



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

«Τριδιάστατη υπολογιστική προσομοίωση της παλλόμενης αιματικής
ροής στην καρωτιδική διακλάδωση»

ΑΘΗΝΑ, Σεπτέμβριος 2016

Επιβλέπων : Σωκράτης Τσαγγάρης

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Περιεχόμενα

	Σελ.
Περίληψη	7
Κεφάλαιο 1. Το κυκλοφορικό σύστημα του ανθρώπου	9
Κεφάλαιο 2. Βασικές Αρχές Μηχανικής των Ρευστών	12
2.1. Φυσικές ιδιότητες των ρευστών	12
2.1.1. Δυνάμεις	12
2.1.2. Ορθή εντατική κατάσταση – Πίεση - Συμπιεστότητα	13
2.1.3. Διατμητική εντατική κατάσταση - Συνεκτικότητα	13
2.2. Πεδίο ροής	16
2.3. Θεμελιακές εξισώσεις της ροής	19
2.3.1 Διατήρηση της Μάζας	19
2.3.2 Διατήρηση της Ορμής	19
2.3.3. Διατήρηση της Ενέργειας	20
2.3.4. Οι Εξισώσεις Navier-Stokes	20
Κεφάλαιο 3. Καρδιά και Αγγεία	22
3.1. Η καρδιά	22
3.1.1. Ο καρδιακός κύκλος	23
3.1.2. Συστημική και Πνευμονική Κυκλοφορία	24
3.2 Αιμοφόρα Αγγεία	26

3.2.1. Το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων	29
3.2.2. Συστατικά αγγειακών χιτώνων	32
3.2.3. Δομή των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων	34
3.2.4. Πίεση στα αιμοφόρα αγγεία	34
3.2.5. Πορεία του αίματος στο σώμα	35
Κεφάλαιο 4. Το αίμα	38
4.1. Το πλάσμα (plasma)	39
4.2. Τα λευκά αιμοσφαίρια (white blood cells)	40
4.3. Τα αιμοπετάλια (platelets - thrombocytes)	40
4.4. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια (red blood cells)	40
4.4.1. Ερυθροκυτταρικοί δείκτες	42
4.4.2. Παραμορφωσιμότητα των ερυθρών αιμοσφαιρίων	43
4.5. Το ιξώδες του αίματος	44
4.5.1 Το ιξώδες του πλάσματος	46
4.5.2 Η επίδραση του αιματοκρίτη	46
4.5.3. Συγκολλητικότητα των ερυθροκυττάρων. Δομή και οργάνωση των ερυθροκυττάρων σε συσσωματώματα - rouleaux	47
4.5.4. Παράγοντες που καθορίζουν τη συγκολλητικότητα των ερυθροκυττάρων	49
Κεφάλαιο 5. Αθηροσκλήρωση και Καρωτιδική Διακλάδωση	52
5.1 Εισαγωγή	52
5.2 Καρωτιδική διακλάδωση	56

5.3 Αθηροσκλήρωση	58
5.4 Αιμοδυναμικοί Παράγοντες στην Αθηροσκλήρωση	60
Κεφάλαιο 6 Αριθμητική προσομοίωση της παλλόμενης αιματικής ροής στην καρωτιδική διακλάδωση	64
6.1 Εισαγωγή	64
6.2 Προσομοίωση της Γεωμετρίας	67
6.3. Προσομοίωση της Μηχανικής συμπεριφοράς του αίματος	79
6.4 Αριθμητική Προσομοίωση με τη χρήση του προγράμματος Ansys Fluent	85
6.4.1 Μαθηματικές Εξισώσεις της Αριθμητικής μεθόδου και Αδιαστατοποίηση	88
6.4.2. Διακριτοποίηση χώρου - Υπολογιστικό Πλέγμα	89
6.4.3 Οριακές συνθήκες	97
6.4.4 Διακριτοποίηση Διαφορικών εξισώσεων	102
6.4.5 Αλγόριθμος Επίλυσης	107
6.4.6 Αξιολόγηση υπολογισμών	112
Κεφάλαιο 7 Αποτελέσματα	115
7.1 Μέγιστη Αξονική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής	116
7.2 Ελάχιστη Αξονική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής.	131
7.3 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας	147
7.3.1 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας Νευτώνειο Ρευστό	147
7.3.2 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας Νευτώνειο Ρευστό	156
7. 4 Μέγιστη Ακτινική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής.	164

7.5 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7	179
7.5.1 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7 Νευτώνειο Ρευστό	179
7.5.2 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7Μη Νευτώνειο Ρευστό	187
7.6 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου.	195
7.6.1 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου Νευτώνειο Ρευστό	195
7.6.2 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου Μη Νευτώνειο Ρευστό	201
7.7 Διατμητικές τάσεις στο Τοίχωμα	207
7.7.1 Διατμητικές τάσεις στο Τοίχωμα Νευτώνειο Ρευστό	210
7.7.2 Διατμητικές τάσεις στο Τοίχωμα Μη Νευτώνειο ρευστό	241
7.8 Εμβαδό επιφανειών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής σε κάθε επίπεδο και μέγιστη επιφάνεια κάθε επιπέδου.	272
7.9 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής.	288
7.9.1 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής νευτώνειο Ρευστό	288
7.9.2 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο Ρευστό	296
Κεφάλαιο 8 Συμπεράσματα	304
Βιβλιογραφία	306

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή ΕΜΠ κ. Σωκράτη Τσαγγάρη, καθώς και τον καθηγητή ΕΜΠ κ Δημήτριο Κουτσούρη για την υποστήριξη της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας και για τις πολύτιμες συμβουλές που μου προσέφεραν όποτε ήταν αναγκαίο. Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω επίσης στο κ. Χρήστο Μανόπουλο Διδάκτορα Ε.Δι.Π, καθώς και στον κ Μπιζόπουλο Πασχάλη, για την πολύτιμη βοήθεια τους οποιαδήποτε στιγμή τη χρειάστηκα. Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για τη στήριξή τους στις δύσκολες στιγμές και τέλος την οικογένειά μου και ιδιαίτερα την μητέρα μου Κατερίνα και τον πατέρα μου Σταύρο, για την ουσιαστική και έμπρακτη υποστήριξή τους καθ' όλη την περαίωση των σπουδών και της διπλωματικής αυτής εργασίας.

.....

Περίληψη

Στην παρούσα εργασία, προσεγγίζεται η παλλόμενη αιματική ροή στην ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση, κάνοντας χρήση του υπολογιστικού προγράμματος Ansys 17. Χρησιμοποιείται τριδιάστατη ρεαλιστική γεωμετρία με άκαμπτο τοίχωμα. Δεν υπάρχουν συμμετρίες και η διάμετρος μεταβάλλεται κατά μήκος του αγγείου. Εμφανίζονται περίπλοκες διατομές και έτσι μπορούμε να μελετήσουμε τα φαινόμενα της ροής χωρίς να «κρύβονται» ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά, όπως συμβαίνει στις απλοποιημένες γεωμετρίες.

Το αίμα μοντελοποιείται ως ασυμπιεστο ρευστό, τόσο ως Νευτώνειο όσο και ως Μη-Νευτώνειο και γίνεται σύγκριση των διαφορετικών αποτελεσμάτων. Το περίπλοκο πεδίο ροής στην καρωτιδική διακλάδωση ενδείκνυται για τη σύγκριση Νευτώνειου και μη Νευτώνειου μοντέλου για το ιξώδες του αίματος, καθώς περιοχές με υψηλούς ρυθμούς διάτμησης (περιοχές με μεγάλες κλίσεις ταχύτητας, high velocity gradients) εμφανίζονται κοντά σε περιοχές με στάσιμη ή διαχωρισμένη ροή (περιοχές χαμηλών ρυθμών διάτμησης). Η σύγκριση γίνεται μεταξύ μιας σταθερής τιμής αναφοράς για το ιξώδες του αίματος, $\mu_{\text{NEWTONIAN}} = 0.035$ Poise και του μοντέλου Carreau με χαρακτηριστικές τιμές από τη βιβλιογραφία.

Η προσομοίωση στον υπολογιστή βασίζεται στην επίλυση των μη μόνιμων, τριδιάστατων εξισώσεων Navier-Stokes (N/S) για ασυμπιεστο Νευτώνειο και Μη Νευτώνειο ρευστό. Το δύσκολο αυτό εγχείρημα γίνεται με τη βοήθεια του Ansys Fluent, το οποίο χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων όγκων για την επίλυση των εξισώσεων. Οι εξισώσεις N/S ισχύουν για κάθε τύπο ροής. Για να δώσουν λύση για την αιματική ροή σε συγκεκριμένο σύστημα πρέπει να ορισθούν οι οριακές συνθήκες. Οι οριακές συνθήκες που εισήχθησαν στο πρόβλημα είναι μεταβαλλόμενη ταχύτητα στην είσοδο και σταθερή πίεση στην έξοδο, ενώ στο τοίχωμα ορίστηκε συνθήκη μη ολίσθησης.

Η εργασία ασχολείται με τον υπολογισμό των χαρακτηριστικών της ροής και των διατμητικών τάσεων στην ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση (carotid artery bifurcation) όπου εμφανίζονται συχνά αθηροσκληρωτικές βλάβες. Υπολογίζονται οι ταχύτητες (αξονική, ακτινική), και περιοχές ανακυκλοφορίας σε συγκεκριμένα επίπεδα της αρτηρίας, οι διατμητικές τάσεις σε χαρακτηριστικά σημεία πάνω στο τοίχωμα της, καθώς και η πίεση στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατά τη διάρκεια του καρδιακού παλμού.

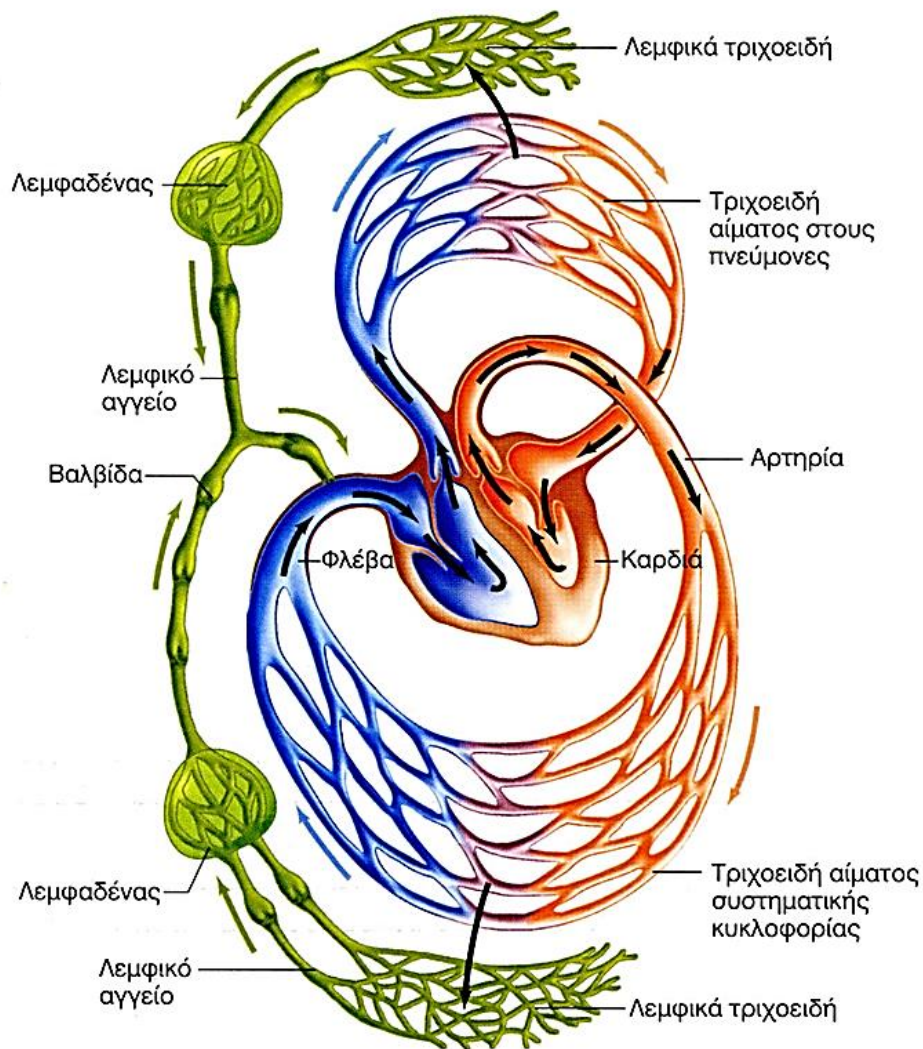
Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια συνοπτική ανασκόπηση του κυκλοφορικού συστήματος του ανθρώπου. Στο δεύτερο κεφάλαιο αναφέρονται οι βασικοί νόμοι της μηχανικής των ρευστών που διέπουν το πρόβλημα. Στη συνέχεια, στο τρίτο κεφάλαιο, γίνεται περιγραφή της καρδιάς και των αγγείων του ανθρώπινου οργανισμού, ενώ στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφονται τα χαρακτηριστικά του αίματος. Στο πέμπτο κεφάλαιο γίνεται περιγραφή της καρωτιδικής διακλάδωσης, καθώς και της αθηροσκλήρωσης, μιας νόσου των

αρτηριών στην οποία η διακλάδωση είναι ιδιαίτερα επιρρεπής. Ακόμα γίνεται σύνδεση των αιμοδυναμικών παραγόντων με τη νόσο.

Στο έκτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η διαδικασία επίλυσης του προβλήματος με τη χρήση του προγράμματος Ansys. Περιγράφεται η διαδικασία και παρουσιάζονται οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν στην προσομοίωση. Στο έβδομο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα με πίνακες, διαγράμματα καθώς και φωτογραφίες από το πρόγραμμα. Τέλος, στο όγδοο κεφάλαιο σχολιάζονται τα αποτελέσματα που βρέθηκαν και προτείνονται βελτιώσεις της προσομοίωσης.

Κεφάλαιο 1. Το κυκλοφορικό σύστημα του ανθρώπου

Ο άνθρωπος είναι ένας πολύπλοκος μηχανισμός ο οποίος συγκροτείται από πολλά αλληλοεξαρτώμενα συστήματα οργάνων. Το κυκλοφορικό, το πεπτικό, το καρδιαγγειακό, το ανοσοποιητικό κ.α. είναι μερικά από τα συστήματα του ανθρώπινου οργανισμού, που πρέπει να συνεργάζονται συνεχώς, δημιουργώντας μια κατάσταση «ισορροπίας» ανάμεσα στα στοιχεία του οργανισμού, απαραίτητη για τη διασφάλιση της καλής υγείας και λειτουργίας του. Η κατάσταση αυτή, γνωστή και ως ομοιόσταση (homeostasis), πρέπει να διατηρείται τόσο στον οργανισμό σαν σύνολο, όσο και στα επί μέρους συστήματα οργάνων, καθώς και στο εσωτερικό των οργάνων από τα οποία αποτελείται το κάθε σύστημα.



Σχήμα 1.1. Το καρδιαγγειακό Σύστημα

Ένα από τα συστήματα του οργανισμού, βασικό για τη διατήρηση της ομοιόστασης και γενικότερα της διατήρησης της ζωής είναι το **κυκλοφορικό σύστημα**. Το κυκλοφορικό

σύστημα είναι ένα πολύπλοκο σύστημα, το οποίο αποτελείται από δύο επιμέρους συστήματα το **καρδιαγγειακό** (αιμοφόρο αγγειακό) και το **λεμφικό**. Η φυσιολογική λειτουργία του καρδιαγγειακού συνίσταται στη μεταφορά του αίματος από την καρδιά, μέσω των αιμοφόρων αγγείων, στους ιστούς και την επιστροφή του στην καρδιά, ενώ το λεμφικό συλλέγει τη λέμφο, δηλαδή την περίσσεια του εξωκυττάριου υγρού των ιστών και την επαναφέρει στο καρδιαγγειακό σύστημα. Το καρδιαγγειακό πραγματοποιεί αμφίδρομη κυκλοφορία ενώ το λεμφικό μονόδρομη [1], [2].

Επειδή το κάθε κύτταρο του οργανισμού δεν βρίσκεται σε κατάλληλες συνθήκες ώστε να μπορεί άμεσα να ανταλλάσσει με το περιβάλλον του, ουσίες (θρεπτικές ουσίες, οξυγόνο, διοξείδιο του άνθρακα, κ.α.), ενέργεια (θερμότητα) και ορμή, το **καρδιαγγειακό σύστημα** έρχεται να καλύψει αυτή την ανάγκη, προσφέροντας σε κάθε κύτταρο ότι χρειάζεται για τη διατήρηση της ζωής. Το δίκτυο των αιμοφόρων αγγείων με τις πολλές διακλαδώσεις του και το τεράστιο μήκος του κατορθώνει να πλησιάσει σε μία απόσταση της τάξης των 10 μm γύρω από κάθε κύτταρο [3].

Το καρδιαγγειακό σύστημα αποτελείται από την **καρδιά**, τα **αιμοφόρα αγγεία** και το **αίμα** που κυκλοφορεί μέσα σε αυτά. Η καρδιά, που μπορεί να θεωρηθεί ως αντλία, αποτελεί το κέντρο του κυκλοφορικού συστήματος και διατηρεί την ροή του αίματος στον οργανισμό. Τα αιμοφόρα αγγεία σχηματίζουν ένα πολύπλοκο κλειστό δίκτυο (επικοινωνίας, μεταφοράς) μέσα στον ανθρώπινο οργανισμό το οποίο μεταφέρει το αίμα στα όργανα και τους ιστούς, ξεκινώντας και τελειώνοντας στην καρδιά. Υπάρχουν τρεις τύποι αιμοφόρων αγγείων, οι **αρτηρίες**, οι **φλέβες** και τα **τριχοειδή αγγεία**.

Οι αρτηρίες μεταφέρουν αίμα από την καρδιά προς τους ιστούς, αντίθετα οι φλέβες επιστρέφουν το αίμα από τους ιστούς πίσω στην καρδιά, ενώ τα τριχοειδή αγγεία σχηματίζουν ένα εκτεταμένο δίκτυο που μπορεί να τροφοδοτήσει σχεδόν κάθε κύτταρο του οργανισμού. Τα αιμοφόρα αγγεία χαρακτηρίζονται ως μαλακοί ιστοί (soft tissues) [1], είναι δυναμικές κατασκευές οι οποίες μπορούν να πάλλονται, να συσφίγγονται, να χαλαρώνουν ακόμα και να πολλαπλασιάζονται. Τα αγγεία του σώματός μας έχουν συνολικό μήκος περί τα 96.000 χιλιόμετρα ή αλλιώς 2,5 φορές την περίμετρο της γης.

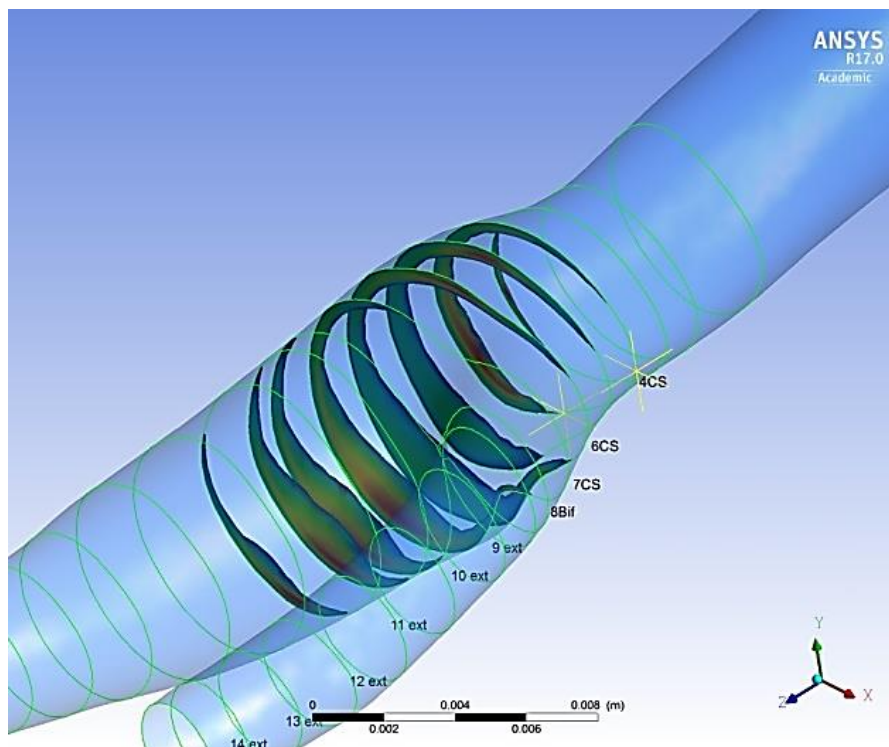
Το **αίμα** είναι το υγρό που κυκλοφορεί στο αγγειακό σύστημα. Είναι ένας εξαιρετικά εξειδικευμένος κυκλοφορών ιστός, ο οποίος αποτελείται από διάφορους τύπους κυττάρων που συγκρατούνται μέσα σε ένα υγρό μέσο που ονομάζεται πλάσμα. Τα βασικά κύτταρα του αίματος είναι τα **ερυθρά αιμοσφαίρια**, τα **λευκά αιμοσφαίρια** και τα **αιμοπετάλια**.

Συνοπτικά, το καρδιαγγειακό σύστημα επιτελεί τις εξής λειτουργίες στον ανθρώπινο οργανισμό:

- Τη διανομή οξυγόνου στους ιστούς (μέσω του αίματος)
- Τη μεταφορά των μεταβολικών αποβλήτων (δηλ. του διοξειδίου του άνθρακα)
- Τη μεταφορά και διανομή ύδατος και άλλων θρεπτικών συστατικών στους ιστούς
- Τη διατήρηση της ομοιόστασης στον οργανισμό.
- Τη θερμορρύθμιση (μεταφορά θερμότητας).

Οι **καρδιαγγειακές παθήσεις** αποτελούν τη βασικότερη αιτία θανάτου στον ανεπτυγμένο κόσμο [1]. Η αντιμετώπιση των καρδιαγγειακών παθήσεων, βασίζεται στην κατανόηση της φύσης τους, καθώς και των αιτιών δημιουργίας τους, δηλαδή στην κατανόηση των βασικών φυσιολογικών και μηχανικών ιδιοτήτων του αρτηριακού τοιχώματος, του αίματος και άλλων βιολογικών ιστών που σχετίζονται με το καρδιαγγειακό σύστημα.

Με την ανάπτυξη των θετικών επιστημών και ειδικά της μηχανικής κατά τους τελευταίους αιώνες, έγινε δυνατή η μελέτη των σχετικών προβλημάτων οδηγώντας στην ανάπτυξη του νέου επιστημονικού πεδίου της **εμβιομηχανικής**. Η εμβιομηχανική συνδυάζει τα γνωστικά πεδία της μηχανικής και της ιατρικής και επιτρέπει την καλύτερη αντίληψη των παθήσεων του ανθρωπίνου σώματος, παράγοντας χρήσιμα συμπεράσματα τα οποία μπορούν να εφαρμοστούν στην πρόληψη, διάγνωση και θεραπεία των καρδιαγγειακών παθήσεων. Η ραγδαία ανάπτυξη της επιστήμης και τεχνολογίας των υπολογιστών τα τελευταία χρόνια, ήρθε να συνδράμει την ερευνητική προσέγγιση του πεδίου της εμβιομηχανικής, καθώς έκανε δυνατή την ανάπτυξη εξειδικευμένων υπολογιστικών μοντέλων για την εξέταση των σχετικών φαινομένων. Η υπολογιστική ρευστομηχανική αποτελεί έναν από τους κλάδους της μηχανικής όπου χρησιμοποιήθηκε εκτενέστατα η νέα αυτή τεχνολογία. Τα τελευταία χρόνια, διάφορες υπολογιστικές τεχνικές έχουν αρχίσει να χρησιμοποιούνται ως υποστηρικτικά εργαλεία για την κατανόηση της αιμοδυναμικής καθώς και της μηχανικής συμπεριφοράς των αιμοφόρων αγγείων. Η υπολογιστική μοντελοποίηση έχει καταστεί σημαντικό εργαλείο στην έρευνα αλλά και στην κλινική πρακτική.



Σχήμα1.2. Περιοχές ανακυκλοφορίας της Καρωτιδικής Διακλάδωσης

Κεφάλαιο 2. Βασικές Αρχές Μηχανικής των Ρευστών

Η Μηχανική των Ρευστών (Ρευστομηχανική ή Δυναμική των Ρευστών, Fluid Mechanics ή Fluid Dynamics) είναι ο κλάδος της μηχανικής που μελετά τη συμπεριφορά των ρευστών κατά την ηρεμία ή την κίνησή τους. Σκοπός της είναι η έρευνα και η διατύπωση των νόμων της κινηματικής και της δυναμικής για τα ρευστά σώματα [4].

Ιδιαίτερα σημαντική είναι η εφαρμογή της Ρευστομηχανικής στα συστήματα του ανθρώπινου οργανισμού. Από τη σκοπιά του μηχανικού, το καρδιαγγειακό σύστημα μπορεί να παρομοιαστεί με ένα δίκτυο σωληνώσεων στο οποίο κυκλοφορεί ένα υγρό το αίμα. Η αναλογία αυτή είναι μόνο η αρχή για την περαιτέρω μελέτη των φαινομένων, καθώς, σε αντίθεση με τους άκαμπτους σωλήνες, τα αιμοφόρα αγγεία είναι δυναμικές κατασκευές οι οποίες μπορούν να πάλλονται, να συσφίγγονται, να χαλαρώνουν ακόμη και να πολλαπλασιάζονται [5].

2.1. Φυσικές ιδιότητες των ρευστών

Ο όρος ρευστό χαρακτηρίζει συνοπτικά τα υγρά και τα αέρια, των οποίων οι δυνάμεις συνοχής είναι χαλαρές με συνέπεια η μάζα τους να ολισθαίνει ελεύθερα (περίπτωση υγρών) ή να μετατοπίζεται ανεξάρτητα (περίπτωση αερίων) έτσι ώστε να λαμβάνει κάθε φορά το σχήμα του χώρου που καταλαμβάνουν ή του μέσου δια του οποίου κινούνται. Τα ρευστά είναι **μέσα συνεχή**, δηλαδή σε κάθε σημείο του όγκου τους διατηρούνται οι ίδιες φυσικές ιδιότητες. Η μεταβολή επομένως ενός μεγέθους που χαρακτηρίζει την κατάσταση του ρευστού είναι συνεχής συνάρτηση της θέσης του και του χρόνου. Επίσης τα ρευστά είναι **ισότροπα**. Οι εκδηλώσεις των φυσικών ιδιοτήτων του ρευστού, μέσα στο στοιχείο μάζας, δεν εξαρτώνται από τον προσανατολισμό τους.

2.1.1. Δυνάμεις

Τα ρευστά ως υλικά σώματα υπόκεινται σε εξωτερικές και εσωτερικές δυνάμεις. Οι δυνάμεις αυτές χωρίζονται σε 2 κατηγορίες :

- 1) Επιφανειακές δυνάμεις που ενεργούν στην επιφάνεια του στοιχείου και είναι ανάλογες με το εμβαδόν της επιφάνειάς του και,
- 2) Μαζικές (ή ογκικές) δυνάμεις που ενεργούν στο στοιχείο της μάζας ή του όγκου και είναι ανάλογες με τη μάζα ή τον όγκο του.

Κάθε στοιχείο του ρευστού είτε βρίσκεται σε ηρεμία είτε σε κίνηση, υπόκειται σε εντατική κατάσταση λόγω των γειτονικών του στοιχείων. Σε αναλογία προς τη θεωρία της ελαστικότητας για τα στερεά σώματα, η εντατική κατάσταση διακρίνεται σε *ορθή* εντατική κατάσταση και *διατμητική* εντατική κατάσταση.

2.1.2. Ορθή εντατική κατάσταση - Πίεση - Συμπιεστότητα

Πίεση.

Η ορθή εντατική κατάσταση εκφράζεται από την πίεση p . Εάν θεωρήσουμε ένα ρευστό σωματίδιο σε ηρεμία, η εσωτερική του εντατική κατάσταση προέρχεται από τη βαρύτητα. Στην περίπτωση αυτή η στοιχειώδης επιφάνεια dE του ρευστού σωματιδίου ισορροπεί από τη δράση δύο ίσων, αντίθετων και κάθετων σε αυτή στοιχειωδών δυνάμεων dP . Επομένως, η ορθή εντατική κατάσταση εκφράζεται από την κάθετη επιφανειακή δύναμη ανά μονάδα επιφανείας, δηλαδή:

$$d\vec{P} = -\vec{n}pdE \quad (\text{εξ.1})$$

Όπου \vec{n} : το κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα, που έχει φορά πάντα από το υλικό σώμα προς τα έξω.

Το ανηγμένο, βαθμωτό μέγεθος ονομάζεται πίεση (p) και έχει μονάδα το Pascal ($\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$).

Συμπιεστότητα.

Μια σημαντική ιδιότητα των ρευστών, που έχει ιδιαίτερη σημασία για τις μηχανικές τους ιδιότητες, είναι η συμπιεστότητα. Συμπιεστότητα είναι η ιδιότητα των ρευστών να μεταβάλλουν ή μη την πυκνότητά τους με τη μεταβολή της πίεσης (ορθής εντατικής κατάστασης) είτε αυτά ευρίσκονται σε ηρεμία είτε σε κίνηση. Στα συμπιεστά ρευστά η αύξηση της πίεσης προκαλεί αύξηση της πυκνότητάς τους.

Εξετάζοντας τα ρευστά συμπεραίνουμε ότι για τα υγρά, η μεταβολή του όγκου τους είναι αμελητέα ακόμα και κάτω από μεγάλες πιέσεις. Αντίθετα στα αέρια δεν συμβαίνει το ίδιο. Όταν στα αέρια εφαρμόζονται εξωτερικές δυνάμεις η πίεσή τους αυξάνεται, ο όγκος τους μειώνεται και η πυκνότητά τους αυξάνεται. Η διαφορετική αυτή συμπεριφορά των αερίων και των υγρών εξηγείται από την απόσταση μεταξύ των μορίων τους. Τα υγρά έχουν μεγάλη πυκνωση μορίων ενώ αντίθετα τα αέρια μικρή. Γενικά τα υγρά (νερό, αίμα) θεωρούνται πρακτικά ασυμπιεστά δηλαδή η πυκνότητά τους παραμένει σταθερή ($\rho = \text{σταθερή}$).

2.1.3. Διατμητική εντατική κατάσταση - Συνεκτικότητα

Η διατμητική εντατική κατάστασή στα ρευστά χαρακτηρίζεται από τη **συνεκτικότητα** (ή **ιξώδες**, ή εσωτερική τριβή), η οποία εκδηλώνεται όταν δύο γειτονικά στοιχεία του ρευστού βρίσκονται σε σχετική μεταξύ τους κίνηση. Σε κατάσταση ηρεμίας δεν υπάρχει διατμητική εντατική κατάσταση. Δηλαδή, το ιξώδες (συνεκτικότητα) είναι η ιδιότητα των ρευστών να αντιστέκονται στη διάτμησή τους. Θα μπορούσε να παρομοιαστεί με την τριβή που αναπτύσσεται στην επιφάνεια επαφής δύο στερεών σωμάτων που βρίσκονται σε σχετική

μεταξύ τους κίνηση. Το ιξώδες με τη συγκεκριμένη έννοια διατυπώθηκε αρχικά από τον Newton.

Αν θεωρήσουμε δυο γειτονικά στοιχεία που βρίσκονται σε σχετική κίνηση, τότε αναπτύσσεται μεταξύ τους επαπτόμενη δύναμη η οποία ονομάζεται διατμητική δύναμη $d\vec{T}$. Η διατμητική αυτή δύναμη ανά στοιχειώδη επιφάνεια dE , ονομάζεται διατμητική τάση (shear stress) και συμβολίζεται με τ .

$$d\vec{T} = \tau dE \vec{r}_0 \quad (\text{εξ.2})$$

Όπου το r_0 είναι το μοναδιαίο διάνυσμα κατά διεύθυνση παράλληλη στο στοιχείο επιφάνειας dE .

Η θεμελιακή σχέση του Νεύτωνα (υλική εξίσωση κατά Newton) για τη διατμητική δύναμη που προέρχεται από τη συνεκτικότητα είναι :

$$dT = \mu \frac{\partial u}{\partial y} dE \Rightarrow \tau = \frac{dT}{dE} = \mu \frac{\partial u}{\partial y} = \mu \cdot \gamma \quad (\text{εξ. 3})$$

Όπως φαίνεται από την παραπάνω σχέση, η διατμητική δύναμη είναι ανάλογη της κλίσης της ταχύτητας κατά την κάθετη στο στοιχείο κατεύθυνση $\frac{\partial u}{\partial y}$ και ανάλογη του εμβαδού της επιφάνειας του στοιχείου, dE .

Το μέτρο της διατμητικής τάσης τ μετριέται συνήθως σε μονάδες πίεσης Pascal (Pa) ($1Pa = 1 \frac{N}{m^2} = 10 \frac{dyn}{cm^2}$) και εξαρτάται από την κλίση της αντίστοιχης ταχύτητας που εφάπτεται στο τοίχωμα ($\frac{\partial u}{\partial r}$) καθώς και από τον συντελεστή αναλογίας μ .

Ο συντελεστής αναλογίας, μ , είναι το φυσικό μέγεθος που χαρακτηρίζει τη συνεκτικότητα και ονομάζεται **δυναμική συνεκτικότητα**, ή **δυναμικός συντελεστής συνεκτικότητας**, ή **ιξώδες** (viscosity) του ρευστού. Το ιξώδες μ εκφράζεται σε Pa*s (parseuille) ή σε poise ($1poise = 10^{-1} Pa*s$) και εξαρτάται κυρίως από το είδος του ρευστού, τη φυσική του κατάσταση και τη θερμοκρασία $\mu(T)$, και λιγότερο από την πίεση. Όσο πιο παχύρρευστο είναι ένα υγρό, τόσο μεγαλύτερο ιξώδες λέμε ότι έχει, π.χ. το μέλι έχει μεγαλύτερο ιξώδες από το λάδι.

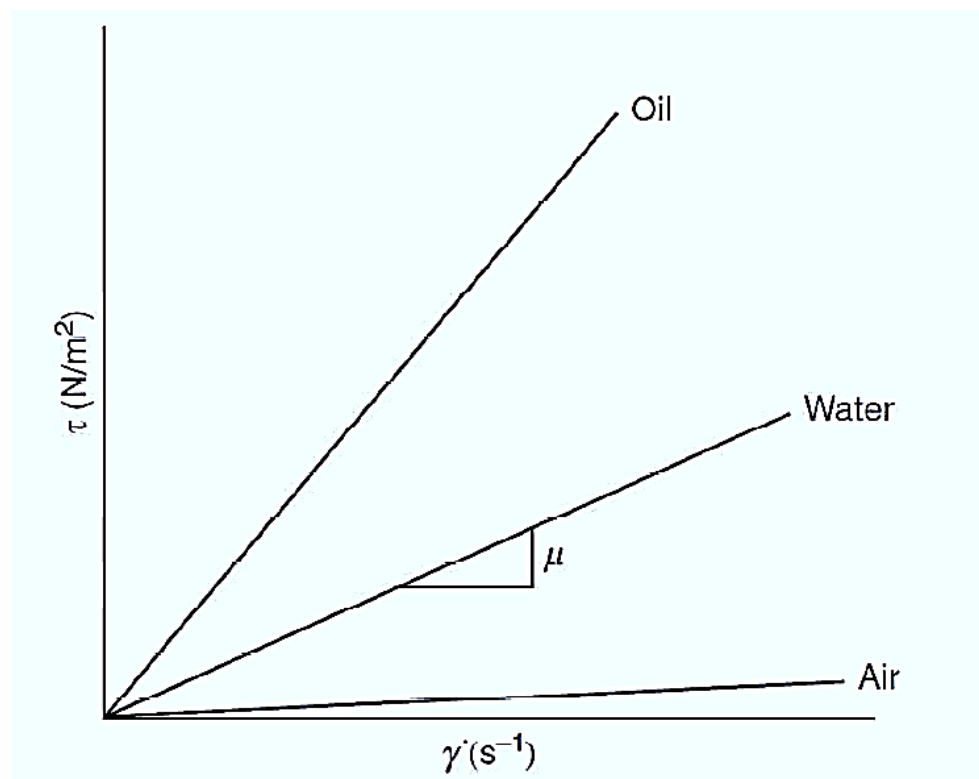
Το μέγεθος γ ($\gamma = \frac{\partial u}{\partial y}$) ονομάζεται **διατμητική παραμόρφωση** (shear rate) και έχει μονάδα το sec^{-1} .

Συχνά στη βιβλιογραφία η διατμητική παραμόρφωση συναντάται ως **ρυθμός ή ταχύτητα παραμόρφωσης**.

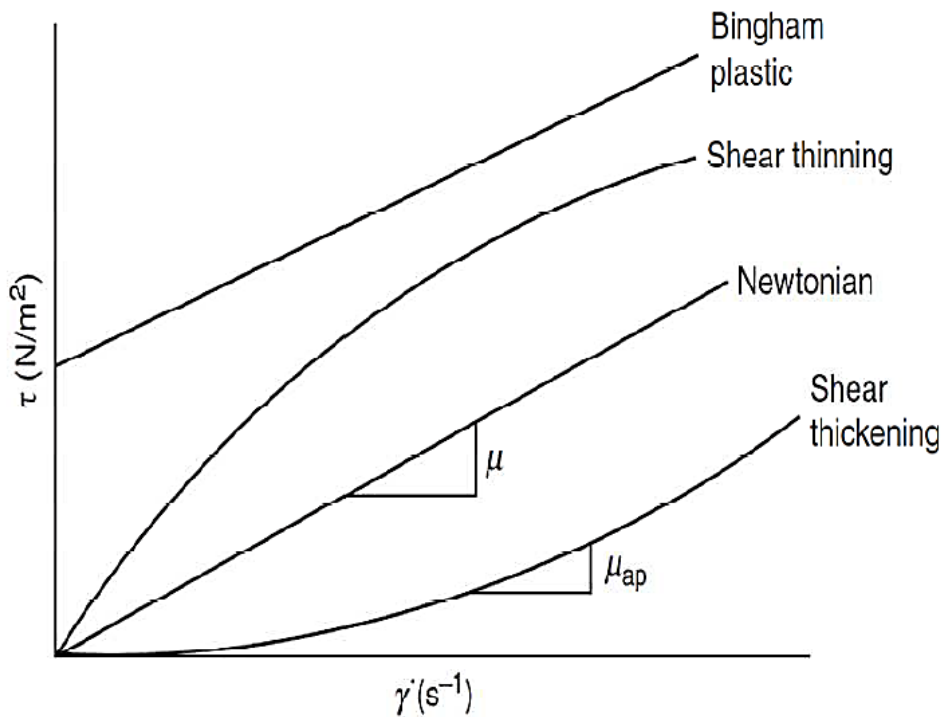
Μέγεθος	Διεθνές Σύστημα Μονάδων SI	Εναλλακτικές Μονάδες
Δύναμη (Force)	<i>Newton (N)</i>	1dyne = 10⁻⁵N
Διατμητική Τάση (Shear Stress)	<i>Pascal (Pa)</i> (1Pa = 1 $\frac{N}{m^2}$)	<i>dyne/cm²</i> (1 $\frac{dyne}{cm^2}$ = 10 ⁻¹ Pa = 10 ⁻¹ $\frac{N}{m^2}$)
Ιξώδες = $\frac{\text{Διατμητική Τάση}}{\text{Διατμητική ταχύτητα}}$	<i>Pascal*sec</i>	<i>Poise (P)</i> (1Poise = 10 ⁻¹ Pascal * sec 1cP=1mPa*s)

Εάν το ιξώδες μ παραμένει σταθερό και ανεξάρτητο από τον ρυθμό διάτμησης γ , τότε το ρευστό ονομάζεται **Νευτώνειο ρευστό**.

Σε πολλά ρευστά ωστόσο, αυτό δεν συμβαίνει και το ιξώδες εξαρτάται από το ρυθμό διάτμησης. Τα ρευστά αυτά ονομάζονται **Μη Νευτώνεια ρευστά**.



Σχήμα 2.1. Διάγραμμα διατμητικής τάσης, ρυθμού παραμόρφωσης για Νευτώνεια ρευστά.



Σχήμα 2.2. Διάγραμμα διατμητικής τάσης, ρυθμού παραμόρφωσης για τρεις τύπους Μη Νευτώνειου ρευστού και για Νευτώνειο.

Συμπληρωματικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται:

Σχετικό ιξώδες , ορίζεται ως: $\mu_{σχ} = \frac{\mu}{\mu_0}$, όπου μ_0 το ιξώδες αναφοράς. Στην αιμοδυναμική περίπτωση, αν μ είναι το ιξώδες του αίματος, μ_0 είναι το ιξώδες του πλάσματος ή του ρυθμιστικού διαλύματος.

Ρευστότητα είναι το αντίστροφο του ιξώδους : $\varphi = \frac{1}{\mu}$

Στη μηχανική των ρευστών, συχνά χρησιμοποιείται και ο όρος **v - κινηματική συνεκτικότητα** που ορίζεται ως $\nu = \frac{\mu}{\rho}$ (ρ : η πυκνότητα του ρευστού)

2.2. Πεδίο ροής

Πεδίο γενικά λέγεται ο χώρος που σε κάθε σημείο του, ένα φυσικό μέγεθος έχει ορισμένη τιμή. Αν το φυσικό αυτό μέγεθος είναι ανυσματικό, τότε μιλάμε για ανυσματικό πεδίο. Ο χώρος μέσα στον οποίο κινείται ένα ρευστό λέγεται **πεδίο ροής**.

Στην κλασική μηχανική των ρευστών, η κινηματική και η δυναμική του κατάστασης περιγράφονται πλήρως από τα παρακάτω μεγέθη : της ταχύτητας \vec{v} , της πίεσης p , της πυκνότητας ρ και της θερμοκρασίας T . Τα μεγέθη αυτά χαρακτηρίζουν τις καταστάσεις των στοιχείων του ρευστού και είναι συνεχής συναρτήσεις του χώρου και του χρόνου και αναφέρονται συνήθως σε καρτεσιανά (x,y,z,t) ή σε κυλινδρικά συστήματα (r,f,z,t) συντεταγμένων. Η μαθηματική απεικόνιση μπορεί να πραγματοποιηθεί είτε με απεικόνιση κατά Lagrange, είτε κατά Euler [6], [7].

Απεικόνιση κατά Euler

Στην απεικόνιση κατά Euler παρακολουθούμε την κινητική κατάσταση σε κάποια θέση του πεδίου χωρίς να μας ενδιαφέρει ποιο στοιχείο του ρευστού κατέχει τη θέση αυτή, στην οποιαδήποτε χρονική στιγμή t . Η παρακολούθηση με αυτόν τον τρόπο, «χωρική περιγραφή», απαιτεί τον καθορισμό της συνάρτησης του διανύσματος \vec{v} της ταχύτητας κάθε στοιχείου καθώς με τη πάροδο του χρόνου, το ένα μετά το άλλο, στοιχεία του ρευστού διέρχονται από τη θέση που εξετάζουμε (επομένως εξετάζουμε την κίνηση με την παραδοχή ότι ο παρατηρητής βρίσκεται στην εν λόγω θέση).

Γραμμές ροής

Σύμφωνα με την απεικόνιση του Euler, το πεδίο ροής παριστάνεται ως πεδίο ταχυτήτων, των οποίων τα μέτρα και οι διευθύνσεις αλλάζουν από χρονική σε χρονική στιγμή καθώς και από θέση σε θέση πρόκειται δηλαδή για διανυσματικό πεδίο με διάνυσμα την ταχύτητα, $\vec{v} = \vec{v}(x, y, z, t) = \vec{v}(\vec{r}, t)$.

Γραμμή ροής (stream line) λέγεται η εικόνα που εμφανίζει σε κάποια χρονική στιγμή t μια αλληλουχία στοιχείων του ρευστού, όπου ένα τυχαίο από αυτά τείνει να πάρει τη θέση που κατείχε το αμέσως προηγούμενο στοιχείο από αυτό. Το σύνολο των γραμμών ροής δίνει την κινηματική μορφή του πεδίου για κάποια χρονική στιγμή t .

Η ροή κατά στρώσεις με λείες (όχι απαραίτητα ευθείες), μη διασταυρούμενες γραμμές ροής ονομάζεται **στρωτή**, ενώ, όταν οι γραμμές ροής διασπώνται πλήρως και συμβαίνει έντονη μακροσκοπική ανάμιξη μεταξύ δυο γειτονικών στρώσεων, η ροή ονομάζεται **τυρβώδης**.

Η στρωτή ροή πραγματοποιείται όταν οι δυνάμεις συνεκτικότητας (δηλ. οι δυνάμεις τριβής εξαιτίας των διατμητικών τάσεων, που οφείλονται στην παρουσία στερεών τοιχωμάτων) είναι μεγαλύτερες από τις δυνάμεις αδράνειας. Στρωτή ροή συνήθως εμφανίζεται σε χαμηλές ταχύτητες ροής και σε ρευστά με σχετικά χαμηλό ιξώδες. Στην τυρβώδη ροή τα ρευστά σωματίδια έχουν ακανόνιστη, σχεδόν τυχαία, κυμαινόμενη κίνηση. Η ταχύτητα σε κάθε σημείο του ρευστού μεταβάλλεται με το χρόνο τόσο κατά μέγεθος, όσο και κατά διεύθυνση. Η τυρβώδης ροή πραγματοποιείται όταν οι δυνάμεις αδράνειας είναι μεγαλύτερες από τις δυνάμεις συνεκτικότητας.

Ο **αριθμός Reynolds (Re)** είναι ένας αδιάστατος αριθμός που εκφράζει το λόγο των αδρανειακών δυνάμεων προς τις δυνάμεις συνεκτικότητας, και αποτελεί έτσι κριτήριο καθορισμού του είδους της ροής από στρωτή σε τυρβώδη:

$$Re = \frac{\rho Du}{\mu} = \frac{Du}{\nu}$$

Όπου

ρ : η πυκνότητα του ρευστού

D : η διάμετρος του σωλήνα

u : η ταχύτητα του ρευστού

μ : το ιξώδες του ρευστού

ν : η κινηματική συνεκτικότητα

Στρωτή ροή παρατηρείται για μικρούς αριθμούς Reynolds (όπου οι δυνάμεις λόγω χαμηλού ιξώδους επικρατούν των αδρανειακών) και χαρακτηρίζεται από ομαλή και σταθερή κίνηση του ρευστού. Για αριθμούς $Re < 2000$ εμπειρικά μπορούμε να πούμε ότι έχουμε στρωτή ροή, ενώ αντίθετα τυρβώδης ροή εμφανίζεται για υψηλές τιμές αριθμού Reynolds όπου επικρατούν οι αδρανειακές δυνάμεις οι οποίες δημιουργούν αταξία στη ροή (δίνες, στροβιλισμούς και άλλες αστάθειες) ($Re > 4000$ τυρβώδης ροής). Για $2300 < Re < 4000$ παρατηρούνται μεταβατικά φαινόμενα και ο τύπος της ροής είναι απρόβλεπτος.

Ο **αριθμός Womersley α** (Womersley number) είναι μια αδιάστατη έκφραση της παλμικής συχνότητας της ροής σε σχέση με τις συνεκτικές δυνάμεις. Πήρε το όνομα του από τον John R. Womersley (1907-1958), εξαιτίας του έργου του για τη ροή του αίματος στις αρτηρίες.

Ο αριθμός Womersley ονομάζεται και αριθμός ομοιότητας της ροής και είναι σημαντικός στον υπολογισμό του πάχους του οριακού στρώματος (boundary layer), προκειμένου να διαπιστωθεί εάν τα φαινόμενα εισόδου (entrance effects) μπορούν να αγνοηθούν.

Για τα δεδομένα της γεωμετρίας μας :

$$\alpha = \frac{D}{2} \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} = \frac{0.62}{2} \sqrt{\frac{2\pi 80/60}{0.035}} \approx 4.8$$

Στον παρακάτω πίνακα αναγράφονται οι εκτιμώμενοι αριθμοί Womersley στις διάφορες αρτηρίες του ανθρώπου:

<i>Vessel</i>	<i>Diameter (m)</i>	α (αριθμός Womersley)
Aorta	0.025	13.83
Artery	0.004	2.21
Arteriole	$3 \cdot 10^{-5}$	0.0166
Capillary	$8 \cdot 10^{-6}$	$4.43 \cdot 10^{-3}$

Venule	$2 \cdot 10^{-5}$	0.011
Veins	0.005	2.77
Vena cava	0.03	16.6

Μόνιμο και Μη μόνιμο Πεδίο ροής

Το πεδίο ροής λέγεται μόνιμο όταν η μορφή των γραμμών ροής του παραμένει αναλλοίωτη καθώς ο χρόνος παρέρχεται, δηλαδή όταν τα χαρακτηριστικά του \vec{v} , ρ , ρ , T είναι συνάρτηση της θέσης μέσα στο πεδίο και μόνο. Στην περίπτωση αυτή, η ταχύτητα \vec{v} είναι ανεξάρτητη του χρόνου. Στην αντίθετη περίπτωση το πεδίο λέγεται μη μόνιμο.

2.3.Θεμελιακές εξισώσεις της ροής

Οι εξισώσεις της μηχανικής ρευστών βασίζονται στην αρχή διατήρησης της μάζας, στην αρχή διατήρησης της ενέργειας και τους νόμους του Newton. Με βάση τις βασικές αυτές αρχές διατυπώνονται μαθηματικά οι θεμελιώδεις εξισώσεις ροής, με την προϋπόθεση της παραδοχής ότι το ρευστό είναι συνεχές μέσο.

2.3.1 Διατήρηση της Μάζας

Η εξίσωση διατήρησης της μάζας (ή εξίσωση της συνέχειας) εκφράζει τον πρώτο βασικό νόμο της κλασικής Μηχανικής, ότι η μάζα δεν καταστρέφεται ούτε δημιουργείται. Εφόσον ρ είναι η πυκνότητα του ρευστού, η μάζα του ρευστού που εισέρχεται σε ένα χώρο ισούται με τη μεταβολή της πυκνότητας. Η διαφορική διατύπωση του θεωρήματος αυτού σε διανυσματική μορφή είναι :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{v}) = 0$$

όπου \vec{v} το διάνυσμα της ταχύτητας και ρ η πυκνότητα.

Για ασυμπίεστο ρευστό (ρ =σταθερή) η παραπάνω εξίσωση γίνεται: $\text{div}(\vec{v}) = 0$

2.3.2 Διατήρηση της Ορμής

Η εξίσωση για τη διατήρηση της ορμής, ή εξίσωση κίνησης, εκφράζει το δεύτερο νόμο του Νεύτωνα περιγράφει την μεταβολή της ορμής σε συγκεκριμένο όγκο ενός ρευστού ως άθροισμα όλων των δυνάμεων που ασκούνται στο συγκεκριμένο όγκο.

$$\frac{\partial(\rho\vec{v})}{\partial t} + \text{div}(\rho\vec{v})\vec{v} + \text{grad}^T \vec{v} \cdot \rho\vec{v} = \rho\vec{g} + \text{div}\vec{\sigma}$$

Όπου $\vec{\sigma}$, ο τανυστής των τάσεων, g η επιτάχυνση της βαρύτητας

2.3.3. Διατήρηση της Ενέργειας

Η εξίσωση διατήρησης της ενέργειας εκφράζει το γενικευμένο νόμο της Θερμοδυναμικής (α' αξίωμα). Στη Μηχανική των Ρευστών προσφορότερη μορφή είναι ο ισολογισμός ισχύων δηλαδή ενεργειών ανά μονάδα χρόνου. Οι παραγόμενες ισχύεις των διαφόρων δυνάμεων είναι η ισχύς των υλικών δυνάμεων, η ισχύς των επιφανειακών δυνάμεων καθώς και η ισχύς από την πρόσδοση θερμότητας. Η εξίσωση διατήρησης της ενέργειας είναι :

$$\frac{\partial}{\partial t} \left[\rho \left(\frac{1}{2} v^2 + e \right) \right] + \left[\rho\vec{v} \left(\frac{1}{2} v^2 + e \right) \right] = \rho\vec{v} \cdot \vec{g} + \text{div}(\vec{\sigma} \cdot \vec{v}) - \text{div}\vec{q} + w\rho$$

Όπου

e : η εσωτερική ενέργεια του ρευστού ανά μονάδα μάζας

w : το ποσό της ενέργειας ανά μονάδα μάζας που εκλύεται από κάποια π.χ. εξώθερμη αντίδραση στο στοιχείο μάζας του ρευστού.

2.3.4. Οι Εξισώσεις Navier-Stokes

Οι εξισώσεις Navier-Stokes είναι ένα σύστημα μερικών διαφορικών εξισώσεων που περιγράφουν την κίνηση των ρευστών και προκύπτουν από την εφαρμογή νόμων διατήρησης για τη μάζα, την ορμή και την ενέργεια, λαμβάνοντας όμως υπόψη ότι η συνολική πίεση στο ρευστό προκύπτει από την στατική πίεση και από τις διατμητικές τάσεις που υφίστανται λόγω της ιξώδους ροής. Οι εξισώσεις Navier-Stokes χρησιμοποιούνται στην επίλυση προβλημάτων ρευστοδυναμικής με αριθμητικές μεθόδους. Η διαφορική της μορφή είναι:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \text{grad} \vec{v} \right) = -\text{grad}p + \text{div}[\mu \cdot (\text{grad} \vec{v} + \text{grad}^T \vec{v})] + \text{grad}(\lambda \text{div} \vec{v}) + \rho\vec{g}$$

Και αποτελεί τη γενική περίπτωση της εξίσωσης Navier –Stokes.

Στη περίπτωση που θεωρούμε το ρευστό ασυμπίεστο και το ιξώδες σταθερό σε όλο το χώρο, η σχέση γίνεται:

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = \rho\vec{g} - \text{grad}p + \mu\Delta\vec{v}$$

Η αναλυτική επίλυση των εξισώσεων αυτών σε πολύπλοκες γεωμετρίες όπως αυτή της καρωτίδας είναι αδύνατη. Έτσι, χρησιμοποιούνται διάφορες μέθοδοι αριθμητικού υπολογισμού τους, αφού πρώτα «πλεγματοποιηθούν» οι ζητούμενες γεωμετρίες, όπως θα αναλυθεί στη συνέχεια.

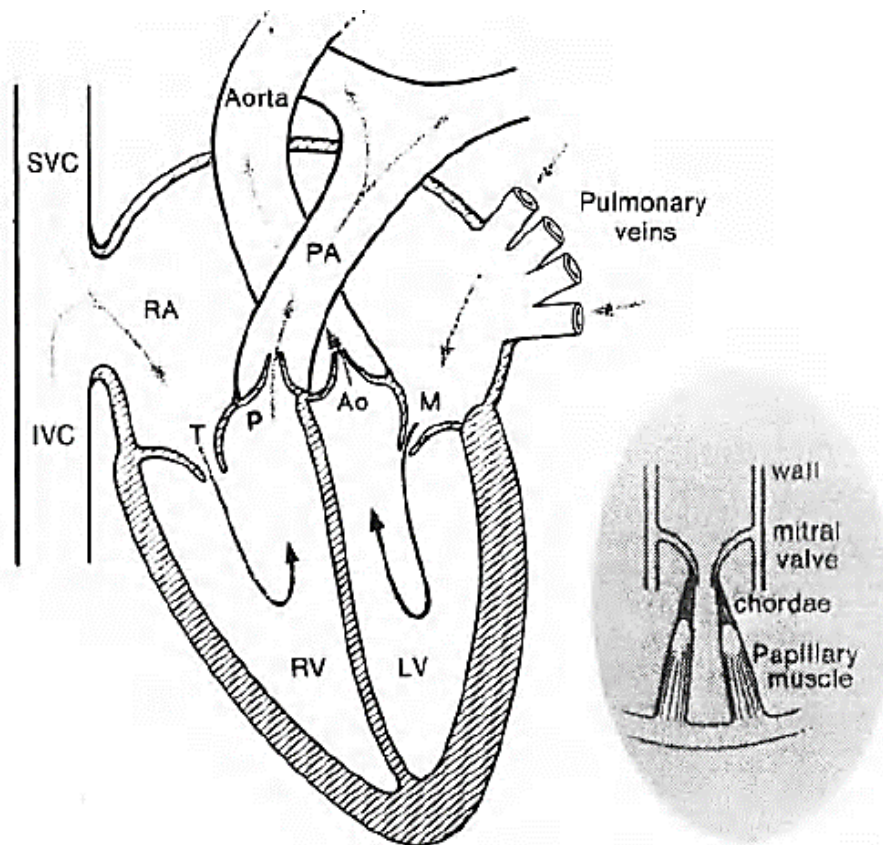
Κεφάλαιο 3. Καρδιά και Αγγεία

3.1. Η καρδιά

Η καρδιά είναι κοίλο μυώδες όργανο, που έχει σχήμα ανάποδου κώνου και μέγεθος περίπου όσο η γροθιά του ατόμου στο οποίο ανήκει. Μπορεί να συστέλλεται και να διαστέλλεται, εκπληρώνοντας έτσι τον βασικό της ρόλο της που είναι να προσδίδει στο αίμα την απαιτούμενη πίεση ώστε να μπορεί μέσω του δικτύου των αιμοφόρων αγγείων να τροφοδοτήσει κάθε κύτταρο του οργανισμού, καθώς και να καλύψει τις απώλειες πίεσης που εμφανίζονται στο δίκτυο αυτό [8].

Η καρδιά αποτελείται εσωτερικά από τέσσερις κοιλότητες. Οι δύο είναι μεγαλύτερες με παχιά τοιχώματα και ονομάζονται κοιλίες (ventricles) και οι άλλες δύο είναι πιο μικρές με λεπτά τοιχώματα και ονομάζονται κόλποι (atria). Η δεξιά, όπως και η αριστερή, κοιλία της καρδιάς, συνιστούν αντλίες. Οι δύο αυτές αντλίες είναι συνδεδεμένες σε «σειρά».

Οι κόλποι χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιό και αριστερό κόλπο, ενώ αντίστοιχα οι κοιλίες χωρίζονται με το μεσοκοιλιακό διάφραγμα σε δεξιά και αριστερή κοιλία. Οι κοιλίες παραλαμβάνουν το αίμα από τους κόλπους και το προωθούν στις αρτηρίες μέσω τεσσάρων βαλβίδων αντεπιστροφής, δύο για κάθε κοιλία. Η αριστερή κοιλία παραλαμβάνει το αίμα από τον αριστερό κόλπο μέσω της διγλώχινης (ή μιτροειδούς) βαλβίδας και το προσδίδει στην αορτή μέσω της αορτικής βαλβίδας. Αντίστοιχα η δεξιά κοιλία παραλαμβάνει το αίμα από τον δεξιό κόλπο μέσω της τριγλώχινης βαλβίδας και το προσδίδει στην πνευμονική αρτηρία μέσω της πνευμονικής βαλβίδας.



Σχήμα 3.1. Η μορφολογία της καρδιάς [3, σχήμα 5.2.1]

3.1.1. Ο καρδιακός κύκλος

Ο καρδιακός κύκλος περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

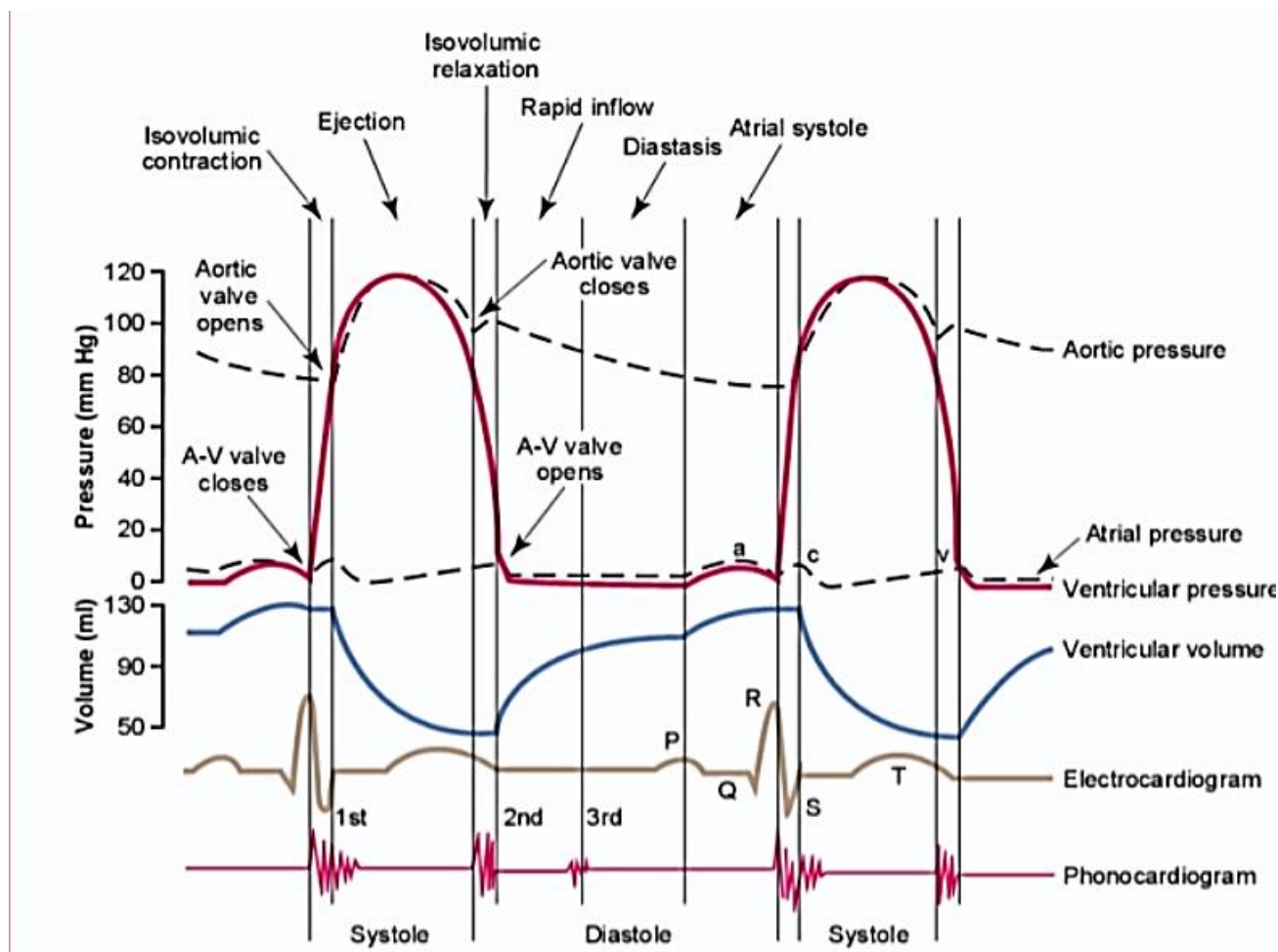
Ο δεξιός κόλπος δέχεται το αίμα των κοίλων φλεβών και ο αριστερός κόλπος το αίμα των πνευμονικών φλεβών. Οι κόλποι συστέλλονται (κολπική συστολή) και το αίμα ωθείται προς τις κοιλίες.

Το αίμα που ωθείται εξαιτίας της κολπικής συστολής στις κοιλίες, προκαλεί το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων οι οποίες κλείνουν μόλις τελειώσει η κολπική συστολή.

Στη συνέχεια συσπώνται οι κοιλίες και το αίμα ωθείται προς τις αρτηρίες (πνευμονική αρτηρία από τη δεξιά κοιλία, αορτή από την αριστερή κοιλία) αφού προηγουμένως έχουν ανοίξει οι μηνοειδείς βαλβίδες (πνευμονική και αορτική βαλβίδα).

Με αυτό τον τρόπο φτάνουμε στην τελευταία φάση, την καρδιακή ανάπαυλα που είναι η φάση ανασυγκροτήσεως κατά την οποία η καρδιά ξεκουράζεται.

Σε ένα λεπτό γίνονται κατά μέσο όρο 80 καρδιακές συστολές, σε ένα ενήλικα σε ηρεμία.

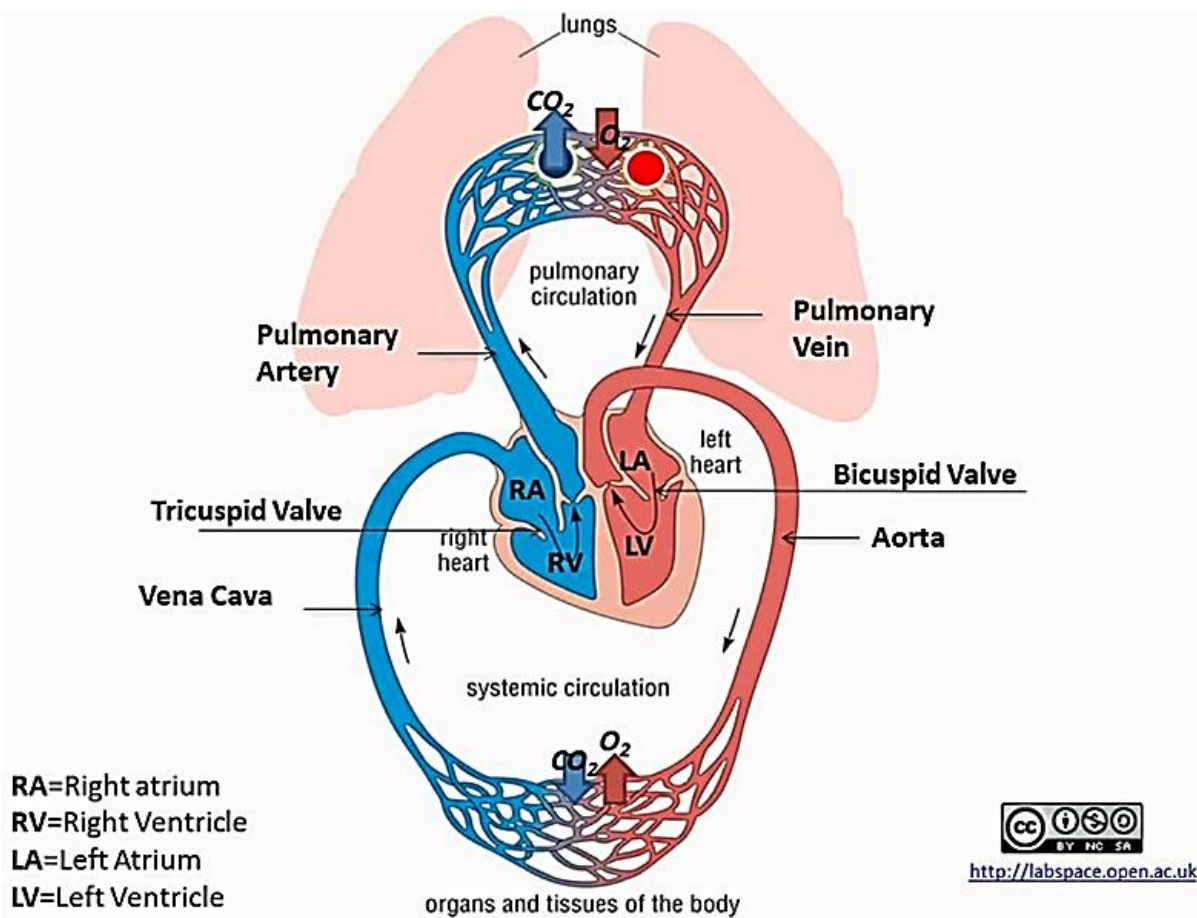


Σχήμα 3.2. Πιέσεις και όγκος του αίματος κατά τον καρδιακό κύκλο

3.1.2. Συστημική και Πνευμονική Κυκλοφορία

Η κυκλοφορία του αίματος στον ανθρώπινο οργανισμό υποδιαιρείται σε δύο υποσυστήματα: τη **συστημική** και την **πνευμονική** κυκλοφορία. Στη συστημική κυκλοφορία, το αίμα διοχετεύεται από την αριστερή κοιλία της καρδιάς, αρχικά στο αρτηριακό σύστημα και στη συνέχεια στο δίκτυο των τριχοειδών, όπου και κατανέμεται στα διάφορα όργανα (μυαλό, μύες, νεφροί, κ.α.) τα οποία είναι συνδεδεμένα «παράλληλα». Στη συνέχεια επιστρέφει στην καρδιά μέσω των φλεβών.

Στην πνευμονική κυκλοφορία, η οποία είναι συνδεδεμένη σε «σειρά» με τη συστηματική κυκλοφορία, ολόκληρος ο όγκος του αίματος λαμβάνεται από τη δεξιά κοιλία και διοχετεύεται μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες, απ' όπου και επιστρέφει στην αριστερή καρδιά μέσω της πνευμονικής φλέβας. Τα δύο αυτά υποσυστήματα πρέπει να συνεργάζονται συνεχώς για τη σωστή λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος.



Σχήμα 3.3. Πνευμονική και συστηματική κυκλοφορία

Αναλυτικά για τη συστηματική κυκλοφορία: Καθώς η αριστερή κοιλία της καρδιάς συσπάται, αίμα ωθείται μέσω της αορτικής βαλβίδας στην αορτή και στο συστηματικό αρτηριακό σύστημα, από όπου στη συνέχεια μέσω των τριχοειδών διαμοιράζεται στα όργανα και τους ιστούς. Στη συνέχεια το αίμα οδηγείται στο συστηματικό φλεβικό σύστημα. Οι φλέβες μικρής διαμέτρου, ενώνονται σχηματίζοντας φλέβες μεγαλύτερης διαμέτρου, ώπου καταλήξουν στις άνω και κάτω κοίλες φλέβες, οι οποίες αδειάζουν το αίμα στο δεξιό κόλπο της καρδιάς.

Αναλυτικά για την πνευμονική κυκλοφορία: Από το δεξιό κόλπο της καρδιάς, το αίμα συνεχίζει στην δεξιά κοιλία, μέσω της τριγώνινης βαλβίδας, από όπου μέσω της πνευμονικής βαλβίδας, ρέει στην πνευμονική αρτηρία. Η πνευμονική αρτηρία διακλαδιζόμενη σε μικρότερες αρτηρίες, οδηγεί το αίμα στο σύστημα τριχοειδών αγγείων των πνευμόνων, όπου συλλέγεται το CO₂ από το αίμα και του προσδίδεται οξυγόνο. Από εκεί το αίμα συνεχίζει στο πνευμονικό φλεβικό σύστημα, όπου συλλέγεται και τελικά καταλήγει στην καρδιά μέσω της πνευμονικής φλέβας.

Περίπου το 84% του συνολικού όγκου αίματος του σώματος βρίσκεται στη συστηματική κυκλοφορία. Από αυτό, το 64% είναι στις φλέβες, το 15% είναι στις αρτηρίες και το 5% στα τριχοειδή αγγεία. Η καρδιά περιέχει 7% του αίματος και τα πνευμονικά αγγεία το 9%. [5] .

Η ολική ροή αίματος μέσα στην κυκλοφορία ενός ενήλικα σε ηρεμία είναι περίπου 5 l/min. Η ροή αυτή ονομάζεται καρδιακή παροχή (ή κατά λεπτό όγκος) γιατί αποτελεί την ποσότητα αίματος που εξωθείται από την καρδιά στη μονάδα του χρόνου. Η ροή του αίματος εκφράζεται σε ml ή l (λίτρα) ανά min.

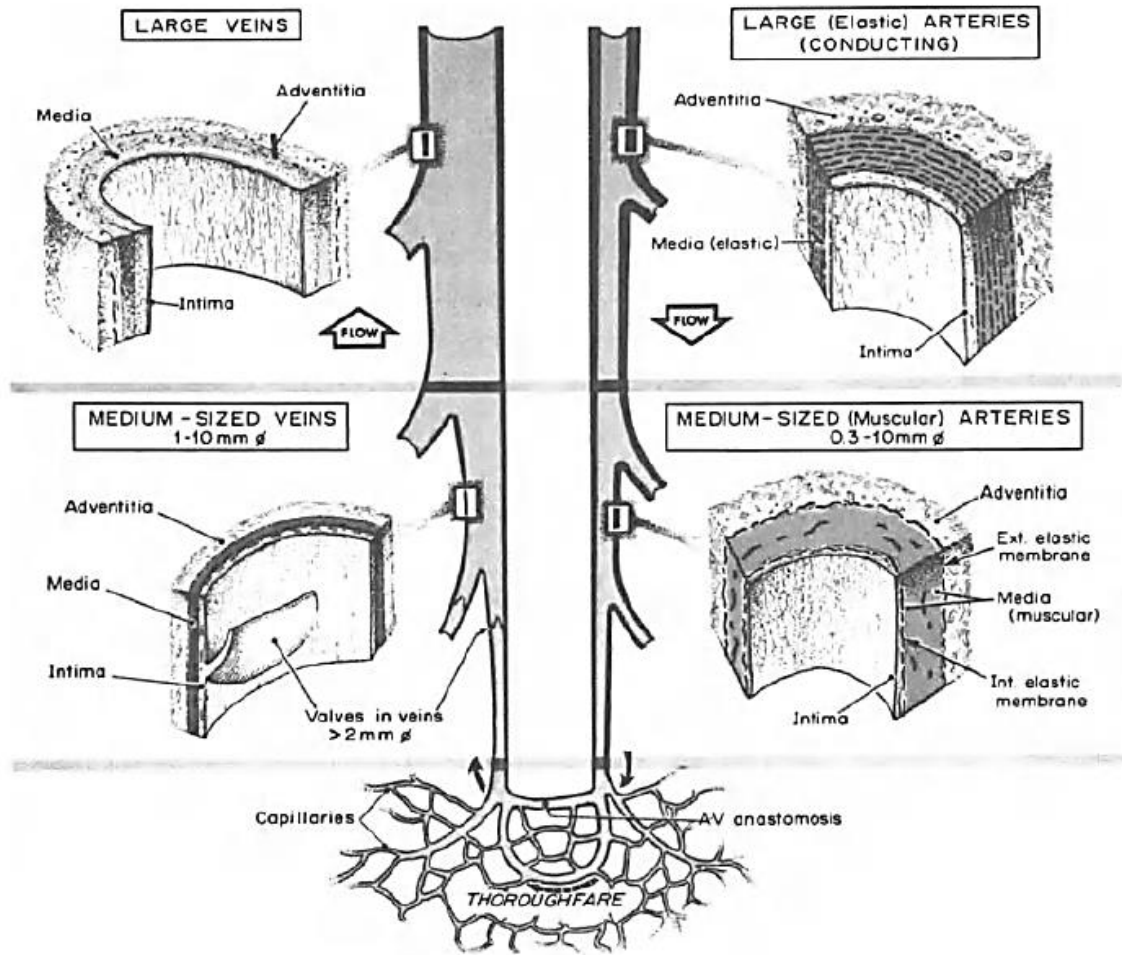
3.2 Αιμοφόρα Αγγεία

Τα αιμοφόρα αγγεία χωρίζονται, ανάλογα με το ρόλο, και το μέγεθος τους. Σε 3 βασικές κατηγορίες :

- 1) Αρτηρίες
- 2) Τριχοειδή αγγεία
- 3) Φλέβες

Οι αρτηρίες εξ' ορισμού είναι τα αγγεία που μεταφέρουν το αίμα μακριά από την καρδιά. Όσο απομακρύνονται από την καρδιά οι αρτηρίες, διακλαδίζονται σε αρτηρίες μικρότερης διαμέτρου ώσπου φτάσουν τα μικρότερης διαμέτρου αγγεία που χαρακτηρίζονται ως αρτηρίες, τα αρτηρίδια. Τα αρτηρίδια καταλήγουν στα τριχοειδή αγγεία. Απ' όλα τα αιμοφόρα αγγεία, μόνο τα τριχοειδή αγγεία έρχονται σε επαφή με τον κυτταρικό ιστό και εξυπηρετούν άμεσα τις ανάγκες του κυττάρου. Οι συναλλαγές μεταξύ του αίματος και των κυτταρικών ιστών λαμβάνουν χώρα κυρίως μέσω των λεπτών τοιχωμάτων των τριχοειδών αγγείων.

Τέλος τα μικρότερης διαμέτρου αγγεία που χαρακτηρίζονται ως φλέβες (τα φλεβίδια), συλλέγουν το αίμα από τα τριχοειδή και το επιστρέφουν, συγκλίνοντας σε ολοένα μεγαλύτερης διαμέτρου φλέβες, στην καρδιά. Γενικά, τα τοιχώματα των αρτηριών είναι παχύτερα από τα τοιχώματα των φλεβών όταν συγκρίνονται τα αγγεία της ίδιας συνολικής διαμέτρου.



Σχήμα 3.4. Μορφολογία των φλεβών και των αρτηριών [12, σχήμα 8.2.1]

Τα **τριχοειδή αγγεία** παρεμβάλλονται μεταξύ των αρτηριδίων και των φλεβιδίων, δηλαδή μεταξύ του αρτηριακού και φλεβικού συστήματος. Η εσωτερική διάμετρος των τριχοειδών αγγείων [13] είναι της ίδιας τάξης με τη διάμετρο των ερυθρών αιμοσφαιρίων και είναι σχετικά ανελαστική στις φυσιολογικές πιέσεις. Το μήκος των τριχοειδών κυμαίνεται μεταξύ των 100 με 1000 μm και η μέση ταχύτητα ροής σε αυτά είναι περίπου 1 mm/s . Ο τυπικός αριθμός Reynolds για ροή στα τριχοειδή είναι 10-2.

Η μέση τους διάμετρος είναι (7-9 μm) ενώ το μήκος τους κυμαίνεται από 0,25-1 mm (σπάνια φτάνουν τα 50 mm όπως στο νεφρό ή στα επινεφρίδια). Εξαιτίας όμως του τεράστιου αριθμού τους το συνολικό τους μήκος στον ανθρώπινο οργανισμό υπολογίζεται στα 96.000 χιλιόμετρα, ενώ η έκτασή τους φτάνει τα 6000 m^2 . Λόγω των λεπτών τοιχωμάτων τους και της αργής ροής του αίματος μέσα σε αυτά, ευνοούν την ανταλλαγή νερού, διαλυμένων ουσιών και μακρομορίων ανάμεσα στο αίμα και τους ιστούς.

Αρτηρίες:

Από την άποψη του σχετικού μεγέθους και της λειτουργίας, οι αρτηρίες μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις κατηγορίες τις (μεγάλες) ελαστικού τύπου αρτηρίες ή μεταφορικές αρτηρίες, τις μυϊκές αρτηρίες (μέσης ή μεγάλης διαμέτρου) και τα αρτηρίδια. Οι περισσότερες από τις αρτηρίες του ανθρώπινου σώματος είναι μυϊκού τύπου.

Τα **αρτηρίδια** είναι γενικά μικρότερα σε διάμετρο από 0,5 mm και έχουν σχετικά στενό αυλό, δηλαδή μικρή εσωτερική διάμετρο.

Στις **μεγάλες ελαστικές αρτηρίες** ανήκουν η αορτή και οι κλάδοι που εκφύονται από το αορτικό τόξο (κοινή καρωτίδα και υποκλείδιος αρτηρία), οι κοινές λαγόνιες αρτηρίες και το στέλεχος της πνευμονικής αρτηρίας. Οι μεγάλες αρτηρίες ονομάζονται και μεταφορικές αρτηρίες, διότι μεταφέρουν το αίμα μακριά από την καρδιά. Επίσης αμβλύνουν τις μεγάλες διακυμάνσεις στην πίεση που δημιουργείται κατά την καρδιακή συστολή. Ως αποτέλεσμα η αρτηριακή πίεση και η ροή του αίματος γίνονται λιγότερο ασταθείς όσο αυξάνεται η απόσταση από την καρδιά. Τα τοιχώματα των αγγείων αυτών σε νωπά παρασκευάσματα έχουν κιτρινωπό χρώμα λόγω της συσσώρευσης ελαστίνης στο μέσο χιτώνα τους. [14], [15], [16], [17]

Οι **μεσαίου μεγέθους μυϊκές αρτηρίες** ονομάζονται και αρτηρίες κατανομής, διότι η λειτουργία τους είναι να προμηθεύουν αίμα στα διάφορα όργανα. Η μυϊκή τους στοιβάδα, με τη συστολή της ή με την χαλάρωση, ελέγχει τη ροή του αίματος στα διάφορα όργανα.

Φλέβες:

Αντίστοιχα με τις αρτηρίες, οι φλέβες μπορούν επίσης να ταξινομηθούν σε 3 κατηγορίες: τις μεγάλες φλέβες, τις μυϊκές φλέβες (μέσης ή μεγάλης διαμέτρου) και τα φλεβίδια. Οι φλέβες ποικίλουν σε μέγεθος, με διάμετρο που κυμαίνεται από 1 mm έως 4 cm (έναντι της διαμέτρου των αρτηριών από 1 cm έως 0,5 cm). Σε σχέση με τις αρτηρίες, με συγκρίσιμη εξωτερική διάμετρο, οι φλέβες έχουν μεγαλύτερο αυλό και σχετικά λεπτότερο τοίχωμα.

Τα **φλεβίδια** είναι τα μικρότερα αγγεία που χαρακτηρίζονται ως φλέβες συλλέγουν το αίμα από τα τριχοειδή και συγκλίνουν σε φλέβες μικρότερης διαμέτρου. Η διάμετρός τους είναι από 8-50 μm.

Από τα φλεβίδια, το αίμα συλλέγεται σε φλέβες μεγαλύτερου μεγέθους τις **μυϊκές φλέβες**, με διάμετρο μεταξύ 1 και 9 mm.

Οι **μεγάλες φλέβες** περιλαμβάνουν κυρίως τα πλησίον της καρδιάς μεγάλα φλεβικά στελέχη. Αυτές οι φλέβες, ειδικά οι μεγαλύτερες, έχουν βαλβίδες στο εσωτερικό τους, που αποτελούνται από δύο ημισελήνοειδείς πτυχές του έσω χιτώνα που προβάλλουν στον αυλό. Οι βαλβίδες, που είναι πολυάριθμες στις φλέβες των άκρων, συμβάλλουν στην επαναφορά του φλεβικού αίματος στην καρδιά, σε συνδυασμό με τη σύσπαση των σκελετικών μυών που περιβάλλουν τις φλέβες [15], [17], [18], [19].

Διαφορές αρτηριών - φλεβών	Αρτηρίες	Φλέβες
Λειτουργία	απαγωγά αγγεία	προσαγωγά αγγεία
Αίμα	αρτηριακό, εκτός της πνευμονικής αρτηρίας	φλεβικό, εκτός των 4 πνευμονικών φλεβών
Τοίχωμα	παχύτερο και ελαστικό	λεπτότερο, λιγότερο ελαστικό
Σφυγγμός	έχουν	δεν έχουν
Διάμετρος	μικρότερη	μεγαλύτερη
Χωρητικότητα	μικρότερη	μεγαλύτερη
Βαλβίδες	δεν υπάρχουν	υπάρχουν
Βάθος στο οποίο βρίσκονται	μεγαλύτερο	μικρότερο

Σχήμα 3.5. Διαφορές αρτηριών και φλεβών

Blood vessel type	(Systemic) Typical number	Internal diameter range	Length range	Wall thickness	Systemic volume	(Pulmonary) Typical number	Pulmonary volume
Postcapillary venules (Wall consists of thin endothelium exhibiting occasional pericytes (pericapillary connective tissue cells) which increase in number as the vessel lumen gradually increases)	4,408,161,734	8–30 μm	0.1–0.6 mm	1.0–5.0 μm	166.7 ml	306,110,016	10.4 ml
Collecting venules (One complete layer of pericytes, one complete layer of veil cells (veil-like cells forming a thin membrane), occasional primitive smooth muscle tissue fibers that increase in number with vessel size)	160,444,500	30–50 μm	0.1–0.8 mm	5.0–10 μm	161.3 ml	8,503,056	1.2 ml
Muscular venules (Relatively thick wall of smooth muscle tissue)	32,088,900	50–100 μm	0.2–1.0 mm	10–25 μm	141.8 ml	3,779,136	3.7 ml
Small collecting veins (Prominent tunica media of continuous layers of smooth muscle cells)	10,241,508	100–200 μm	0.5–3.2 mm	$\approx 30 \mu\text{m}$	329.6 ml	419,904	6.7 ml
Terminal branches (A well-developed endothelium, subendothelium, and internal elastic lamina; well-developed tunica media but fewer elastic fibers than corresponding arteries and much thinner walls)	496,900	200–600 μm	1.0–6.0 mm	30–150 μm	206.6 ml	34,992	5.2 ml
Small veins	19,968	600 μm –1.1 mm	2.0–9.0 mm	$\approx 0.25 \text{ mm}$	63.5 ml	17,280	44.9 ml
Medium veins	512	1–5 mm	1–2 cm	$\approx 0.50 \text{ mm}$	67.0 ml	144	22.0 ml
Large veins (Well-developed wall layers comparable to large arteries but about 25% thinner)	256	5–9 mm	1.4–3.7 cm	$\approx 0.75 \text{ mm}$	476.1 ml	48	29.5 ml
Main branches (Along with the vena cava and pulmonary veins, the largest, most well-developed of all blood vessels)	224	9.0 mm–2.0 cm	2.0–10 cm	$\approx 1.00 \text{ mm}$	1538.1 ml	16	39.4 ml
Vena cava	1	2.0–3.5 cm	20–50 cm	$\approx 1.50 \text{ mm}$	125.3 ml	—	—
Pulmonary veins	—	1.7–2.5 cm	5–8 cm	$\approx 1.50 \text{ mm}$	—	4	52 ml
Wall morphology: Essentially the same as comparable major arteries but a much thinner tunica intima, a much thinner tunica media, and a somewhat thicker tunica adventitia; contains a vasa vasorum							
<i>Total systemic blood volume:</i> 4394 ml — 84.5% of total blood volume; 19.5% in arteries (~3:2 large:small), 5.9% in capillaries, 74.6% in veins (~3:1 large:small); 63% of volume is in vessels greater than 1 mm internal diameter.							
<i>Total pulmonary blood volume:</i> 468 ml — 9.0% of total blood volume; 31.8% in arteries, 22.2% in capillaries, 46% in veins; 58.3% of volume is in vessels greater than 1 mm internal diameter; remainder of blood in heart, about 338 ml (6.5% of total blood volume).							

Πίνακας 3.1. Χαρακτηριστικά του φλεβικού συστήματος

3.2.1. Το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων

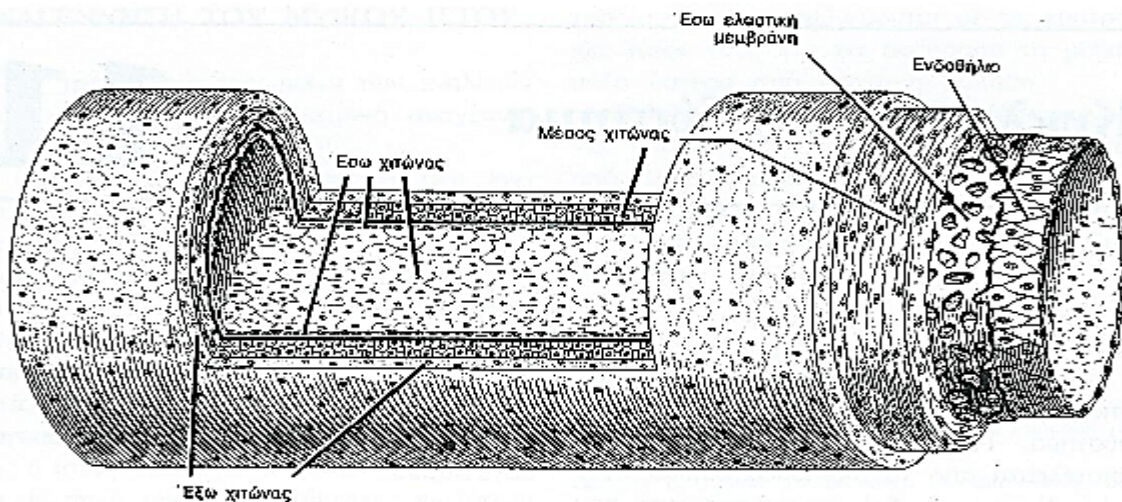
Το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων έχει κοινά χαρακτηριστικά στα περισσότερα αγγεία με κάποιες διαφοροποιήσεις, κυρίως αφαιρέσεις για τα μικρότερα εξ' αυτών (όπως τα

τριχοειδή και μετατριχοειδή φλεβίδια). Αποτελείται από τρία διακριτά, επάλληλα στρώματα (χιτώνες) ιστού. Τα στρώματα αυτά (χιτώνες) παίρνουν το όνομα τους ανάλογα με τη θέση τους ως προς το αίμα. Έτσι έχουμε τον έσω χιτώνα (tunica intima), ο οποίος έρχεται σε άμεση επαφή με το αίμα και διαμορφώνει την επιφάνεια πάνω στην οποία ρέει το αίμα, το μέσο χιτώνα (tunica media), τον μεσαίο εκ των τριών χιτώνων και τον έξω χιτώνα (tunica adventitia) το πλέον εξωτερικό στρώμα του αγγείου.

Ο έσω χιτώνας, διαχωρίζεται από τον μέσο με μία λεπτή ζώνη ελαστικών ινών, την έσω ελαστική μεμβράνη. Η έσω ελαστική μεμβράνη διαθέτει θυρίδες (οπές), οι οποίες επιτρέπουν στο αγγειακό τοίχωμα να έρθει σε άμεση επαφή με το αίμα ώστε να παραλάβει τις απαιτούμενες ουσίες. Αντίστοιχα ο μέσος χιτώνας διαχωρίζεται από τον έξω με μια επίσης λεπτή ζώνη ελαστικών ινών, την έξω ελαστική μεμβράνη. Η έσω ελαστική μεμβράνη είναι ιδιαίτερα ανεπτυγμένη στις μεσαίου μεγέθους αρτηρίες [15], [20]. Η έξω ελαστική μεμβράνη δεν παρατηρείται σε όλες τις αρτηρίες. Το πάχος του κάθε χιτώνα δεν είναι σταθερό, αλλά μεταβάλλεται ανάλογα με το μέγεθος του αγγείου [12].

Έσω χιτώνας (tunica intima)

Το στρώμα που έρχεται σε άμεση επαφή με το αίμα, ονομάζεται έσω χιτώνας και είναι ο πιο λεπτός από τους τρεις χιτώνες. Βασικό συστατικό του έσω χιτώνα αποτελούν τα κύτταρα ενδοθηλίου, για το λόγο αυτό ο έσω χιτώνας αναφέρεται και ως ενδοθήλιο. Τα κύτταρα αυτά, έχουν επίπεδη πλακοειδή μορφή και εφάπτονται στενά μεταξύ τους, σχηματίζοντας μια λεία επιφάνεια για να κυκλοφορήσει μέσα σε αυτή το αίμα, με μικρή τριβή. Σε αρτηρίες με διάμετρο μεγαλύτερη από 1mm υπάρχει ακόμα ένα στρώμα το λεγόμενο υποενδοθηλιακό στρώμα που υποστηρίζει και συγκρατεί το ενδοθήλιο [1].



Σχήμα 3.6. Τοιχώματα αιμοφόρων αγγείων

Μέσος χιτώνας (Tunica Media)

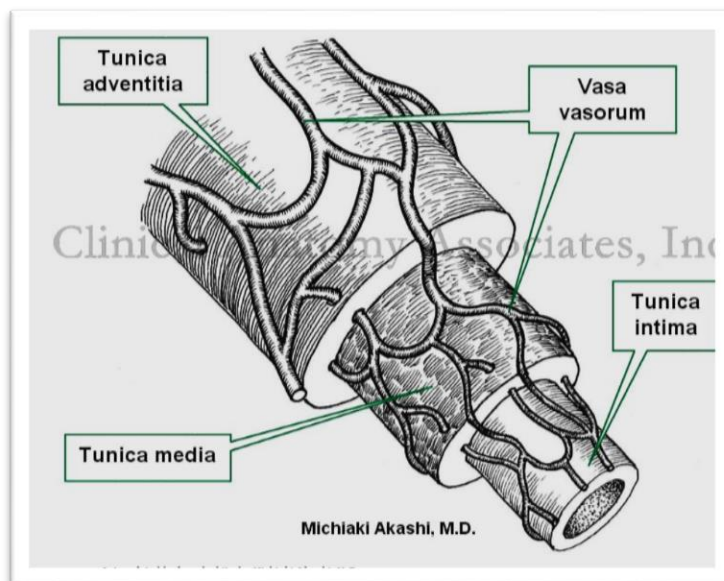
Ο μέσος χιτώνας αποτελείται κυρίως από κυκλοτερώς διατεταγμένα λεία μυϊκά κύτταρα, μεταξύ των οποίων βρίσκονται, ίνες κολλαγόνου και ελαστικές ίνες. Η αναλογία αυτών των 3 συστατικών διαφέρει ανάλογα με τη λειτουργία και τη θέση του αγγείου στο καρδιαγγειακό σύστημα. Είναι ο πιο παχύς από τους χιτώνες. Η δραστηριότητα των λείων μυϊκών κυττάρων ρυθμίζεται από το αυτόνομο νευρικό σύστημα και χημικές ουσίες. Περιλαμβάνει την αγγειοσυστολή (μείωση της διαμέτρου του αγγείου καθώς τα λεία μυϊκά κύτταρα συστέλλονται) και την αγγειοδιαστολή (αύξηση της εσωτερικής διαμέτρου του αγγείου καθώς τα λεία μυϊκά κύτταρα χαλαρώνουν). Μικρές αλλαγές στη διάμετρο του αγγείου επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό την πίεση και τη ροή του αίματος μέσα σε αυτό. Για το λόγο αυτό η δραστηριότητα των λείων μυϊκών κυττάρων παίζει σημαντικό ρόλο στη δυναμική του καρδιαγγειακού συστήματος.

Έξω χιτώνας (adventitia)

Ο έξω χιτώνας είναι ο εξώτερος χιτώνας του αγγείου. Αποτελείται στο μεγαλύτερο μέρος του από ίνες κολλαγόνου και ελαστίνη οι οποίες προστατεύουν, ενισχύουν το αγγείο και το προσκολλούν με το περιβάλλον του. Ο έξω χιτώνας διηθείται από νεύρα, λεμφικά αγγεία και -στις μεγάλες φλέβες - από ένα δίκτυο ελαστικές ίνες.

