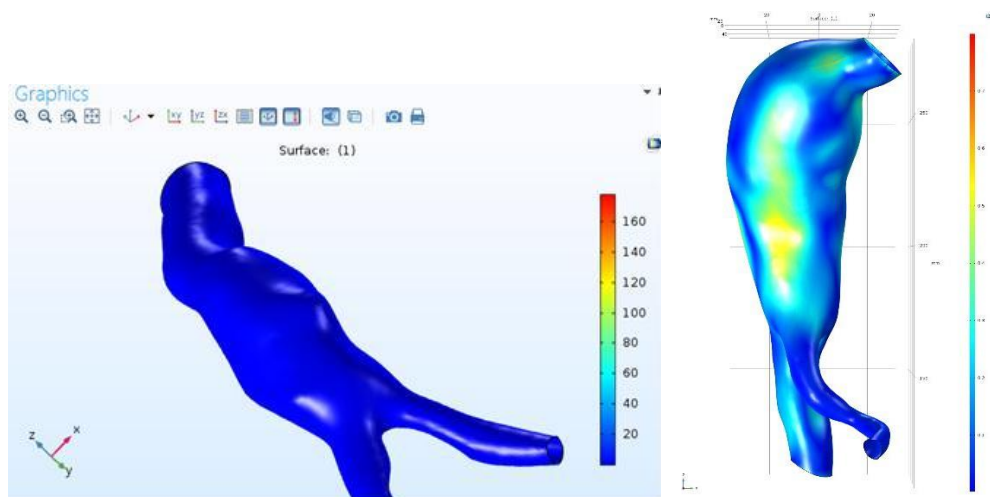
ΕΙΚΟΝΑ 5-54: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ



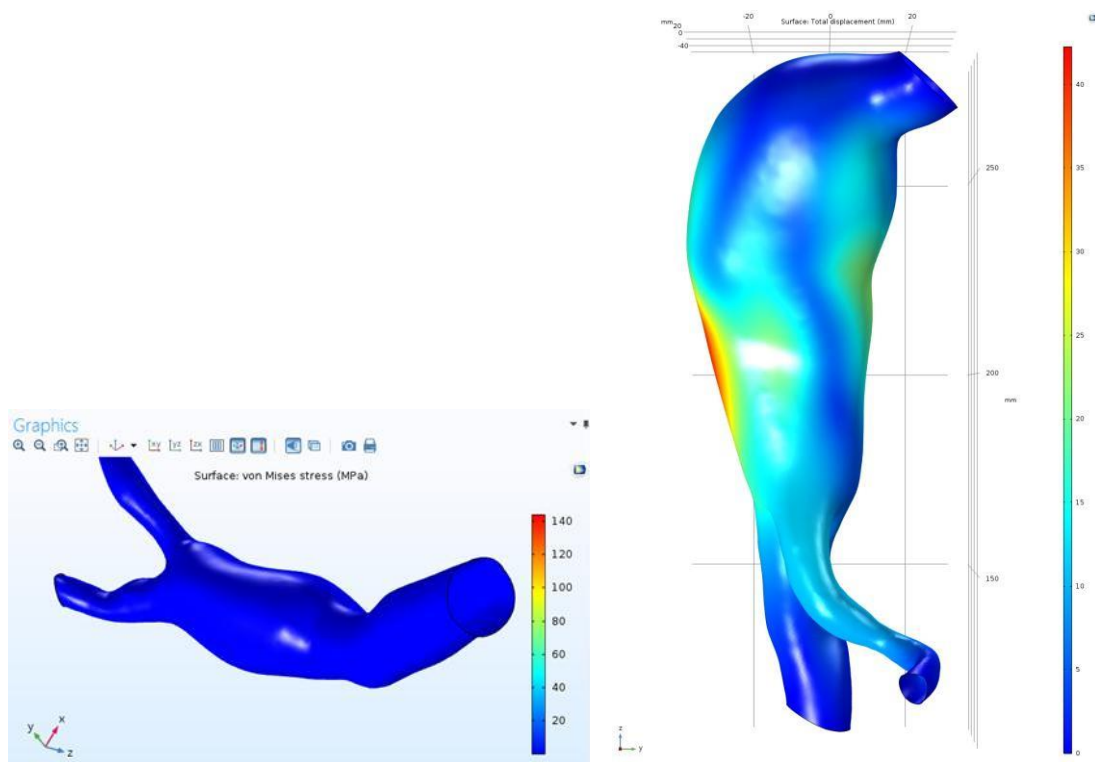
## Μοντέλο t2p4



ΕΙΚΟΝΑ 5-55: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

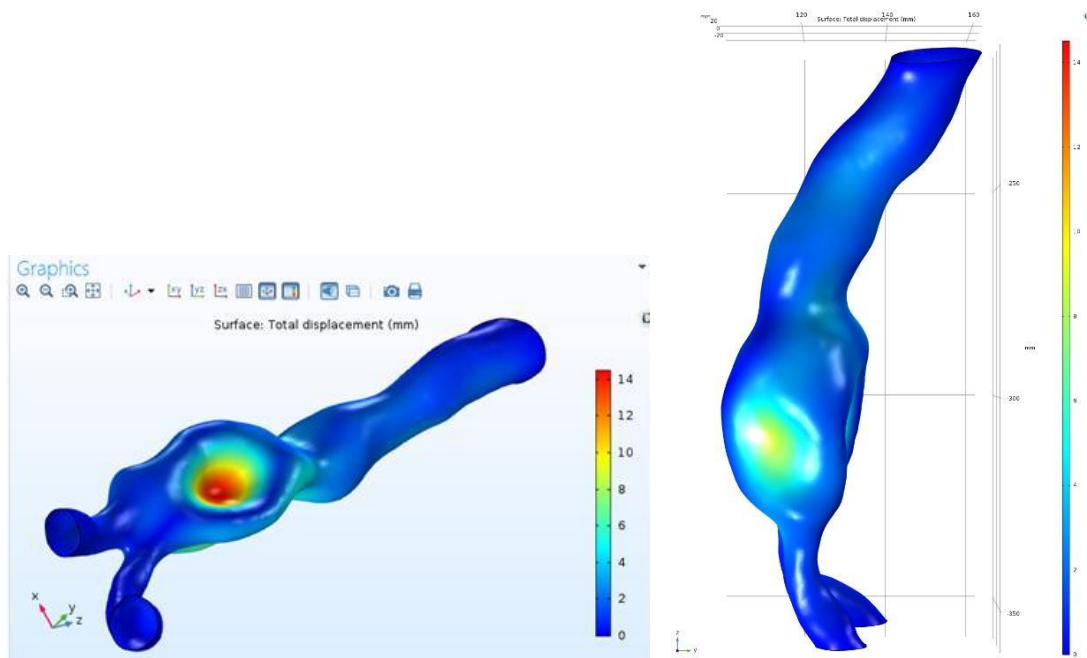


ΕΙΚΟΝΑ 5-56: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ



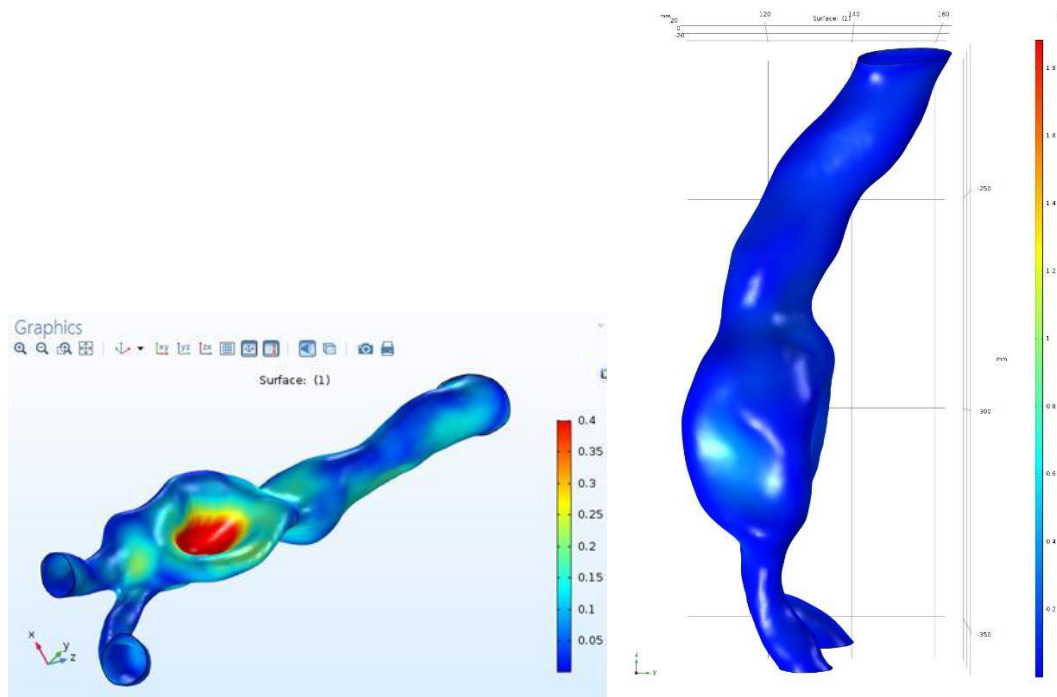
ΕΙΚΟΝΑ 5-57: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