«Αγγεία των αγγείων»

Το πάχος και η μυϊκή σύσταση των μεγάλων αγγείων, κυρίως του μέσου και έξω χιτώνα, δεν επιτρέπουν στα κύτταρα που απαρτίζουν αυτούς τους χιτώνες να προσλαμβάνουν θρεπτικά συστατικά με διάχυση απευθείας από τον αυλό του αγγείου. Αυτά τα κύτταρα, επομένως, πρέπει να τροφοδοτούνται από άλλα αγγεία. Μικρές αρτηρίες που εισέρχονται στο αγγειακό τοίχωμα, μέσω του εξωτερικού χιτώνα, αποσχίζονται σε πολλούς κλάδους ώστε να εξυπηρετήσουν τις ανάγκες των κυττάρων του μέσου και έξω χιτώνα των μεγάλων αγγείων. Τα αγγεία αυτά ονομάζονται «αγγεία των αγγείων» (vasa vasorum). Είναι περισσότερα στις φλέβες, διότι το φλεβικό αίμα έχει έλλειψη σε οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες.



Σχήμα 3.7. «Αγγεία των αγγείων» (vasa vasorum).

3.2.2. Συστατικά αγγειακών χιτώνων

Σύμφωνα με τα προηγούμενα 4 συστατικά διαμορφώνουν σε γενικές γραμμές τους χιτώνες των αγγείων. Τα συστατικά αυτά είναι: τα κύτταρα ενδοθηλίου (endothelium), τα λεία μυϊκά κύτταρα (smooth muscle cells), το κολλαγόνο (collagen) και η ελαστίνη (elastin). Οι αναλογίες των συστατικών των διαφόρων στρωμάτων διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο αναφορικά με τις μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος.

Κύτταρα Ενδοθηλίου

Τα ενδοθηλιακά κύτταρα σχηματίζουν ένα στρώμα που επικαλύπτει ολόκληρο το εσωτερικό του αγγειακού συστήματος, δημιουργώντας έτσι μια επιφάνεια αλληλεπίδρασης ανάμεσα στο αίμα και το τοίχωμα των αγγείων. Για το λόγο αυτό, υπόκεινται άμεσα στις δυνάμεις της αιματικής ροής. Η επιφάνεια αυτή είναι διαπερατή [21] και κατά συνέπεια, διαδραματίζει σημαντικό ρόλο σε φαινόμενα μεταφοράς μάζας ανάμεσα στο αίμα και τους ιστούς του οργανισμού. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα έχουν επίπεδο σχήμα, αποτελούνται από λεπτή στοιβάδα κυτταροπλάσματος και ένα ελλειψοειδή πυρήνα, ο οποίος προεξέχει στον ενδοαυλικό χώρο.

Λεία Μυϊκά Κύτταρα

Τα λεία μυϊκά κύτταρα (smooth muscle cells) [22] αποτελούν δομική μονάδα των αιμοφόρων αγγείων με κύρια λειτουργία τη συστολή και τη χαλάρωση, ρυθμίζοντας έτσι τη διάμετρο των αγγείων και βοηθώντας στη ροή του αίματος. Οι αρτηρίες έχουν περισσότερα λεία μυϊκά κύτταρα από τις φλέβες και κατά συνέπεια πιο χοντρά τοιχώματα.

Τα λεία μυϊκά κύτταρα των αρτηριών είναι ατρακτοειδούς σχήματος, με τυπικό μήκος 100 μm και διάμετρο περίπου 5 μm , εκτός της περιοχής κοντά στον πυρήνα όπου είναι λίγο παχύτερα.

Κολλαγόνο

Το κολλαγόνο είναι η πιο κοινή ινώδης πρωτεΐνη στο ανθρώπινο σώμα. Αποτελεί το 1/3 όλων των πρωτεϊνών του σώματος και κατατάσσεται στις κατασκευαστικές πρωτεΐνες, οι οποίες δομούν τον οργανισμό [23]. Με απλά λόγια, το κολλαγόνο επηρεάζει το σχήμα των κυττάρων και βοηθάει στην αναγέννηση των ιστών. Το κολλαγόνο είναι συστατικό του δέρματος, των οστών, των χόνδρων των αρθρώσεων, των αιμοφόρων αγγείων και άλλων συνεκτικών ιστών (connective tissue).

Ένα τυπικό μόριο κολλαγόνου έχει μακριά, άκαμπτη, ελικοειδή μορφή, στην οποία τρεις πεπτιδικές αλυσίδες κολλαγόνου περιελίσσονται η μία γύρω από την άλλη σε μία σχοινοειδή έλικα. Με τη σειρά τους τα μόρια αυτά συναρμολογούνται σε πολυμερή γνωστά ως ινίδια κολλαγόνου και αυτά με τη σειρά τους σε ακόμη παχύτερες ίνες κολλαγόνου. Μόρια κολλαγόνου βρίσκονται στην επιφάνεια των ινιδίων κολλαγόνου και διασυνδέουν τα ινίδια τόσο το ένα με το άλλο, όσο και με άλλα συστατικά του εξωκυττάριου χώρου.

Οι ίνες κολλαγόνου διαθέτουν μεγάλη αντοχή σε εφελκυσμό και παραμορφώνονται μόνο στο 5% του αρχικού τους μήκους όταν εντείνονται [23].

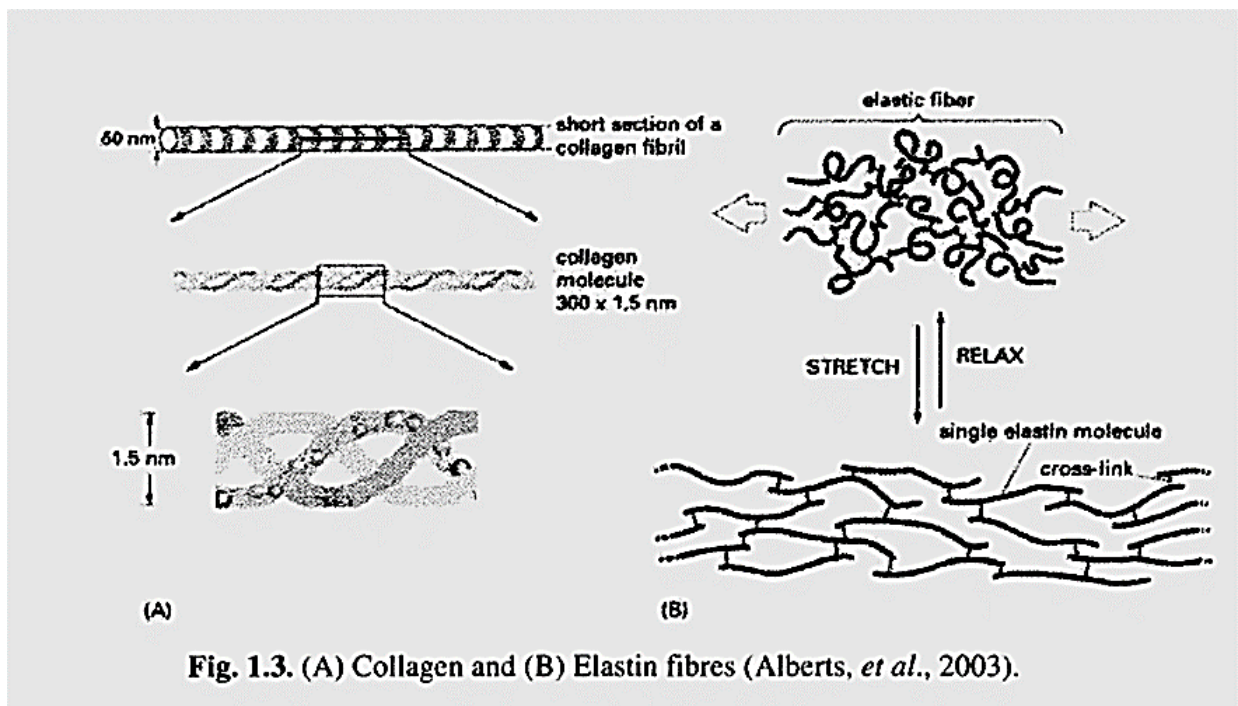


Fig. 1.3. (A) Collagen and (B) Elastin fibres (Alberts, *et al.*, 2003).

Σχήμα 3.8. Μορφολογία του μορίου του κολλαγόνου [24]

Ελαστίνη

Η ελαστίνη είναι η κύρια ελαστική πρωτεΐνη και συνήθως συναντάται σε συνδυασμό με το κολλαγόνο [25]. Τα μόρια ελαστίνης έχουν ακανόνιστο σχήμα. Επιμέρους μόρια ελαστίνης συνδέονται μεταξύ και σχηματίζουν ευμεγέθη πλέγματα μορίων τις ελαστικές ίνες. Οι ελαστικές ίνες δεν παρουσιάζουν περιοδικότητα και απαντώνται σε περιοχές του σώματος που απαιτούν σημαντική ευκαμψία και ελαστικότητα. Η ελαστίνη είναι περίπου 1000 φορές πιο εκτάσιμη από το κολλαγόνο.

3.2.3. Δομή των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων

Η δομή των αιμοφόρων αγγείων διαφοροποιείται καθώς αυτά αναπτύσσονται στο αρτηριακό δένδρο (σύστημα). Οι μαλακοί ιστοί, που βρίσκονται στο τοίχωμα των αγγείων, έχουν σύνθετες υλικές ιδιότητες, οι οποίες είναι δύσκολο να χαρακτηριστούν.

Διατρέχοντας τα αγγεία από την αρτηριακή πλευρά προς τα τριχοειδή, το αγγειακό τοίχωμα λεπταίνει. Ενώ το ποσοστό του νερού στο αγγειακό τοίχωμα παραμένει σταθερό περίπου στο 70% κατά βάρος, η αναλογία ελαστίνης προς κολλαγόνο μειώνεται από 3 προς 2 στις μεγάλες αρτηρίες (9% ελαστίνη, 6% κολλαγόνο, κατά βάρος) σε 1 προς 2 στα μικρότερα αγγεία (5% ελαστίνη, 10% κολλαγόνο). Αντίθετα ο λείος μυϊκός ιστός αυξάνεται από 7,5% κατά βάρος στις μεγάλες αρτηρίες σε 15% στα μικρότερα αγγεία.

Στο επίπεδο των τριχοειδών συναντάμε πολύ λεπτά αγγεία, τα οποία αποτελούνται από ένα στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων. Από τα αγγεία αυτά απουσιάζουν πλήρως λεία μυϊκά κύτταρα, το κολλαγόνο και η ελαστίνη. Κατάντη των τριχοειδών, στο φλεβικό σύστημα το τοίχωμα των αγγείων ανασυγκροτείται καθώς επιστρέφει το αίμα στην καρδιά.

Η δομή των αιμοφόρων αγγείων είναι άμεσα συνδεδεμένη με τη λειτουργία τους. Τα τριχοειδή αγγεία χωρίζουν το δίκτυο των αιμοφόρων αγγείων στο ανάντη υψηλής πίεσης αρτηριακό σύστημα το οποίο απάγει το αίμα από την καρδιά και στο κατάντη χαμηλής πίεσης φλεβικό σύστημα που επιστρέφει το αίμα στην καρδιά. Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα με μεγάλη πίεση στους ιστούς για αυτό και έχουν ισχυρά αγγειακά τοιχώματα και το αίμα ρέει γρήγορα μέσα σε αυτές. Αντίθετα οι φλέβες λειτουργούν ως αγωγοί επαναφοράς του αίματος από τους ιστούς στην καρδιά. Τα τοιχώματα των φλεβών είναι λεπτά, επειδή η πίεση μέσα στο φλεβικό σύστημα είναι πολύ χαμηλή. Παρά τη λεπτότητα τους όμως, έχουν ισχυρό μυϊκό χιτώνα και μπορούν να συστέλλονται ή να διευρύνονται για να μπορούν να αποθηκεύουν την περίσσεια του αίματος [26].

3.2.4. Πίεση στα αιμοφόρα αγγεία

Οι μεγάλες αρτηρίες που βρίσκονται κοντά στην καρδιά και οι αρχικές διακλαδώσεις τους είναι σχεδιασμένες ώστε να αντέχουν την παλλόμενη πίεση του αίματος από 80-130mmHg. Οι μικρότερες μεταφορικές αρτηρίες λειτουργούν κάτω από πιο σταθερή πίεση της τάξης των 70-90mmHg, αλλά πρέπει να παραμένουν λεπτές ώστε να διασχίζουν τον οργανισμό

αλλά και τα όργανα χωρίς να επηρεάζουν την ανατομική ακεραιότητα των στοιχείων που εμπλέκονται. Τα αρτηρίδια έχουν πιέσεις της τάξης των 45-70mmHg αλλά περιέχουν περισσότερα λεία μυϊκά κύτταρα, ώστε να μπορούν να ρυθμίσουν τη ροή στα τριχοειδή.

Στα τριχοειδή η πίεση πέφτει στα 10-45mmHg και είναι σχεδιασμένα ώστε να βελτιστοποιούν τις συνθήκες για τη μεταφορά των στοιχείων από το αίμα στο περιβάλλον του και αντίστροφα. Περνώντας στο φλεβικό σύστημα η πίεση του αίματος συνεχώς φθίνει από περίπου 30mmHg έως σχεδόν 0. Έτσι τα αγγεία αυτά μπορούν να είναι λεπτότοιχα. Ωστόσο τα λεπτά τοιχώματα, η μεγαλύτερη εσωτερική διάμετρος, η χαμηλή πίεση του αίματος, και η πιο αργή και σταθερή ροή του αίματος, κάνει τα αγγεία το κατάλληλο μέρος για την "αποθήκευση" του αίματος. Δεν εκπλήσσει επομένως το γεγονός ότι κάθε χρονική στιγμή τα 2/3 του συνολικού όγκου του αίματος βρίσκονται στο φλεβικό σύστημα. Το 1/3 που απομένει μοιράζεται ανάμεσα στην καρδιά (6.5%), στη μικροκυκλοφορία (7%) - η μικροκυκλοφορία αφορά τα αρτηρίδια, τα τριχοειδή και τα φλεβίδια - και στο αρτηριακό σύστημα (19,5-20%).

3.2.5. Πορεία του αίματος στο σώμα

Με την αντλητική λειτουργία της καρδιάς το οξυγονωμένο αίμα εξωθείται από την αριστερή κοιλία στην αορτή, τη μεγαλύτερη αρτηρία του ανθρώπου. Στη συνέχεια η αορτή διακλαδίζεται συνεχώς προκειμένου να τροφοδοτηθούν με αίμα όλα τα όργανα του ανθρώπινου σώματος.

Η **αορτή** διακρίνεται σε **ανιούσα αορτή**, **αορτικό τόξο** και **κατιούσα αορτή** (θωρακική και κοιλιακή). Από την ανιούσα αορτή εκφύονται οι δύο **στεφανιαίες αρτηρίες** (δεξιά και αριστερή) οι οποίες αιματώνουν την ίδια την καρδιά.

Από το αορτικό τόξο εκφύονται οι δύο **κοινές καρωτίδες** (δεξιά και αριστερή) για την αιμάτωση της κεφαλής και οι δύο υποκλειδίες αρτηρίες (δεξιά και αριστερή) για την αιμάτωση της κεφαλής και των άνω άκρων. Η δεξιά κοινή καρωτίδα και η δεξιά υποκλειδία αρτηρία παρουσιάζουν κοινή έκφυση (ανώνυμη αρτηρία). Η κεφαλή αιματώνεται επιπλέον και από τις δύο **σπονδυλικές αρτηρίες** που είναι κλάδοι των υποκλειδίων. Κάθε κοινή καρωτίδα διακλαδίζεται στην αντίστοιχη έσω και έξω καρωτίδα. Η έξω καρωτίδα αιματώνει το πρόσωπο και το τριχωτό της κεφαλής, ενώ η έσω καρωτίδα μαζί με την αντίστοιχη σπονδυλική αρτηρία εισέρχεται στο κρανίο και αιματώνει τον εγκέφαλο.

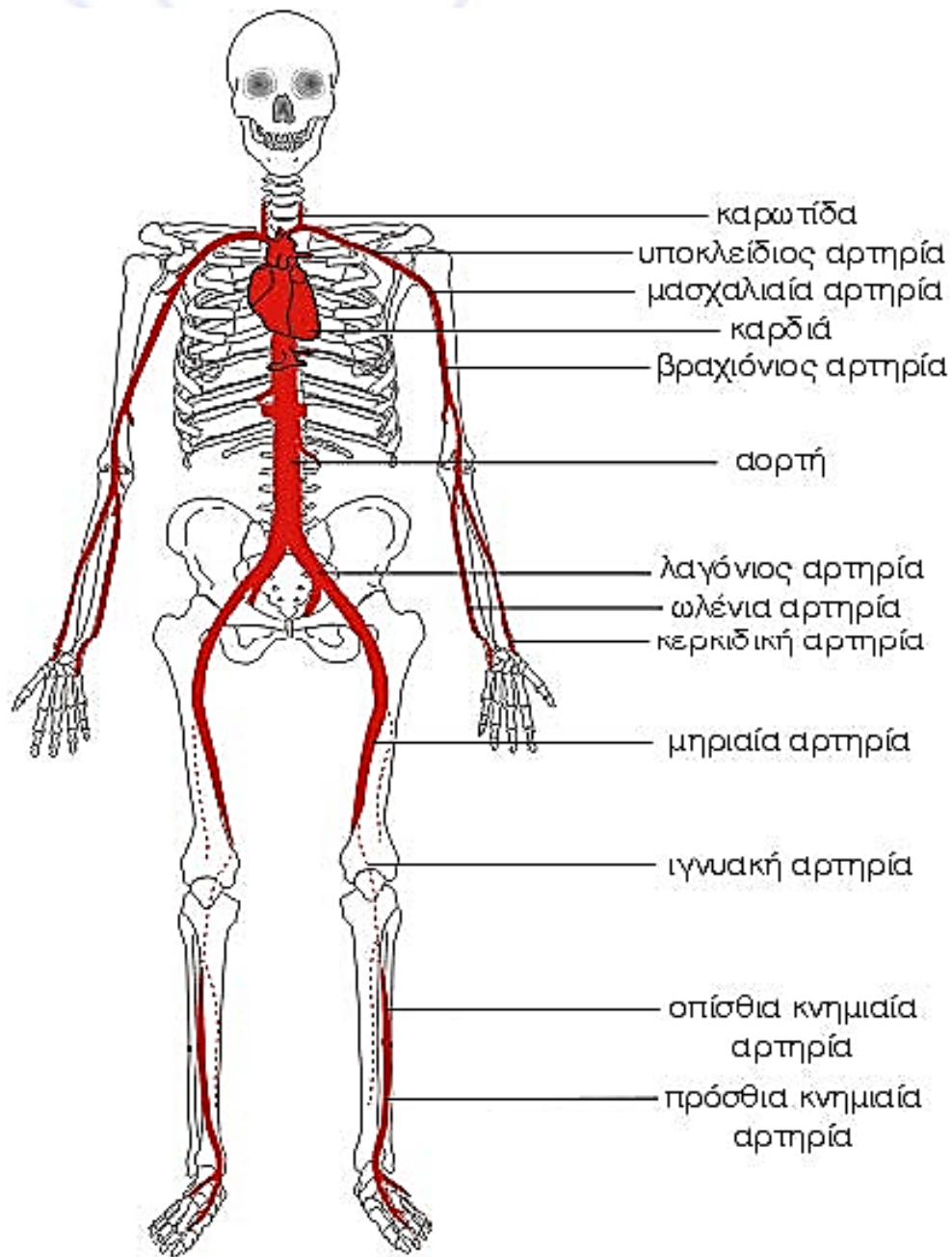
Μεταξύ των έσω καρωτίδων και των δυο σπονδυλικών αρτηριών (που ενώνονται και σχηματίζουν τη βασική αρτηρία) δημιουργείται αναστομωτικό δίκτυο που καλείται αρτηριακός κύκλος του Willis.

Οι σφύξεις της καρωτίδας μπορούν να ψηλαφηθούν στα πλάγια του τραχήλου, σε μια περιοχή που ονομάζεται καρωτιδικό τρίγωνο. Σε αυτή την περιοχή πρέπει να επιχειρείται να ψηλαφιέται ο σφυγμός σε ένα άτομο που έχει χάσει τις αισθήσεις του. Τονίζεται ότι ποτέ δεν θα πρέπει να ψηλαφούμε ταυτόχρονα και τις δύο καρωτίδες, καθώς εκλύεται ένα αντανακλαστικό που μπορεί να προκαλέσει συγκοπτικό επεισόδιο.

Η κάθε υποκλείδιος αρτηρία όταν φθάσει στη μασχάλη χαρακτηρίζεται ως μασχαλιαία αρτηρία και στη συνέχεια ως βραχιόνιος αρτηρία. Κάθε βραχιόνιος αρτηρία διακλαδίζεται στην περιοχή του αγκώνα στην κερκιδική και την ωλένια αρτηρία. Η κερκιδική αρτηρία μπορεί εύκολα να ψηλαφηθεί στην περιοχή του καρπού προς τη μεριά του αντίχειρα (κερκιδικώς). Η ευκολία εντόπισης της αλλά και η επιφανειακή της πορεία είναι ο λόγος που επιλέγουμε την αρτηρία αυτή για τη ψηλάφηση των περιφερικών σφύξεων και για τη λήψη αρτηριακού αίματος για ανάλυση των αερίων (οξυγόνο και διοξείδιο του άνθρακα). Η ωλένια αρτηρία σπανίως ψηλαφάται και πορεύεται με κατεύθυνση προς το μικρό δάκτυλο (ωλενίως)

Η κατιούσα θωρακική αορτή χορηγεί κλάδους για το θωρακικό τοίχωμα, ενώ από την κοιλιακή αορτή εκφύονται κλάδοι που αιματώνουν το κοιλιακό τοίχωμα και τα σπλάγχνα. Κύριοι κλάδοι της κοιλιακής αορτής είναι οι δύο νεφρικές αρτηρίες (δεξιά και αριστερή), η κοιλιακή αρτηρία, η άνω μεσεντέριος αρτηρία και η κάτω μεσεντέριος αρτηρία. Μέσα στην πύελο η κοιλιακή αορτή διακλαδίζεται στην δεξιά και αριστερή κοινή λαγόνια. Κάθε κοινή λαγόνια αρτηρία διακλαδίζεται στην έσω λαγόνια που αιματώνει την περιοχή της πυέλου και στην έξω λαγόνια που πορεύεται προς το σύστοιχο κάτω άκρο, όπου πλέον χαρακτηρίζεται ως μηριαία αρτηρία. Η μηριαία αρτηρία ψηλαφάται σχετικά εύκολα στην πρόσθια επιφάνεια, στη μεσότητα της ρίζας κάθε σκέλους. Η μηριαία διακλαδίζεται σε επιπολής και εν τω βάθει μηριαία αρτηρία.

Η επιπολής μηριαία αρτηρία φθάνει ως την περιοχή του ιγνυακού βόθρου (οπίσθια επιφάνεια του γόνατος) και εκεί πλέον χαρακτηρίζεται ως ιγνυακή αρτηρία. Η ιγνυακή αρτηρία, που ψηλαφάται σχετικά δύσκολα, τριχάζεται στους τελικούς κλάδους της, την πρόσθια κνημιαία, την οπίσθια κνημιαία και την περνιαία αρτηρία. Η πρόσθια κνημιαία μεταπίπτει στη ραχιαία του ποδός αρτηρία, που αρκετά συχνά μπορεί να ψηλαφηθεί στη ράχη του ποδιού. Η οπίσθια κνημιαία αρτηρία μπορεί συχνά να ψηλαφηθεί στην έξω και πίσω επιφάνεια του αστραγάλου.



Σχήμα 3.9. Αρτηρίες του ανθρώπινου σώματος

Κεφάλαιο 4. Το αίμα

Η εξέχουσα σημασία του αίματος στον ανθρώπινο οργανισμό, έγκειται στη λειτουργία του, η οποία συνοψίζεται στα ακόλουθα:

1. Παραλαμβάνει O_2 από τους πνεύμονες και μέσω των τριχοειδών αγγείων το μεταφέρει στους ιστούς και στα όργανα του σώματος, όπου και χρησιμοποιείται ενώ στη συνέχεια, παραλαμβάνει από τους ιστούς και τα όργανα του σώματος το CO_2 και το μεταφέρει προς τους πνεύμονες.
2. Μεταφέρει και αποδίδει προς το περιβάλλον των ιστών και μέσω αυτού προς τα κύτταρα, διάφορες ουσίες οι οποίες χρησιμοποιούνται ως δομικά και λειτουργικά στοιχεία των κυττάρων καθώς και ως φορείς ενέργειας.
3. Παραλαμβάνει από τους διάφορους ιστούς και όργανα του σώματος τα άχρηστα και επιβλαβή προϊόντα του μεταβολισμού και τα μεταφέρει στα όργανα απεκκρίσεως (κυρίως στους νεφρούς), μέσω των οποίων ο οργανισμός απαλλάσσεται από αυτά.
4. Αποτελεί το κυριότερο μέσο μεταφοράς θερμότητας μεταξύ των διαφόρων τμημάτων του οργανισμού.
5. Συμβάλλει στην άμυνα του οργανισμού.

Το αίμα από φυσικής απόψεως είναι εναιώρημα κυτταρικών στοιχείων, που αποτελείται από ερυθρά αιμοσφαίρια, λευκά αιμοσφαίρια και αιμοπετάλια τα οποία ρέουν μέσα στο πλάσμα. Είναι ένα αδιαφανές υγρό (κυρίως λόγω της παρουσίας ερυθρών αιμοσφαιρίων) και εμφανίζει ζωηρή κόκκινη χροιά (ανάλογα με το βαθμό κορεσμού της αιμοσφαιρίνης με το οξυγόνο (O_2)). Η χημική του συμπεριφορά είναι ελαφρώς αλκαλική με pH από 7.35 έως 7.44. Το ειδικό βάρος του αίματος κυμαίνεται γύρω από τη μέση τιμή η οποία είναι $1,06 \text{ g/cm}^3$. Η συνεκτικότητα (ή γλοιότητα ή εσωτερική τριβή) ή το ιξώδες του αίματος κυμαίνεται μεταξύ από 3.5 έως 5 cpoise. Το αίμα εξαιτίας της σύνθετης ανομοιογενούς σύστασης του, είναι ένα μη-Νευτώνειο ρευστό.

Το αίμα [27] είναι το υγρό της ζωής που μεταφέρει οξυγόνο, διοξείδιο του άνθρακα, θρεπτικά συστατικά, άλατα, ορμόνες, απόβλητα του μεταβολισμού και πολλά άλλα συστατικά. Το αίμα ανέρχεται στο $8 \pm 1\%$ του συνολικού βάρους του σώματος. Καταλαμβάνει όγκο σε έναν υγιή άνθρωπο 70kg, περίπου 5200ml. Το αίμα είναι ένας πολύπλοκος ρευστός ιστός αποτελούμενος από πολλά κυτταρικά συστατικά τα οποία αιωρούνται σε υδατικό μέσο. Η ιδιαιτερότητα του αίματος ως υγρό οφείλεται στη σύστασή του. Το αίμα είναι υγρό μείγμα από κύτταρα (ερυθρά: 5×10^6 κύτταρα/ mm^3 , λευκά: 6×10^3 κύτταρα/ mm^3 , αιμοπετάλια: 3×10^5 κύτταρα/ mm^3) και μία υδάτινη διάλυση ηλεκτρολυτών και ουδέτερων μορίων. Είναι ένα πολύπλοκο, ετερογενές γαλάκτωμα σωματιδίων σε υδατικό διάλυμα μεταβλητής σύστασης που ονομάζεται πλάσμα (plasma).

Το πλάσμα έχει ωχροκίτρινο χρώμα και αποτελεί περίπου το 55-60% του όγκου του αίματος και λειτουργεί ως φορέας μεταφοράς των έμμορφων, ελαστικών, συστατικών του αίματος. Τα κυτταρικά (έμμορφα) στοιχεία του αίματος είναι: τα ερυθρά αιμοσφαίρια (Red Blood Cells-RBC-erythrocytes) αποτελούν το 95% των έμμορφων συστατικών, τα λευκά αιμοσφαίρια λιγότερο από 0.15% (White Blood Cells-WBC-leukocytes) και τα αιμοπετάλια 5%

(platelets-thrombocytes) των κυττάρων. Τα κυτταρικά συστατικά του αίματος καταλαμβάνουν το 40-45% του συνολικού όγκου του αίματος [28], [29].

Το αίμα ερχόμενο σε επαφή μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα με το ενδοθήλιο των αγγείων και το ενδοκάρδιο διατηρείται σε υγρή κατάσταση. Κάτω όμως από ορισμένες συνθήκες, σε περίπτωση εξόδου από τα αγγεία τίθενται σε λειτουργία ενζυματικές διεργασίες που έχουν αποτέλεσμα την μετάπτωσή του στην ημιστερεή κατάσταση, δηλαδή την πήξη του αίματος.

Το πηχθέν αίμα εκτός σώματος και αιματικών αγγείων ονομάζεται πλακούς, ενώ εντός του κυκλοφορικού συστήματος ονομάζεται θρόμβος. Ο σχηματισμός θρόμβου εγκυμονεί σοβαρό κίνδυνο για τον άνθρωπο, διότι ενδεχόμενη απόσπασή του από το σημείο δημιουργίας του δύναται να οδηγήσει σε απόφραξη αγγείων προκαλώντας εμβολή. Εάν γίνει και ρήξη αγγείων εντός του σώματος τότε εκτός της πήξης επιτελείται και αγγειοσυστολή με αποτέλεσμα την αιμόσταση και την επίσχεση της αιμορραγίας. [29]

Λόγω του πλήθους και του όγκου τους τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι αυτά που καθορίζουν τελικά τις μηχανικές ιδιότητες του αίματος. Η επί τοις εκατό κατ' όγκο περιεκτικότητα του αίματος σε ερυθρά αιμοσφαίρια ονομάζεται αιματοκρίτης (Hct). Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται κατά μέσο όρο γύρω στο 45%, και πιο συγκεκριμένα σε 40-52% για τους άνδρες και σε 36-48% για τις γυναίκες. Ο αιματοκρίτης χρησιμοποιείται ως παράμετρος για τη μοντελοποίηση της ροής του αίματος.

4.1. Το πλάσμα (plasma)

Το πλάσμα έχει ωχροκίτρινο χρώμα και αποτελεί την υγρή φάση του αίματος. Η βασική λειτουργία του συνίσταται στη μεταφορά των συστατικών του. Ο όγκος του πλάσματος σε ένα φυσιολογικό ενήλικα είναι περίπου 3 λίτρα. Αποτελείται από 90% νερό (κατά βάρος), άλατα και οργανικές ενώσεις. Στις οργανικές ενώσεις περιλαμβάνονται πρωτεΐνες (7% κατά βάρος), γλυκόζη, λιπίδια, βιταμίνες, ορμόνες και χρωστικές. Οι βασικές πρωτεΐνες του πλάσματος χωρίζονται σε 3 βασικές κατηγορίες τις λευκωματίνες (albumin), τις σφαιρίνες (globulins) και το ινωδογόνο (fibrinogen).

Το πλάσμα, για φυσιολογικά εύρη διατμητικών ταχυτήτων και κατά συνέπεια διατμητικών τάσεων, θεωρείται ομογενές, νευτώνειο υγρό με τιμή ιξώδους 1.5 έως 2 φορές μεγαλύτερη από αυτή του νερού, περίπου στα 1.64 (cP) (mPa*s) στους 25°C (ιξώδες νερού= 0.8937 (cP) (mPa*s) στους 25°C). Η μέση (μαζική) πυκνότητα του πλάσματος είναι 1.035±0.005 (g/mm³).

4.2. Τα λευκά αιμοσφαίρια (white blood cells)

Τα λευκά αιμοσφαίρια (ή λευκοκύτταρα) είναι εμπύρηννα κύτταρα και παίρνουν το όνομα τους λόγω ότι στερούνται χρώματος. Τα λευκά αιμοσφαίρια (4 έως 11×10^3 κύτταρα/ mm^3) είναι μεγαλύτερα (διάμετρος $6-10 \mu\text{m}$) από τα ερυθρά αιμοσφαίρια, αλλά πολύ λιγότερα ($1-2$ ανά 1000 ερυθρά) από τα ερυθρά ($4000-10000$ ανά κυβικό χιλιοστό αίματος) και γι' αυτό, από δυναμικής απόψεως, ασήμαντα. Έχουν επιφάνεια περίπου 300 έως $600 \mu\text{m}^2$ και καταλαμβάνουν όγκο από 160 έως $450 \mu\text{m}^3$. Η πυκνότητα τους είναι από $1,055$ έως $1,085 \text{ g/cm}^3$. Χαρακτηρίζονται από υψηλό εσωτερικό ιξώδες και είναι σχεδόν σφαιρικής διαμέτρου. Αποτελούνται από 56% νερό και 33% πρωτεΐνες [13], [26], [30].

Διακρίνονται σε τρεις κατηγορίες, στα κοκκιοκύτταρα (ή πολυπύρηννα ή πολυμορφοπύρηννα), στα μονοκύτταρα (ή μεγάλα μονοπύρηννα) και στα λεμφοκύτταρα. Τα κοκκιοκύτταρα και τα μονοπύρηννα έχουν διάρκεια ζωής λίγων ωρών, ενώ τα λεμφοκύτταρα παραμένουν στη ζωή μέχρι μερικούς μήνες.

Τα λευκά αιμοσφαίρια συμβάλλουν στην άμυνα του οργανισμού εναντίον διαφόρων παθογόνων μικροοργανισμών και άλλων τοξικών ουσιών, με τις φαγοκυτταρικές ιδιότητες που διαθέτουν και τα αντισώματα που παράγουν. Δίνουν στον οργανισμό τη δυνατότητα να αναγνωρίσει και να απαλλαγθεί από μολυσματικούς παράγοντες.

4.3. Τα αιμοπετάλια (platelets - thrombocytes)

Τα αιμοπετάλια (ή θρομβοκύτταρα) είναι τα μικρότερα από όλα τα έμμορφα συστατικά του αίματος. Είναι «μικροί απύρρηνοι δίσκοι», χωρίς χρώμα, διαμέτρου $2-4 \mu\text{m}$ και πάχους $0,9-1,3 \mu\text{m}$. Το σχήμα τους είναι ακανόνιστο (συνήθως δισκοειδές). Είναι πολύ περισσότερα από τα λευκά αιμοσφαίρια και στους άνδρες αριθμούν περίπου $1.4-2.675 \times 10^5$, ενώ στις γυναίκες είναι περισσότερα και αριθμούν $2.14-5 \times 10^5$. Παράγονται στο μυελό των οστών από τα αποσπασμένα ψευδοπόδια των μεγακαρυοκυττάρων. Η διάρκεια ζωής των αιμοπεταλίων είναι τουλάχιστον $8-11$ ημέρες και στη συνέχεια καταστρέφονται στην σπλήνα [26], [30].

Είναι ασήμαντα από δυναμικής απόψεως, αλλά αντιδρούν πολύ έντονα με ξένες ουσίες και για το λόγο αυτό παίζουν σημαντικό ρόλο στην πήξη του αίματος την αιμόσταση αλλά και στη θρόμβωση. Έχουν τη δυνατότητα να αλλάζουν σχήμα, να συσσωρεύονται καθώς και να συγκολλούνται μεταξύ τους, όταν έλθουν σε επαφή με την επιφάνεια ενός τραυματισμένου αγγείου.

4.4. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια (red blood cells)

Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι τα ώριμα, απύρηννα κύτταρα που συνιστούν τον κύριο όγκο των έμμορφων συστατικών του αίματος. Δεν πολλαπλασιάζονται, αφού δεν έχουν πυρήνα αλλά αναγεννιούνται στο μυελό των οστών, διατηρώντας σταθερό τον αριθμό τους.

Ο αριθμός των ερυθρών αιμοσφαιρίων στο αίμα, ποικίλει στους άνδρες από περίπου 4.6 έως 6×10^6 κύτταρα/ mm^3 , ενώ στις γυναίκες από 4.2 έως 5.4×10^6 κύτταρα/ mm^3 . Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι τα πολυπληθέστερα κύτταρα του αίματος, είναι εύκαμπτα και σε ηρεμία έχουν σχήμα αμφίκυκλου δίσκου με διάμετρο από $6-9$ μm και πάχος από $1,84-2,84$ μm στην περιφέρεια και $0,81-1,44$ μm στο κέντρο. Έχουν μέση επιφάνεια 140 μm^2 και όγκο περίπου 90 μm^3 . Αποτελούνται από 32% πρωτεΐνες και 66% νερό. Για το ιδιαίτερο σχήμα και μορφή των ερυθρών αιμοσφαιρίων, υπεύθυνη κατά κύριο λόγο, είναι η πρωτεΐνη σπεκτρίνη. Το χαρακτηριστικό σχήμα τους εξασφαλίζει στα ερυθρά αιμοσφαίρια μεγάλη επιφάνεια διαβροχής συγκριτικά με τον όγκο τους. Το γεγονός αυτό έχει μεγάλη σημασία στη λειτουργική τους αποστολή.

Η βασική λειτουργία του ερυθρού αιμοσφαιρίου είναι η πρόσληψη, μεταφορά και απόδοση οξυγόνου από τους πνεύμονες προς τα κύτταρα του οργανισμού και ενός μέρος του παραγόμενου διοξειδίου του άνθρακα από αυτά στους πνεύμονες. Το $30-34\%$ (κατά βάρος) κάθε ερυθρού αιμοσφαιρίου αποτελείται από μια πρωτεΐνη, την αιμοσφαιρίνη (hemoglobin). Η πρωτεΐνη αυτή αποτελεί το κύριο λειτουργικό συστατικό του ερυθρού αιμοσφαιρίου και ο ρόλος της είναι να προσδένει, είτε το οξυγόνο (O_2) είτε το διοξείδιο του άνθρακα (CO_2) στο ερυθρό αιμοσφαίριο. Ο χρόνος ζωής των ερυθρών αιμοσφαιρίων εντός των αγγείων είναι το ανώτερο 120 ημέρες.

Τα ερυθρά αιμοσφαίρια διαθέτουν μια μεμβράνη η οποία συνιστά το σκελετό του κυττάρου και περικλείει μέσα της την αιμοσφαιρίνη. Αποτελείται από λιπίδια (40%), πρωτεΐνες (50%) και υδατάνθρακες (10%). Τα λιπίδια ανήκουν σε διάφορες κατηγορίες και σχηματίζουν διπλοστοιβάδα εντός της οποίας βρίσκονται «πλέοντας» οι πρωτεΐνες. Οι υδατάνθρακες είναι ετερογενείς και είναι υπεύθυνοι για το αρνητικό φορτίο της επιφάνειας της μεμβράνης. Οι λειτουργίες της μεμβράνης είναι πολύ σημαντικές για τον κανονικό χρόνο ζωής και την λειτουργική αποστολή των ερυθρών αιμοσφαιρίων.

Όπως προαναφέρθηκε, σε φυσιολογικές συνθήκες οι ρεολογικές ιδιότητες του αίματος χαρακτηρίζονται από αυτές των ερυθρών αιμοσφαιρίων λόγω της αριθμητικής υπεροχής έναντι των άλλων κυττάρων. Η ανάπτυξη των τεχνικών μέτρησης έδωσε τη δυνατότητα, όχι μόνο να καθοριστεί με ακρίβεια η μορφή και το σχήμα του ερυθροκυττάρου, αλλά και να καθοριστεί η σχέση της επιφάνειας ως προς τον όγκο του και να εκφραστεί μαθηματικά η μορφολογία του.

Μαθηματικά, η μορφολογία του κυττάρου καθορίζεται από ένα **δείκτη σφαιρικότητας** (IS-Index of Sphericity) του αιμοσφαιρίου, ο οποίος ορίζεται:

$$IS = 4.84 \times \frac{V^{\frac{2}{3}}}{S}$$

όπου V είναι ο όγκος και S η επιφάνεια.

Ο αδιάστατος αριθμός IS λαμβάνει την τιμή 1 όταν το κύτταρο είναι σφαιρικό και την τιμή 0.7 όταν είναι δισκοειδούς μορφή.

Στον παρακάτω πίνακα παραθέτουμε τις γεωμετρικές διαστάσεις του ερυθρού αιμοσφαιρίου.

Διάμετρος	7.80 ± 0.62 μm
Πάχος Κυτταρικής Μembrάνης	0.81 ± 0.35 μm
Επιφάνεια	135.00 ± 16.00 μm ²
Όγκος	96.00 ± 14.00 μm ³

	Value
RBC volume (μm³)	88.4–107
Membrane surface area (μm³)	129.9–141.4
Membrane surface viscosity (μN s/m)	0.47–1
Cytoplasmic viscosity (mPa s)	6–7
Membrane shear elastic modulus (μN/m)	1–13
Bending elastic modulus (×10⁻⁹ N m)	0.13–3
Time for shape recovery (s)	0.1–0.27
Area compressibility modulus (mN/m)	300–500

Σχήμα 4.1. Μηχανικά χαρακτηριστικά των ερυθρών αιμοσφαιρίων

4.4.1. Ερυθροκυτταρικοί δείκτες

Οι ερυθροκυτταρικοί δείκτες είναι δείκτες για τον μέσο όγκο, τη μέση περιεκτικότητα αιμοσφαιρίνης και τη μέση πυκνότητα αιμοσφαιρίνης των αιμοσφαιρίων.

Ο μέσος όγκος των ερυθροκυττάρων (Mean Corpuscular Volume - MCV) υπολογίζεται από τον αιματοκρίτη (HCT) και τον αριθμό των ερυθροκυττάρων με τη σχέση:

$$MCV = \frac{HCT(\%)}{RBC(\text{κύτταρα}/\mu\text{l})} \times 10$$

και εκφράζεται σε φεμτολίτρα (femtoliters (fl) - 1 fl = 1×10⁻¹⁵ liter). Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται από 85 έως 95 fl. Για τιμές MCV κάτω των 85 fl λέγεται ότι έχουμε «μικροκυττάρωση» και για τιμές πάνω από 95 fl, «μακροκυττάρωση». Για φυσιολογικές τιμές χρησιμοποιείται ο όρος «νορμοκυττάρωση».

Η μέση ανά ερυθροκύτταρο πυκνότητα αιμοσφαιρίνης (Mean Corpuscular Hemoglobin Concentration - MCHC) υπολογίζεται από την αιμοσφαιρίνη και τον αιματοκρίτη με τον τύπο:

$$MCHC = \frac{Hb \left(\frac{g}{dl} \right)}{HCT(\%)} \times 100$$

και εκφράζεται σε εκατοστιαία αναλογία. Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται από 32% έως 36%. Όταν οι τιμές MCHC είναι μικρότερες του 32% γίνεται λόγος για «υποχρωμία» και όταν αυτές βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά πλαίσια, για «νορμοχρωμία». Τιμές MCHC πάνω από 36% δεν μπορούν να υπάρξουν, δοθέντος ότι η αιμοσφαιρίνη στο ερυθροκύτταρο είναι διαλυμένη στο μέγιστο δυνατό κορεσμό της, που είναι το 36%.

Η μέση ανά ερυθροκύτταρο περιεκτικότητα αιμοσφαιρίνης (Mean Corpuscular Hemoglobin - MCH) υποδηλώνει το μέσο βάρος της αιμοσφαιρίνης στα ερυθροκύτταρα. Υπολογίζεται από τον τύπο:

$$MCH = \frac{Hb \left(\frac{g}{dl} \right)}{RBC \left(\frac{\text{κύτταρα}}{\mu l} \right)} \times 10$$

εκφράζεται σε πικογραμμάρια (pictograms - pg). Οι φυσιολογικές τιμές κυμαίνονται από 28 έως 34pg. MCH μικρότερη των 28 υποδηλώνει υποχρωμία και μεγαλύτερη από 34 pg υπερχρωμία. Για φυσιολογικές τιμές MCH έχουμε νορμοχρωμία.

Σε χαμηλές τιμές διατμητικής ταχύτητας (shear rate) ή και σε στάση, τα ερυθρά αιμοσφαίρια προσκολλώνται μεταξύ τους δημιουργώντας συσσωματώματα κυττάρων. Το δισκοειδές σχήμα των ερυθρών αιμοσφαιρίων διευκολύνει αυτή τη διαδικασία. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια προσανατολίζονται ώστε να έχουν παράλληλα την πλατιά πλευρά τους, ώστε να μεγιστοποιείται η επιφάνεια που έχουν για να προσκολληθούν, προσομοιάζοντας έτσι μια στοίβα από κέρματα (Rouleaux).

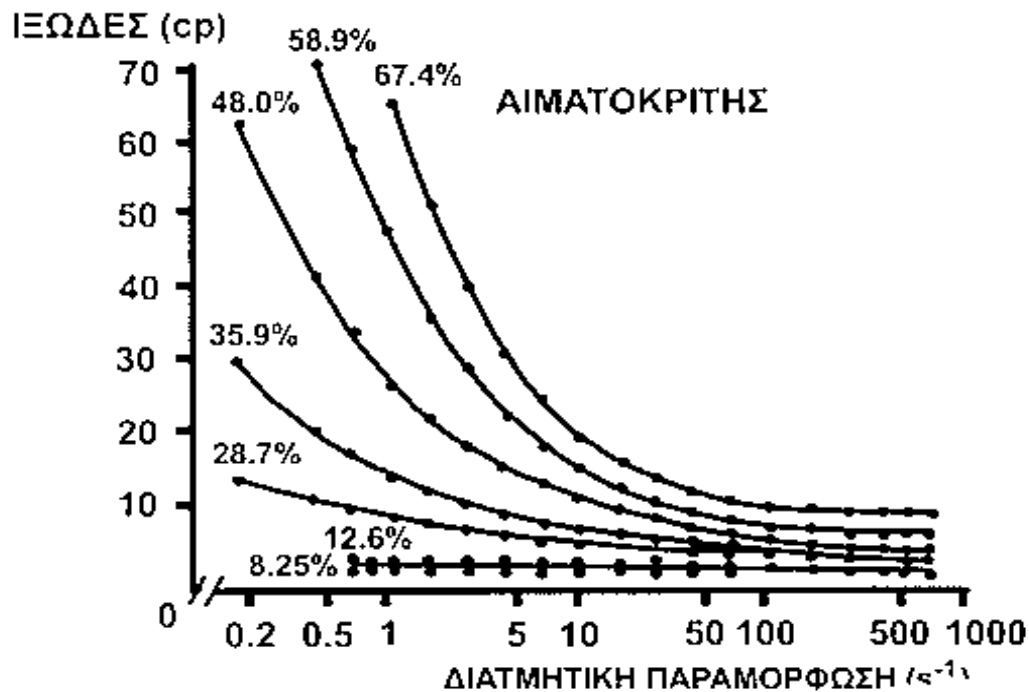
4.4.2. Παραμορφωσιμότητα των ερυθρών αιμοσφαιρίων

Τα έμμορφα συστατικά του αίματος είναι παραμορφώσιμα, με τα ερυθροκύτταρα να είναι τα πιο παραμορφώσιμα σε σχέση με τα υπόλοιπα. Σημαντικές παραμορφώσεις συμβαίνουν όταν το αίμα διέρχεται από αγγεία μικρής διαμέτρου, όπως τα τριχοειδή αγγεία όπου η διάμετρος του αγγείου είναι της ίδιας τάξης με αυτή των αιμοσφαιρίων. Παρόλο που οι κυτταρικές δομές παραλαμβάνουν μεγάλες παραμορφώσεις, δεν διασπώνται γιατί κάθε κύτταρο έχει κυτταροσκελετό που υποστηρίζει το σχήμα του [31].

4.5. Το ιξώδες του αίματος

Το αίμα στο σύνολο του σε αντίθεση με άλλα βιολογικά ρευστά, όπως το πλάσμα, παρουσιάζει μια μη νευτώνεια συμπεριφορά, δηλαδή το ιξώδες του εξαρτάται από την ταχύτητα παραμόρφωσης. Στην εικόνα 4.2 παρουσιάζεται το ιξώδες (croise) του αίματος ως συνάρτηση της ταχύτητας παραμόρφωσης (s^{-1}) για διαφορετικές τιμές του αιματοκρίτη (Hct) σε θερμοκρασία 25°C.

Υπό την επίδραση χαμηλών διατμητικών τάσεων τα ερυθρά αιμοσφαίρια σχηματίζουν συσσωματώματα (rouleaux) τα οποία διαταράσσουν τις ροϊκές γραμμές και αυξάνουν σημαντικά το φαινομενικό ιξώδες (μ) του αίματος. Με αύξηση του ρυθμού διάτμησης (γ) τα συσσωματώματα αυτά σταδιακά διαλύονται και το φαινομενικό ιξώδες του αίματος μειώνεται τείνοντας ασυμπτωτικά προς μια οριακή τιμή (μ_{∞}). Επομένως, το αίμα συμπεριφέρεται ως μη Νευτωνικό ρευστό που για αυξανόμενο γ το ιξώδες του μειώνεται (ψευδοπλαστική συμπεριφορά, shear thinning behavior) με φθίνοντα ρυθμό μεταβολής.

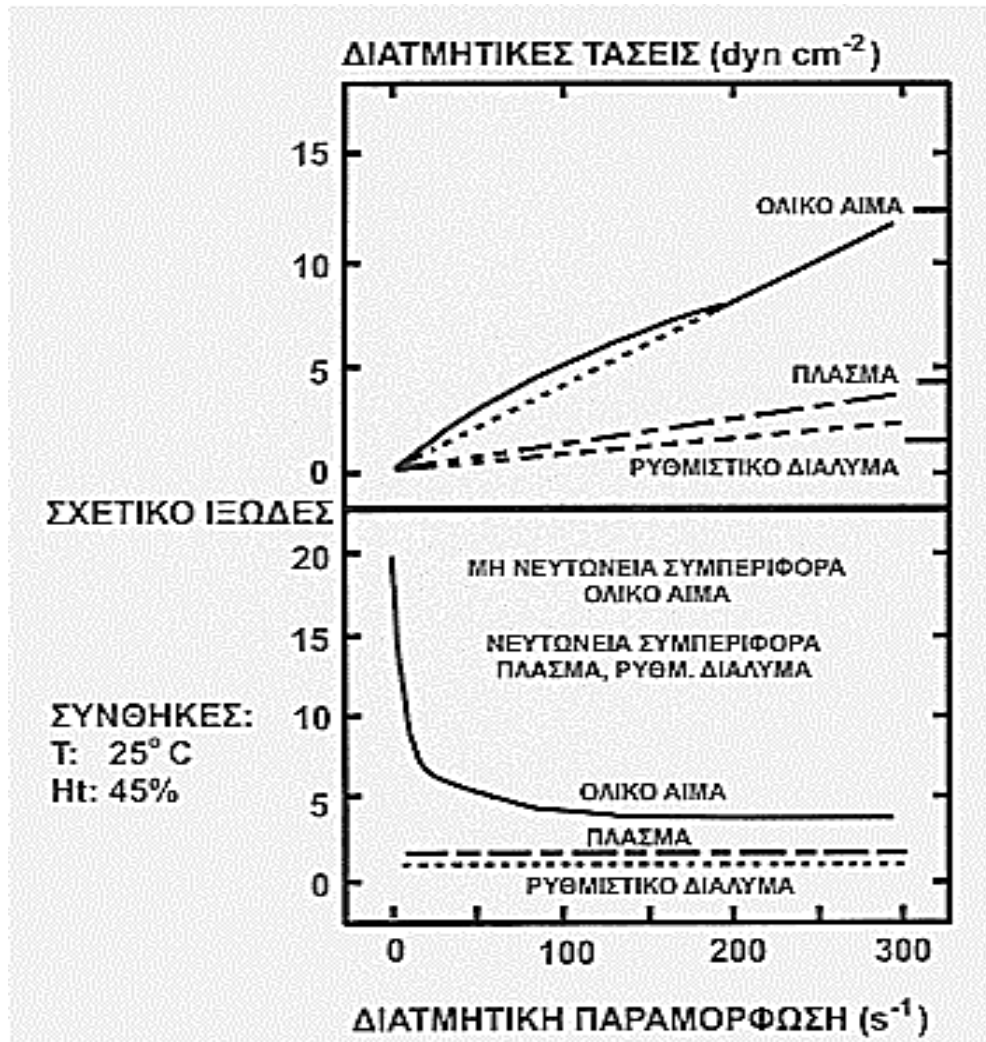


Σχήμα 4.2. Διάγραμμα ιξώδους (croise) - διατμητικής παραμόρφωσης (sec^{-1}) του αίματος για διαφορετικές τιμές αιματοκρίτη

Στο Σχήμα 4.2 παρατηρούμε ότι σε χαμηλές τιμές αιματοκρίτη (Hct) το ιξώδες του αίματος παραμένει σταθερό για όλο το εύρος των διατμητικών παραμορφώσεων. Αντίθετα, για υψηλές τιμές Hct, το ιξώδες είναι μεγάλο όσο διατηρούνται μικρές οι τιμές των διατμητικών

παραμορφώσεων, και μειώνεται όσο οι διατμητικές παραμορφώσεις αυξάνουν ενώ παραμένει σταθερό για διατμητική ταχύτητα μεγαλύτερη περίπου από $100 \text{ (s}^{-1}\text{)}$.

Η μη νευτώνεια συμπεριφορά γίνεται πιο εμφανής στο σχήμα 4.3:



Σχήμα 4.3. Σχετικό ιξώδες ως συνάρτηση της διατμητικής τάσης και της διατμητικής παραμόρφωσης

Οι τρεις βασικοί παράγοντες που καθορίζουν τη συμπεριφορά του αιματικού ιξώδους είναι :

- α) Το ιξώδες του πλάσματος
- β) Ο αιματοκρίτης (Hct)
- γ) Η συγκολλητικότητα των κυττάρων

4.5.1 Το ιξώδες του πλάσματος

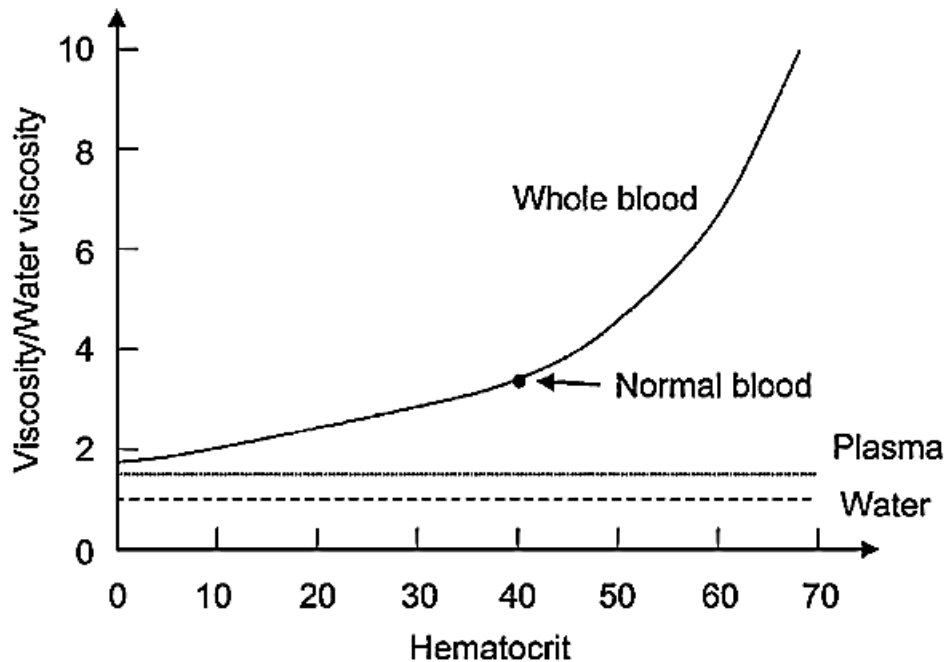
Το πλασματικό ιξώδες έχει Νευτώνεια συμπεριφορά (είναι σταθερό για σταθερή θερμοκρασία και πίεση). Η τιμή του είναι περίπου 1.8 φορές μεγαλύτερη της τιμής του H₂O και οφείλεται κυρίως στην υψηλή του περιεκτικότητα σε πρωτεΐνες (λευκωματίνη, σφαιρίνη, ινωδογόνο) (70 g/l). Υπενθυμίζουμε ότι έως τους 55°C το πλασματικό ιξώδες μειώνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας. Στους 55°C έχουμε μία αλλαγή φάσης με αποτέλεσμα την απότομη αύξηση του πλασματικού ιξώδους που οφείλεται στην πήξη των πρωτεϊνών.

4.5.2 Η επίδραση του αιματοκρίτη

Η επίδραση του αιματοκρίτη στο αιματικό ιξώδες είναι μεγάλης σημασίας. Όσο αυξάνεται ο αιματοκρίτης αυξάνεται και το ιξώδες του αίματος. Στο Σχήμα 4.4 παρουσιάζεται ο αιματοκρίτης σε σχέση με το αιματικό ιξώδες και το σχετικό ιξώδες του αίματος [26]. Η σχέση του ιξώδους του αίματος με την συγκέντρωση των ερυθρών αιμοσφαιρίων στο αίμα (αιματοκρίτης) είναι εκθετική. Το ιξώδες του αίματος αυξάνεται όσο αυξάνεται ο αιματοκρίτης. Μικρές αλλαγές στον αιματοκρίτη προκαλούν δυσανάλογα μεγάλες αλλαγές στο ιξώδες και κατ' επέκταση στη ροή του αίματος στην κυκλοφορία

Η μέση αύξηση του ιξώδους κατά μονάδα του αιματοκρίτη γίνεται κατά 3 φορές μεγαλύτερη για τιμές αιματοκρίτη πάνω από 50% πράγμα που οφείλεται στο ότι σε χαμηλές διατμητικές τάσεις ευνοείται η συσσώρευση και συγκόλληση των ερυθρών αιμοσφαιρίων.

Τάση για σταθερή τιμή ιξώδους σε υψηλότερες ταχύτητες διάτμησης λόγω της παραμορφωσιμότητας των ερυθρών αιμοσφαιρίων (red blood cell deformability).



Σχήμα 4.4. Μεταβολή του ιξώδους συναρτήσει του αιματοκρίτη

4.5.3. Συγκολλητικότητα των ερυθροκυττάρων. Δομή και οργάνωση των ερυθροκυττάρων σε συσσωματώματα - rouleaux

Μια σημαντική ιδιότητα των ερυθροκυττάρων είναι η ικανότητά τους να συνενώνονται όταν το ανθρώπινο αίμα είναι στάσιμο ή ρέει αργά. Ο πρώτος που μελέτησε το φαινόμενο ήταν ο Fahreous το 1921, ο οποίος παρατήρησε ότι τα ερυθρά αιμοσφαίρια συγκολλώνται το ένα στο άλλο με τις πλατιές πλευρές τους, σχηματίζοντας έτσι κάτι που μπορεί να προσομοιαστεί με μία στοίβα από κέρματα. Αυτές οι στοίβες ονομάζονται rouleaux.

Κανονικά, σε στάσιμο υγιές αίμα ένα rouleau μπορεί να περιέχει από 8 έως 30 αιμοσφαίρια με μέσο όρο γύρω στα 15. Τα rouleaux είναι εύκαμπτα και μπορούν να λυγίζουν όταν ρέουν γύρω από ακίνητες δομές. Σε μη παθολογικές καταστάσεις ο σχηματισμός τους είναι αντιστρεπτός και μπορούν να διασπαστούν σε συνθήκες υψηλής διάτμησης και να ξανασηματιστούν όταν η ροή σταματήσει.

Το φαινόμενο αυτό συμβαίνει στην κυκλοφορία του αίματος υπό φυσιολογικές συνθήκες. Όταν τα ερυθροκύτταρα διασχίζουν τα αγγεία, «συγκρούονται» συνεχώς, έρχονται σε επαφή μεταξύ τους και δημιουργούν συσσωματώματα ή αντίστροφα, με τις κρούσεις μεταξύ τους γίνονται κατατμήσεις ήδη σχηματισμένων ομάδων. Οι συγκολλήσεις μπορούν να είναι τελείως ακανόνιστες, με τα αιμοσφαίρια να καταλαμβάνουν αυθαίρετες θέσεις, ή να μαζεύονται σε κυλινδρικές στοίβες. Συχνά οι στοίβες αυτές είναι μεγάλες και δενδροειδείς. Ο βαθμός συγκόλλησης εξαρτάται από τον τύπο και τη συγκέντρωση των μακρομορίων που

χρησιμοποιήθηκαν, από τον ρυθμό διάτμησης στο διαλυτικό μέσο, από τη θερμοκρασία, την ιοντική ισχύ και το ηλεκτρικό φορτίο των ερυθροκυττάρων.

Στο φυσιολογικό ανθρώπινο αίμα (αιματοκρίτης Hct >40%) η μέση απόσταση ανάμεσα σε γειτονικά ερυθρά κύτταρα είναι λιγότερο από το 10% της διαμέτρου του κυττάρου. Έτσι κάθε στιγμή, τα περισσότερα από τα ερυθρά κύτταρα θα έπρεπε να είναι σε φυσική επαφή με τα άλλα κύτταρα. Στην πραγματικότητα, αναμένεται [26] ότι πολλά από τα ερυθρά κύτταρα θα παραμορφώνονταν από τον «συνωστισμό». Τα ερυθρά κύτταρα όμως μπορούν να αλληλεπιδρούν το ένα με το άλλο με πιο πολύπλοκους τρόπους. Καταρχήν, αφού τα ερυθρά είναι αρνητικά φορτισμένα, είναι λογικό ότι μία δύναμη (απωθητική κατά κύριο λόγο) υπάρχει ανάμεσα σε γειτονικά κύτταρα [26].

Από την άλλη, υπάρχουν 2 αντίθετες δυνάμεις που τείνουν να προκαλέσουν συγκόλληση των ερυθροκυττάρων:

1. συγκολλητικές ουσίες στις επιφάνειες των κυττάρων και
2. «γεφύρωση» ανάμεσα στα κύτταρα από μόρια πρωτεΐνες

Το πρώτο συμβαίνει σε συγκεκριμένα παθολογικά ή τραυματικά γεγονότα και οδηγεί σε «λάσπωμα» (sludge) του αίματος (μετατρέπεται δηλαδή σε ένα πολύ παχύρρευστο διάλυμα), ενώ το δεύτερο μπορεί να συμβεί κάτω από κανονικές συνθήκες, δημιουργώντας όπως ειπώθηκε, κυλινδρικούς σωρούς από ερυθρά κύτταρα ή αλλιώς «rouleaux».

Τα rouleaux στο ανθρώπινο αίμα έχουν γίνει αντικείμενο μελέτης εδώ και πολλά χρόνια. Η έρευνα πάνω σε αυτά όμως ξεκίνησε από τις πρωτοποριακές εργασίες του Fahraeus (1921,1958), ο οποίος ήδη από το 1921, έδωσε μεγάλη προσοχή στα φαινόμενα της συνάθροισης και ιζηματοποίησης των ερυθρών αιμοσφαιρίων.

Η μελέτη προσκόλλησης και του διαχωρισμού των ερυθρών αιμοσφαιρίων είναι ένα περίπλοκο πρόβλημα μεγάλου ενδιαφέροντος για πεδία όπως η φυσιολογία, η βιοχημεία κυτταρικής επιφανείας και η μηχανική μεμβρανών. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι πολύ δημοφιλή ως μοντέλα κυττάρων: δεν έχουν πυρήνα, ούτε εσωτερικά οργανίδια και το ενδοκυτταρικό διάλυμά τους, το διάλυμα αιμοσφαιρίνης, είναι Νευτώνειο ρευστό. Η μεμβράνη που περιβάλλει το ενδοκυτταρικό διάλυμα είναι ιξωδο-ελαστικό υλικό. Έχουν ομαλή επιφάνεια χωρίς πτυχές και υπόκεινται σε βιοχημικές μετατροπές για να μεταβάλλουν τη μοριακή δομή της επιφανείας τους.

Σήμερα, είναι αποδεκτό [26] ότι τα ερυθρά αιμοσφαίρια στα rouleaux, είναι δεμένα μαζί από πρωτεϊνικά μόρια πλάσματος, κυρίως ινωδογόνο. Ένα συνθετικό «ψευδο-ινωδογόνο» γνωστό και ως dextran (ένα πολυσακχαρίδιο με υψηλό μοριακό βάρος για το οποίο θα γίνει αναφορά πολλές φορές παρακάτω) χρησιμοποιείται τις περισσότερες φορές για να ευνοήσει τον σχηματισμό rouleaux στις ερευνητικές εργασίες. Επειδή τα επίπεδα ινωδογόνου και σφαιρίνης στο πλάσμα είναι πολύ ευαίσθητα στην ασθένεια και το στρες [26], ο βαθμός συσσώρευσης των ερυθρών κυττάρων μπορεί ενδεχομένως να παρέχει ένα μέτρο – δείκτη της κατάστασης της υγείας. Γι' αυτό η δημιουργία rouleaux παρέμεινε ένα θέμα εντατικής έρευνας.

Έχει αποδειχτεί [26] ότι για ένα συσσωμάτωμα δισκοειδών, το σχήμα rouleaux δίνει μέγιστη μηχανική σταθερότητα και επιπλέον ελαχιστοποιεί την ελεύθερη επιφάνεια και ενέργεια σε πλάσμα. Όμως, οι μηχανισμοί με τους οποίους τα ερυθρά κύτταρα συναθροίζονται, ειδικά σε αραιά εναιωρήματα, δεν είναι πολύ κατανοητοί, ακόμη και σήμερα.

Ο σχηματισμός rouleaux είναι λοιπόν πολύ σημαντικός παράγοντας στην αιμοδυναμική της μικροκυκλοφορίας. Η δημιουργία συσσωματωμάτων σε ζωντανούς οργανισμούς συνδέεται συνήθως με την ύπαρξη του ινωδογόνου του πλάσματος (fibrinogen) ή τον όρο σφαιρίνης [26]. Τα rouleaux είναι επίσης ευαίσθητα στις συνθήκες ροής του υγρού στο οποίο είναι διαλυμένα [26].

Πρέπει να σημειωθεί ότι η επέκταση του σχηματισμού συσσωματωμάτων, εξαρτάται σημαντικά από τον μέσο ρυθμό διάτμησης. Ιδιαίτερα, οι Schmid-Schonbein et al. [26] ανέφεραν ότι, σε κανονικό στατικό αίμα, μπορούν να σχηματιστούν ολόκληρα δίκτυα από rouleaux, ενώ κάτω από υψηλές διατμητικές τάσεις της κανονικής αρτηριακής ροής, τα rouleaux τείνουν να διασπώνται σε πολύ μικρές μονάδες που συνήθως αποτελούνται από όχι περισσότερα από 3 κύτταρα η καθεμία. Πέρα από τη δημιουργία rouleaux, το πεδίο αρτηριακής ροής μπορεί επίσης να κάνει τα ερυθρά κύτταρα να υποστούν διάφορες μικρές προσαρμογές: επιμήκυνση κυττάρου, προσανατολισμό τους στην κατεύθυνση της ροής, περιστροφή κυττάρων ή "tank treading" (κίνηση «ερπύστριας») [26].

Ενώ λοιπόν το πεδίο ροής μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τη συμπεριφορά των ερυθρών κυττάρων, μπορούμε να πούμε ότι και το αντίθετο αληθεύει επίσης. Στην πράξη, και μόνο η παρουσία σωματιδίων σε ένα υγρό θα αυξήσει γενικά την αντίσταση της ροής. Η τάση των ερυθρών αιμοσφαιρίων να σχηματίζουν rouleaux δημιουργεί τη μη Νευτώνεια συμπεριφορά του αίματος και, τέλος, ο βαθμός στον οποίο αυτό το φαινόμενο μπορεί να επηρεάσει το προφίλ ταχύτητας σε ένα μεγάλο αγγείο, δεν είναι απόλυτα γνωστός [26]. Πιστεύεται επίσης [26], ότι τα συσσωματώματα μπορεί να προκαλέσουν τυρβώδη ροή αίματος σε σημαντικά χαμηλότερους αριθμούς Re από ότι σε ένα καθαρό υγρό.

4.5.4. Παράγοντες που καθορίζουν τη συγκολλητικότητα των ερυθροκυττάρων

Οι παράγοντες που καθορίζουν την τάση των ερυθρών να σχηματίζουν μεταξύ τους «rouleaux» διακρίνονται σε *εξωτερικούς* και *εσωτερικούς*.

Στους *εξωτερικούς* παράγοντες περιλαμβάνονται οι εξασκούμενες διατμητικές τάσεις, η γεωμετρία των αγγείων, ο αιματοκρίτης, το ιξώδες του πλάσματος ή του χρησιμοποιούμενου ρυθμιστικού διαλύματος, οι μακρομοριακές ενώσεις του πλάσματος, καθώς και η ιοντική ισχύ του ρυθμιστικού διαλύματος.

Στους *εσωτερικούς* παράγοντες περιλαμβάνονται η ελαστικότητα των κυττάρων, το ηλεκτρικό φορτίο τους, καθώς και η απορρόφηση διαφόρων μακρομορίων από την κυτταρική μεμβράνη. Οι εσωτερικοί παράγοντες είναι πολλές φορές ανταγωνιστικοί, όπως η συγκόλληση

μακρομορίων και η ταυτόχρονη απώθηση λόγω της αρνητικής ηλεκτρικής φόρτισης των κυττάρων.

Η δράση των πρωτεϊνών:

Η πρωτεΐνη με τη μεγαλύτερη συγκέντρωση στο πλάσμα είναι η λευκωματίνη (αλβουμίνη-albumin) αλλά λόγω του μικρού της μεγέθους η επίδραση της στις μηχανικές ιδιότητες του πλάσματος είναι μικρή. Σε ορισμένες περιπτώσεις, υψηλή συγκέντρωση λευκωματίνης συνοδεύεται από μείωση της συγκέντρωσης μιας άλλης πρωτεΐνης, της σφαιρίνης (globulin). Το γεγονός αυτό κατά ορισμένους προκαλεί μείωση του ιξώδους [26]. Η μέση συγκέντρωση της σφαιρίνης είναι 40-45%, αλλά σε ορισμένες κλινικές περιπτώσεις, όπως σε ασθένειες ήπατος, φθάνει υψηλότερες τιμές που προκαλούν αύξηση του ιξώδους μέχρι και 1.5.

Η πρωτεΐνη που έχει το μεγαλύτερο μέγεθος, αλλά τη μικρότερη συγκέντρωση (5%), είναι το ινωδογόνο (fibrinogen). Η τάση της να δημιουργεί συσσωματώματα την καθιστά την πλέον σημαντική πρωτεΐνη για τον καθορισμό των ρεολογικών ιδιοτήτων του πλάσματος. Η δημιουργία συσσωματωμάτων που προκαλείται από τη συγκέντρωση του ινωδογόνου είναι καθοριστικός παράγοντας για τη μη νευτώνεια συμπεριφορά του αίματος και ειδικά για την εμφάνιση της αρχικής τάσης και τη ρεολογική συμπεριφορά σε μικρούς αριθμούς διάτμησης.

Ο Ponder το 1927 και ο Fahraeus το 1929 βρήκαν ότι οι πρωτεΐνες που είναι παρούσες στο πλάσμα είναι υπεύθυνες για τη συσσωμάτωση των ερυθρών αιμοσφαιρίων σε διάφορους βαθμούς, με πιο αποτελεσματικές κατά σειρά το ινωδογόνο, τη σφαιρίνη και την αλβουμίνη - λευκωματίνη. Ο μηχανισμός που αυτές οι πρωτεΐνες προκαλούν συσσωμάτωση των ερυθρών αιμοσφαιρίων δεν είναι απλός. Η επιφάνεια της μεμβράνης στο ερυθροκύτταρο έχει ένα αρνητικό φορτίο με μέγεθος -15mV [26], χάριν κυρίως στην καρβοξυλική ομάδα του N-ακετυλονευραμινικού οξέος (N-acetylneuraminic acid) στο ίζημα των γλυκοπρωτεϊνών της μεμβράνης. Αυτό οδηγεί σε μια απώθηση των επιφανειών των μεμβρανών γειτονικών κυττάρων. Άρα, συσσωμάτωση έχουμε μόνο όταν η ελκτική δύναμη που επηρεάζεται από τις πρωτεΐνες του πλάσματος ξεπερνά την ηλεκτροστατική απωθητική δύναμη.

Η επίδραση των διατμητικών τάσεων και των παραμορφώσεων:

Σε υψηλούς ρυθμούς διάτμησης όπως ήδη αναφέρθηκε, τα rouleaux διασπώνται ταχύτατα, και τα αιμοσφαίρια χωρίζονται σε μονάδες. Κατά την απουσία διατμητικών τάσεων, τα ερυθροκύτταρα συγκρούονται σπάνια, επομένως η διαδικασία συγκόλλησης προχωράει αργά. Χαμηλοί ρυθμοί διάτμησης προκαλούν συγκόλληση των αιμοσφαιρίων, πιθανότατα επειδή αυξάνουν τις συγκρούσεις χωρίς ταυτόχρονα να προκαλούν μηχανικές δυνάμεις που τα διασπούν. Τεχνικές της μηχανικής των ρευστών έχουν χρησιμοποιηθεί για να δείξουν ότι η προσκόλληση των ερυθροκυττάρων στα rouleaux είναι αντιστρέψιμη [26]. Δυο διαχωρισμένα κύτταρα επανασυνδέονται όταν αφαιρεθούν οι εφαρμοζόμενες διατμητικές τάσεις. Επίσης οι υψηλές διατμητικές τάσεις διασπούν ακόμη και τα μεγαλύτερα rouleaux. Στο ανθρώπινο αίμα, πλήρης διαχωρισμός συμβαίνει όταν ο ρυθμός παραμόρφωσης αυξηθεί πάνω από 50sec^{-1} . Το ίδιο συμβαίνει, όταν οι διατμητικές τάσεις του διαλύματος υπερβούν τις 2dyn/cm^2 .

Το αίμα σε χαμηλούς ρυθμούς διάτμησης επιδεικνύει ιξωδοελαστικότητα. Το διαταραγμένο ή μη φυσιολογικό ιξώδες του αίματος τείνει να είναι πιο σημαντικό στη μικροκυκλοφορία, και είναι γενικό χαρακτηριστικό του σχηματισμού rouleaux και της ικανότητας των αιμοσφαιρίων να απομονώνονται [26]

Γεωμετρικοί παράγοντες:

Σε αγγεία με διάμετρο αρκετά μεγαλύτερη από τη μέγιστη διάμετρο των ερυθρών αιμοσφαιρίων, η συγκόλληση των ερυθρών αιμοσφαιρίων δεν περιορίζεται σε δημιουργία γραμμικών (μονοδιάστατων) rouleaux. Έτσι, τριδιάστατα δίκτυα κυτταρικών συσσωματωμάτων σχηματίζονται αρκετά συχνά.

Σε αγγεία με διαμέτρους ελαφρώς μεγαλύτερες από τη μέγιστη διάμετρο των ερυθρών αιμοσφαιρίων, τα συσσωματώματα παίρνουν τη μορφή γραμμικών rouleaux. Αντίθετα, σε τριχοειδή αγγεία με μικρότερη από των αιμοσφαιρίων διάμετρο, οι γεωμετρικοί περιορισμοί και οι υψηλές διατμητικές τάσεις δεν ευνοούν τον σχηματισμό rouleaux.

Η επίδραση της συγκέντρωσης των ερυθρών αιμοσφαιρίων:

Η δημιουργία συσσωματωμάτων απαιτεί ικανές συγκεντρώσεις ερυθρών αιμοσφαιρίων προκειμένου να υπάρχει αρκετή πιθανότητα κυτταρικών συγκρούσεων. Μια αύξηση του αιματοκρίτη στο κανονικό επίπεδο, γενικά οδηγεί στη δημιουργία rouleaux. Ωστόσο, σε κάποιους ρυθμούς διατμητικής παραμόρφωσης, η αύξηση της συγκέντρωσης οδηγεί σε διαχωρισμό. Ταυτόχρονα, σε μεγάλες συγκεντρώσεις εμποδίζεται η περιστροφή των κυττάρων και έτσι περιορίζεται η κίνησή τους στο χώρο.

Η παραμορφωσιμότητα των ερυθροκυττάρων:

Ως *παραμορφωσιμότητα* μπορεί να ορισθεί η ικανότητα του ερυθρού αιμοσφαιρίου να παραμορφώνεται όταν υφίσταται την επίδραση της συνεκτικής ροής και υπόκειται στην εξάσκηση τάσεων. Τις τάσεις αυτές τις υφίσταται καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του (120 ημέρες) καθώς διασχίζει το κυκλοφορικό σύστημα. Οι εξασκούμενες αυτές τάσεις είναι διατμητικές ή κάθετες επί του κυττάρου. Οι διατμητικές τάσεις οφείλονται στις ταχύτητες παραμόρφωσης που αναπτύσσονται κατά την αιματική ροή μέσα στα αγγεία, σε αντίθεση με τις κάθετες τάσεις που είναι εσωτερικές ή εξωτερικές πιέσεις και οφείλονται σε φυσικοχημικά φαινόμενα (π.χ. όταν έχουμε αλλαγή της ωσμωτικής πίεσης).

Κεφάλαιο 5

Αθηροσκλήρωση και Καρωτιδική διακλάδωση

5.1 Εισαγωγή

Στη φυσιολογία, η κυκλοφορία του αίματος στα αιμοφόρα αγγεία, χωρίζεται στη μακρο-κυκλοφορία, όπου συμπεριλαμβάνονται μυϊκές και ελαστικές αρτηρίες, μεγάλα αρτηρίδια και μυϊκού τύπου φλέβες, και τη μικρό-κυκλοφορία, που αφορά στα ορατά μόνο με μικροσκόπιο αγγεία, αρτηρίδια, τριχοειδή, φλεβίδια. Δεν είναι όμως σαφής ο διαχωρισμός των αγγείων της μικρο-κυκλοφορίας και της μακρο-κυκλοφορίας λόγω του τεράστιου πλήθους των αγγείων και των διαφορετικών ιδιοτήτων που το καθένα διαθέτει.

Από τη σκοπιά της μηχανικής των ρευστών, η διάκριση μεταξύ μικρό-κυκλοφορίας και μακρο-κυκλοφορίας βασίζεται στους αριθμούς Reynolds (Re) και Womersley. Εάν ο αριθμοί Reynolds και Womersley είναι και οι δύο αρκετά μικρότεροι από 1 τότε, οι αδρανειακές δυνάμεις μπορούν να αγνοηθούν και μιλάμε για μικρο-κυκλοφορία. Εάν είναι και οι δύο αριθμοί αρκετά μεγαλύτεροι από 1 τότε οι δυνάμεις λόγω ιξώδους μπορούν να αγνοηθούν και έχουμε μακρο-κυκλοφορία. Για την ενδιάμεση περιοχή τιμών οι εξισώσεις είναι δυσκολότερο να λυθούν και δεν έχει σημασία η κατηγοριοποίηση της ροής σε μικρο ή μακρο κυκλοφορία.

Στη μακροκυκλοφορία, στην οποία ανήκει και η καρωτίδα, δηλαδή σε μεγάλης διαμέτρου αγγεία (με διάμετρο πολύ μεγαλύτερη από αυτή του ερυθρού αιμοσφαιρίου) το μείγμα το οποίο συνιστά το αίμα έχει τα χαρακτηριστικά ομογενούς ρευστού. Η σχέση μεταξύ διατμητικής τάσης και ρυθμού διατμητικής παραμόρφωσης του μείγματος μπορεί να προσδιοριστεί με βισκομετρία (viscometry). Ο λόγος της διατμητικής τάσης προς το ρυθμό διατμητικής παραμόρφωσης είναι ο συντελεστής του ιξώδους.

Πειραματικά δεδομένα δείχνουν ότι το ιξώδες του αίματος είναι μη νευτώνειο [10]. Όμως στα μεγάλης διαμέτρου αγγεία τα μη Νευτώνεια χαρακτηριστικά του αίματος είναι λιγότερο σημαντικά και το αίμα μπορεί να αντιπροσωπευτεί από μοντέλο Νευτώνειου ρευστού με σταθερό συντελεστή ιξώδους, χωρίς να δημιουργείται σημαντικό σφάλμα. Το αίμα μπορεί επίσης να θεωρηθεί ασυμπίεστο ρευστό δηλαδή, η πυκνότητα του αίματος θεωρείται σταθερή με τιμή $\rho_{\text{αίματος}} = 1060 \text{ [kg/m}^3\text{]}$.

Τις πρώτες αξιόλογες παρατηρήσεις σχετικά με το αίμα τις έκαναν οι αρχαίοι Έλληνες. Οι ιδέες και οι θεωρίες που ανέπτυξαν ήταν τόσο ισχυρές, που μέχρι το 15^ο αιώνα είχαν επιβληθεί στον ιατρικό χώρο. Στη συνέχεια ακολούθησε ο Λεονάρντο Ντα Βίντσι, ο οποίος

περιέγραψε την κίνηση του αίματος σαν μια παλμική κίνηση και επισήμανε την ελαστικότητα των αρτηριακών τοιχωμάτων. Οι παρατηρήσεις του αυτές χρησιμοποιήθηκαν από τον Άγγλο φυσικό Harvey, σαν βάση για το «φυσιολογικό μοντέλο» για τη ροή του αίματος που δημιούργησε. Μια σειρά από μελέτες ακολούθησαν ως το 1775, όταν ο Euler περιγράφει το πρώτο μαθηματικό ολοκληρωμένο μοντέλο, θεωρώντας την κυκλοφορία του αίματος σαν ισοδύναμη με αυτήν ενός ασυμπιέστου ρευστού μέσα σε ελαστικό σωλήνα. Ο Young το 1808, χρησιμοποίησε τον ακόλουθο τύπο για να εκφράσει την ταχύτητα της κυματικής διάδοσης κατά τη ροή του αίματος :

$$C = \left(\frac{hE}{2\alpha\rho}\right)^{1/2}$$

Όπου, h είναι το πάχος των αγγείων, E ο συντελεστής του Young, α η ακτίνα του σωλήνα και ρ η πυκνότητα.

Ο Young εκτίμησε ότι η αντίσταση του αίματος κατά τη ροή του (αυτό που σήμερα αποκαλείται ιξώδες) είναι 4 φορές περίπου μεγαλύτερη από αυτή του νερού. Η σημερινή τιμή που δεχόμαστε είναι ότι το ιξώδες του αίματος είναι 3.5 φορές μεγαλύτερο του νερού.

Τέλος φτάνουμε στο 1840, όπου, μετά από σειρά πειραμάτων, ο Γάλλος φυσικός και φυσιολόγος Poiseuille, κατέληξε στην ακόλουθη εξίσωση, η οποία ακόμα και σήμερα έχει εφαρμογή :

Ο νόμος του Poiseuille (ή νόμος των Hagen-Poiseuille, ή εξίσωση του Poiseuille)

Σε συνεκτική ροή, η εξίσωση Hagen-Poiseuille (ή νόμος Hagen-Poiseuille), για ασυμπιέστο Νευτώνειο ρευστό που με στρωτή ροή, ρέει σε μεγάλου μήκους σταθερής κυλινδρικής διατομής αγωγό, η ποσότητα αίματος που θα περάσει από ένα αγγείο σε δεδομένη χρονική περίοδο, δίνεται από το νόμο του Poiseuille:

$$Q = \frac{(\pi\Delta P r^4)}{8\mu l}$$

, όπου Q : η αιματική ροή

ΔP : η διαφορά πίεσης στα άκρα του αγγείου προς μέτρηση

r : η ακτίνα του αγγείου

μ : το ιξώδες του αίματος

l : το μήκος του αγγείου

Ο νόμος του Poiseuille εκφράζει τη σύνδεση ανάμεσα στη διαφορά πίεσης, την παροχή και τις αντιστάσεις που δημιουργούνται από τη ροή του αίματος εντός αγγείου.

Αγωγιμότητα του αίματος στο αγγείο είναι το μέτρο της παροχής αίματος μέσα από ένα αγγείο για δεδομένη διαφορά πίεσης. Είναι φανερό ότι η αγωγιμότητα είναι αντίστροφη της αντίστασης.

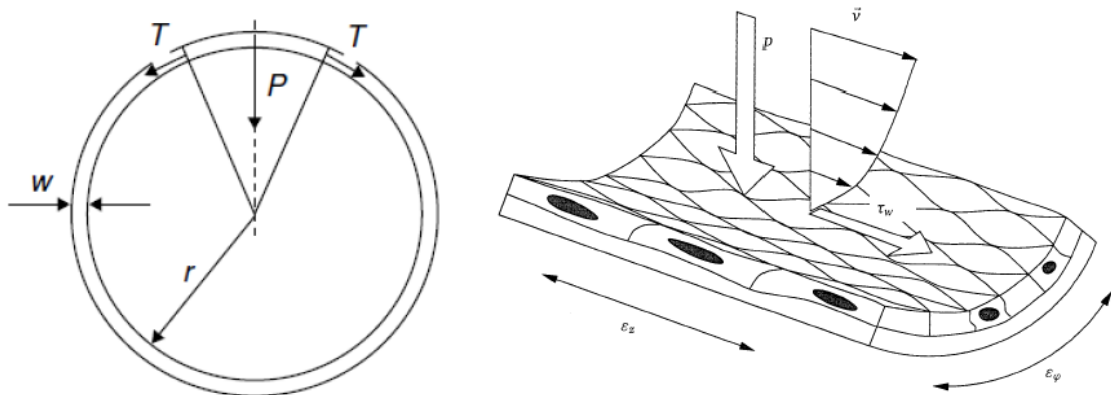
Ακόμα από τη στατική πίεση (Static Pressure, SP) του ρέοντος αίματος, το τοίχωμα φορτίζεται με ορθές τάσεις (P , δηλαδή κατά την ακτινική διεύθυνση του), οι οποίες μεταφέρονται στην περιφέρεια σαν εφαπτομενικές τάσεις T της κυκλικής διατομής.

Ο νόμος Laplace συνδέει την τάση στο αρτηριακό τοίχωμα με τη στατική πίεση του ρέοντος αίματος. Στον παρακάτω τύπο το w αντιπροσωπεύει το πάχος του αρτηριακού τοιχώματος, το r την εσωτερική ακτίνα του αγγείου, το P τις ορθές τάσεις από την στατική πίεση και από τις οποίες φορτίζεται το τοίχωμα κατά την ακτινική κατεύθυνσή του και T τις εφαπτομενικές τάσεις της κυκλικής διατομής. Η σχέση έχει τη μορφή:

$$P = \frac{w}{r} T$$

Αυτή η αντιστρόφως ανάλογη εξάρτηση της πίεσης από την ακτίνα r , αποτελεί ένδειξη, γιατί μία αύξηση στη διατομή ενός αγγείου, όταν εκδηλωθεί, είναι εύκολο να εξελιχθεί σε ανεύρυσμα. Ένα πρακτικό ανάλογο περιγράφεται από ένα μπαλόνι, που γίνεται ευκολότερο να το φουσκώσουμε καθώς αυξάνεται το μέγεθος του [32].

Τυπικές τιμές στατικής πίεσης, ανθρώπου σε ηρεμία, είναι 120 mmHg (15998 Pa) για τη συστολική πίεση (μέγιστη στον καρδιακό παλμό) και 80 mmHg (10666 Pa) για την ελάχιστη εμφανιζόμενη διαστολική πίεση [8], [9].



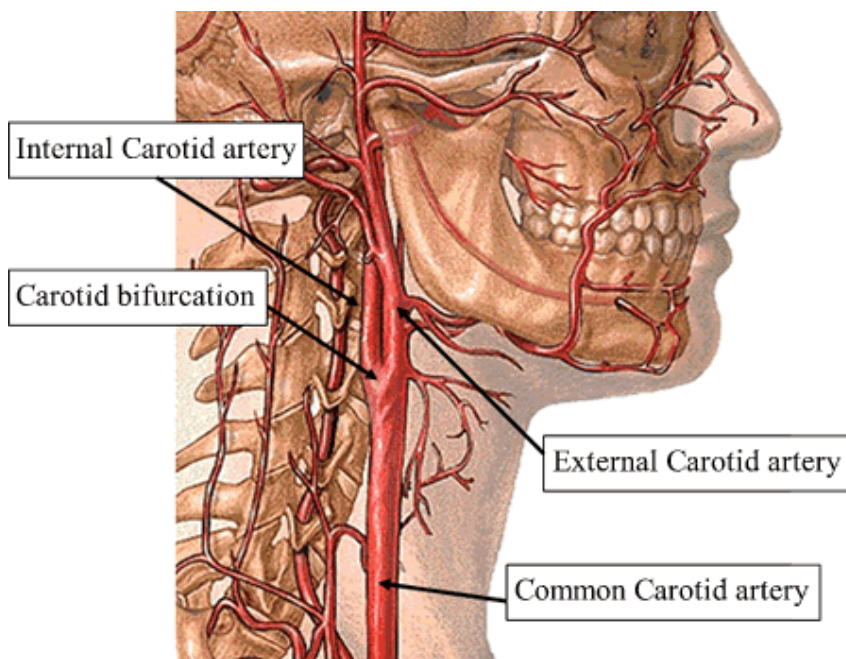
Σχήμα 5.1: Ορθή και διατμητική φόρτιση του αγγειακού τοιχώματος

Η αντίσταση στη ροή του αίματος, παράγει διατμητικές τάσεις πάνω στο τοίχωμα (Wall Shear Stress –WSS) τ_w , με διεύθυνση αυτή του διαμήκους άξονα του αγγείου. Αυτές είναι ανάλογες του ρυθμού παραμόρφωσης γ κοντά στο τοίχωμα και του ιξώδους του αίματος. Σε πρώτη προσέγγιση της διαδιάστατης ροής για Νευτώνειο ρευστό, η διατμητική τάση προσεγγίζεται από τον τύπο :

$$\tau_w = \mu\gamma = \mu\left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}\right)$$

5.2 Καρωτιδική διακλάδωση

Η αριστερή κοινή καρωτίδα εκφύεται από το αορτικό τόξο, ενώ η δεξιά εκφύεται από την ανώνυμη αρτηρία. Κάθε μία κοινή καρωτίδα φέρεται προς τα άνω στον τράχηλο και διαιρείται στην έσω καρωτίδα και στην έξω καρωτίδα. Οι αρτηρίες αυτές χορηγούν αίμα στη κεφαλή και στο τράχηλο. Από την εξωτερική καρωτίδα εκφύεται η θυρεοειδής αρτηρία (thyroid artery). Η έσω καρωτίδα αρτηρία αιματώνει το πρόσθιο τμήμα του εγκεφάλου, τους οφθαλμούς και τα εξαρτήματά τους και δίνει κλάδους προς το μέτωπο και τη μύτη. Σε σχέση με την έξω καρωτίδα έχει ίσο μέγεθος στους ενήλικες, αλλά είναι μεγαλύτερη στα παιδιά. Αξιοσημείωτη είναι η πορεία της, με πολλές καμπυλώσεις κατά τη διαδρομή της.



Σχήμα 5.2: Μορφολογία της καρωτιδικής διακλάδωσης

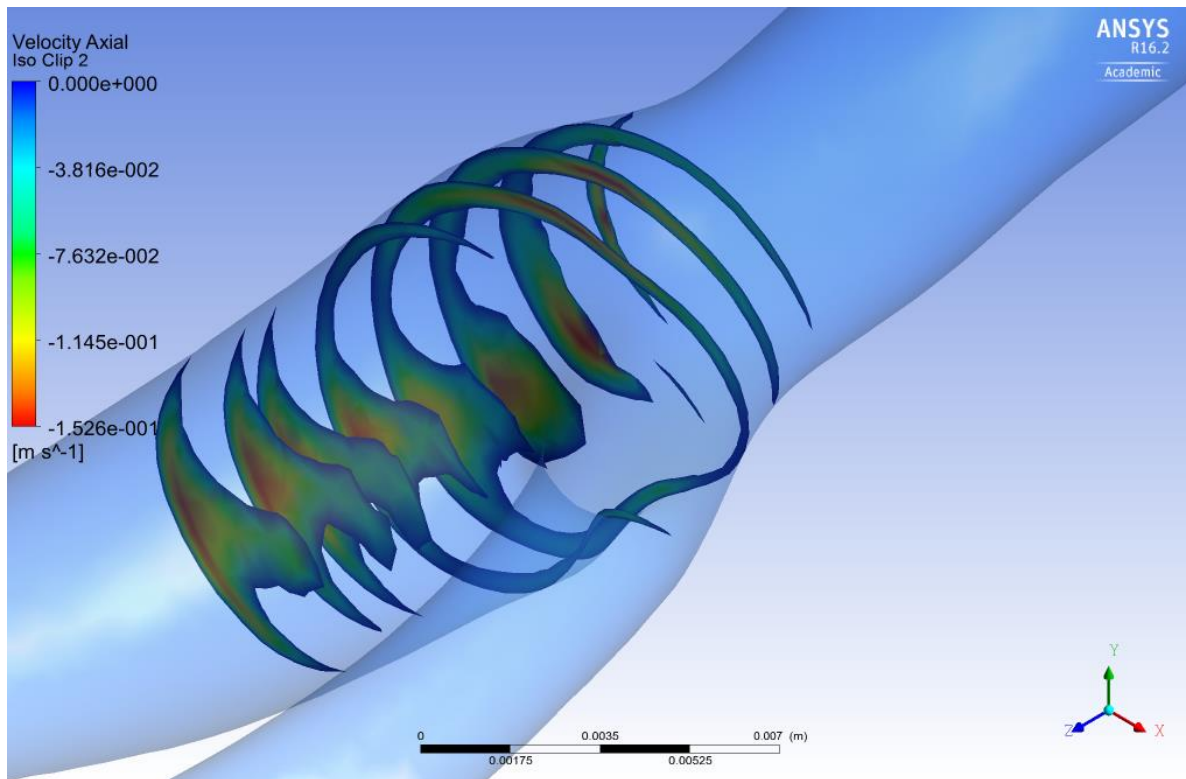
Η διακλάδωση της κοινής καρωτίδας σε έσω και έξω καρωτίδα χαρακτηρίζεται από την ύπαρξη του καρωτιδικού κόλπου (carotid sinus), μίας διευρυμένης περιοχής που ξεκινά από τη βάση της έσω καρωτίδας, περίπου στο ύψος της διακλάδωσης έσω και έξω καρωτίδας και εκτείνεται έως την «πραγματική» έσω καρωτίδα [33].

Ο καρωτιδικός κόλπος είναι η περιοχή της καρωτίδας όπου ρυθμίζεται η πίεση του αίματος σε σχέση με τις εξωτερικές συνθήκες. Για να εκπληρώσει την ιδιότητα αυτή διαθέτει υποδοχείς νεύρων που τον καθιστούν ευαίσθητο στις αλλαγές πίεσης. Είναι το βασικό σημείο

από όπου ο οργανισμός παίρνει πληροφορίες για το πώς να μεταβάλει την πίεση του αίματος σε σχέση με τις εξωτερικές συνθήκες.

Περιοχή ανακυκλοφορίας

Είναι γνωστό ότι για αγωγό που παρουσιάζει διεύρυνση, μετά από ένα συγκεκριμένο αριθμό Re εμφανίζεται μια περιοχή ανακυκλοφορίας ακριβώς κατάντη της διεύρυνσης, που αυξανόμενου του Re επιμηκύνεται. Όσο μικρότερες διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα αναπτύσσει κάθε μοντέλο, τόσο μεγαλύτερη είναι η περιοχή ανακυκλοφορίας. Υπάρχει δηλαδή, συσχετισμός μεταξύ του μήκους ανακυκλοφορίας με τις διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα.