Μοντέλο t2p13

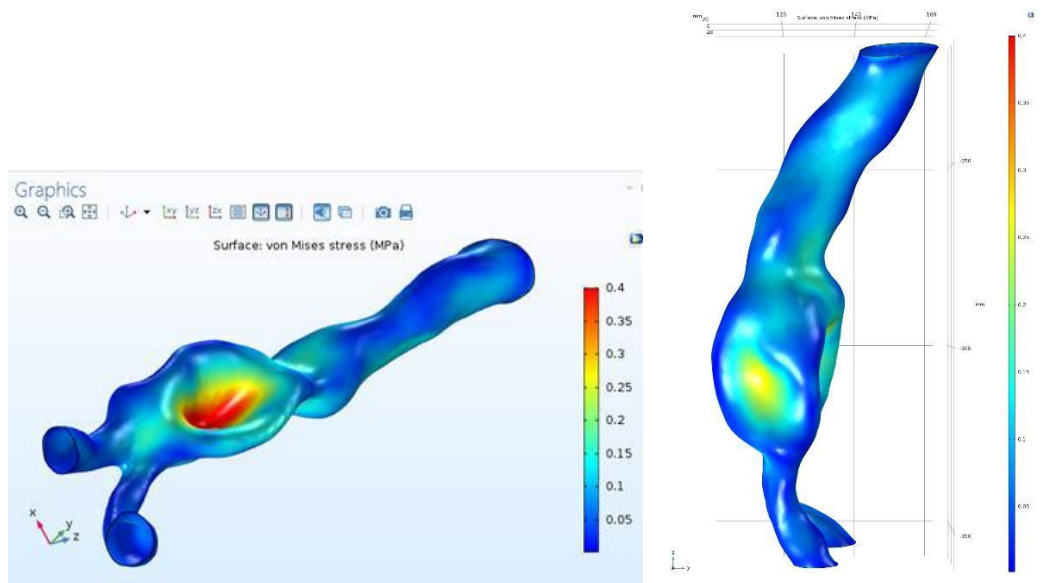


ΕΙΚΟΝΑ 5-58: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



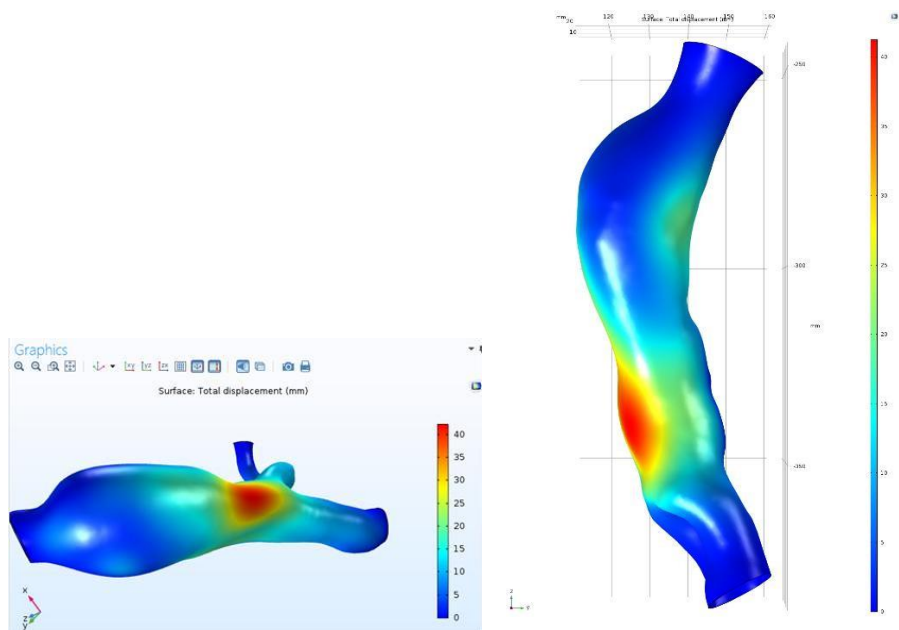


ΕΙΚΟΝΑ 5-59: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

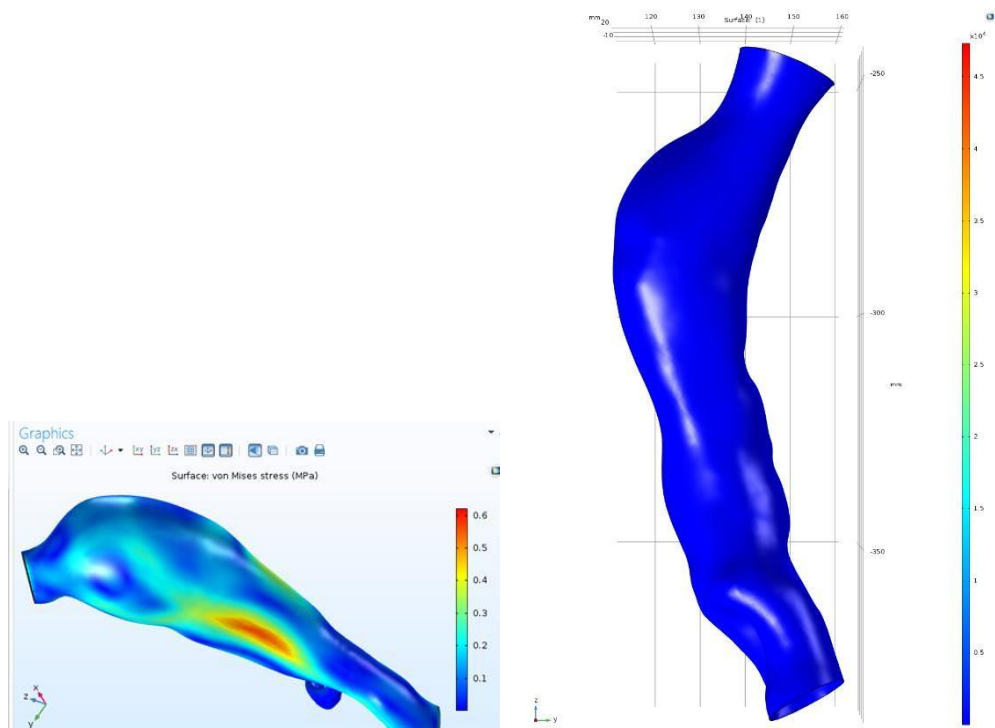


ΕΙΚΟΝΑ 5-60: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

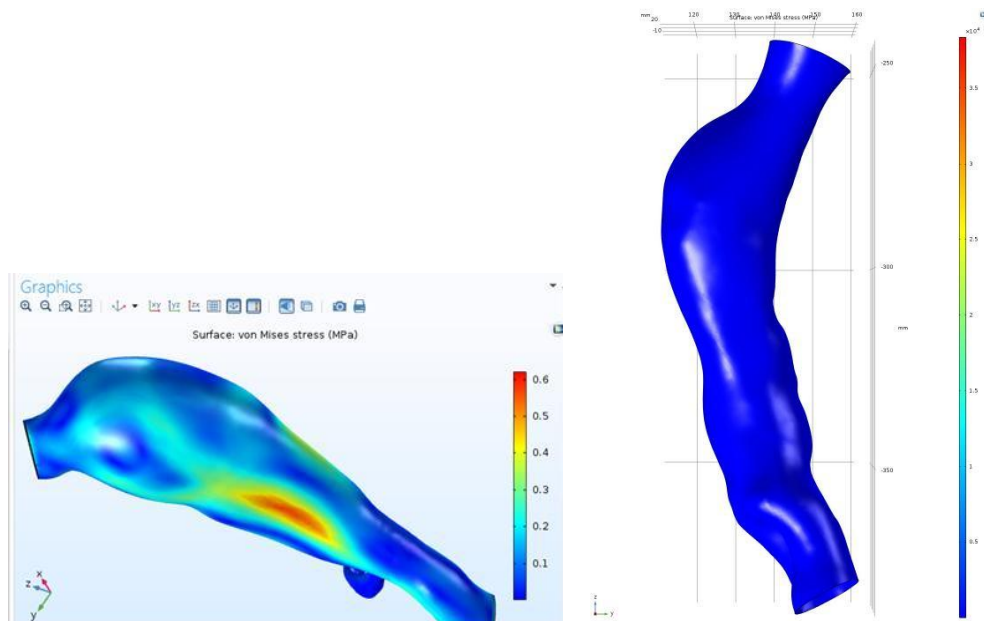
## Μοντέλο t2p15



ΕΙΚΟΝΑ 5-61: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

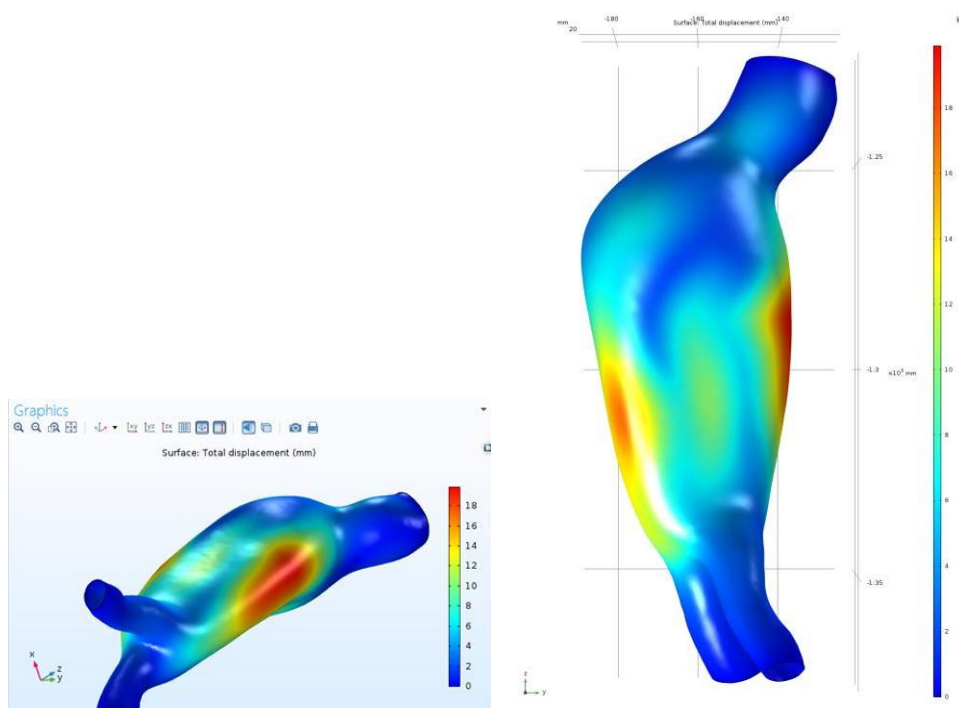


ΕΙΚΟΝΑ 5-62: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

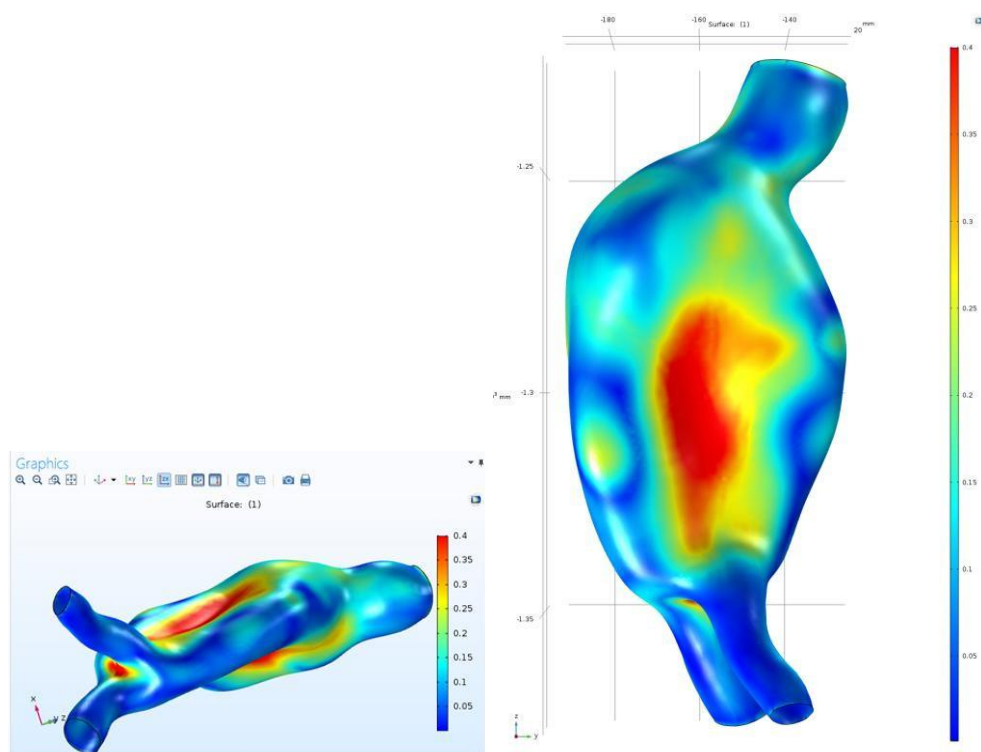


ΕΙΚΟΝΑ 5-63: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΣΕΩΝ VON MISES ΑΠΟ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΠΤΙΚΕΣ ΓΩΝΙΕΣ

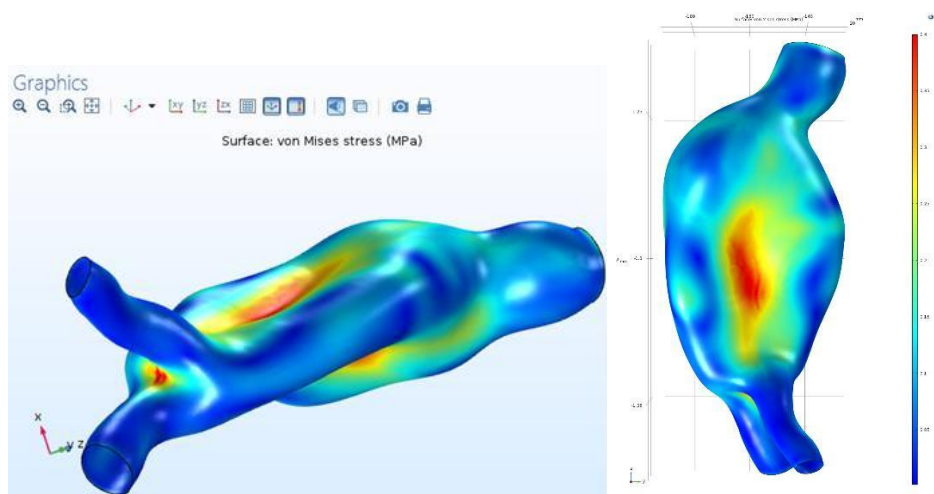
Μοντέλο t2p17



Εικόνα 79: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης



ΕΙΚΟΝΑ 5-64: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ



ΕΙΚΟΝΑ 5-65: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΥΣΑΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

## Συγκεντρωτικά αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα των υπολογισμών παρουσιάζονται συγκεντρωτικά στον παρακάτω πίνακα.

Model No.	Model Name	Maximum Von Mises Stress (MPa)	Maximum Deviatoric Strain	Maximum Deformation (mm)	Average Deformation (mm)	Average Von Mises Stress (MPa)	Average Deviatoric Strain