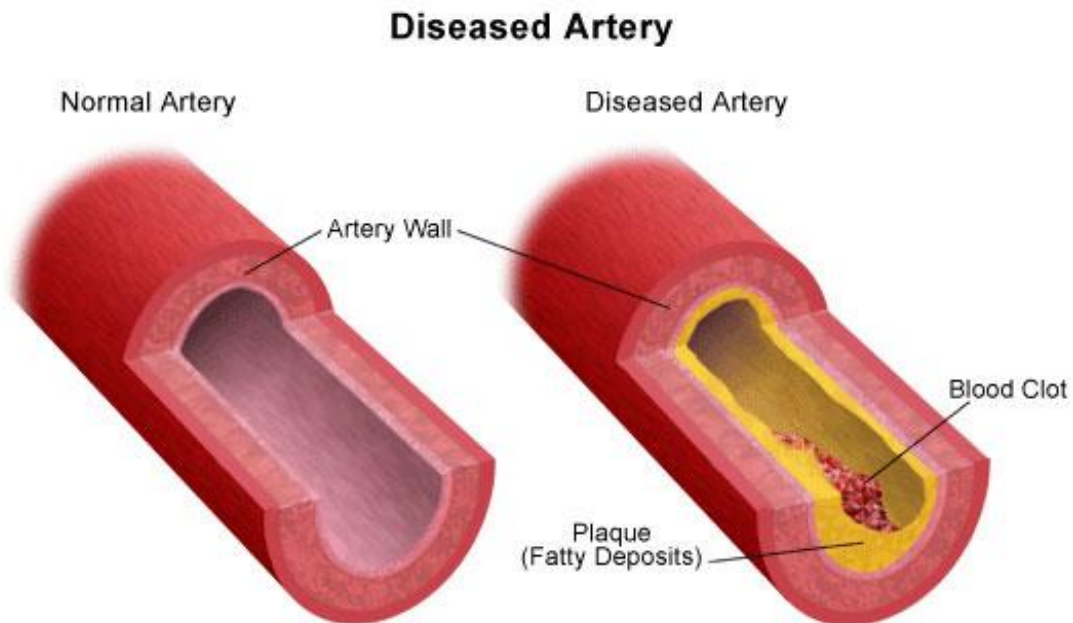


Σχήμα 5.3: Περιοχές ανακυκλοφορίας στην καρωτιδική διακλάδωση.

5.3 Αθηροσκλήρωση

Η αρτηριοσκλήρυνση είναι εκφυλιστική πάθηση των μεγάλου και μεσαίου μεγέθους αρτηριών, η οποία προσβάλλει μεγάλες αλλά και μικρές ηλικίες. Προκαλείται λόγω δημιουργίας μιας πλάκας, του λεγόμενου αθηρώματος, στο εσωτερικό τοίχωμα των αγγείων.

Το 1958, ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας (WHO) όρισε την αρτηριοσκλήρυνση ως: "το σύνολο των μεταβολών του ενδοθηλίου των αρτηριών, που περιλαμβάνει την τοπική συγκέντρωση λιπιδίων, βλεννοπολυσακχαριτών, αίματος και προϊόντων του ινώδους ιστού και ασβεστίου, με συνύπαρξη αλλοιώσεων στο μέσο χιτώνα".



Σχήμα 5.4: Υγιής και νοσούσα αρτηρία

Μια συγκεκριμένη μορφή αρτηριοσκλήρυνσης είναι η αθηροσκλήρωση, κατά την οποία στον εσωτερικό χιτώνα του αρτηριακού τοιχώματος, επικολλάται αθηρωματική πλάκα (αθήρωμα). Η αθηροσκλήρωση (atherosclerosis) είναι μία κοινή, επικίνδυνη νόσος των αγγείων που επηρεάζει παγκοσμίως εκατομμύρια ανθρώπους και οδηγεί σε εμφράγματα και σε εγκεφαλικά επεισόδια. Είναι εξελισσόμενη νόσος η οποία αρχίζει νωρίς από την παιδική ηλικία, αλλά οι κλινικές εκδηλώσεις παρουσιάζονται συνήθως κατά τη μέση ηλικία ή αργότερα.

Ως βασική μορφολογική αλλοίωση θεωρείται η αθηρωματική πλάκα ή αθήρωμα. Σχηματίζεται στον έσω χιτώνα της αρτηρίας και αναπτύσσεται αργά και αθόρυβα χωρίς κλινικά συμπτώματα επί σειρά ετών. Είναι ένα περιγεγραμμένο μόρφωμα όπου διακρίνεται ένας πυρήνας λιπιδίων, κυρίως χοληστερόλης, συνήθως σε συμπλέγματα με πρωτεΐνες και εστέρες χοληστερόλης, ο οποίος καλύπτεται από ινώδη μανδύα. Μεγαλώνοντας σε μέγεθος προοδευτικά παρεισδύει στον αυλό του αγγείου, αλλά και στον υποκείμενο μέσο χιτώνα. Κατά συνέπεια, ο αυλός του αγγείου σμικρύνεται, αλλά και το τοίχωμα εξασθενίζει. Επιπλοκές της στοιχειώδους βλάβης μπορεί να θεωρηθούν η επασβέστωση, η εξέλκωση, ο σχηματισμός θρόμβου ή ανευρύσματος.

Οι αιτίες που οδηγούν σε αθηροσκληρωτικές βλάβες (atherosclerotic lesions), έχουν μελετηθεί εκτενώς [33], [34], [35], [36]. Οι αιμοδυναμικές συνθήκες είναι καθοριστικός παράγοντας για την τοπική «διανομή» αθηροσκλήρωσης και ανάπτυξη αγγειακών πλακών. Ο ακριβής ρόλος που διαδραματίζουν οι αιμοδυναμικοί παράγοντες στη δημιουργία και την εξέλιξη της αγγειακής πάθησης δεν είναι επαρκώς κατανοητός και κάποιες έρευνες είναι αντικρουόμενες (αντιφατικές). Η αδυναμία να αναγνωριστούν καταληκτικά οι αιμοδυναμικοί παράγοντες που επηρεάζουν τη αθηροσκλήρωση, μπορεί να συνδέεται με την έμμεση φύση των συσχετίσεων που γίνονται ανάμεσα στα αιμοδυναμικά φαινόμενα και την αγγειακή νόσο.

Οι μέχρι τώρα έρευνες έχουν δείξει ότι οι αθηροσκληρωτικές βλάβες δεν εμφανίζονται σε τυχαία σημεία του κυκλοφορικού συστήματος, αλλά συνήθως σε περιοχές όπου η επίδραση της ροής του αίματος διαφέρει από αυτή που παρατηρείται σε ευθύγραμμα τμήματα αρτηριών. Δηλαδή, η παρουσία αθηρωματικών πλακών (atherosclerotic plaques) έχει δειχθεί ότι συνδέεται στενά με τη γεωμετρία του αγγείου [33], [34], [35].

Η καρτιδική διακλάδωση, οι στεφανιαίες αρτηρίες, η υπονεφρική αρτηρία και τα αγγεία που εφοδιάζουν με αίμα τα κάτω άκρα, είναι επιρρεπή σε βλάβες ενώ άλλα αγγεία σχεδόν εξαιρούνται. Η διαπίστωση αυτή, μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι τα τοπικά αιμοδυναμικά φαινόμενα στις επιρρεπείς αρτηρίες διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην εκδήλωση και ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης (atherosclerosis).

5.4 Αιμοδυναμικοί Παράγοντες στην Αθηροσκλήρωση

Το αίμα δεν ρέει ομοιόμορφα στο αρτηριακό δέντρο, λόγω των διαφοροποιήσεων της γεωμετρίας και της αντίστασης στη ροή. Οι διαφοροποιήσεις στις διαμέτρους του αυλού, οι γωνιώσεις και διακλαδώσεις προκαλούν τοπικές διαταράξεις του πεδίου ροής, με αποτέλεσμα περιοχές με διαφοροποιημένη τη διατμητική τάση, καθώς και περιοχές όπου εμφανίζεται αποκόλληση, δευτερεύουσες ροές ή δίνες. Ο χαρακτηρισμός αυτών των συνθηκών σε συγκεκριμένες θέσεις γίνεται πολύ πιο πολύπλοκος όταν ληφθεί υπόψη και η παλλόμενη ροή του αίματος.

Από κλινικές παρατηρήσεις έχει αποδειχθεί ότι η αθηροσκλήρωση (atherosclerosis), μια ασθένεια των μεσαίου και μεγάλου μεγέθους αρτηριών, εμφανίζεται κυρίως σε περιοχές διακλάδωσης ή απότομης στροφής. Καμπυλότητες και διακλαδώσεις των μεγάλων και μεσαίων αρτηριών νοσούν σε μεγάλο βαθμό από αθηροσκλήρωση. Αυτές οι περιοχές είναι εκεί όπου η ροή είναι διαταραγμένη. Μεγάλος αριθμός ερευνών δείχνουν τη σχέση μεταξύ της γένεσης και της προόδου της νόσου με τις τοπικές ανωμαλίες που εμφανίζονται στις περιοχές αυτές.

Η τοπική φύση της νόσου και η γεωμετρική εξάρτηση των ανωμαλιών, παρέχουν έμμεσες αποδείξεις για το ρόλο των ρεολογικών φαινομένων στη γένεση της αθηροσκλήρωσης (atherosclerosis). Η άποψη ότι η αγγειακή γεωμετρία είναι παράγοντας κινδύνου για τη δημιουργία αθηροσκλήρωσης έχει συχνά αποτυπωθεί στη βιβλιογραφία [34], [35], [36], [37]. Τα σημεία διακλάδωσης είναι πολύ ευάλωτα στην δημιουργία αθηροσκλήρωσης και υπόκεινται σε ευρείες διαφοροποιήσεις των αιμοδυναμικών συνθηκών. Έτσι, δεν προκαλεί έκπληξη ότι ποικιλία αιμοδυναμικών παραγόντων, έχουν συνδεθεί με την γένεση της πλάκας, και περιλαμβάνουν υψηλές και χαμηλές διατμητικές δυνάμεις στο τοίχωμα, αποκόλληση και στάση της ροής, απόφραξη της ροής, δίνες και υπέρταση.

Τα τελευταία χρόνια αρκετές αιμοδυναμικές έρευνες δίνουν έμφαση στο ρόλο των φαινομένων της ροής στην γένεση αθηροσκλήρωσης. Η «έναρξη της νόσου» συνήθως συμβαίνει στις περιοχές όπου η γεωμετρία του αγγείου είναι ακανόνιστη (ανώμαλη), όπως στις διακλαδώσεις και τις απότομες στροφές. Ένα τέτοιο τμήμα του αγγειακού συστήματος που συχνά παρατηρούνται παθολογικές βλάβες του αγγειακού τοιχώματος είναι η ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση.

Κάποιες συσχετίσεις μεταξύ της ροής και της αθηροσκλήρωσης είναι γνωστές από έρευνες και σύμφωνα με τα ευρήματα ο διαχωρισμός της ροής και η ανακυκλοφορία καθώς και οι χαμηλές τιμές διατμητικής τάσης στο τοίχωμα, είναι καθοριστικοί παράγοντες. Είναι

απαραίτητο όμως να επεκτείνουμε τις γνώσεις μας στην επίδραση των αιμοδυναμικών παραγόντων στην αθηροσκλήρωση.

Οι δυνάμεις από τη δυναμική της ροής επηρεάζουν τη λειτουργία του ενδοθηλίου. Σύμφωνα με τη θεωρία χαμηλής διάτμησης του Caro (Caro's low shear theory [38]), είναι ευρέως αποδεκτό, ότι ο πιο σημαντικός παράγοντας που εξαρτάται από τη ροή, είναι η τοπική διαταραχή της μεταφοράς της μάζας, η οποία επηρεάζεται από τη «χαμηλή ταλάντωση» (low oscillation) της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα και ενισχύεται από το χρόνο παραμονής των ρευστών σωματιδίων σε περιοχές διαχωρισμού και ανακυκλοφορίας της ροής [33] [34] 38]. Δηλαδή, η αθηρογένεση σχετίζεται με τα χαμηλά επίπεδα διατμητικής τάσης πάνω στο τοίχωμα του αγγείου αλλά και με την διακύμανση μεταξύ ακραίων τιμών της διατμητικής τάσης. Περαιτέρω έρευνα έγινε από τον Thubrikar το 1990 [26] που έδειξε ότι οι ενδοτοιχωματικές τάσεις συνδέονται με την αθηροσκλήρωση.

Η υψηλή διατμητική τάση είχε υποτεθεί ότι αποτελεί πιθανό αίτιο δημιουργίας αθηροσκλήρωσης, λόγω της βλάβης που προκαλεί στο ενδοθήλιο. Η θεωρία αυτή υποστηρίχτηκε με διάφορα πειράματα αλλά πλέον έχει αναγνωριστεί ότι η υψηλή διατμητική τάση δεν προκαλεί αθηροσκλήρωση. Αντίθετα υπάρχει η θεωρία ότι η υψηλή διατμητική τάση αναστέλλει την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης.

Η χαμηλή διατμητική τάση έχει θεωρηθεί ότι καθυστερεί την απομάκρυνση των παραγόντων που προκαλούν αθηροσκλήρωση από το τοίχωμα, με αποτέλεσμα την αυξημένη συσσώρευση λιπιδίων στον έσω χιτώνα. Επίσης εμπλέκεται με την πρόσδωση σημαντικών στοιχείων για τις λειτουργίες τόσο της θρέψης όσο και του μεταβολισμού του τοιχώματος. Σχετικές εργασίες για την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης σε ανθρώπινες καρωτίδες, έδειξαν ότι η δημιουργία αθηροσκλήρωσης συνέπιπτε με τις περιοχές όπου εμφανίστηκαν χαμηλές τιμές διατμητικής τάσης. Οι τιμές της διατμητικής τάσης κοντά στο 0 μετρήθηκαν κοντά στη περιοχή που ήταν πιο πιθανό να αναπτυχθεί πλάκα, και προτάθηκε ότι υπάρχει ένα κατώφλι διατμητικής τάσης κάτω από το οποίο η ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης είναι πιθανή.

Επίσης, παρατηρήθηκε ότι σε περιοχές με αποκολλημένη ροή, όπου οι τιμές της διατμητικής τάσης είναι χαμηλές όπως και οι ταχύτητες, αναπτύσσονται και οι πρώτες αθηροσκληρωτικές πλάκες, όπως και μεταγενέστερες αλλοιώσεις του αγγείου. Στις περιοχές αυτές όπου η ροή είναι αποκολλημένη υπάρχει αντίστροφη ροή με χαμηλές ταχύτητες καθώς και ρευστό με χαμηλή ταχύτητα το οποίο κινείται κατάντι της ροής. Παρόλα αυτά οι περιοχές αποκόλλησης δεν είναι απλά περιοχές με ανακυκλοφορίες και στάσιμη ροή, αλλά είναι περιοχές με πολύπλοκα ρευστοδυναμικά φαινόμενα. Τα σωματίδια που βρίσκονται μέσα σε περιοχές ανακυκλοφορίας έχουν αυξημένο χρόνο που παραμένουν στην ίδια περιοχή, έχοντας έτσι περισσότερες πιθανότητες να αλληλεπιδράσουν με το τοίχωμα του αγγείου. Έτσι τα λιπίδια και τα υπόλοιπα στοιχεία που παίζουν ρόλο στη γένεση αθηροσκλήρωσης έχουν περισσότερο χρόνο να αλληλεπιδράσουν με το αρτηριακό τοίχωμα. Η αποκόλληση της ροής έχει φανεί ότι ευνοεί την εναπόθεση αιμοπεταλίων, τα οποία μπορούν να διεγείρουν τον

κυτταρικό πολλαπλασιασμό και να δημιουργήσουν διόγκωση του έσω χιτώνα και δημιουργία αθηροσκλήρωσης.

Σε περιπτώσεις παλλόμενης ροής, τα φαινόμενα στο πεδίο ροής είναι πιο πολύπλοκα. Στην περιοχή της μη αποκολλημένης ροής τα φαινόμενα είναι όμοια. Η ταχύτητα και η διατμητική τάση έχουν υψηλές τιμές και η ροή παραμένει στρωτή. Υπάρχουν διακυμάνσεις στο μέγεθος της ταχύτητας και της διατμητικής τάσης αλλά όχι αλλαγή διεύθυνσης. Αντίθετα στην περιοχή αποκόλλησης, υπάρχει ένα μοτίβο ταλαντούμενης διατμητικής τάσης. Κατά την αρχική συστολή, δεν παρατηρείται αποκόλληση, ενώ αργότερα στη φάση της συστολής η αποκόλληση μονιμοποιείται και υπάρχει αλλαγή φοράς στο μέγεθος της διατμητικής τάσης. Κατά τη διαστολή το μέγεθος τόσο της ταχύτητας όσο και της διατμητικής τάσης είναι χαμηλά και συνδέονται άμεσα με την θέση της αθηροσκλήρωσης. Η ταλαντούμενη αυτή διατμητική τάση έχει φανεί να συσχετίζεται άμεσα με την εναπόθεση της πλάκας καθώς επίσης επιτρέπει και την διεύθυνση στοιχείων μέσω του ενδοθηλίου. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα συνήθως προσανατολίζονται με τη κατεύθυνση της ροής. Με την εναλλαγή της διατμητικής τάσης δημιουργούνται αλλαγές στις σχέσεις μεταξύ των κυττάρων και κάνοντας έτσι την δυνατή την εισχώρηση στοιχείων μέσω του ενδοθηλίου.

Η τυρβώδης ροή δεν δείχνει να ευνοεί την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης. Αντίθετα η υπέρταση έχει αποδειχθεί ότι συνδέεται με το μέγεθος και τη σοβαρότητα της αθηροσκλήρωσης, παρότι δεν έχει καθορισθεί πλήρως η φύση του ρόλου που παίζει στη παθογένεια της αθηροσκλήρωσης.

Αρκετές μετέπειτα μελέτες έχουν επιβεβαιώσει αυτά τα συμπεράσματα, και έχουν καταδείξει ότι η σύγκριση μεταξύ της ταχύτητας της ροής και της θέσης των πλακών σε δείγματα ανθρώπινης καρωτίδας φανέρωσε, ότι το εξωτερικό τοίχωμα του καρωτιδικού κόλπου, όπου η διατμητική τάση στο τοίχωμα και οι ταχύτητες ροής είναι χαμηλές, το πάχος των πλακών είναι μέγιστο, ενώ στο διαχωριστικό τοίχωμα, όπου οι ταχύτητες και η διατμητική τάση είναι υψηλές, το πάχος των πλακών είναι ελάχιστο [40]. Στα πλαϊνά τοιχώματα (μπροστά και πίσω), όπου παρατηρούνται ακτινικές ταχύτητες (secondary flow) το πάχος είναι μεσαίου μεγέθους.

Η διαφορά που παρατηρείται σε αγγεία που παρουσιάζουν βλάβες όπως τα παραπάνω φαινόμενα, είναι ότι σε αυτά, η διατμητική τάση είναι χαμηλή σε ένταση, καθώς επίσης υπάρχουν αλλαγές στην κατεύθυνση της ροής όπως με τον διαχωρισμό της, χαρακτηριστικά που δεν υπάρχουν σε περιοχές του αρτηριακού δέντρου που δεν εμφανίζεται συχνά αθηροσκλήρωση. Τέτοιες περιοχές με χαμηλές διατμητικές τάσεις είναι π.χ. οι διακλαδώσεις των καρωτιδών αρτηριών, οι στεφανιαίες αρτηρίες, η κοιλιακή αρτηρία, και η θωρακική αορτή.

Η δυναμική της ροής και το μοτίβο των αθηρωματικών νόσων έχει μελετηθεί τόσο με πειραματικές, μεθόδους [36], [38], [39], [40], [41], [42], [43], όσο και με υπολογιστικά μοντέλα [44], [45], [46], [47]. Ουσιαστικά αποτελέσματα από τις μελέτες αυτές οδήγησαν στην επίγνωση της σχέσης ανάμεσα στη δυναμική της ροής και την εμφάνιση αθηροσκληρωτικών πλακών (atherosclerotic plaques). Σημαντικές πληροφορίες για τη συσχέτιση της θέσης των αθηρωματικών πλακών με τα φαινόμενα που εμφανίζονται στην παλλόμενη ροή (pulsatile flow) έχουν αποκτηθεί από τις εργασίες [52]. Όμως παρά τις επιτυχίες, υπάρχουν ακόμα χαρακτηριστικά της ροής στη καρωτιδική διακλάδωση, καθώς και ο ακριβής ρόλος που διαδραματίζει ο γεωμετρικός παράγοντας που χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης.

Από όλο το σύστημα των αιμοφόρων αγγείων ένα τμήμα αρκετά μελετημένο είναι η διακλάδωση της καρωτιδικής αρτηρίας. Ο λόγος είναι ότι συχνά στο συγκεκριμένο τμήμα παρατηρούνται βλάβες. Υπάρχει μεγάλος αριθμός από πειραματικές μελέτες για αυτό το τμήμα μερικές από τις οποίες ενδεικτικά αναφέρονται: [39], [40], [42], [43]. Επίσης αριθμητικές έρευνες για τη δυναμική της ροής σε τρισδιάστατο γεωμετρικό μοντέλο ανθρώπινης καρωτιδικής διακλάδωσης έχουν δημοσιευτεί [45], [47] σε συνθήκες παλλόμενης ροής.

Το περίπλοκο πεδίο ροής στην καρωτιδική διακλάδωση ενδείκνυται για τη σύγκριση Νευτώνειου και μη Νευτώνειου μοντέλου για το ιξώδες του αίματος, καθώς περιοχές με υψηλούς ρυθμούς διάτμησης (περιοχές με μεγάλες κλίσης ταχύτητας, high velocity gradients) εμφανίζονται κοντά σε περιοχές με στάσιμη ή διαχωρισμένη ροή (περιοχές χαμηλών ρυθμών διάτμησης).

Κεφάλαιο 6

Αριθμητική προσομοίωση της παλλόμενης αιματικής ροής στην καρωτιδική διακλάδωση

6.1 Εισαγωγή

Η μελέτη των χαρακτηριστικών της ροής του αίματος στα αγγεία του ανθρώπινου οργανισμού είναι μια δύσκολη διαδικασία, η οποία γίνεται κατά κύριο λόγο με πειραματικές μεθόδους. Στις μεθόδους αυτές, συνήθως χρησιμοποιείται υπέρηχος Doppler (ultrasound Doppler) καθώς και laser Doppler (Laser Doppler Anemometry (LDA) /Laser Doppler Velocimetry (LDV)) για τον προσδιορισμό της ταχύτητας, ενώ οι διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα υπολογίζονται από τις ταχύτητες κοντά στο τοίχωμα ή από ηλεκτροχημικές τεχνικές. Τα πειράματα που έγιναν στην καρωτίδα αρτηρία παρουσιάζουν τις ταχύτητες της ροής, τις διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα καθώς και οπτικοποιούν το πεδίο ροής [46].

Μια εναλλακτική προσέγγιση στην διερεύνηση του πεδίου ροής στην καρωτιδική διακλάδωση γίνεται με τη χρήση αριθμητικών μεθόδων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, με τη βοήθεια του κατάλληλου υπολογιστικού κώδικα. Τα τελευταία χρόνια με την άνοδο της υπολογιστικής ισχύς καθώς και με την ανάπτυξη κατάλληλων και αποδοτικών (ικανών) αριθμητικών μεθόδων, είναι πλέον εφικτή η μελέτη περίπλοκων γεωμετριών σε συνθήκες ρεαλιστικής ροής. Αποτελέσματα τέτοιων ερευνών έχουν δημοσιεύσει οι Perktold, Resch και Peter: [50], [51], [52].

Στην παρούσα εργασία, προσεγγίζουμε την παλλόμενη αιματική ροή στην ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση, κάνοντας χρήση του υπολογιστικού προγράμματος Ansys 17. Χρησιμοποιείται τριδιάστατη ρεαλιστική γεωμετρία με άκαμπτο τοίχωμα. Δεν υπάρχουν συμμετρίες και η διάμετρος μεταβάλλεται κατά μήκος του αγγείου. Εμφανίζονται περίπλοκες διατομές και έτσι μπορούμε να μελετήσουμε τα φαινόμενα της ροής χωρίς να «κρύβονται» ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά, όπως συμβαίνει στις απλοποιημένες γεωμετρίες.

Το αίμα μοντελοποιείται ως ασυμπίεστο ρευστό, τόσο σαν Νευτώνειο όσο και σαν Μη-Νευτώνειο και γίνεται σύγκριση των διαφορετικών αποτελεσμάτων. Το περίπλοκο πεδίο ροής στην καρωτιδική διακλάδωση ενδείκνυται για τη σύγκριση Νευτώνειου και μη Νευτώνειου μοντέλου για το ιξώδες του αίματος, καθώς περιοχές με υψηλούς ρυθμούς διάτμησης (περιοχές με μεγάλες κλίσης ταχύτητας, high velocity gradients) εμφανίζονται κοντά σε περιοχές με στάσιμη η διαχωρισμένη ροή (περιοχές χαμηλών ρυθμών διάτμησης). Η σύγκριση

γίνεται μεταξύ μιας σταθερής τιμής αναφοράς για το ιξώδες του αίματος, $\mu_{\text{NEWTONIAN}} = 0.035$ Poisse και του μοντέλου Carreau με χαρακτηριστικές τιμές από τη βιβλιογραφία.

Η προσομοίωση στον υπολογιστή βασίζεται στην επίλυση των μη μόνιμων, τριδιάστατων Navier-Stokes εξισώσεων για ασυμπύεστο Νευτώνειο και Μη Νευτώνειο ρευστό. Το δύσκολο αυτό εγχείρημα γίνεται με τη βοήθεια του Ansys Fluent, το οποίο χρησιμοποιεί τη μέθοδο των πεπερασμένων όγκων για την επίλυση των εξισώσεων. Οι εξισώσεις N/S ισχύουν για κάθε τύπο ροής. Για να δώσουν λύση για την αιματική ροή σε συγκεκριμένο σύστημα θα πρέπει να ορίσουμε οριακές συνθήκες. Οι οριακές συνθήκες που εισαγάγαμε στο πρόβλημα είναι μεταβαλλόμενη ταχύτητα στην είσοδο και σταθερή πίεση στην έξοδο, ενώ στο τοίχωμα ορίστηκε συνθήκη μη ολίσθησης.

Η εργασία ασχολείται με τον υπολογισμό των χαρακτηριστικών της ροής και των διατμητικών τάσεων στην ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση (carotid artery bifurcation) όπου εμφανίζονται συχνά αθηροσκληρωτικές βλάβες. Υπολογίζονται οι ταχύτητες (αξονική, ακτινική), και περιοχές ανακυκλοφορίας σε συγκεκριμένα επίπεδα της αρτηρίας, οι διατμητικές τάσεις σε χαρακτηριστικά σημεία πάνω στο τοίχωμα της, καθώς και η πίεση στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατά τη διάρκεια του καρδιακού παλμού.

Βασικά βήματα για την υπολογιστική ανάλυση χρησιμοποιώντας το Ansys Fluent

Το Ansys Fluent είναι ένα πρόγραμμα προσομοιώσεων, για τη μοντελοποίηση των ροών των ρευστών, της μεταφοράς θερμότητας και χημικών αντιδράσεων σε σύνθετες γεωμετρίες. Είναι γραμμένο σε προγραμματιστική γλώσσα C και εκμεταλλεύεται πλήρως την ευελιξία και την «ισχύ» της συγκεκριμένης γλώσσας.

Γενικά η στρατηγική των CFD μεθόδων είναι η «εναλλαγή» του χώρου που καταλαμβάνει ένα συνεχές μέσο με ένα διακριτό χώρο χρησιμοποιώντας το υπολογιστικό πλέγμα. Στο συνεχές χωρίο, κάθε μεταβλητή της ροής ορίζεται σε κάθε σημείο του χώρου. Στο διακριτό χωρίο, οι μεταβλητές ορίζονται μόνο στα "σημεία" του πλέγματος. Οι τιμές των μεταβλητών στα υπόλοιπα σημεία καθορίζονται από παρεμβολή των τιμών των μεταβλητών στα σημεία του πλέγματος.

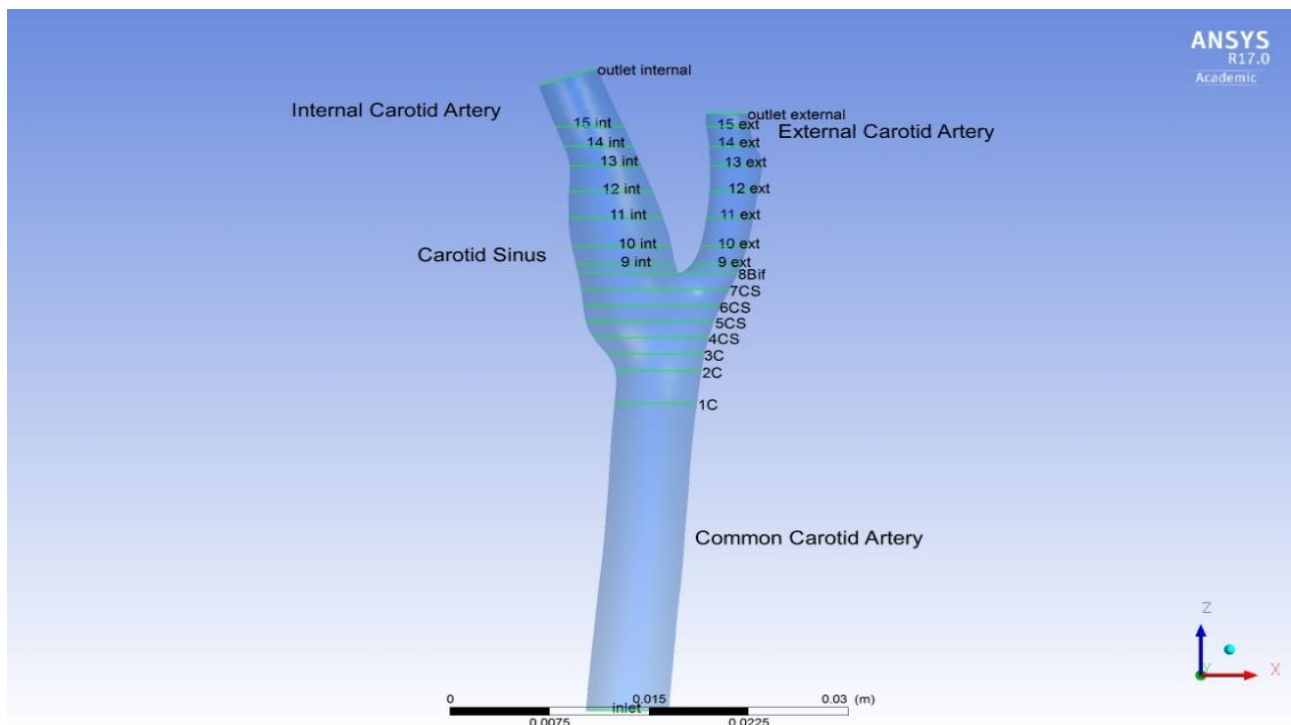
1. Προσδιορισμός των στόχων της μοντελοποίησης.
2. Δημιουργία του γεωμετρικού μοντέλου (model geometry) και
3. Δημιουργία του υπολογιστικού πλέγματος (mesh).
4. Εισαγωγή των οριακών συνθηκών στον επιλυτή, καθώς και των χαρακτηριστικών του φυσικού μοντέλου (ιξώδες, πυκνότητα).
5. Υπολογισμός και επίβλεψη της λύσης.
6. Έλεγχος και αποθήκευση των αποτελεσμάτων.

7. Αλλαγή στις αριθμητικές ή στις φυσιολογικές συνθήκες, εάν αυτό κριθεί απαραίτητο και επανάληψη της διαδικασίας

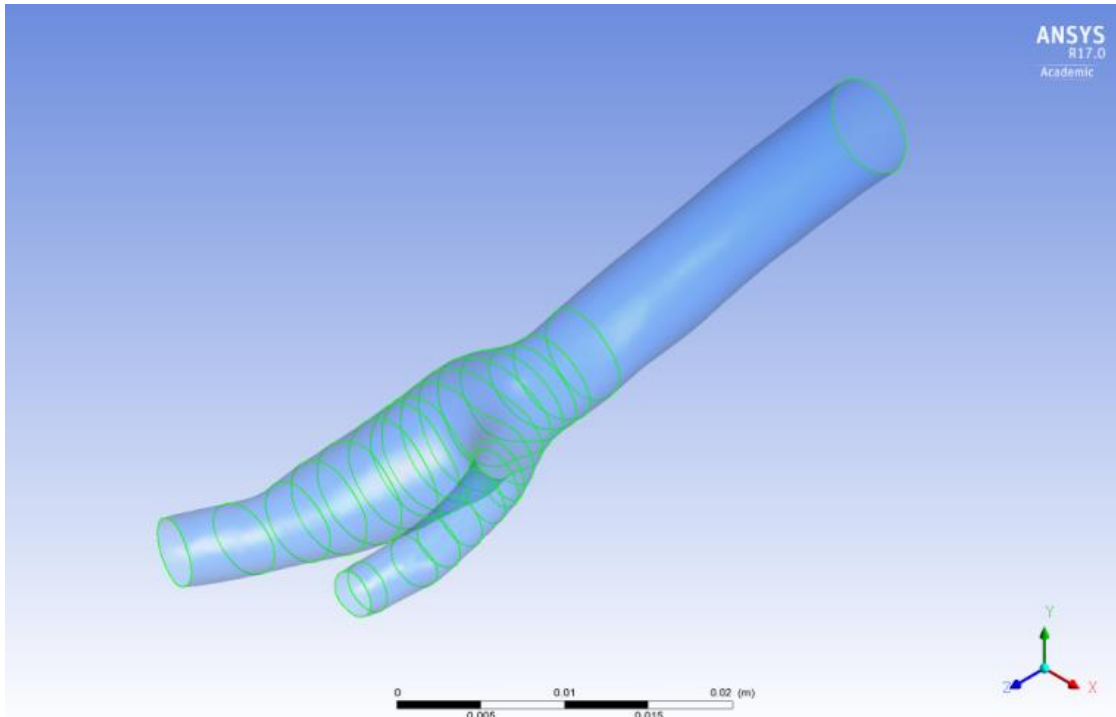
Το βήμα 2 και 3 της διαδικασίας επίλυσης, προϋποθέτουν την ύπαρξη ενός προγράμματος δημιουργίας γεωμετρίας και ένα δημιουργίας υπολογιστικών πλεγμάτων. Διατίθενται από το Ansys στο Workbench, το Design Modeler για τη γεωμετρία και το Ansys Meshing για το υπολογιστικό πλέγμα. Ο χρήστης μπορεί να χρησιμοποιήσει είτε αυτά τα προγράμματα που διατίθενται από το Ansys, ή να επιλέξει κάποιο άλλο πρόγραμμα (CAD System, Autocad, Solidworks) από τα υπάρχοντα για τη δημιουργία της γεωμετρίας και του υπολογιστικού πλέγματος.

6.2 Προσομοίωση της Γεωμετρίας

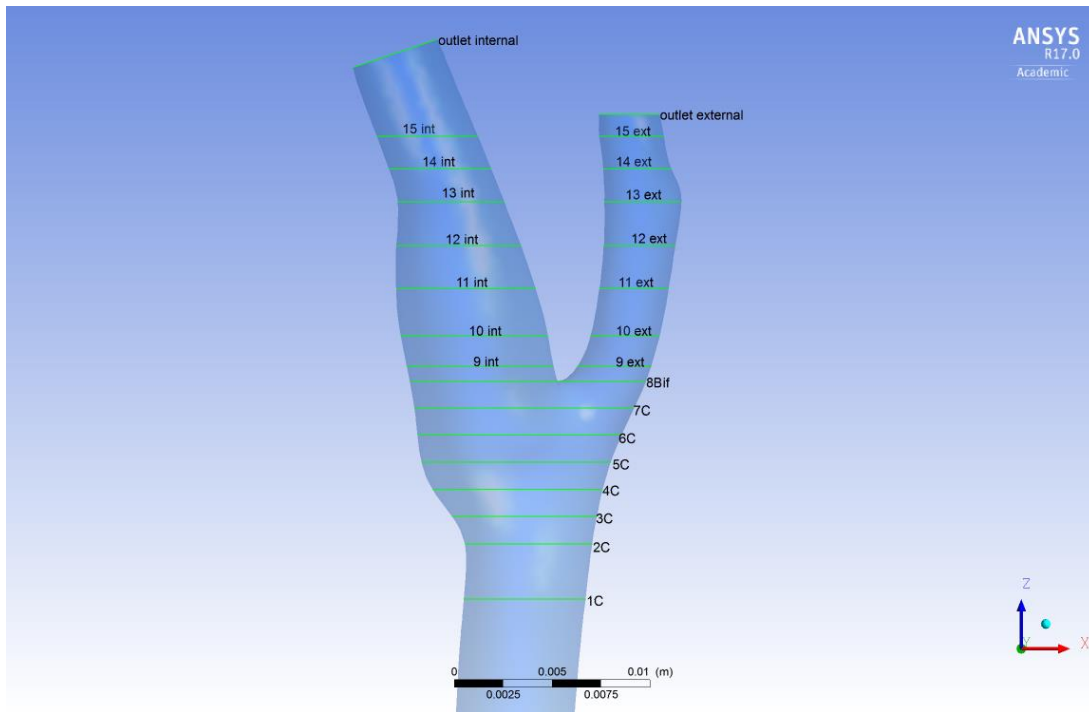
Η γεωμετρία του μοντέλου της καρωτιδικής διακλάδωσης που χρησιμοποιήθηκε, είναι ένα ρεαλιστικό τριδιάστατο μοντέλο που έχει δημιουργηθεί με τη μέθοδο luminal casting και παρουσιάζεται μαζί με τις θέσεις των τομών όπου παίρνουμε και τα δεδομένα στα σχήματα 6.1, 6.2 και 6.3



Σχήμα 6.1 επίπεδά που αποκτήθηκαν δεδομένα



Σχήμα 6.2 επίπεδα που αποκτήθηκαν δεδομένα



Σχήμα 6.3 επίπεδα που αποκτήθηκαν δεδομένα

Το γεωμετρικό μοντέλο διαφοροποιείται από την πραγματική καρωτίδα στην εξωτερική καρωτίδα, όπου δεν συμπεριλαμβάνεται η θυρεοειδής αρτηρία (thyroid artery). Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, όπως το εμβαδό εισόδου και εξόδου καθώς και το συνολικό μήκος του τμήματος αρτηρίας έχουν εμφανής ομοιότητες με τα πειραματικά δεδομένα [36] [42] και [43]. Η γεωμετρία είναι ρεαλιστική και δεν διαθέτει συμμετρίες ως προς κάποιο άξονα, ενώ διαθέτει περίπλοκες, μεταβαλλόμενου εμβαδού διατομές, όπου παρουσιάζουν ενδιαφέρον, καθώς ο γεωμετρικός παράγοντας φαίνεται να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στα ρευστοδυναμικά χαρακτηριστικά. Απλοποιημένες γεωμετρικές «κρύβουν» ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά που παρατηρούνται στις πραγματικές αρτηρίες.

Τα κύτταρα των αγγείων, για να υπάρχει η δυνατότητα αγγειοσυστολής και αγγειοδιαστολής, που απαιτείται στη μετάδοση του καρδιακού παλμού, σε όλο το κυκλοφορικό σύστημα, έχουν ελαστικές ιδιότητες, που τους επιτρέπουν να παραμορφώνονται κατά την ακτινική και την αξονική κατεύθυνση. Συνεπώς, μία προσέγγιση κατά την οποία το τοίχωμα θεωρείται απαραμόρφωτο, ακίνητο και άκαμπτο, δεν αντιστοιχεί στην πραγματικότητα. Οι ελαστικές ιδιότητες των αγγείων μελετούνται σε συνδυασμό με τη ροή του αίματος είτε υπολογιστικά, είτε και πειραματικά, κάνοντας την αλληλεπίδραση ρευστού και μέσου (fluid-structure interaction) πεδίο αιχμής. Αποδεικνύεται ότι η αλληλεπίδραση αυτή είναι σημαντική, προκαλώντας αύξηση της μέσης χρονικά πτώσης πίεσης στον αγωγό και μείωση της μέγιστης τάσης στο τοίχωμα.

Στη μελέτη θεωρούμε το τοίχωμα του αγγείου άκαμπτο, καθώς θεωρούμε ότι δεν έχουν αποσαφηνιστεί πλήρως οι σωστές μέθοδοι επίλυσης του συνδυασμένου συστήματος εξισώσεων ρευστού και παραμορφούμενου τοιχώματος, ιδιαίτερα στα εμπορικά πακέτα επιλυτών, όπως και ότι η διάδοση των παλμικών κυμάτων (pulse wave propagation) αγνοείται. Ο κυριότερος όμως λόγος που θεωρούμε άκαμπτο, απαραμόρφωτο και ακίνητο τοίχωμα, είναι επειδή θέλουμε να παρακολουθήσουμε καθαρά την επίδραση των νευτώνειων και μη νευτώνειων χαρακτηριστικών του αίματος, στη ροή του μέσα στη καρωτιδική διακλάδωση.

Τα αγγειακά τοιχώματα, όπως αναφέραμε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, είναι διαπερατά, έτσι ώστε να γίνεται η ανταλλαγή συστατικών με τον περιβάλλοντα χώρο και το αίμα. Μελέτες συσχέτισης των ρευστομηχανικών μεγεθών με τη διαπερατότητα του τοιχώματος έχουν γίνει. Θεωρώντας όμως, την κλίμακα μελέτης του φαινομένου πολύ μεγαλύτερη από τη μοριακή, καθώς ασχολούμαστε με κύτταρα διαλυμένα στο πλάσμα, αντιλαμβανόμαστε ότι η διαπερατότητα του τοιχώματος δεν τίθεται υπό συζήτηση. Το αγγειακό τοίχωμα θεωρείται αδιαπέρατο. Επιπλέον, το πρόβλημα θεωρήθηκε ισόθερμο και η παράμετρος της θερμοκρασίας αγνοήθηκε.

Οι βασικές γεωμετρικές παράμετροι της γεωμετρίας που χρησιμοποιήθηκε:

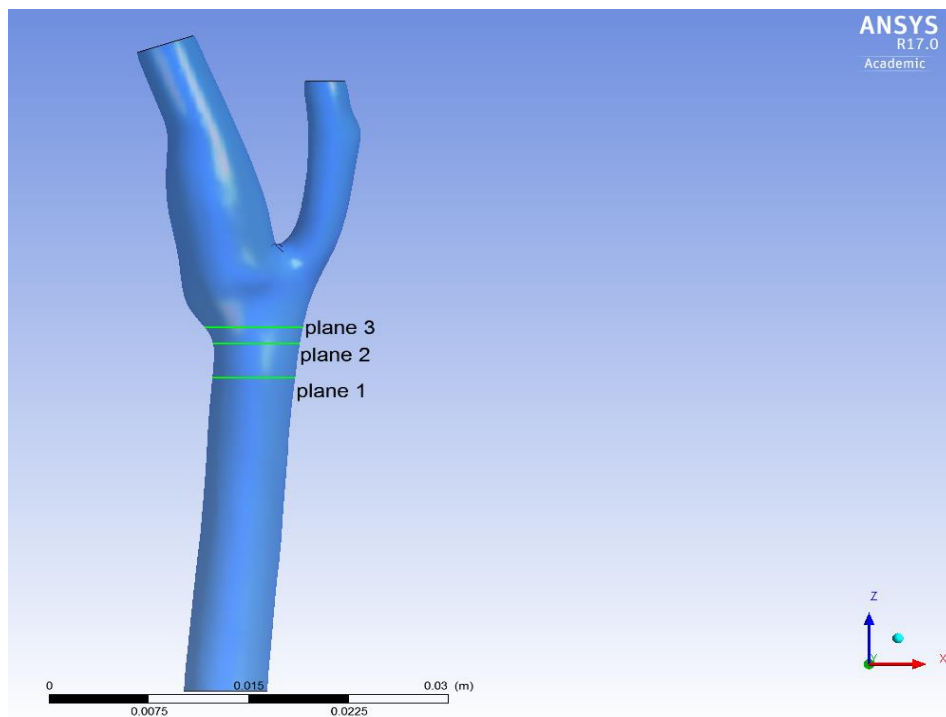
Ο συνολικός όγκος που καταλαμβάνει είναι $1.8758 \cdot 10^{-6} \text{ [m}^3\text{]}$, το συνολικό μήκος της αρτηρίας είναι περίπου 50 mm.

- Εμβαδό εισόδου internal $A_{in} = 3.072e-05 \text{ [m}^2\text{] [m]}$
- Εμβαδό εξόδου common $A_{out1} = 1.466e-05 \text{ [m}^2\text{] [m]}$
- Εμβαδό εξόδου internal $A_{out2} = 7.091e-06 \text{ [m}^2\text{] [m]}$

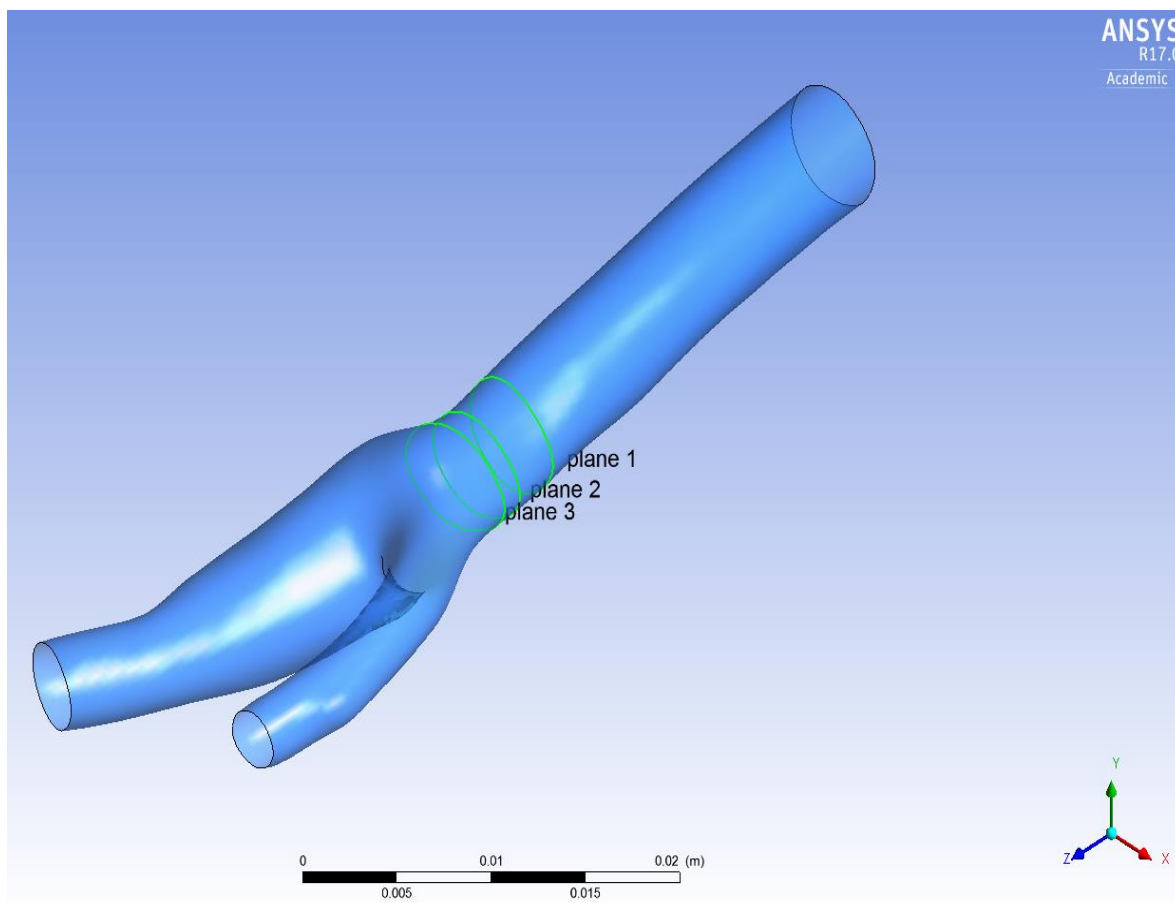
Αντίστοιχη κυκλική διάμετρος που αντιστοιχεί στα παραπάνω εμβαδά :

- Διάμετρος εισόδου κοινής καρωτίδας Common Carotid Artery
- $d_{in} = 0.006254112 \text{ [m]}$ (6.28 mm)
- Διάμετρος εξόδου εσωτερικής καρωτίδας Internal Carotid Artery
- $d_{out1} = 0.004320381 \text{ [m]}$ (4.34 mm)
- Διάμετρος εξόδου εξωτερικής καρωτίδας External Carotid Artery
- $d_{out2} = 0.003004753 \text{ [m]}$ (3.03 mm)

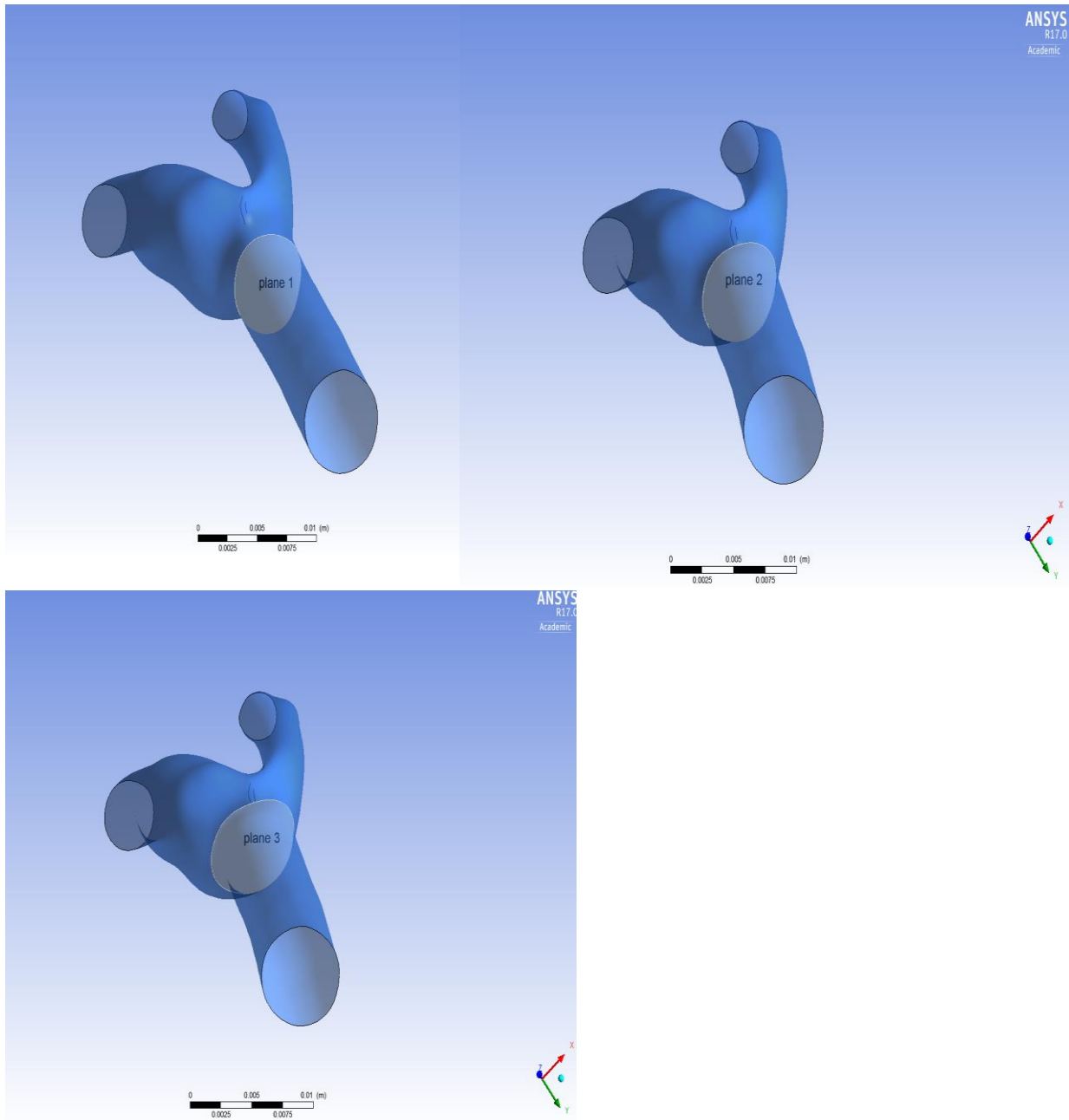
Τα επίπεδα που δημιουργήσαμε για την απόκτηση αποτελεσμάτων, ξεκινούν σε απόσταση περίπου 25 χιλιοστών από την είσοδο της κοινής καρωτίδας. Αρχικά δημιουργούνται 3 επίπεδα (Plane 1, Plane 2, Plane 3) για την κοινή καρωτίδα όπως φαίνεται παρακάτω :



Σχήμα 6.4 επίπεδά στην κοινή καρωτίδα



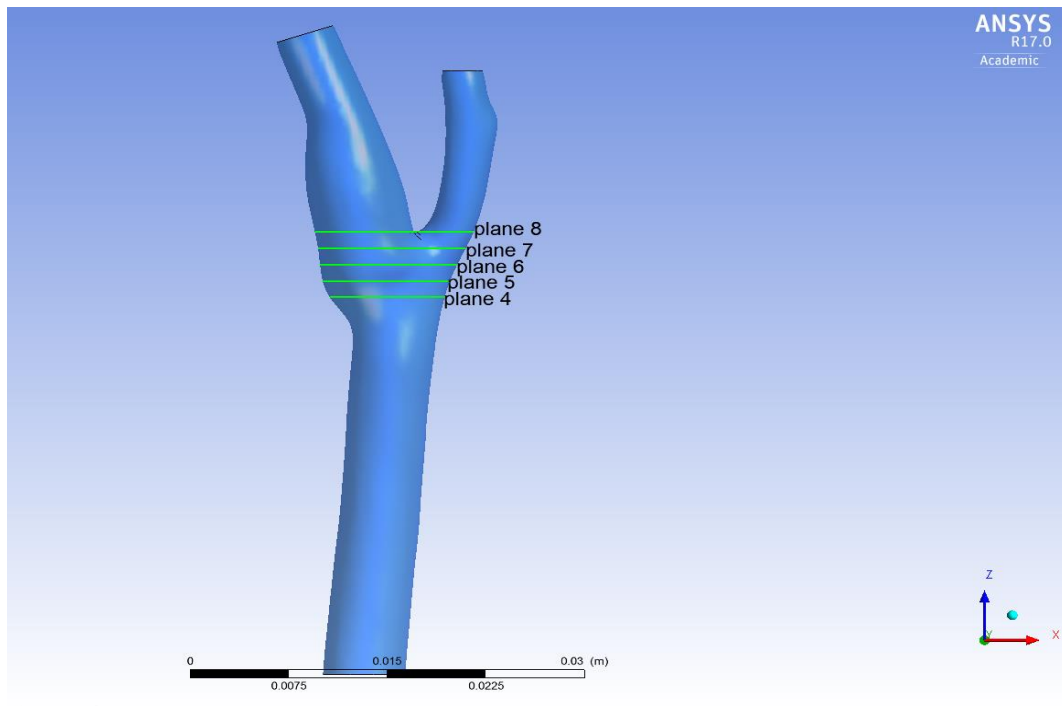
Σχήμα 6.5 επίπεδα στην κοινή καρτίδα



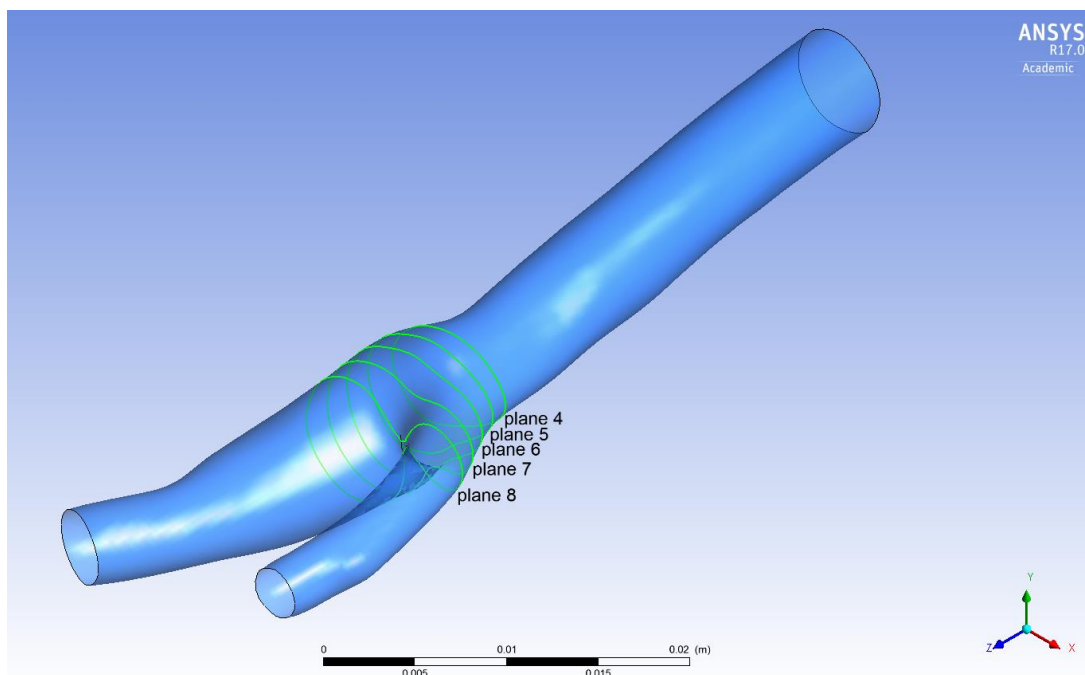
Σχήμα 6.6 επίπεδά στην κοινή καρωτίδα

	Εμβαδό [mm ²]	Ισοδύναμη διάμετρος κυκλικής διατομής (mm)
Είσοδος	30.86[mm ²]	6.268347
1 (κοινή καρωτίδα)	27.77 [mm ²]	5.946248
2 (κοινή καρωτίδα)	26.43 [mm ²]	5.80101
3 (κοινή καρωτίδα)	30.89[mm ²]	6.271393

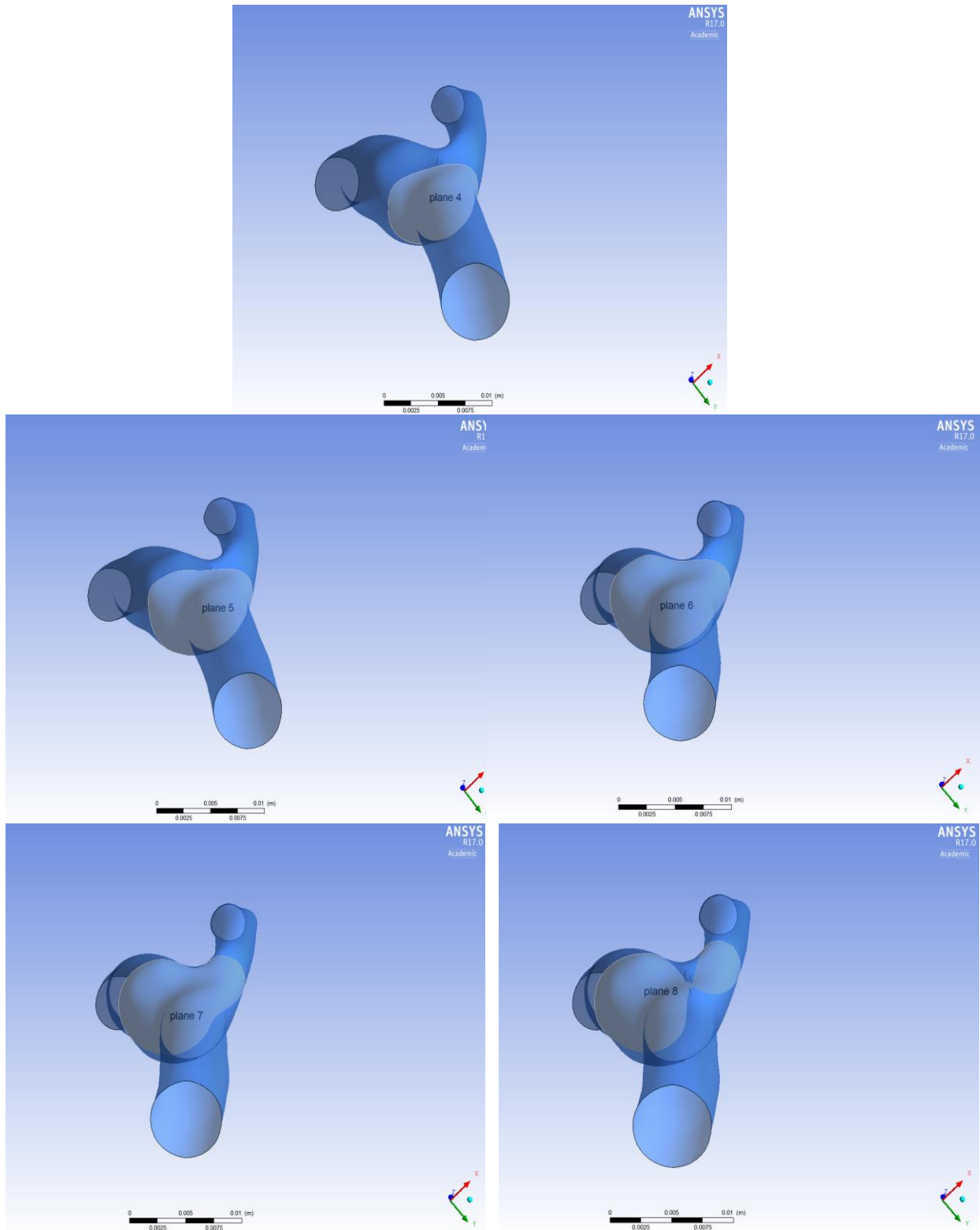
Συνεχίζοντας στον καρωτιδικό κόλπο δημιουργήθηκαν 5 επίπεδα , Plane 4, Plane 5, Plane 6, Plane 7, Plane 8.



Σχήμα 6.7 επίπεδα στον καρωτιδικό κόλπο



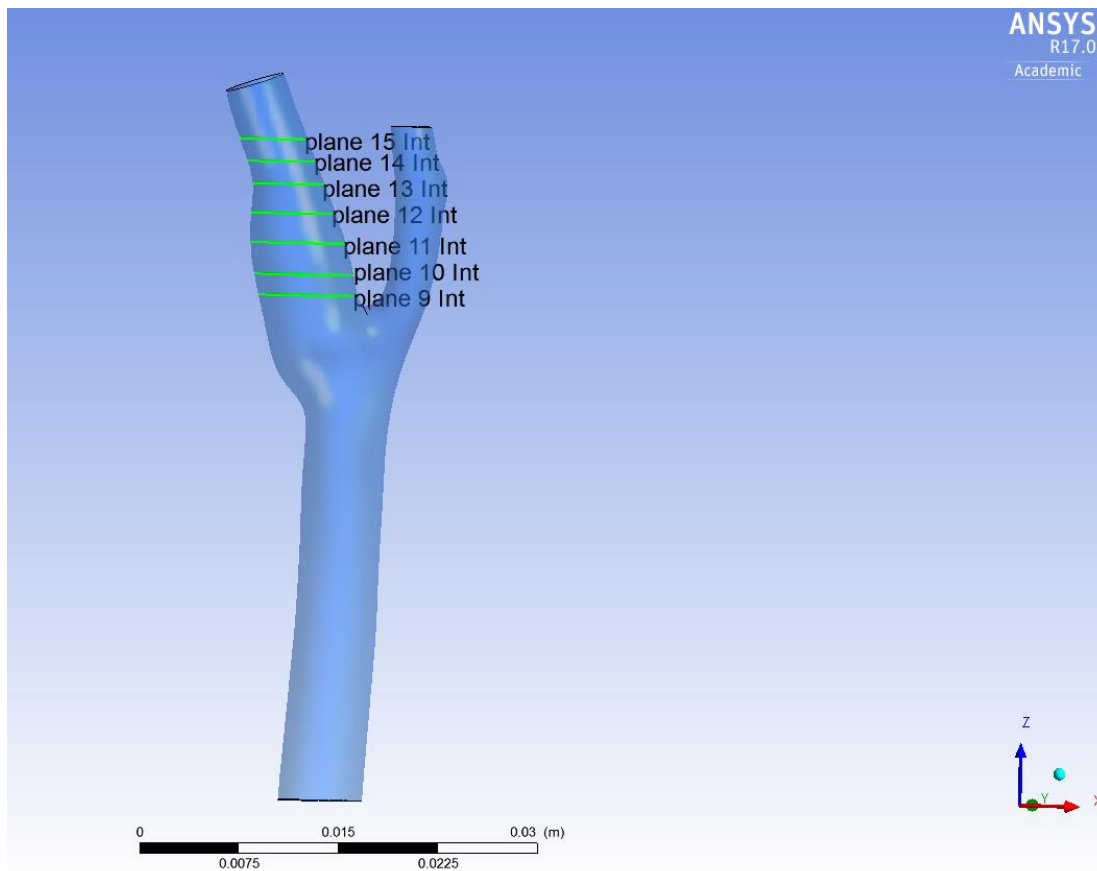
Σχήμα 6.8 επίπεδα στον καρωτιδικό κόλπο



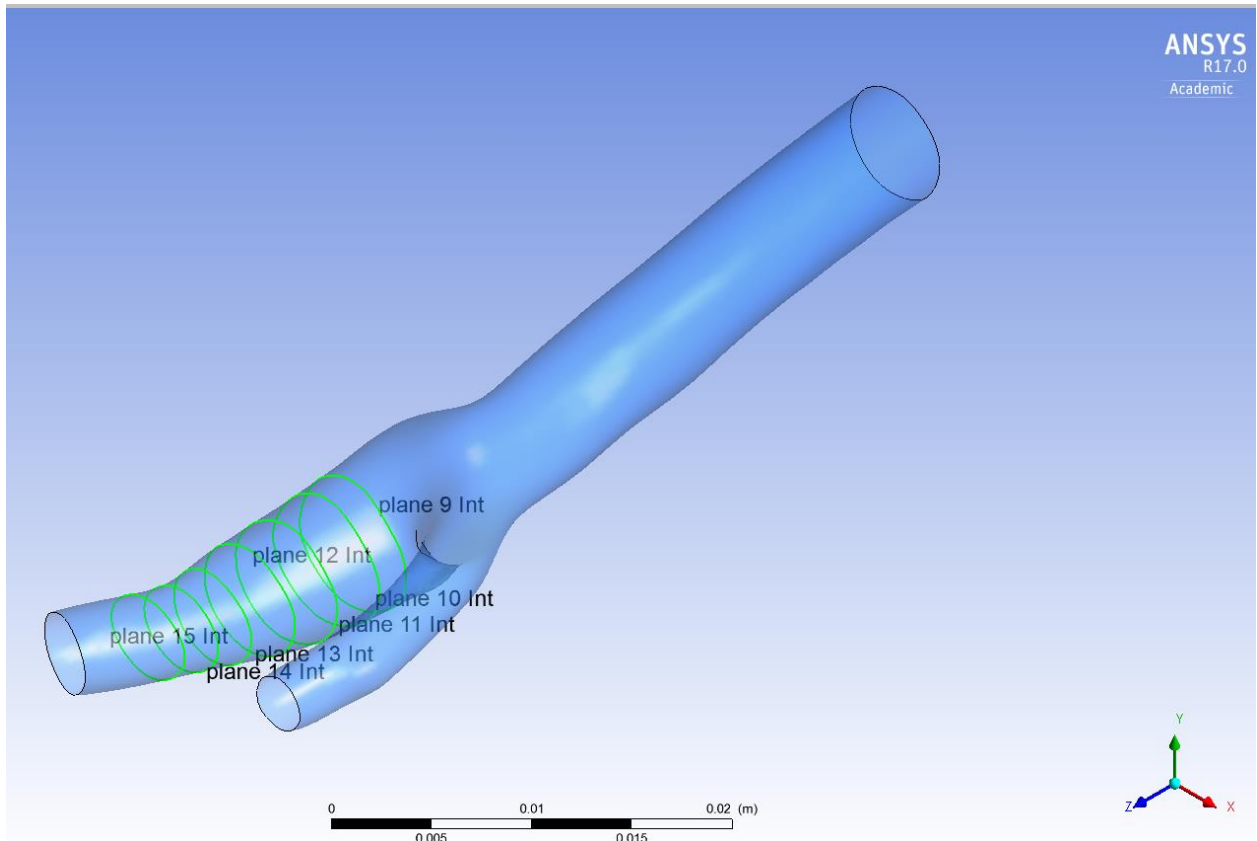
Σχήμα 6.9 επίπεδα στον καρτιδικό κόλπο

	Εμβαδό [mm ²]	Ισοδύναμη διάμετρος κυκλικής διατομής (mm)
4 (καρωτιδικός κόλπος)	42.25[mm ²]	7.334465
5 (καρωτιδικός κόλπος)	54.86 [mm ²]	8.357627
6 (καρωτιδικός κόλπος)	64.24[mm ²]	9.043943
7 (καρωτιδικός κόλπος)	6.45 [mm ²]	9.062929
8 Τομή διακλάδωσης έσω έξω αρτηρίας	57.44 [mm ²]	8.551893

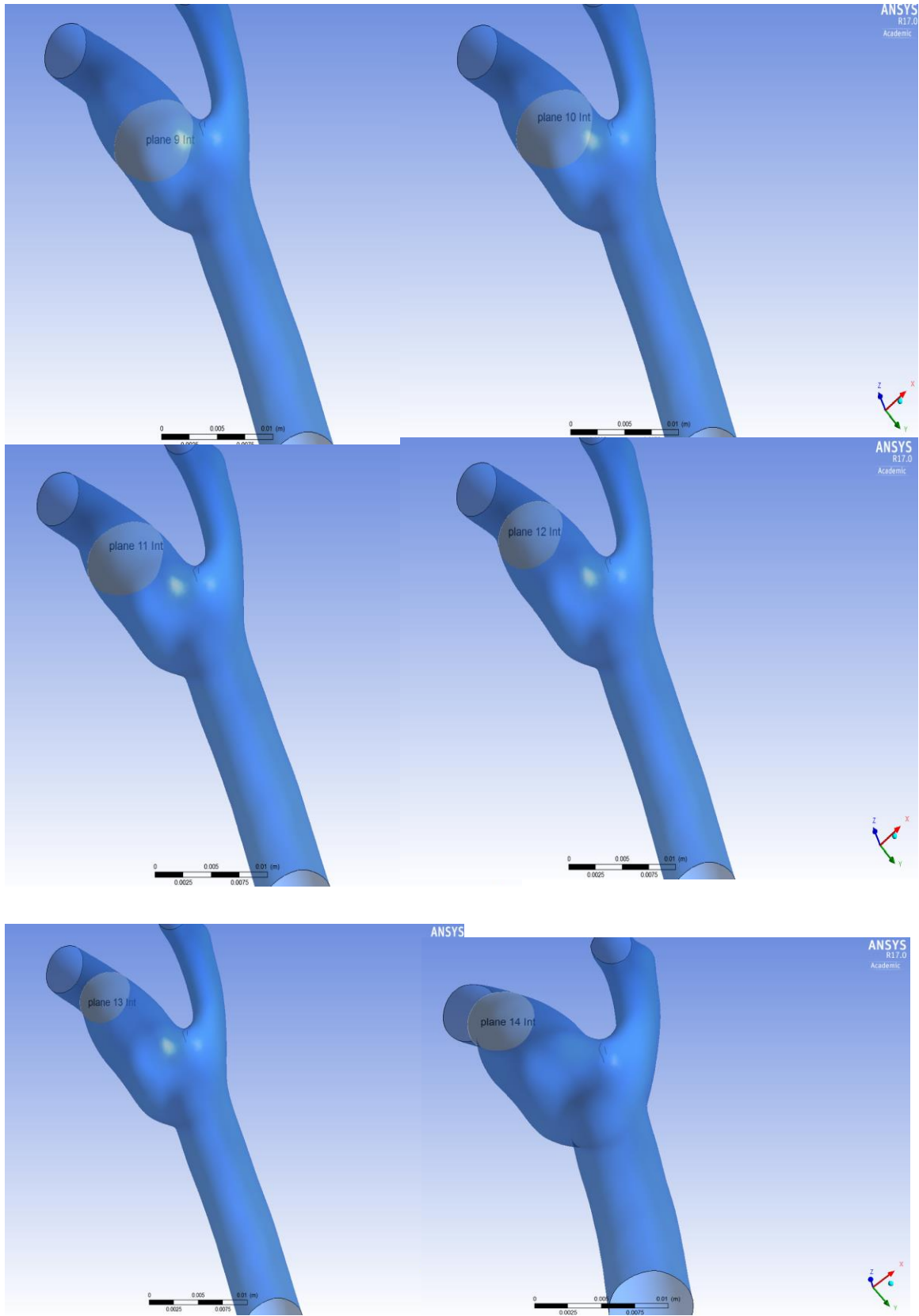
Τέλος έχουμε 7 επίπεδα στην εσωτερική καρωτίδα



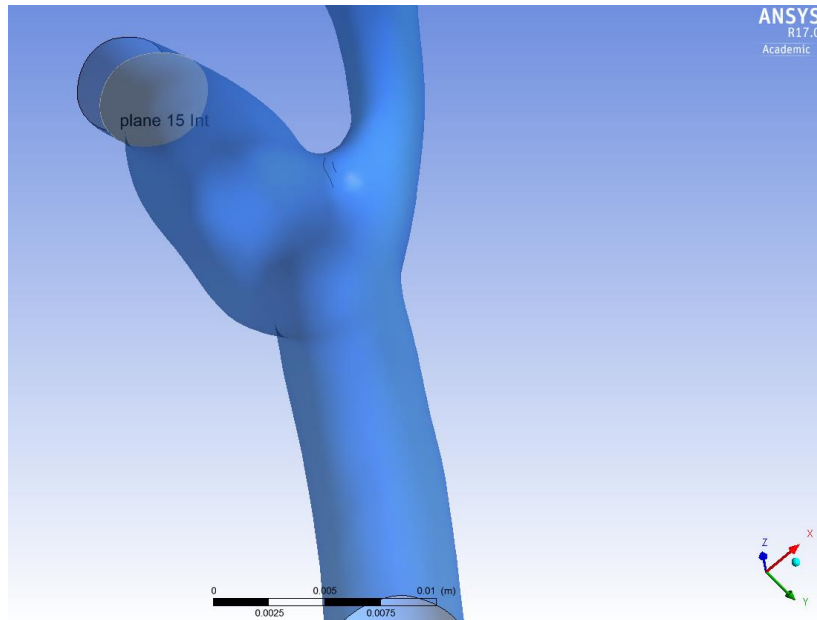
Σχήμα 6.10 επίπεδα στην έσω καρωτίδα



Σχήμα 6.11 επίπεδα στην έσω καρωτίδα



Σχήμα 6.12 επίπεδα στην έσω καρτίδα



Σχήμα 6.13 επίπεδά στην έσω καρωτίδα

	Εμβαδό [mm ²]	Ισοδύναμη διάμετρος κυκλικής διατομής (mm)
Έξοδος έσω καρωτίδας	14.72e-05 [mm ²]	4.329213
Έξοδος έξω καρωτίδας	7.117e-06 [mm ²]	3.010257
9 Int έσω καρωτίδα	43.43e-05 [mm ²]	7.436181
10 Int έσω καρωτίδα	42.14 [mm ²]	7.324911
11 Int έσω καρωτίδα	38.02 [mm ²]	6.957627
12 Int έσω καρωτίδα	30.36 [mm ²]	6.217359
13 Int έσω καρωτίδα	22.01 [mm ²]	5.29377
14 Int έσω καρωτίδα	19.15 [mm ²]	4.937868
15 Int έσω καρωτίδα	18.47 [mm ²]	4.849406

6.3. Προσομοίωση της Μηχανικής συμπεριφοράς του αίματος

Από κλινικές παρατηρήσεις είναι γνωστό ότι ορισμένες περιοχές του αρτηριακού δένδρου είναι ευαίσθητες στην ανάπτυξη αθηροσκληρωτικών βλαβών (atherosclerotic lesions). Η τοπική αιμοδυναμική πιστεύεται ότι διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην δημιουργία και ανάπτυξη των βλαβών αυτών, στον καρωτιδικό κόλπο της καρωτιδικής διακλάδωσης [38], [60] [40], [34]. Η τοπική αιμοδυναμική επηρεάζεται από τον παλμό πίεσης, τη γεωμετρία της διακλάδωσης, τις μηχανικές ιδιότητες του αρτηριακού τοιχώματος καθώς επίσης και από τις ρεολογικές ιδιότητες του αίματος.

Η ροή στην καρωτιδική διακλάδωση έχει μελετηθεί από πλήθος ερευνητών [39], [44], [47], [49]. Σε αυτές τις μελέτες, καθώς και σε άλλες έρευνες που αφορούν τη ροή σε μεγάλες αρτηρίες το αίμα θεωρείται Νευτώνειο ρευστό. Τα ιξωδοελαστικά χαρακτηριστικά του αίματος αγνοούνται και χρησιμοποιώντας το επιχείρημα ότι οι ρυθμοί διάτμησης στις μεγάλες αρτηρίες είναι αρκετά μεγάλοι και το ιξώδες του αίματος παίρνει τη σταθερή τιμή $\mu = 3.5 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$. Αρκετές αριθμητικές μελέτες υποδηλώνουν ότι η επίδραση της shear thinning συμπεριφοράς του αίματος δεν επιδρά σημαντικά στη ροή σε μεγάλες αρτηρίες [52], [63]. Άλλες μελέτες όμως καταλήγουν στο συμπέρασμα ότι επηρεάζουν. Πειραματικές μελέτες για τη Μη Νευτώνεια ροή είναι σπάνιες αλλά οι υπάρχουσες υποδεικνύουν σημαντική επιρροή της ιξωδοελαστικότητας του ανάλογου του αίματος ρευστού στα φαινόμενα της ροής [36].

Ιξώδες του αίματος

Όπως προαναφέραμε το αίμα είναι ένα πολυφασικό μίγμα ενός Νευτώνειου ρευστού, του πλάσματος, και τριών κύριων συστατικών: των ερυθρών αιμοσφαιρίων, των αιμοπεταλίων και των λευκών αιμοσφαιρίων. Το αίμα στο σύνολό του είναι ένα μη Νευτώνειο ρευστό, δηλαδή το ιξώδες του αίματος δεν είναι σταθερό, αλλά μεταβάλλεται σε συνάρτηση με το ρυθμό διάτμησης $\dot{\gamma}$ (shear rate). Το ιξώδες του αίματος μειώνεται καθώς αυξάνεται ο ρυθμός διάτμησης (shear thinning). Για υψηλούς ρυθμούς διάτμησης το ιξώδες του αίματος παραμένει σταθερό, αυτό δίνει τη δυνατότητα μοντελοποίησης του αίματος και ως Νευτώνειο Ρευστό [62].

Στη βιβλιογραφία χρησιμοποιούνται διαφορετικής μορφής μοντέλα, ώστε να αναπαρασταθεί η συμπεριφορά του ιξώδους του αίματος. Τα μοντέλα αυτά χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, τα Νευτώνεια και τα Μη Νευτώνεια μοντέλα.

Στα Νευτώνεια μοντέλα το ιξώδες του αίματος έχει μια σταθερή τιμή ανεξάρτητα του ρυθμού διάτμησης. Χαρακτηριστική τιμή για το ιξώδες για Νευτώνειο μοντέλο είναι : $\mu = 0.0035 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ (0.035 poise). Η τιμή αυτή αντιπροσωπεύει το ιξώδες του αίματος με αιματοκρίτη περίπου στο 40%. Η νευτώνεια μοντελοποίηση του αίματος είναι αποδεκτή για τον

υπολογισμό της ροής σε μεγάλες αρτηρίες. Οι ρυθμοί διάτμησης ($\dot{\gamma}$), στις μεγάλης διαμέτρου αρτηρίες, είναι αρκετά μεγάλοι και έτσι τα μη νευτώνεια χαρακτηριστικά του αίματος είναι μικρής σημασίας και μπορούν να αγνοηθούν.

Υπάρχουν πολλά μη Νευτώνεια μοντέλα, συμπεριφοράς ανεξάρτητης του χρόνου, οι παράμετροι των οποίων προσαρμόζονται σε πειραματικά *in vitro* δεδομένα για να αναπαραστήσουν το ιξώδες του αίματος.

Για τα μη Νευτώνεια μοντέλα υπάρχουν σταθερές σε κάθε μοντέλο που βοηθούν στην αναπαράσταση των λεπτόρρευστων (shear thinning) χαρακτηριστικών του αίματος, λόγω της δημιουργίας συσσωματωμάτων ερυθρών αιμοσφαιρίων σε χαμηλούς ρυθμούς διάτμησης. Για υψηλές τιμές ρυθμού διάτμησης (περίπου $\dot{\gamma} > 100 \text{ s}^{-1}$) τα μη νευτώνεια μοντέλα τείνουν στην τιμή του Νευτώνειου μοντέλου.

Το εκθετικό μοντέλο (power law model), το μοντέλο Cross, το μοντέλο Casson, το μοντέλο Quemada καθώς και το μοντέλο Carreau χρησιμοποιούνται συχνά στη βιβλιογραφία [79] για να περιγράψουν τη μη Νευτώνεια συμπεριφορά του αίματος [77], [67], [78], [69], [70]. Το καθένα από αυτά τα μοντέλα προσαρμόζει πειραματικά δεδομένα για το ιξώδες του αίματος σε σχέση με τη ρυθμό διατμητικής παραμόρφωσης σε εξίσωση με τη χρήση σταθερών παραμέτρων. Δεν είναι όλα τα μοντέλα το ίδιο αποτελεσματικά στην αποτύπωση του ιξώδους για όλο το εύρος των ρυθμών διάτμησης και θα πρέπει να γίνεται έρευνα πριν τη χρησιμοποίηση του κάθε μοντέλου. Πληροφορίες, υποδείξεις για την καταλληλότητα χρήσης τους και τιμές παραμέτρων, για τα παραπάνω μοντέλα, περιέχονται στην βιβλιογραφική επισκόπηση των F.Yilmaz και M.Y.Gundogdu, 2008 [71]. Κάποιες βασικές πληροφορίες παρουσιάζονται για τα πιο διαδεδομένα Μη Νευτώνεια μοντέλα παρουσιάζονται παρακάτω.

1. Το Μοντέλο εκθετικού Νόμου (Power law Model) [63],[80]

Το μοντέλο εκθετικού νόμου του αιματικού ιξώδους παίρνει τη μορφή :

$$\mu = k\dot{\gamma}^{n-1}$$

Όπου k είναι ένα μέτρο του μέσου ιξώδους του ρευστού (the consistency index), n είναι ένα μέτρο της απόκλισης του ρευστού από Νευτώνειο (the power law index). Η τιμή του n καθορίζει τα χαρακτηριστικά του ρευστού.

$n=1$ Νευτώνειο Ρευστό

$n>1$ shear thickening (dilatant fluids)

$n<1$ shear thinning (pseudo-plastics)

τυπικές τιμές για το εκθετικό μοντέλο

Davies	Liepsch and Moravec
Εάν $\dot{\gamma} \leq 226.5 \text{ s}^{-1}$	$n=0.61$
$n=0.60$	$k=0.42$
$k=0.35$	
Εάν $\dot{\gamma} > 226.5 \text{ s}^{-1}$	
$\mu=0.04 \text{ poise}$	

2. Το μοντέλο Cross I, [63]

Το μοντέλο του Cross για το ιξώδες ορίζεται ως :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty}) \frac{\eta_0}{1 + (\lambda\dot{\gamma})^{1-n}}$$

Όπου,

$\eta_0 = 0,56 \text{ poise}$ (zero shear rate viscosity)

$\eta_{\infty} = 0.0345 \text{ poise}$ (infinite shear rate viscosity)

$\lambda = \text{φυσικός χρόνος (natural time)}$ είναι το αντίστροφο του ρυθμού διάτμησης κατά τον οποίο το ρευστό αλλάζει τη συμπεριφορά του από νευτώνεια σε εκθετικού νόμου

$n = \text{power law index}$

η_0	0,56 poise
η_{∞}	0.0345 poise
λ	1.007 s
n	0.028

το μοντέλο Cross χρησιμοποιείται για να περιγράψει τη συμπεριφορά του ιξώδους σε χαμηλές τιμές του ρυθμού διάτμησης

3. Το μοντέλο Casson [63],[80]

Η εξίσωση Casson, χρησιμοποιώντας εμπειρικές παραμέτρους, προσαρμόζει ικανοποιητικά τα πειραματικά δεδομένα για το ιξώδες (μ) του αίματος σε συνάρτηση με το ρυθμό διάτμησης ($\dot{\gamma}$), για ρυθμούς διάτμησης με τιμή πάνω από 1 s^{-1} ($\dot{\gamma} > 1 \text{ s}^{-1}$). Το ιξώδες

του αίματος εκφράζεται ως συνάρτηση του αιματοκρίτη (ποσοστό όγκου έμορφων συστατικών του αίματος δια το συνολικό όγκο του αίματος) και το ρυθμό διάτμησης ($\dot{\gamma}$).

Συνήθως η εξίσωση του Casson εκφράζεται με τη σχέση

$$\sqrt{\tau} = k_0(c) + k_1(c)\sqrt{\dot{\gamma}}$$

Όπου τα τ και $\dot{\gamma}$ εκφράζουν την διατμητική τάση και το ρυθμό διάτμησης αντίστοιχα. Οι παράμετροι $k_0(c)$ και $k_1(c)$ ορίζονται ως :

$$k_1(c) = \left(\frac{\mu_0}{(1-c)^{ab-1}} \right) \text{ και } k_0(c) = \frac{\alpha\beta}{ab-1} \left(\frac{k_1}{\sqrt{\mu_0}} - 1 \right)$$

Όπου μ_0 είναι το ιξώδες του πλάσματος, c είναι ο αιματοκρίτης του αίματος και τα a, b, β είναι σταθερές που καθορίζονται από πειραματικές μετρήσεις. Τέλος το k_0^2 είναι η τάση διαρροής (yield stress).

Χαρακτηριστικές τιμές που συναντώνται στη βιβλιογραφία είναι :

K_0	0.05 dyne/cm ²
K_1	0.04 dyne/cm ²

4. Το μοντέλο Quemada [63], [80]

Το μοντέλο του Quemada χρησιμοποιείται για να προσδιοριστεί το ιξώδες του αίματος σε σχέση με το ρυθμό διάτμησης και τον αιματοκρίτη.

$$\tau = \mu_F \left(1 - \frac{1}{2} \frac{k_0 + k_\infty \sqrt{\frac{\dot{\gamma}}{\dot{\gamma}_c}}}{1 + \sqrt{\frac{\dot{\gamma}}{\dot{\gamma}_c}}} H \right)^{-2} \dot{\gamma}$$

Όπου $\mu_F = 1.2 * 10^{-3}$ Pa s είναι το ιξώδες του πλάσματος και για αιματοκρίτη $H=0.45$ οι τιμές των υπόλοιπων παραμέτρων είναι : $\dot{\gamma}_c = 1.88 \text{ s}^{-1}$ $k_\infty = 2.07$, $k_0 = 4.33$. η παραπάνω εξίσωση

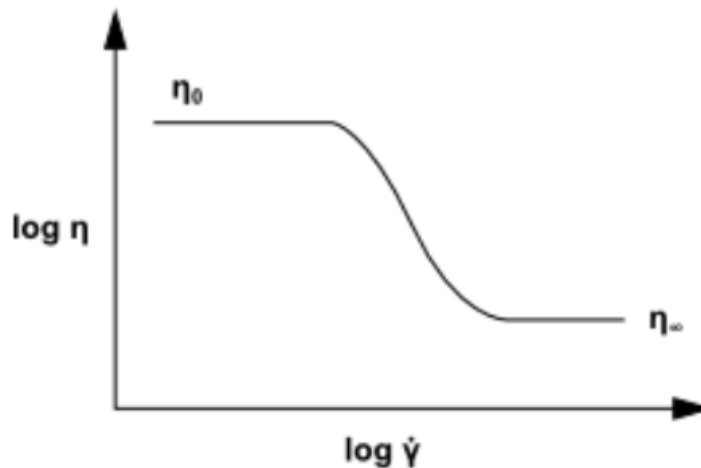
Ιξώδες πλάσματος	$\mu_F = 1.2 * 10^{-3}$ Pa s
Αιματοκρίτης	$H=0.45$
	$\dot{\gamma}_c = 1.88 \text{ s}^{-1}$
	$k_0 = 4.33$
	$k_\infty = 2.07$

5. Το μοντέλο Carreau (Carreau Model) [63],[64],[79]

Το μοντέλο Carreau το οποίο και χρησιμοποιείται στην εργασία εκφράζεται από την εξίσωση :

$$\eta = \eta_{\infty} + (\eta_0 + \eta_{\infty})[1 + (\lambda\dot{\gamma})^{\alpha}]^{\frac{n-1}{\alpha}}$$

Εδώ η_0 είναι η συνεκτικότητα σε μηδενικό ρυθμό παραμόρφωσης, η_{∞} είναι η συνεκτικότητα σε άπειρο ρυθμό παραμόρφωσης, $\dot{\gamma}$ ο ρυθμός γωνιακής παραμόρφωσης (shear strain rate), n ο δείκτης ρεολογικής συμπεριφοράς του ρευστού (Power Law Index), λ ο χρόνος χαλάρωσης (Time Constant).



Σχήμα 6.14 Μεταβολή του ιξώδους η συναρτήσει του ρυθμού παραμόρφωσης

Το αίμα είναι ένα σύνθετο μη Νευτώνειο υγρό, που διαθέτει χρονικά εξαρτώμενη ιξώδη συμπεριφορά και περίπλοκες ελαστικές ιδιότητες [52]. Στα μεγάλης και μεσαίας διαμέτρου αγγεία και για ρυθμούς διάτμησης που δεν είναι πολύ χαμηλοί, οι περίπλοκες ρεολογικές ιδιότητες του αίματος μπορούν να προσεγγιστούν, χρησιμοποιώντας το μοντέλο Carreau. Στην εργασία το μη Νευτώνειο Ιξώδες του αίματος μοντελοποιήθηκε με το μοντέλο Carreau, που φαίνεται να αντιπροσωπεύει ικανοποιητικά τα πειραματικά δεδομένα για το ιξώδες σε μεγάλο εύρος ρυθμών διάτμησης.

Στη βιβλιογραφία εμφανίζονται 2 διαφορετικές τιμές για τις παραμέτρους του μοντέλου Carreau όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα (στην εργασία χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο Carreau και όχι το Carreau Yasuda):

Carreau	Carreau Yasuda
$\eta_0=0.056$ Pa s (Zero Shear Rate)	$\eta_0=22 \cdot 10^{-3}$ Pa s (Zero Shear Rate)
$\eta_\infty=0.0035$ Pa s (Infinite Shear Rate)	$\eta_\infty=2.2 \cdot 10^{-3}$ Pa s (Infinite Shear Rate)
$\lambda=3.313$ s (Time Constant)	$\lambda=0,110$ s (Time Constant)
$n=0.3568$ (Power Law Index)	$n=0,392$ (Power Law Index)
$\alpha=2$	$\alpha=0,644$

6.4 Αριθμητική Προσομοίωση με τη χρήση του προγράμματος Ansys Fluent

Μεθοδολογία επίλυσης με τη χρήση Αριθμητικών μεθόδων [7]

Τα ρευστομηχανικά πεδία εκφράζονται από τις εξισώσεις Navier-Stokes ή στην περίπτωση του μη συνεκτικού ρευστού από τις εξισώσεις Euler. Και στις δύο περιπτώσεις το πεδίο ροής εκφράζεται από ένα σύστημα μερικών διαφορικών εξισώσεων που είναι μη γραμμικές. Η μη γραμμικότητα των εξισώσεων οφείλεται στη χωρική επιτάχυνση του ρευστού και αποτελεί τη βασική αιτία της δυσκολίας επίλυσής των. Παρά τις συνεχείς προσπάθειες των Μαθηματικών για αναλυτικές λύσεις των εξισώσεων, οι εξισώσεις παραμένουν γενικά άλυτες εκτός από ορισμένες ειδικές περιπτώσεις απλών γεωμετριών πεδίων ροής. Παραδείγματα αναλυτικών λύσεων ο αναγνώστης θα βρει στα κλασικά συγγράμματα των Lamb, Schlichting, Shapiro, Thwaites και Batchelor. Με την εμφάνιση όμως στην τελευταία 20ετία ηλεκτρονικών ψηφιακών υπολογιστών, μεγάλης χωρητικότητας μνήμης και ταχύτητας εκτέλεσης πράξεων, έγινε δυνατή σε πολλές περιπτώσεις η αριθμητική επίλυση των εξισώσεων αυτών. Η βασική ιδέα της μεθοδολογίας αριθμητικής επίλυσης των διαφορικών εξισώσεων είναι η αντικατάσταση τους με αλγεβρικές εξισώσεις οι οποίες όταν επιλυθούν με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή δίνουν αριθμητικά τις τιμές των ταχυτήτων ή άλλων χαρακτηριστικών μεγεθών σε διακριτές θέσεις μέσα στο πεδίο ροής.

Είναι φανερό ότι οι αλγεβρικές αυτές εξισώσεις πρέπει να εκφράζουν ικανοποιητικά τη μερική διαφορική εξίσωση ώστε η λύση τους να αντιπροσωπεύει με προσέγγιση, όσο είναι δυνατό μεγαλύτερη, τη λύση της διαφορικής εξίσωσης, δηλαδή η αντιπροσώπευση της διαφορικής εξίσωσης από τις αλγεβρικές εξισώσεις να είναι όπως λέγεται συνεπής.

Η διαδικασία αριθμητικής επίλυσης του προβλήματος μετά τη μαθηματικοποίηση του φυσικού προβλήματος μπορεί να τυποποιηθεί στα ακόλουθα βήματα.

Αδιαστατοποίηση του προβλήματος

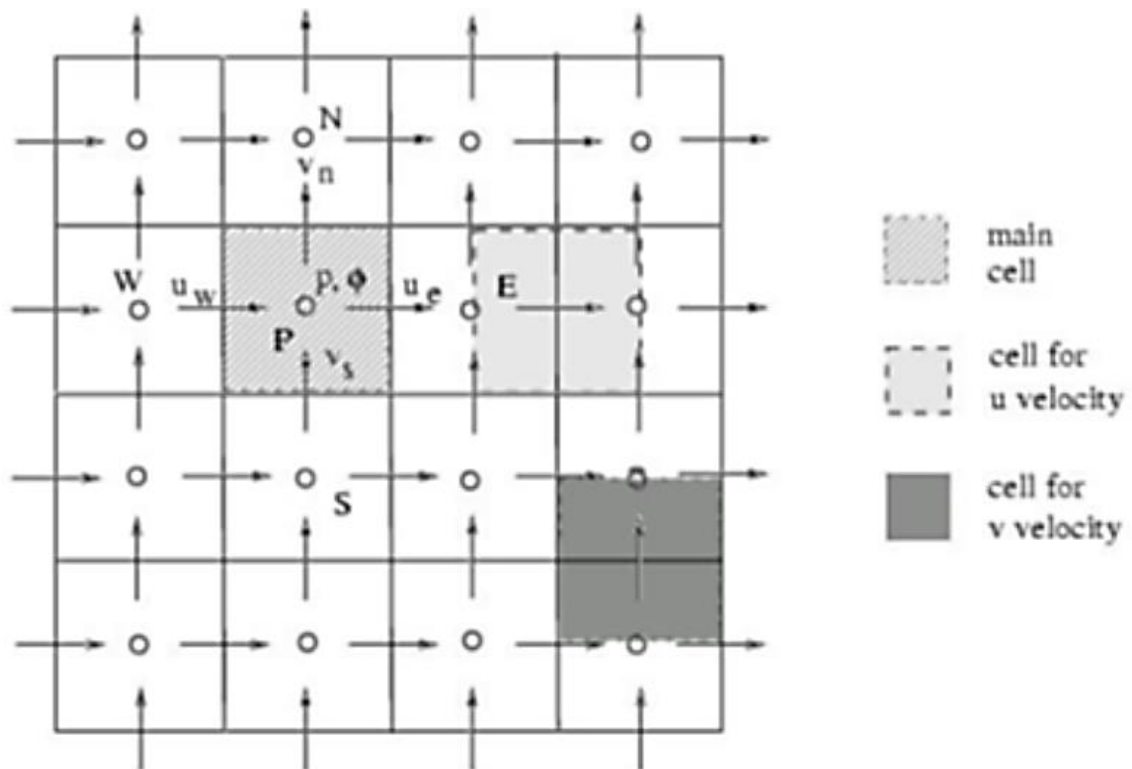
Το πρώτο βήμα που πρέπει να γίνεται για την αριθμητική επίλυση της διαφορικής εξίσωσης, σωστά τοποθετημένης με τις οριακές της συνθήκες, είναι η αδιαστατοποίηση του μαθηματικού προβλήματος, ώστε να εξαχθούν οι αδιάστατες παράμετροι του προβλήματος και η λύση να αποκτήσει γενικότητα για σειρά πεδίων ροής και οριακών συνθηκών που εκφράζονται από το ίδιο αδιαστατοποιημένο μαθηματικό πρόβλημα.

Η διαδικασία της αδιαστατοποίησης των εξισώσεων ορμής Navier-Stokes και διατήρησης της ενέργειας εμφάνισε σημαντικές αδιάστατες παραμέτρους της ρευστομηχανικής και της μεταφοράς θερμότητας, όπως τους αριθμούς Reynolds, Strouhal,

Eckert, Mach, Prandtl κλπ ή συνδυασμούς των αριθμών αυτών (Pecklet) ανάλογα με το πρόβλημα που εξετάζεται.

Διακριτοποίηση χώρου

Το δεύτερο βήμα που γίνεται είναι η διακριτοποίηση του χώρου με την τοποθέτηση πάνω στο φυσικό χώρο του πεδίου ροής κατάλληλου αριθμητικού πλέγματος. Στη συνέχεια για ευκολία παρουσίασης της μεθοδολογίας, το πεδίο ροής και το αριθμητικό πλέγμα παίρνονται δισδιάστατα χωρίς όμως αυτό να μειώνει τη γενικότητα της μεθόδου. Το πλέγμα δημιουργείται με γραμμές σταθερού χ και σταθερού ψ , βλέπε σχήμα 6.5, η τομή των οποίων καλείται αριθμητικός κόμβος. Για συντομία στη συνέχεια η θέση του σημείου P που έχει συντεταγμένες x_i και y_j θα συμβολίζεται, με $P(I,J)$. Η θέση των γραμμών του πλέγματος είναι αυθαίρετη, δηλαδή οι γραμμές μπορεί να μην ισαπέχουν μεταξύ τους, αν και η ομοιόμορφη κατανομή των γραμμών του πλέγματος (σταθερή απόσταση πλεγματικών γραμμών, Δx και Δy , στις κατευθύνσεις x και y αντίστοιχα) απλοποιεί τη μορφή των σχηματιζόμενων αλγεβρικών εξισώσεων. Γύρω από τον κεντρικό κόμβο $P(I,J)$ βρίσκονται τα σημεία $E(I+1,J)$, $W(I-1,J)$, $N(I,J+1)$ και $S(I,J-1)$, (βλ. σχήμα 6.5).



Σχήμα 6.15 υπολογιστικό πλέγμα

Διακριτοποίηση Διαφορικών Εξισώσεων

Το επόμενο βήμα της διαδικασίας αριθμητικής επίλυσης γίνεται με τη μετατροπή της διαφορικής εξίσωσης σε αλγεβρική σε κάθε εσωτερικό κόμβο του πλέγματος, μεθοδολογία που θα αναπτυχθεί στα επόμενα, καθώς και τη μετατροπή των αρχικών και οριακών συνθηκών της διαφορικής εξίσωσης σε αλγεβρικές εκφράσεις στους κόμβους που βρίσκονται πάνω στο όριο του πεδίου ροής (αρχικές και οριακές συνθήκες). Η άγνωστη συνάρτηση Φ παίρνει διακριτή τιμή στη θέση (i,j) και συμβολίζεται με $\Phi_{i,j}$. Είναι επιθυμητό όπως η αντιπροσώπευση αυτή των οριακών και αρχικών συνθηκών να είναι της ίδιας ή και μεγαλύτερης τάξης ακρίβειας με την αντιπροσώπευση της διαφορικής εξίσωσης από τις αλγεβρικές εξισώσεις σε κάθε εσωτερικό κόμβο του πλέγματος. Οι αλγεβρικές εξισώσεις για κάθε εσωτερικό κόμβο μαζί με τις αντίστοιχες εκφράσεις για τις οριακές συνθήκες αποτελούν ένα σύστημα τόσων εξισώσεων όσων και αγνώστων, όπου οι άγνωστοι θα είναι π.χ. η θερμοκρασία ή η ταχύτητα του ρευστού σε κάθε κόμβο του πλέγματος.

Αλγόριθμος επίλυσης

Η μεθοδολογία επίλυσης του συστήματος των διακριτών εξισώσεων που συνήθως μορφοποιείται με λογικό διάγραμμα και υλοποιείται με τον αλγόριθμο γραμμένο σε κάποια γλώσσα προγραμματισμού, αποτελεί το επόμενο βήμα της αριθμητικής επίλυσης της διαφορικής εξίσωσης. Πρέπει εδώ να τονισθεί ότι ο αλγόριθμος επίλυσης του συστήματος των αλγεβρικών εξισώσεων μπορεί να δίνει αριθμητικά αποτελέσματα τα οποία όμως να μην εκφράζουν και τη λύση του φυσικού προβλήματος. Αυτό μπορεί συμβεί αν ο αριθμός των κόμβων που χρησιμοποιείται για τη διακριτοποίηση της μερικής διαφορικής εξίσωσης είναι μικρός οπότε το σύστημα δεν εκφράζει ακριβώς τις διαφορικές εξισώσεις. Για αυτό απαιτείται πάντοτε να γίνεται έλεγχος της διακριτής λύσης για ανεξαρτησίας πλέγματος ώστε να διαπιστωθεί αν η αριθμητική λύση που βρέθηκε είναι πράγματι ανεξάρτητη του πλέγματος για τρία τουλάχιστον αριθμητικά πλέγματα αυξανόμενης πυκνότητας, δηλαδή ότι υπάρχει σχεδόν σύμπτωση ή μικρή μεταβολή της λύσης από πλέγμα σε πλέγμα. Προηγουμένως βέβαια πρέπει να έχει εξασφαλιστεί η ευστάθεια του αλγόριθμου επίλυσης του προβλήματος καθώς και η ελαχιστοποίηση των σφαλμάτων αποκοπής, θέματα που θα εξετασθούν με μεγαλύτερη λεπτομέρεια σε επόμενες παραγράφους.

Κριτική αξιολόγηση Αποτελεσμάτων

Το τελευταίο και ίσως το σημαντικότερο από την άποψη εφαρμογών στάδιο της διαδικασίας αριθμητικής επίλυσης των εξισώσεων αποτελεί η κριτική αξιολόγηση των αποτελεσμάτων και η εξαγωγή συμπερασμάτων. Βασικός συντελεστής επιτυχίας του σταδίου αυτού αποτελεί η σωστή γραφική παρουσίαση τους η οποία μπορεί να γίνει με τη χρήση

κατάλληλων λογισμικών γραφικών παραστάσεων είτε εμπορικά διαθέσιμων είτε αναπτυγμένων από τον ίδιο τον χρήστη.

6.4.1 Μαθηματικές Εξισώσεις της Αριθμητικής μεθόδου και Αδιαστατοποίηση

Οι εξισώσεις Navier-Stokes περιγράφουν το συνεκτικό ρευστό και περιέχουν και την ιδιότητα της μεταφοράς θερμότητας. Είναι διανυσματική εξίσωση που παράγεται από την εφαρμογή του νόμου της κίνησης του Νεύτωνα και ονομάζεται και εξίσωση ορμής. Συμπληρώνεται από την εξίσωση μάζας (εξίσωση συνέχειας) και την εξίσωση της ενέργειας. Συνήθως ο όρος εξισώσεις Navier-Stokes αναφέρεται σε όλες αυτές τις εξισώσεις. Η προσομοίωση στον υπολογιστή βασίζεται στις μη μόνιμες, τρισδιάστατες Navier-Stokes εξισώσεις για ασυμπέστο Νευτώνειο και Μη Νευτώνειο ρευστό.

Χρησιμοποιώντας αδιάστατες μεταβλητές οι εξισώσεις της Νευτώνειας ιξώδους ροής γράφονται ως :

$$\frac{\alpha^2}{Re} \frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla)u + \nabla p - \frac{1}{Re} \Delta u = 0 \text{ (εξ.6.1)}$$

$$\nabla \cdot u = 0 \text{ (εξ.6.2)}$$

Όπου u είναι το διάνυσμα της ταχύτητας, με u, v, w για καρτεσιανό σύστημα x, y, z , p είναι η πίεση

Για την επίλυση των εξισώσεων ροής επιλέχθηκε ένα πρόγραμμα από τα ευρέως χρησιμοποιούμενα υπολογιστικά πακέτα ρευστομηχανικών προβλημάτων, το *Ansys 16.2 Fluent*, το οποίο διαθέτει πλήθος επιλογών για την επίλυση της ροής. Το *Fluent* υιοθετεί τη μέθοδο πεπερασμένων όγκων (finite volume method-FVM) για να επιλύσει τα πεδία ροής [73]. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, οι εξισώσεις που περιγράφουν τη ροή, ολοκληρώνονται στους όγκους ελέγχου (control volumes CV), δηλαδή στους στοιχειώδεις όγκους (υπολογιστικά κελιά) που έχουμε χωρίσει το υπό μελέτη πεδίο ροής. Στη συνέχεια γίνεται η διακριτοποίηση των εξισώσεων και προκύπτει ένα σύστημα αλγεβρικών εξισώσεων, το οποίο εντέλει θα επιλυθεί αριθμητικά [74], [75].

6.4.2. Διακριτοποίηση χώρου - Υπολογιστικό Πλέγμα

Η επίλυση των εξισώσεων ροής, μεταφοράς και των δομικών εξισώσεων σε ρεαλιστικές γεωμετρίες απαιτεί τη χρήση μεθόδων αριθμητικής προσέγγισης, όπως των πεπερασμένων στοιχείων ή των πεπερασμένων όγκων. Τέτοιες μέθοδοι βασίζονται στην διακριτοποίηση των φυσικών χωρίων σε στοιχεία απλού σχήματος και πεπερασμένου μεγέθους (όπως τετράεδρα ή εξαέδρα), τα οποία απαρτίζουν το υπολογιστικό πλέγμα. Η διαδικασία που μας οδηγεί από εικόνες σε υπολογιστικά πλέγματα, τα οποία αντιπροσωπεύουν ρεαλιστικές αγγειακές γεωμετρίες περιλαμβάνει αρκετά ξεχωριστά βήματα [76]:

Αρχικά, σετ από εικόνες αποκτώνται με χρήση μιας από τις κλινικά διαθέσιμες απεικονιστικές τεχνικές (Αξονική Τομογραφία, Μαγνητική Τομογραφία, κ.α.). Τα δεδομένα αυτά, συνήθως είναι σε μορφή σετ εικόνων δύο διαστάσεων (2D), οι οποίες έχουν αυστηρά καθορισμένες τις θέσεις τους στον χώρο. Έπειτα, ανάλογα με την ποιότητα των εικόνων και τα χαρακτηριστικά με τα οποία έγινε η λήψη τους, οι εικόνες υποβάλλονται σε μια διαδικασία ενίσχυσης, κατά την οποία αφαιρείται ο θόρυβος μη αγγειακού περιεχομένου από τις εικόνες. Ακολούθως γίνεται η τμηματοποίηση των εικόνων (image segmentation), η οποία είναι η διαδικασία με την οποία αναγνωρίζονται τα όρια μέσα στα οποία βρίσκονται οι αγγειακές δομές. Ανάλογα με την φύση των πηγαίων εικόνων και με τη γεωμετρική πολυπλοκότητα του τρισδιάστατου αγγείου που μας ενδιαφέρει, η τμηματοποίηση λαμβάνει χώρα σε απλά δισδιάστατα επίπεδα ή απευθείας σε τρεις διαστάσεις. Στην πρώτη περίπτωση απαιτείται μια φάση τρισδιάστατης αναδόμησης έτσι ώστε να παραχθεί το τελικό τρισδιάστατο είδωλο του αγγείου από την πληροφορία που προέρχεται από τις ξεχωριστές δισδιάστατες εικόνες. Σε περίπτωση που η πρόσληψη εικόνων έχει τελεστεί σε κάποιο χρονικό διάστημα, η τμηματοποίηση πρέπει να προσαρμοστεί στις παραμορφώσεις του σχήματος που λαμβάνουν χώρα με την εξέλιξη του χρόνου.

Τέλος, δημιουργείται ένα υπολογιστικό πλέγμα πάνω στο οποίο μπορεί να λυθεί αριθμητικά το αιμοδυναμικό μοντέλο του προβλήματος. Για αυτό τον λόγο, κατασκευάζονται δισδιάστατα πλεγματικά στοιχεία στην επιφάνεια της επιλεχθείσας γεωμετρίας, και το εσωτερικό του μοντέλου γεμίζει με τρισδιάστατα στοιχεία με κατάλληλη πυκνότητα για το αιμοδυναμικό μοντέλο του προβλήματος.

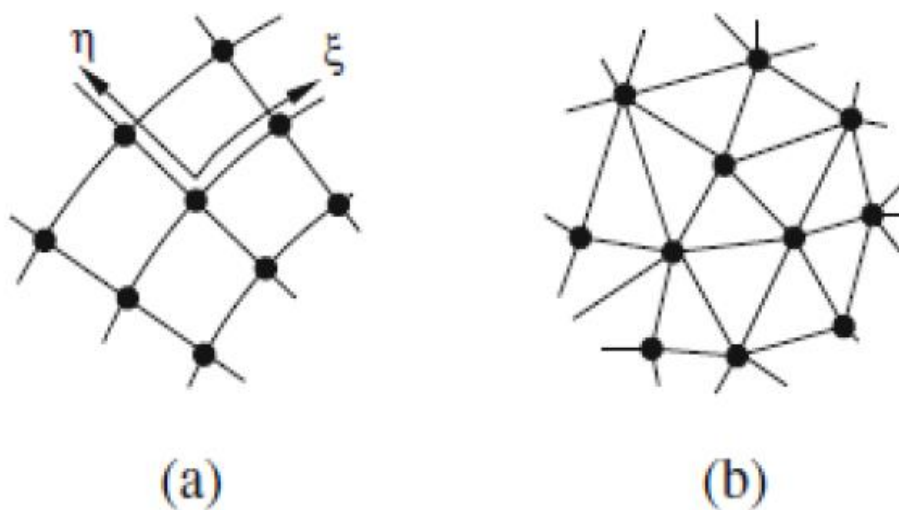
ΓΕΝΕΣΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Το τελευταίο βήμα για την γένεση υπολογιστικών χωρίων από εικόνες είναι διακριτοποίηση του φυσικού χωρίου σε μικρά στοιχεία απλού σχήματος και στοιχειώδους μεγέθους (ονομαζόμενα υπολογιστικό πλέγμα). Παρακάτω παρουσιάζονται εν συντομία οι διαθέσιμες τεχνικές γένεσης πλέγματος, οι οποίες θεωρούνται ιδιαίτερα χρήσιμες για

καρδιοαγγειακές γεωμετρίες. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να τονιστεί ότι δεν υπάρχει κάποια τεχνική με απόλυτα γενική εφαρμογή. Η πιο κατάλληλη ή αποτελεσματική τεχνική για την γένεση πλέγματος, εξαρτάται από τη μέθοδο διακριτοποίησης που έχει επιλεγεί.

Οι τύποι πλέγματος και άρα οι μέθοδοι γένεσης αυτών χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, τα δομημένα και τα μη δομημένα πλέγματα [76]. Τα δομημένα πλέγματα συνήθως έχουν να κάνουν με αριθμητικές προσεγγίσεις πεπερασμένων διαφορών. Οι κόμβοι αυτών των πλεγμάτων ακολουθούν ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο όπου κάθε εσωτερικός κόμβος είναι πάντα συνδεδεμένος με ένα συγκεκριμένο αριθμό γειτονικών κόμβων, όπως φαίνεται στο Σχήμα 6.5. Η παρουσία αυτού του μοτίβου σημαίνει ότι οι δομές δεδομένων που απαιτούνται για την αναπαράσταση είναι τετριμμένες και οι γειτονικοί κόμβοι μπορούν εύκολα να αναγνωρίζονται με κάποια κατάλληλη αρίθμηση των κόμβων που ακολουθούν αυτό το μοτίβο. Αντίθετα, τα μη δομημένα πλέγματα δεν εμφανίζουν κάποιο μοτίβο και ο αριθμός των γειτονικών κόμβων σε ένα κόμβο αλλάζει από κόμβο σε κόμβο.

Τα δεδομένα που απαιτούνται για την αναπαράσταση μη δομημένων πλεγμάτων εμπλέκονται περισσότερο, μιας και ζητείται η αποθήκευση επιπλέον πληροφορίας για την αναγνώριση των γειτονικών κόμβων κάθε κόμβου μέσα στο πλέγμα. Σε αυτά τα πλέγματα εφαρμόζονται συχνότερα οι τεχνικές πεπερασμένων διαφορών και πεπερασμένων όγκων για την αριθμητική προσομοίωση.



Σχήμα 6.16 Διακριτοποίηση του υπολογιστικού χώρου σε δομημένο (α) και μη δομημένο (β) πλέγμα.

Η δομή του πλέγματος επηρεάζει την απόδοση των αριθμητικών αλγορίθμων για την επίλυση των μερικών διαφορικών εξισώσεων.

ΓΕΝΕΣΗ ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ

Για τη γένεση υπολογιστικών πλεγμάτων που είναι προσαρμοσμένα στα όρια ενός δισδιάστατου ή τρισδιάστατου χωρίου (οριοδετά δομημένα πλέγματα) χρησιμοποιούνται συνήθως αριθμητικές μέθοδοι, οι περισσότερες από τις οποίες μπορούν να καταταχθούν στις παρακάτω τρεις κατηγορίες:

(α) Μέθοδοι που στηρίζονται στο Σύμμορφο Μετασχηματισμό (Conformal Mapping)

(β) Αλγεβρικές Μέθοδοι

(γ) Μέθοδοι που στηρίζονται στην επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων

ΓΕΝΕΣΗ ΜΗ-ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ

Για τη χωρική διακριτοποίηση πολύπλοκων γεωμετριών (σε προβλήματα ροής ή προβλήματα υπολογισμού καταπονήσεων), τα μη-δομημένα πλέγματα προσφέρουν ένα σημαντικό πλεονέκτημα, αυτό της ευελιξίας. Από την άλλη πλευρά όμως, αναγκάζουν το χρήστη τους να προγραμματίσει και να υιοθετήσει μια πολύπλοκη δομή δεδομένων για τη διαχείρισή τους.

Η γένεση μη-δομημένων πλεγμάτων μπορεί να υλοποιηθεί με διάφορους τρόπους με αφετηρία διαφορετικά αρχικά δεδομένα.

Οι περισσότερες από τις υπάρχουσες μεθόδους γένεσης μη-δομημένων πλεγμάτων τριγωνικών στοιχείων ανήκουν σε μια από τις δύο παρακάτω κατηγορίες: την τριγωνοποίηση κατά Delaunay (Delaunay triangulation) και τη Μέθοδο του Προελαύνοντος Μετώπου (Advancing Front Method).

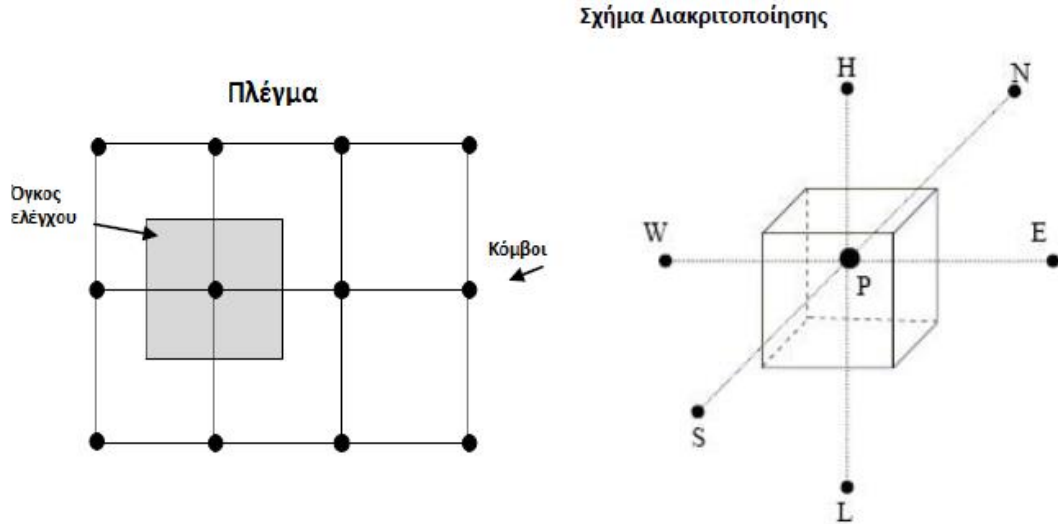
Απαιτήσεις κατά την κατασκευή πλεγμάτων :

α) ορθογωνικότητα

β) Η δυνατότητα συγκέντρωσης πλεγματικών γραμμών σε περιοχές υψηλών κλίσεων των προς επίλυση μεγεθών (λ.χ. σε προβλήματα ροής, κοντά στα κρουστικά κύματα ή κοντά στα τριχώματα αν η ροή είναι συνεκτική) αποτελεί αναγκαίο στοιχείο κάθε καλού κώδικα γένεσης αριθμητικού πλέγματος.

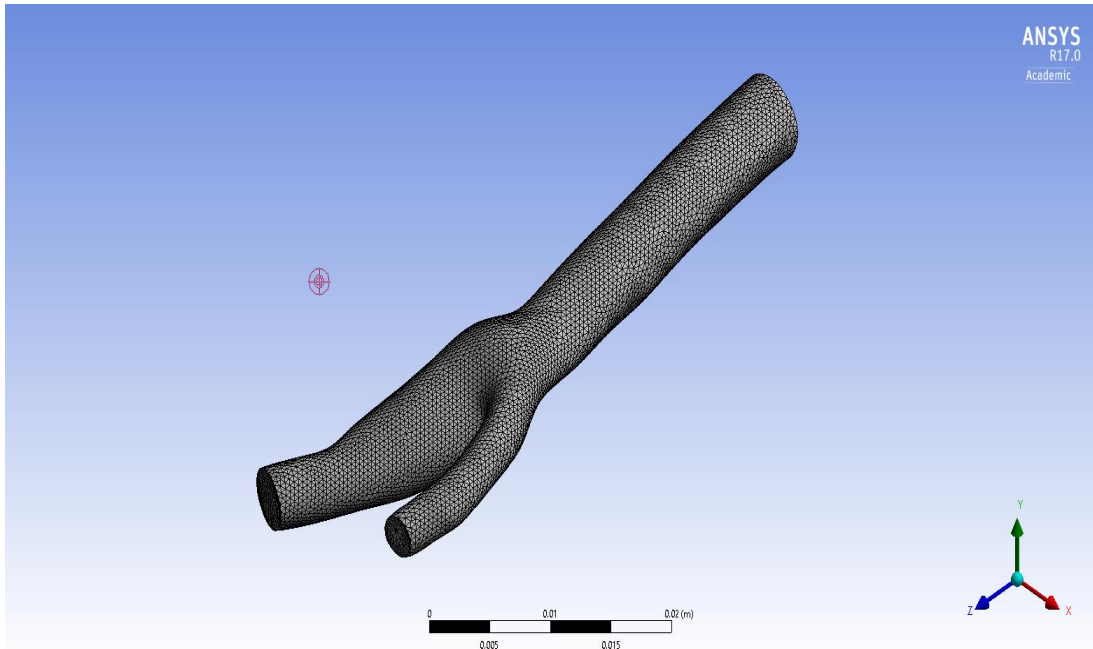
Με τη μέθοδο πεπερασμένων όγκων, το υπολογιστικό πλέγμα υποδιαιρείται σε πεπερασμένο αριθμό μικρών όγκων ελέγχου όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 6.6. Κάθε όγκος ελέγχου έχει έναν κόμβο στο κέντρο του, στον οποίο υπολογίζονται τα μεγέθη της ροής, όπως η ταχύτητα, η πίεση κα. Το πλέγμα στην περίπτωση αυτή διευθετείται ομόθετα (co-located), σε αντίθεση με την μετατοπισμένη μέθοδο (staggered) στην οποία οι ταχύτητες υπολογίζονται

στο κέντρο των συνωριακών επιφανειών του κελιού και η πίεση στο κέντρο του. Στο FLUENT οι τιμές των μεγεθών υπολογίζονται πάντα στο κέντρο του κελιού, και για τα υπόλοιπα σημεία πραγματοποιούνται παρεμβολές.

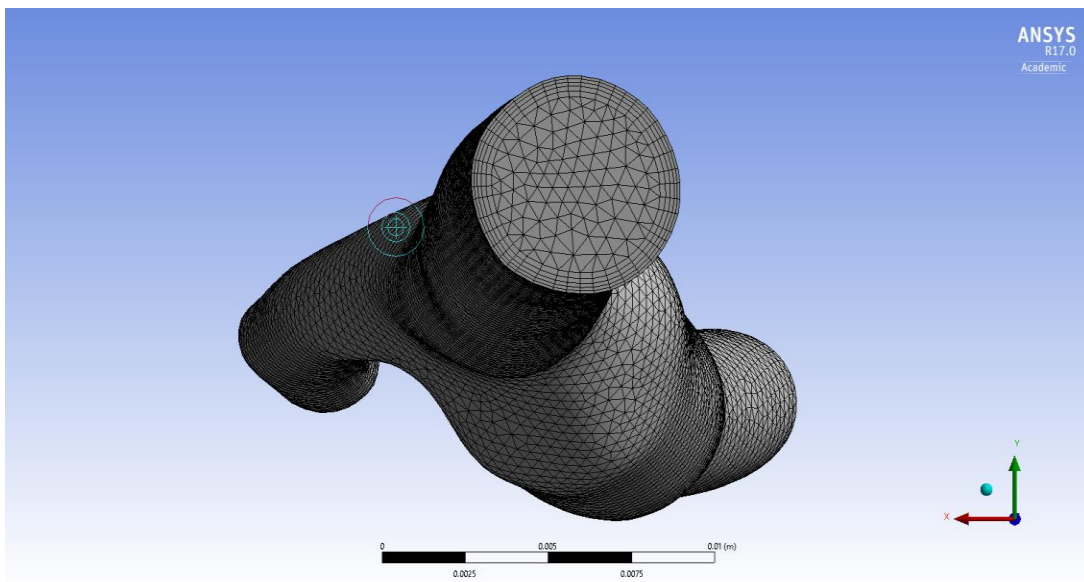


Σχήμα 6.17 όγκος ελέγχου

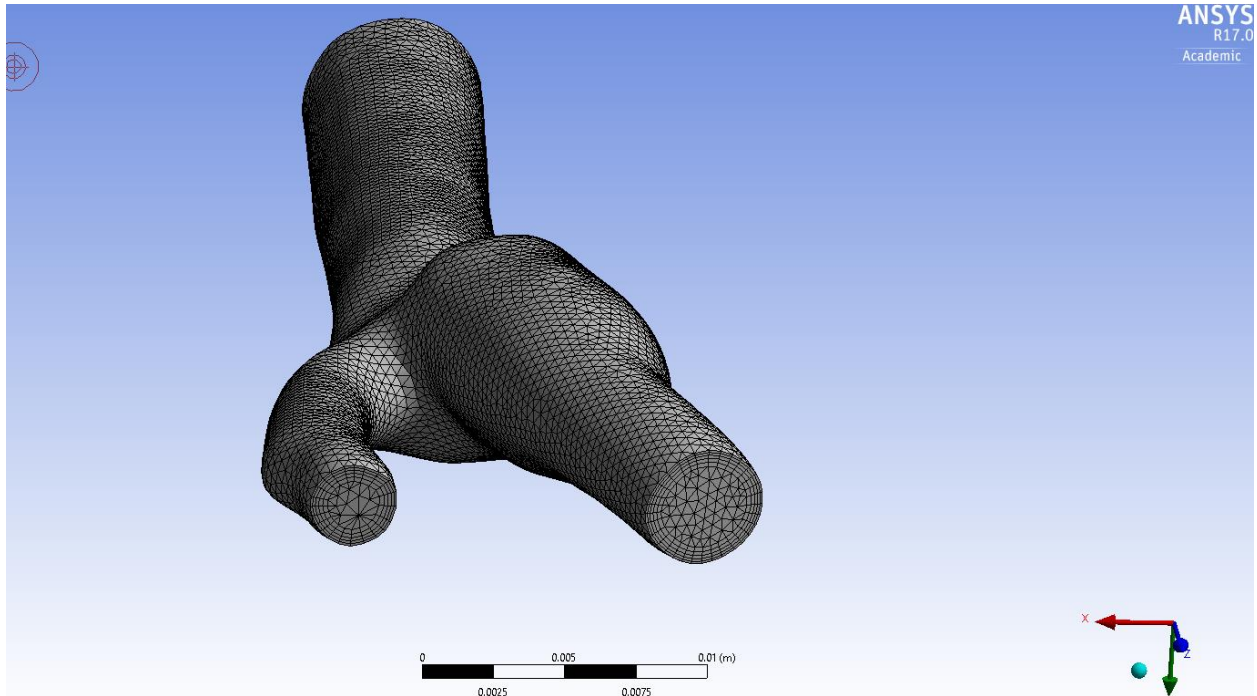
Στην παρούσα εργασία το υπολογιστικό πλέγμα δημιουργήθηκε με το ενσωματωμένο πρόγραμμα που συμπεριλαμβάνεται με το Ansys. Το τελικό πλέγμα που επιλέχθηκε αποτελείται από 132490 στοιχεία και 52788 κόμβους. Αρχικά ορίστηκε η μέθοδος του πλέγματος και επιλέχθηκαν τετράεδρα (tetrahedrons) και αλγόριθμος patch independent για όλη τη γεωμετρία του αγγείου. Στη συνέχεια εισήχθη το μέγεθος των στοιχείων και επιλέξαμε $1 \cdot 10^{-3}$. Τέλος δημιουργήσαμε μια περιοχή κοντά στο τοίχωμα της αρτηρίας με μικρότερα και πιο πυκνά στοιχεία, ώστε να αποδοθούν καλύτερα τα χαρακτηριστικά της ροής στην περιοχή αυτή (inflation). Εικόνες από το πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε φαίνονται παρακάτω.



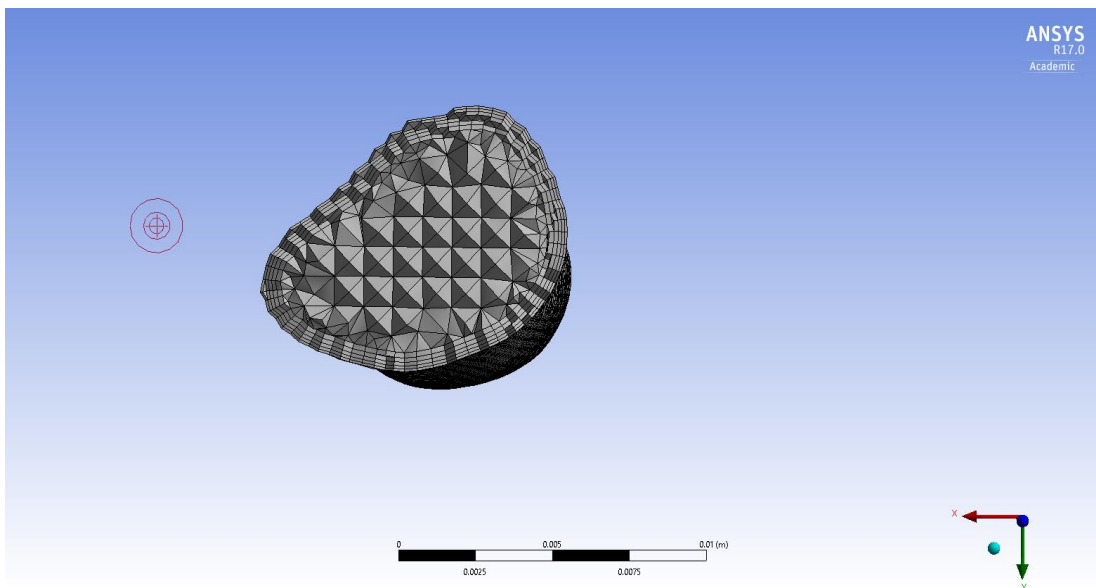
Σχήμα 6.18 πλεγματοποιημένη γεωμετρία



Σχήμα 6.19 πλεγματοποιημένη γεωμετρία



Σχήμα 6.20 πλεγματοποιημένη γεωμετρία



Σχήμα 6.21 πλεγματοποιημένη γεωμετρία

Η αριθμητική λύση ενός υπολογιστικού προβλήματος εξαρτάται από την πυκνωση του πλέγματος που χρησιμοποιείται. Όσο πιο πυκνό είναι το πλέγμα τόσο η λύση πλησιάζει στην πραγματική. Όμως από ένα βαθμό πυκνωσης και πλέον η λύση αλλάζει ελάχιστα ώστε να δύναται να θεωρηθεί σταθερή. Όταν λοιπόν, βρεθεί η κατάλληλη πυκνωση πέρα από την οποία

οποιαδήποτε επιπλέον πύκνωση δεν επιφέρει αλλαγές στη λύση, δηλαδή η λύση γίνεται ανεξάρτητη του θεωρούμενου πλέγματος, τότε θεωρείται ότι το πλέγμα αυτό είναι το ανεξάρτητο. Η διαδικασία για την εύρεση αυτού του πλέγματος καλείται ανεξαρτησία πλέγματος (grid independence). Για τη μελέτη ανεξαρτησίας του πλέγματος, τα αποτελέσματα από το πλέγμα που τελικά χρησιμοποιήσαμε συγκρίθηκαν με αποτελέσματα που αποκτήθηκαν από πλέγμα 80000 στοιχείων καθώς και με πλέγμα 320000 στοιχείων.

Πίνακας με τα χαρακτηριστικά του υπολογιστικού πλέγματος που χρησιμοποιήθηκε, όπως εμφανίζεται στο πρόγραμμα Ansys :

nodes	52788
elements	132490
skewness	
min	1.31E-03
max	0.87425
ave	0.25895
standard deviation	0.19212

<u>details of mesh</u>	
sizing	
size function	Uniform
relevance center	Fine
initial Size Seed	Active Assembly
Smoothing	High
Transition	Slow
Min Size	5.00E-04
Max Face Size	Def
Max Tet Size	Def
Growth Rate	Def
automatic mesh based defeaturing	On
defauturing tolerance	Def
minimum edge length	4.15E-03

<u>Body sizing</u>	
scope	
scoping method	geometry selection
geometry	1 body
definition	
suppressed	no
type	element size
element size	1.00E-03

behavior	soft
growth rate	default
local min size	default (5e-4)

<u>Inflation</u>	
scope	
scoping method	geometry selection
geometry	1 body
definition	
suppressed	no
boundary scoping method	named selection
boundary scoping method	wall_artery
Inflation option	total thickness
number of layers	5
growth rate	1.2
maximum thickness	6.00E-04
inflationm algorithm	post

<u>Method</u>	
scope	
scoping method	geometry selection
geometry	1 body
definition	
suppressed	no
Method	tetrahedrons
algorithm	patch independent
element midside nodes	use global setting
Advanced	
defined by	max element size
max element size	default
feature angle	30
mesh based defeaturing	off
refinement	proximity and curvature
min size limit	Default
num cells across gap	Default
curvature normal angle	Default
smooth transition	Off
growth rate	Default
minimum edge length	4.15E-03
write icem cfd files	No

6.4.3 Οριακές συνθήκες

Μετά την πλεγματοποίηση του χώρου της γεωμετρίας της καρωτιδικής διακλάδωσης, ακολουθεί η εισαγωγή του προκύπτοντος πλέγματος για επίλυση με τη χρήση του ANSYS FLUENT. Στο component αυτό του εμπορικού πακέτου ANSYS, είναι δυνατή η προσομοίωση ροών σε οποιοσδήποτε κατάλληλα πλεγματοποιημένες γεωμετρίες. Η προσομοίωση της ροής του αίματος, στην καρωτιδική διακλάδωση, ξεκινά με τον ορισμό οριακών συνθηκών. Οι εξισώσεις N/S ισχύουν για κάθε τύπο ροής. Για να δώσουν λύση για την αιματική ροή σε ένα σύστημα θα πρέπει να ορίσουμε οριακές συνθήκες. Οι οριακές συνθήκες αφορούν το σύνορο $\partial\Omega$ του χωρίου Ω του ευκλείδειου χώρου που ρέει το ρευστό. Το σύνορο αυτό αποτελείται από την εισοδο (κοινή καρωτίδα) και τις εξόδους (εσωτερική και εξωτερική αρτηρία) καθώς και από το τοίχωμα της αρτηρίας.

Στην είσοδο της ροής ορίστηκε χρονικά μεταβαλλόμενη ταχύτητα, ενώ στις εξόδους ορίστηκε η αντίστοιχη μέση πίεση, που παρατηρείται στις εξόδους της καρωτιδικής διακλάδωσης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Ορίστηκε επίσης οριακή συνθήκη μη ολίσθησης (No Slip Wall) στο τοίχωμα του αγγείου, η οποία περιορίζει το ρευστό στο όρια του τοιχώματος να έχει ταχύτητα ίση με αυτή του τοιχώματος, δηλαδή μηδενική, και το τοίχωμα θεωρήθηκε άκαμπτο.

Οριακή συνθήκη στην είσοδο Κοινή Καρωτίδα

Η συνάρτηση εισόδου έχει προκύψει από την προσέγγιση πειραματικών δεδομένων και πιο συγκεκριμένα από τα πειραματικά δεδομένα του Ku. Τα δεδομένα που χρησιμοποιήσαμε από την προαναφερθείσα εργασία είναι η μέση παροχή στην κοινή καρωτίδα, η οποία λαμβάνεται ίση με 5.2 ml/s, η μέγιστη παροχή (13.2ml/s) καθώς και η ελάχιστη 4 (ml/s). Επίσης διατηρήθηκαν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της γεωμετρίας όπως η διάμετρος εισόδου και εξόδων.

Η μέση παροχή είναι $\dot{V}_{ave} = 5.2 \frac{ml}{s}$ και αποδίδει μέση ταχύτητα στην είσοδο \Rightarrow

$$U_{ave} = \frac{\dot{V}_{ave}}{\frac{\pi D_{inlet}^2}{4}} = 0.169 \frac{m}{s} = 16.9 \frac{cm}{s}$$

Η μέγιστη παροχή είναι $\dot{V}_{max} = 13.2 \frac{ml}{s}$ και αποδίδει μέγιστη ταχύτητα στην είσοδο \Rightarrow

$$U_{max} = \frac{\dot{V}_{max}}{\frac{\pi D_{inlet}^2}{4}} = 0.4372 \frac{m}{s} = 43.72 \frac{cm}{s}$$

Η ελάχιστη παροχή είναι $\dot{V}_{min} = 4 \text{ ml/s}$ και αποδίδει ελάχιστη ταχύτητα στην είσοδο

$$\Rightarrow U_{min} = \frac{\dot{V}_{min}}{\frac{\pi D_{inlet}^2}{4}} = 0.1325 \frac{m}{s} = 13.25 \frac{cm}{s}$$

Για τη διάμετρο της εισόδου ($D_{inlet} = 6.2 \text{ mm} = 0.62 \text{ cm} = 0.0062 \text{ m}$) και μία αντιπροσωπευτική τιμή κινηματικής συνεκτικότητας του αίματος $\nu = 0,033 \text{ cm}^2/\text{s}$ προκύπτει ένας ενδεικτικός αριθμός $Re = 300$ ($Re = U_0 D / \nu$).

Η συχνότητα του παλμού επιλέχτηκε να είναι 80 χτύποι το λεπτό, τυπική τιμή για ενήλικα σε ηρεμία, η αντίστοιχη συχνότητα είναι :

$$f = 80 \frac{\text{strokes}}{\text{min}} = 1,3333 \frac{\text{strokes}}{\text{s}}$$

οπότε η περίοδος της συνάρτησης θα είναι :

$$t_p = \frac{1}{f} = 0.75 \text{ s}$$

και αντιστοιχεί σε αριθμό Womersley $\alpha = 4.939$. ($\alpha = D/2\sqrt{(\omega/\nu)}$).

Για τις συνθήκες ροής που εξετάζουμε ο Αριθμός Strouhal (Str) που υπολογίζεται είναι:

$$Str = \frac{d}{T U_0},$$

όπου d η διάμετρος του αγωγού, U_0 η μέση ταχύτητα της ροής και T η περίοδος του καρδιακού κύκλου.

Για τη συνθήκες της ροής που εξετάζουμε παρατηρούνται αρκετά μικροί αριθμοί Str, της τάξης 10^{-2} , γεγονός που μας δίνει τη δυνατότητα να παραλείψουμε τους μη μόνιμους όρους των εξισώσεων και να μελετήσουμε μόνιμα πεδία ροής. Το έλλειμμα πληροφορίας που θα έχουμε σε τέτοια περίπτωση είναι αρκετά μεγάλο, ώστε τελικά να επιλέξουμε να διατηρήσουμε τους μη μόνιμους όρους.

Θέλοντας λοιπόν, να προτυποποιήσουμε τη μεταβολή της παροχής κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, με απλό τρόπο αλλά και σύμφωνα με τα πειραματικά δεδομένα διαθέσιμα από τη βιβλιογραφία, επιλέγουμε μια συνάρτηση ταχύτητας με περίοδο $T = 0,75 \text{ s}$ η οποία για $t = [0, 0.1425 \text{ s}]$ παρουσιάζει παροχή ημιτονοειδούς μεταβολής, ενώ για $t = [0.1425 \text{ s}, 0.75 \text{ s}]$ εμφανίζει σταθερή παροχή.

Παράλληλα, σε τρεις τουλάχιστον εργασίες όπου μελετώνται μη νευτώνεια ρευστά [53, 65,80]στη μη μόνιμη ροή εφαρμόζεται αντίστοιχη κυματομορφή ταχύτητας δίνοντας ευκαιρία για άμεσες συγκρίσεις. [

Θέλουμε να υπολογίσουμε μια συνάρτηση ημιτονοειδούς μορφής η οποία να συμφωνεί με τα πειραματικά δεδομένα . Δηλαδή θέλουμε να εισάγουμε τα δεδομένα τις μέγιστης ελάχιστης και μέσης ταχύτητας που αποκτήσαμε από την έρευνα μας, σε μία ημιτονοειδή συνάρτηση. Οι υπολογισμοί που έγιναν για τη εύρεση της συνάρτησης εισόδου ταχύτητας που χρησιμοποιήθηκε, φαίνονται παρακάτω:

Η συνάρτηση που θα δημιουργήσουμε θα πρέπει να έχει την ακόλουθη μορφή :

$$U_{sinartisi} = (U_{max} - U_{min}) \cdot \sin\left(2 \cdot \pi \cdot \frac{t}{2 \cdot t_s}\right) + U_{min} = (U_{max} - U_{min}) \cdot \sin\left(\pi \cdot \frac{t}{t_s}\right) + U_{min}$$

όπου τα U_{min} και U_{max} προέρχονται από τα πειραματικά δεδομένα του Κυ. Ολοκληρώνοντας,

$$\left[\int_0^{t_s} U_{synartisi} \cdot dt + \int_{t_s}^{t_p} U_{min} \cdot dt \right] \cdot \frac{1}{t_p} = U_{ave}$$

$$\left[2(U_{max} - U_{min}) \frac{t_s}{\pi} + U_{min} t_p \right] \frac{1}{t_p} = U_{ave}$$

$$U_{ave} = U_{min} + \frac{2 t_s}{\pi t_p} (U_{max} - U_{min})$$

Εφόσον $t_p = \frac{1}{f} = 0.75 s$, υπολογίζεται το t_s : $t_s=0,1425 s$.

οπότε, προκύπτει η συνάρτηση :

$$U_{sinartisi} = (U_{max} - U_{min}) \cdot \sin\left(\pi \cdot \frac{t}{t_s}\right) + U_{min}$$

$$U_{sinartisi} = (0,4372 - 0,1325) \cdot \sin\left(\pi \cdot \frac{t}{0,1425}\right) + 0,1325$$

Τέλος η συνάρτηση εισήχθη στο πρόγραμμα μέσω αρχείου UDF (User Defined Function), το οποίο δημιούργησα και το μετέφρασε το Ansys, ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως οριακή συνθήκη από το πρόγραμμα. Το αρχείο το οποίο είναι γραμμένο σε μια απλοποιημένη μορφή γλώσσας προγραμματισμού C φαίνεται παρακάτω :

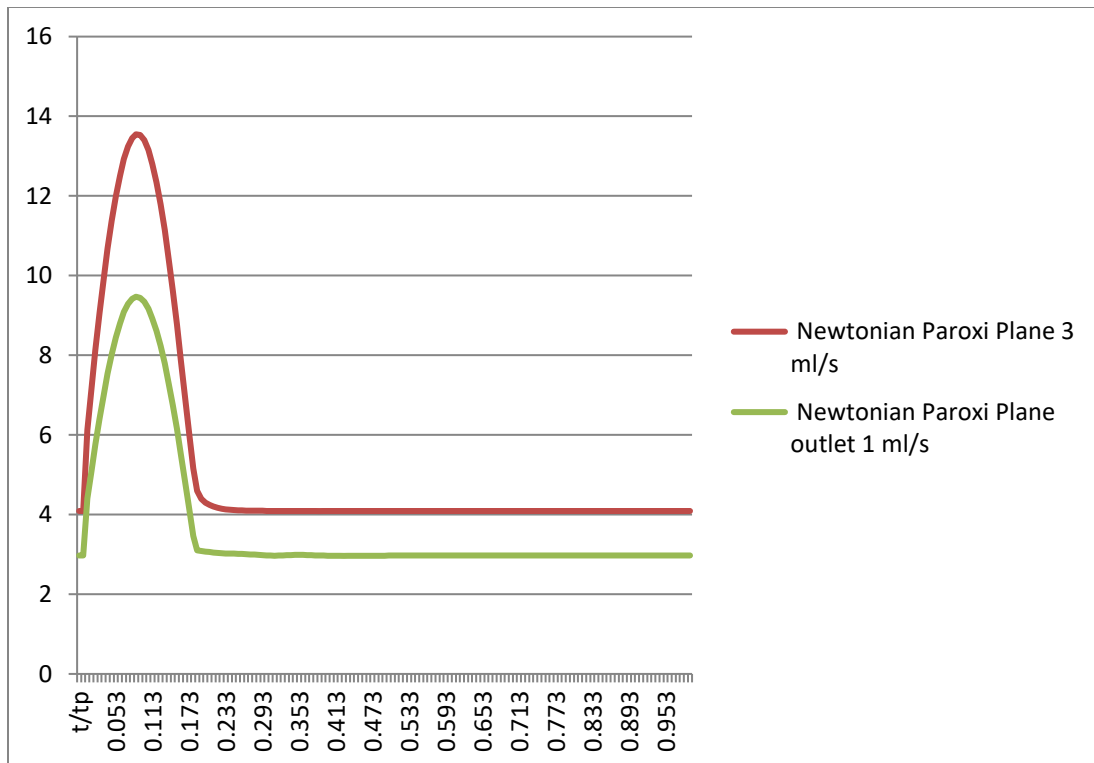
```

* inlet_udf.c
*/
/* UDFs for specifying time dependant velocity profile boundary condition
*/
/*****/
#include "udf.h"//file that contains definitions for define functions and fluent operations
#define PI 3.141592654

DEFINE_PROFILE(inlet_velocity,th,i)
{
    face_t f;
    begin_f_loop(f,th)
        double X = ((CURRENT_TIME*4/3)-(floor(CURRENT_TIME*4/3)))*0.75; //t is the
local time within each period T=0.75s
        {
            if(X <= 0.1425)
                F_PROFILE(f,th,i) = (0.4372-0.1325)*sin(PI*X/0.1425)+0.1325;
            else
                F_PROFILE(f,th,i) = 0.1325;
        }
    end_f_loop(f,th);
}

```

Η παροχή αίματος σε ml/s στην είσοδο της κοινής και στην έξοδο της εσωτερικής καρωτίδας, όπως, προκύπτει από τη συνάρτηση ταχύτητας εισόδου, παρουσιάζεται στο παρακάτω διάγραμμα :



Σχήμα 6.22 Παροχή αίματος σε ml/s στην κοινή και εσωτερική καρωτίδα

Έξοδος εσωτερική και εξωτερική αρτηρία

Στις εξόδους, θεωρήθηκε σταθερή πίεση $P_{outlet} = 100\text{mmHg} = 13332\text{ Pa}$ η οποία από τη βιβλιογραφία συμπίπτει με τη μέση πίεση που παρατηρείται στις εξόδους της καρωτιδικής διακλάδωσης, κατά τη διάρκεια μίας περιόδου.

Τοίχωμα αρτηρίας

Για το τοίχωμα της αρτηρίας χρησιμοποιήθηκε η Συνθήκη μη ολίσθησης (No slip condition). Η οριακή αυτή συνθήκη υποδηλώνει, ότι η το ρευστό που έρχεται σε επαφή με τοίχωμα θα αποκτά και την ταχύτητα του, δηλαδή στην περίπτωση μας (άκαμπτο, ακίνητο τοίχωμα) μηδενική ταχύτητα.

6.4.4 Διακριτοποίηση Διαφορικών εξισώσεων

Οι επιλογές στις μεθόδους διακριτοποίησης και επίλυσης που προσφέρονται από το Ansys Fluent, είναι πολλές εξαρτώμενες από το είδος του πεδίου ροής, το ρευστό, την τάξη ακρίβειας που απαιτείται και άλλες παραμέτρους. Το Fluent, δίνει την ευκαιρία στο χρήστη να επιλέξει ορισμένες από αυτές. Στο σημείο αυτό θα δώσουμε μερικά βασικά στοιχεία σχετικά με τη διαδικασία διακριτοποίησης που γίνεται από το Ansys.

Η διακριτοποίηση των διαφορικών εξισώσεων ροής γίνεται πιο κατανοητή αν εξεταστεί η μη μόνιμη εξίσωση διατήρησης βαθμωτής ποσότητας ϕ , η ολοκληρωματική μορφή της οποίας για αυθαίρετο όγκο ελέγχου V είναι:

$$\int_V \frac{\partial \rho \phi}{\partial t} dV + \oint \rho \phi \vec{v} \cdot \vec{dA} = \oint \Gamma_\phi \nabla \phi \cdot \vec{dA} + \int_V S_\phi dV \quad (\text{εξ 6.3})$$

όπου,

ρ = πυκνότητα

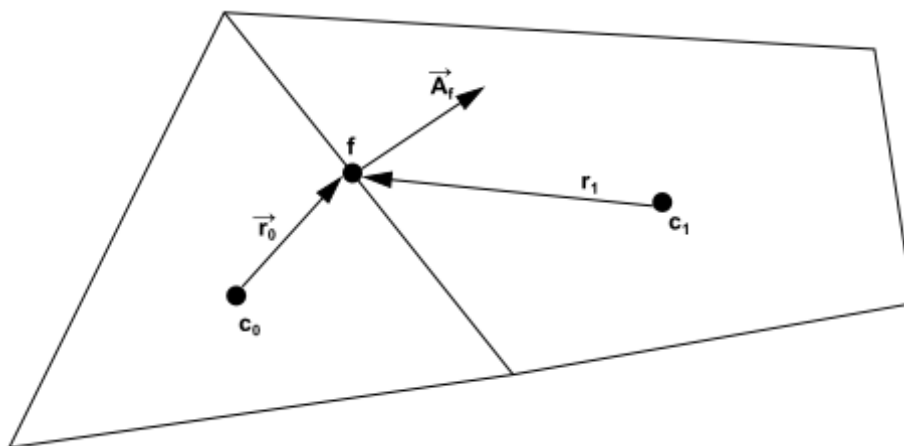
\vec{v} = διάνυσμα ταχύτητας ($=u\hat{i} + v\hat{j} + w\hat{k}$ σε 3D)

\vec{A} = διάνυσμα επιφανείας

Γ_ϕ = συντελεστής διάχυσης του μεγέθους ϕ

$\nabla \phi$ = παράγωγος κατά κατεύθυνση (gradient) του $\phi = \left(\frac{\partial \phi}{\partial x}\right)\hat{i} + \left(\frac{\partial \phi}{\partial y}\right)\hat{j} + \left(\frac{\partial \phi}{\partial z}\right)\hat{k}$ σε 3D)

S_ϕ = πηγές του μεγέθους ϕ μέσα στον όγκο ελέγχου (Control Volume)



Σχήμα 6.23. Όγκος ελέγχου , υπολογιστικό κελί.

Ανάλογα με την τιμή της ποσότητας ϕ , διαμορφώνεται και η αντίστοιχη διαφορική εξίσωση, σύμφωνα με τον Πίνακα 2..Η εξίσωση μεταφοράς στη συνέχεια εφαρμόζεται σε κάθε όγκο ελέγχου, όπως ο τριγωνικός όγκος ελέγχου ο οποίος απεικονίζεται στο σχήμα 6.5, αποδίδοντας του μια διακριτή εξίσωση που εκφράζει το νόμο για τη διατήρηση στο επίπεδο των όγκων ελέγχου. Το πλέγμα μπορεί να είναι δομημένο ή μη δομημένο ανάλογα με τη μορφή των στοιχείων που το αποτελούν. Με τον τρόπο αυτό, η γενική βαθμωτή εξίσωση μεταφοράς, Εξίσωση 6.3), μετατρέπεται σε μια αλγεβρική εξίσωση, η οποία και μπορεί να λυθεί αριθμητικά.

ΕΞΙΣΩΣΗ	ϕ
Συνέχειας	$\phi=1$
Ορμής κατά x	$\phi=u$
Ορμής κατά y	$\phi=v$
Ορμής κατά z	$\phi=z$
Ενέργειας	$\phi=h$ (δεν χρησιμοποιείται στην παρούσα προσομοίωση)

Η εξίσωση (6.3) μετασχηματίζεται στην παρακάτω διακριτοποιημένη εξίσωση για κάθε ένα από τα κελιά του υπολογιστικού πλέγματος :

$$\frac{\partial \rho \phi}{\partial t} V + \sum_f^{N_{faces}} \rho_f \vec{v}_f \phi_f \cdot \vec{A}_f = \sum_f^{N_{faces}} \Gamma_\phi \nabla \phi_f \cdot \vec{A}_f + S_\phi V \quad (\text{εξ.6.4})$$

όπου,

Φ η τιμή μεγέθους στο κέντρο του CV

N_{faces} = αριθμός επιφανειών που περικλείουν το CV

ϕ_f = ποσότητα ϕ που περνά από την επιφάνεια f (value of ϕ convected through face)

$\rho_f \vec{v}_f \cdot \vec{A}_f$ = παροχή μάζας διαμέσω της επιφάνειας f

\vec{A}_f = προσημασμένο εμβαδό της επιφάνειας f , $|A|$ ($= |A_x \hat{i} + A_y \hat{j} + A_z \hat{k}|$ σε 3D)

$\nabla \phi_f$ = gradient του ϕ στην επιφάνεια f

V = όγκος CV

Η διακριτοποίηση του μη μόνιμου όρου $\frac{\partial \rho \phi}{\partial t} V$ ορίζεται παρακάτω στη χρονική διακριτοποίηση (Temporal Discretization). Οι εξισώσεις που επιλύονται από το ansys παίρνουν την παραπάνω γενική μορφή και χρησιμοποιούνται τόσο σε απλά όσο και σε περίπλοκα, μη δομημένα υπολογιστικά πλέγματα.

Χρονική διακριτοποίηση

Για χρονικά μεταβαλλόμενες προσομοιώσεις, οι κυρίαρχες εξισώσεις (governing equations), πρέπει να διακριτοποιηθούν τόσο στο χρόνο όσο και στο χώρο. Η χωρική διακριτοποίηση των χρονικά μεταβαλλόμενων εξισώσεων είναι ίδια με την διακριτοποίηση των χρονικά σταθερών εξισώσεων. Η χρονική διακριτοποίηση περιλαμβάνει την ολοκλήρωση κάθε όρου της διαφορικής εξίσωσης για κάθε χρονικό βήμα Δt . Η ολοκλήρωση των χρονικά μεταβαλλόμενων όρων φαίνεται παρακάτω:

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} = F(\varphi) \text{ (εξ 6.8)}$$

Όπου η συνάρτηση F ενσωματώνει κάθε χωρική διακριτοποίηση. Εάν η χρονική παράγωγος διακριτοποιηθεί χρησιμοποιώντας πίσω διαφορές, η πρώτη τάξη ακρίβειας της χρονικής διακριτοποίησης δίνεται από :

$$\frac{\varphi^{n-1} - \varphi^n}{\Delta t} = F(\varphi) \text{ (εξ 6.9)}$$

Ενώ η δεύτερη τάξη :

$$\frac{3\varphi^{n+1} - 4\varphi^n + \varphi^{n-1}}{2\Delta t} = F(\varphi) \text{ (εξ 6.10)}$$

όπου, φ = ένα βαθμωτό μέγεθος

$n+1$ = τιμή στο επόμενο χρονικό βήμα $t+\Delta t$

n = τιμή στην παρούσα χρονική τιμή

$n-1$ = τιμή στην προηγούμενη χρονική στιγμή, $t-\Delta t$.

Εφόσον η χρονική παράγωγος έχει διακριτοποιηθεί, μια επιλογή μένει για την εκτίμηση του $F(\varphi)$, συγκεκριμένα σε ποιες χρονικές στιγμές τιμές του μεγέθους φ πρέπει να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση του $F(\varphi)$.

Άρρητη Χρονική διακριτοποίηση (Implicit)

Μια μέθοδος εκτίμησης του $F(\varphi)$ σε μελλοντική χρονική στιγμή :

$$\frac{\varphi^{n+1} - \varphi^n}{\Delta t} = F(\varphi^{n+1}) \text{ (εξ 6.11)}$$

Αυτή αναφέρεται ως άρρητη ολοκλήρωση, αφού φ^{n+1} σε δεδομένο κελί συνδέεται με το φ^{n+1} γειτονικού κελιού μέσω $F(\varphi^{n+1})$:

$$\varphi^{n+1} = \varphi^n + \Delta t F(\varphi^{n+1}) \text{ (εξ 6.12)}$$

Η άρρητη εξίσωση μπορεί να λυθεί επαναληπτικά σε κάθε χρονική στιγμή μέχρι να προχωρήσει στο επόμενο χρονικό βήμα. Το πλεονέκτημα της πλήρως άρρητης μεθόδου είναι, η χωρίς συνθήκες σταθερότητα σε σχέση με το χρονικό βήμα.

Στην εργασία χρησιμοποιήθηκε Δεύτερης τάξης ανάντι άρρητη μέθοδο διακριτοποίησης (Second Order Upwind).

Χωρική Διακριτοποίηση-Ανάντι Σχήμα Δεύτερης Τάξης

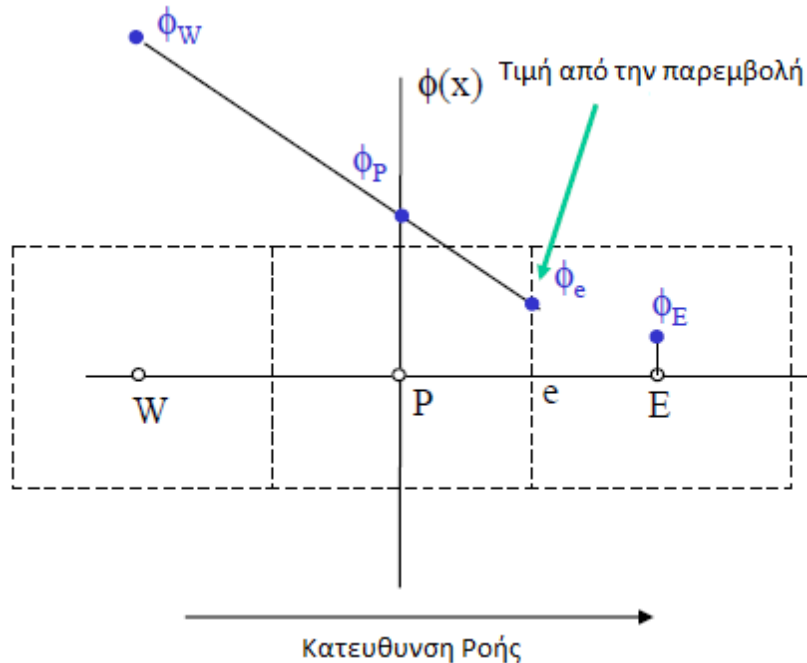
Η διακριτοποίηση των εξισώσεων χρειάζεται πληροφορίες τόσο από το κέντρο του κελιού, όσο και από τις έδρες των διπλανών κελιών. Οι τιμές των δεδομένων πεδίου όπως η ταχύτητα και οι ιδιότητες του ρευστού αποθηκεύονται στο κέντρο βάρους των όγκων ελέγχου. Όμως για τον υπολογισμό των όρων λόγω μεταφοράς στην Εξίσωση 6.3 χρειάζονται οι τιμές των μεγεθών στις επιφάνειες των όγκων ελέγχου, ϕ_f . Αυτές θα υπολογιστούν με τη χρήση σχημάτων παρεμβολής μεταξύ των τιμών του συγκεκριμένου και των γειτονικών κελιών.

Υπάρχουν διάφορα σχήματα για τον υπολογισμό των τιμών αυτών και η ακρίβεια της διακριτοποίησης εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από αυτά. Στην παρούσα εργασία θα χρησιμοποιηθεί το ανάντι σχήμα δεύτερης τάξης (second order upwind), το οποί αναπτύσσοντας τη σειρά Taylor της υπολογισθείσας τιμής στο κέντρο του κελιού, προσφέρει ακρίβεια δεύτερης τάξης. Το σχήμα αυτό έχει τη μορφή της εξίσωσης :

$$\phi_{f,SOU} = \phi + \nabla\phi \cdot \vec{r} \text{ (εξ 6.13)}$$

Όπου, ϕ και $\nabla\phi$, είναι οι τιμές στο κέντρο του ανάντι κελιού για την ποσότητα ϕ και τη βαθμίδα της και \vec{r} είναι το διάνυσμα θέσης από το κέντρο του ανάντι κελιού ως το κέντρο της έδρας.

Η χρήση του ανάντι σχήματος δεύτερης τάξης προσφέρει ακριβή αποτελέσματα, σε συνδυασμό με αυξημένη ευστάθεια σε σχέση με άλλα σχήματα παρεμβολής, όντας ωστόσο σχετικά αργό υπολογιστικά. Άλλωστε, σε περιπτώσεις όπου η ροή δεν είναι ευθυγραμμισμένη με το πλέγμα, όπως στην περίπτωση μας η χρήση του είναι επιβεβλημένη. Στο σχήμα απεικονίζεται η διαδικασία παρεμβολής με χρήση σχήματος ανάντι δεύτερης τάξης. Συγκεκριμένα, η τιμή της ποσότητας ϕ_e στην επιφάνεια μεταξύ των όγκων ελέγχου P και E, θα υπολογιστεί με παρεμβολή των τιμών στο κέντρο των δύο όγκων ελέγχων ανάντι, δηλαδή των τιμών ϕ_w και ϕ_p .



Σχήμα 6.24 Απεικόνιση του σχήματος παρεμβολής δεύτερης τάξης [56]

Υπολογισμός των Βαθμίδων και Παραγώγων

Αντίστοιχα, η βαθμίδα της βαθμωτής ποσότητας, $\nabla\phi$, η οποία απαιτείται για την επίλυση της διακριτοποιημένης εξίσωσης μεταφοράς υπολογίστηκε με τη μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων (least squares cell-based gradient) λόγω της ακρίβειας και της οικονομικότητας της σε υπολογιστικούς πόρους. Στη μέθοδο αυτή, η βαθμίδα υπολογίζεται λύνοντας ένα πρόβλημα ελαχιστοποίησης, με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων, για τον πίνακα συντελεστών, $[J]$, που προκύπτει από τις εξισώσεις:

$$(\nabla\phi)_{c0} \cdot \Delta r_i = (\phi_{ci} - \phi_{c0}) \quad (\text{εξ } 6.14)$$

$$[J](\nabla\phi)_{c0} = \Delta\phi \quad (\text{εξ } 6.15)$$

Επιλύοντας το γραμμικό σύστημα

Η διακριτοποιημένη εξίσωση μεταφοράς (6.4) περιέχει την άγνωστη βαθμωτή μεταβλητή ϕ , τόσο στο κέντρο του κελιού, όσο και στα γύρω του γειτονικά κελιά. Η εξίσωση αυτή, γενικά, θα είναι μη γραμμική σε σχέση με τη μεταβλητή. Μια γραμμική μορφή της εξίσωσης 11 μπορεί να γραφτεί ως :

$$\alpha_P \phi = \sum_{nb} \alpha_{nb} \phi_{nb} + b \quad (6.16)$$

Όπου ο δείκτης nb αναφέρεται σε γειτονικά κελιά, και a_p , a_{nb} είναι οι συντελεστές γραμμικοποίησης του ϕ και του ϕ_{nb}

Ο αριθμός των γειτονικών κελιών εξαρτάται από τη τοπολογία του υπολογιστικού πλέγματος, αλλά συνήθως θα είναι το ίδιο με τις πλευρές που περικλείουν το κελί (εκτός από κελιά που ανήκουν στο σύνορο της γεωμετρίας).

Αντίστοιχες εξισώσεις γράφονται για κάθε ένα υπολογιστικό κελί του πλέγματος. Έτσι καταλήγουμε σε μια σειρά αλγεβρικών εξισώσεων που σχηματίζουν πίνακα, του οποίου τα περισσότερα στοιχεία είναι μηδενικά (sparse coefficient matrix). Το Ansys Fluent λύνει το προκύπτον σύστημα χρησιμοποιώντας τη μέθοδο (Gauss-Seidel) σε συνδυασμό με μία αλγεβρική πολυπλέγματική μέθοδο (Algebraic MultiGrid (AMG)). Η οποία ουσιαστικά ανανεώνει τις τιμές των μεταβλητών ροής αρχικά σε αραιότερα πλέγματα του πεδίου ροής, ώστε να προκύπτουν τα γενικά χαρακτηριστικά της ροής γρήγορα. Οι υπολογισμοί οι οποίοι πραγματοποιούνται στα αραιότερα πλέγματα, χρησιμοποιούνται ως αρχικές προβλέψεις, οι οποίες στη συνέχεια διορθώνονται στα πυκνότερα. Πρέπει να τονιστεί ότι η διαδικασία αυτή επιταχύνει την επίτευξη σύγκλισης, δίχως να επιδρά στην τελική λύση.

Σχήματα Παρεμβολής της Πίεσης

Εάν οι ροές μάζας διαμέσου των εδρών και το πεδίο πίεσης είναι γνωστά, η διακριτοποιημένη εξίσωση της ορμής, μπορεί να λυθεί επαναληπτικά με τον επιλύτη γραμμικών συστημάτων και να ληφθεί ένα πεδίο ταχυτήτων. Ωστόσο, οι ροές μάζας και το πεδίο πίεσης δεν είναι γνωστά εκ των προτέρων και θα πρέπει να λαμβάνονται ως ένα μέρος της λύσης.

Το ομόθετο σχήμα το οποίο χρησιμοποιεί το fluent αποθηκεύει την ταχύτητα και την πίεση στο κέντρο των υπολογιστικών κελιών. Η επίλυση του συστήματος εξισώσεων ορμής προϋποθέτει την τιμή των βαθμίδων πίεσης στην επιφάνεια του ορίου μεταξύ γειτονικών κελιών. Αυτό πραγματοποιείται με τη χρήση κάποιου σχήματος παρεμβολής. Στην περίπτωση που μελετήσαμε τα διαθέσιμα σχήματα παρεμβολής για την εύρεση των τιμών πίεσης στα όρια των κελιών είναι τα: Second Order, PRESTO!, Standard, Linear και το body force weighted. Εμείς επιλέγουμε Second Order.

6.4.5 Αλγόριθμος Επίλυσης

Επισκόπηση του επιλύτη

Στο Ansys Fluent δύο τύποι επιλύτη παρέχονται : αυτός που βασίζεται στην πίεση (pressure based) και αυτός που βασίζεται στην πυκνότητα (density based). Και οι δύο αυτοί επιλύτες μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ευρύ φάσμα ροών, αλλά σε κάποιες περιπτώσεις η μία μέθοδος είναι περισσότερο αποτελεσματική από την άλλη (είναι πιο αποτελεσματική

σημαίνει ότι δίνει τη λύση πιο γρήγορα ή/και αποτυπώνει κάποια χαρακτηριστικά της ροής καλύτερα).

Αρχικά ο επιλυτής πίεσης είχε δημιουργηθεί για χαμηλής ταχύτητας ασυμπίεστη ροή, ενώ ο επιλυτής πυκνότητας για υψηλής ταχύτητας συμπιεστές ροές. Όμως και οι δύο μέθοδοι έχουν επεκταθεί και αναδιατυπωθεί ώστε να μπορούν να χειριστούν και να επιλύσουν ευρύ φάσμα συνθηκών ροής.

Το πεδίο ταχύτητας και στις δυο μεθόδους βρίσκεται από τις εξισώσεις ορμής (momentum equations). Στον επιλυτή πυκνότητας (density based), η εξίσωση συνέχειας (continuity equation) χρησιμοποιείται για την εύρεση του πεδίου πυκνοτήτων, ενώ το πεδίο των πιέσεων βρίσκεται από την εξίσωση κατάστασης (equation of state). Στον επιλυτή πίεσης (pressure based), το πεδίο πίεσης αποκτάται από την επίλυση της εξίσωσης πίεσης ή διόρθωσης πίεσης (pressure equation/pressure correction equation), η οποία προέρχεται από συνδυασμό και χειρισμό των εξισώσεων ορμής και συνέχειας (momentum and continuity equation).

Οποιαδήποτε και από τους δύο επιλυτές και αν χρησιμοποιηθεί, το Ansys Fluent, θα λύσει την ολοκληρωματική μορφή των εξισώσεων διατήρησης μάζας και ορμής και όταν χρειάζεται την διατήρηση της ενέργειας. ((when appropriate) for energy and other scalars such as turbulence and chemical species))

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται και στους δύο επιλυτές, από το Fluent, είναι μία τεχνική όγκου ελέγχου (control volume) η οποία αποτελείται από τα εξής βασικά βήματα:

- 1) Χώρισμα του υπολογιστικού πεδίου σε διακεκριμένους όγκους ελέγχου χρησιμοποιώντας το υπολογιστικό πλέγμα.
- 2) Ολοκλήρωση των κυρίαρχων (καταστατικών) εξισώσεων σε κάθε διακριτό όγκο ελέγχου, δημιουργώντας έτσι αλγεβρικές εξισώσεις για τις διακριτές εξαρτημένες μεταβλητές (αγνώστους), όπως οι ταχύτητες, η πίεση και η θερμοκρασία (and conserved scalars).
- 3) Γραμμικοποίηση (linearization) των διακριτοποιημένων εξισώσεων και επίλυση του προκύπτοντος συστήματος εξισώσεων, ώστε να αποδώσουν τις καινούργιες τιμές στις εξαρτημένες μεταβλητές.

Οι δύο αυτές αριθμητικές μέθοδοι (pressure-density based) χρησιμοποιούν όμοια διαδικασία διακριτοποίησης, αυτή του πεπερασμένου όγκου (finite-volume), αλλά έχουν διαφορετική προσέγγιση, στην γραμμικοποίηση και επίλυση των διακριτοποιημένων εξισώσεων.

Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε επιλυτής πίεσης (Pressure based Solver).

Επιλυτής πίεσης (Pressure-Based Solver)

Ο επιλυτής πίεσης χρησιμοποιεί έναν αλγόριθμο ο οποίος ανήκει σε μια γενική κατηγορία αλγορίθμων που ονομάζεται μέθοδος προβολής (projection method) [83,62]. Στη μέθοδο προβολής, ο περιορισμός της διατήρησης της μάζας (συνέχεια, continuity) του πεδίου ταχυτήτων, επιτυγχάνεται με την επίλυση της εξίσωσης πίεσης (ή την εξίσωση της διόρθωσης της πίεσης, pressure correction equation). Η εξίσωση πίεσης παράγεται από τις εξισώσεις συνέχειας και ορμής (continuity and momentum equations) με τέτοιο τρόπο ώστε το πεδίο ταχυτήτων, διορθούμενο από την πίεση, ικανοποιεί την συνέχεια. Εφόσον οι καταστατικές εξισώσεις είναι μη-γραμμικές και πεπλεγμένες μεταξύ τους, η διαδικασία επίλυσης περιλαμβάνει επαναλήψεις, όπου το σύστημα των καταστατικών εξισώσεων επιλύεται επαναληπτικά έως ότου η λύση συγκλίνει.

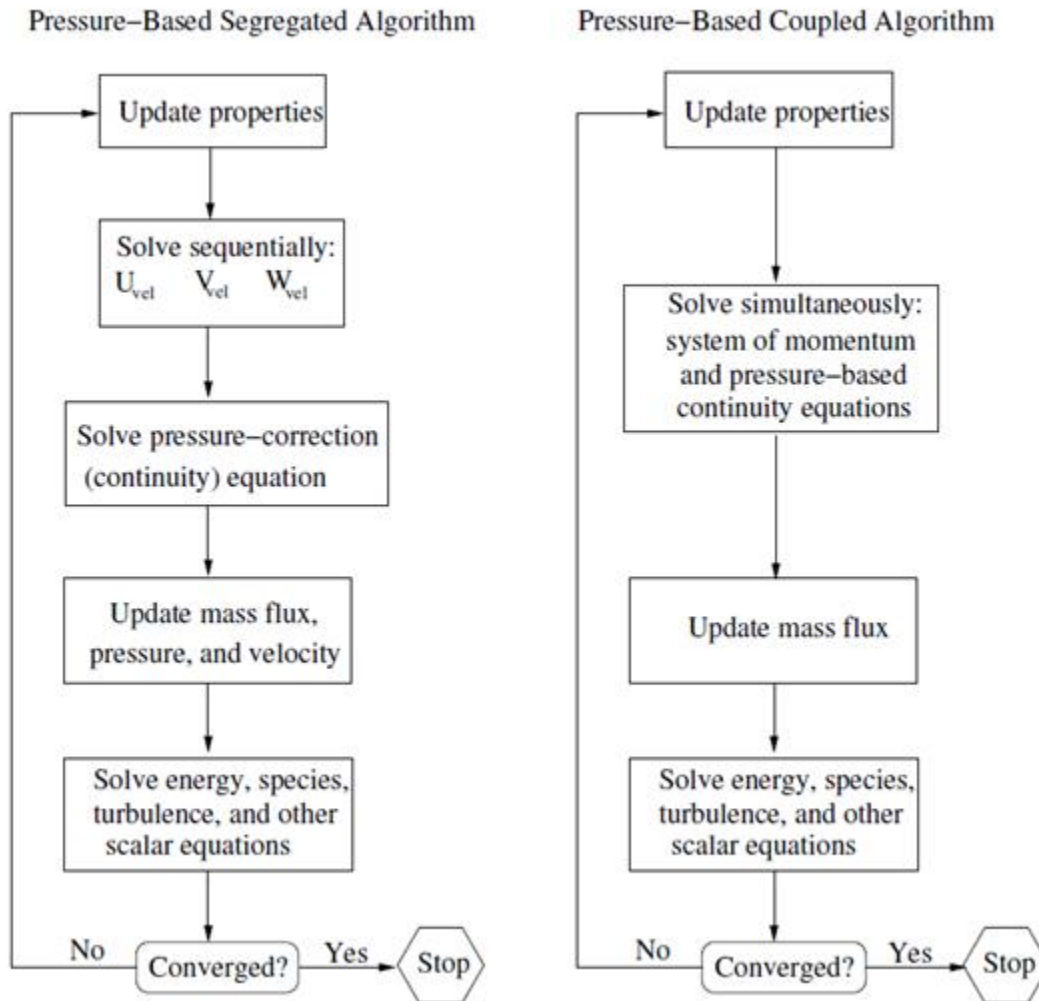
Δυο διαφορετικοί αλγόριθμοι επιλυτή πίεσης διατίθενται από το Ansys Fluent ο διαχωρισμένος segregated και ο συζευγμένος coupled. Στην συγκεκριμένη εργασία χρησιμοποιήθηκε ο segregated αλγόριθμος.

Διαχωρισμένος αλγόριθμος βασισμένος στην πίεση (The Pressure-Based Segregated Algorithm)

Ο επιλυτής πίεσης σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιεί έναν αλγόριθμο επίλυσης όπου οι καταστατικές λύνονται διαδοχικά. Επειδή οι καταστατικές εξισώσεις είναι μη γραμμικές και συζευγμένες, ο βρόγχος επίλυσης χρησιμοποιεί επαναληπτική μέθοδος για να προέλθει αριθμητική λύση με σύγκλιση.

Στον segregated αλγόριθμο, κάθε καταστατική εξίσωση για τις μεταβλητές του προβλήματος (για παράδειγμα u , v , w , p), λύνεται η μία μετά την άλλη. Καθώς επιλύεται κάθε εξίσωση ανεξαρτητοποιείται από άλλες εξισώσεις. Ο segregated αλγόριθμος χρησιμοποιεί λιγότερη υπολογιστική μνήμη, όμως η σύγκλιση είναι σχετικά αργή

Κάθε επανάληψη του segregated αλγορίθμου, αποτελείται από τα βήματα που φαίνονται στο σχήμα 6.9



Σχήμα 6.25 Αλγόριθμος επίλυσης Πίεσης Διαχωρισμένος και Συζευγμένος

1. Εισαγωγή των ιδιοτήτων του ρευστού (για παράδειγμα , την πυκνότητα , το ιξώδες)
2. Επίλυση των εξισώσεων ορμής, διαδοχικά, χρησιμοποιώντας τις νέες τιμές της πίεσης και των ροών μάζας επιφανείας (face flux mases)
3. Επίλυση της εξίσωσης διόρθωσης πίεσης χρησιμοποιώντας το προσφάτως αποκτημένο πεδίο ταχυτήτων και τη ροή μάζας.
4. Επιδιόρθωση της επιφανειακής ροή μάζας, της πίεσης, και του πεδίου ταχυτήτων χρησιμοποιώντας τη διόρθωση πίεσης από το βήμα 3.
5. Επίλυση των εξισώσεων για επιπλέον μεταβλητές , εάν υπάρχουν χρησιμοποιώντας τις πιο πρόσφατες τιμές.
6. Επικαιροποίηση των όρων πηγών από τις αλληλεπιδράσεις ανάμεσα στις διαφορετικές φάσεις
7. Έλεγχος για σύγκλιση των εξισώσεων.

Τα βήματα αυτά συνεχίζονται μέχρι η λύση φτάσει τα κριτήρια σύγκλισης, ή να περατωθεί το όριο των επαναλήψεων που έχει οριστεί από το χρήστη. Στη δεύτερη περίπτωση η λύση μας στη συγκεκριμένο βρόγχο επαναλήψεων, δεν έχει σύγκλιση.

Αλγόριθμοι Σύζευξης Πίεσης Ταχύτητας

Η επίλυση της εξίσωσης μεταφοράς, Εξίσωση (6.3) με τη χρήση υπολογιστικής προσομοίωσης αποτελεί οδηγό για την επίλυση και των εξισώσεων ροής. Παρόμοιες εξισώσεις διατυπώνονται για όλα τα ροϊκά μεγέθη, εκτός της πίεσης. Στην περίπτωση ασυμπίεστης ροής, η πυκνότητα είναι σταθερή και δεν συσχετίζεται με κάποιον τρόπο με την πίεση. Λόγω του γεγονότος ότι η τελευταία περιλαμβάνεται στις τρεις εξισώσεις ορμής όμως, το σύστημα των εξισώσεων είναι κλειστό μιας και για τους τέσσερις αγνώστους υπάρχουν τέσσερις εξισώσεις.

Με τη χρήση αλγορίθμων σύζευξης της πίεσης και της ταχύτητας (pressure velocity coupling), εξάγεται μία εξίσωση για την πίεση ή τη διόρθωση πίεσης (pressure correction) από αυτές της συνέχειας και της ορμής. Όταν η εξίσωση συνέχειας ολοκληρωθεί σε έναν όγκο ελέγχου, προκύπτει η διακριτοποιημένη μορφή της,:

$$\sum_f^{N_{faces}} J_f A_f = 0 \text{ (εξ 6.17)}$$

Όπου, J_f , είναι η ροή μάζας διαμέσου της επιφάνειας f .

Συσχετίζοντας τις τιμές της κάθετης συνιστώσας της ταχύτητας, \vec{v}_n , στην επιφάνεια, με τις αποθηκευμένες τιμές της ταχύτητας στα κέντρα των κελιών, προκύπτει η εξής μορφή για τον υπολογισμό των ρών μάζας J_f :

$$J_f = \hat{J}_f + d_f(p_{c0} - p_{c1}) \text{ (6.18)}$$

Όπου p_{c0} και p_{c1} , είναι πιέσεις εντός των δύο κελιών σε κάθε πλευρά μίας επιφάνειας, ενώ ο όρος \hat{J}_f , περιλαμβάνει την επίδραση των ταχυτήτων στα κελιά αυτά. Ο όρος d_f , τέλος είναι συνάρτηση της μέσης τιμής των συντελεστών, a_p , της εξίσωσης ορμής για τα γειτονικά κελιά.

Η παραπάνω Εξίσωση (6.18) χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της επιπλέον σχέσης για την πίεση, η οποία είναι αναγκαία για την επίλυση των εξισώσεων. Στην περίπτωση αυτή θα έχει επιτευχθεί η σύζευξη της ταχύτητας με την πίεση.

Το ANSYS Fluent παρέχει την επιλογή στο χρήστη να διαλέξει μεταξύ 5 αλγορίθμων συζευξης πίεσης και ταχύτητας : SIMPLE, SIMPLER, PISO, Coupled, καθώς και Fractional Step (FSM). Όλοι οι προαναφερθέντες αλγόριθμοι , εκτός από τον «coupled», βασίζονται στην «πρόβλεψη-επιδιόρθωση» προσέγγιση (predictor-corrector approach). Οι αλγόριθμοι SIMPLE, SIMPLER, PISO, και FRACTIONAL STEP, χρησιμοποιούν τον pressure based segregated αλγόριθμο, ενώ ο Coupled τον pressure based coupled.

Επιλέχτηκε αλγόριθμος PISO ο οποίος ανήκει στην «οικογένεια», των αλγορίθμων SIMPLE και είναι ο ενδεδειγμένος για μη μόνιμα προβλήματα [62]

6.4.6 Αξιολόγηση υπολογισμών

ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΣΥΓΚΛΙΣΗΣ (Monitoring Residuals)

Στο τέλος κάθε επανάληψης του επιλυτή, το άθροισμα των κριτηρίων σύγκλισης (residuals) για τις διατηρούμενες μεταβλητές υπολογίζεται και αποθηκεύεται χαρτογραφώντας έτσι την πορεία σύγκλισης. Αυτή αποθηκεύεται επίσης στο αρχείο δεδομένων που δημιουργεί το Ansys για κάθε προσομοίωση. Το άθροισμα των residuals ορίζεται παρακάτω.

Σε ιδεατό υπολογιστή με άπειρη ακρίβεια, οι residuals, θα τείνουν στο μηδέν, καθώς η λύση συγκλίνει. Σε πραγματικό υπολογιστή οι residuals, τείνουν σε πολύ μικρές τιμές και από ένα σημείο και έπειτα σταματούν να αλλάζουν. Για προσομοιώσεις μονής ακρίβειας, οι residuals, μπορεί να είναι έως και έξι τάξεις μεγέθους, ενώ για υπολογιστές διπλής ακρίβειας είναι έως και 12 τάξεις μεγέθους.

Ορισμός των Κριτηρίων Σύγκλισης για τον Επιλυτή Πίεσης (Definition of Residuals for the Pressure-Based Solver)

Μετά τη διακριτοποίηση, η εξίσωση διατήρησης για κάποια μεταβλητή ϕ , σε έναν όγκο ελέγχου P μπορεί να γραφτεί ως :

$$\alpha_P \phi_P = \sum_{nb} \alpha_{nb} \phi_{nb} + b \quad (\text{εξ 6.19})$$

Εδώ α_P είναι ο κεντρικός συντελεστής (central coefficient), α_{nb} είναι ο συντελεστής επηρεασμού από τα γειτονικά κελιά (influence coefficient for the neighboring cells) και b είναι η συνεισφορά του σταθερού όρου της πηγής S_c , από την εξίσωση $S=S_c+S_P\phi$ και των οριακών συνθηκών. Στην παραπάνω εξίσωση ο όρος α_P ορίζεται :

$$\alpha_P = \sum_{nb} \alpha_{nb} - S_P \quad (\text{εξ 6.20})$$

Ο residual R^ϕ που υπολογίζεται από το Ansys Fluent για τον επιλυτή πίεσης (pressure based solver) είναι η ανισοροπία στην πρώτη εξίσωση αθροισμένη για όλα τα υπολογιστικά χωρία P. Αυτό αναφέρεται ως ο unscaled residual και μπορεί να γραφτεί ως :

$$R^\phi = \sum_{cells P} | \sum_{nb} \alpha_{nb} \phi_{nb} + \beta - \alpha_P \phi_P | \quad (\text{εξ 622})$$

Γενικά είναι δύσκολο να κριθεί η σύγκλιση απλά εξετάζοντας τους residuals, όπως ορίζεται από την παραπάνω εξίσωση κυρίως επειδή δεν διαθέτει κάποια κλίμακα.

Το Ansys Fluent δίνει στην εξίσωση του unscaled Residual, κλίμακα με δύο διαφορετικούς παράγοντες κλιμάκωσης. Οι παράγοντες είναι ο τοπικός (local) και ο καθολικός (global). Υπάρχει δυνατότητα επιλογής μέσα από το πρόγραμμα στην καρτέλα Residual

Monitors. Η προϋπάρχον επιλογή είναι του καθολικού και αυτήν επιλέξαμε στην εργασία αυτή.

Στην εργασία ,τα κριτήρια σύγκλισης, μετά από έλεγχο για την μικρότερη δυνατή σύγκλιση επιλέχθηκαν : $1 \cdot 10^{-4}$ για την εξίσωση συνέχειας και $1 \cdot 10^{-5}$ για τις εξισώσεις ορμής (x,y,z). Επιπλέον δημιουργήθηκε επόπτης της ροής μάζας για την είσοδο και τις εξόδους.

Το χρονικό βήμα που χρησιμοποιήθηκε είναι 0,005 s , και οι επαναλήψεις που έγιναν ήταν 450, δηλαδή συνολικός χρόνος της ροής 2,25 s , ή 3 περιόδους της συνάρτησης. Τα αποτελέσματα εμφανίζονται για τη τρίτη περίοδο, σε χαρακτηριστικές χρονικές στιγμές t/t_p. Σε κάθε χρονικό βήμα ο μέγιστος αριθμός επαναλήψεων ορίστηκε σε 300. Η σύγκλιση επήλθε σε κάθε χρονικό βήμα περίπου σε 100 επαναλήψεις. Ο συνολικός χρόνος που χρειάστηκε για την προσομοίωση ήταν περίπου 8 ώρες για το Μη Νευτώνειο ρευστό και 7 ώρες για το Νευτώνειο. Η σύγκλιση επιτεύχθηκε σε περίπου 60- 100 επαναλήψεις για το μεταβαλλόμενο κομμάτι τις ροής ενώ όταν αυτή γινότανε σταθερή η σύγκλιση επιτεύχθηκε σε συνεχώς και λιγότερες επαναλήψεις. Ο υπολογιστής που χρησιμοποιήθηκε διαθέτει επεξεργαστή i7 Processor Intel(R) Core(TM) i7-4510U CPU @ 2.00GHz, 2601 Mhz, 2 Core(s), 4 Logical Processor(s) και 12 gb Ram. Το πρόβλημα λύθηκε με παράλληλη χρήση 2 "λογικών επεξεργαστών" του υπολογιστή.

Το ότι η λύση έχει συγκλίνει δε σημαίνει απαραίτητα ότι είναι και σωστή. Για το λόγο αυτό τα αποτελέσματα θα πρέπει να ελέγχονται για την ορθότητά τους τόσο με τους Φυσικούς νόμους που διέπουν το φαινόμενο που εξετάζεται, ώστε να έχουν λογική βάση καθώς και με τη βιβλιογραφία.

Παρακάτω παρουσιάζεται συνοπτικός πίνακας με τις επιλογές που έγιναν στο Ansys Fluent.

General	
Solver Type	Πίεσης Διαδοχικός (Pressure Based Segregated)
Time	Μη Μόνιμο (Transient)
Velocity Formulation	Απόλυτη (Absolute)

Materials	
Ιξώδες Αίματος	a) Νευτώνειο $\mu=0,0035 \text{ Pa s}$
	b) Μη Νευτώνειο Carreau Model
Πυκνότητα Αίματος	$\rho = 1060 \text{ [kg/m}^3\text{]}$ σταθερή ασυμπίεστο ρευστό

Οριακές Συνθήκες	Boundary Conditions
Είσοδος Κοινή καρωτίδα	UDF μεταβαλλόμενη ταχύτητα
Εξοδος 1 Εσωτερική Καρωτίδα	Σταθερή Πίεση 13332 Pa
Εξοδος 2 Εξωτερική Καρωτίδα	Σταθερή Πίεση 13332 Pa
Τοίχωμα Αρτηρίας	Συνθήκη Μη ολίσθησης No Slip Condition

Διακριτοποίηση	
Βαθμίδα (Gradient)	ελαχίστων τετραγώνων (least squares cell-based)
Ορμής (Momentum)	Δεύτερης τάξης Ανάντι Second Order Upwind
Χρονική	Δεύτερης τάξης Άρρητη Second Order Implicit
Σχήμα Παρεμβολής Πίεσης	Δευτερης τάξη

Συζευξη Πίεσης και Ταχύτητας Pressure Velocity Coupling	PISO
---	------

Χρονικό Βήμα (Timestep)	0.005 s
Αριθμός Χρονικών Βημάτων	450
Μεγιστος Αριθμός Επαναλήψεων Ανα Χρονικό Βήμα	300

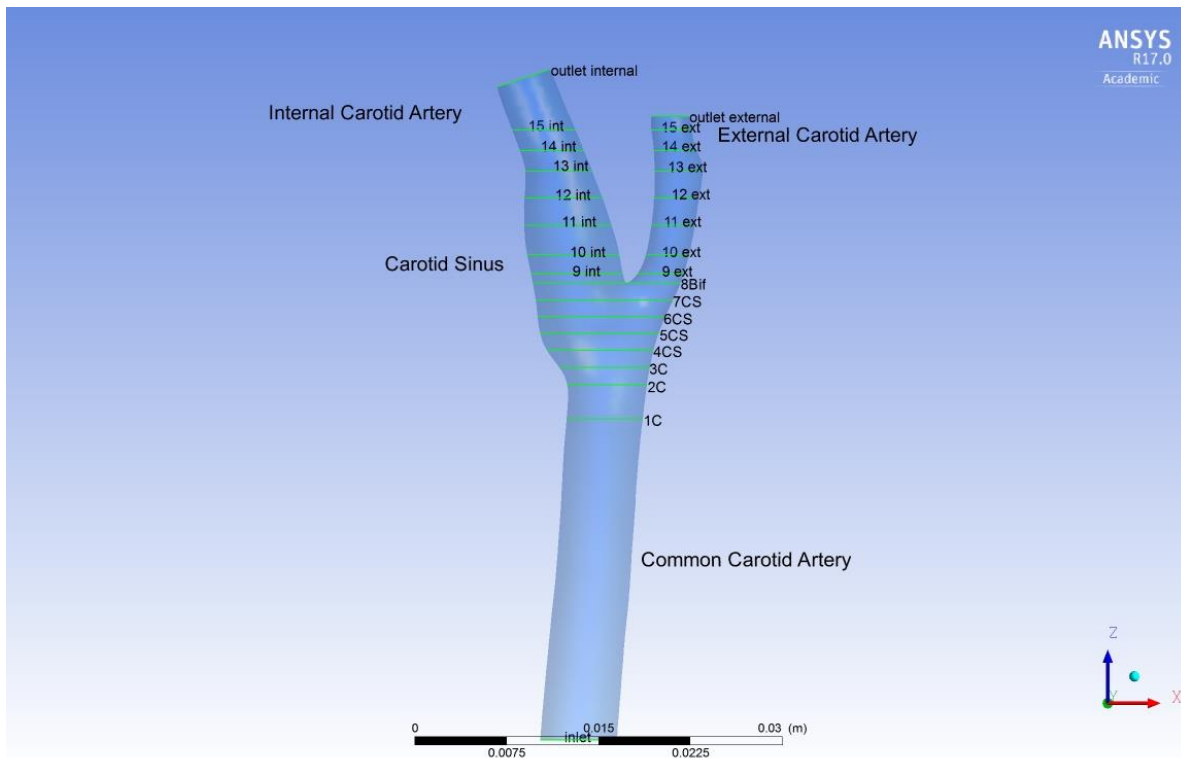
Κριτήρια Σύγκλισης	
Εξίσωσεις Ορμής (x,y,z)	$1 \cdot 10^{-5}$
Εξίσωση Συνέχειας	$1 \cdot 10^{-4}$

Κεφάλαιο 7 Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται παρακάτω, έχουν προέλθει από την επίλυση της ροής του αίματος στην καρωτιδική διακλάδωση χρησιμοποιώντας το Ansys Fluent και επεξεργασία τόσο στο Fluent όσο και στο Excel. Παρουσιάζονται αποτελέσματα τόσο για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο Ρευστό, ώστε να γίνει η μεταξύ τους σύγκριση. Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται είναι η μέγιστη και ελάχιστη αξονική ταχύτητα, η πίεση στο τοίχωμα της αρτηρίας, το εμβαδό των περιοχών στάσιμης και ανεστραμμένης ροής, καθώς και οι διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα σε ενδεικτικά σημεία. Όλα τα αποτελέσματα παρουσιάζονται σε χαρακτηριστικές χρονικές στιγμές τις περιόδου.