1	T1-P2	4.8301	5.56681	14.89579	3.1528	0.088591	0.10325
2	T1-P4	1.306	1.72577	150.93989	19.49	0.21986	0.26302
3	T1-P5	0.7981	1.067313482	8.542052943	2.5334	0.083476	0.099793
4	T1-P6	0.70124897	0.89131	26.33094	5.3509	0.12812	0.14883
5	T1-P8	3.124136337	4.140778532	56.1240252	10.8	0.17032	0.21583
6	T1-P9	0.03526	0.04638	0.06096	0.022752	0.011696	0.014217
6x	T1-P9x	0.03526	4.63822	6.09622	2.2752	0.011696	1.4217
7	T1-P10	38378	47349	41.25429	8.3943	0.14503	0.17919
8	T1-P11	0.056064629	0.075313341	0.031164281	0.01494	0.0090603	0.011029
9	T1-P12	0.116255383	0.125332051	0.05537435	0.027845	0.01093	0.013888
9x	T1-P12x	0.11626	12.53321	5.53744	2.7845	0.01093	1.3888
10	T1-P14	0.05222	0.04774	0.05072	0.013626	0.0086622	0.010474
11	T1-P16	0.83935	1.15536	18.90062	5.4522	0.12902	0.14661
12	T1-P18	0.06641	0.08391	0.0552	0.023203	0.010687	0.012952
13	T1-P20	0.05501	0.06715	0.0542	0.022074	0.0039535	0.0044306
13x	T1-P20x	0.05501	6.71515	5.42031	2.2074	0.0039535	0.44306
14	T2-P2	0.9866	1.31472	30.42808	8.3669	0.13634	0.16403
15	T2-P3	0.53235	0.71048	18.2786	5.5583	0.092103	0.11226
16	T2-P4	144.3224	178.05785	86.701	12.818	0.18186	0.22968
17	T2-P13	1.41896	1.88246	14.51338	2.4159	0.089523	0.10436
18	T2-P15	0.62171	0.79977	42.27015	9.8047	0.13408	0.16596
19	T2-P17	4.04099	4.98557	19.90847	5.3856	0.10844	0.13355