Οι χρονικές στιγμές που επιλέχτηκαν είναι $t/t_p = 0$ για την έναρξη της περιόδου, $t/t_p = 0.02$, $t/t_p = 0.04$, $t/t_p = 0.06$, $t/t_p = 0.08$ για την επιταχυνόμενη συστολική φάση, $t/t_p = 1$ όπου εμφανίζεται η μέγιστη ταχύτητα και παροχή, και $t/t_p = 0.12$, $t/t_p = 0.14$, $t/t_p = 0.16$, $t/t_p = 0.18$ για την επιβραδυνόμενη συστολική φάση, $t/t_p = 0.22$, $t/t_p = 0.24$ διαστολική φάση, $t/t_p = 0.32$ ελάχιστο διαστολικής φάσης, $t/t_p = 0.4$, και $t/t_p = 0.8$ κοντά στο τέλος του κύκλου.

Τα επίπεδα τομής στα οποία παίρνουμε τα αποτελέσματα φαίνονται συνοπτικά παρακάτω (για περισσότερες πληροφορίες για τα επίπεδα ανατρέξατε στο κεφ 6.2):

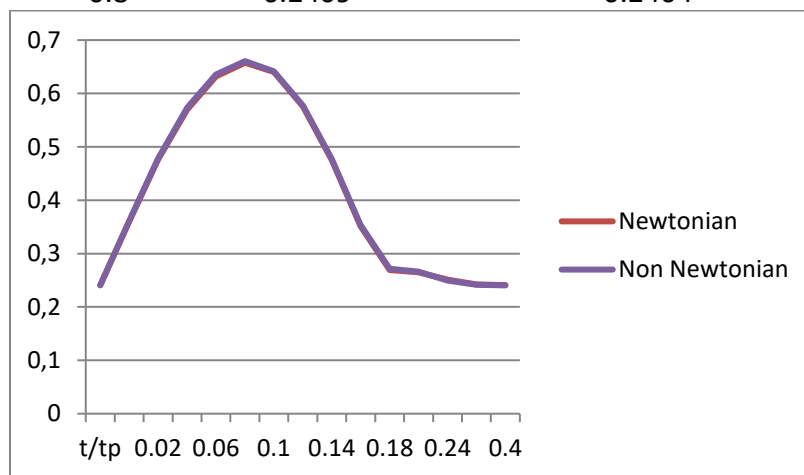


7.1 Μέγιστη Αξονική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής.

Στο κεφάλαιο αυτό παραθέτουμε πινάκες της μέγιστης αξονικής ταχύτητας που παρατηρείται σε κάθε επίπεδο, για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο Ρευστό κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, καθώς και διάγραμμα σύγκρισης των 2 περιπτώσεων. Παρατηρείται ότι, οι μέγιστες αξονικές ταχύτητες των δυο διαφορετικών περιπτώσεων ρευστού (Νευτώνειο και Μη Νευτώνειο σχεδόν ταυτίζονται για όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου και για όλα τα επίπεδα.

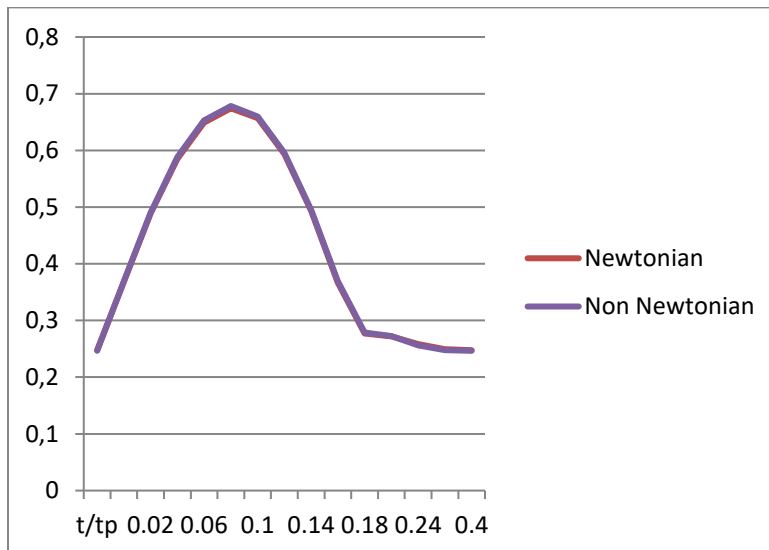
Plane 1 κοινή καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 1</u>	MAX AXIAL
	<u>Newtonian m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2409	0.2404
0.02	0.3605	0.3608
0.04	0.4758	0.4779
0.06	0.5696	0.5734
0.08	0.632	0.6357
0.1	0.6576	0.6606
0.12	0.6401	0.6415
0.14	0.5756	0.5774
0.16	0.4756	0.4771
0.18	0.3511	0.3536
0.22	0.269	0.2713
0.24	0.2649	0.2662
0.32	0.2514	0.2493
0.4	0.2421	0.2413
0.8	0.2409	0.2404



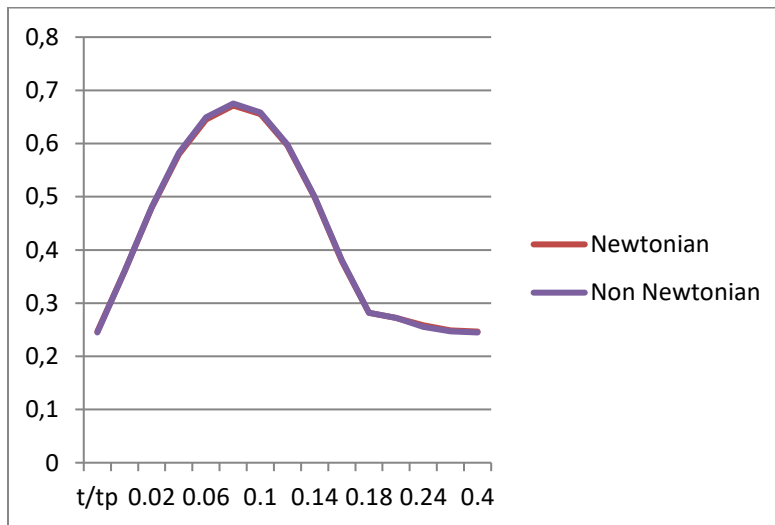
Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

t/t_p	<u>Επίπεδο 2</u> Newtonian m/s	MAX AXIAL <u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2476	0.2466
0.02	0.3691	0.3695
0.04	0.4884	0.49
0.06	0.5854	0.5887
0.08	0.6488	0.6529
0.1	0.6742	0.6783
0.12	0.6567	0.6598
0.14	0.5936	0.5959
0.16	0.493	0.4948
0.18	0.3667	0.3698
0.22	0.277	0.2789
0.24	0.2719	0.2726
0.32	0.2585	0.2559
0.4	0.2494	0.2478
0.8	0.2476	0.2467



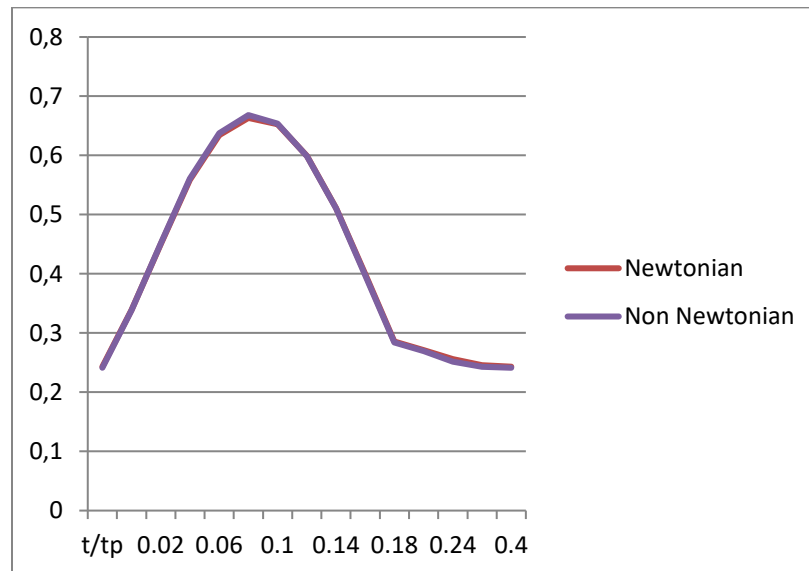
Plane 3 Τέλος Κοινής Καρωτίδας

<u>Επίπεδο 3</u>		MAX AXIAL
<u>t/tp</u>	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2465	0.2448
0.02	0.3594	0.3596
0.04	0.4791	0.4806
0.06	0.5797	0.5827
0.08	0.6454	0.6494
0.1	0.6714	0.6752
0.12	0.6556	0.6582
0.14	0.5966	0.5981
0.16	0.4989	0.5004
0.18	0.3791	0.3812
0.22	0.2819	0.2819
0.24	0.2722	0.2721
0.32	0.2583	0.2553
0.4	0.2489	0.2467
0.8	0.2465	0.2448



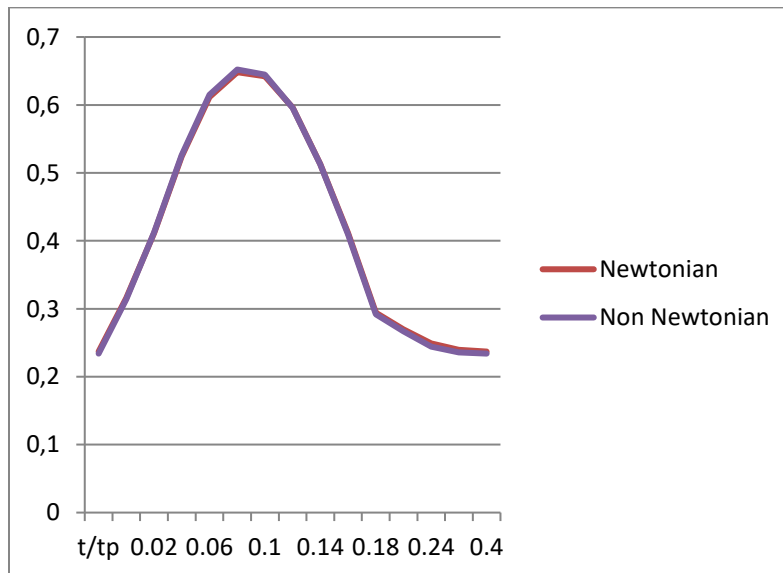
Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 4</u> <u>Newtonian m/s</u>	MAX AXIAL <u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2431	0.2413
0.02	0.3392	0.3387
0.04	0.4501	0.4511
0.06	0.5588	0.5609
0.08	0.634	0.6376
0.1	0.6633	0.6681
0.12	0.6524	0.6539
0.14	0.5993	0.5985
0.16	0.511	0.5105
0.18	0.3995	0.3977
0.22	0.2857	0.2842
0.24	0.271	0.2696
0.32	0.2558	0.2517
0.4	0.2457	0.2431
0.8	0.2431	0.2413



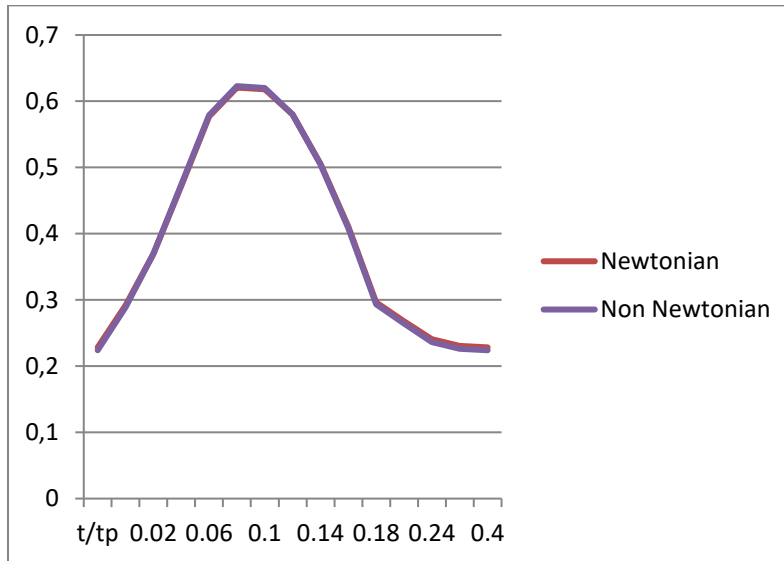
Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

<i>t/tp</i>	<i>Επίπεδο 5</i>	
	<i>Newtonian m/s</i>	<i>MAX AXIAL Non Newtonian m/s</i>
0	0.237	0.234
0.02	0.3157	0.3139
0.04	0.4116	0.4125
0.06	0.5239	0.5257
0.08	0.6118	0.6147
0.1	0.6482	0.6521
0.12	0.6424	0.6444
0.14	0.5961	0.5958
0.16	0.5133	0.5127
0.18	0.4116	0.4095
0.22	0.2943	0.2918
0.24	0.2695	0.2668
0.32	0.2491	0.2441
0.4	0.2394	0.2357
0.8	0.237	0.234



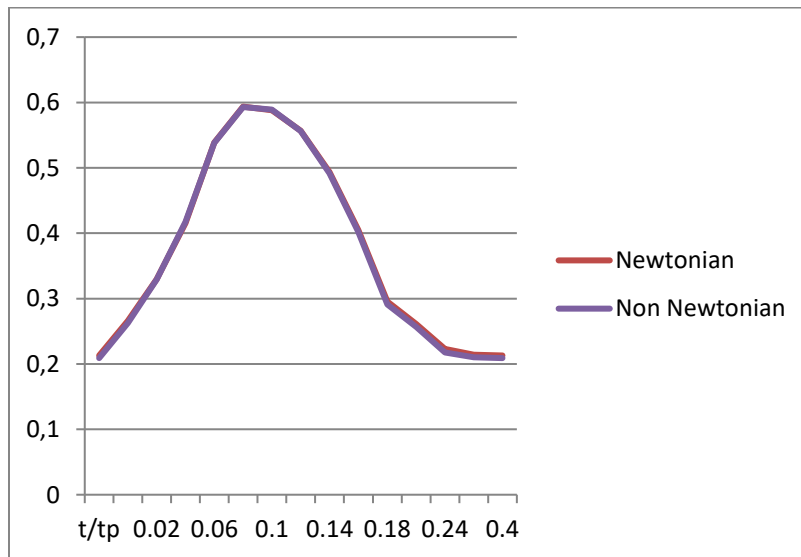
Πlane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

t/tp	Επίπεδο 6	
	Newtonian m/s	MAX AXIAL Non Newtonian m/s
0	0.2283	0.224
0.02	0.2918	0.2888
0.04	0.3697	0.3696
0.06	0.4722	0.4741
0.08	0.5771	0.5787
0.1	0.6206	0.6228
0.12	0.6181	0.6199
0.14	0.58	0.5801
0.16	0.5053	0.5044
0.18	0.4108	0.4083
0.22	0.2962	0.2933
0.24	0.2676	0.2645
0.32	0.2409	0.2361
0.4	0.2306	0.2263
0.8	0.2283	0.224



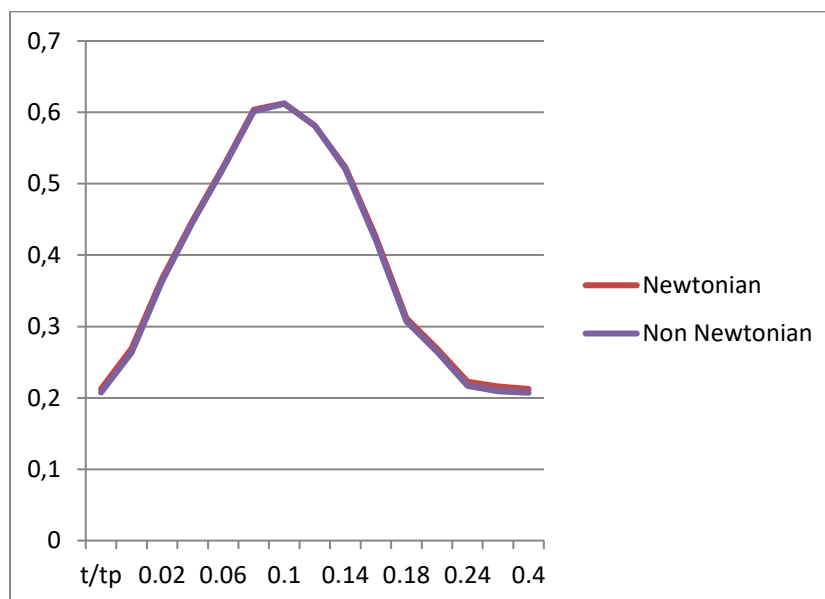
Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

<u>Επίπεδο 7</u>		MAX AXIAL
<u>t/tp</u>	<u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	<u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	0.213	0.209
0.02	0.266	0.2628
0.04	0.3299	0.329
0.06	0.4154	0.4173
0.08	0.5389	0.5384
0.1	0.5937	0.593
0.12	0.5881	0.589
0.14	0.5567	0.5565
0.16	0.4937	0.4919
0.18	0.4053	0.402
0.22	0.2954	0.2911
0.24	0.2612	0.2568
0.32	0.2231	0.2178
0.4	0.2141	0.2104
0.8	0.213	0.209



Πlane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

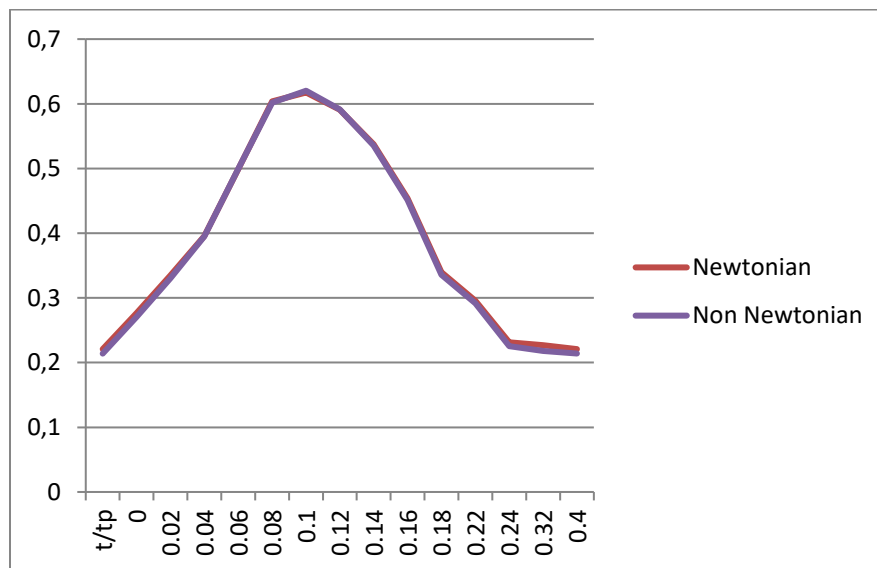
t/tp	Επίπεδο 8	
	Newtonian m/s	MAX AXIAL Non Newtonian m/s
0	0.2125	0.2072
0.02	0.2695	0.2633
0.04	0.3672	0.3628
0.06	0.4486	0.4462
0.08	0.5234	0.5215
0.1	0.6038	0.6016
0.12	0.6127	0.612
0.14	0.5808	0.5812
0.16	0.5231	0.5204
0.18	0.4259	0.4215
0.22	0.3114	0.3068
0.24	0.2694	0.2646
0.32	0.2226	0.2168
0.4	0.216	0.2094
0.8	0.2125	0.2071



Πlane 9Εσωτερική Καρωτίδα

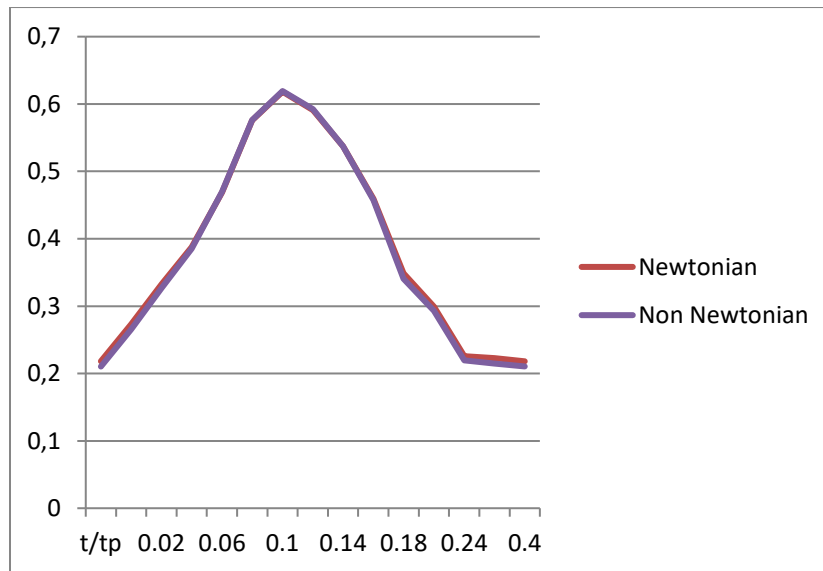
Επίπεδο 9

t/tp	Εσω	MAX AXIAL
	<u>Newtonian m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2208	0.2139
0.02	0.2764	0.2704
0.04	0.3348	0.3305
0.06	0.3958	0.3949
0.08	0.4987	0.4993
0.1	0.6038	0.6016
0.12	0.6175	0.6202
0.14	0.5908	0.5916
0.16	0.5375	0.5357
0.18	0.4539	0.4516
0.22	0.3399	0.3358
0.24	0.2956	0.2919
0.32	0.2315	0.2252
0.4	0.2267	0.2181
0.8	0.2208	0.214



Plane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 10 Έσω</u> <u>Newtonian m/s</u>	MAX AXIAL <u>Non Newtonian m/s</u>
0.00	0.2182	0.2103
0.02	0.2731	0.2656
0.04	0.3324	0.3267
0.06	0.3878	0.3854
0.08	0.4688	0.4699
0.1	0.5758	0.576
0.12	0.6183	0.6192
0.14	0.5909	0.5924
0.16	0.5372	0.5371
0.18	0.4593	0.4577
0.22	0.3489	0.3407
0.24	0.2994	0.2931
0.32	0.2255	0.2196
0.4	0.2226	0.2148
0.8	0.2183	0.2104



Plane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

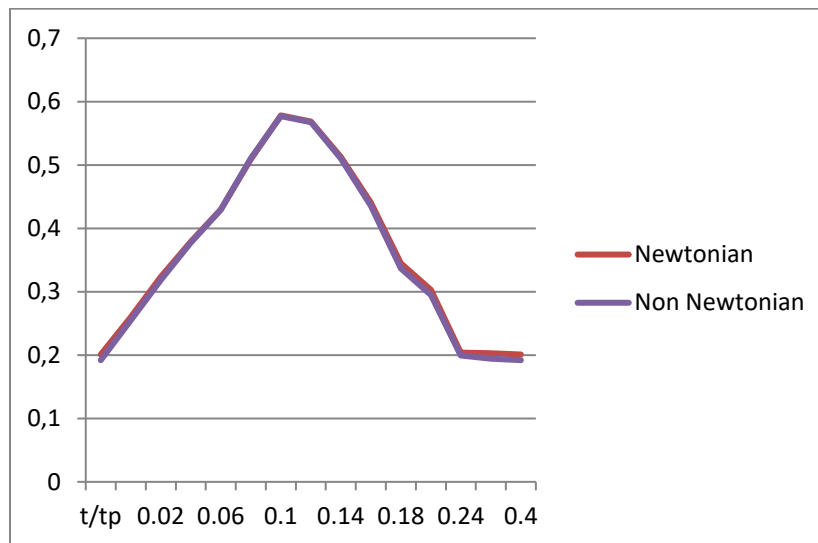
Επίπεδο 11

Έσω

MAX AXIAL

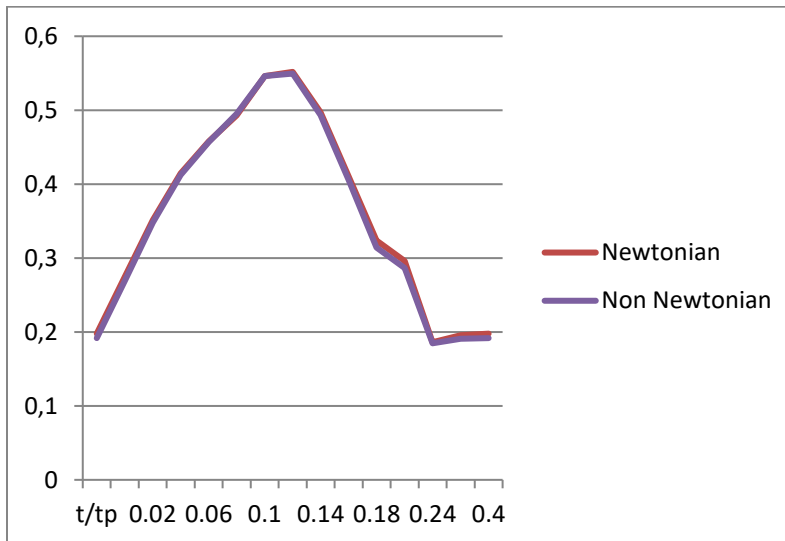
Newtonian

<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2009	0.192
0.02	0.2598	0.2548
0.04	0.3237	0.3187
0.06	0.3789	0.377
0.08	0.4296	0.4294
0.1	0.5088	0.5104
0.12	0.5782	0.5771
0.14	0.5686	0.5674
0.16	0.5131	0.5105
0.18	0.441	0.4358
0.22	0.3446	0.3367
0.24	0.303	0.295
0.32	0.2037	0.1994
0.4	0.2031	0.1946
0.8	0.201	0.192



Plane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

Επίπεδο 12		
	Έσω	MAX AXIAL
<u>t/tp</u>	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian</u>
	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.1977	0.1916
0.02	0.2743	0.2687
0.04	0.3513	0.3479
0.06	0.4147	0.4123
0.08	0.458	0.4569
0.1	0.4931	0.495
0.12	0.5464	0.546
0.14	0.5518	0.5495
0.16	0.4973	0.4934
0.18	0.4104	0.4054
0.22	0.3239	0.3143
0.24	0.2959	0.2863
0.32	0.1861	0.1847
0.4	0.1954	0.1909
0.8	0.1977	0.1917



Πlane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

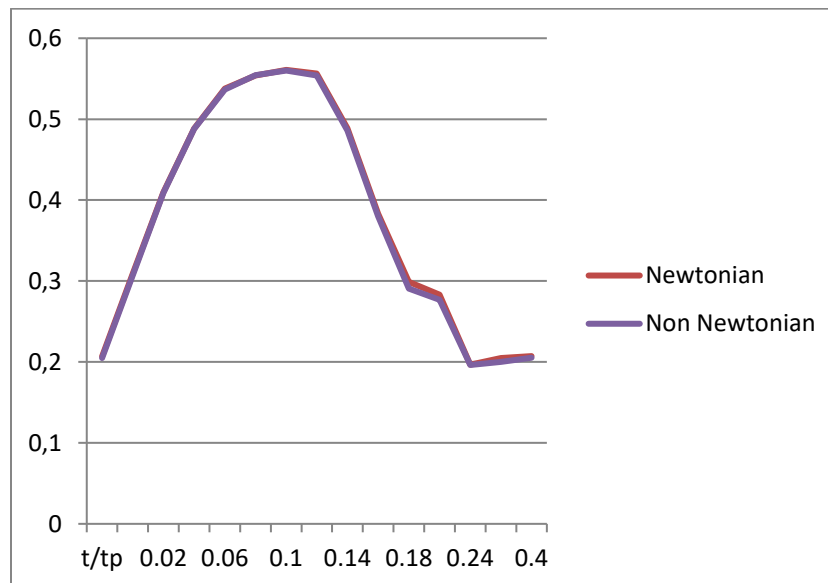
Επίπεδο 13

Έσω

MAX AXIAL

Newtonian

<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.207	0.2048
0.02	0.309	0.3068
0.04	0.4096	0.4087
0.06	0.4883	0.4881
0.08	0.5379	0.5368
0.1	0.5542	0.5543
0.12	0.5609	0.5601
0.14	0.5565	0.5541
0.16	0.4889	0.486
0.18	0.3832	0.38
0.22	0.2991	0.2905
0.24	0.283	0.277
0.32	0.1967	0.1963
0.4	0.2048	0.2001
0.8	0.2074	0.2051



Plane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

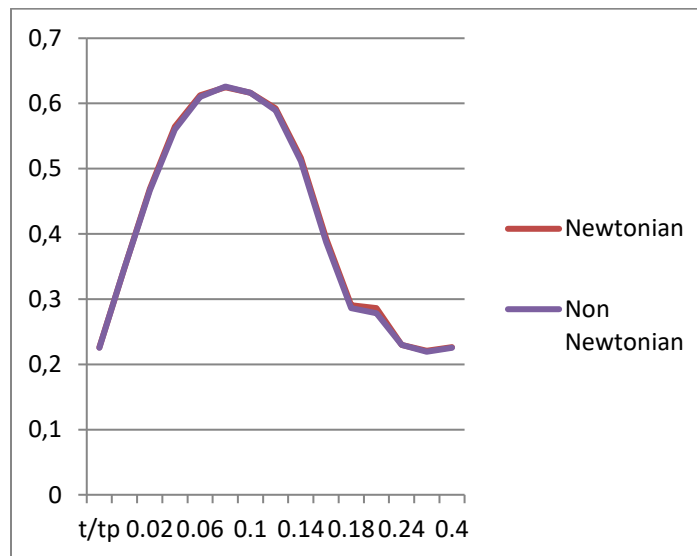
Επίπεδο 14

Έσω

MAX AXIAL

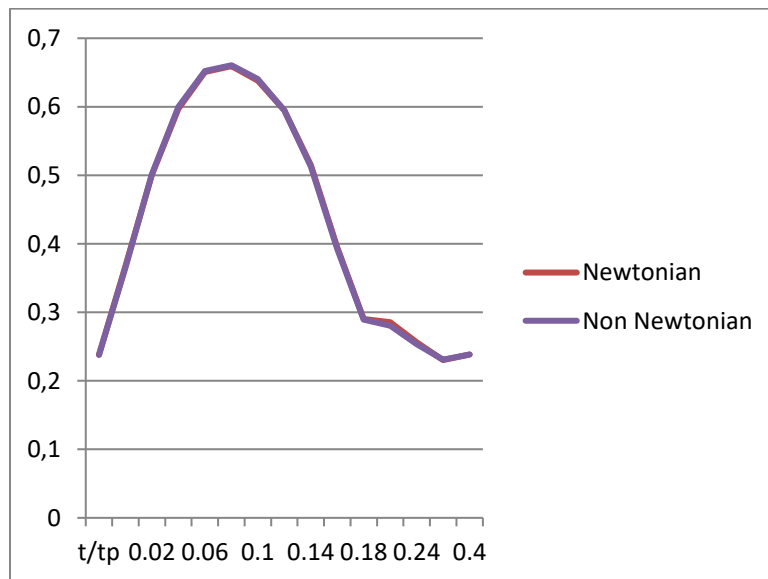
Newtonian

<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.2257	0.2254
0.02	0.3487	0.3485
0.04	0.469	0.467
0.06	0.5642	0.5598
0.08	0.6124	0.61
0.1	0.6248	0.6259
0.12	0.6166	0.6164
0.14	0.5924	0.5895
0.16	0.5163	0.5116
0.18	0.3929	0.3873
0.22	0.2908	0.286
0.24	0.2862	0.2784
0.32	0.2299	0.2296
0.4	0.2208	0.2193
0.8	0.2264	0.2256



Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

Επίπεδο 15		
	Έσω	MAX AXIAL
<u>t/tp</u>	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian</u>
	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.2379	0.2381
0.02	0.368	0.366
0.04	0.5006	0.5014
0.06	0.5972	0.5997
0.08	0.6506	0.6521
0.1	0.6593	0.6606
0.12	0.6382	0.6405
0.14	0.5947	0.5946
0.16	0.5151	0.5126
0.18	0.3954	0.393
0.22	0.2903	0.2895
0.24	0.2856	0.2803
0.32	0.2562	0.2534
0.4	0.2303	0.2309
0.8	0.2382	0.2382

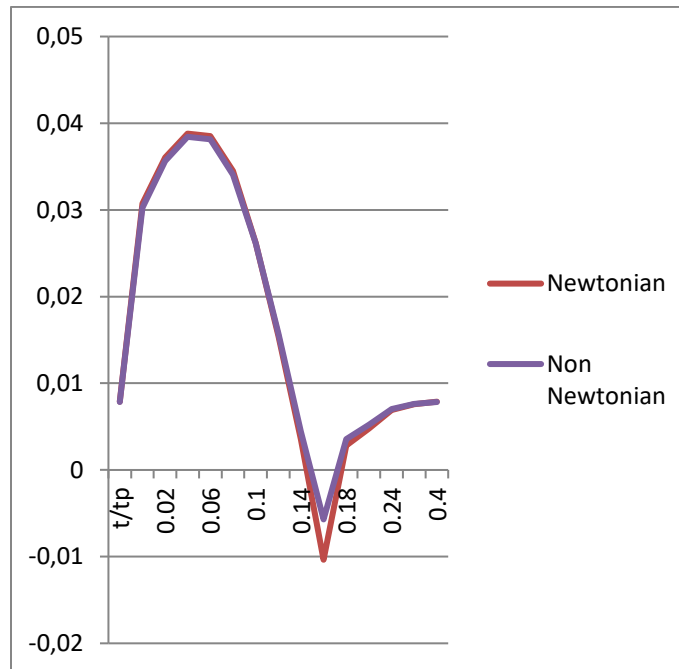


7.2 Ελάχιστη Αξονική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής.

Στο κεφάλαιο αυτό παραθέτουμε πινάκες της ελάχιστης αξονικής ταχύτητας που παρατηρείται σε κάθε επίπεδο , για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο Ρευστό για τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, καθώς και διάγραμμα σύγκρισης των 2 περιπτώσεων. Ο υπολογισμός των ελάχιστων αξονικών γίνεται για τον εντοπισμό αρνητικών αξονικών ταχυτήτων που σηματοδοτούν περιοχές ανεστραμμένης ροής. Παρατηρείται ότι το από το δεύτερο επίπεδο και μετά παρατηρούνται αρνητικές αξονικές ταχύτητες για μεγάλο μέρος του καρδιακού κύκλου, φαινόμενο που σταματάει στο επίπεδο 13 , δηλαδή προς το τέλος της εσωτερικής καρωτίδας. Τα νευτώνειο Ρευστό έχει μεγαλύτερου μέτρου ελάχιστες αξονικές ταχύτητες.

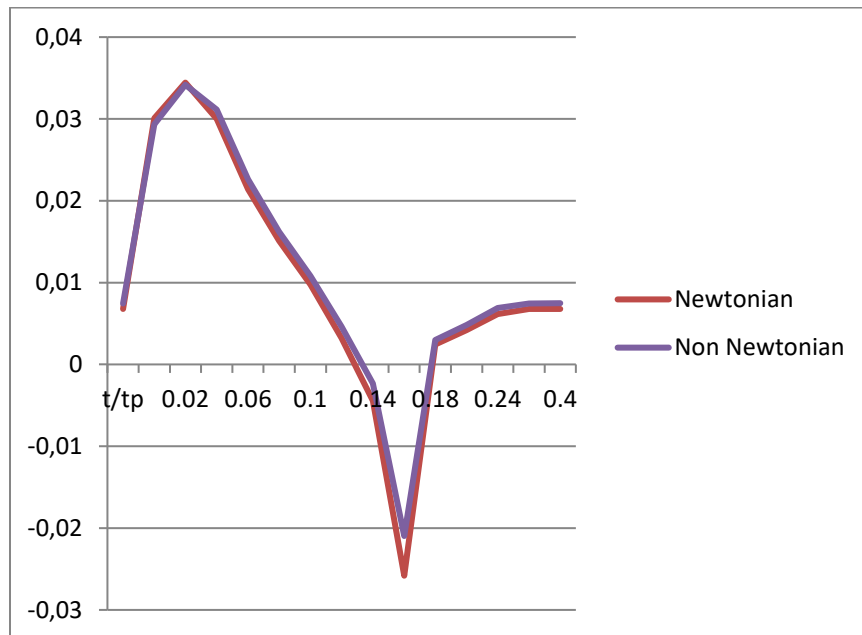
Plane 1 κοινή καρωτίδα

<u>Επίπεδο 1</u>		MIN AXIAL
<u>Newtonian</u>		
<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>Non Newtonian m/s</u>
0	0.007886	0.0078
0.02	0.03074	0.0302
0.04	0.03605	0.0356
0.06	0.0388	0.0384
0.08	0.03851	0.0382
0.1	0.03448	0.0341
0.12	0.02619	0.0262
0.14	0.01544	0.0157
0.16	0.003569	0.0044
0.18	-0.01036	-0.006
0.22	0.002818	0.0036
0.24	0.004778	0.0052
0.32	0.0069	0.007
0.4	0.007587	0.0076
0.8	0.007886	0.0078



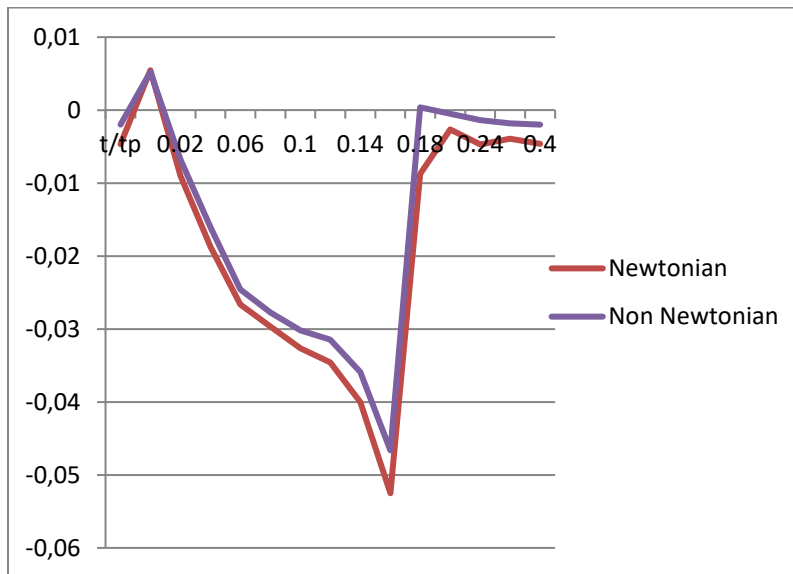
Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 2</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	0.006782	0.007462
0.02	0.0301	0.02936
0.04	0.03444	0.03417
0.06	0.02999	0.03115
0.08	0.02139	0.0226
0.1	0.01512	0.01621
0.12	0.009737	0.01079
0.14	0.003205	0.004621
0.16	-0.00443	-0.00233
0.18	-0.02582	-0.02097
0.22	0.00245	0.00299
0.24	0.004185	0.004828
0.32	0.006164	0.006907
0.4	0.006767	0.007449
0.8	0.006786	0.007465



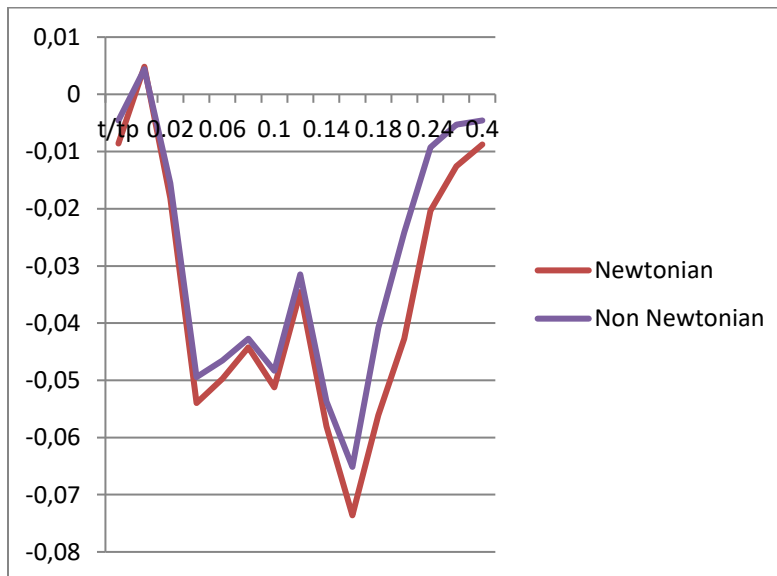
Plane 3 Τελος Κοινής Καρωτίδας

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 3</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	-0.00465	-0.00197
0.02	0.005458	0.005222
0.04	-0.009	-0.00679
0.06	-0.01875	-0.01605
0.08	-0.02662	-0.02456
0.1	-0.02966	-0.02775
0.12	-0.03264	-0.03017
0.14	-0.03457	-0.03147
0.16	-0.04003	-0.03588
0.18	-0.05251	-0.04663
0.22	-0.00873	0.000355
0.24	-0.00265	-0.00051
0.32	-0.00469	-0.00138
0.4	-0.00393	-0.00182
0.8	-0.00464	-0.00197



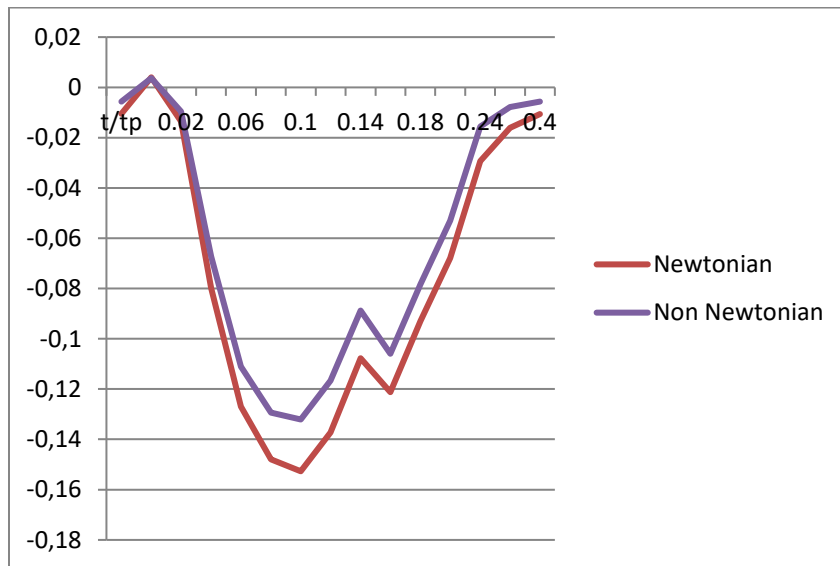
Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 4</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	-0.00861	-0.00459
0.02	0.004825	0.004395
0.04	-0.01818	-0.01551
0.06	-0.05395	-0.04945
0.08	-0.0497	-0.04653
0.1	-0.04426	-0.04272
0.12	-0.05124	-0.04833
0.14	-0.03457	-0.03147
0.16	-0.05805	-0.05372
0.18	-0.07361	-0.06514
0.22	-0.05609	-0.0408
0.24	-0.0427	-0.02414
0.32	-0.02036	-0.00928
0.4	-0.01257	-0.00529
0.8	-0.00875	-0.00457



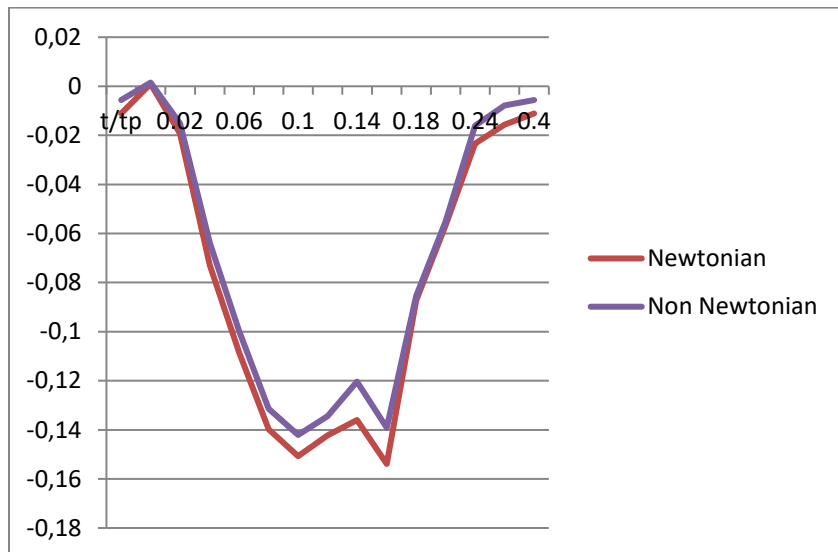
Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 5</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	-0.01051	-0.00566
0.02	0.004013	0.003682
0.04	-0.01356	-0.00957
0.06	-0.07981	-0.06727
0.08	-0.1269	-0.111
0.1	-0.1479	-0.1294
0.12	-0.1527	-0.1321
0.14	-0.1373	-0.1166
0.16	-0.1077	-0.08872
0.18	-0.1212	-0.106
0.22	-0.09297	-0.0783
0.24	-0.06794	-0.05297
0.32	-0.02927	-0.01554
0.4	-0.01608	-0.00782
0.8	-0.01067	-0.00568



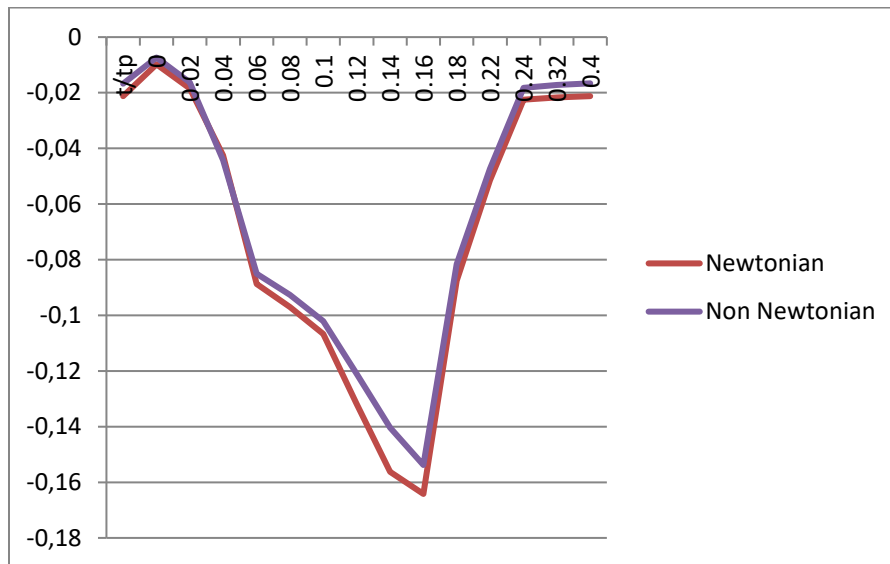
Plane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 6</u>	
	<u>Newtonian</u> m/s	MIN AXIAL <u>Non</u> <u>Newtonian</u> m/s
0	-0.01112	-0.0056
0.02	0.000966	0.001509
0.04	-0.01931	-0.01509
0.06	-0.07285	-0.06377
0.08	-0.1086	-0.09989
0.1	-0.1398	-0.1315
0.12	-0.1507	-0.1421
0.14	-0.1423	-0.1344
0.16	-0.136	-0.1204
0.18	-0.1539	-0.1391
0.22	-0.08718	-0.08544
0.24	-0.05654	-0.05504
0.32	-0.0234	-0.01606
0.4	-0.01564	-0.00786
0.8	-0.01112	-0.00564



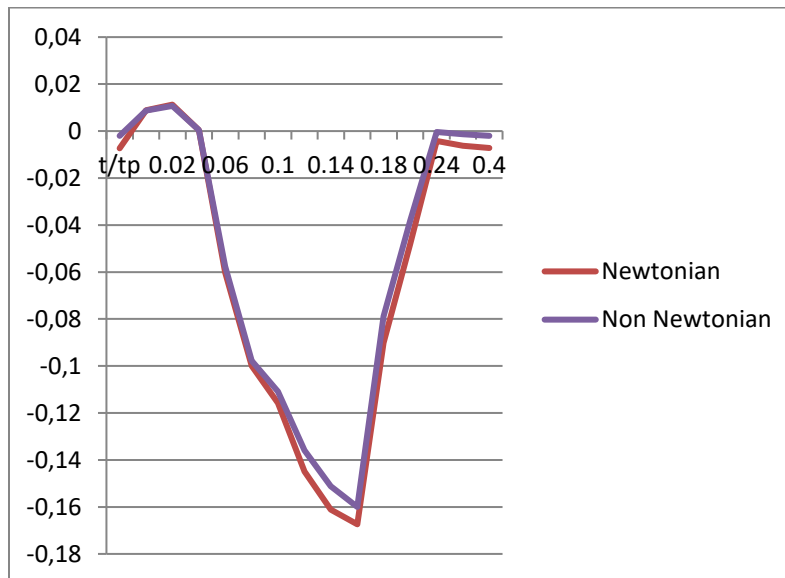
Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 7</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian m/s</u>
0	-0.0212	-0.01668
0.02	-0.00977	-0.00734
0.04	-0.0184	-0.01629
0.06	-0.04253	-0.04426
0.08	-0.08871	-0.08506
0.1	-0.09705	-0.0927
0.12	-0.1067	-0.1021
0.14	-0.1318	-0.1209
0.16	-0.1563	-0.1404
0.18	-0.1642	-0.1538
0.22	-0.08763	-0.08164
0.24	-0.05144	-0.04735
0.32	-0.02246	-0.01824
0.4	-0.02162	-0.01717
0.8	-0.02122	-0.01667



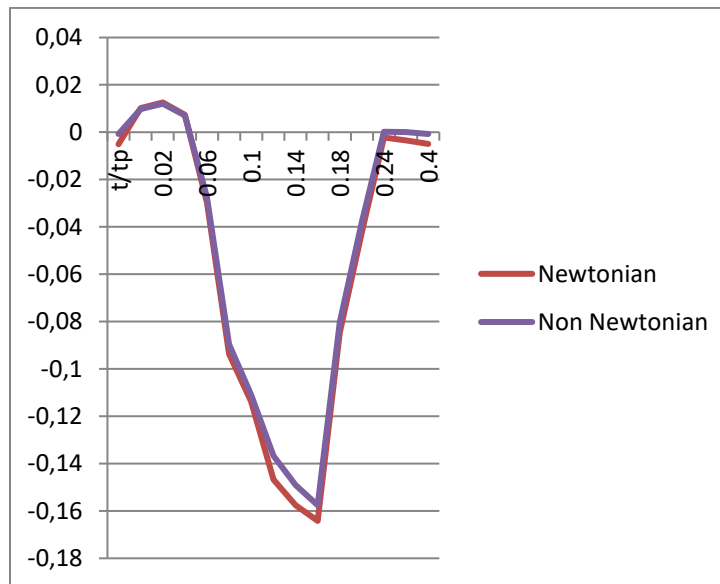
Πlane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 8 Newtonian m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian m/s</u>
0	-0.00731	-0.00203
0.02	0.00889	0.008707
0.04	0.01126	0.01071
0.06	0.000451	0.000464
0.08	-0.06016	-0.05764
0.1	-0.1	-0.09777
0.12	-0.1158	-0.1108
0.14	-0.1449	-0.136
0.16	-0.1611	-0.1512
0.18	-0.1674	-0.16
0.22	-0.09011	-0.07882
0.24	-0.04817	-0.03829
0.32	-0.00415	-0.00044
0.4	-0.00628	-0.00136
0.8	-0.00714	-0.00199



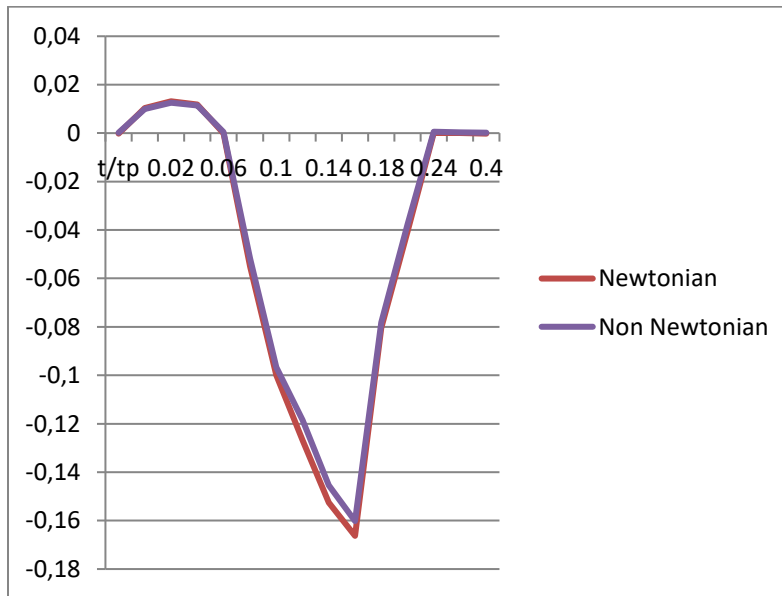
Plane 9 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 9</u> <u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	-0.00513	-0.0008
0.02	0.01021	0.009743
0.04	0.01257	0.01205
0.06	0.0074	0.007066
0.08	-0.02966	-0.02754
0.1	-0.09368	-0.08958
0.12	-0.1138	-0.1109
0.14	-0.1467	-0.1368
0.16	-0.1575	-0.1491
0.18	-0.1642	-0.1576
0.22	-0.08467	-0.0804
0.24	-0.04219	-0.03799
0.32	-0.00219	0.000167
0.4	-0.00339	-7.2E-06
0.8	-0.005	-0.00073



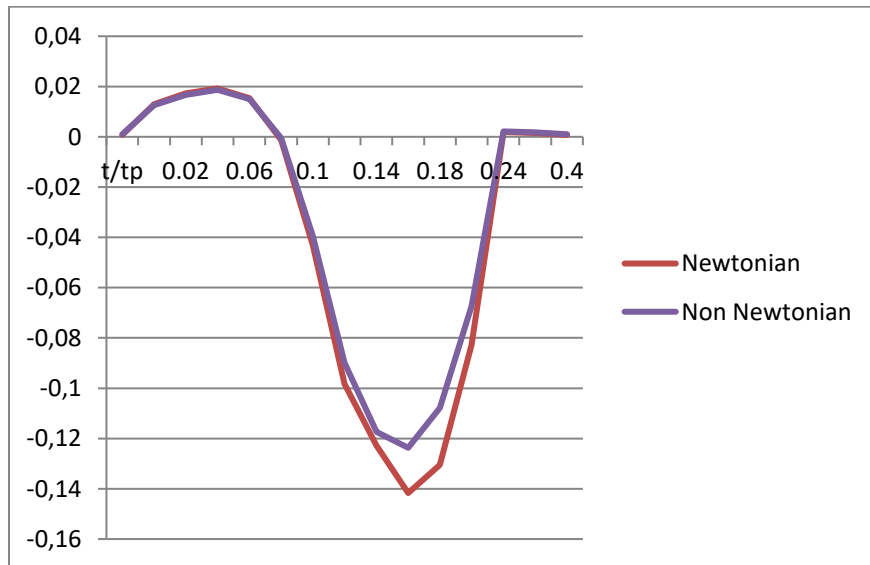
Plane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>Επίπεδο</u>		
<u>10</u>		
	<u>Newtonian</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u>
<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	-0.00024	0.000149
0.02	0.01039	0.009954
0.04	0.01314	0.01255
0.06	0.01185	0.01145
0.08	-2E-05	0.000483
0.1	-0.0551	-0.05178
0.12	-0.1	-0.09661
0.14	-0.1268	-0.1185
0.16	-0.1526	-0.1454
0.18	-0.1663	-0.1602
0.22	-0.08043	-0.07816
0.24	-0.04068	-0.0377
0.32	-5.4E-06	0.000593
0.4	0.000106	0.000347
0.8	-0.00017	0.000161



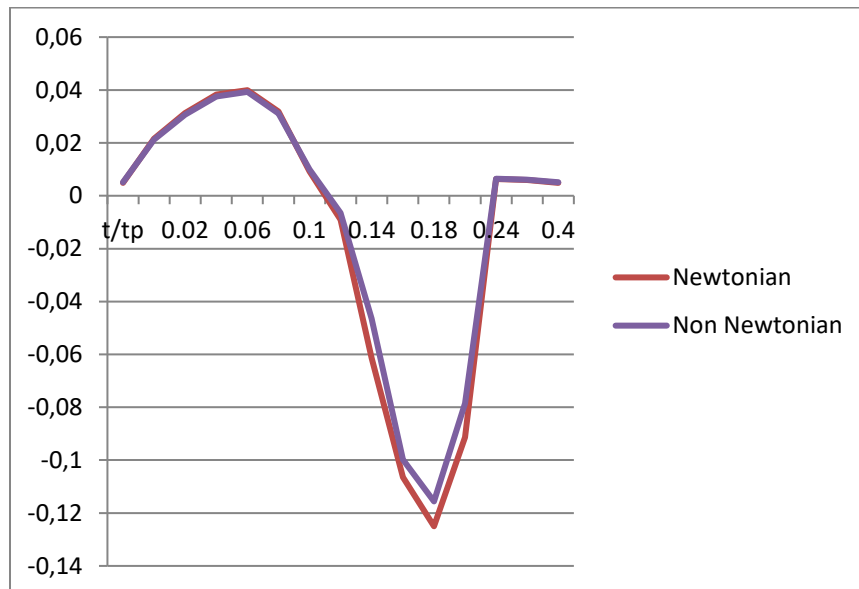
Plane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>Επίπεδο</u>		
<u>11</u>		
	<u>Newtonian</u>	MIN AXIAL <u>Non Newtonian</u>
<u>t/tp</u>	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.000797	0.001043
0.02	0.01301	0.01257
0.04	0.01724	0.0167
0.06	0.01923	0.0187
0.08	0.01535	0.01498
0.1	-0.00126	-0.00051
0.12	-0.04313	-0.03949
0.14	-0.0983	-0.08984
0.16	-0.1228	-0.1174
0.18	-0.1417	-0.1237
0.22	-0.1305	-0.1078
0.24	-0.08281	-0.06729
0.32	0.00184	0.002098
0.4	0.001544	0.001711
0.8	0.000776	0.001062



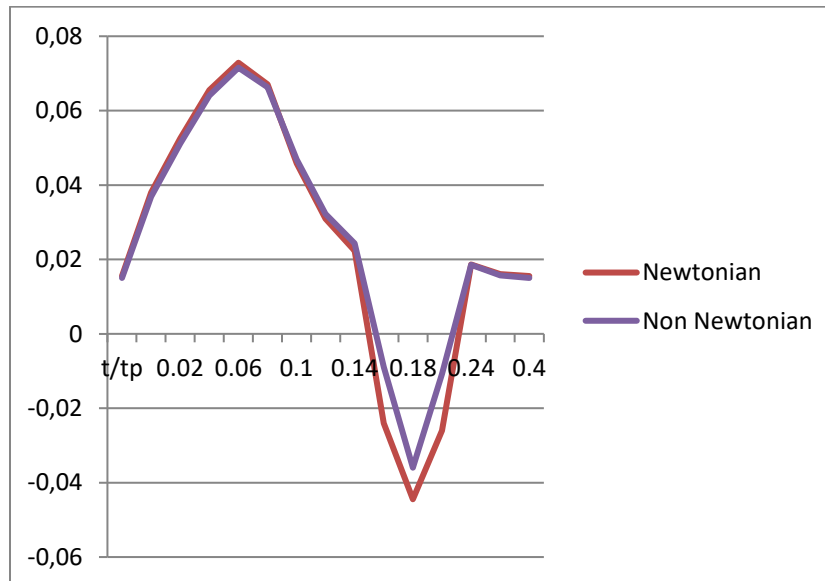
Plane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 12</u>	
	<u>Newtonian</u> <u>m/s</u>	<u>MIN AXIAL</u> <u>Non Newtonian</u> <u>m/s</u>
0	0.00493	0.005098
0.02	0.02158	0.02124
0.04	0.03131	0.03065
0.06	0.03828	0.03756
0.08	0.03993	0.0393
0.1	0.03187	0.03112
0.12	0.00924	0.009989
0.14	-0.00907	-0.00656
0.16	-0.06129	-0.04647
0.18	-0.1065	-0.09984
0.22	-0.125	-0.1156
0.24	-0.09135	-0.07849
0.32	0.006314	0.006397
0.4	0.005948	0.006102
0.8	0.004835	0.005094



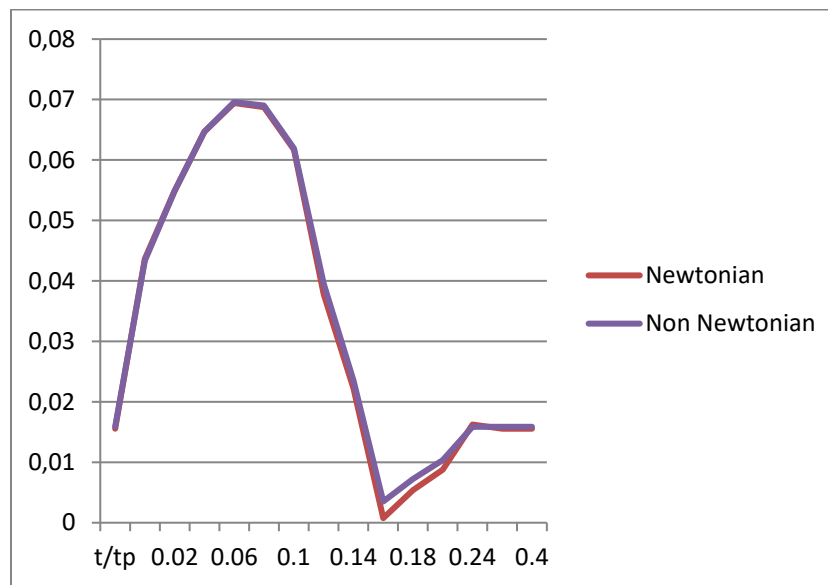
Plane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο</u>	
	<u>13</u>	MIN AXIAL
	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian</u>
	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.01558	0.01506
0.02	0.03803	0.0369
0.04	0.05251	0.05118
0.06	0.06554	0.06402
0.08	0.07288	0.07155
0.1	0.06708	0.06633
0.12	0.04586	0.04689
0.14	0.03095	0.03222
0.16	0.02237	0.02429
0.18	-0.02399	-0.00887
0.22	-0.04447	-0.03598
0.24	-0.02598	-0.01082
0.32	0.01865	0.01856
0.4	0.01605	0.01573
0.8	0.01557	0.01506



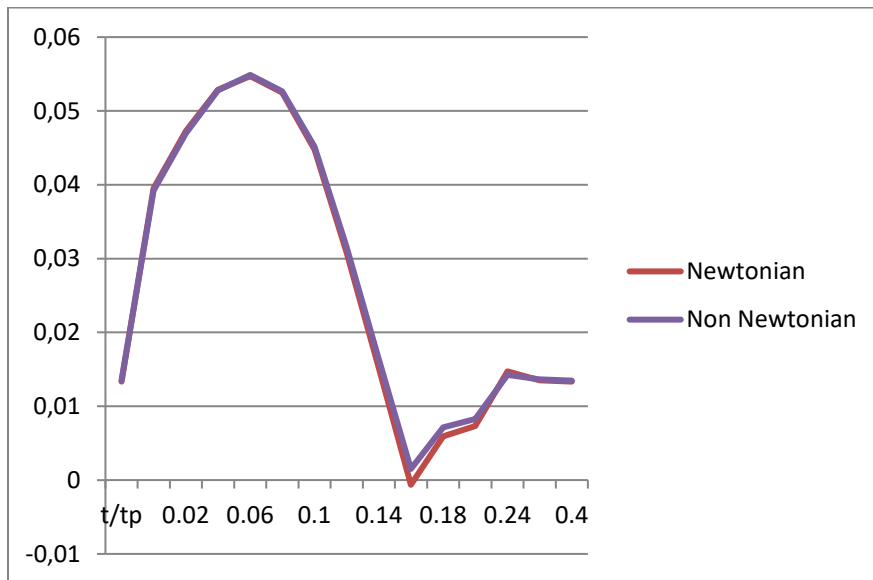
Plane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 14</u>	MIN AXIAL
	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian</u>
	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.01556	0.01585
0.02	0.04364	0.04336
0.04	0.0549	0.05486
0.06	0.06469	0.06468
0.08	0.06943	0.06958
0.1	0.06873	0.069
0.12	0.06171	0.06191
0.14	0.03781	0.03952
0.16	0.0222	0.02353
0.18	0.000754	0.003505
0.22	0.005391	0.007251
0.24	0.008779	0.01036
0.32	0.01623	0.01586
0.4	0.01557	0.01586
0.8	0.01555	0.01585



Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

<u>t/tp</u>	<u>Επίπεδο 15</u>	MIN AXIAL
	<u>Newtonian</u>	<u>Non Newtonian</u>
	<u>m/s</u>	<u>m/s</u>
0	0.01333	0.01347
0.02	0.03951	0.03922
0.04	0.04726	0.04699
0.06	0.05285	0.0528
0.08	0.05472	0.05488
0.1	0.05246	0.05264
0.12	0.04477	0.04516
0.14	0.03084	0.03158
0.16	0.01515	0.01633
0.18	-0.00063	0.001509
0.22	0.005912	0.007156
0.24	0.007337	0.00826
0.32	0.01473	0.01424
0.4	0.01351	0.01366
0.8	0.01332	0.01345



7.3 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας

Στη συνέχεια παραθέτουμε φωτογραφίες που αποκτήθηκαν από το πρόγραμμα για τις χαρακτηριστικές στιγμές τις περιόδου αρχικά για το Νευτώνειο και στη συνέχεια για το Μη Νευτώνειο Ρευστό.

7.3.1 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας Νευτώνειο Ρευστό

Νευτώνειο Ρευστό

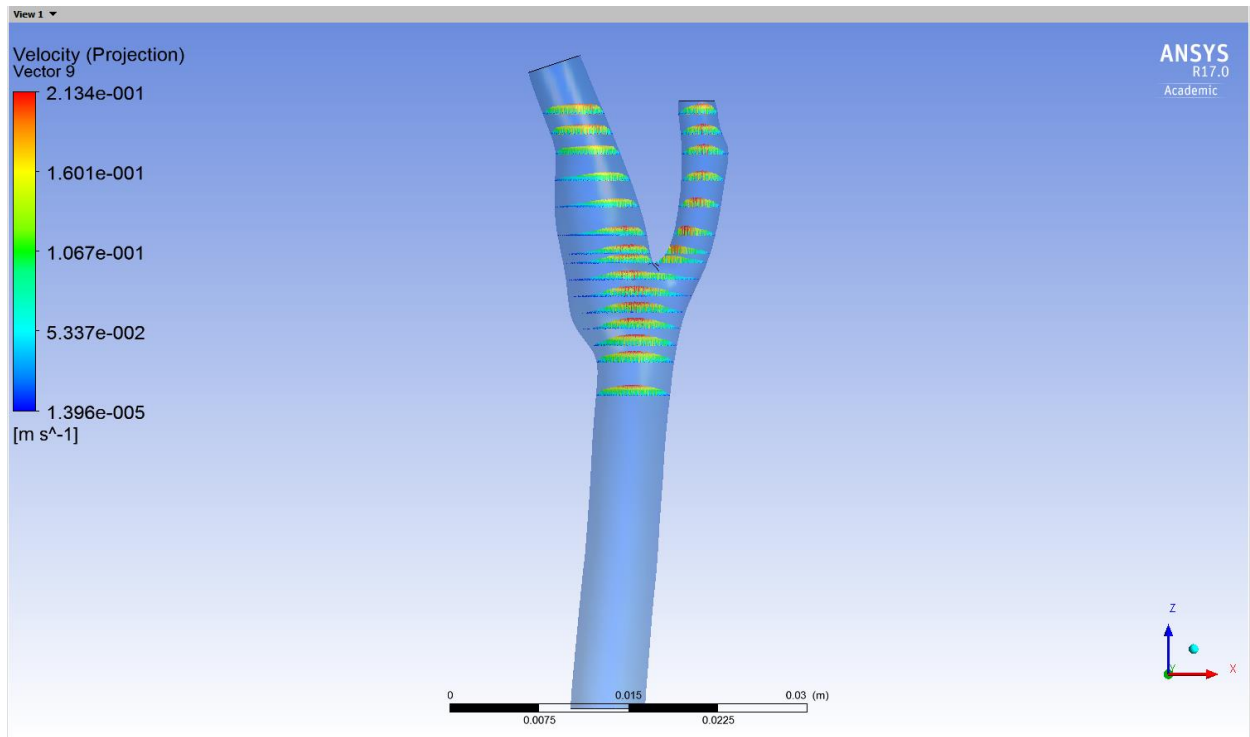


Figure 7.3.1 $t/t_p=0$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειο Ρευστού

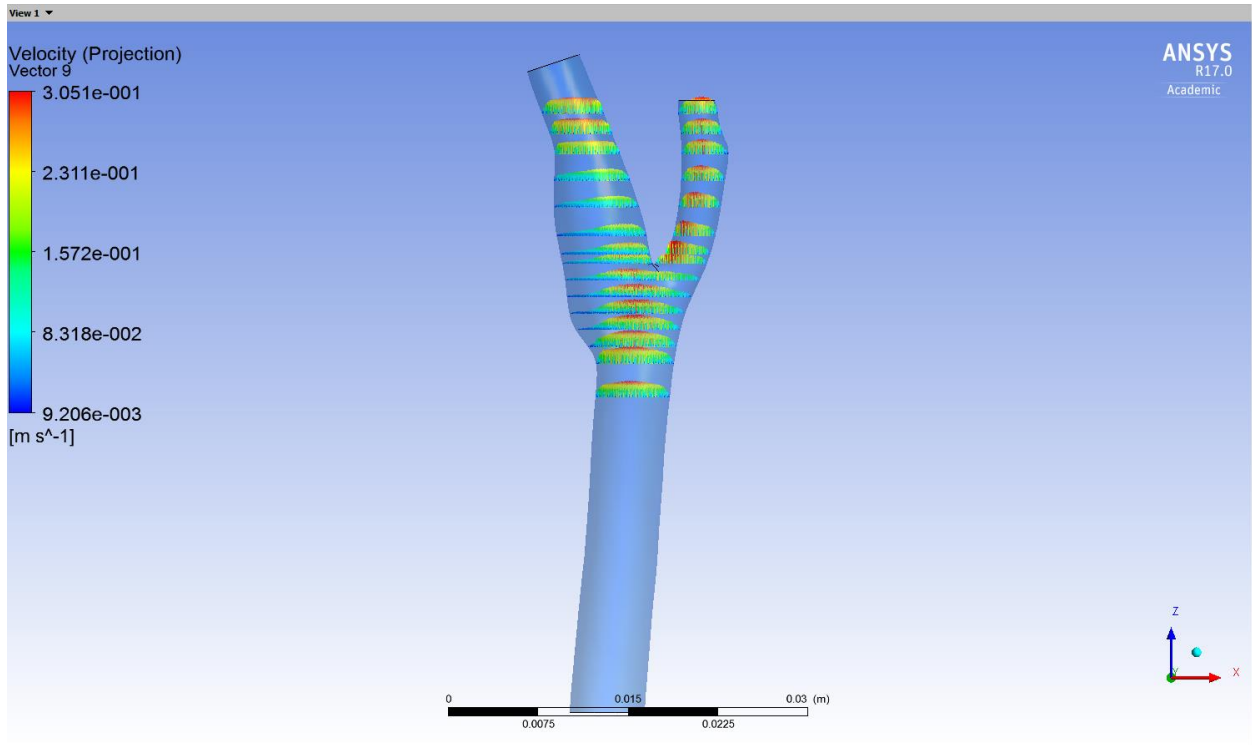


Figure 7.3.2 $t/t_p=0.02$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

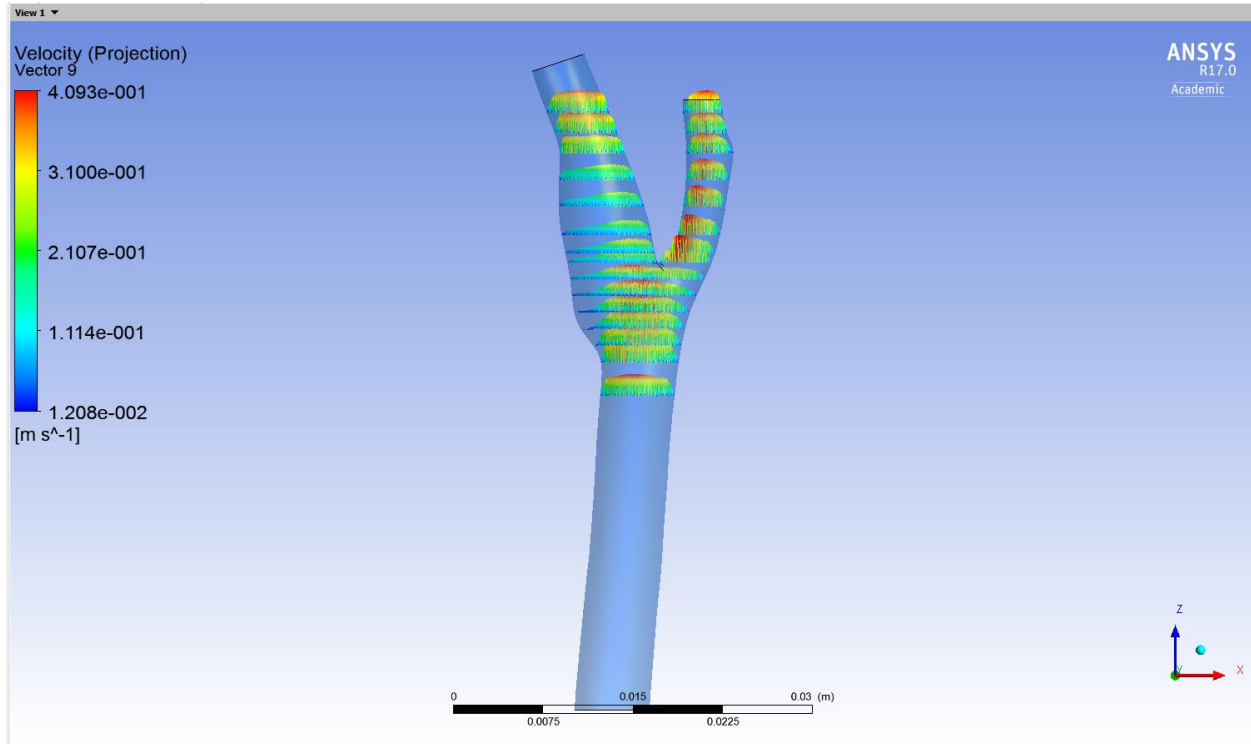


Figure 7.3.3 $t/t_p=0.04$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

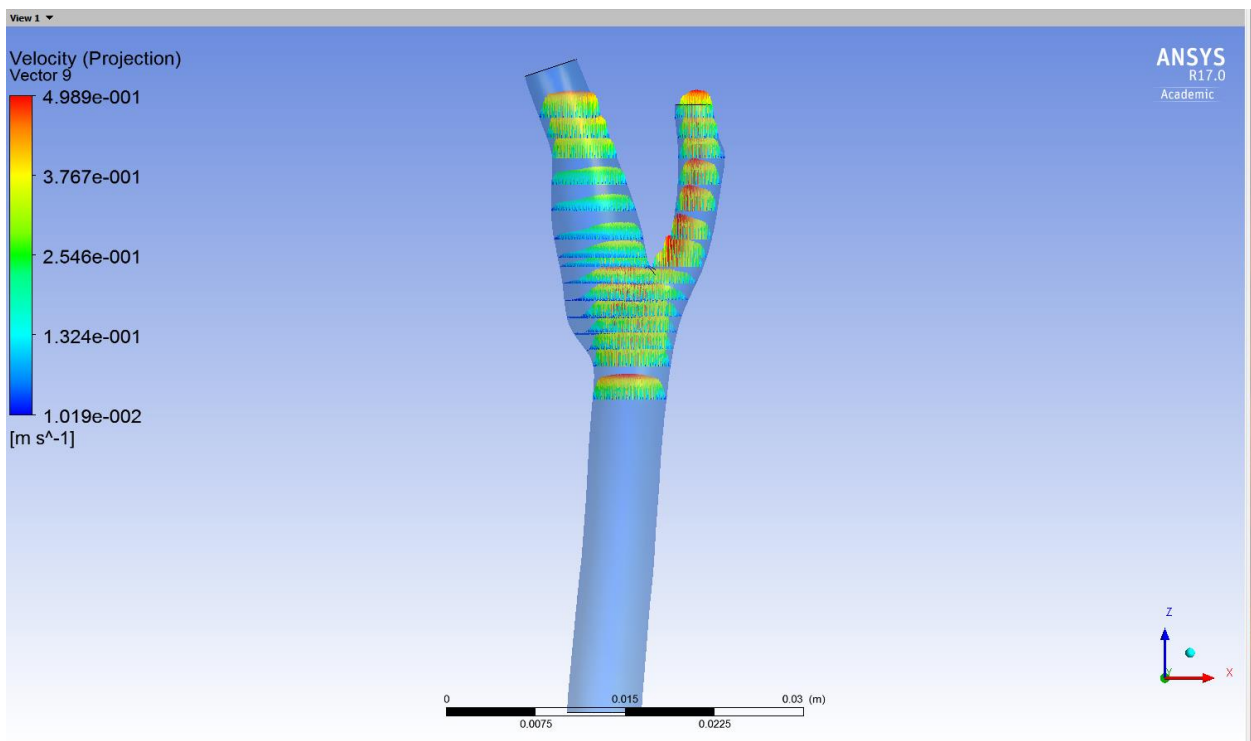


Figure 7.3.4 $t/t_p=0.06$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

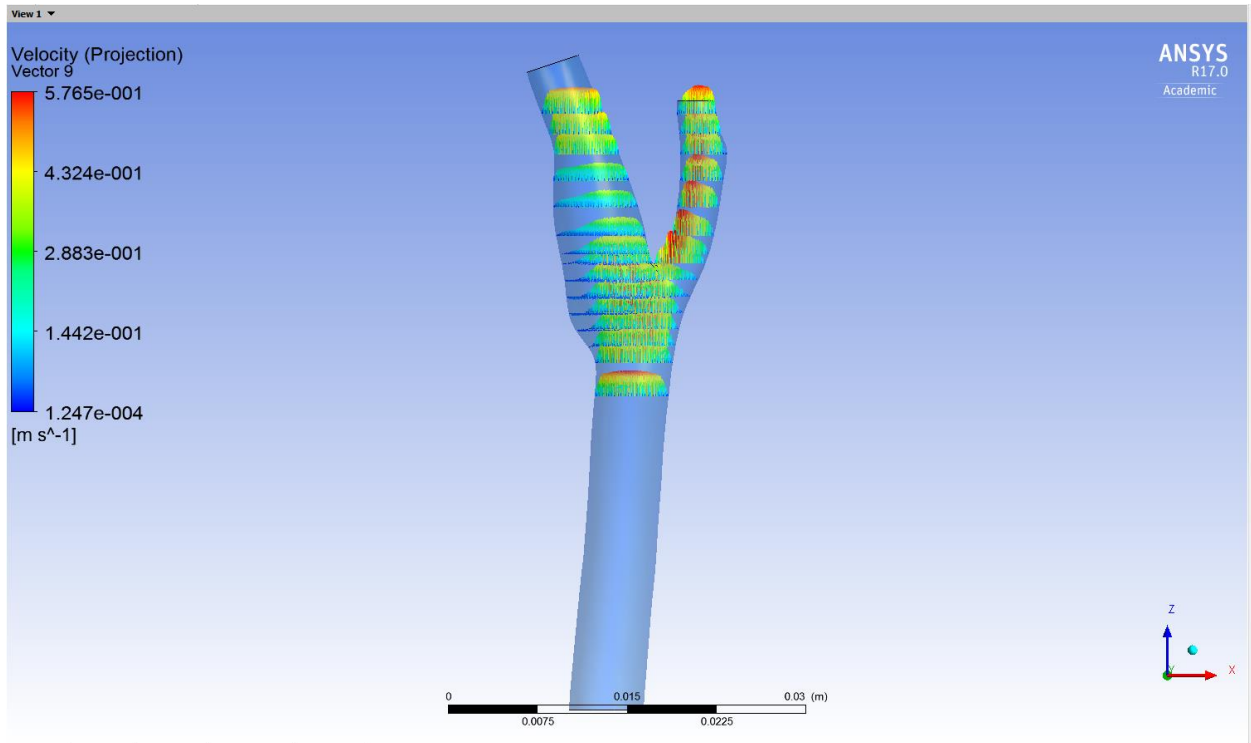


Figure 7.3.5 $t/t_p=0.08$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

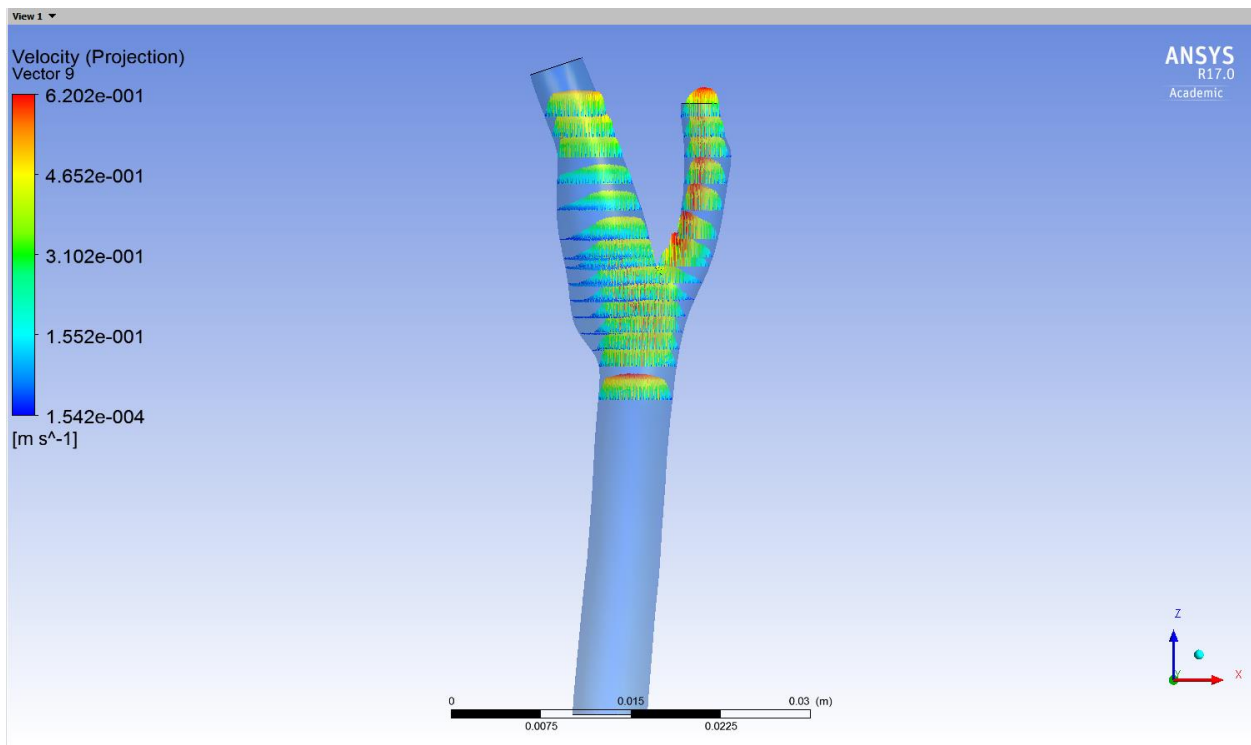


Figure 7.3.6 $t/t_p=0.1$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

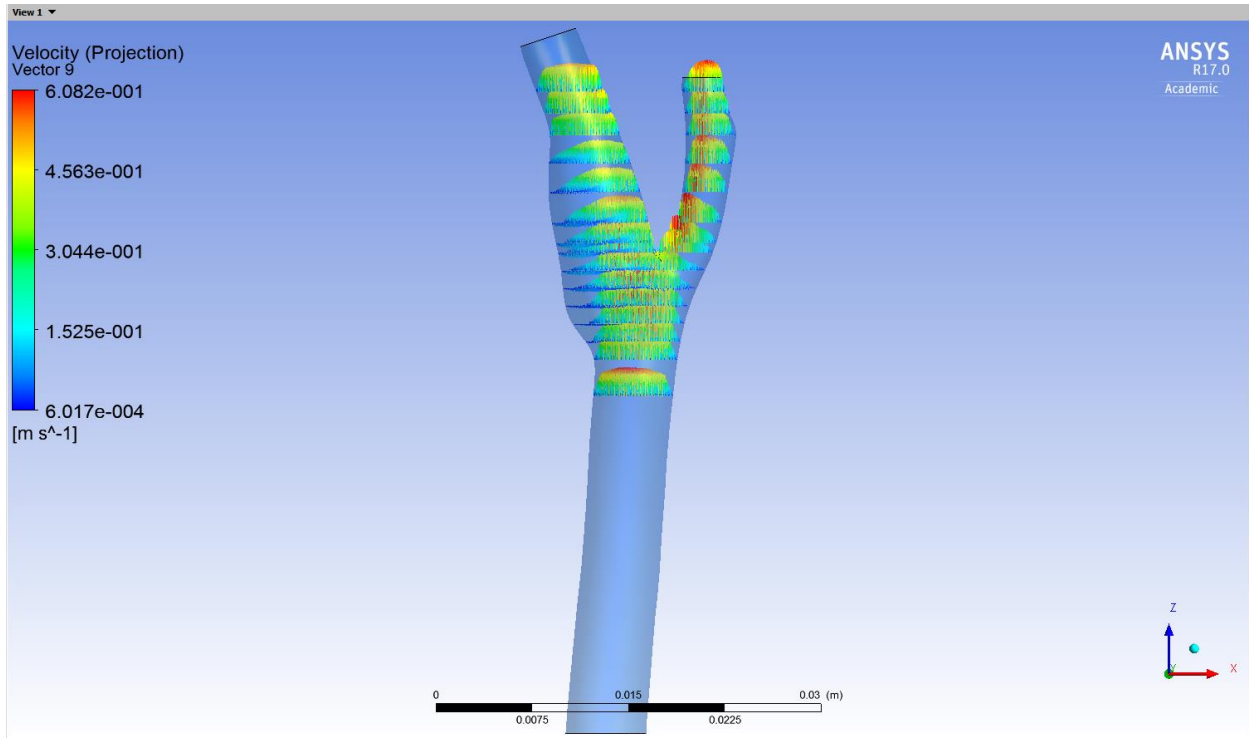


Figure7.3.7 $t/t_p=0.12$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

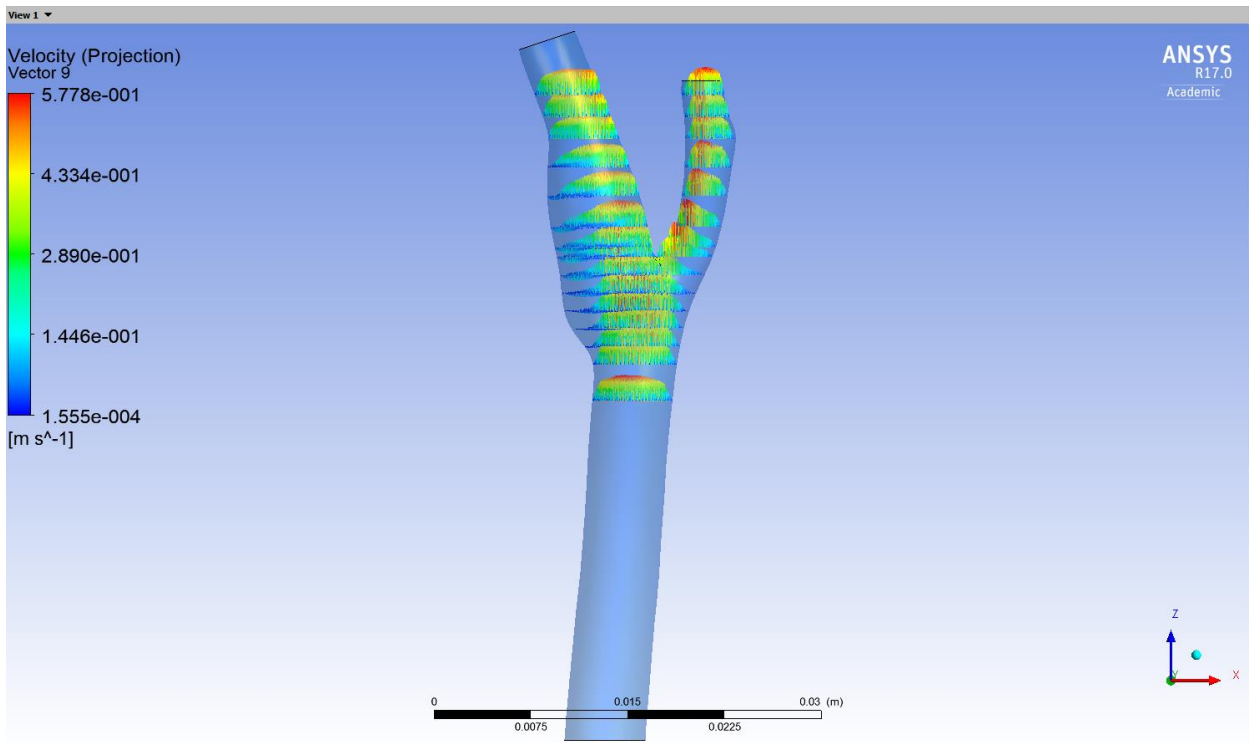


Figure7.3.8 $t/t_p=0.14$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

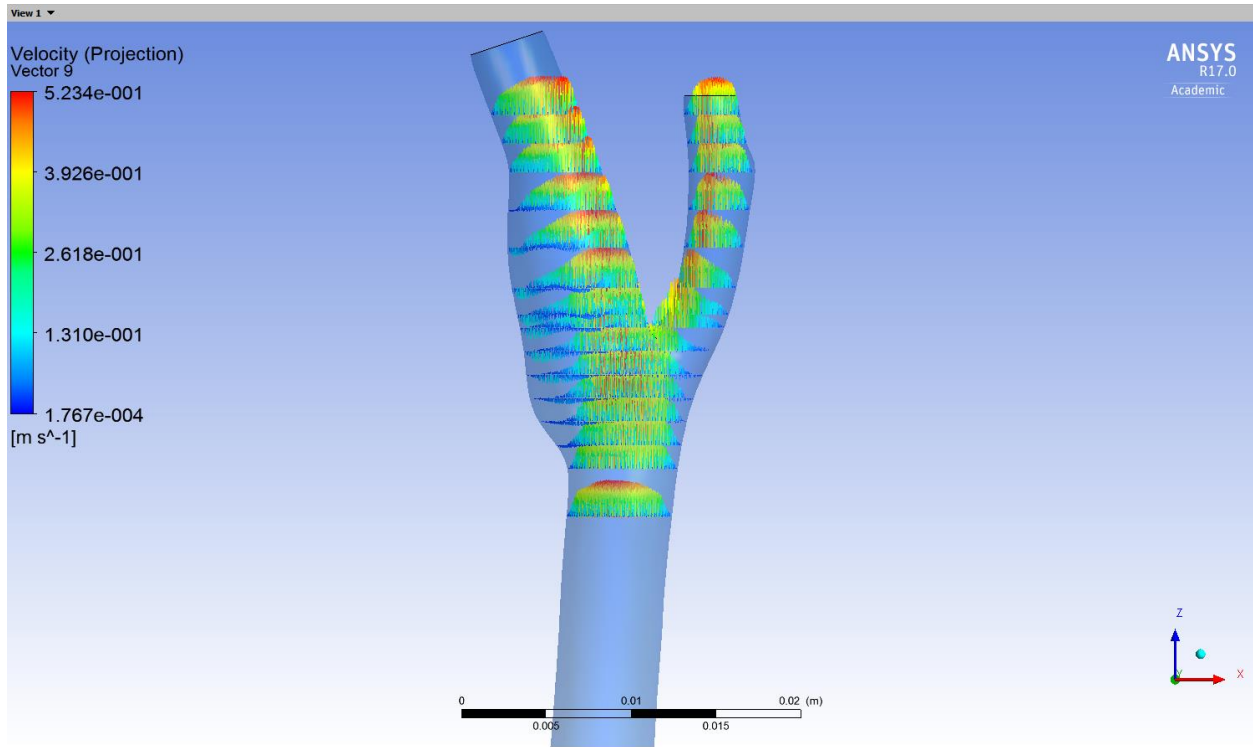


Figure7.3.9 $t/t_p=0.16$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

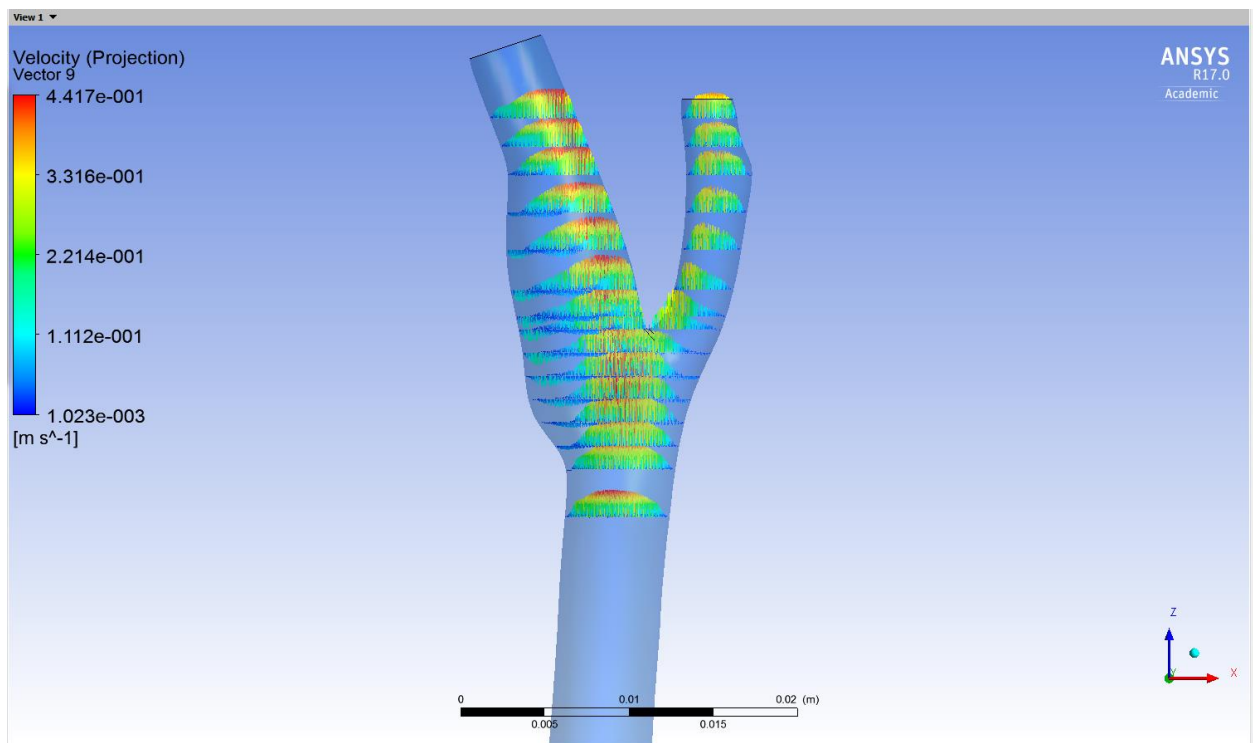


Figure7.3.10 $t/t_p=0.18$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

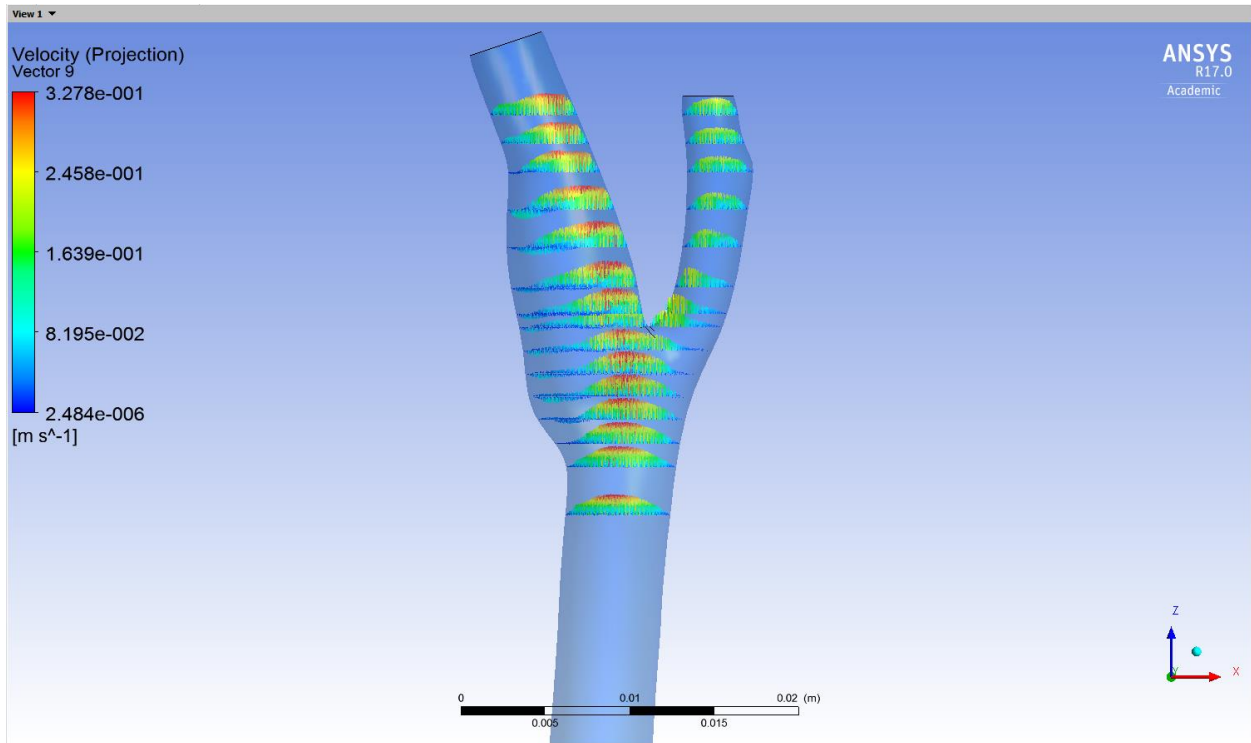


Figure7.3.11 $t/t_p=0.22$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

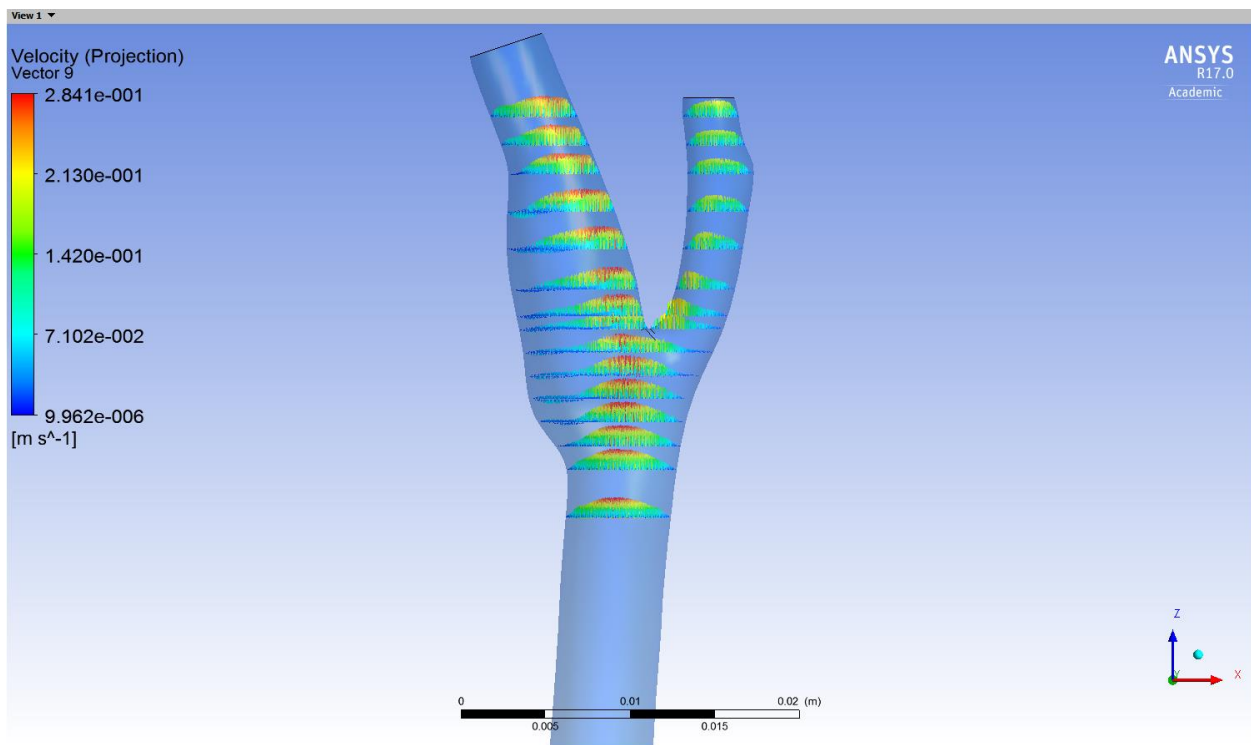


Figure7.3.12 $t/t_p=0.24$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

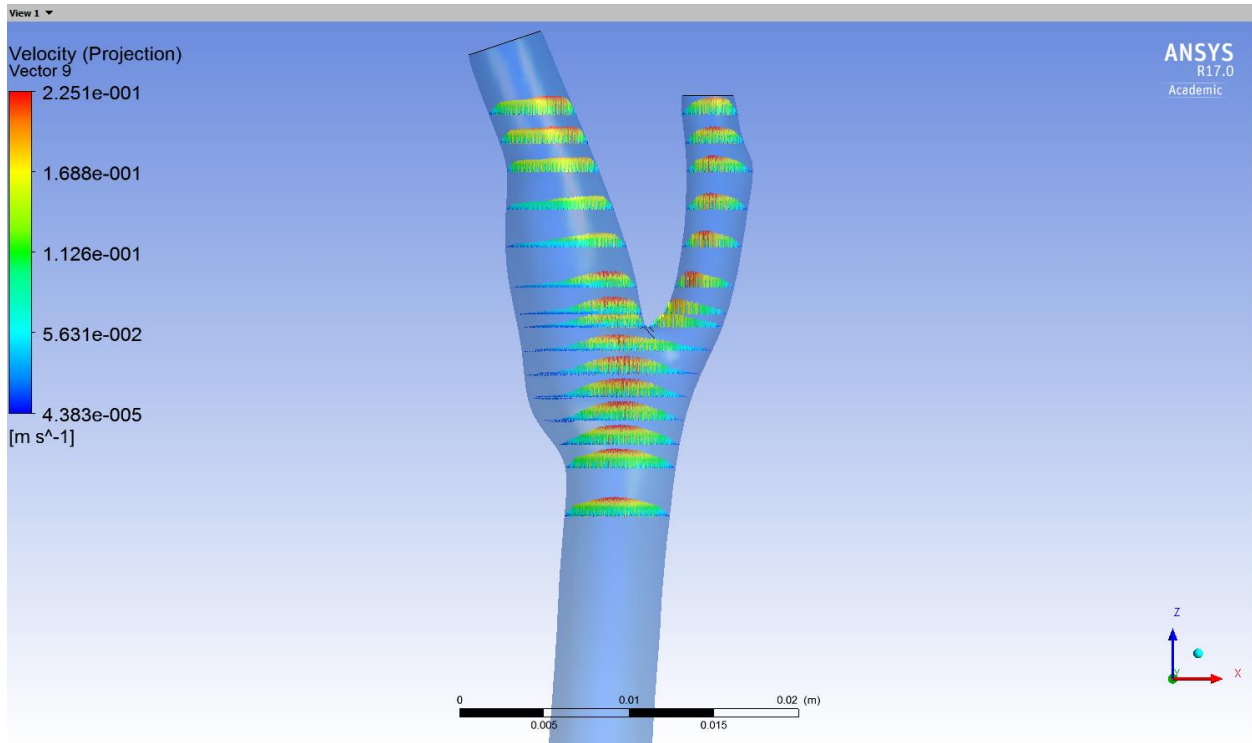


Figure7.1 13 $t/t_p=0.32$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

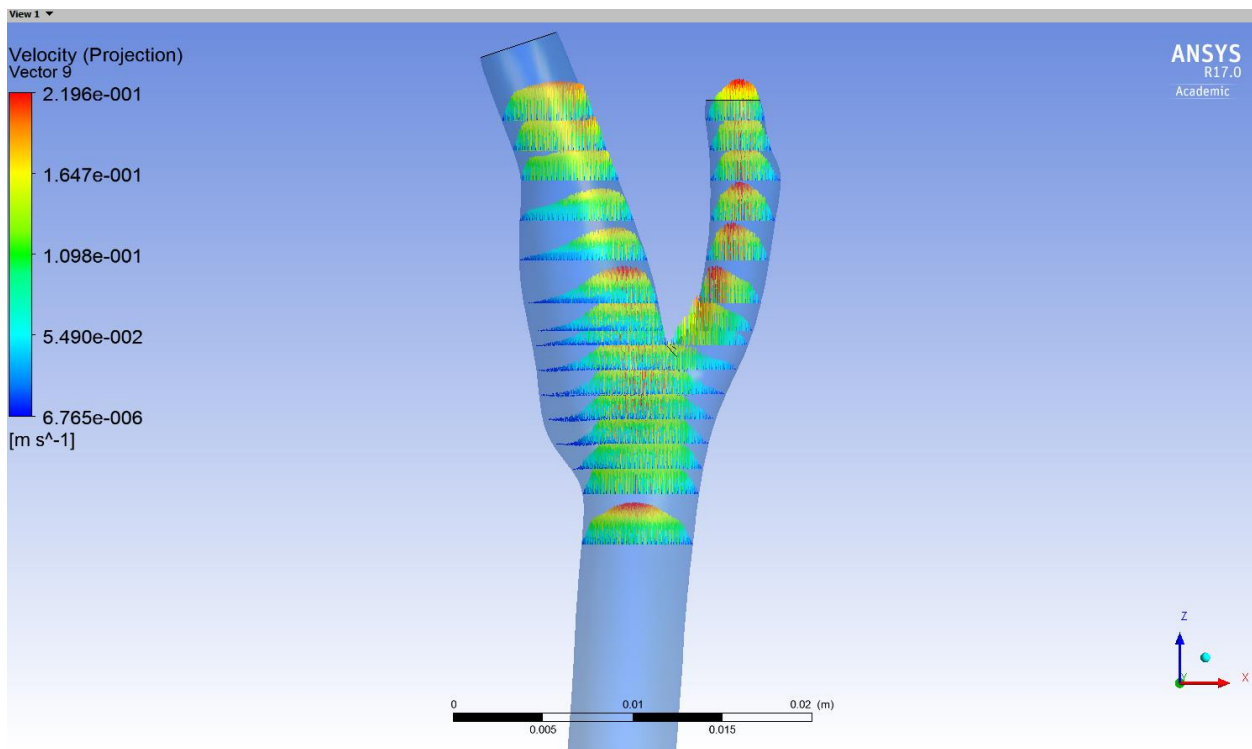


Figure7.3.14 $t/t_p= 0.4$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

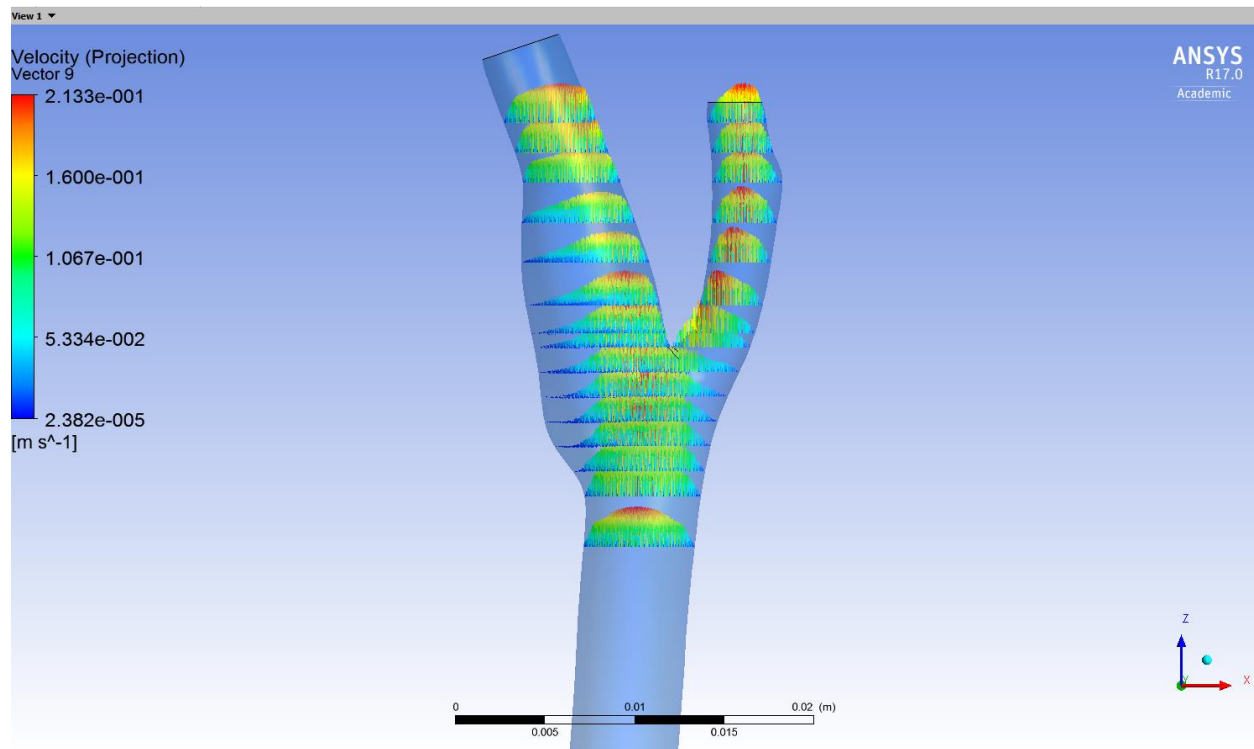


Figure7.3.15 $t/t_p=0.8$ Αξονική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

7.3.2 Απεικόνιση των διανυσμάτων Αξονικής Ταχύτητας Νευτώνειο Ρευστό

Μη Νευτώνειο ρευστό

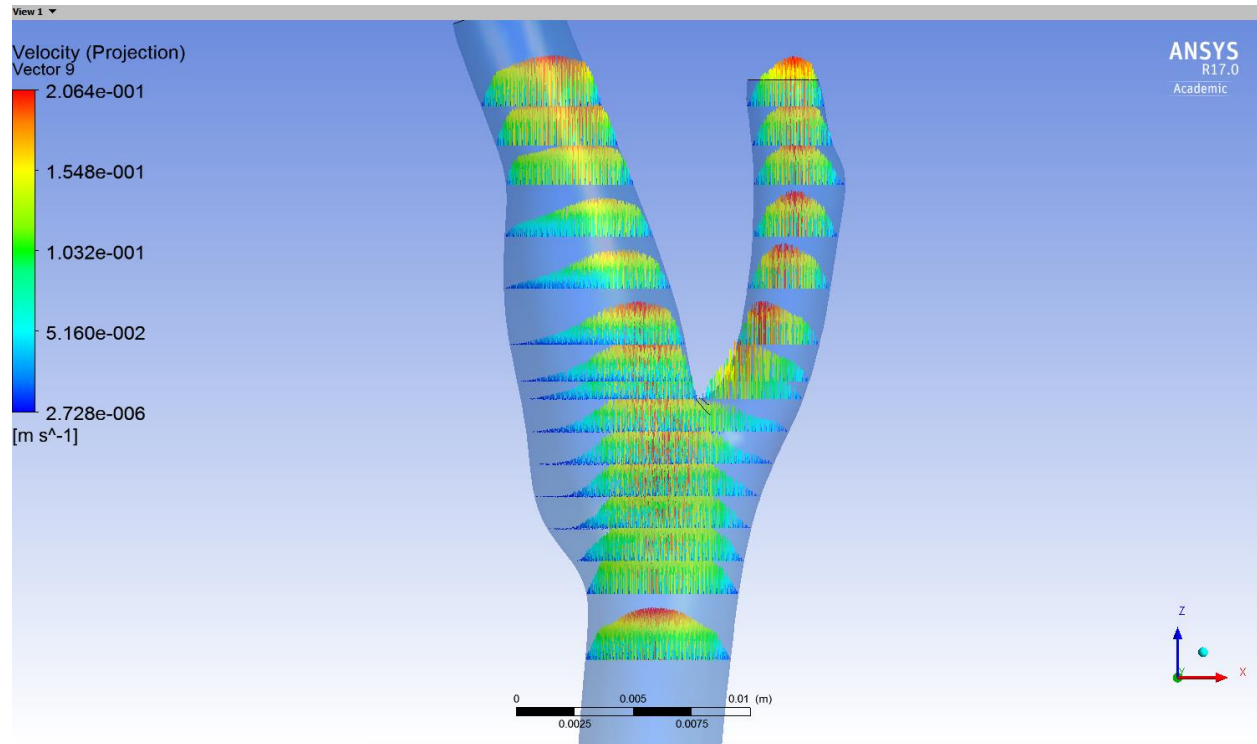


Figure 7.3.16 $t/t_p=0$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

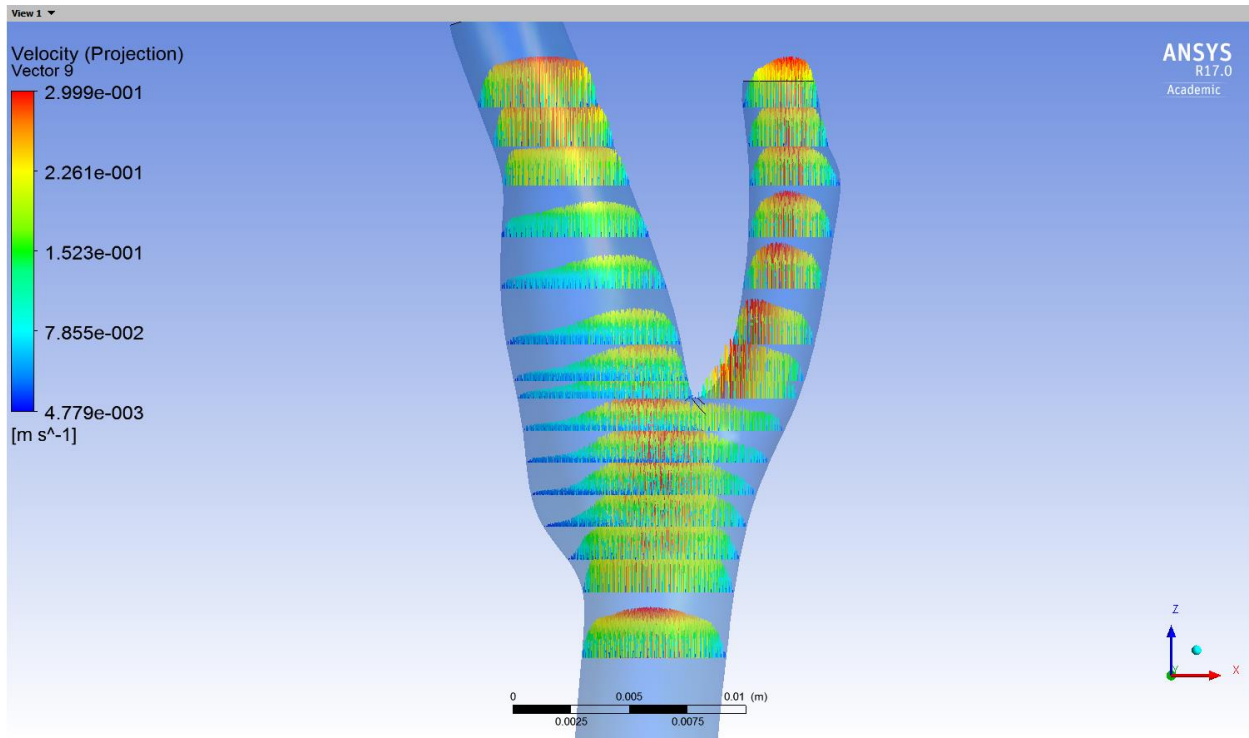


Figure7.3.17 $t/t_p=0.02$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

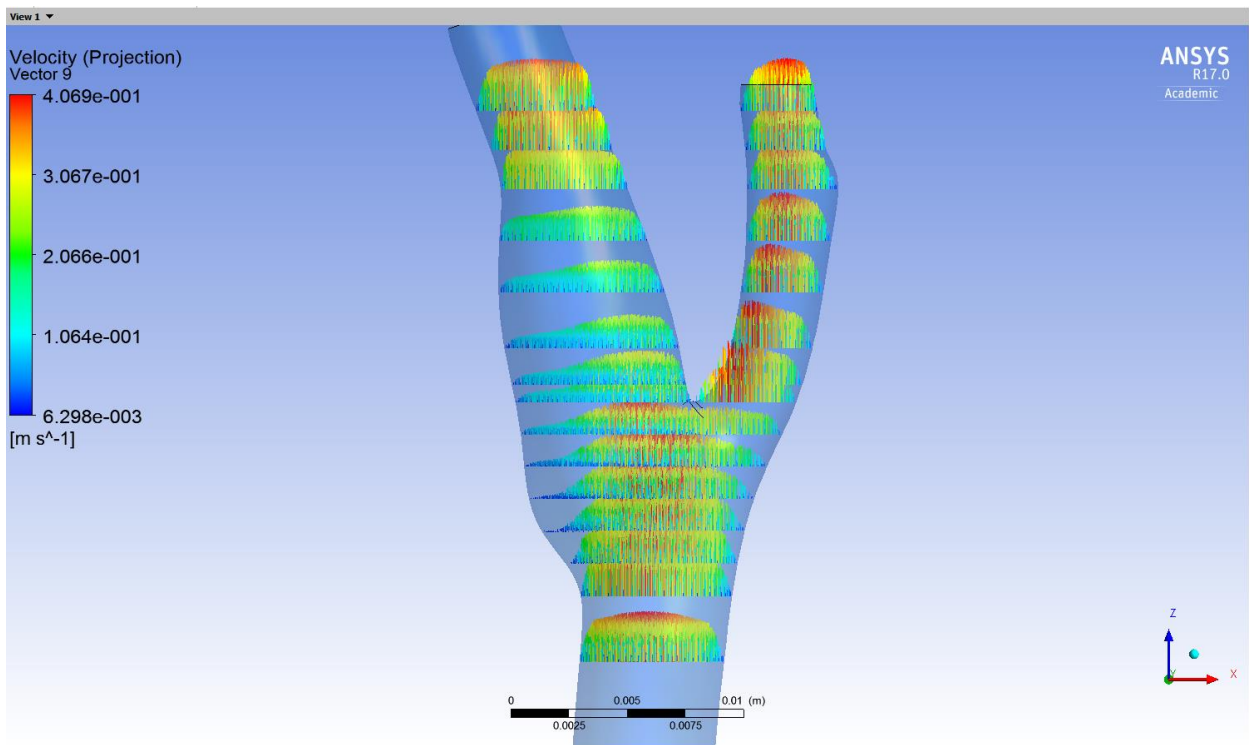


Figure7.3.18 $t/t_p=0.04$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

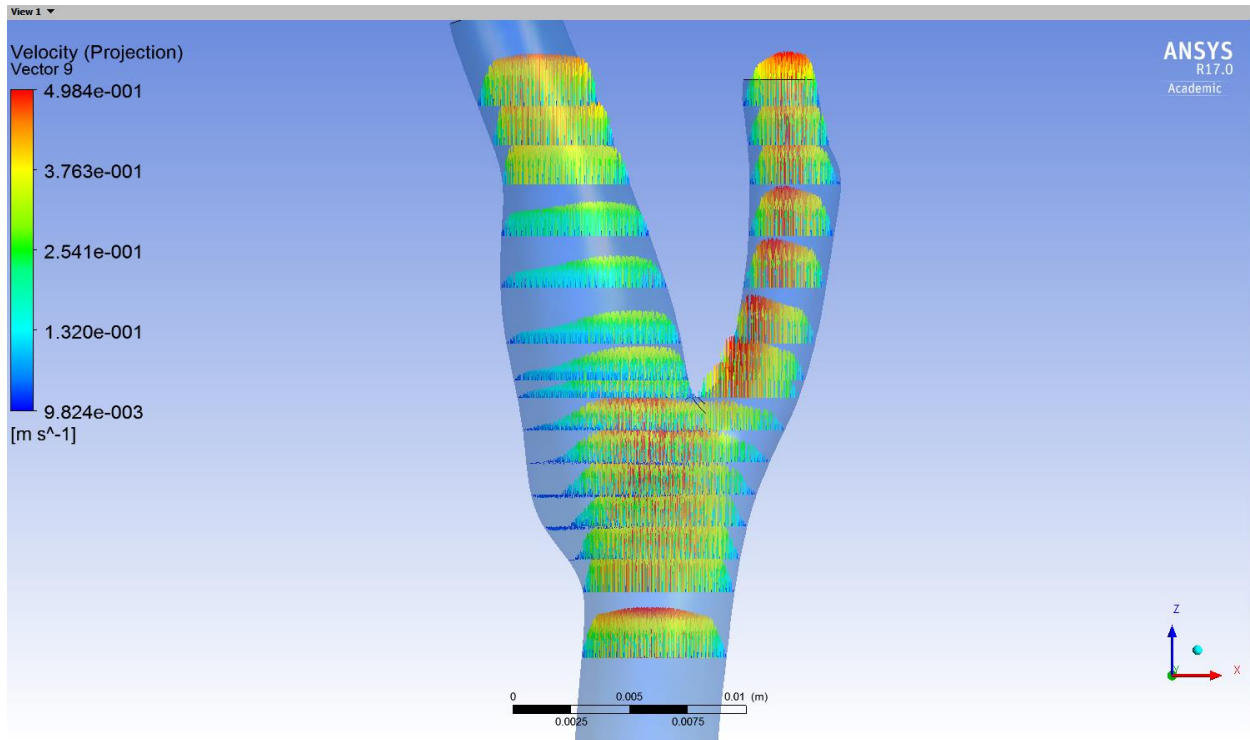


Figure7.3.19 $t/t_p=0.06$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

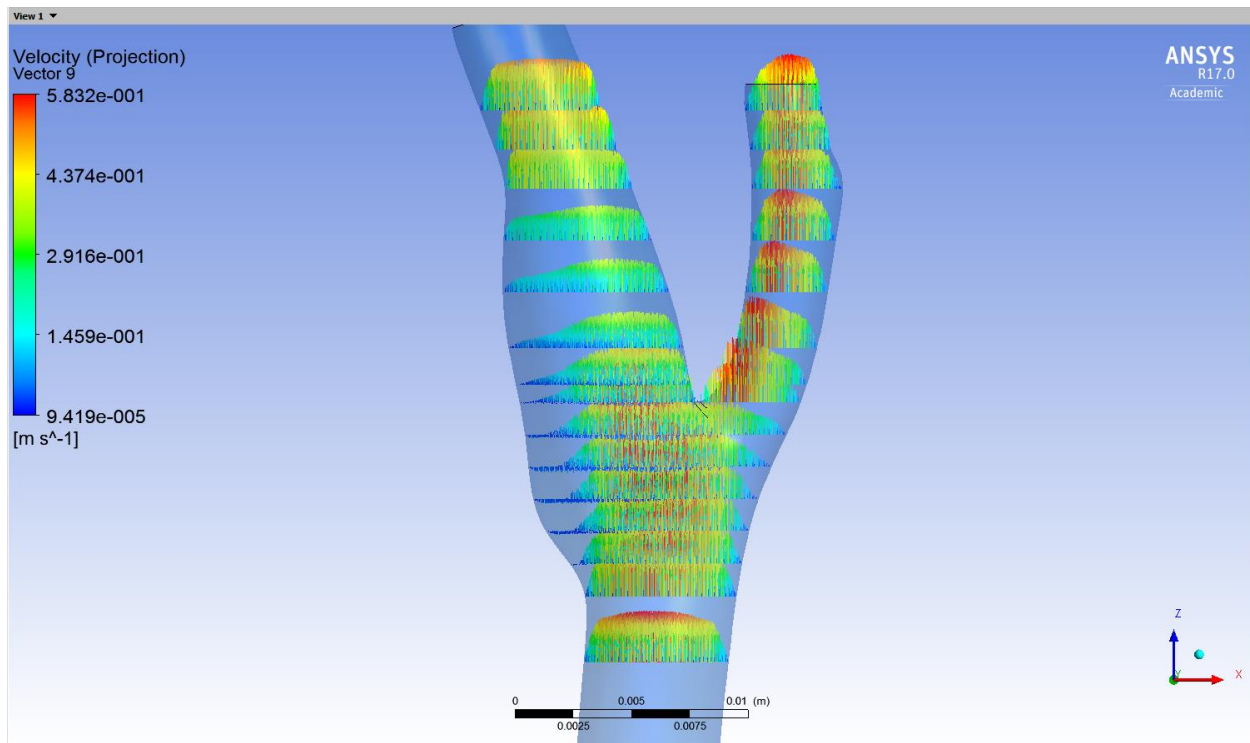


Figure7.3.20 $t/t_p=0.08$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

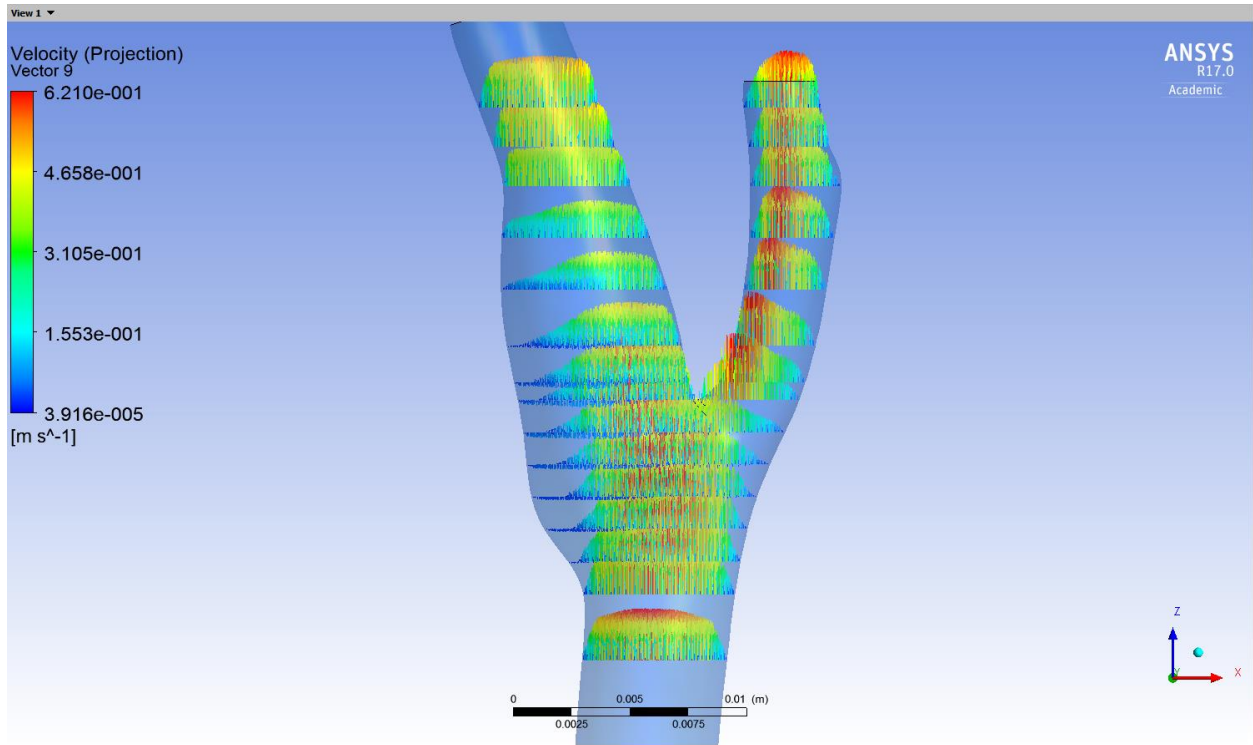


Figure7.3.21 $t/t_p=0.1$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

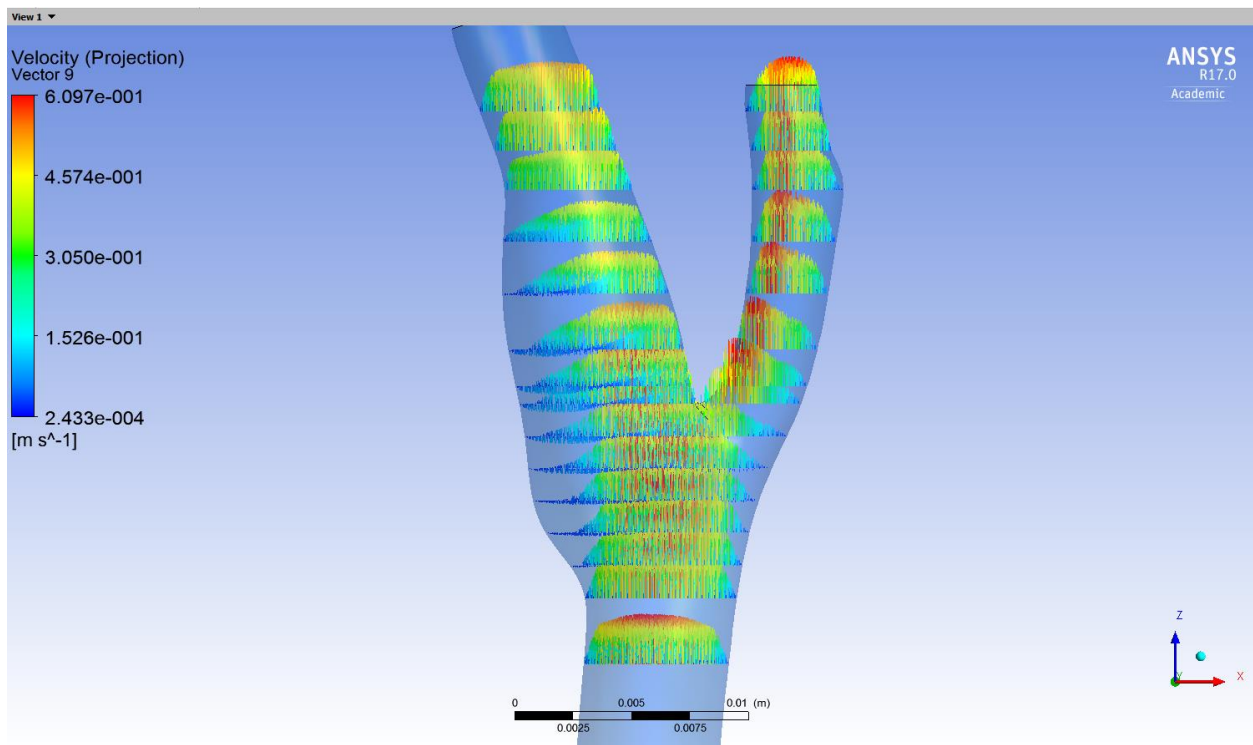


Figure7.3.22 $t/t_p=0.12$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

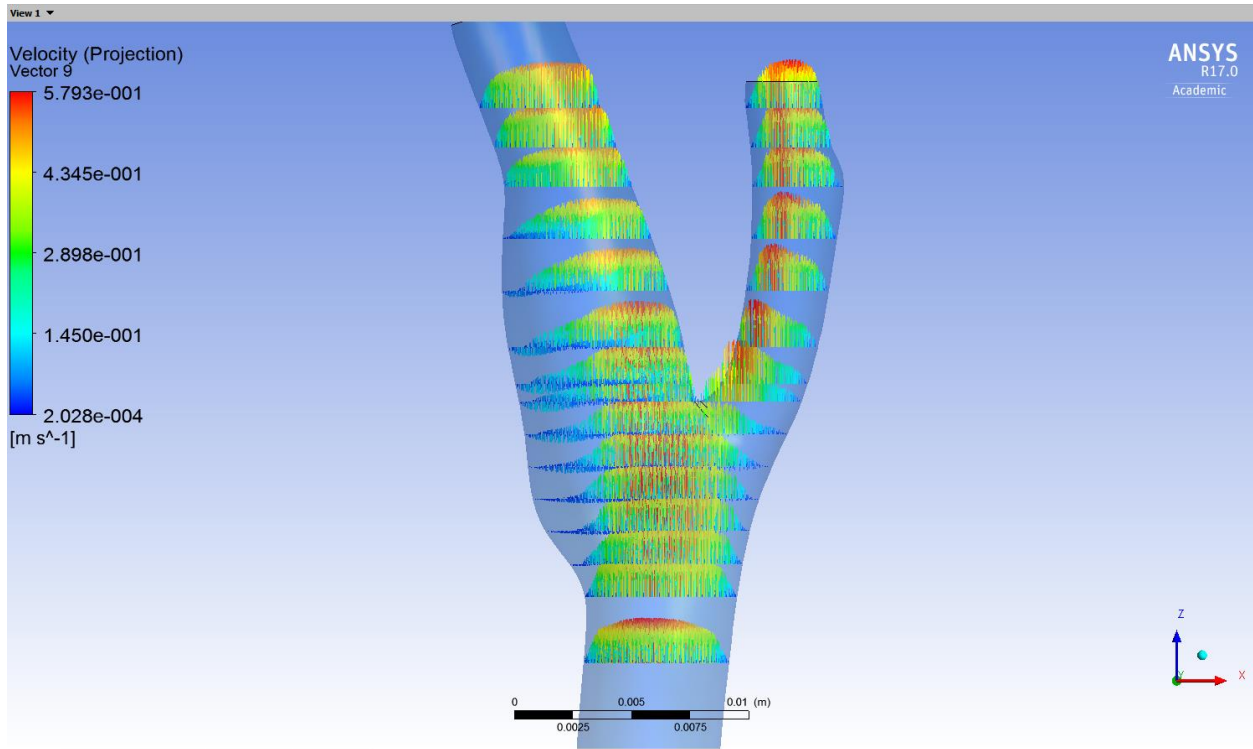


Figure7.3.23 $t/t_p=0.14$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

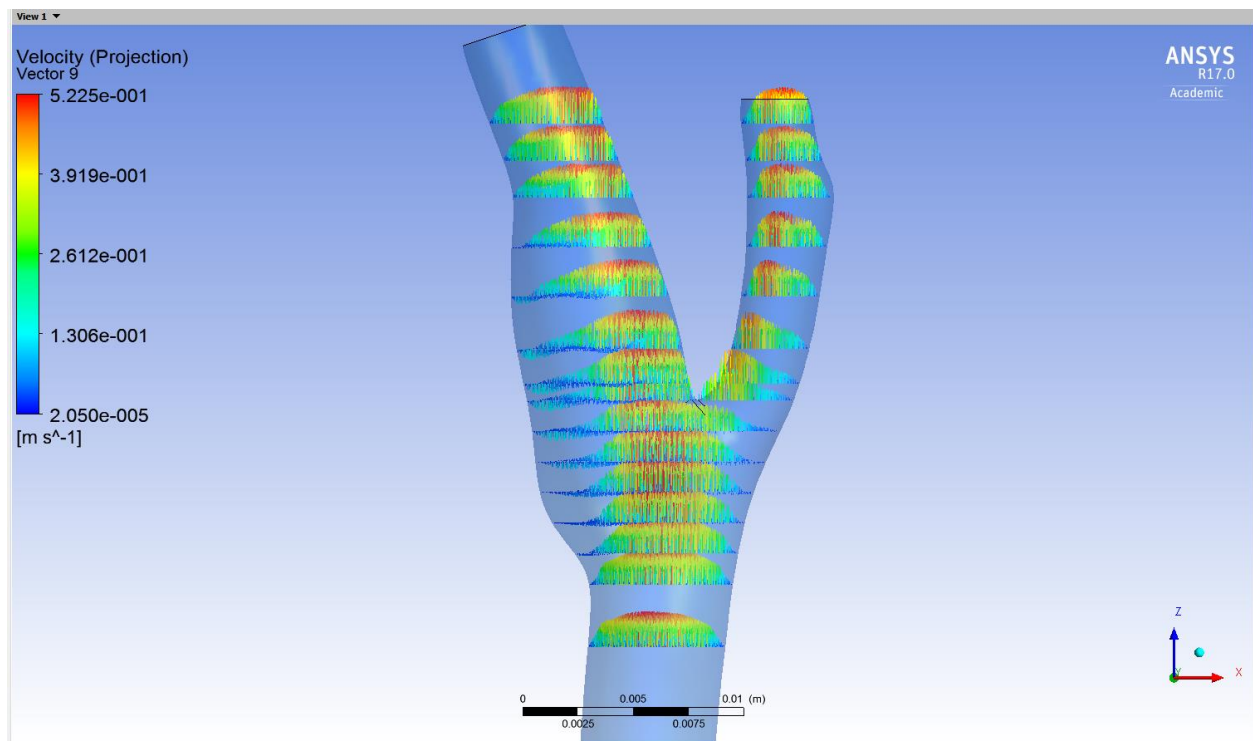


Figure7.3.24 $t/t_p=0.16$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

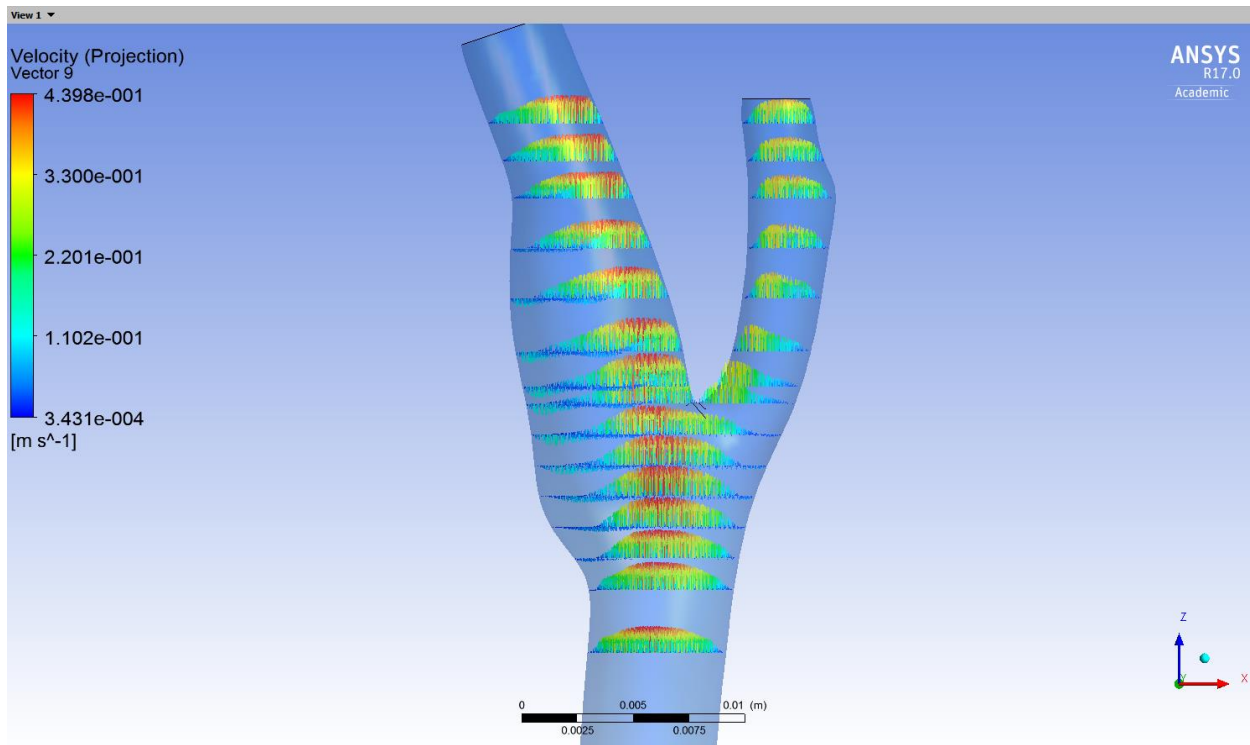


Figure7.3.25 $t/t_p=0.18$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΕΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

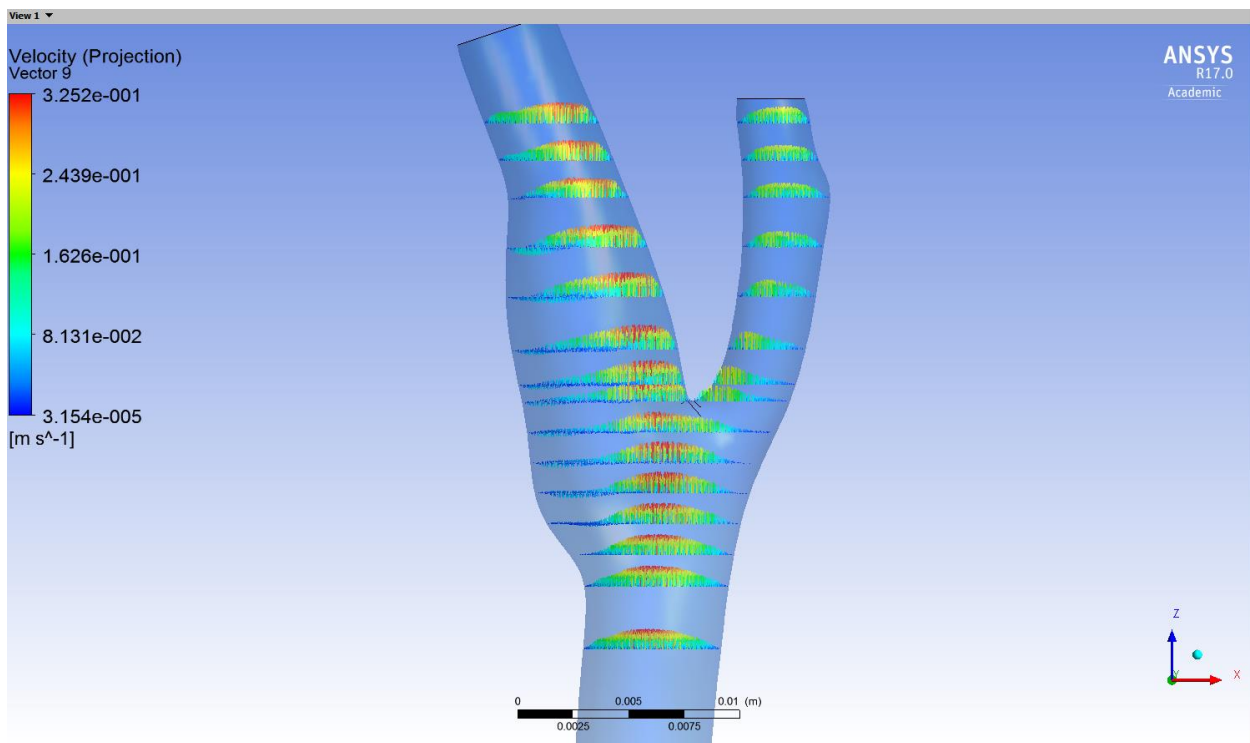


Figure7.3.26 $t/t_p=0.22$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΕΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

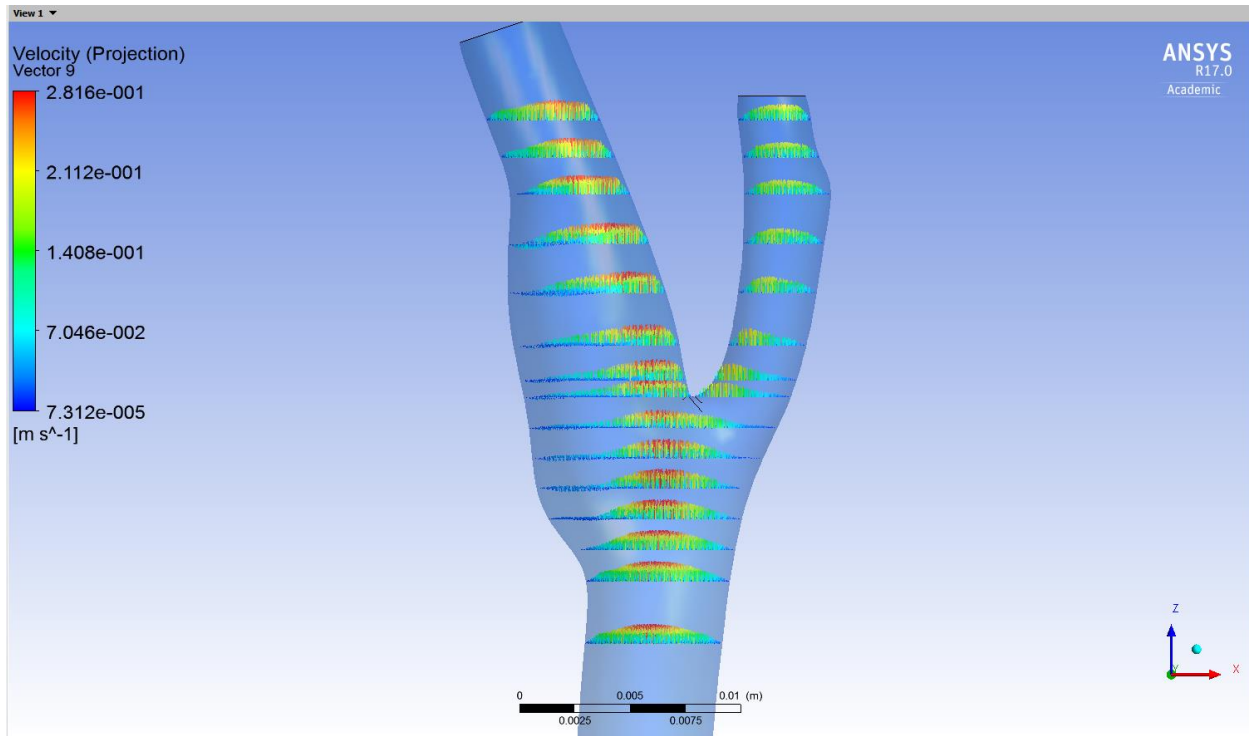


Figure7.3.27 $t/t_p=0,24$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

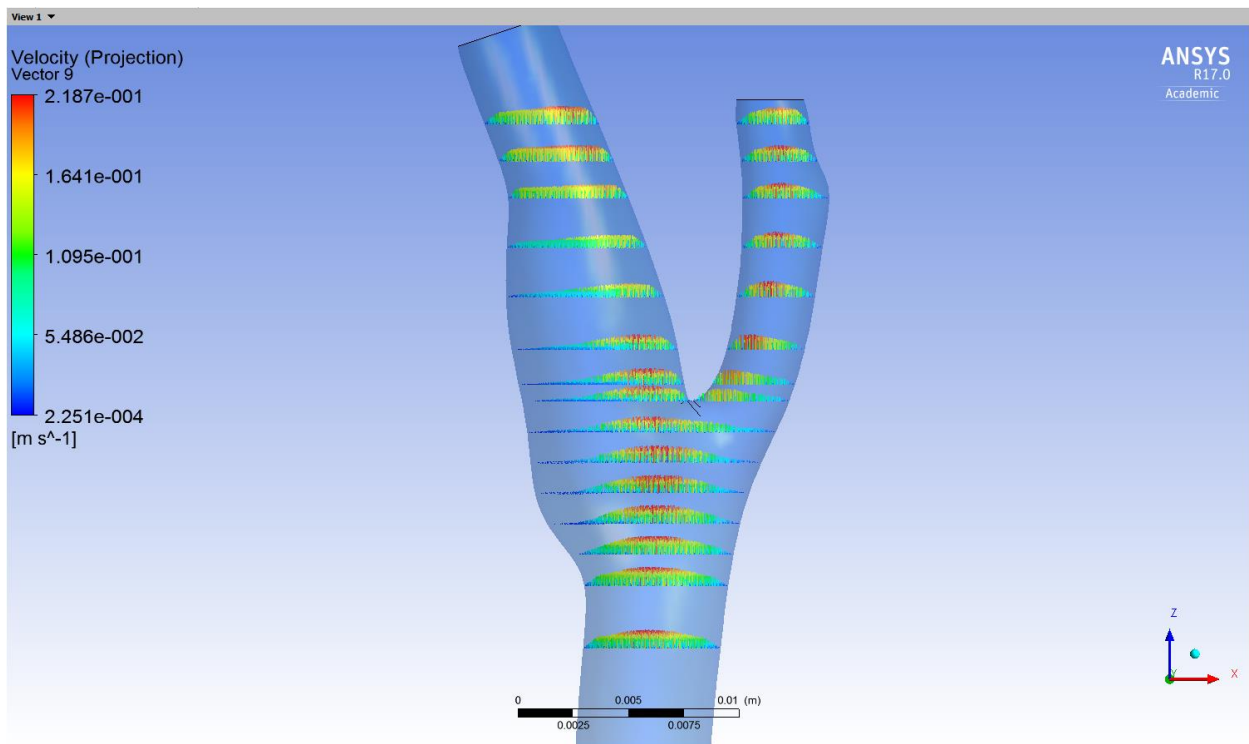


Figure7.3.28 $t/t_p=0,32$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

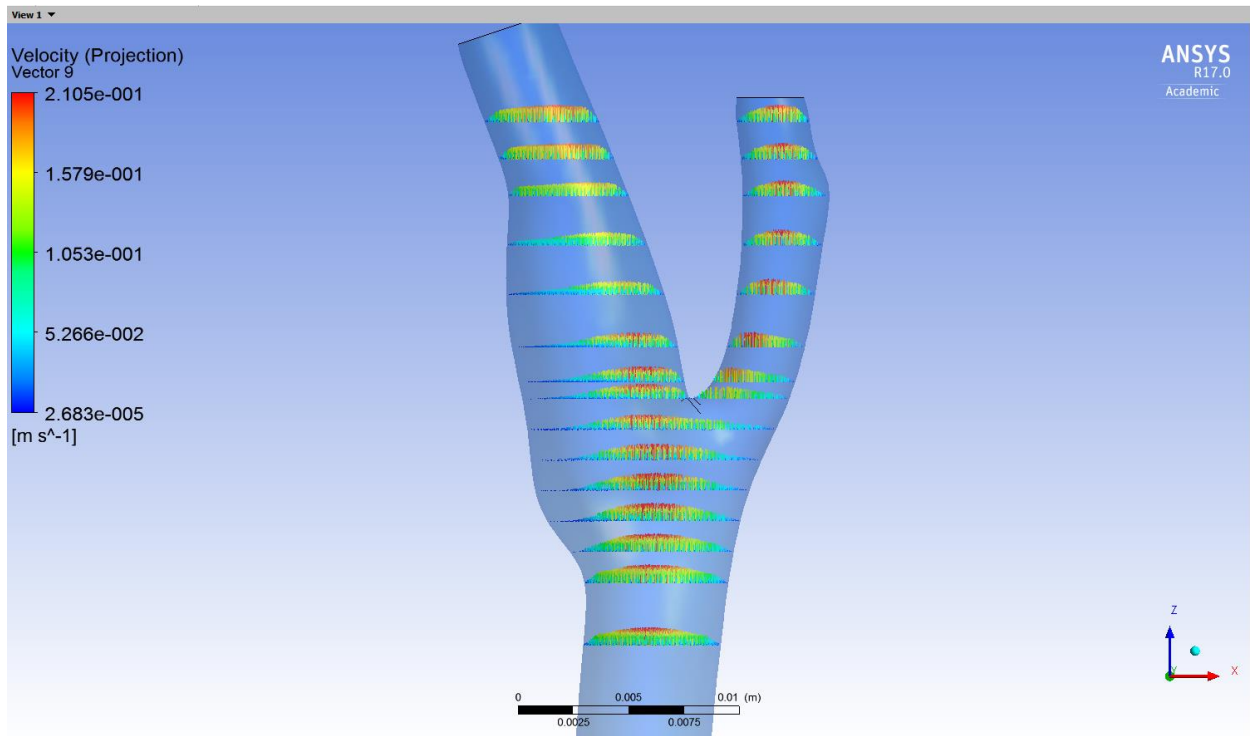


Figure7.3.29 $t/t_p=0,4$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

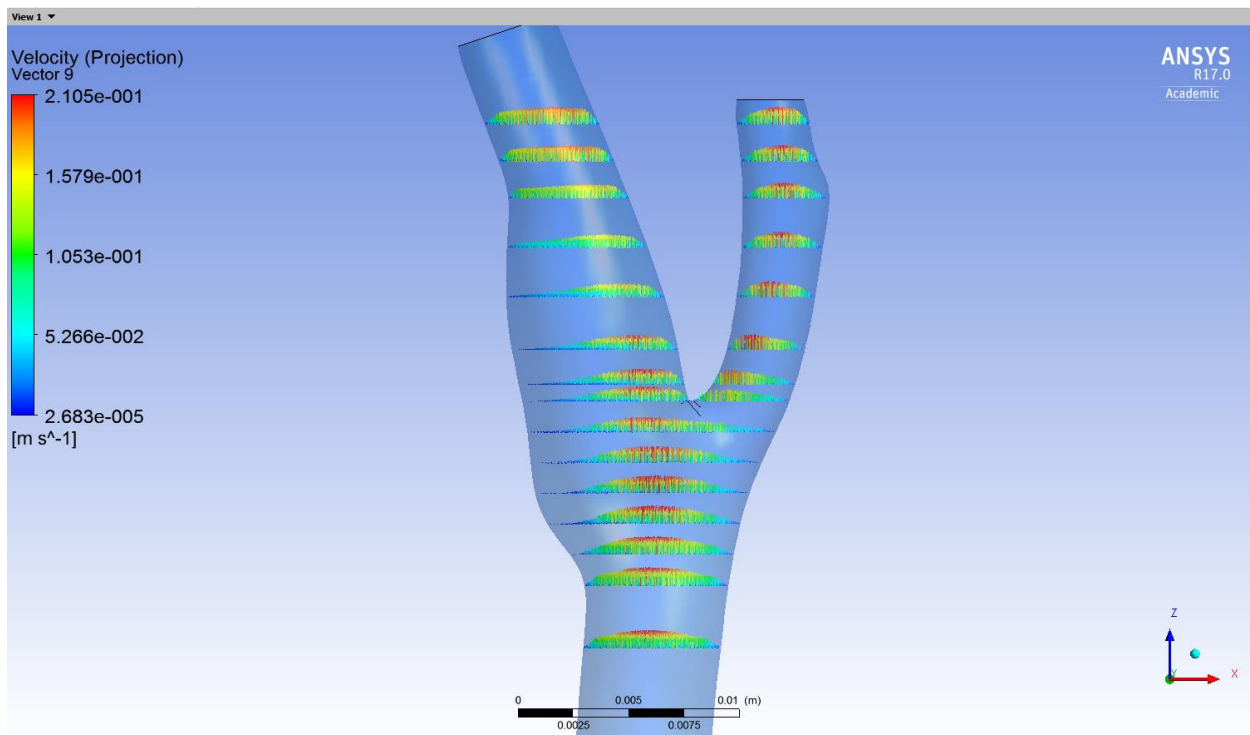


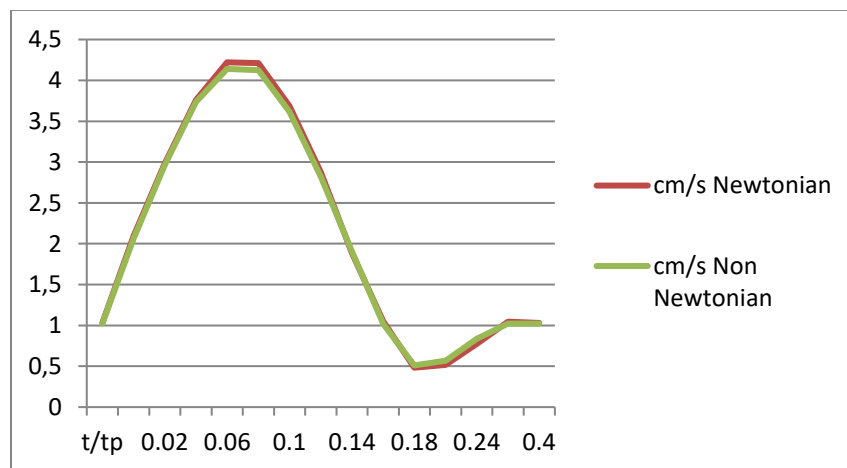
Figure7.3.30 $t/t_p=0,8$ ΜΗ ΝΕΥΤΩΝΕΙΟ ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΕΣ

7.4 Μέγιστη Ακτινική Ταχύτητα στα επίπεδα τομής.

Στο κεφάλαιο αυτό παραθέτουμε πινάκες της μέγιστης ακτινικής ταχύτητας που παρατηρείται σε κάθε επίπεδο , για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο Ρευστό για τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, καθώς και διάγραμμα σύγκρισης των 2 περιπτώσεων.

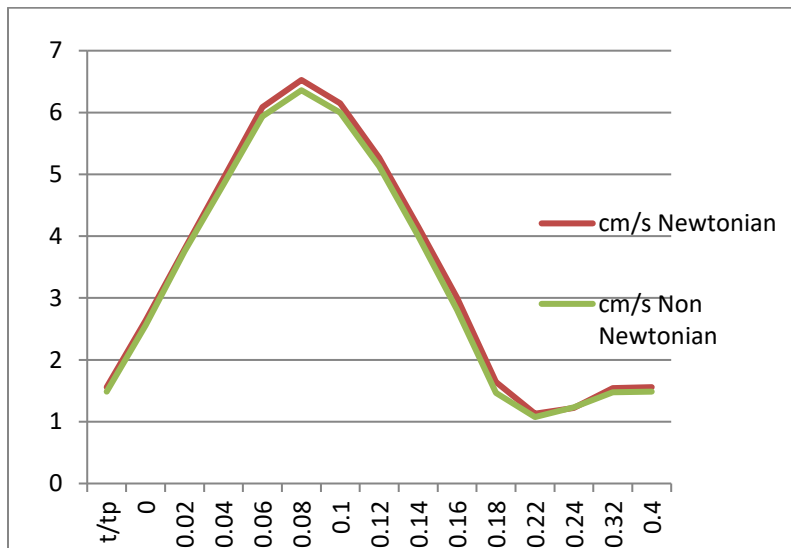
Plane 1 κοινή καρωτίδα

	Επίπεδο 1	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	1.029	1.021
0.02	2.094	2.064
0.04	2.982	2.963
0.06	3.762	3.736
0.08	4.221	4.14
0.1	4.213	4.126
0.12	3.687	3.617
0.14	2.874	2.822
0.16	1.889	1.908
0.18	1.049	1.019
0.22	0.4827	0.5108
0.24	0.5167	0.5665
0.32	0.7768	0.8399
0.4	1.047	1.024
0.8	1.029	1.021



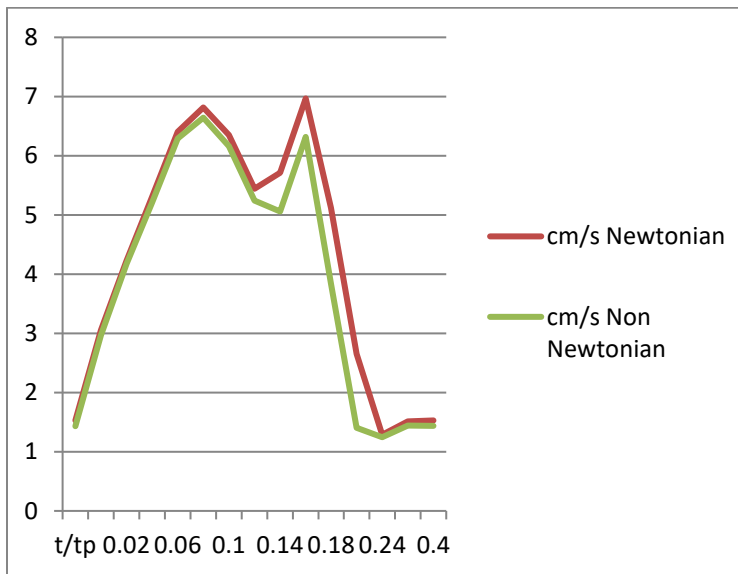
Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

t/tp	Επίπεδο 2	MAX Radial
	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	1.556	1.485
0.02	2.635	2.556
0.04	3.795	3.756
0.06	4.935	4.836
0.08	6.086	5.938
0.1	6.526	6.36
0.12	6.149	5.997
0.14	5.27	5.13
0.16	4.15	4.003
0.18	3.008	2.813
0.22	1.639	1.467
0.24	1.129	1.075
0.32	1.221	1.231
0.4	1.541	1.478
0.8	1.557	1.486



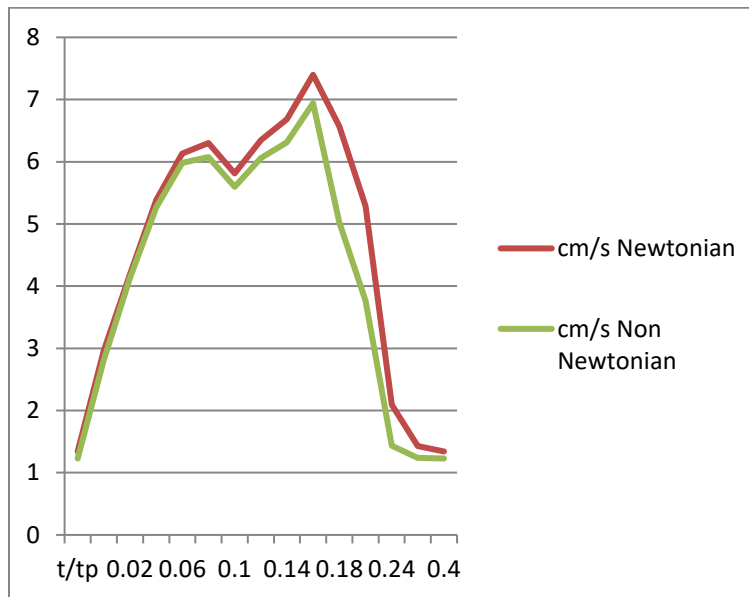
Plane 3 Τελος Κοινής Καρωτίδας

	Επίπεδο 3	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	1.526	1.433
0.02	3.055	2.964
0.04	4.227	4.172
0.06	5.307	5.208
0.08	6.402	6.291
0.1	6.813	6.643
0.12	6.351	6.16
0.14	5.44	5.24
0.16	5.714	5.061
0.18	6.968	6.316
0.22	5.118	3.837
0.24	2.655	1.403
0.32	1.286	1.245
0.4	1.514	1.441
0.8	1.526	1.434



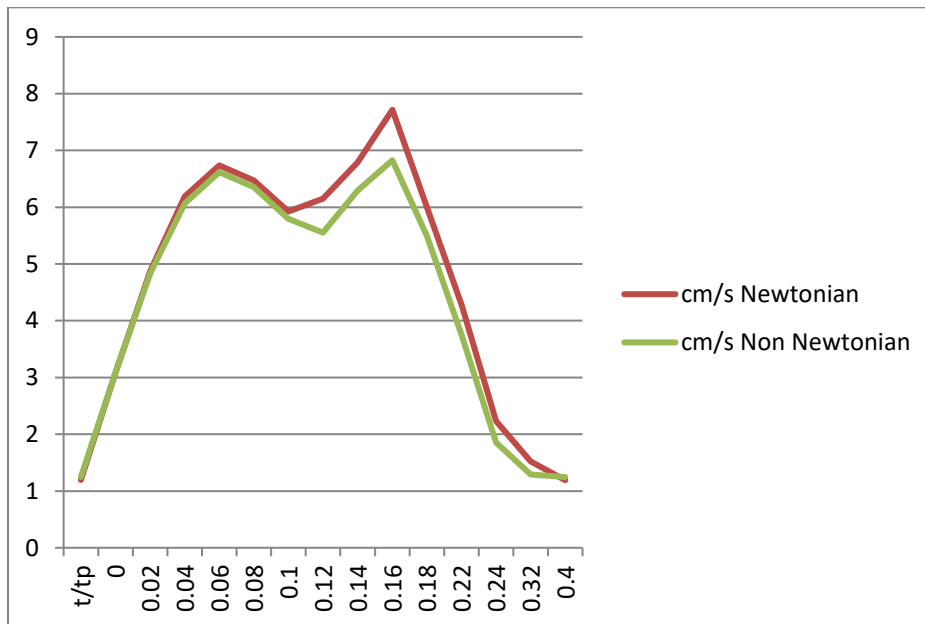
Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

t/tp	Επίπεδο 4	MAX Radial
	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	1.341	1.228
0.02	2.962	2.815
0.04	4.191	4.135
0.06	5.388	5.267
0.08	6.13	5.982
0.1	6.299	6.077
0.12	5.812	5.594
0.14	6.349	6.058
0.16	6.684	6.311
0.18	7.398	6.941
0.22	6.567	5.023
0.24	5.287	3.766
0.32	2.091	1.433
0.4	1.427	1.239
0.8	1.342	1.23



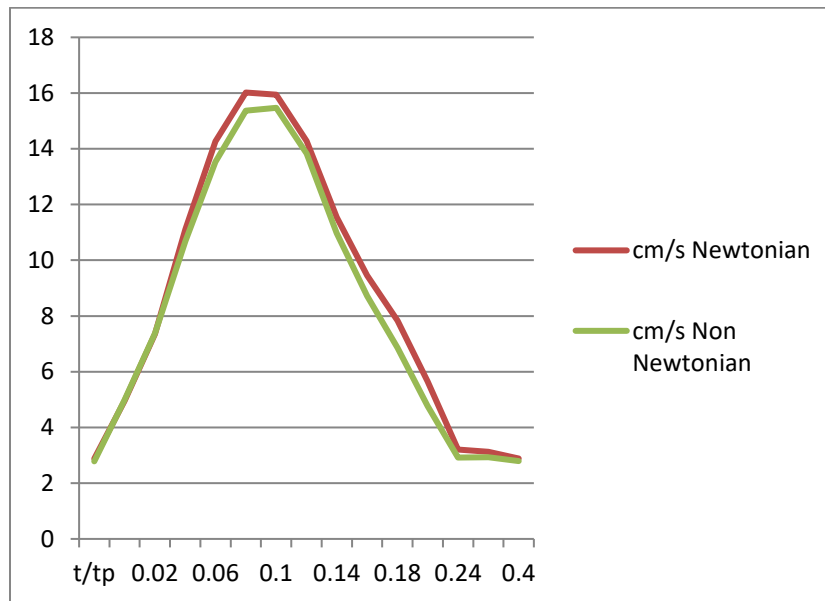
Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

t/tp	Επίπεδο 5	
	cm/s Newtonian	MAX Radial cm/s Non Newtonian
0	1.195	1.246
0.02	3.091	3.093
0.04	4.871	4.83
0.06	6.188	6.066
0.08	6.736	6.619
0.1	6.469	6.356
0.12	5.925	5.797
0.14	6.149	5.552
0.16	6.785	6.289
0.18	7.717	6.828
0.22	5.999	5.493
0.24	4.283	3.755
0.32	2.232	1.856
0.4	1.522	1.293
0.8	1.19	1.246



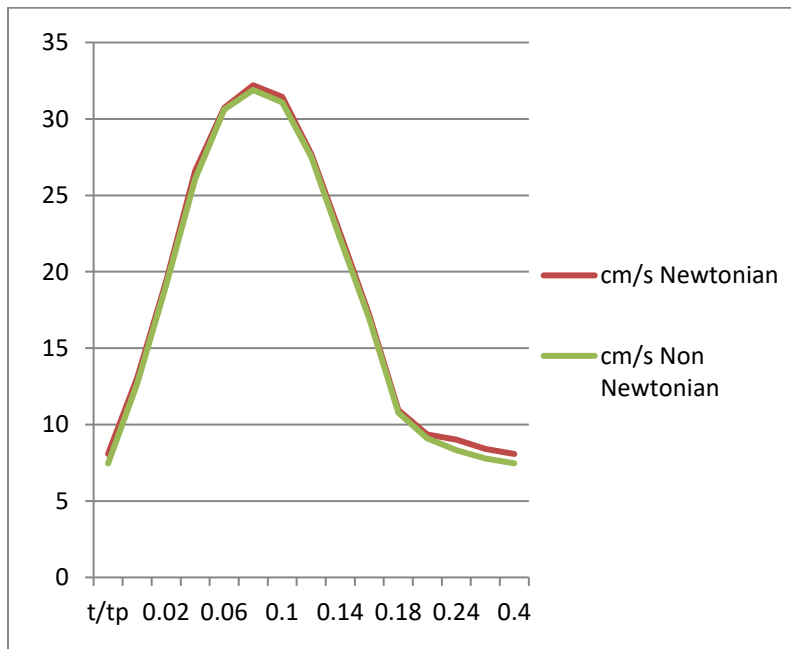
Πlane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

	Επίπεδο 6	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	2.878	2.784
0.02	4.948	4.992
0.04	7.358	7.375
0.06	11.11	10.68
0.08	14.27	13.53
0.1	16.02	15.37
0.12	15.94	15.47
0.14	14.28	13.83
0.16	11.54	10.97
0.18	9.455	8.719
0.22	7.837	6.864
0.24	5.651	4.772
0.32	3.205	2.917
0.4	3.127	2.932
0.8	2.88	2.788



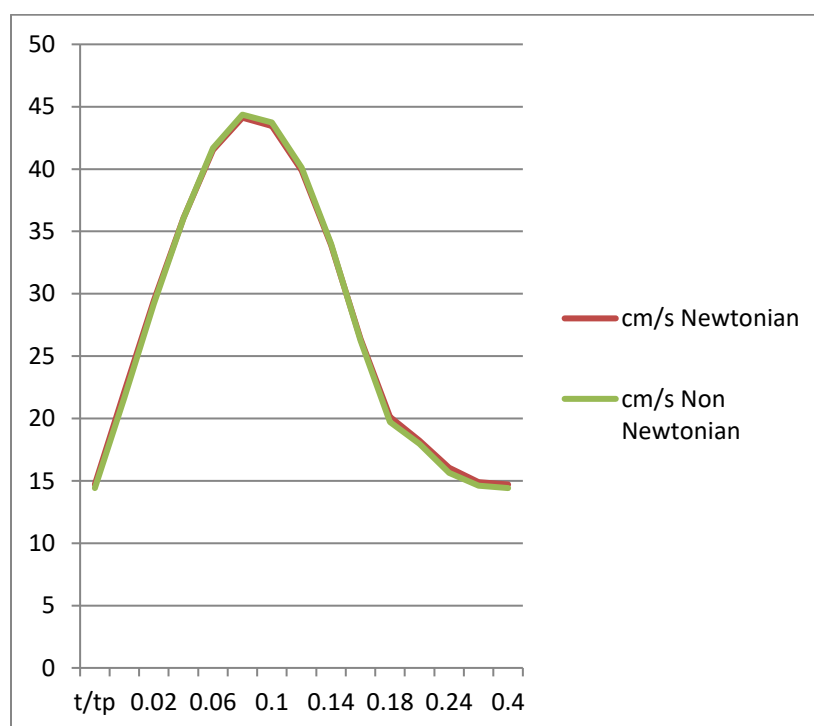
Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

	Επίπεδο 7	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	8.076	7.457
0.02	13.08	12.7
0.04	19.36	19.11
0.06	26.61	26.07
0.08	30.72	30.63
0.1	32.2	31.89
0.12	31.44	31.08
0.14	27.69	27.51
0.16	22.5	22.17
0.18	17.16	16.92
0.22	10.94	10.78
0.24	9.341	9.092
0.32	9.009	8.335
0.4	8.412	7.788
0.8	8.075	7.464



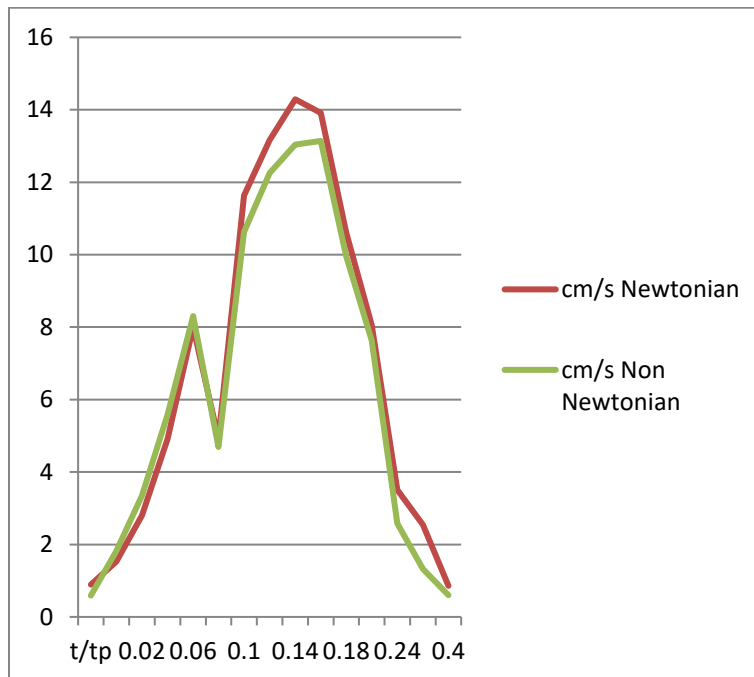
Πlane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

	Επίπεδο 8	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	14.71	14.42
0.02	22.15	21.68
0.04	29.45	29.18
0.06	36.08	36.05
0.08	41.52	41.67
0.1	44.12	44.36
0.12	43.45	43.74
0.14	39.88	40.11
0.16	33.92	34.01
0.18	26.38	26.25
0.22	20.12	19.73
0.24	18.24	17.97
0.32	16.05	15.65
0.4	14.89	14.62
0.8	14.71	14.42



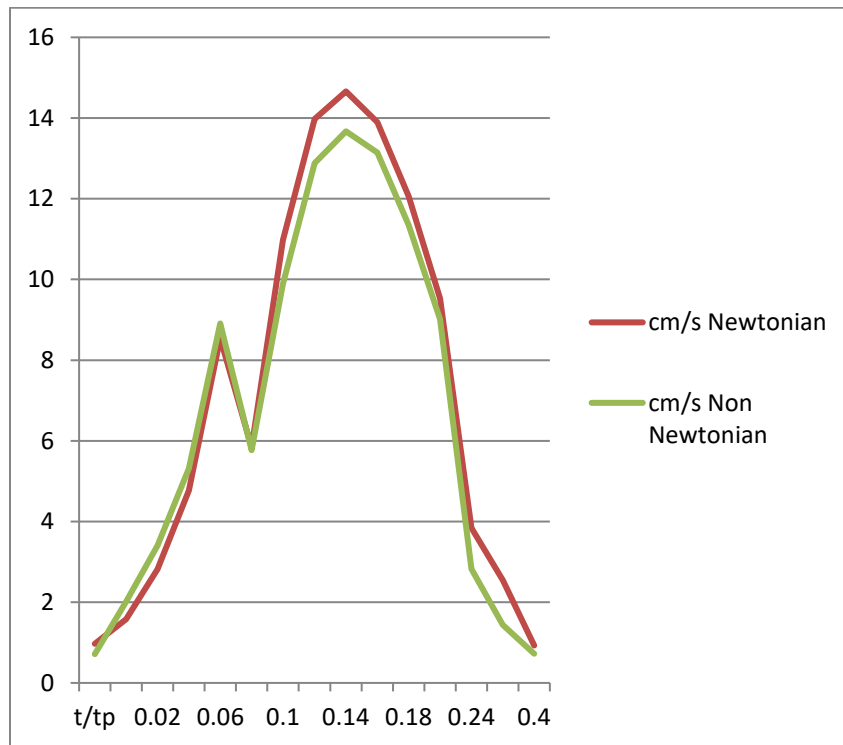
Πlane 9Εσωτερική Καρωτίδα

	Επίπεδο 9	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	0.8899	0.5904
0.02	1.526	1.822
0.04	2.802	3.352
0.06	4.911	5.579
0.08	8.001	8.302
0.1	4.917	4.689
0.12	11.63	10.63
0.14	13.16	12.25
0.16	14.29	13.04
0.18	13.91	13.14
0.22	10.62	9.963
0.24	8.06	7.63
0.32	3.506	2.582
0.4	2.54	1.327
0.8	0.8595	0.5976



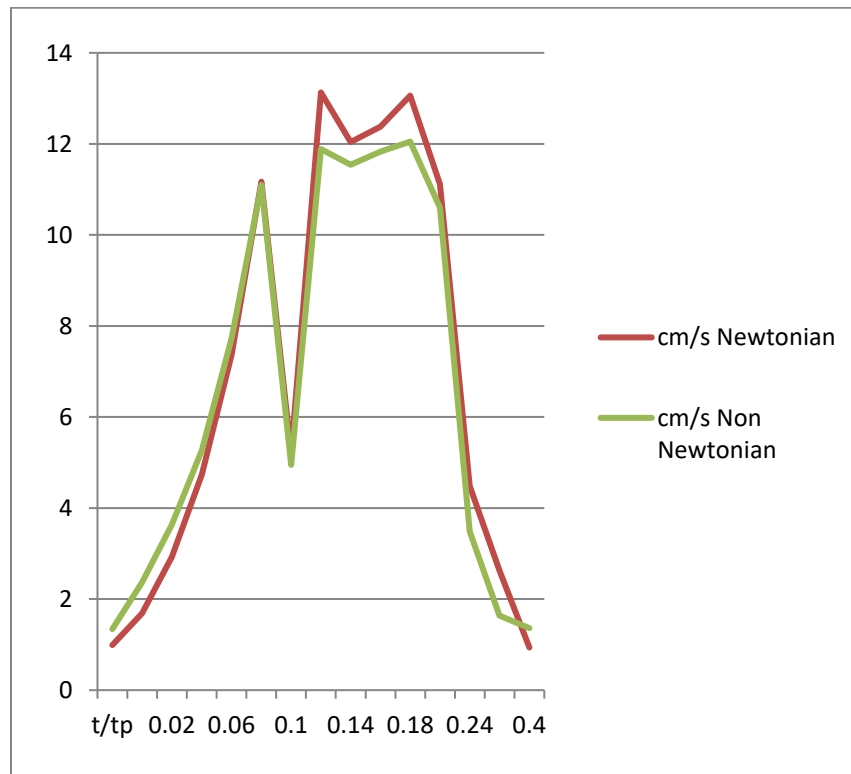
Πlane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Επίπεδο 10	MAX Radial
	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	0	200
0.02	2	400
0.04	4	600
0.06	6	800
0.08	8	1000
0.1	10	1200
0.12	12	1400
0.14	14	1600
0.16	16	1800
0.18	18	2200
0.22	22	2400
0.24	24	3200
0.32	32	4000
0.4	40	8000
0.8	80	0



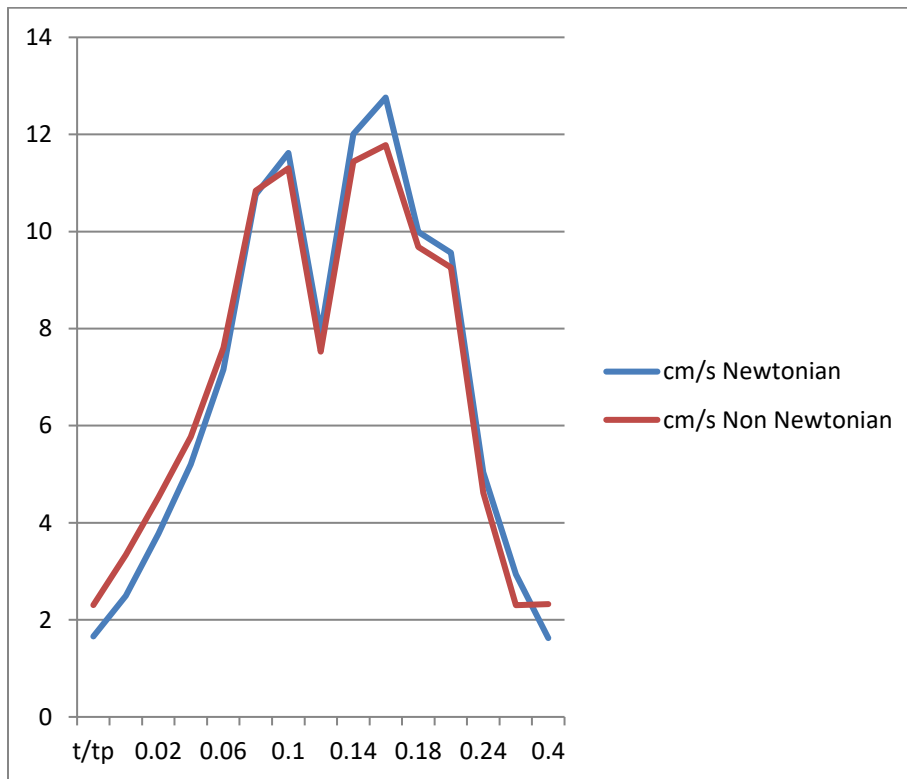
Πlane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

	Επίπεδο 11	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	0.9905	1.342
0.02	1.686	2.368
0.04	2.926	3.632
0.06	4.738	5.275
0.08	7.372	7.735
0.1	11.17	11.1
0.12	5.2	4.949
0.14	13.13	11.89
0.16	12.04	11.54
0.18	12.38	11.83
0.22	13.06	12.05
0.24	11.11	10.6
0.32	4.484	3.487
0.4	2.626	1.637
0.8	0.9367	1.365



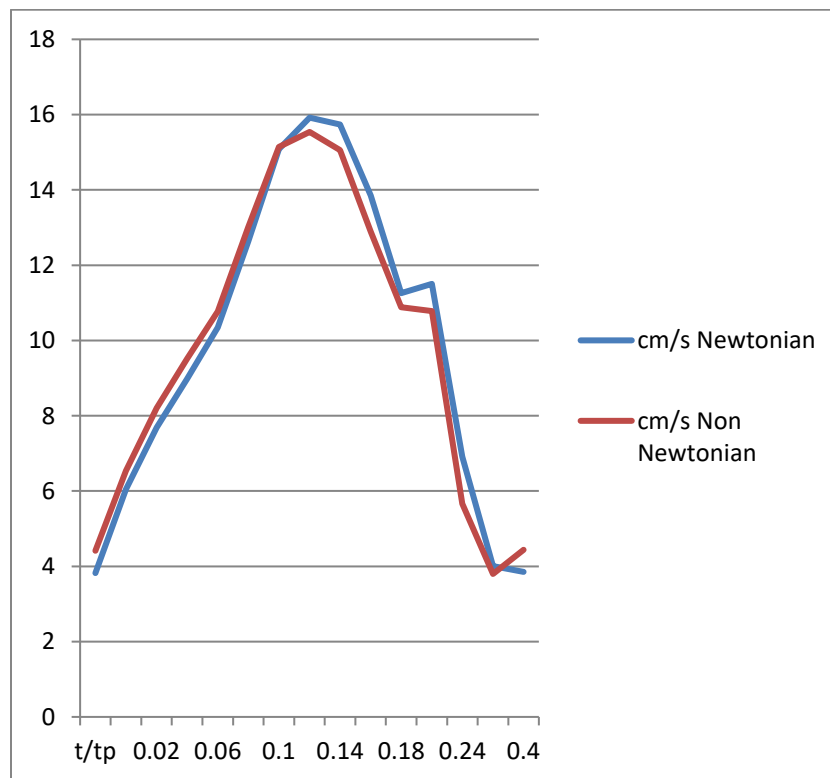
Πlane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

	Επίπεδο 12	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	1.66	2.305
0.02	2.495	3.341
0.04	3.773	4.524
0.06	5.206	5.773
0.08	7.154	7.603
0.1	10.76	10.84
0.12	11.62	11.3
0.14	7.901	7.527
0.16	12.01	11.44
0.18	12.76	11.78
0.22	9.99	9.678
0.24	9.563	9.261
0.32	5.041	4.617
0.4	2.935	2.302
0.8	1.624	2.322



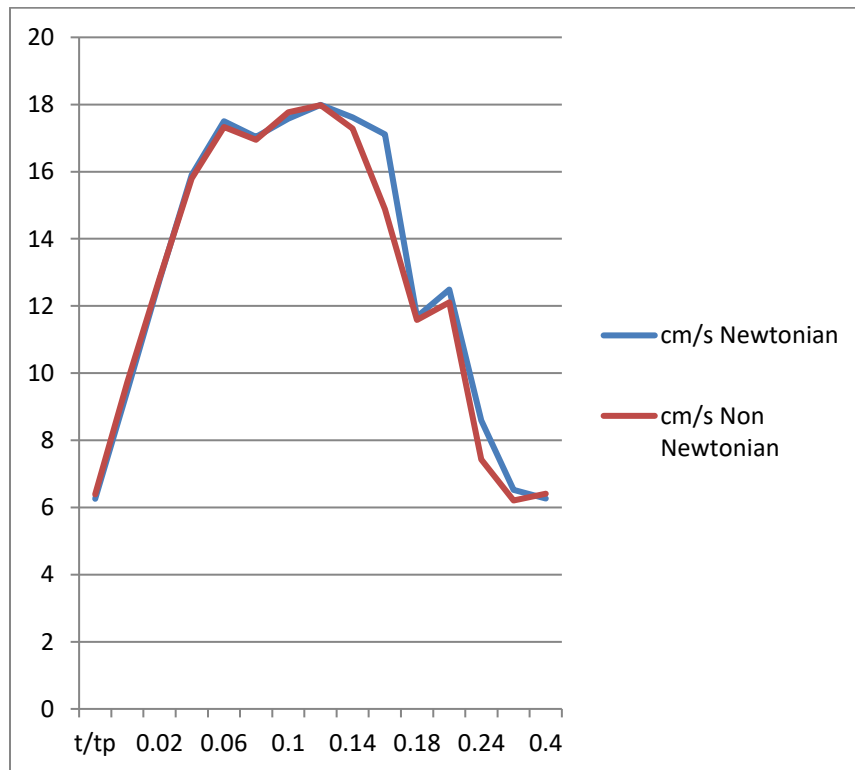
Πlane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Επίπεδο 13	
	cm/s Newtonian	MAX Radial cm/s Non Newtonian
0	3.821	4.416
0.02	6.048	6.542
0.04	7.691	8.209
0.06	8.983	9.513
0.08	10.35	10.77
0.1	12.63	13.01
0.12	15.08	15.14
0.14	15.92	15.54
0.16	15.74	15.06
0.18	13.85	12.89
0.22	11.26	10.88
0.24	11.5	10.78
0.32	6.911	5.662
0.4	4.01	3.798
0.8	3.85	4.439



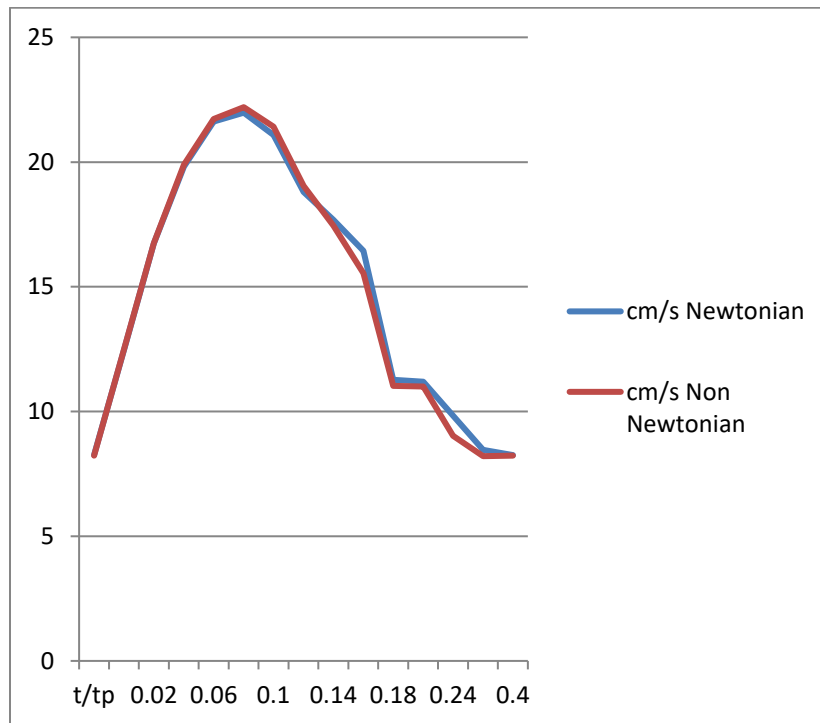
Πlane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Επίπεδο 14	MAX Radial
	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	6.257	6.394
0.02	9.476	9.73
0.04	12.78	12.83
0.06	15.9	15.8
0.08	17.5	17.33
0.1	17.03	16.95
0.12	17.58	17.77
0.14	17.99	17.98
0.16	17.62	17.28
0.18	17.11	14.88
0.22	11.68	11.58
0.24	12.49	12.11
0.32	8.592	7.433
0.4	6.526	6.207
0.8	6.27	6.406



Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

	Επίπεδο 15	MAX Radial
t/tp	cm/s Newtonian	cm/s Non Newtonian
0	8.257	8.224
0.02	12.48	12.5
0.04	16.74	16.75
0.06	19.82	19.89
0.08	21.62	21.73
0.1	21.98	22.2
0.12	21.09	21.42
0.14	18.8	19.05
0.16	17.68	17.45
0.18	16.44	15.54
0.22	11.27	11.03
0.24	11.19	11
0.32	9.838	9.024
0.4	8.462	8.209
0.8	8.252	8.228



7.5 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7

Επέλεξα το επίπεδο 7 γιατί είναι επίπεδο κοντά στη διακλάδωση, με μεγάλο εμβαδό και περίπλοκη γεωμετρία.