ΕΙΚΟΝΑ 5-66: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ

Από τα παραπάνω αποτελέσματα, σημασία έχουν οι μέσες τιμές των παραμέτρων. Αυτό γιατί οι μέγιστες τιμές μπορεί να είναι ανακριβείς μιας και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων δίνει προσεγγιστικές λύσεις και εξαρτάται από τα στοιχεία γεωμετρίας που έχουμε κάνει την διακριτοποίηση της αρτηρίας.

Από τα μοντέλα των αρτηριών που προσομοιώσαμε στο COMSOL, τα T1-P9, T1-P12 και T1-P20 φαίνεται ότι παρουσιάζουν χαμηλότερες παραμορφώσεις σε σχέση με τα υπόλοιπα. Αυτό πιθανώς να σημαίνει μια δομική σταθερότητα υπό τα εφαρμοζόμενα φορτία.



Η μικρότερη παραμόρφωση που παρατηρείται σε αυτά τα μοντέλα έναντι των υπολοίπων, υποδηλώνει πιθανές περιπτώσεις στις οποίες τα τοιχώματα των φλεβών επηρεάζονται περισσότερο από παράγοντες όπως ο θρόμβος ή η ακανόνιστη γεωμετρία. Για την διακρίβωση αυτής της υπόθεσης, οι T1-P9, T1-P12 και T1-P20 προσομοιώθηκαν εκ νέου υποθέτοντας ότι ο θρόμβος δεν υπήρχε πλέον. Τα εκ νέου μοντέλα σημειώνονται ως T1-P9x, T1-P12x και T1-P20x.

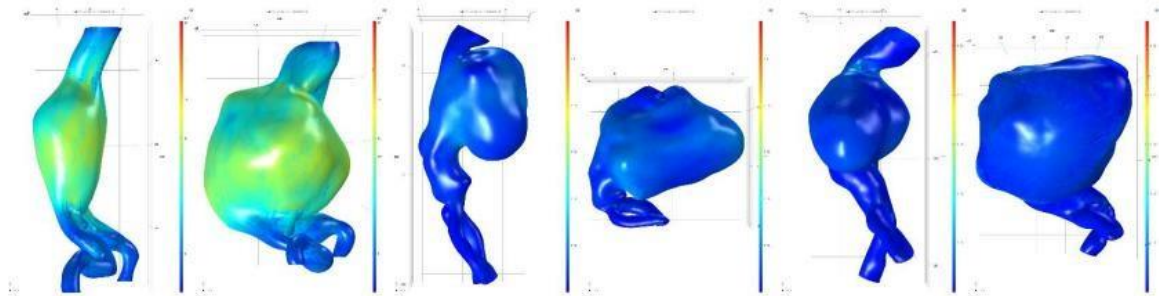
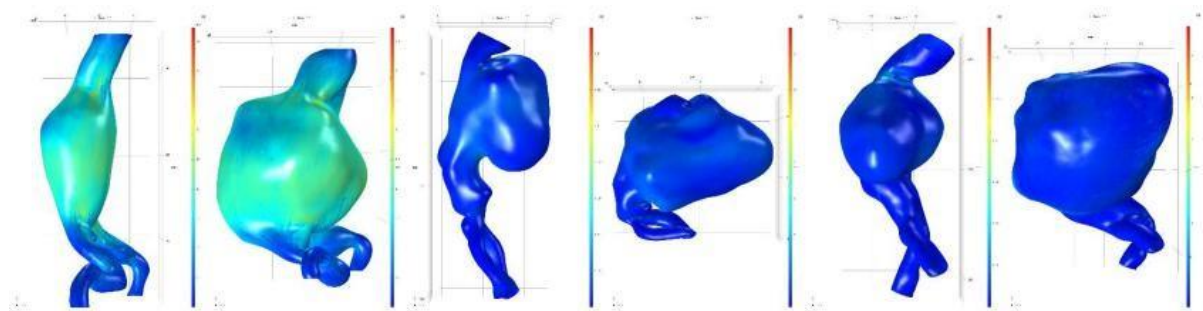


Figure 1: Von Mises Stress Contours

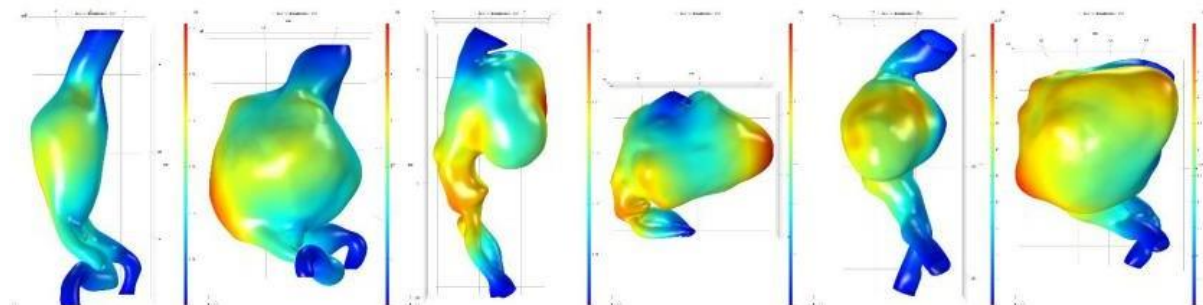
#### ΕΙΚΟΝΑ 5-67: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΤΑΣΕΩΝ VON -MISES

Οι μέγιστες τάσεις κατά Von Mises είναι 0.03526 MPa για το T1-P9, 0.11625 MPa for T1-P12 και 0.05501 MPa για το T1-P20 αντίστοιχα.