7.5.1 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7 Νευτώνειο Ρευστό

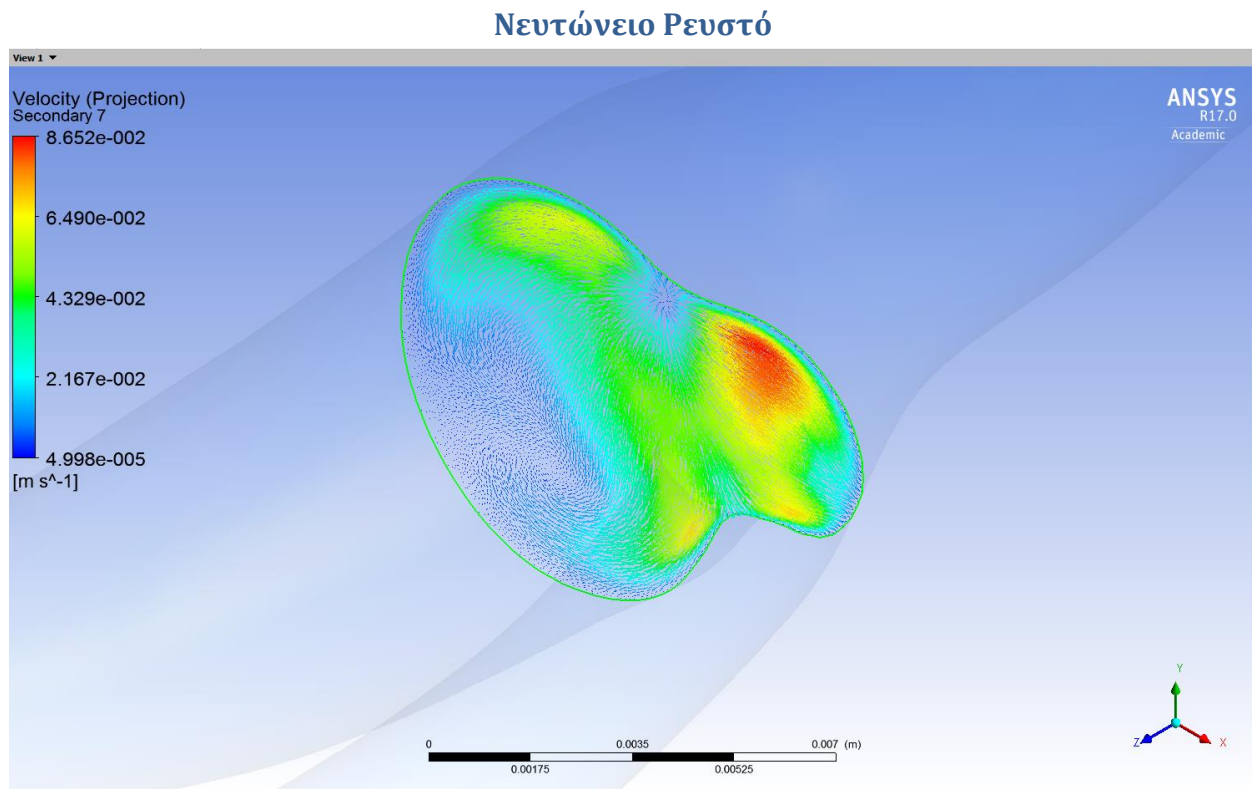


Figure 7.5.1 $t/t_p=0$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

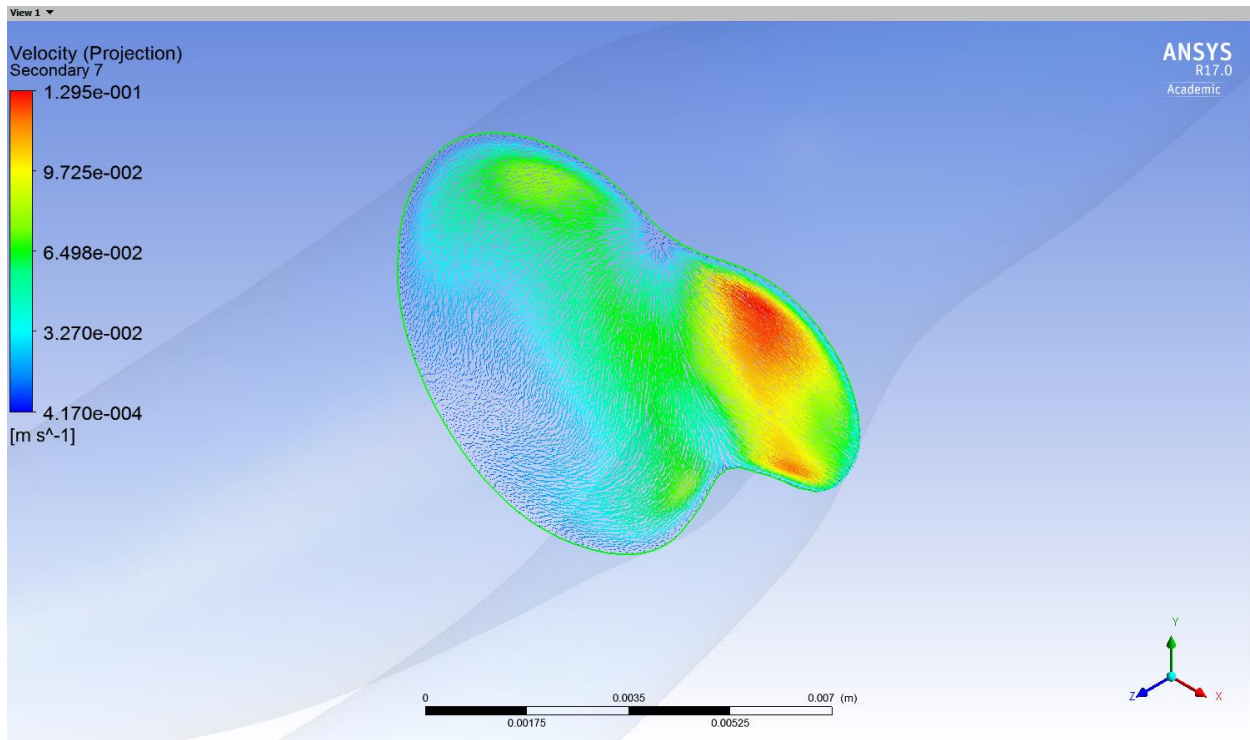


Figure 7.5.2 $t/t_p = 0.02$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

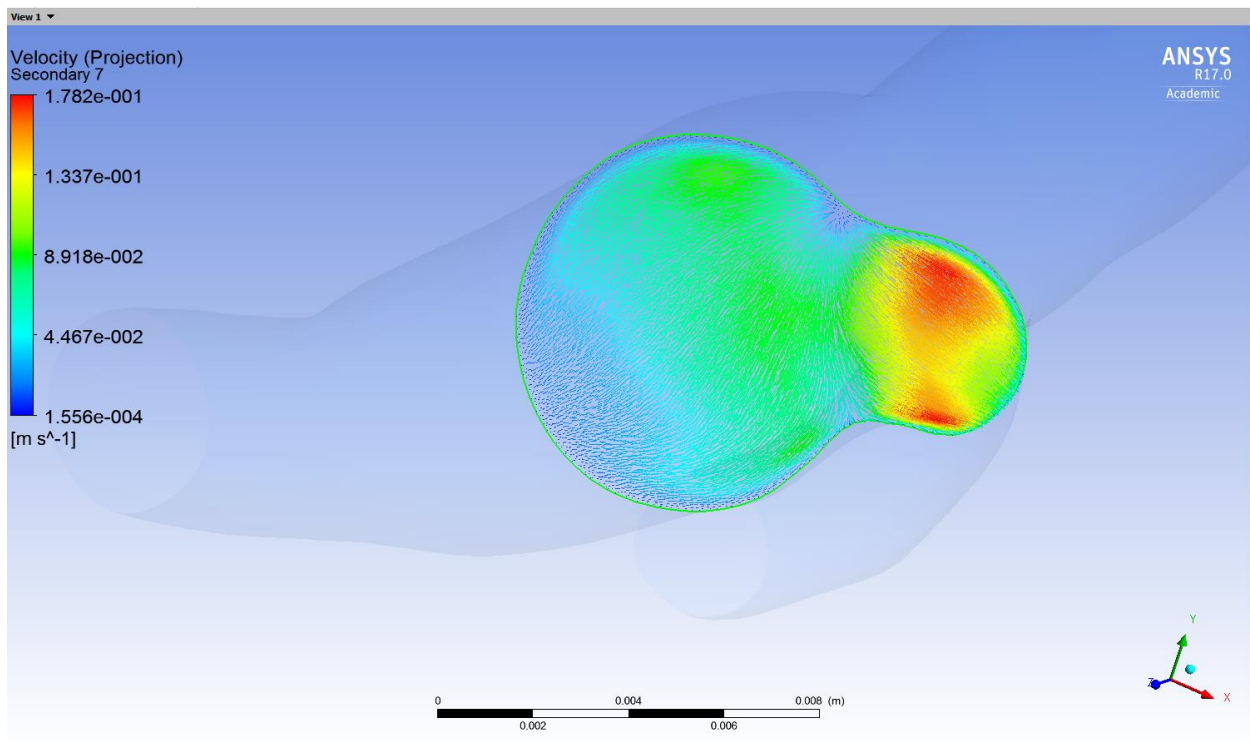


Figure 7.5.3 $t/t_p = 0.04$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

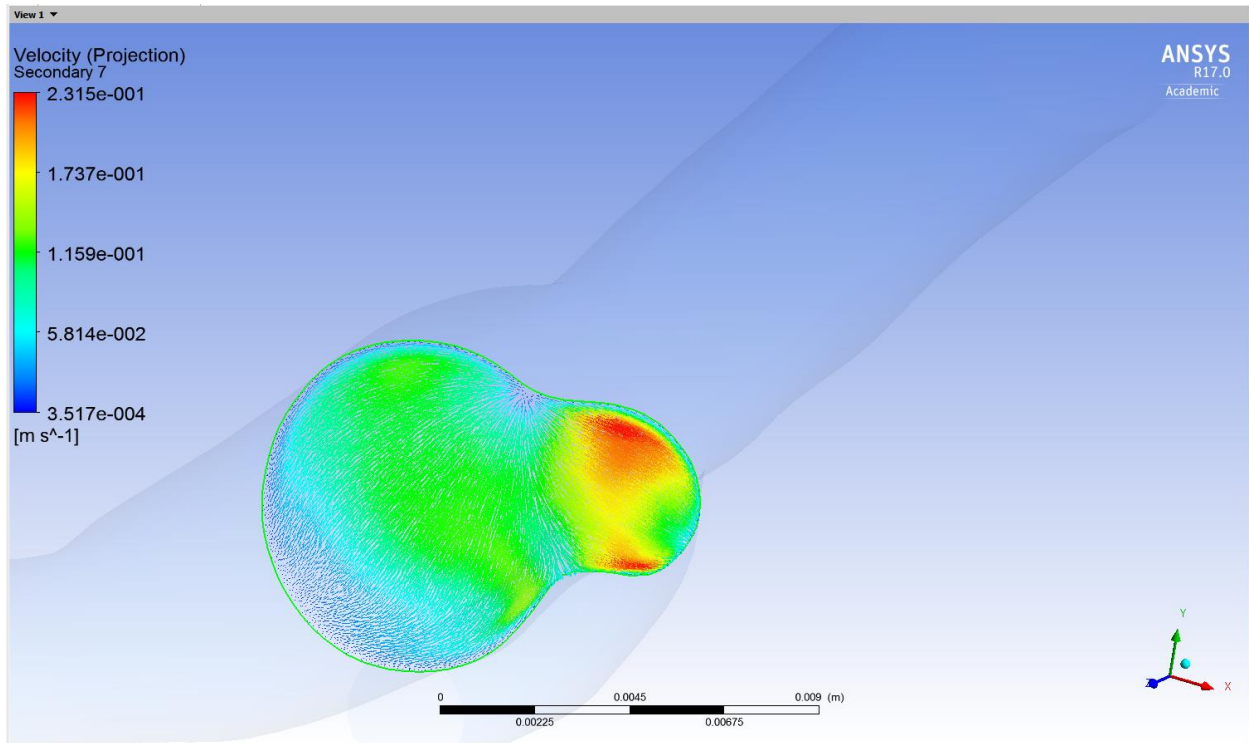


Figure 7.5.4 $t/t_p=0.06$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

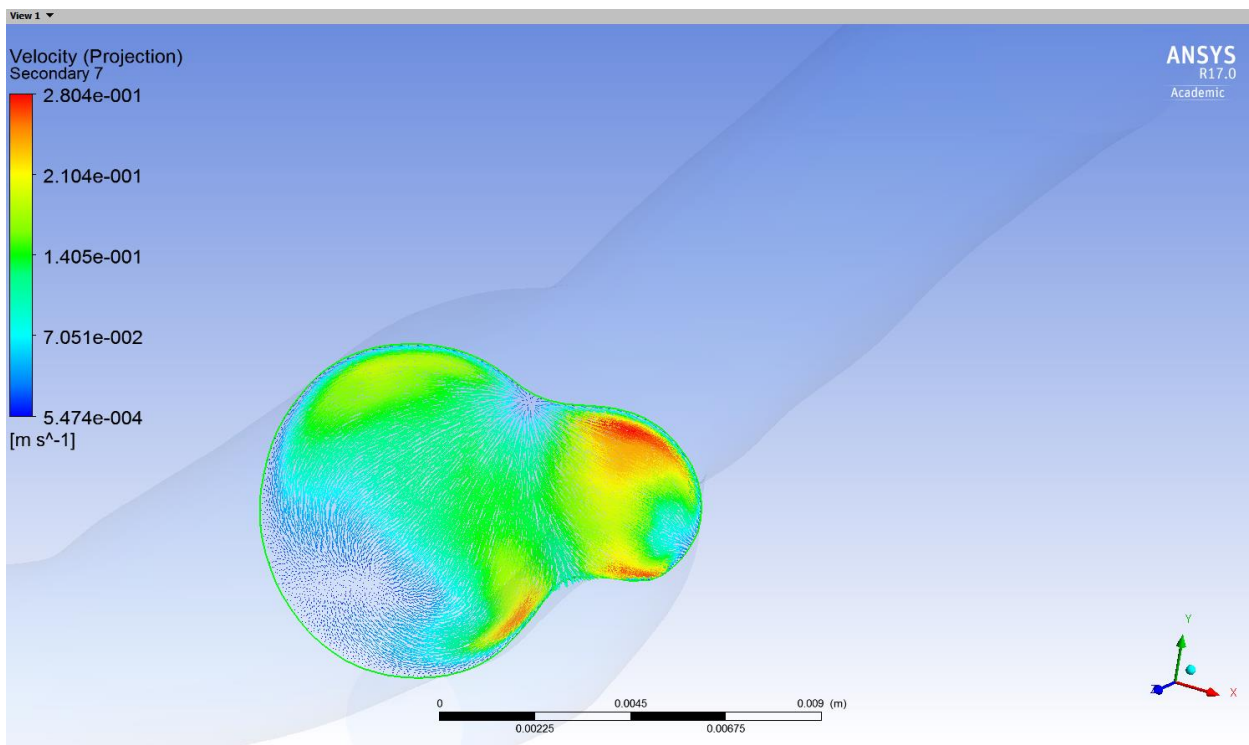


Figure 7.5.5 $t/t_p=0.08$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

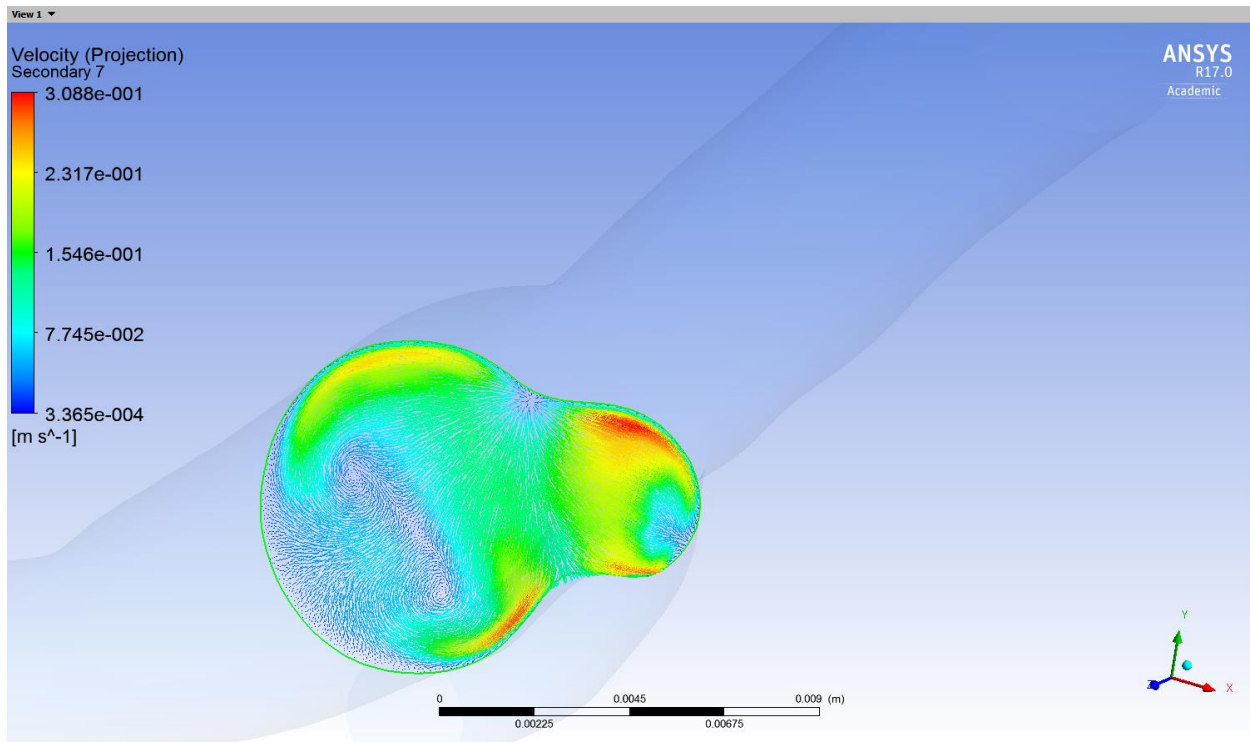


Figure 7.5.6 $t/t_p=0.1$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

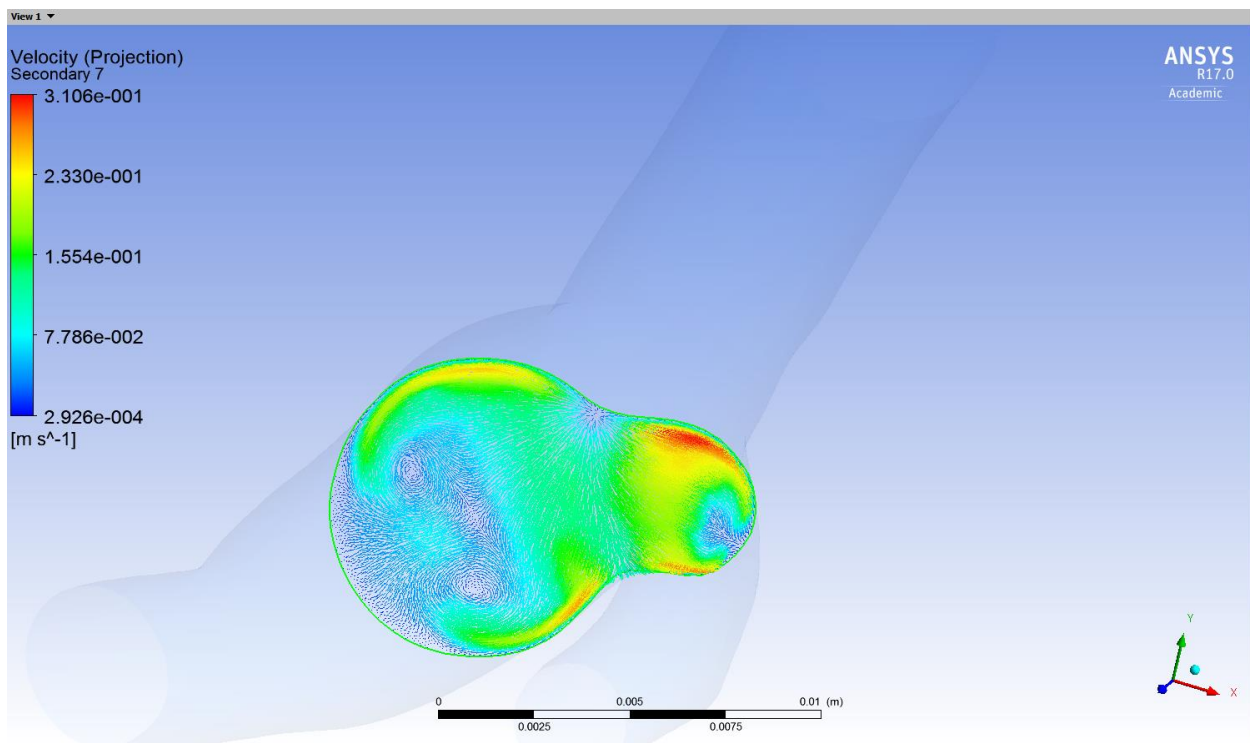


Figure 7.5.7 $t/t_p=0.12$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

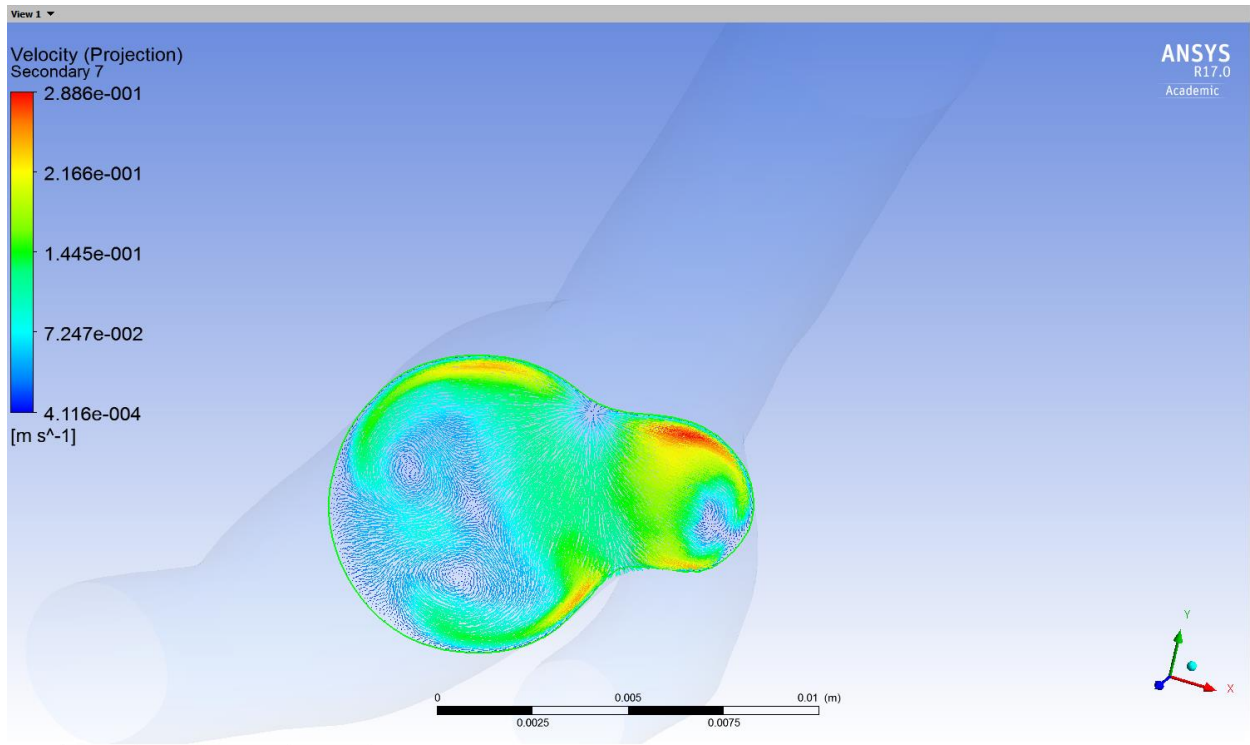


Figure 7.5.8 $t/t_p = 0.14$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

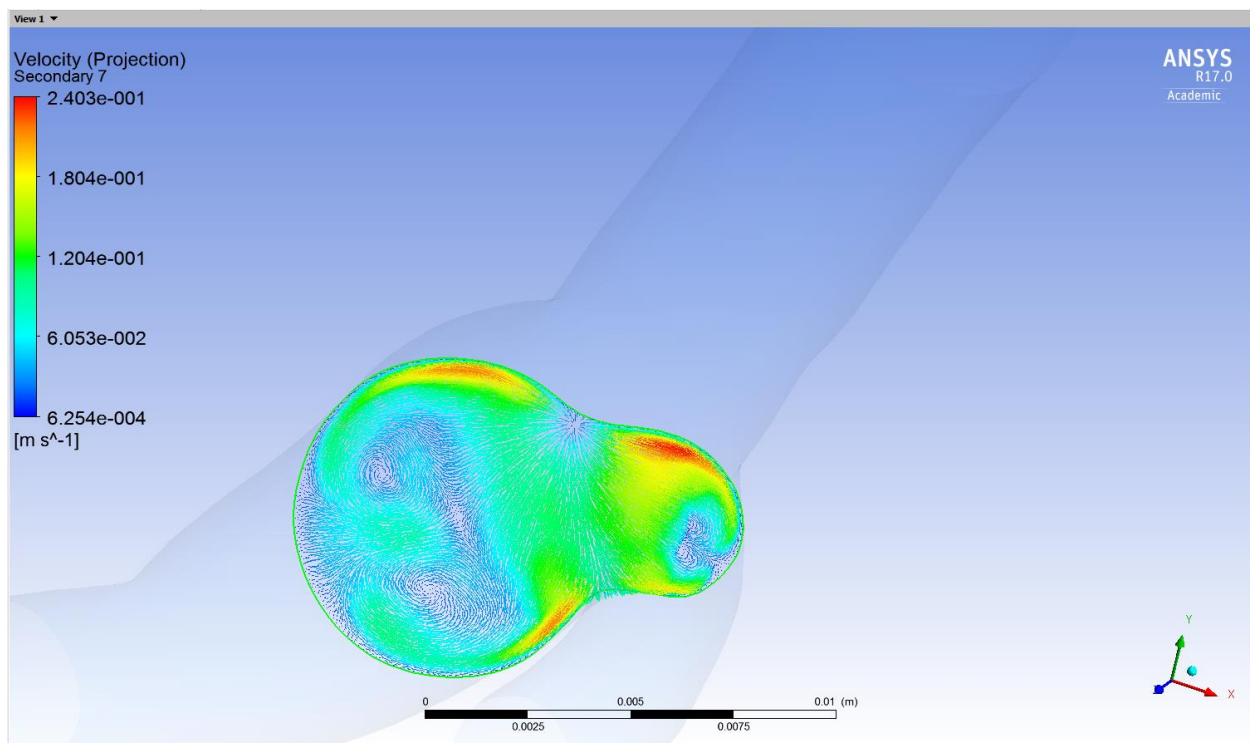


Figure 7.5.9 $t/t_p = 0.16$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

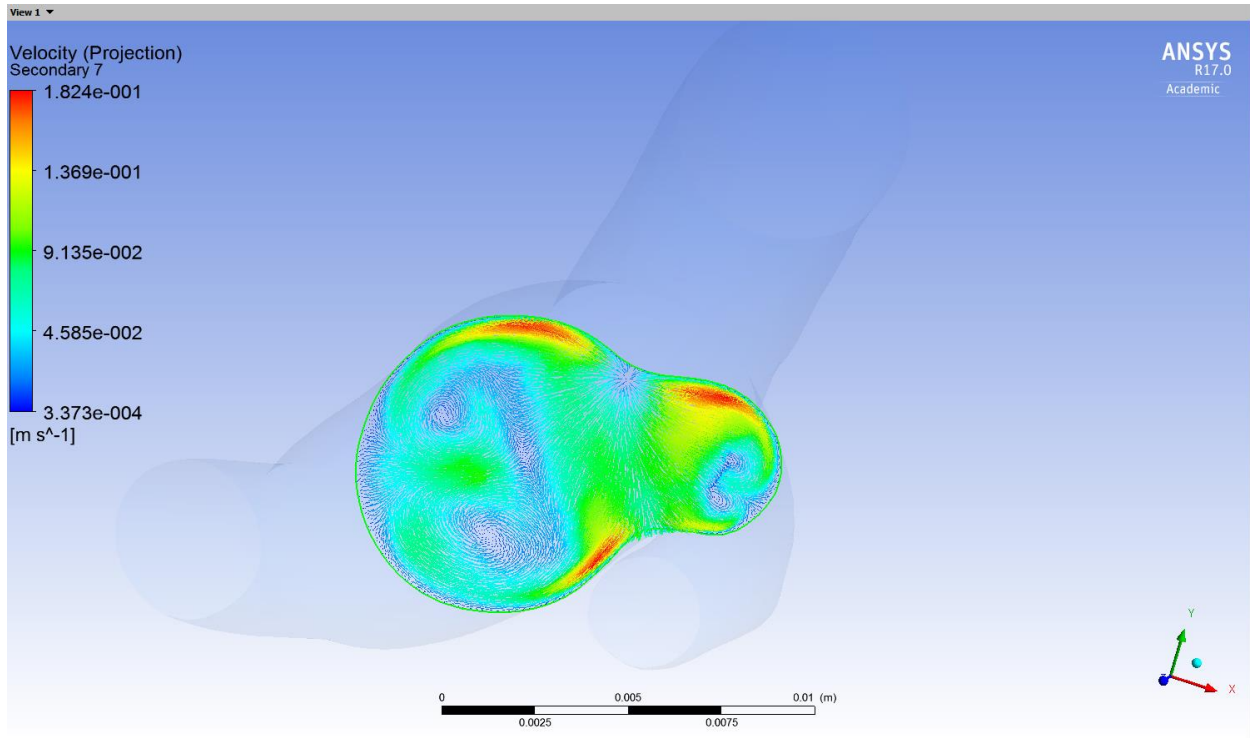


Figure 7.5.10 $t/t_p=0.18$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

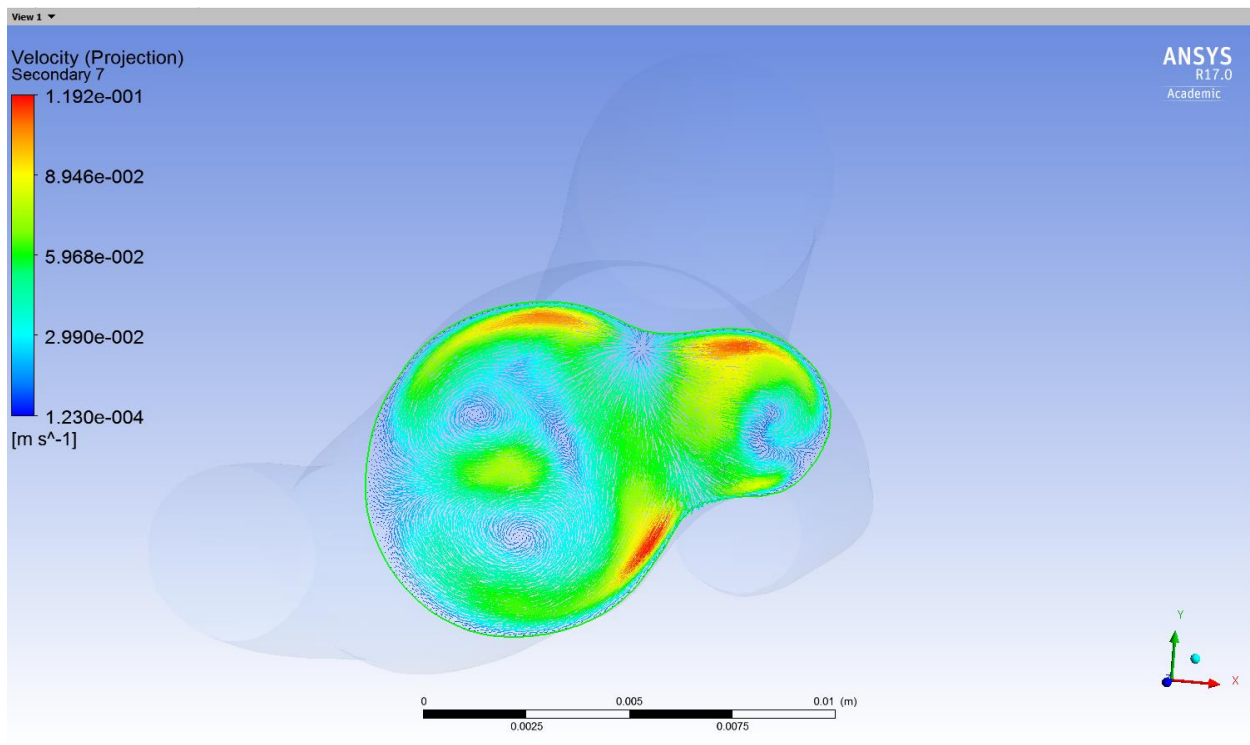


Figure 7.5.11 $t/t_p=0.22$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

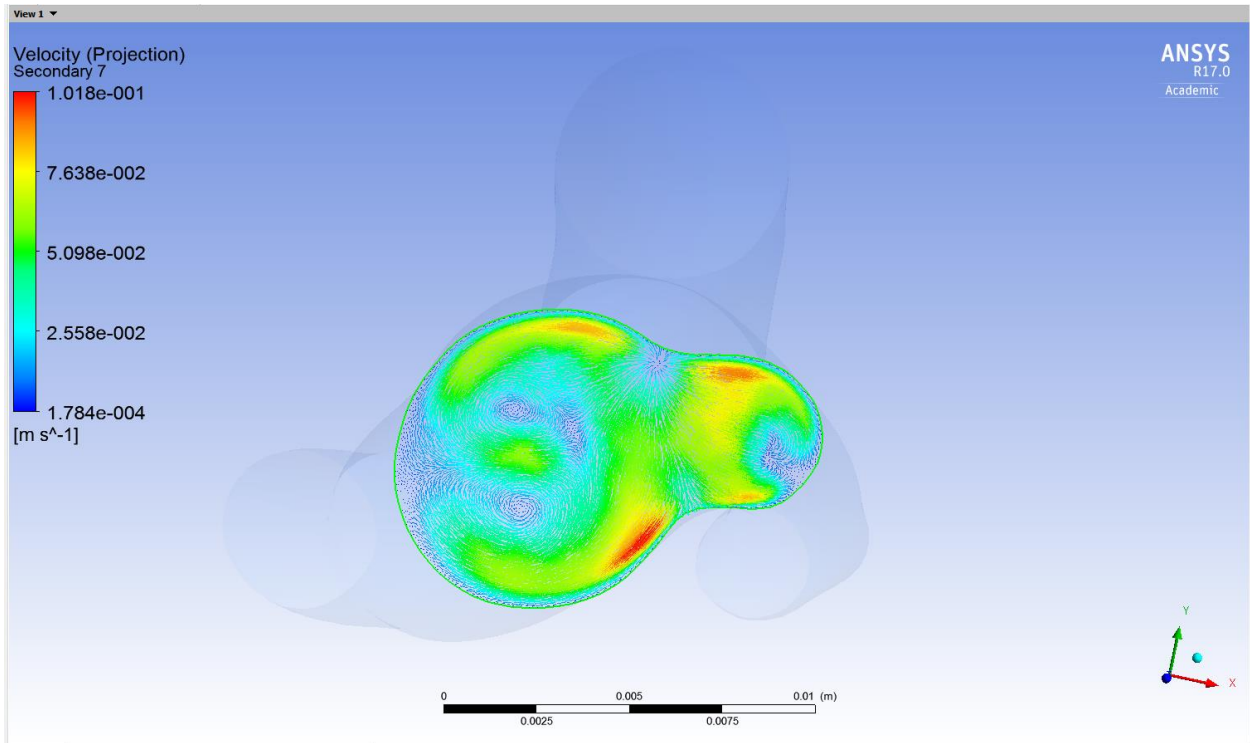


Figure 7.5.12 $t/t_p=0.24$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

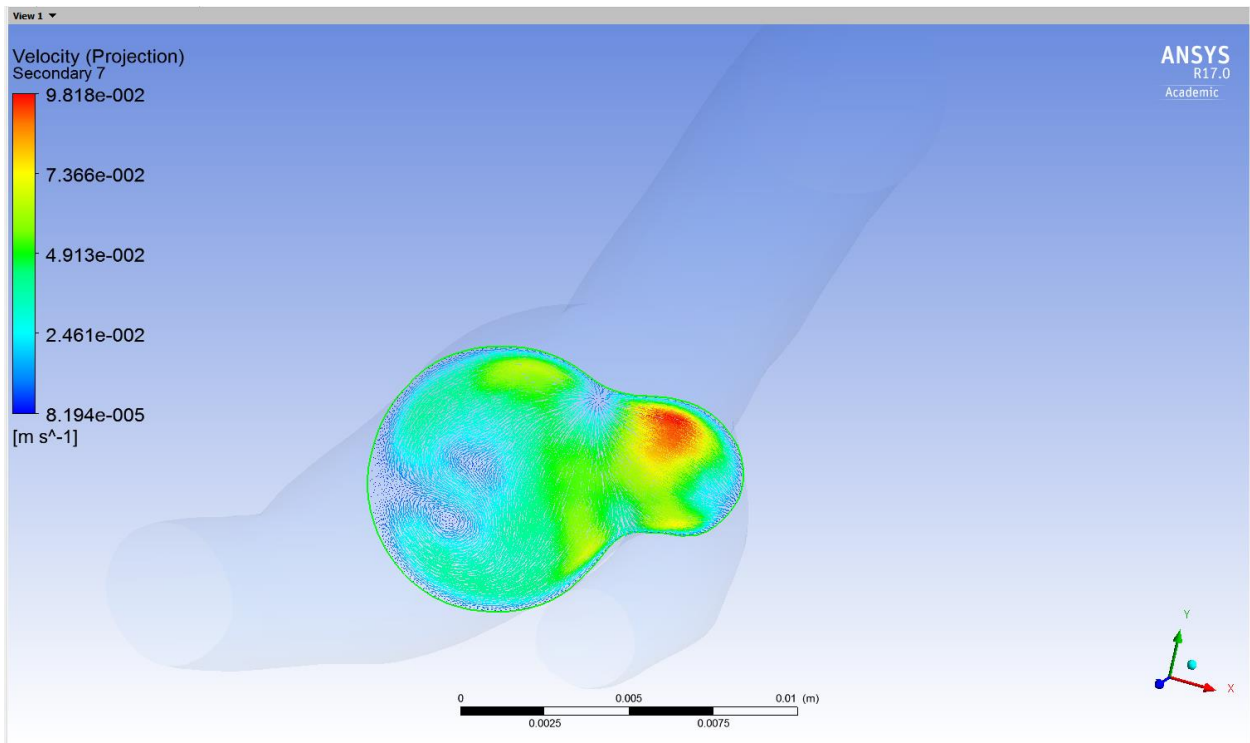


Figure 7.5.13 $t/t_p=0.32$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

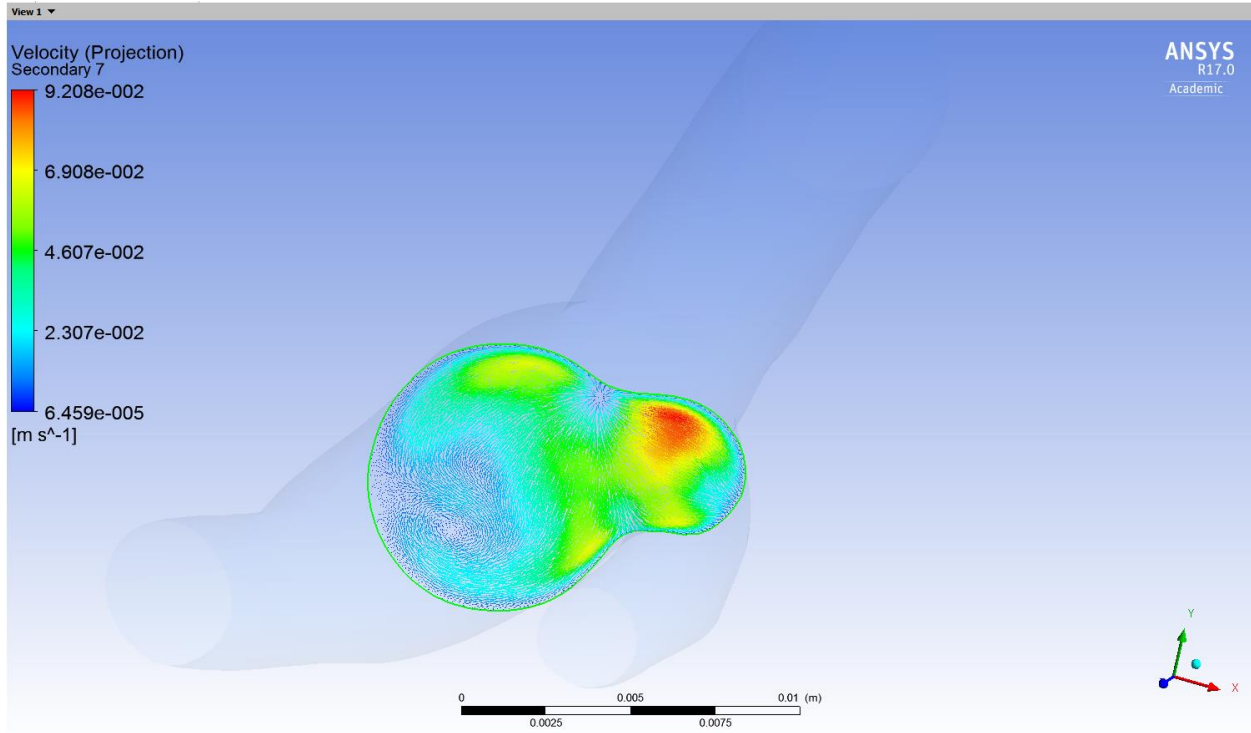


Figure 7.5.14 $t/t_p=0.4$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

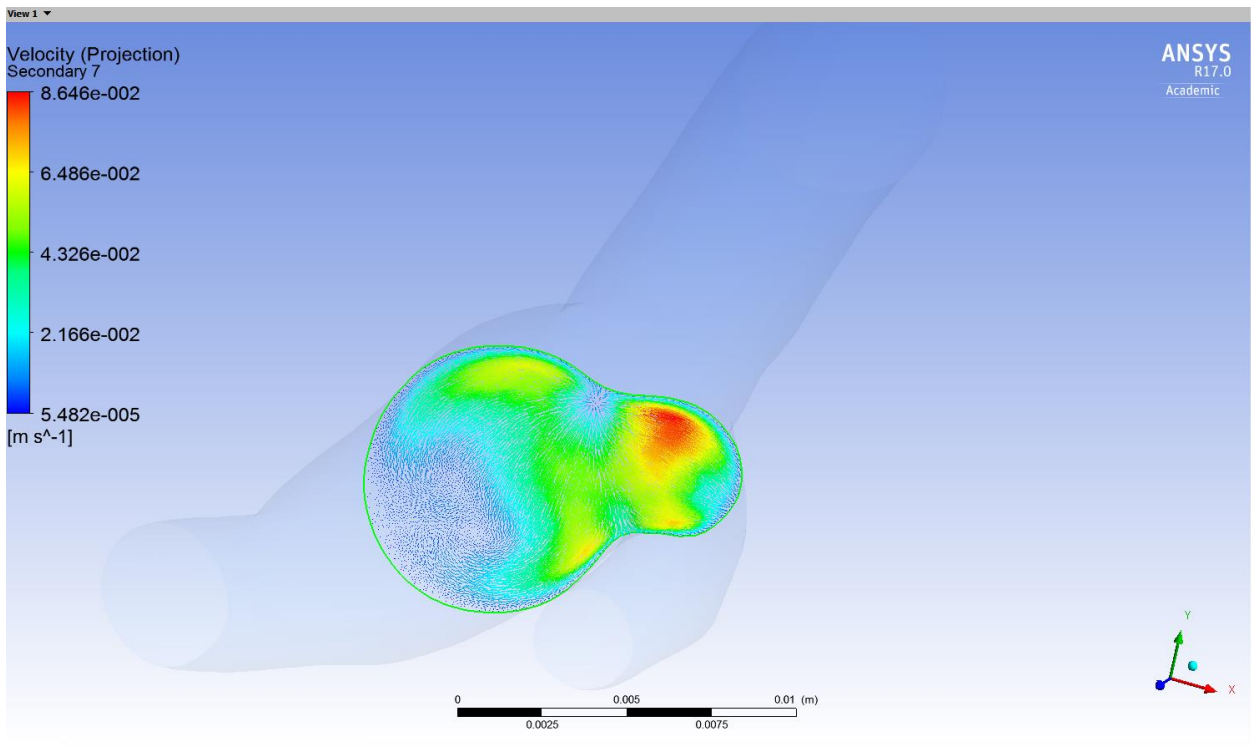


Figure 7.5.15 $t/t_p= 0.8$ Ακτινική Ταχύτητα Νευτώνειου Ρευστού

7.5.2 Απεικόνιση Ακτινικής Ταχύτητας στο επίπεδο 7 μη Νευτώνειο ρευστό

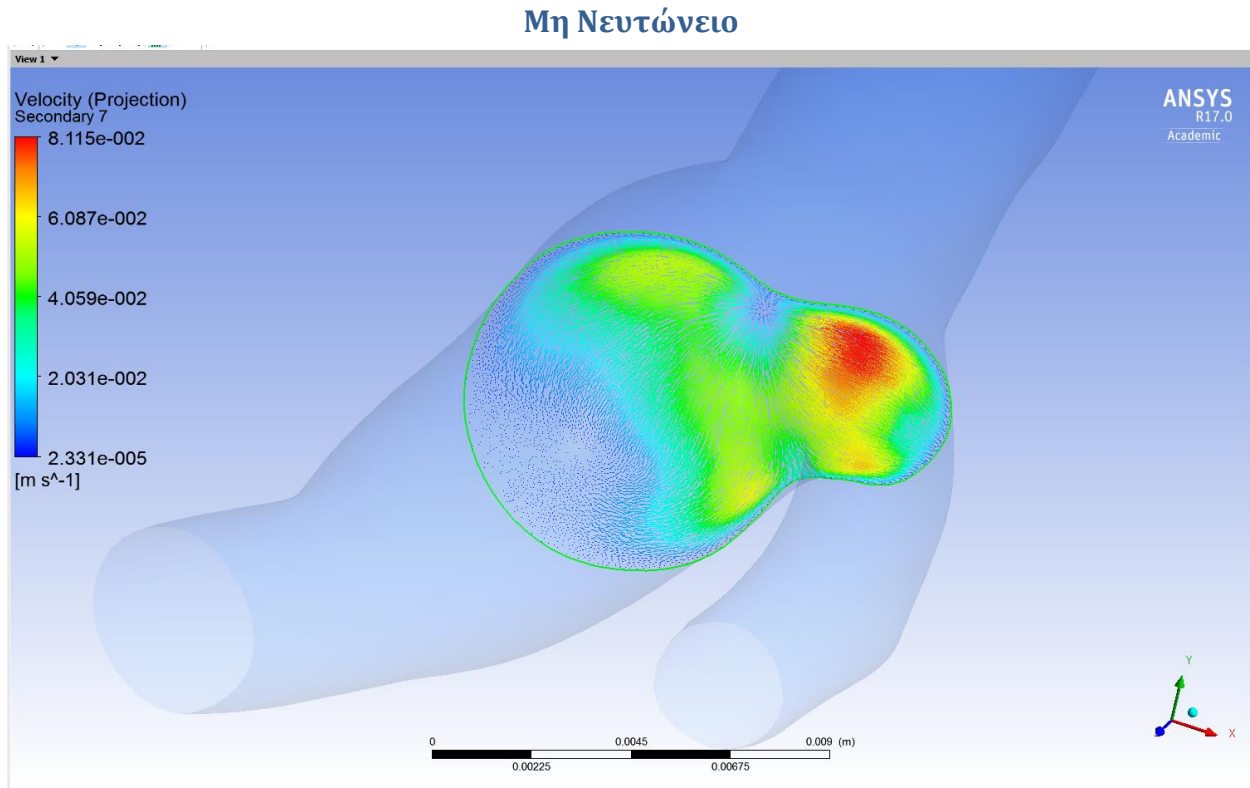


Figure 7.5.16 $\theta t/t_p$ =Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

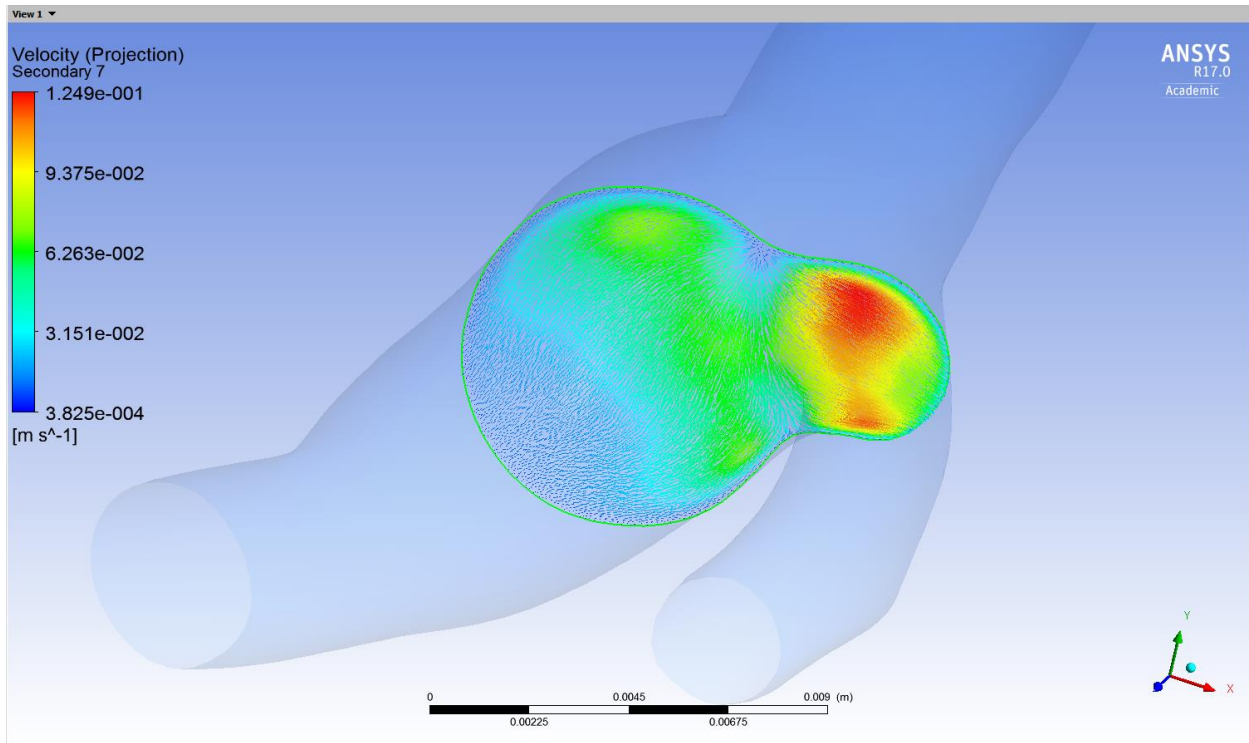


Figure 7.5.17 $t/t_p=0.02$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

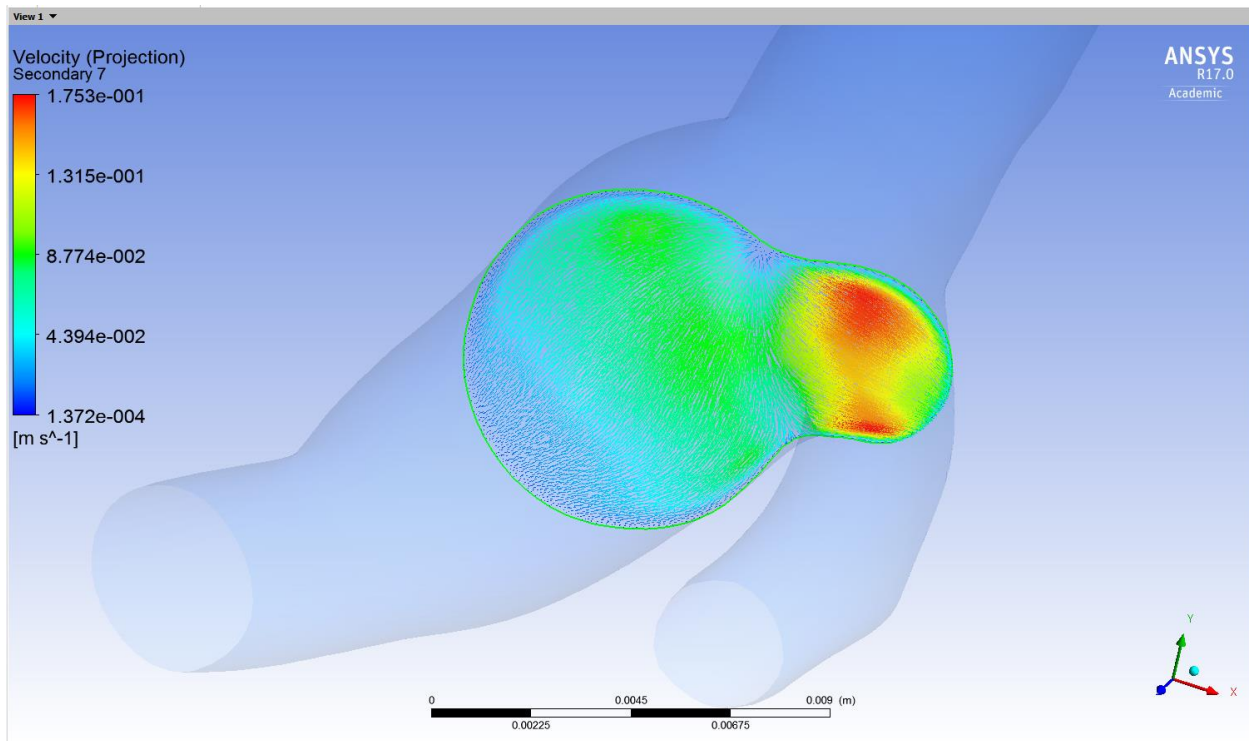


Figure 7.5.18 $t/t_p=0.04$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

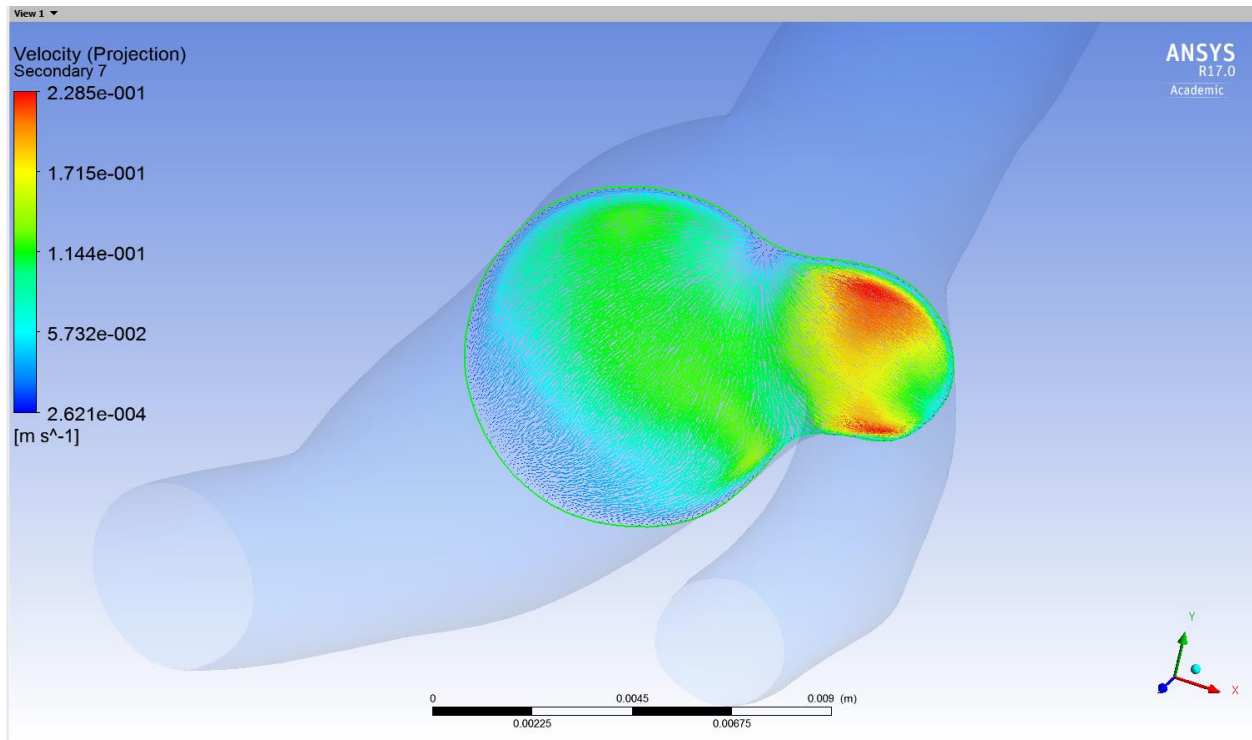


Figure 7.5.19 $t/t_p=0.06$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

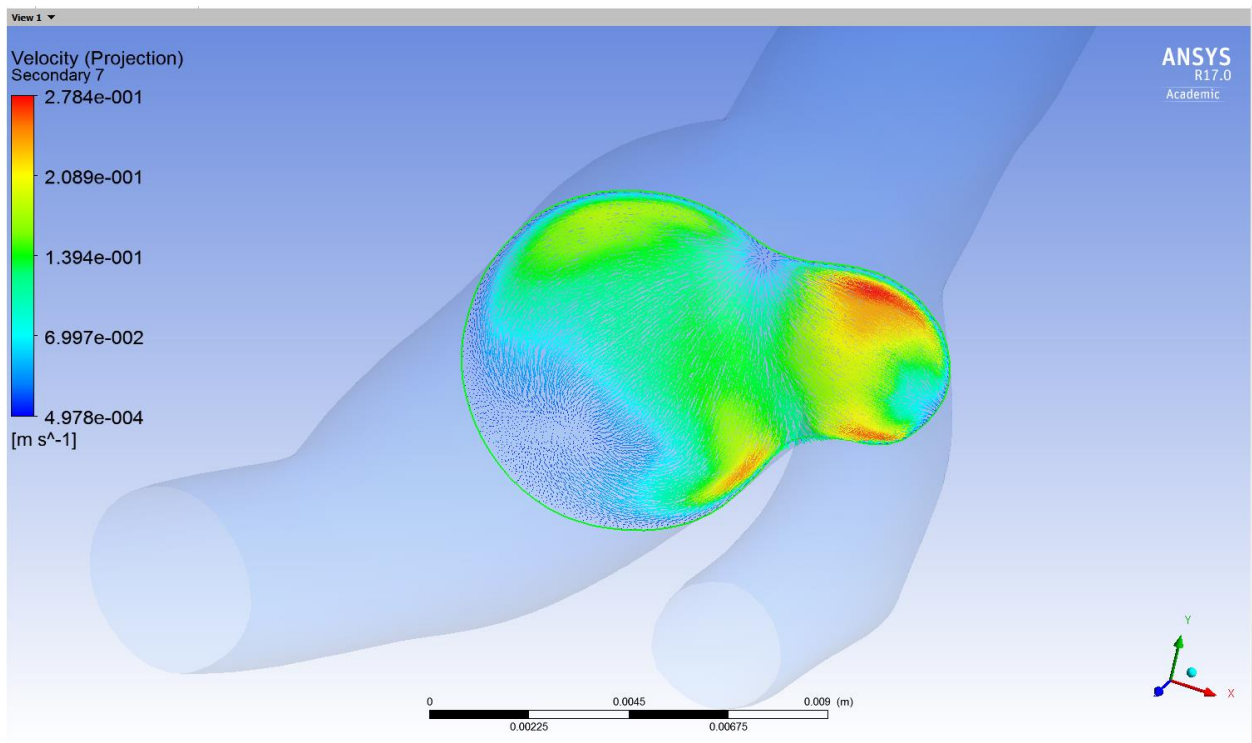


Figure 7.5.20 $t/t_p= 0.08$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

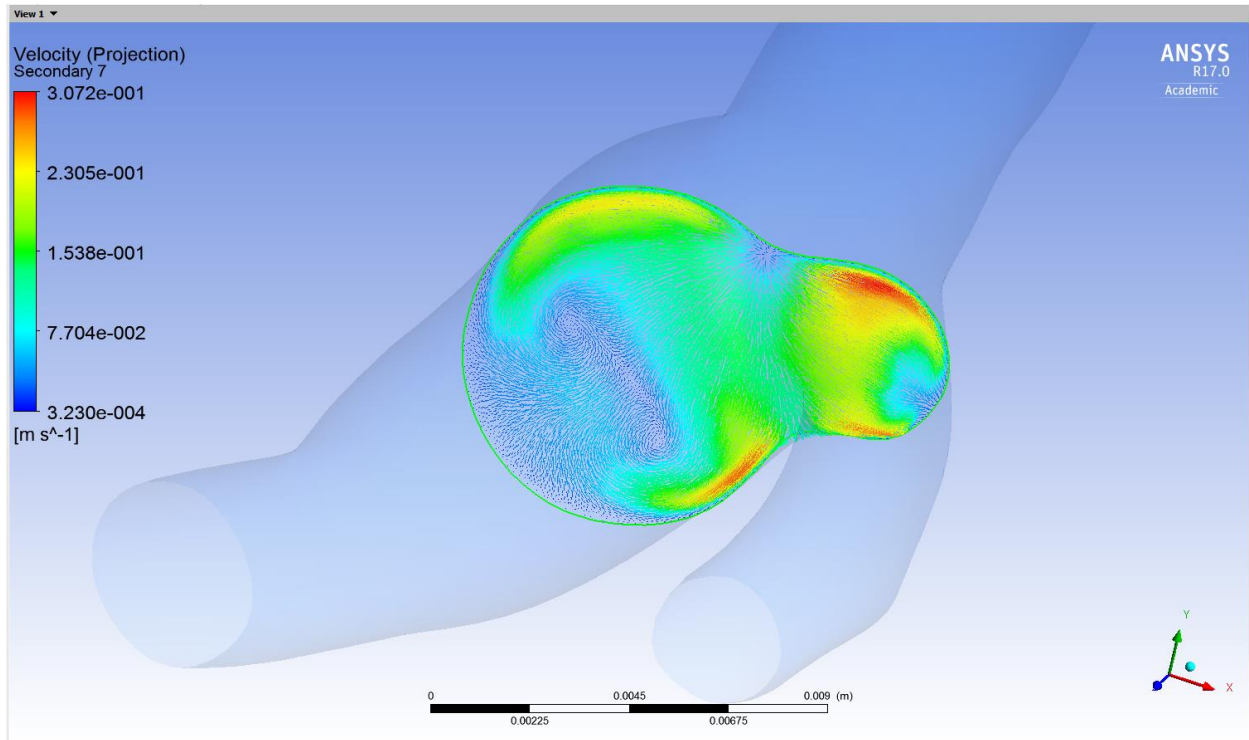


Figure 7.5.21 $t/t_p=0.1$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

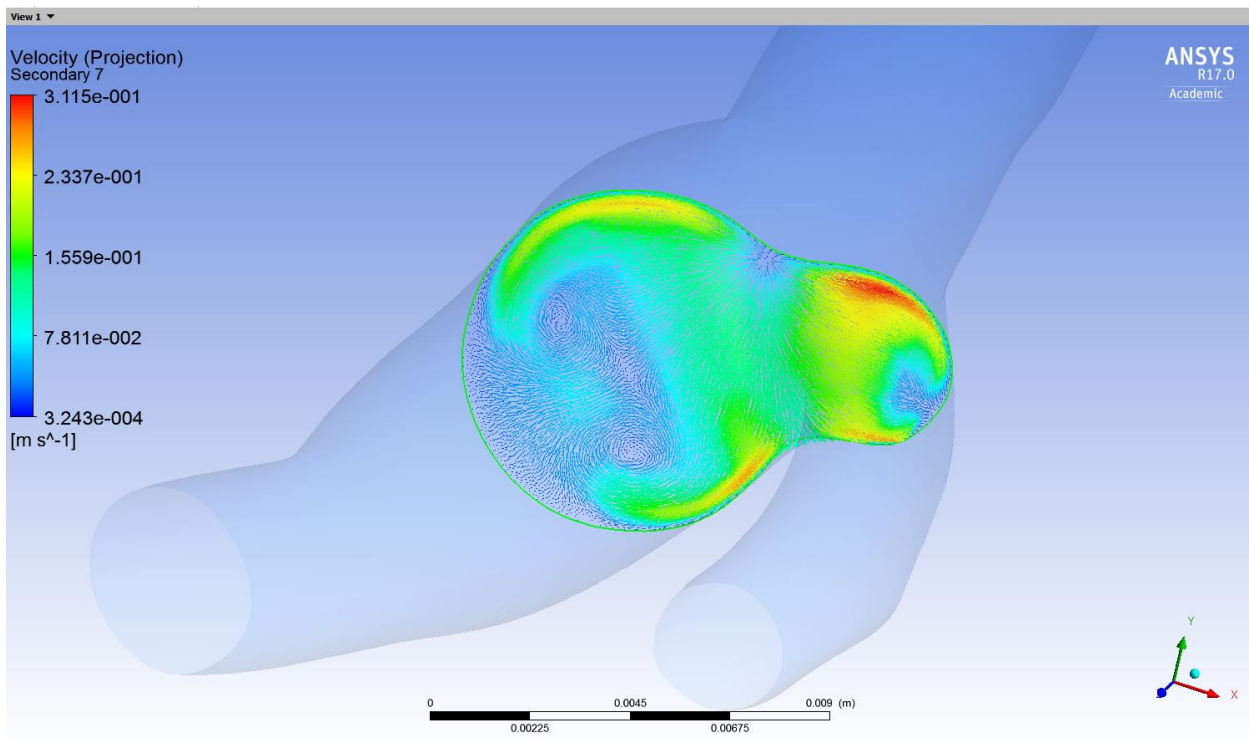


Figure 7.5.22 $t/t_p=0.12$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

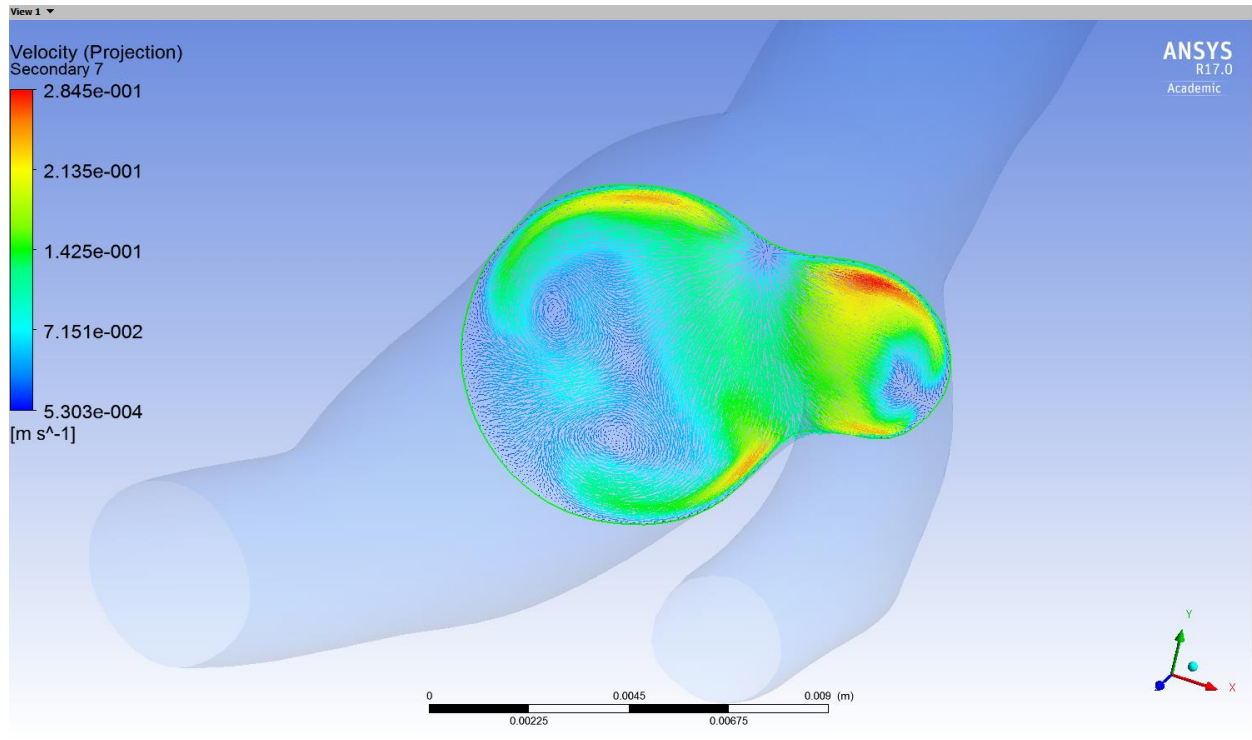


Figure 7.5.23 $t/t_p=0.14$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

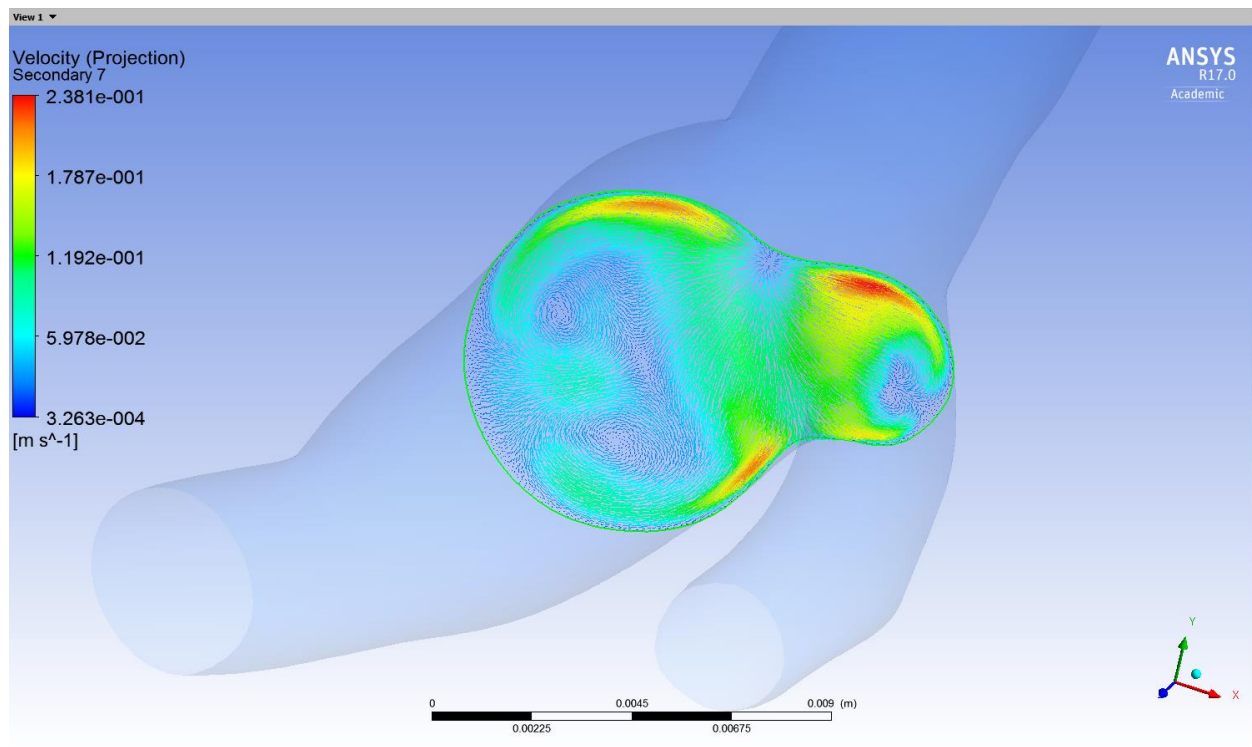


Figure 7.5.24 $t/t_p=0.16$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

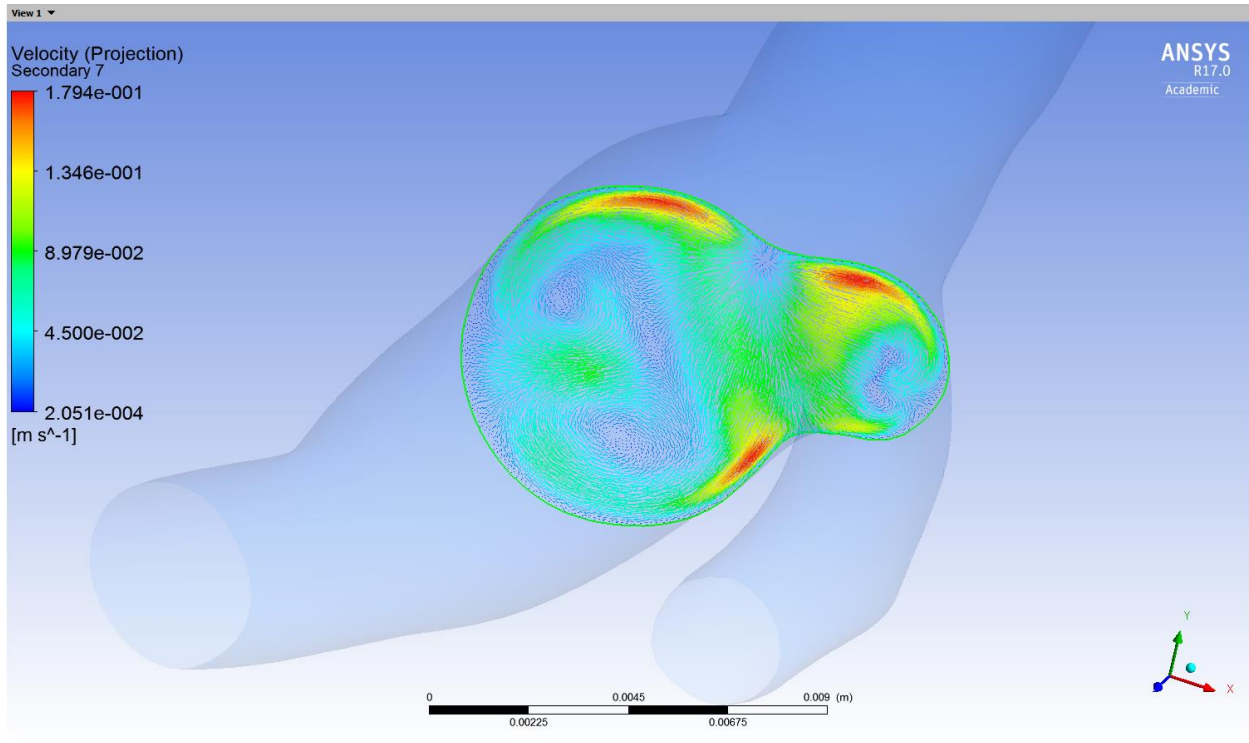


Figure 7.5.25 $t/t_p=0.18$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

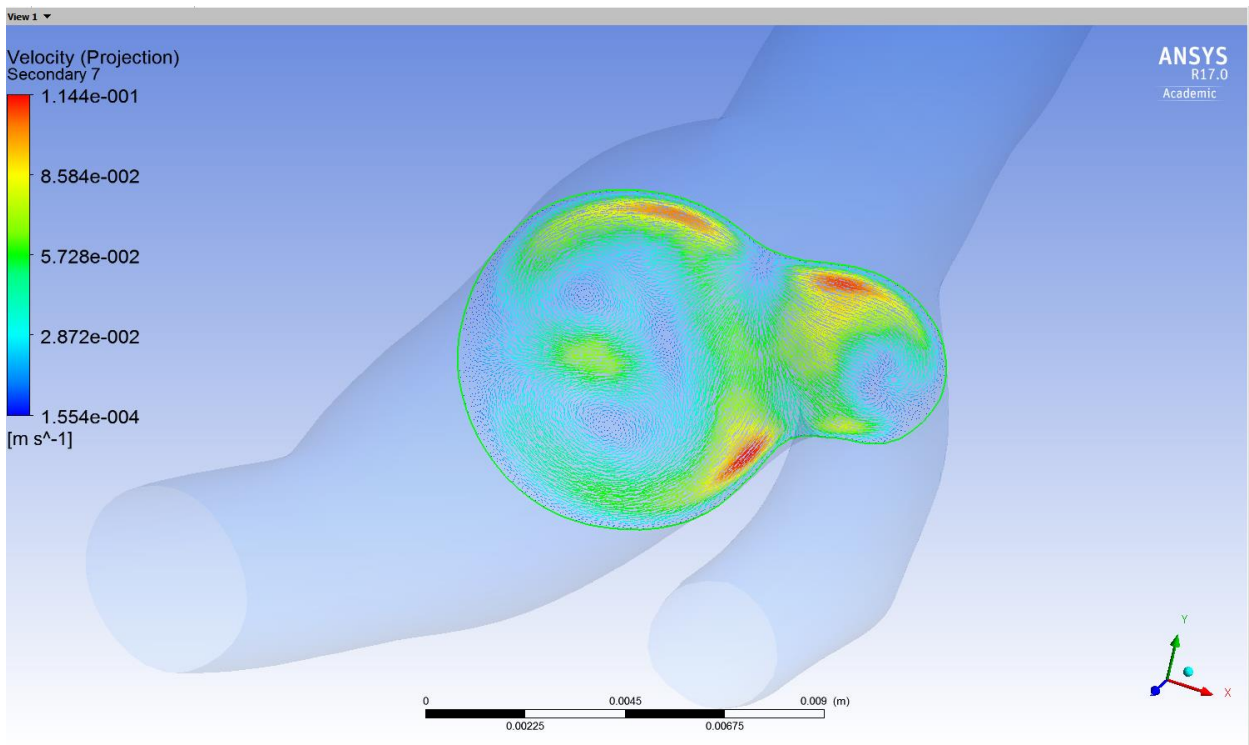


Figure 7.5.26 $t/t_p=0.22$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

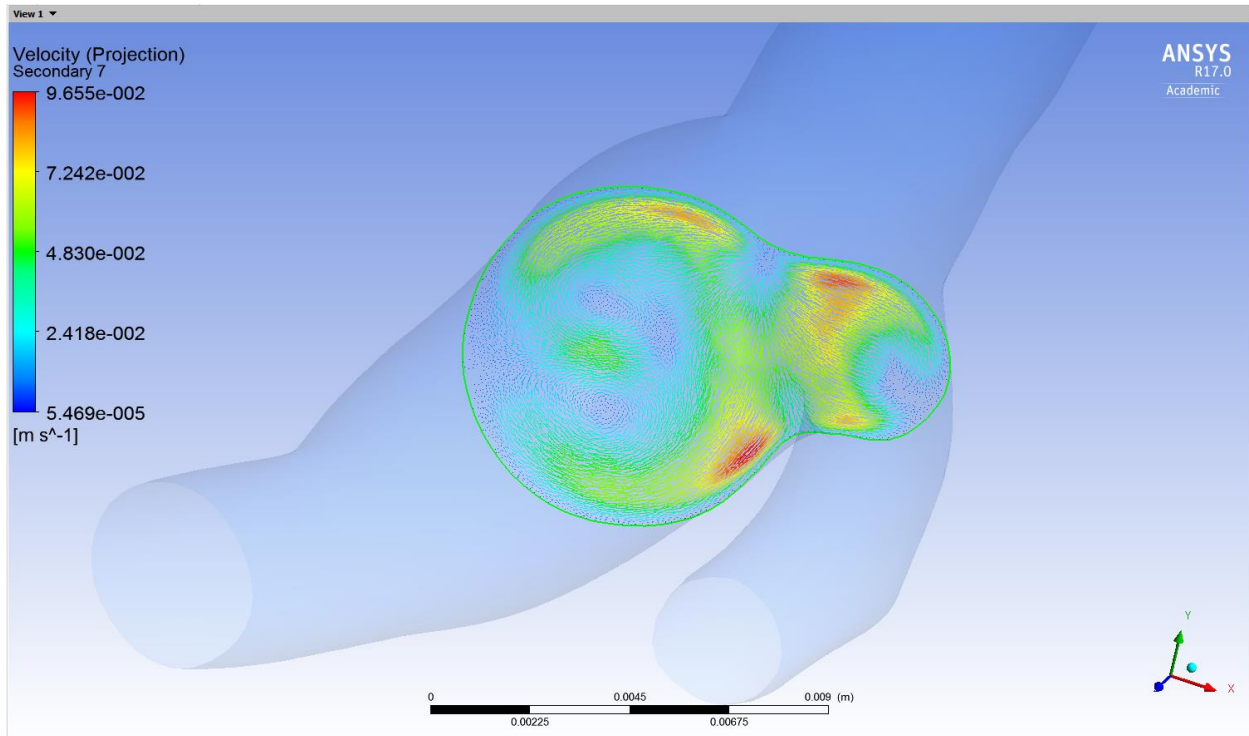


Figure 7.5.27 $t/t_p = 0.24$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

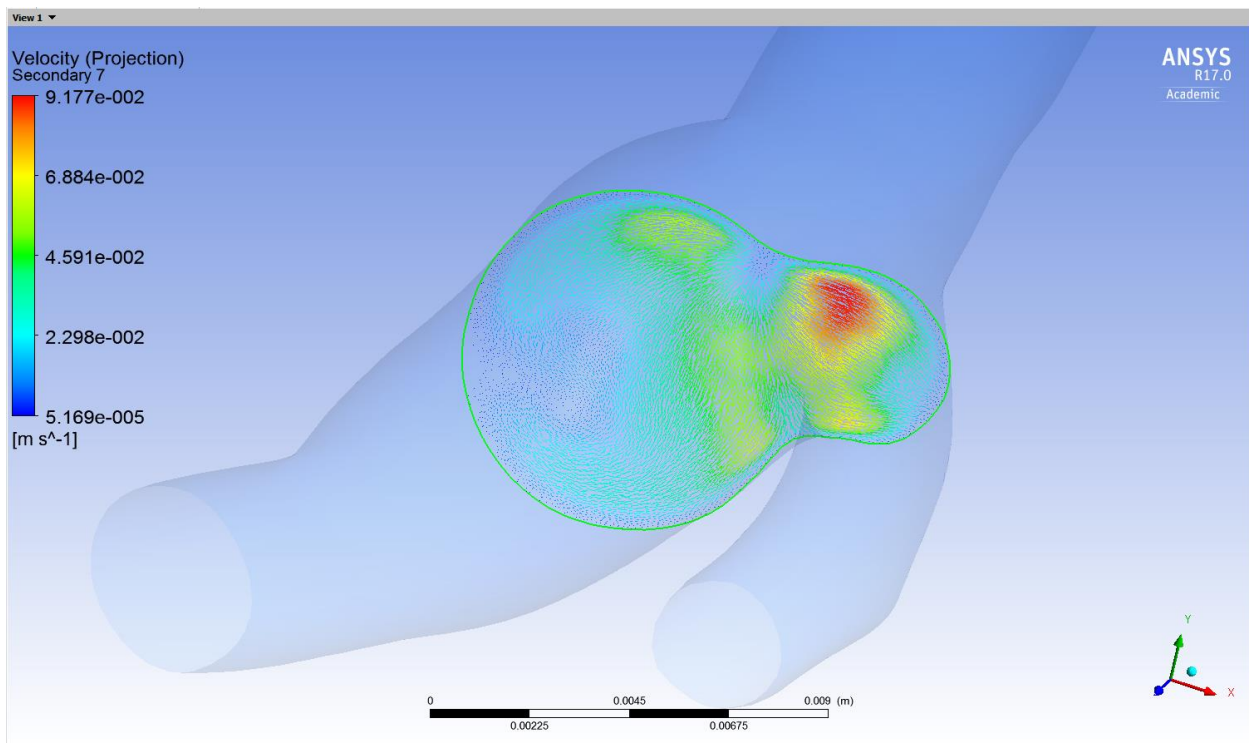


Figure 7.5.28 $t/t_p = 0.32$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

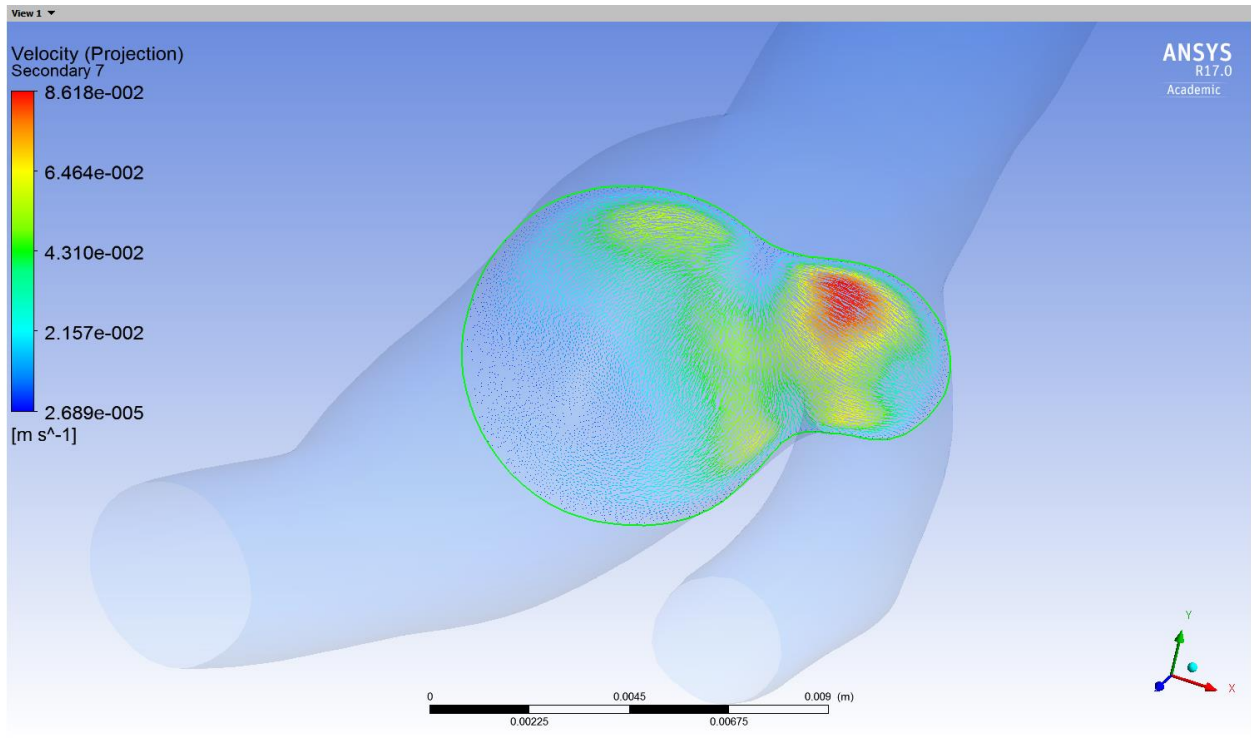


Figure 7.5.29 $t/t_p = 0.4$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

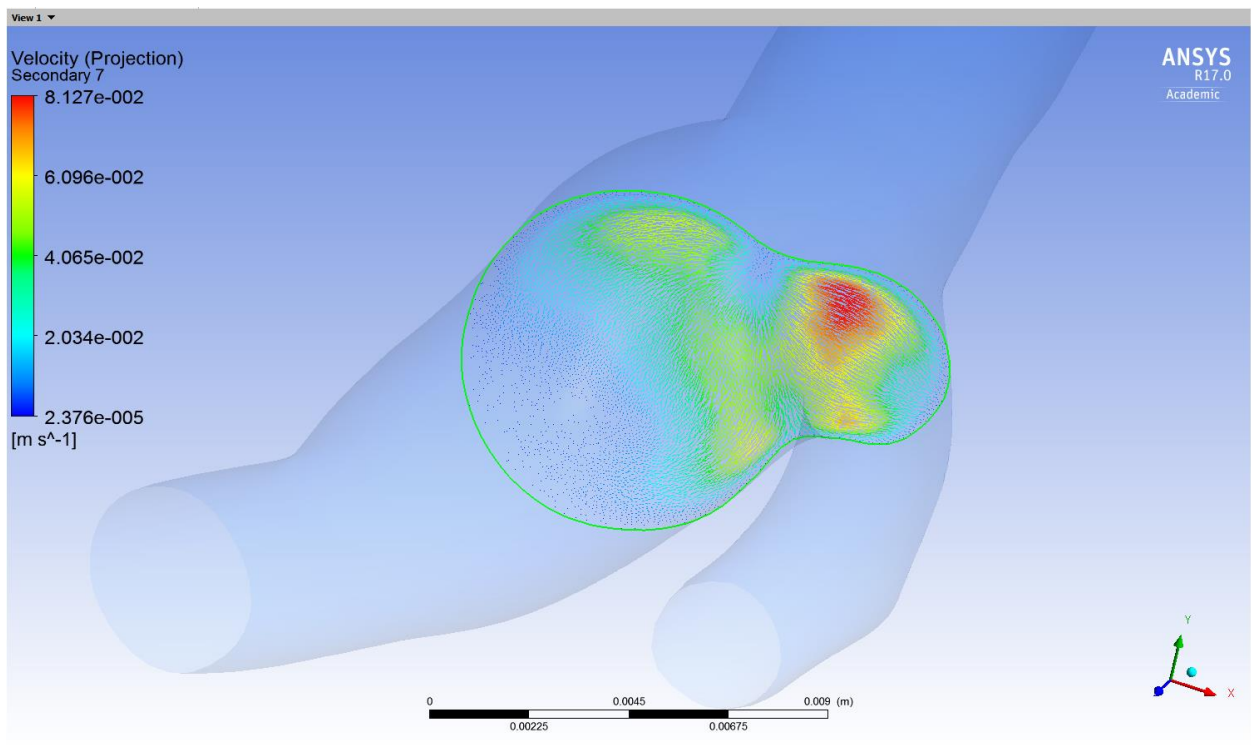


Figure 7.5.30 $t/t_p = 0.8$ Ακτινική Ταχύτητα Μη Νευτώνειου Ρευστού

7.6 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου.

Παρακάτω παρουσιάζονται στις χαρακτηριστικές χρονικές στιγμές που έχουμε επιλέξει, στιγμιότυπα από το Ansys όπου εμφανίζεται η πίεση που ασκείται στο τοίχωμα από τα αίμα, τόσο για νευτώνειο όσο και για μη νευτώνειο ρευστό. Παρατηρείται ότι οι πιέσεις είναι όμοια κατανομημένες και διαφέρουν ελάχιστα για τις μέγιστες τιμές (διαφορά 1 Pa) στις δύο περιπτώσεις.