#### ΕΙΚΟΝΑ 5-68: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΩΝ

Οι μέγιστες παραμορφώσεις είναι 0.04638 για το T1-P9, ενώ για το ίδιο μοντέλο χωρίς θρόμβο 4.63822. Παρόμοια αποτελέσματα, μπορεί να βρεθούν και για τα μοντέλα T1-P12 και T1-P20.



#### ΕΙΚΟΝΑ 5-69: ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ

Οι μέγιστες μετατοπίσεις, δείχνουν παρόμοια αποτελέσματα με τις παραμορφώσεις, όπως μπορούμε να δούμε από την εικόνα 3 και τον πίνακα 1.

Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η παρουσία θρόμβου επηρεάζει σημαντικά την παραμόρφωση και την κατανομή της παραμόρφωσης στα αρτηριακά τοιχώματα, ενώ για την τάση έχει πολύ μικρή επίδραση.

Συγκεκριμένα, οι φλέβες με θρόμβο παρουσίασαν μειωμένη παραμόρφωση καθώς ο θρόμβος, δρα ως πυκνότερο, σκληρότερο δομικό συστατικό που απορροφά και ανακατανέμει τις εφαρμοζόμενες τάσεις.

Αντίθετα, τα μοντέλα χωρίς θρόμβο εμφάνισαν σημαντικά υψηλότερες τιμές παραμόρφωσης καθώς στην κατανομή των τάσεων συνέισφεραν μόνο τα τοιχώματα των αρτηριών.

Για παράδειγμα, η μέγιστη παραμόρφωση, αυξήθηκε από 0,04638 σε μια αρτηρία που περιέχει θρόμβο, σε 4,63822 όταν αφαιρέθηκε ο θρόμβος, μια αρκετά σημαντική διαφορά.

## 5.2 Διερεύνηση περίπτωσης μελέτης I

Μια ενδιαφέρουσα επέκταση της μελέτης μας είναι και η διερεύνηση του τι αλλάζει στις τάσεις, στις παραμορφώσεις και τις αποκλίσεις εάν στην περιοχή που υπάρχει θρόμβος θεωρήσουμε άλλο υλικό. Στα μοντέλα που βρίσκουμε θρόμβο, γίνεται σύγκριση με ένα ίδιο αλλά με την παραδοχή ότι δεν υπάρχει θρόμβος. Αυτό που δεν έχει θρόμβο, είναι το ίδιο με την αρχική περίπτωση δηλαδή έχει ένα υλικό σε όλη την αρτηρία με το αρχικό μέτρο ελαστικότητας.

Για ευκολία των υπολογισμών, θα θεωρήσουμε ότι το υλικό που αλλάζουμε τοπικά, και το ονομάζουμε “Material 2” στο COMSOL, παραμένει γραμμικά ισότροπο ελαστικό με την αρχική υπόθεση, αλλά το μέτρο ελαστικότητας σε μια περιοχή κοντά στον θρόμβο είναι ίσο με 0.3 του αρχικού. Δηλαδή κάνουμε την θεώρηση ότι το υλικό είναι πυκνότερο, και πιο άκαμπτο τοπικά στην περιοχή του θρόμβου.

Έτσι, προσομοιώσαμε ξανά τα μοντέλα αρτηριών στο COMSOL, αυτή την φορά, παίρνοντας την καινούργια συνθήκη για τις αρτηρίες με θρόμβο. Η πίεση που εφαρμόζεται εσωτερικά στα τοιχώματα της αρτηρίας παραμένει ίδια με το αρχικό μοντέλο, ομοίως και το πάχος του τοιχώματος στα 20 kPa και 2.6mm αντίστοιχα.

Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν, παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα και δείχνουν αρκετά σημαντικές μεταβολές στις παραμορφώσεις του τοιχώματος και των μετατοπίσεων μεταξύ των μοντέλων, ενώ οι τάσεις δείχνουν ελάχιστη μεταβολή μεταξύ των δύο περιπτώσεων με και χωρίς θρόμβο. Για παράδειγμα, στο μοντέλο T1-P9, με θρόμβο η μέγιστη ισοδύναμη τάση κατά Von Mises ήταν 0.0388, ενώ χωρίς θρόμβο 0.0355.

Τα μοντέλα T1-P9, T1-P12, και T1-P20, βρέθηκε μετά τους υπολογισμούς στο COMSOL, ότι έχουν σχετικά χαμηλές τιμές παραμόρφωσης, σε συγκεκριμένες περιοχές τους σε σύγκριση με τα υπόλοιπα. Επίσης, οι υπολογισμοί έδειξαν ότι τα μοντέλα αυτά είχαν χαμηλές μέγιστες και μέσες στις παραμορφώσεις του τοιχώματος και άρα είχαν μια δομική σταθερότητα υπό την επίδραση της φόρτισης των 20 kPa. Άρα σε αυτά τα μοντέλα και λαμβάνοντας υπόψιν μελέτες του μηχανισμού του θρόμβου, ενδεχομένως υπάρχει θρόμβος.

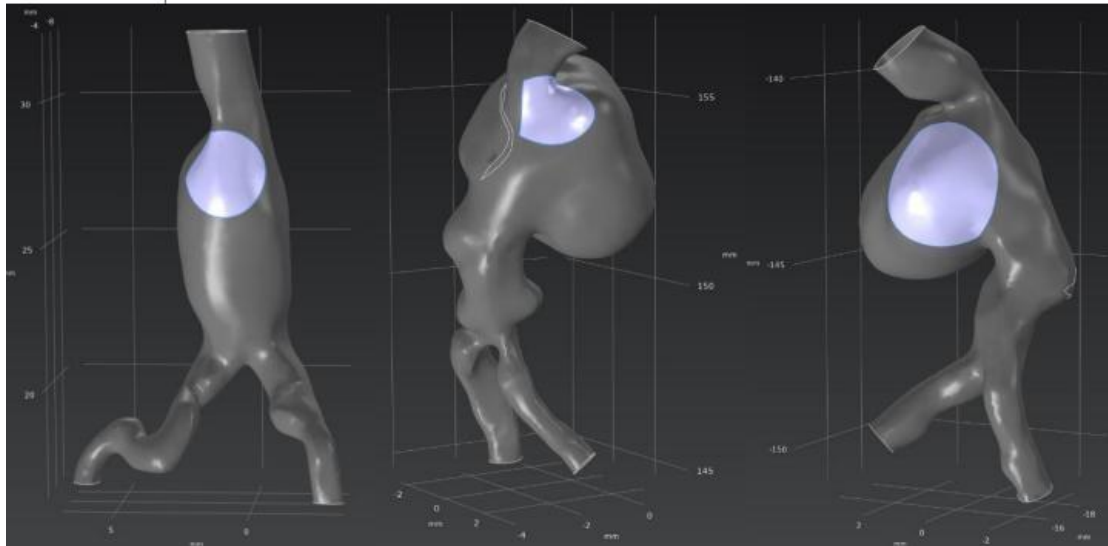
Η μελέτη έδειξε ότι η ισοδύναμη τάση ότι οι μέγιστες αποκλίνουσες παραμορφώσεις, ήταν 0.0472 για το μοντέλο T1-P9, ενώ για το ίδιο μοντέλο χωρίς θρόμβο, αυτό ήταν 0.0674. ομοίως παρόμοια συμπέρασμα προκύπτει και για τα μοντέλα T1-P12 και T1-P20. Αυτό, συμβαίνει γιατί, ο θρόμβος, μπορεί να προσομοιωθεί ως ένα πυκνότερο και άκαμπτο υλικό, που απορροφάει τα εφαρμοσμένα φορτία που ασκούνται στα τοιχώματα της αρτηρίας. Αυτό οδηγεί, όπως φαίνεται και στον παρακάτω πίνακα σε μικρότερες παραμορφώσεις και μετατοπίσεις στα τοιχώματα των αρτηριών με θρόμβο.

Model No.	Model Name	Maximum Von Mises Stress (MPa)	Maximum Deviatoric Strain	Maximum Deformation (mm)
1	T1-P2	4.8301	5.56681	14.89579
2	T1-P4	1.306	1.72577	150.93989
3	T1-P5	0.7981	1.067313482	8.542052943
4	T1-P6	0.70124897	0.89131	26.33094
5	T1-P8	3.124136337	4.140778532	56.1240252
6	T1-P9	0.0355	0.0472	0.0616
6x	T1-P9xx	0.0388	0.0674	0.0634
7	T1-P10	38378	47349	41.25429
8	T1-P11	0.056064629	0.075313341	0.031164281
9	T1-P12	0.0842	0.114	0.0561
9x	T1-P12xx	0.0865	0.117	0.0631
10	T1-P14	0.05222	0.04774	0.05072
11	T1-P16	0.83935	1.15536	18.90062
12	T1-P18	0.06641	0.08391	0.0552
13	T1-P20	0.0188	0.0249	0.0541
13x	T1-P20xx	0.0255	0.0453	0.0689
14	T2-P2	0.9866	1.31472	30.42808
15	T2-P3	0.53235	0.71048	18.2786
16	T2-P4	144.3224	178.05785	86.701
17	T2-P13	1.41896	1.88246	14.51338
18	T2-P15	0.62171	0.79977	42.27015
19	T2-P17	4.04099	4.98557	19.90847

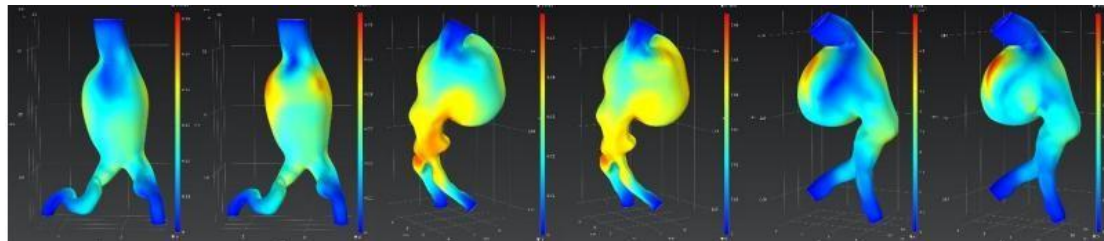
ΕΙΚΟΝΑ 5-70: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ

Στην εικόνα 20, αλλά και στην εικόνα 21, φαίνονται οι περιοχές με τον θρόμβο για τα μοντέλα T1-P9, T1-P12, και T1-P20 αντίστοιχα. Τις καταλαβαίνουμε από τις διαφορές στην γεωμετρία και τους διάφορους χρωματισμούς των ισοϋψών καμπυλών.





ΕΙΚΟΝΑ 5-71: ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΜΕ ΘΡΟΜΒΟ ΣΤΙΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΜΕ ΑΝΟΙΧΤΟ ΓΚΡΙ ΓΙΑ ΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ T1-P9, T1-P12, ΚΑΙ T1-P20 ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ



ΕΙΚΟΝΑ 5-72: ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΜΕ ΘΡΟΜΒΟ ΣΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ T1-P9, T1-P12, ΚΑΙ T1-P20 ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ. ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥΣ ΧΡΩΜΑΤΙΣΜΟΥΣ ΦΑΙΝΟΝΤΑΙ ΟΙ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΤΟΠΙΚΑ ΣΤΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ

## 5.2 Διερεύνηση περίπτωσης μελέτης II

Μια άλλη περίπτωση μελέτης που εξετάσαμε στα τρία μοντέλα που είναι πολύ πιθανό και με βάση τις γνώσεις μας από την βιβλιογραφία να περιέχουν θρόμβο, είναι και μια θεώρηση για μαλακότερο υλικό στην περιοχή του θρόμβου. Αυτό συνεπάγεται μεγαλύτερο μέτρο ελαστικότητας τοπικά.

Έτσι λοιπόν, θεωρήσαμε ότι το μέτρο ελαστικότητας του υλικού στην περιοχή του θρόμβου, θα είναι 20 τοις εκατό μεγαλύτερο από το αρχικό, δηλαδή 840 kPa.

Επίσης, κάνουμε την παραδοχή ότι ο θρόμβος και το τοίχωμα της αρτηρίας αντιμετωπίζονται σαν ένα υλικό με μεγαλύτερο πάχος. Άρα το πάχος σε αυτή την περίπτωση θα το θεωρήσω 4mm.

Στην εικόνα 22 φαίνεται η αλλαγή των παραμέτρων στο πρόγραμμα του COMSOL. Όπως μπορούμε να δούμε στο κελί thick καταχωρούμε το καινούγιο πάχος του υλικού δηλαδή τα 4mm και στο multip το ποσοστό που αυξάνεται το μέτρο ελαστικότητας δηλαδή 1.2.

Name	Expression	Value
y_mod	7e5[Pa]	7E5 Pa
ps_rt	0.45	0.45
den	1095[kg/m^3]	1095 kg/m <sup>3</sup>
pres	20[kPa]	20000 Pa
thick	4[mm]	0.004 m
multip	12e-1	1.2

ΕΙΚΟΝΑ 5-73: ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΠΟΙΗΣΗ ΣΤΟ COMSOL ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΜΕΛΕΤΗΣ II

Τα αποτελέσματα για τα μοντέλα T1-P9, T1-P12, και T1-P20, φαίνονται στον παρακάτω πίνακα.

	Max Von-Mises stress (MPa)	Deviatoric strain (Max)	Max Deformation (mm)
T1-P9	0.0273	0.0363	0.031
T1-P12	0.0513	0.07	0.0414
T1-P20	0.0135	0.0169	0.0327

ΕΙΚΟΝΑ 5-74: ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΣΤΟ COMSOL ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΠΙΝΑΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΑΙΝΟΥΡΓΙΑ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΜΕΛΕΤΗΣ

Όπως μπορούμε να δούμε και συγκρίνοντάς τα με τα αντίστοιχα προηγούμενα αποτελέσματα για την μελέτη με ένα υλικό αλλά και με διαφορετικό στην περιοχή του θρόμβου, οι μέγιστες αποκλίνοσες παραμορφώσεις και οι αντίστοιχες μετατοπίσεις είναι αρκετά μικρές. Επίσης και οι τάσεις φαίνεται να κατανέμονται καλύτερα σε αυτή την περίπτωση.

Άρα, από τα αποτελέσματα διαπιστώνουμε ότι ο θρόμβος ανακουφίζει τα τοπικά πεδία των παραμορφώσεων και των τάσεων στην περιοχή του θρόμβου. Η επίδραση της αύξησης του πάχους του τοιχώματος της αρτηρίας συνεισφέρει αρκετά σε αυτό.

## Κεφάλαιο 6<sup>ο</sup>: Συμπεράσματα

Αρχικά, θα πρέπει να γίνουν υπολογισμοί σε περισσότερες περιπτώσεις αρτηριών με ανεύρυσμα και θρόμβο, για να διαπιστωθεί κατά πόσο η θεώρηση του γραμμικού ελαστικού υλικού προσεγγίζει με καλή ακρίβεια την πραγματική αρτηρία.

Το λογισμικό του COMSOL όπως και κάθε άλλο λογισμικό ανάλυσης με τη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων, παρέχει μια επίλυση του προβλήματος συνοριακών και αρχικών τιμών της εντατικής κατάστασης των τοιχωμάτων μιας γραμμικά ισότροπης ελαστικής αρτηρίας, αν εξαιρεθούν σημειακές αιχμές λόγω ανεπαρκούς διακριτοποίησης ή άλλων προβλημάτων στο μοντέλο.

Ωστόσο, από ότι φαίνεται και στα αγγεία που μελετήθηκαν, κριτήριο για το οποίο το πρόγραμμα έδειξε θρόμβο ήταν κατά κύριο λόγο η αλλαγή γεωμετρίας των διακριτών πεπερασμένων στοιχείων που χωρίσαμε το τμήμα της αρτηρίας. Άρα καμπυλότητα των ανευρυσματικών αορτών επηρεάζει τον σχηματισμό θρόμβου.

Επίσης, κρίνεται σκόπιμη η περεταίρω διερεύνηση της συμπεριφοράς των αρτηριών με συνθήκες μη μόνιμης ροής του αίματος καθώς τα παραπάνω αποτελέσματα προέκυψαν από την εφαρμογή σταθερής πίεσης στα τοιχώματα αρτηρίας (στατικό πρόβλημα τοιχώματος).

Ακόμη, ο προσδιορισμός των ελάχιστων ταχυτήτων του αίματος στις αρτηρίες που μπορεί να οδηγήσει σε θρόμβο, και η ταχύτητα εξέλιξης του φαινομένου εφόσον συμβεί είναι αρκετά χρήσιμο να προσδιοριστούν. Αυτή η μελέτη θα πρέπει να περιλαμβάνει εκτός από μεγαλύτερο δείγμα ασθενών, και τύπους αγγείων από διαφορετικούς ιστούς ώστε να διαπιστώσουμε πως δημιουργείται η αρτηριακή θρόμβωση στο κάθε όργανο και τι προληπτικά μέτρα μπορούν να λάβουν οι ομάδες πληθυσμού με προδιάθεση στην πάθηση.

## Αναφορές

1. Ashorobi, D., Ameer, M. A., C Fernandez, R. (2024). \*Thrombosis\*. StatPearls Publishing.
2. Janela, J., Moura, A., C Sequeira, A. (2010). A 3D non-Newtonian fluid-structure interaction model for blood flow in arteries. \*Journal of Computational and Applied Mathematics\*, 234\*(9), 2783-2791.
3. Lippi, G., Franchini, M., C Targher, G. (2011). Arterial thrombus formation in cardiovascular disease. \*Nature Reviews Cardiology\*, 8\*(9), 502-512.
4. Mackman, N. (2008). Triggers, targets and treatments for thrombosis. \*Nature\*, 451\*(7181), 914-918.
5. NHS. (n.d.). Deep vein thrombosis (DVT). Retrieved from <https://www.nhs.uk/conditions/deep-vein-thrombosis-dvt/>
6. National Institutes of Health. (n.d.). Blood Clots Explained. Retrieved from <https://newsinhealth.nih.gov>
7. Xu, W. (n.d.). Department of Neurology, Peking Union Medical College Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing, China.
8. Carle, V. (2019). Development of cyclic peptide inhibitors of coagulation factor XIa for safer anticoagulation (Thèse N° 7223). EPFL. DOI:10.5075/epfl-thesis-7223.
9. Κωνσταντίνος Κυπαρίσσης, "Προσομοίωση και ανάλυση αορτών με ανεύρυσμα με χρήση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων", Διπλωματική Εργασία, Σχολή Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης, Πολυτεχνείο Κρήτης, Χανιά, Ελλάς, 2024 <https://doi.org/10.26233/heallink.tuc.99762>
10. Ανδριάννα-Καλλιόπη Μπελδέκου, "Μηχανική ανάλυση αορτής με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων"
11. Γουίλσον Κρίσαν, "Ανασύσταση γεωμετρίας εξατομικευμένων ανευρυσμάτων κατιούσας αορτής από τομογραφίες πριν και μετά την αποκατάσταση με ενδομοσχεύματα"