7.6.1 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου Νευτώνειο Ρευστό

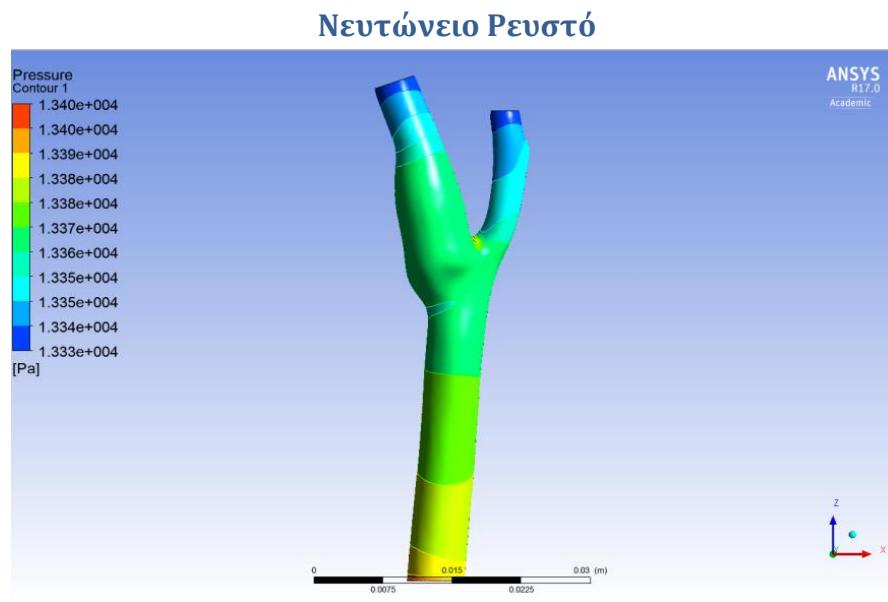


Figure 7.6.1 $t/t_p=0$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

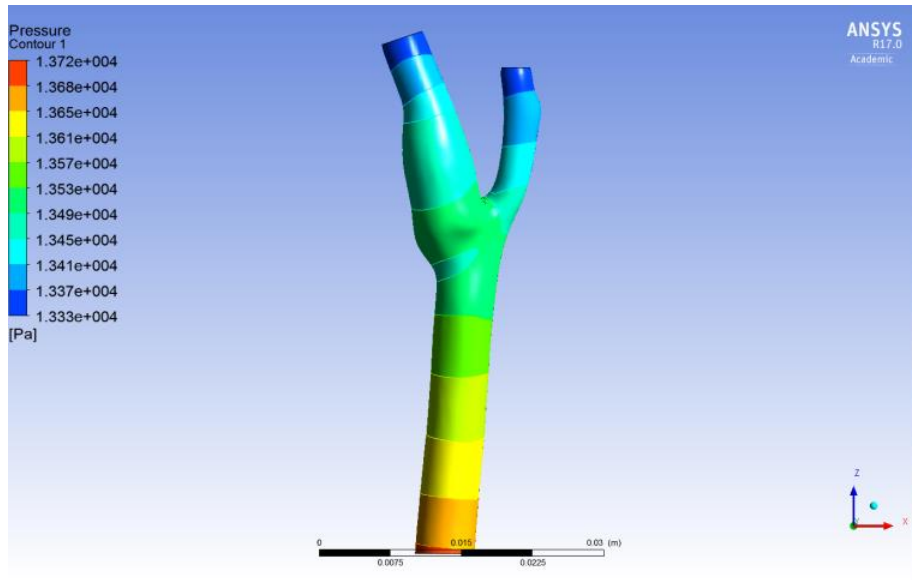


Figure 7.6.2 $t/t_p=0.02$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

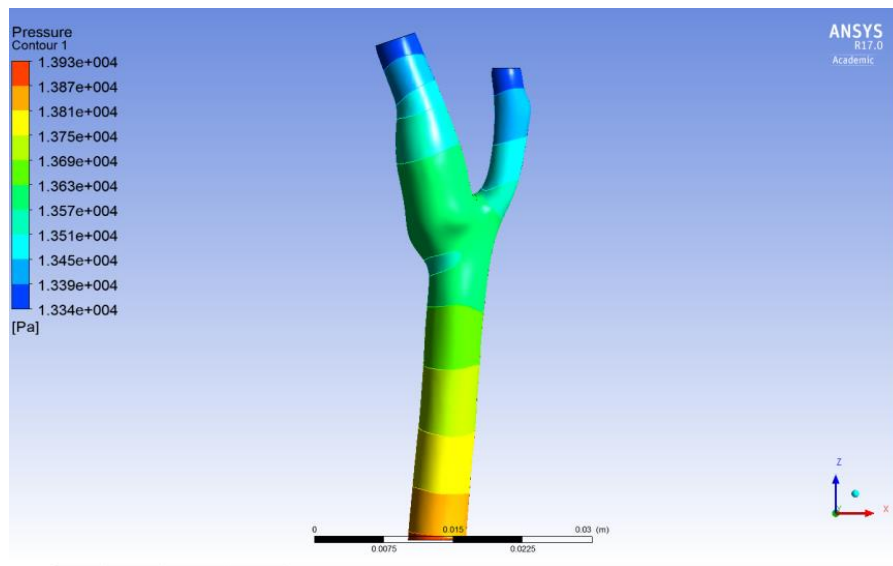


Figure 7.6.3 $t/t_p=0.04$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

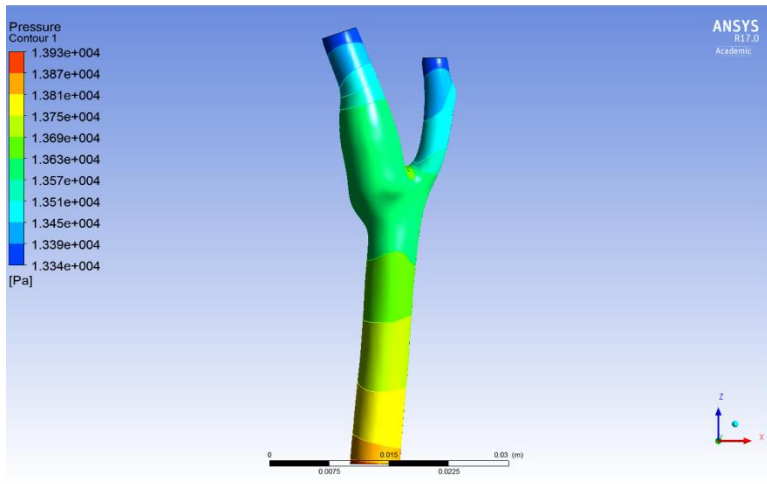


Figure 7.6.4 $t/t_p=0.06$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

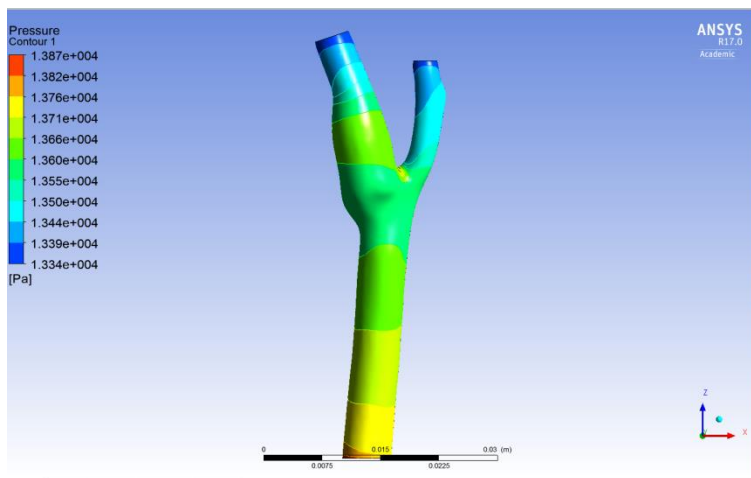


Figure 7.6.5 $t/t_p=0.08$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

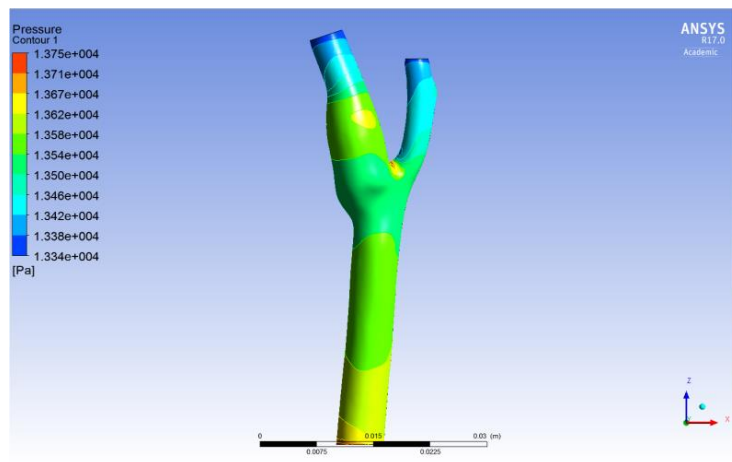


Figure 7.6.6 $t/t_p=0.1$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

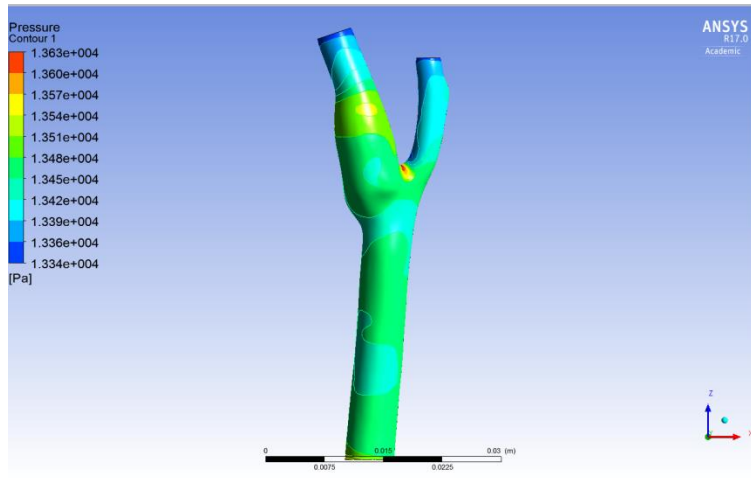


Figure 7.6.7 $t/t_p=0.12$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

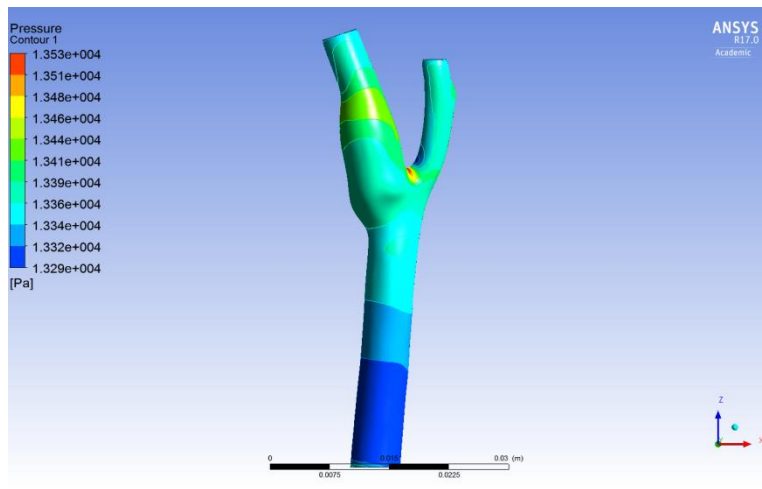


Figure 7.6.8 $t/t_p=0.14$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

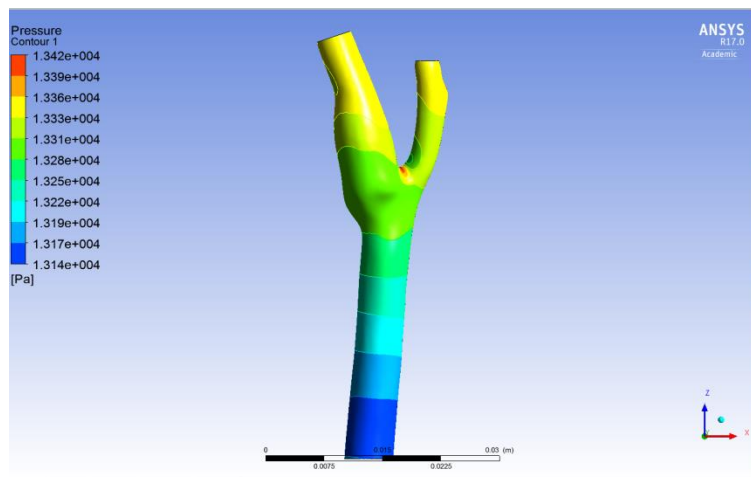


Figure 7.6.9 $t/t_p=0.16$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

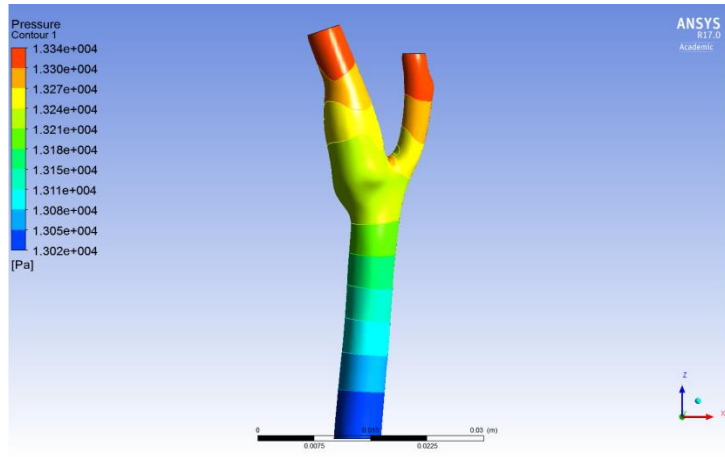


Figure 7.6.10 $t/t_p=0.18$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

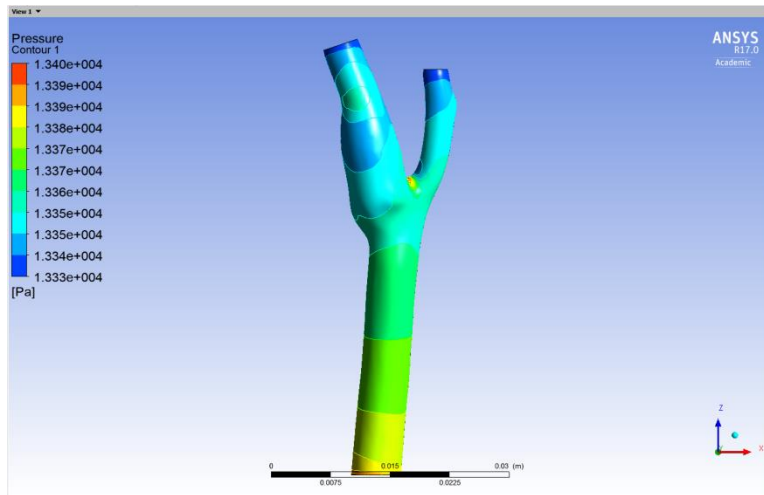


Figure 7.6.11 $t/t_p=0.22$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

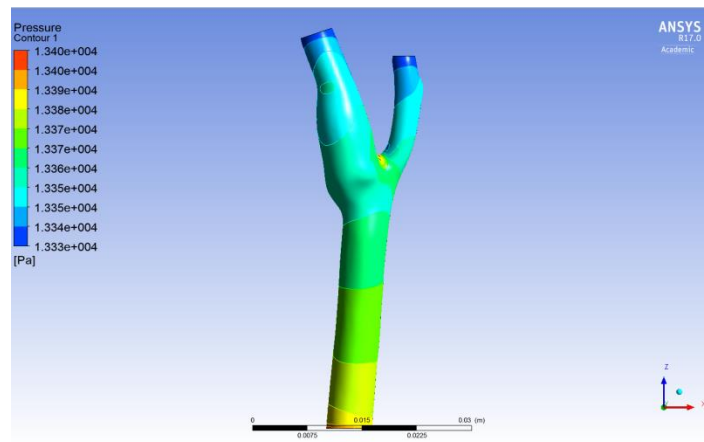


Figure 7.6.12 $t/t_p=0.24$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

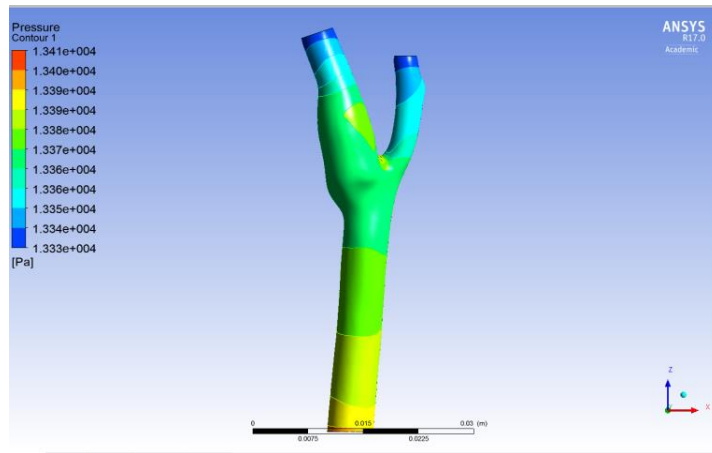


Figure 7.6.13 $t/t_p=0.32$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

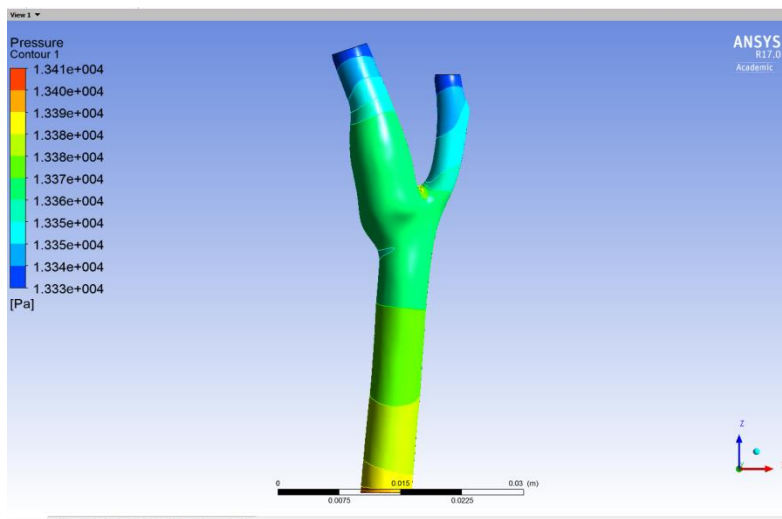


Figure 7.6.14 $t/t_p=0.4$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

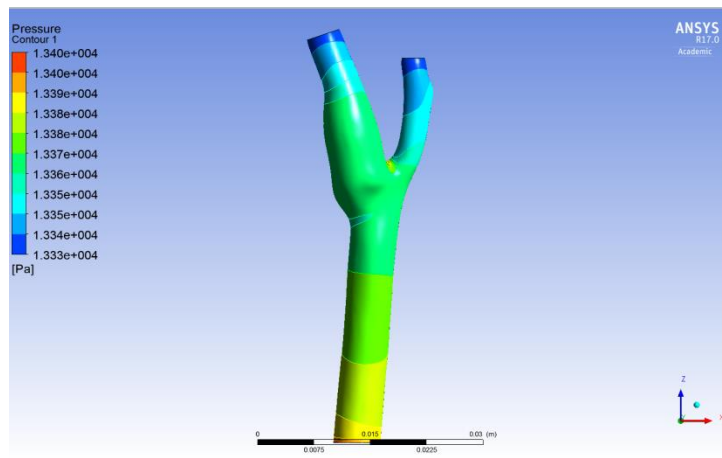


Figure 7.6.15 $t/t_p=0.8$ Πίεση Νευτώνειου Ρευστού

7.6.2 Πίεση στο τοίχωμα σε ενδεικτικές χρονικές στιγμές της περιόδου Μη Νευτώνειο Ρευστό

Μη Νευτώνειο Ρευστό

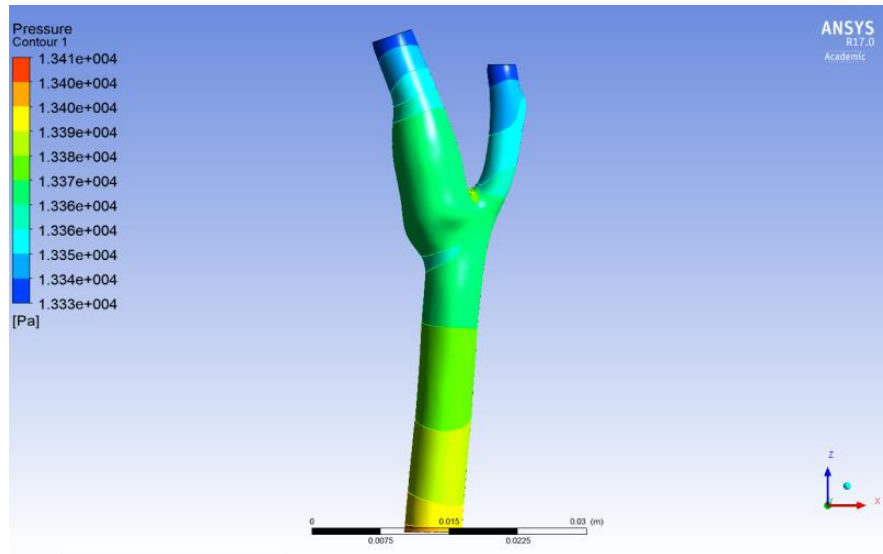


Figure 7.6.16 $t/t_p=0$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

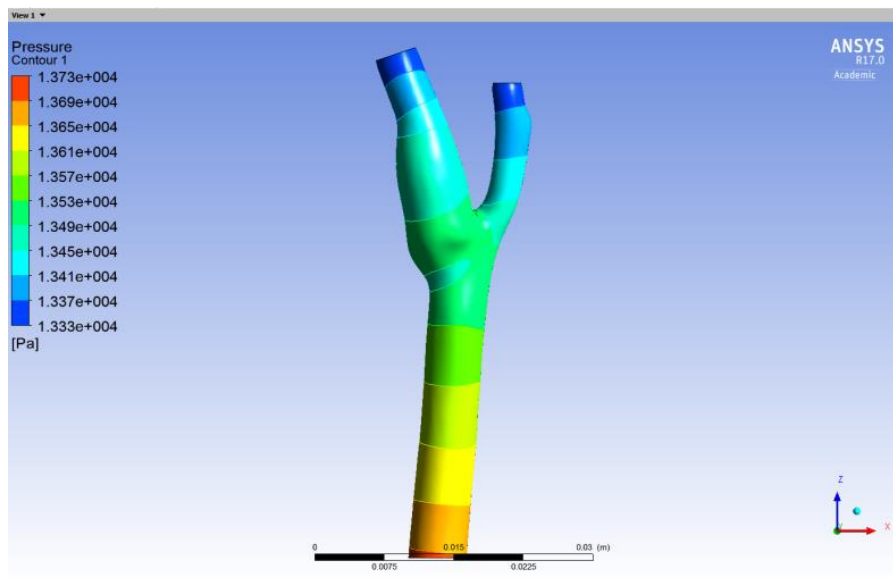


Figure 7.6.17 $t/t_p=0.02$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

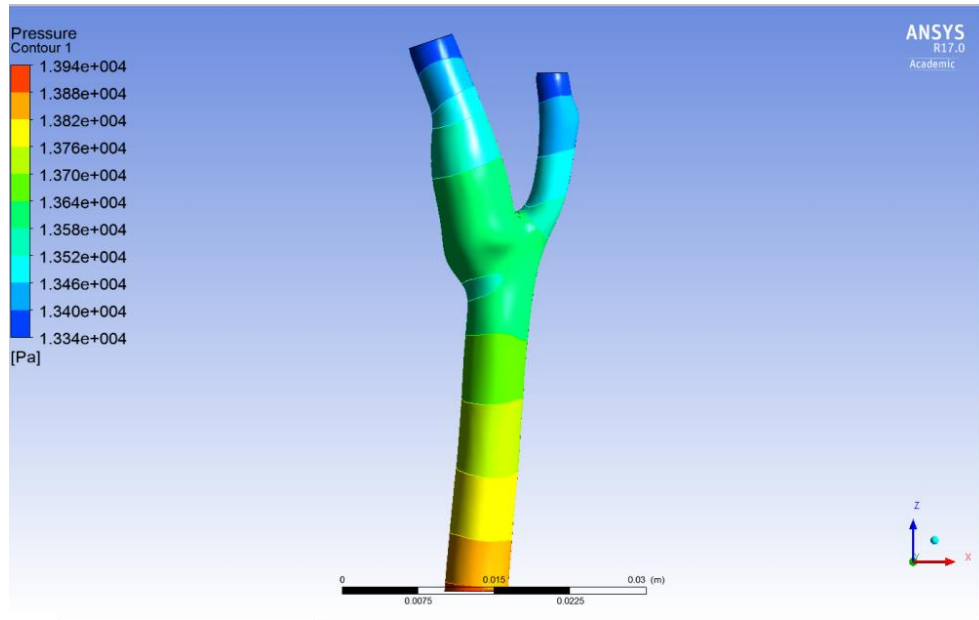


Figure 7.6.18 $t/t_p=0.04$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

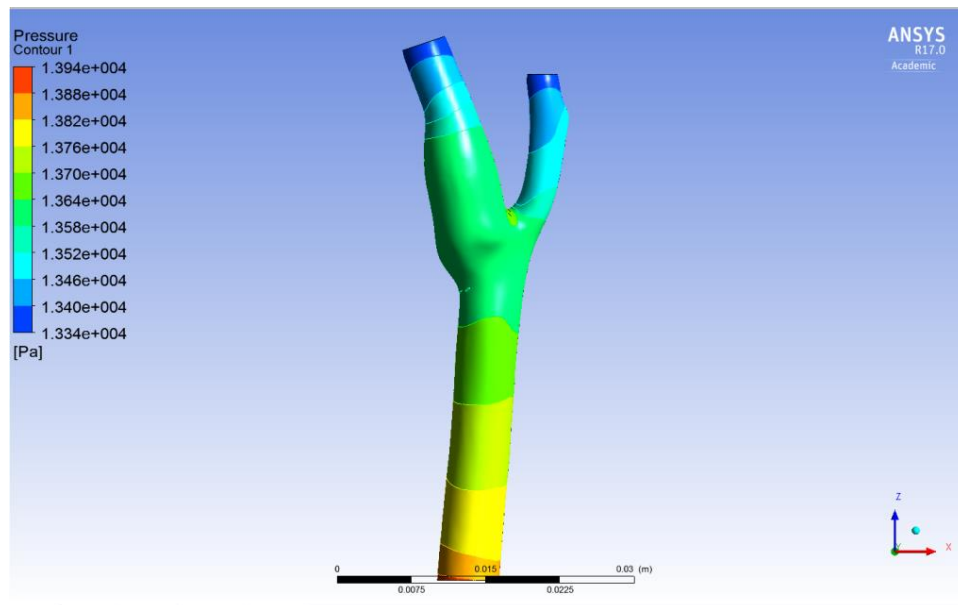


Figure 7.6.19 $t/t_p=0.06$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

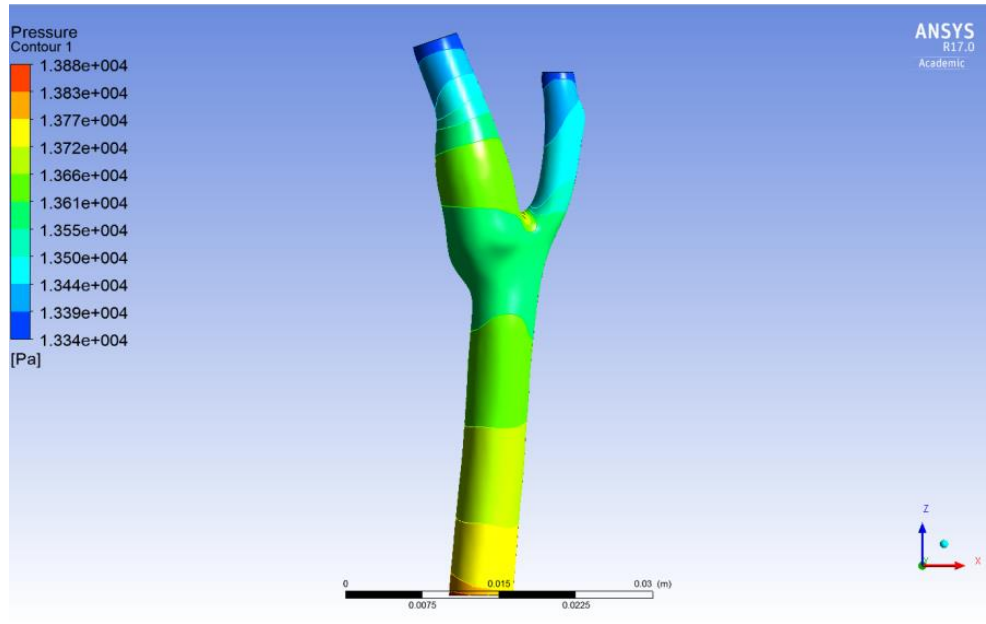


Figure 7.6.20 $t/t_p=0.08$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

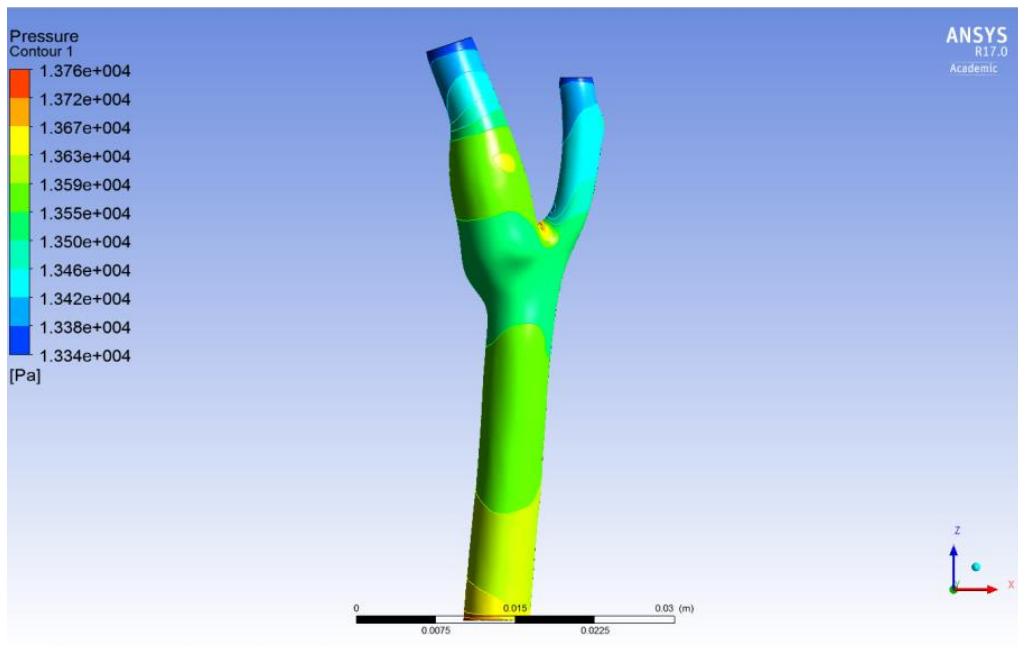


Figure 7.6.21 $t/t_p=0.1$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

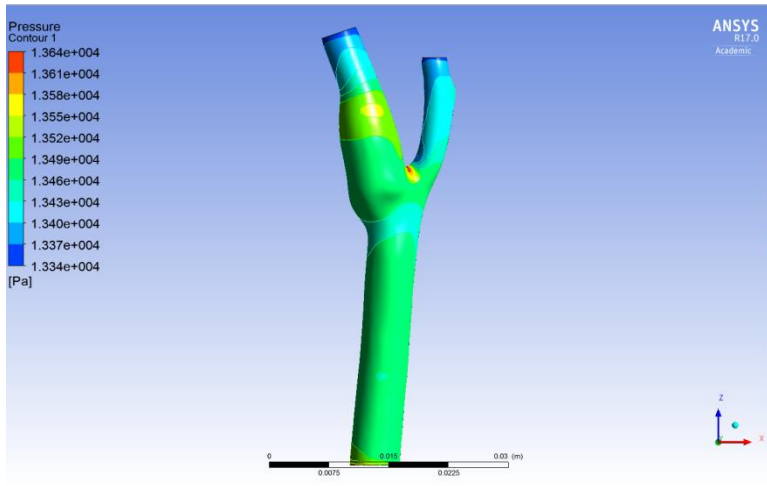


Figure 7.6.22 $t/t_p=0.12$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

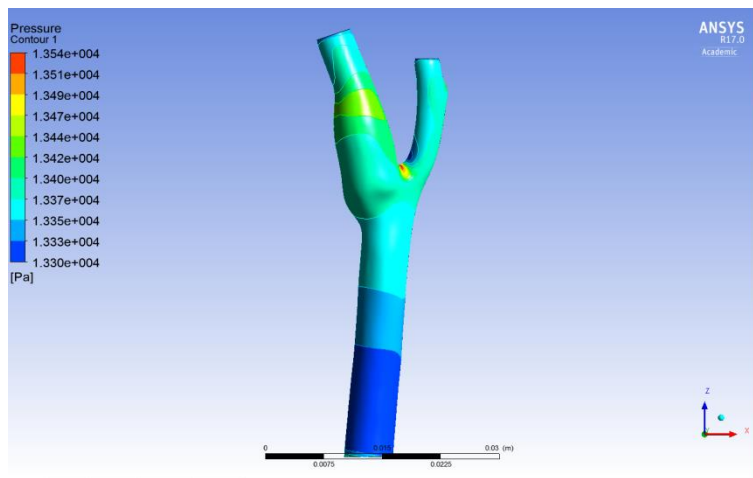


Figure 7.6.23 $t/t_p=0.14$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

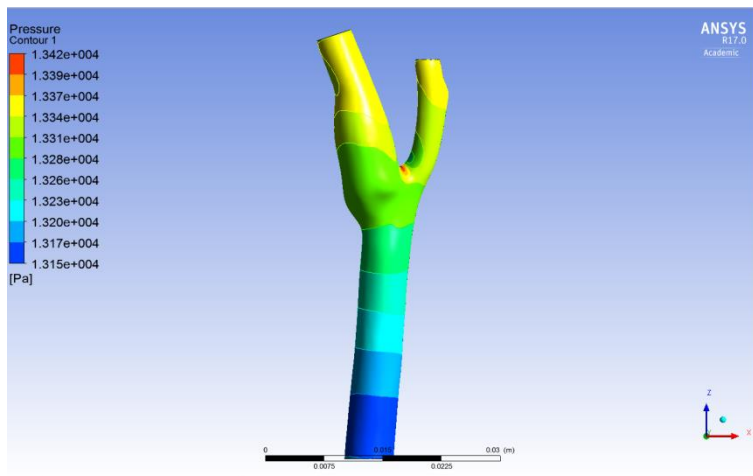


Figure 7.6.24 $t/t_p=0.16$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

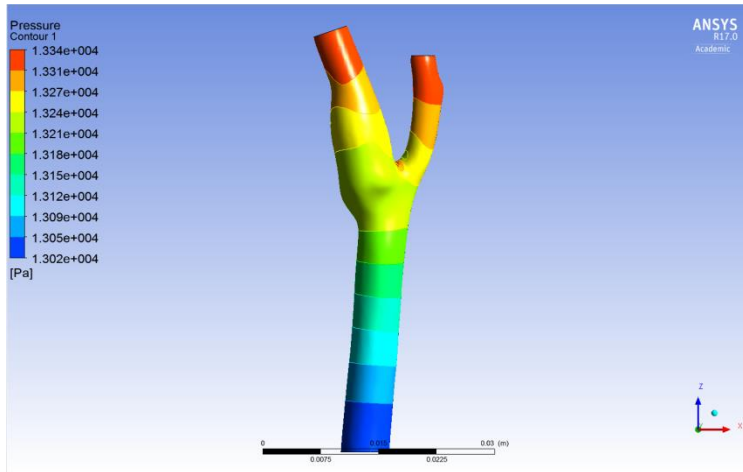


Figure 7.6.25 $t/t_p=0.18$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

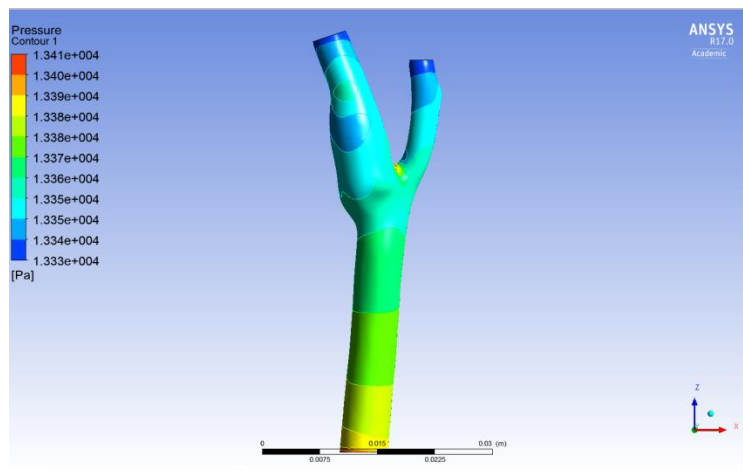


Figure 7.6.26 $t/t_p=0.22$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

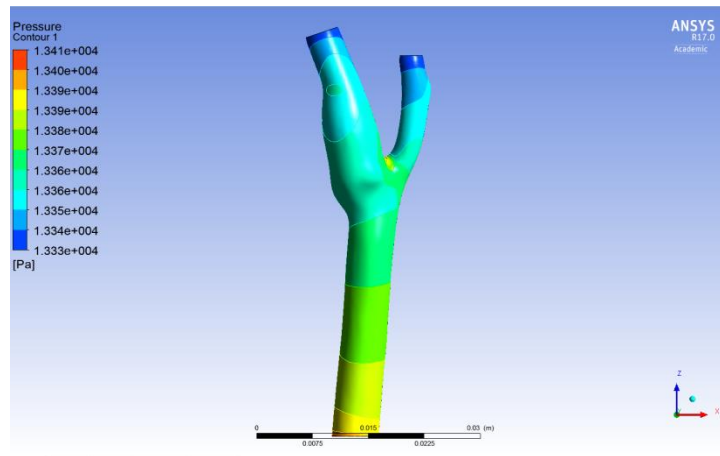


Figure 7.6.27 $t/t_p = 0.24$ Πίση Μη Νευτώνειου Ρευστού

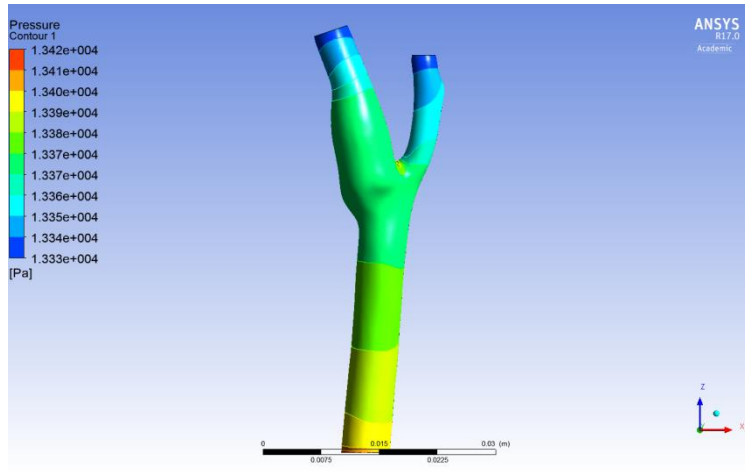


Figure 7.6.28 $t/\tau_p=0.32$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

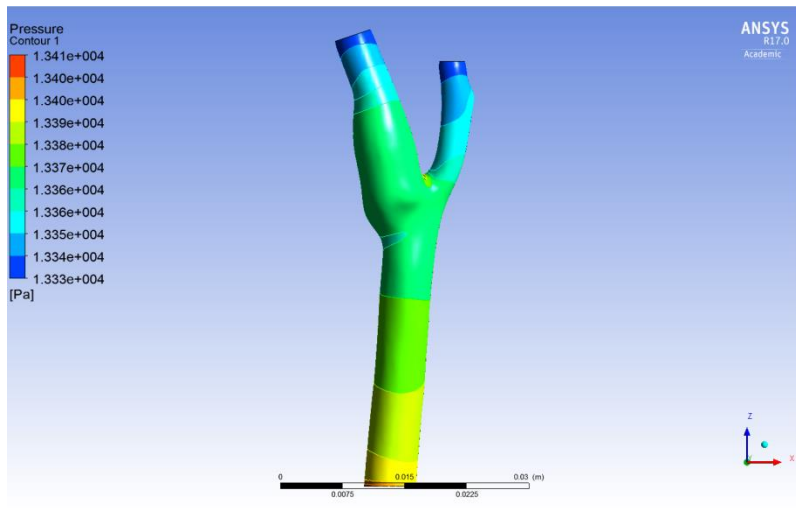


Figure 7.6.29 $t/\tau_p=0.4$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

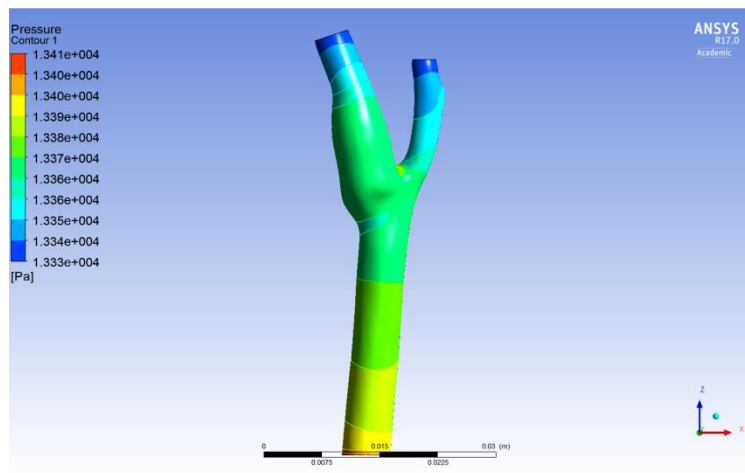


Figure 7.6.30 $t/\tau_p=0.8$ Πίεση Μη Νευτώνειου Ρευστού

7.7 Διατμητικές Τάσεις στο Τοίχωμα

Στο κεφάλαιο αυτό παραθέτω διαγράμματα όπου παρατηρείται η διατμητική τάση σε ενδεικτικά σημεία του τοιχώματος της αρτηρίας, σε κάθε επίπεδο, για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο Ρευστό για τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Ακόμα υπολογίζεται η μέγιστη, η ελάχιστη και η μέση χρονικά διατμητική τάση σε κάθε σημείο.

Τα σημεία όπου υπολογίζεται η διατμητική τάση στο τοίχωμα, είναι τα Outer (αριστερά), Inner (δεξιά), Front(μπροστά) και Back(πίσω) και παίρνουν το όνομά τους, εάν κοιτάξουμε τη γεωμετρία από το $-y$ άξονα. Διαθέτω 4 σημεία για κάθε επίπεδο, εκτός από το επίπεδο 7, το μεγαλύτερο επίπεδο, στο οποίο χρησιμοποιούμε 2 παραπάνω σημεία, μπροστά και πίσω, κοντά στην περιοχή διακλάδωσης. Για το επίπεδο 8, το οποίο είναι στο ίδιο ύψος με τη διακλάδωση, το Inner σημείο του ταυτίζεται με το σημείο διακλάδωσης της έσω και έξω καρωτίδας. Ενδεικτικά τα σημεία των επιπέδων 4, 10 και 7 καθώς και όλα τα σημεία των επιπέδων, παρουσιάζονται στις εικόνες παρακάτω.

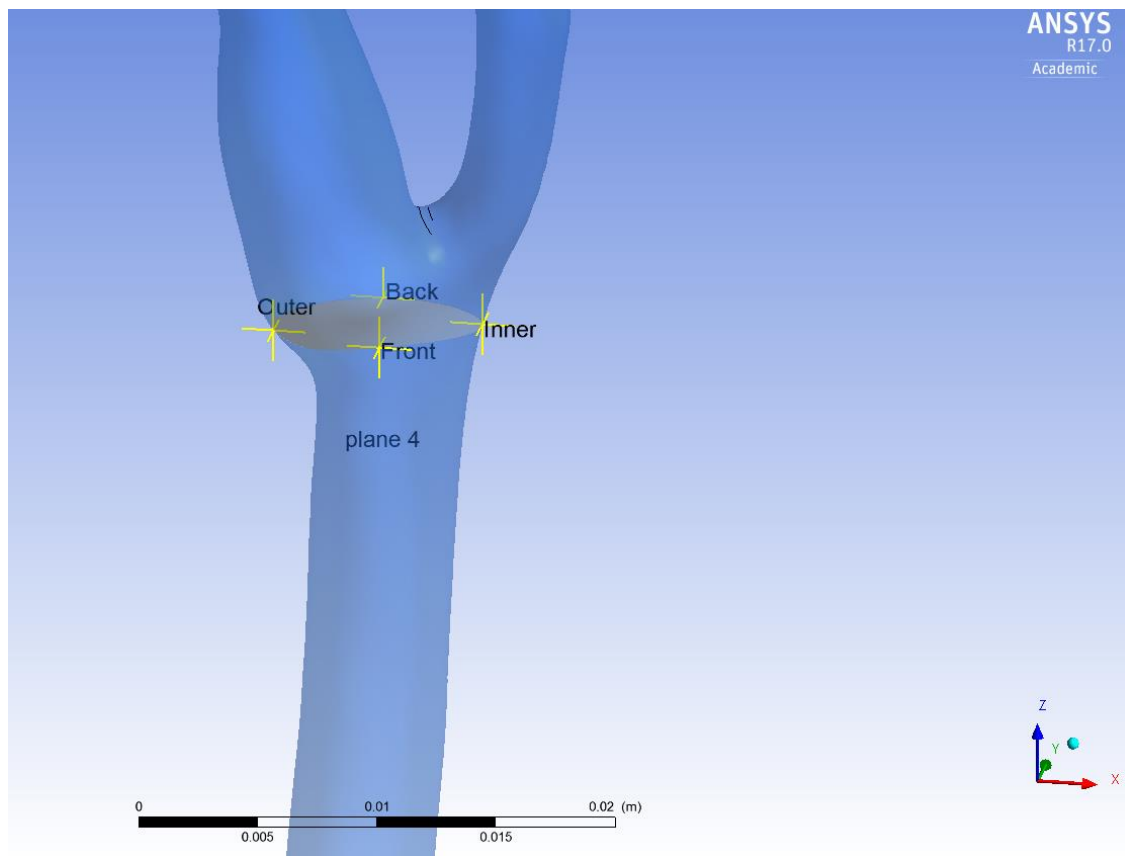


Figure 7.7.1 Θέσεις των σημείων στο τοίχωμα της αρτηρία στο επίπεδο 4

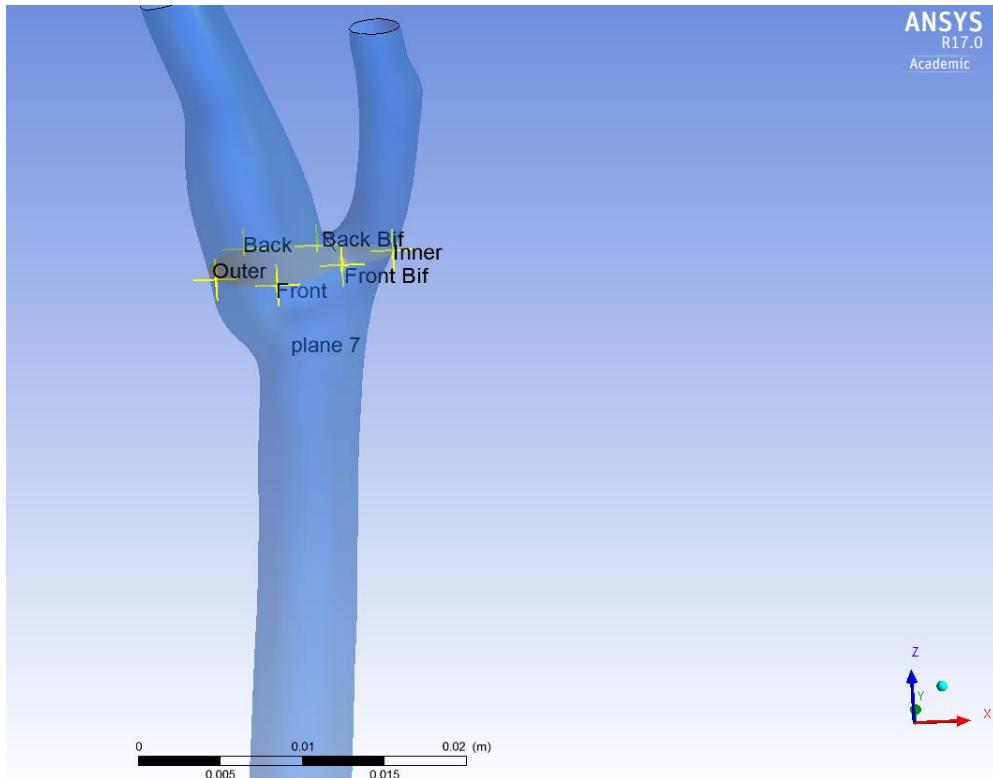


Figure 7.7.2 θέσεις των σημείων στο τοίχωμα της αρτηρία στο επίπεδο 7

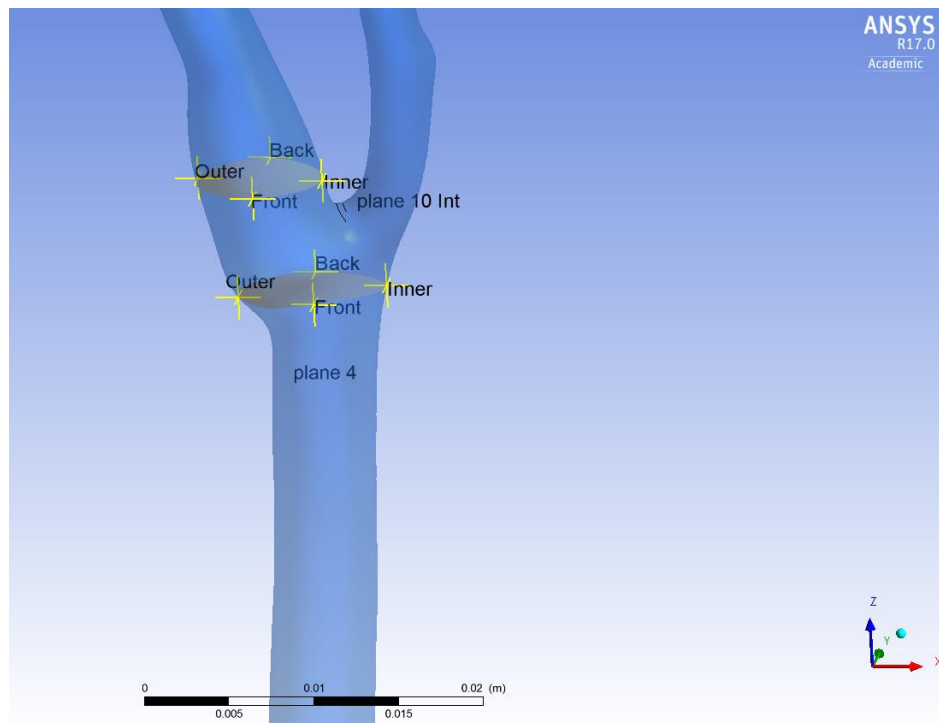


Figure 7.7.3 θέσεις των σημείων στο τοίχωμα της αρτηρία στα επίπεδα 4 και 7

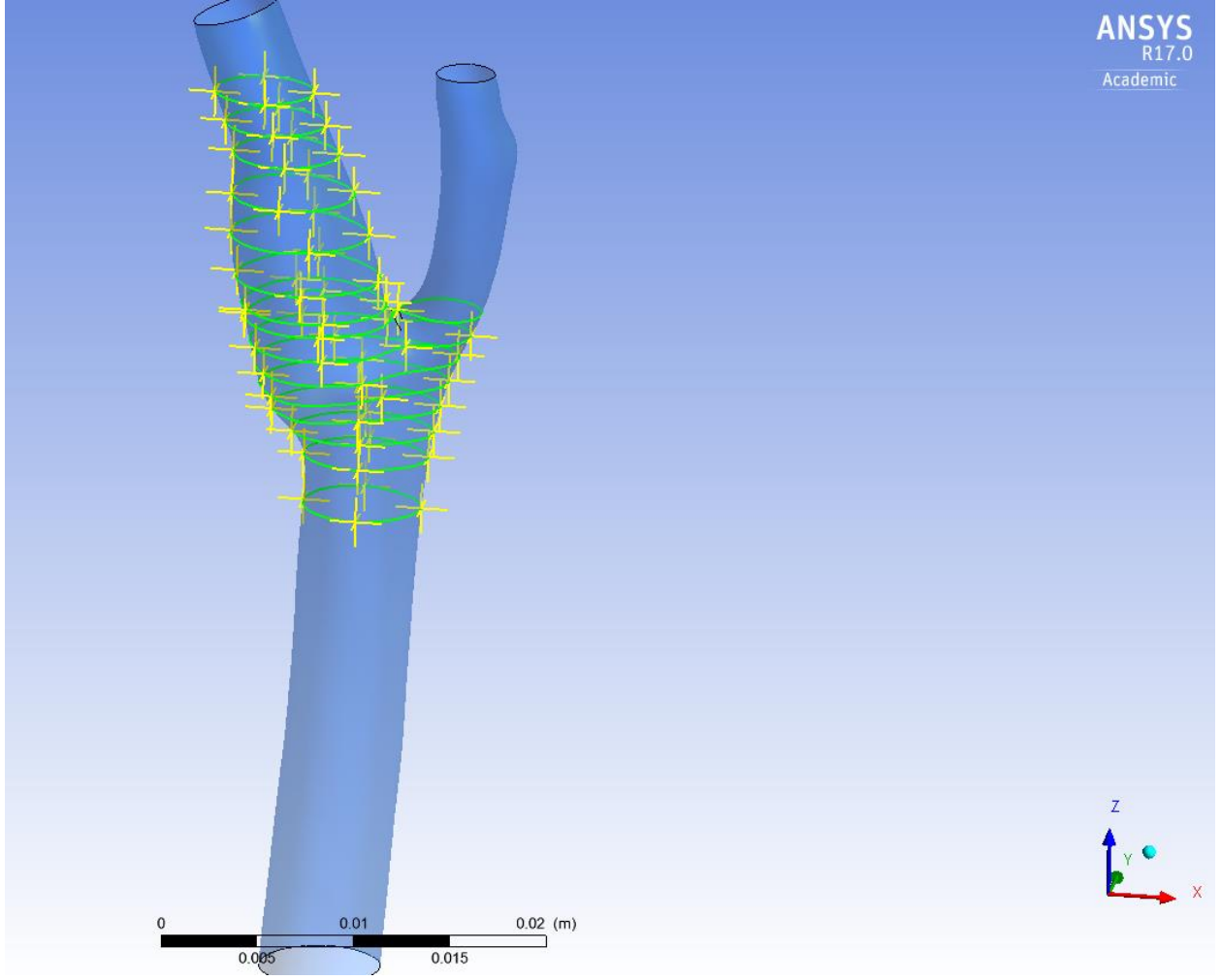


Figure 7.7.4 θέσεις όλων των σημείων που επιλέχθηκαν στο τοίχωμα της αρτηρίας

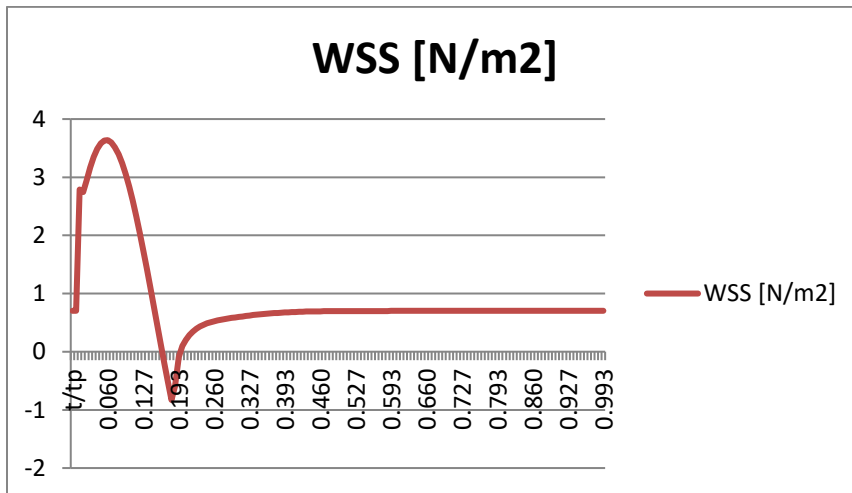
7.7.1 Διαμητικές τάσεις στο Τοίχωμα Νευτώνειο Ρευστό

Plane 1 κοινή καρωτίδα

NEWTONIAN

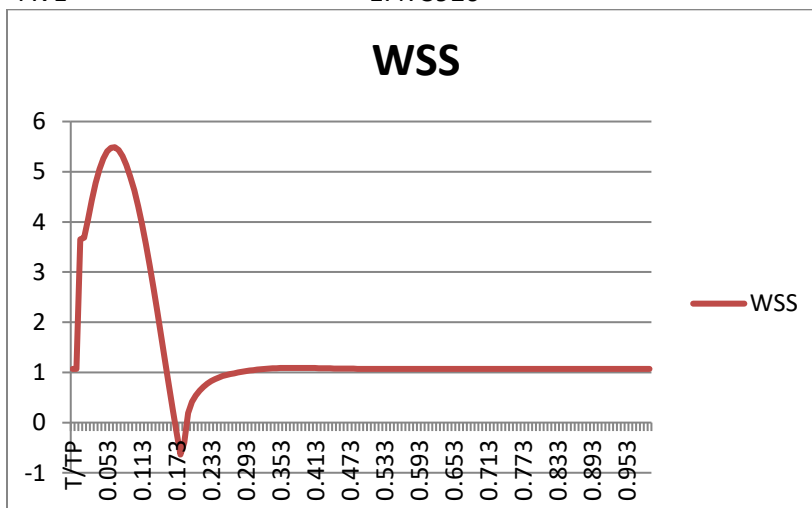
FRONT

	N/m ²
MAX	3.637507
MIN	-0.829
AVE	0.925568



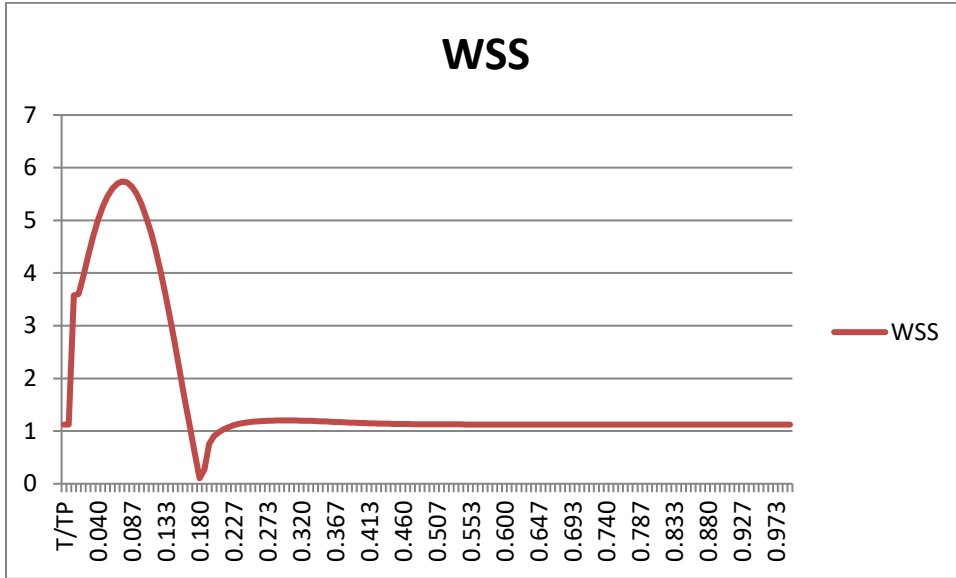
OUTER

	N/m ²
MAX	5.488407
MIN	-0.63711
AVE	1.473926



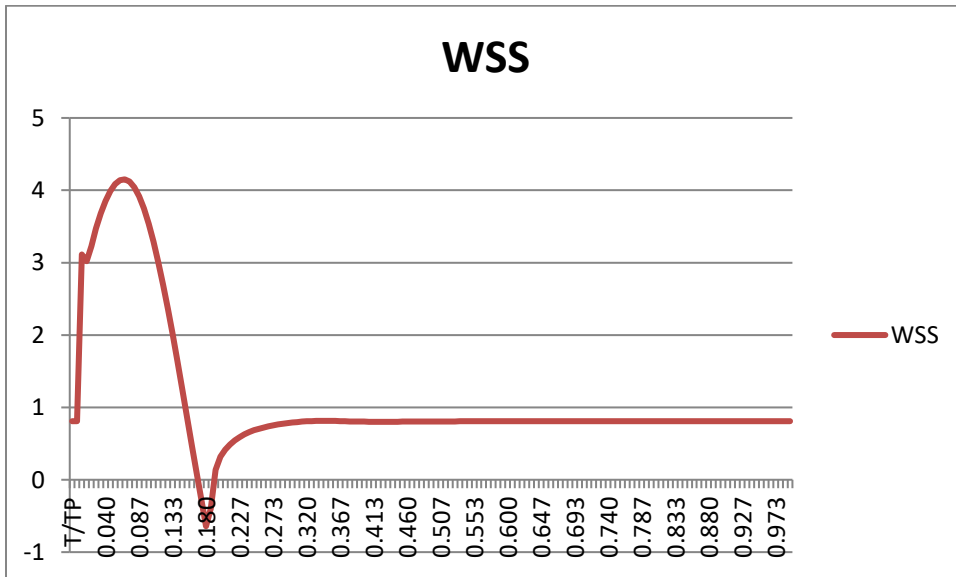
BACK

N/m²
MAX 5.739945
MIN 0.104005
AVE 1.639074



INNER

N/m²
MAX 4.151316
MIN -0.64225
AVE 1.115561

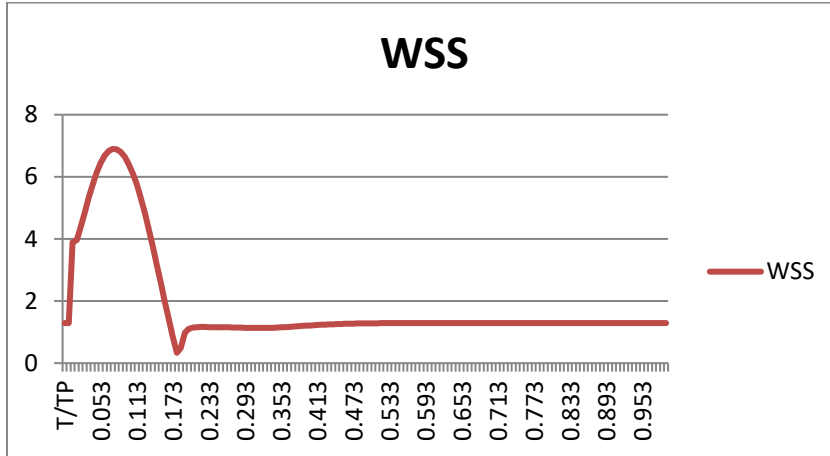


Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

NEWTONIAN

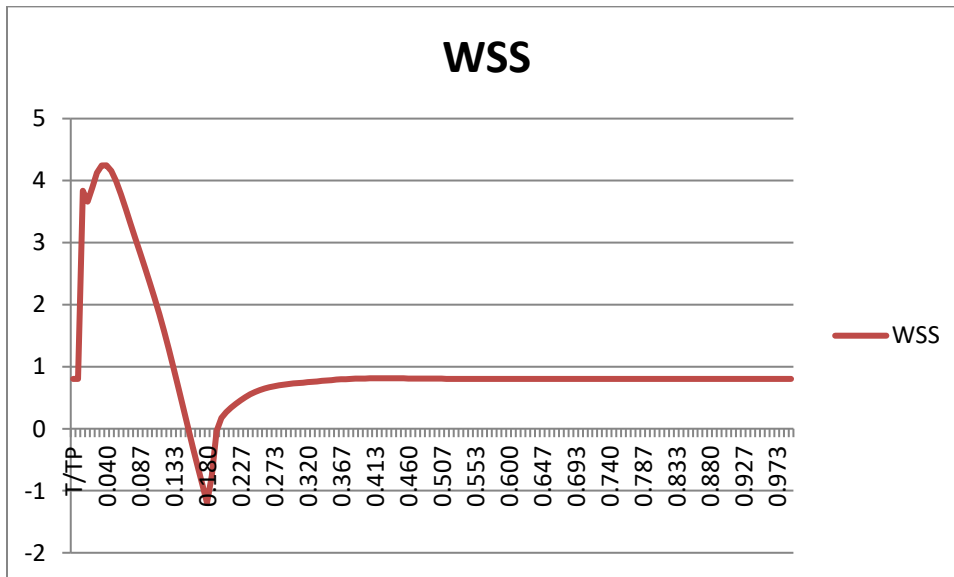
FRONT

N/m²
MAX 6.897355
MIN 0.33394
AVE 1.87153



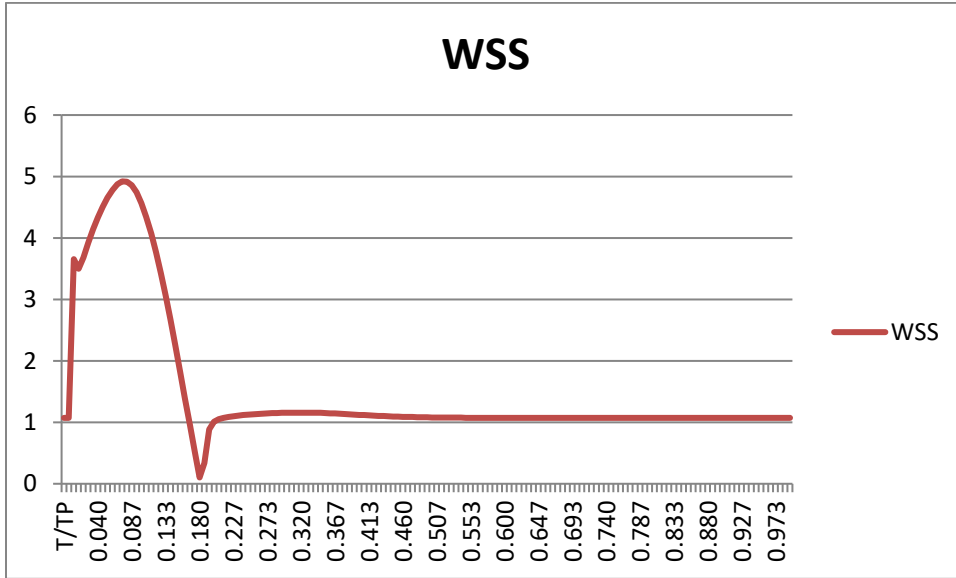
OUTER

N/m²
MAX 4.245831
MIN -1.19621
AVE 1.008262



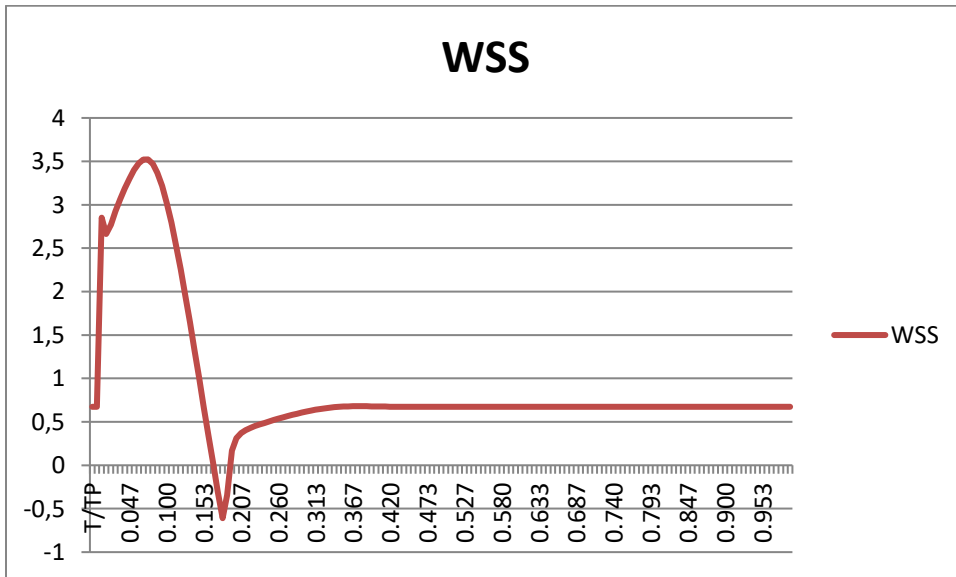
BACK

N/m²
MAX 4.920607
MIN 0.102426
AVE 1.513912



INNER

N/m²
MAX 3.520749
MIN -0.60928
AVE 0.931072

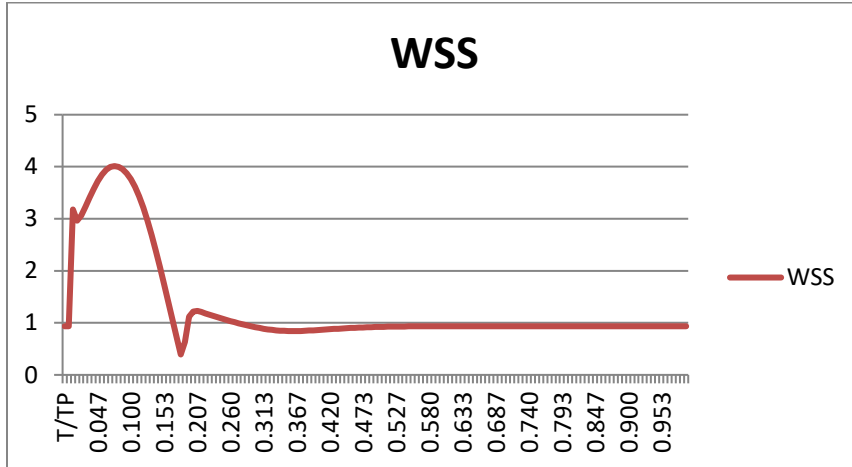


Πlane 3 Τελος Κοινής Καρωτίδας

NEWTONIAN

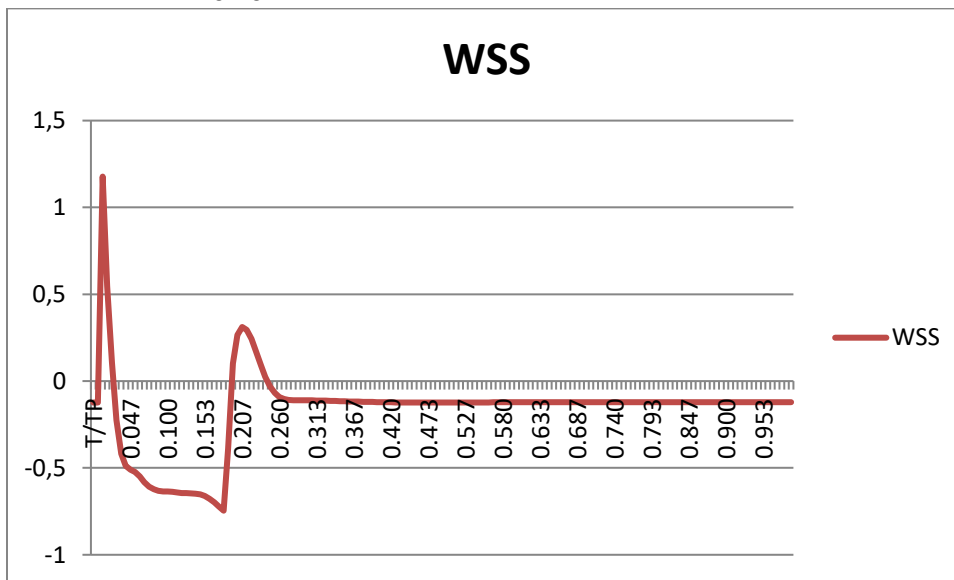
FRONT

N/m²
MAX 4.012484
MIN 0.39221
AVE 1.301321



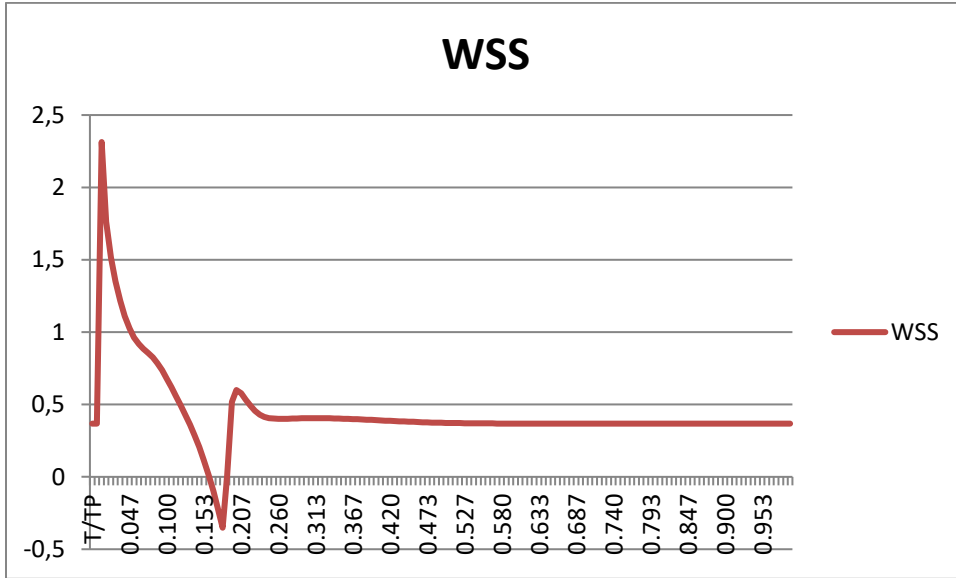
OUTER

N/m²
MAX 1.177536
MIN -0.74609
AVE -0.167



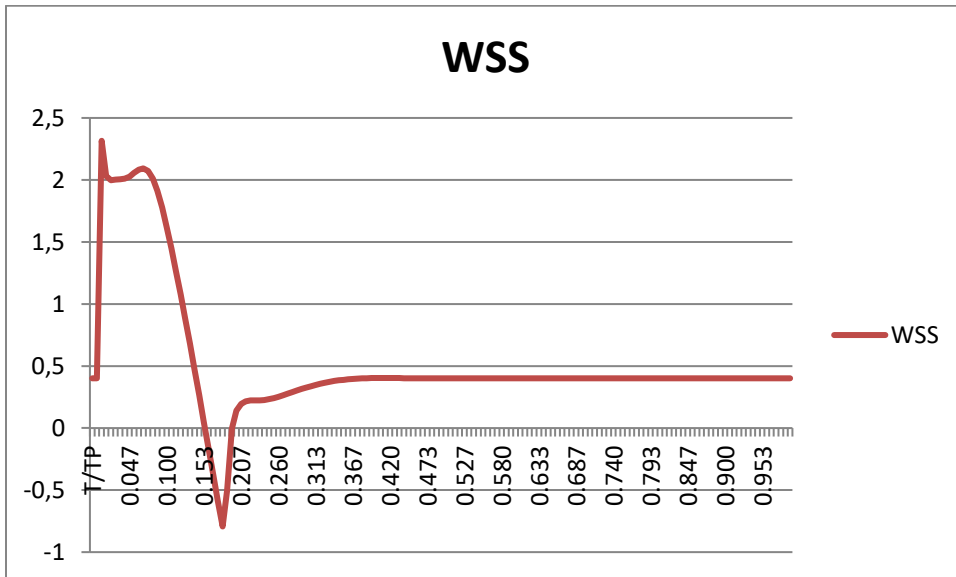
BACK

N/m²
MAX 2.313456
MIN -0.35128
AVE 0.441985



INNER

N/m²
MAX 2.315608
MIN -0.79326
AVE 0.529558

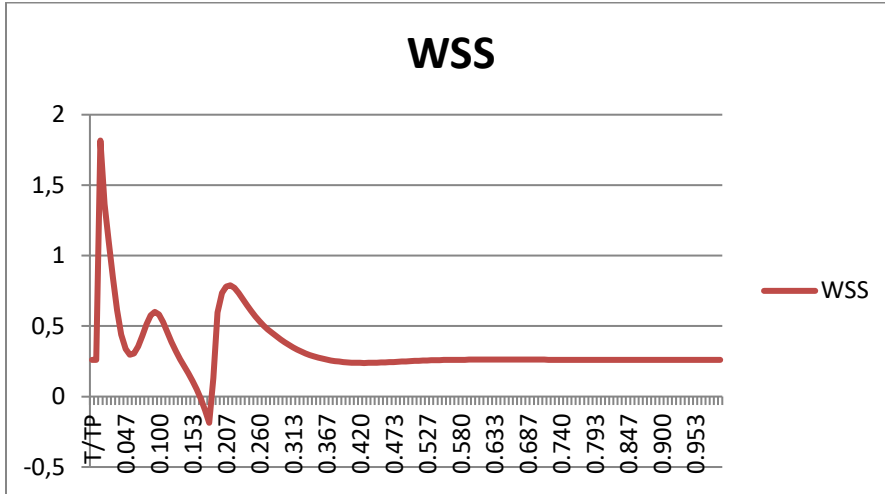


Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

NEWTONIAN

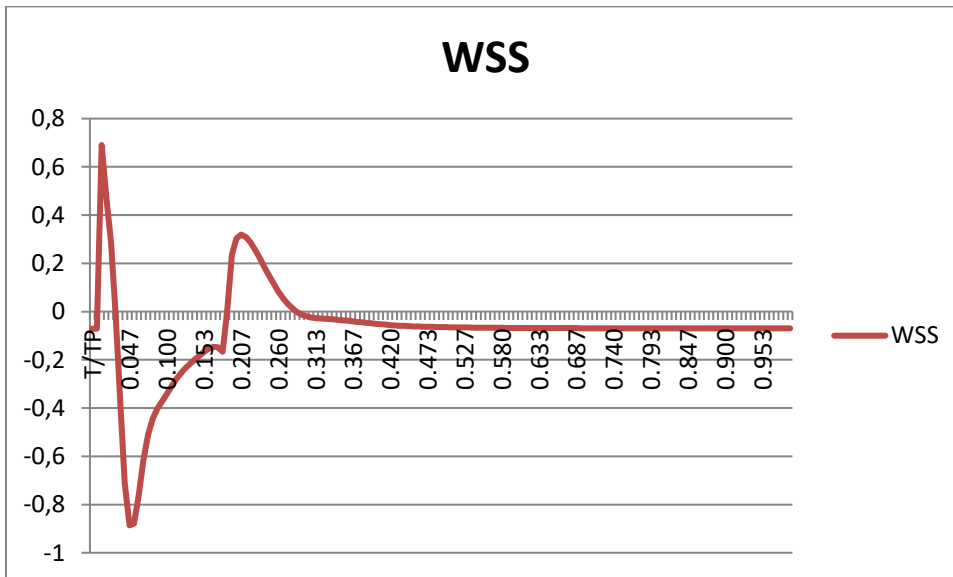
FRONT

N/m²
MAX 1.816824
MIN -0.18636
AVE 0.333621



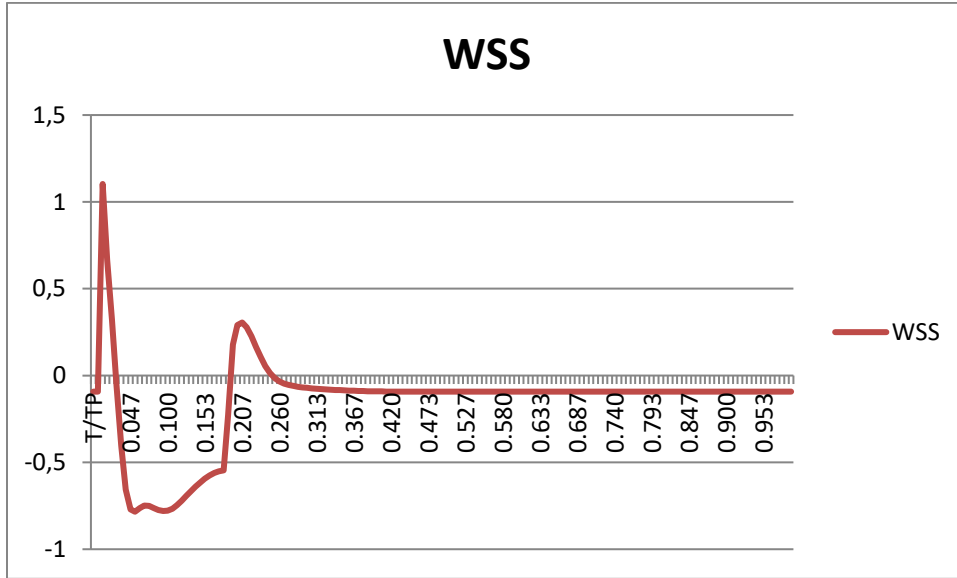
OUTER

N/m²
MAX 0.690133
MIN -0.88629
AVE -0.07587



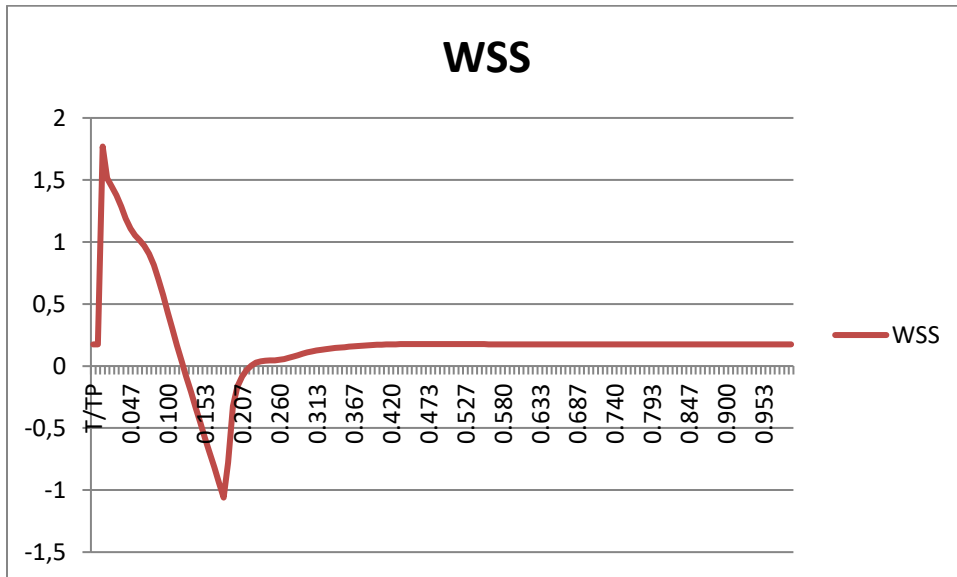
BACK

N/m²
MAX 1.103077
MIN -0.78403
AVE -0.14741



INNER

N/m²
MAX 1.769401
MIN -1.06041
AVE 0.192346

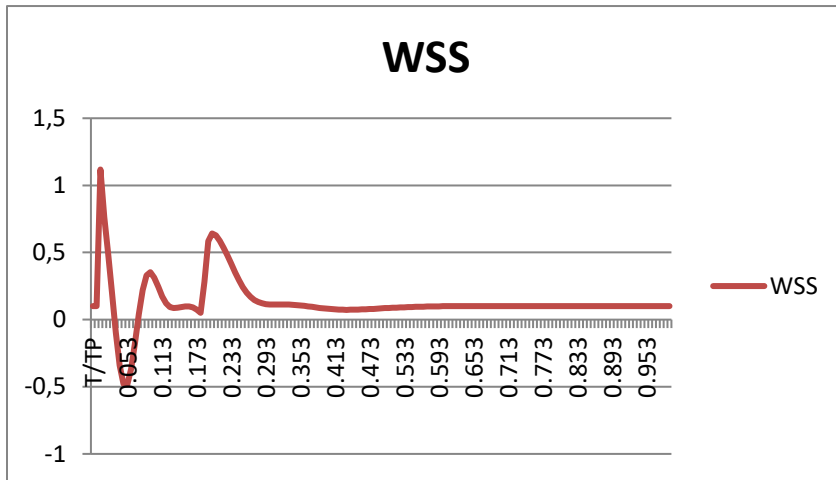


Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

NEWTONIAN

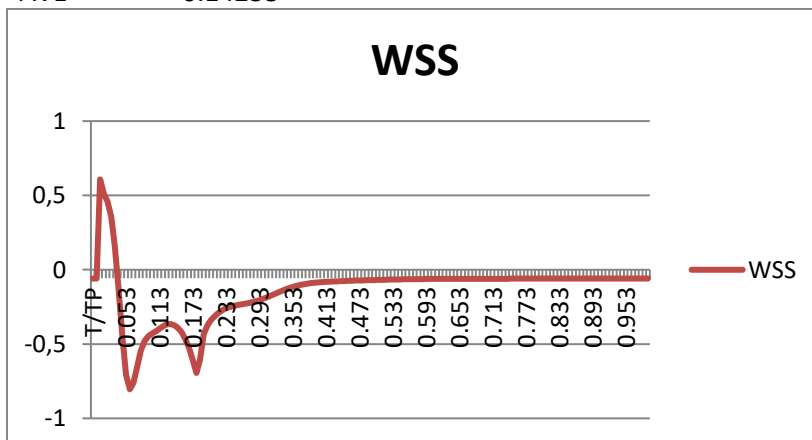
FRONT

N/m²
MAX 1.118228
MIN -0.4831
AVE 0.129294



OUTER

N/m²
MAX 0.60807
MIN -0.80444
AVE -0.14238



BACK

N/m²
 MAX 0.677473
 MIN -3.05175
 AVE -0.51437



INNER

N/m²
 MAX 1.587015
 MIN -1.13763
 AVE 0.081211



Plane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

NEWTONIAN

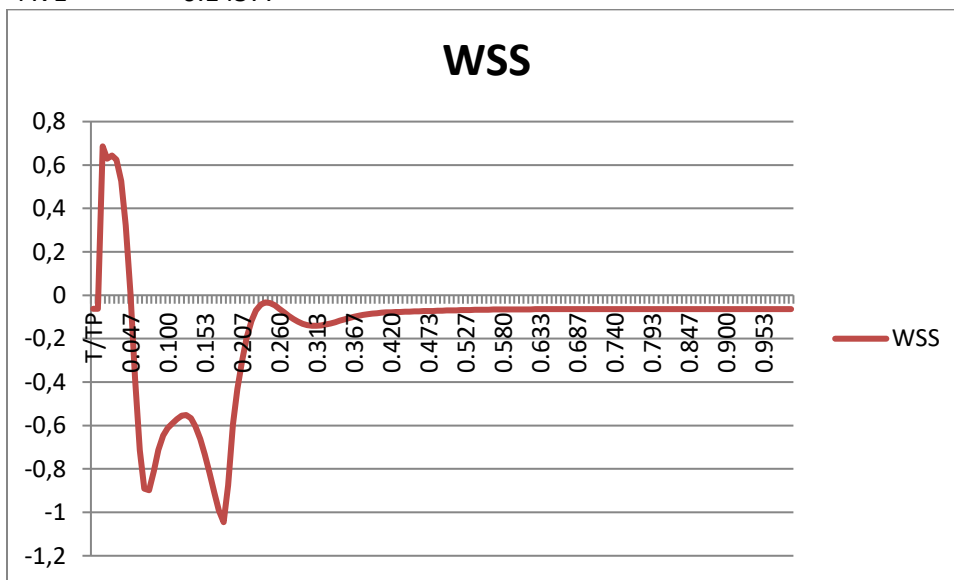
FRONT

N/m²
MAX 0.367115
MIN -1.00292
AVE -0.12046



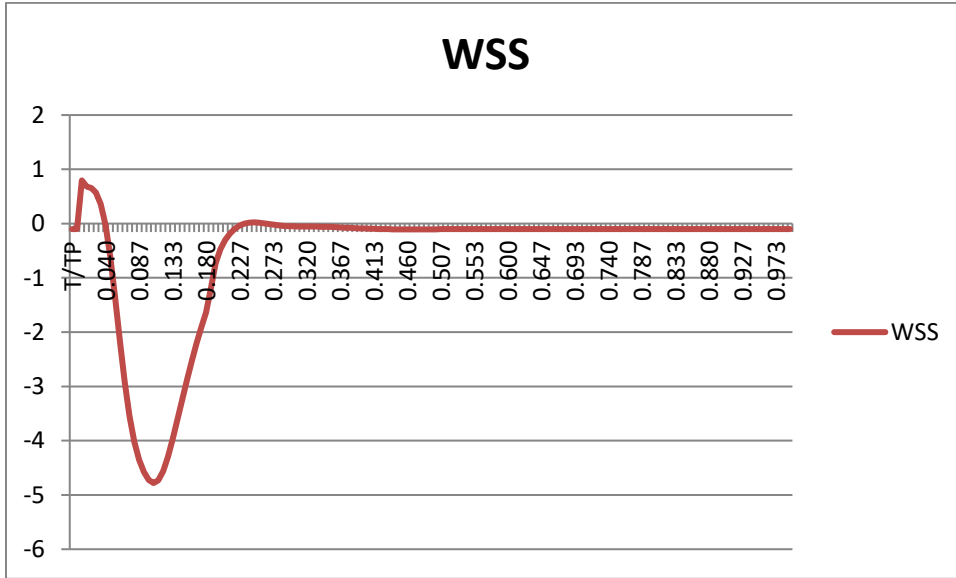
OUTER

N/m²
MAX 0.685828
MIN -1.04528
AVE -0.14577



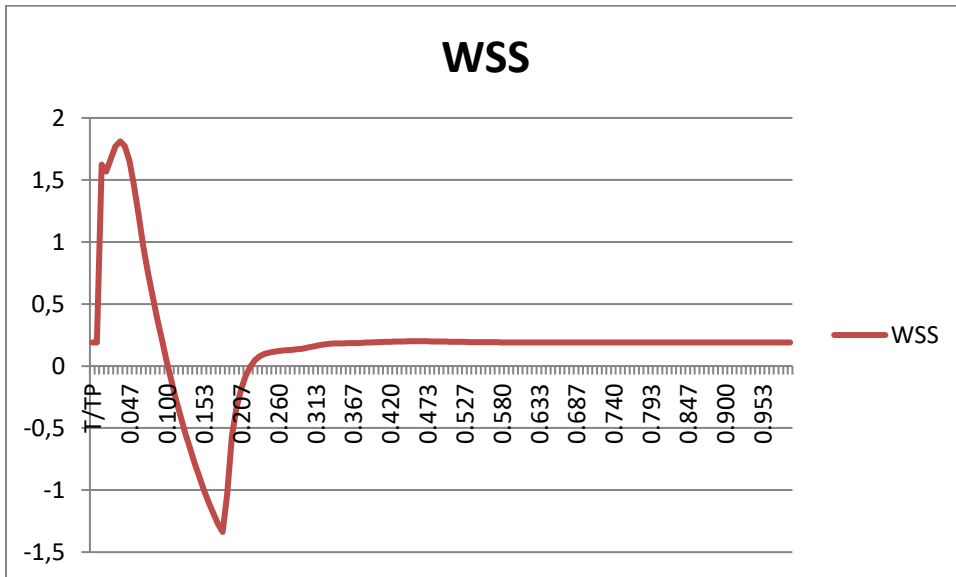
BACK

N/m²
MAX 0.795318
MIN -4.78044
AVE -0.52275



INNER

N/m²
MAX 1.811056
MIN -1.33707
AVE 0.179691

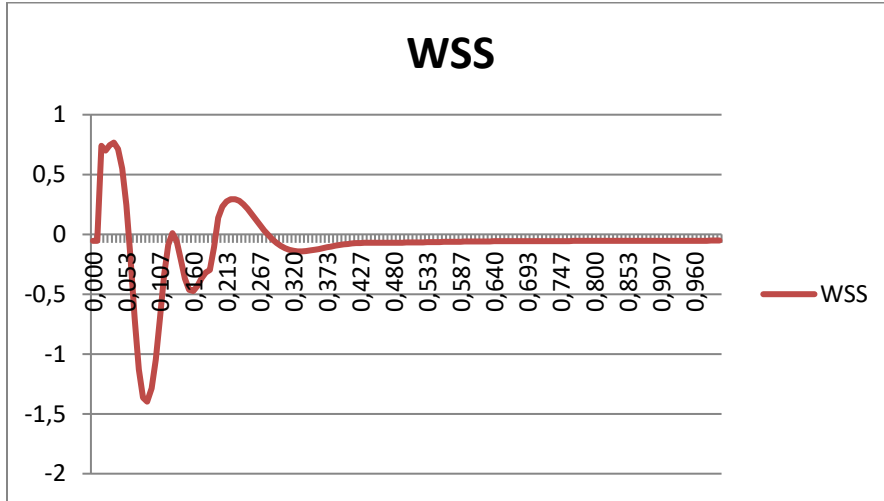


Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

NEWTONIAN

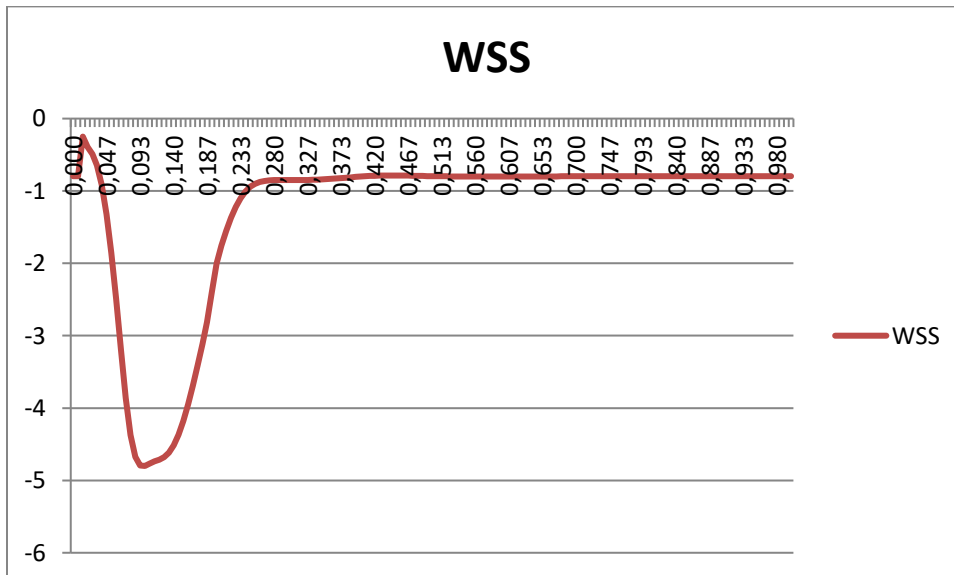
FRONT

N/m²
MAX 0.766945
MIN -1.39792
AVE -0.07907



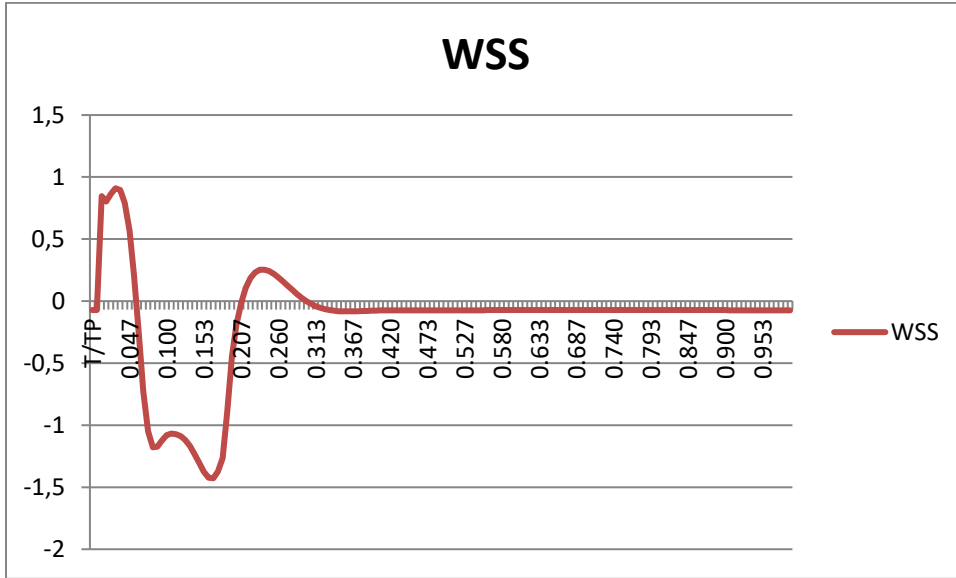
BIF FRONT

N/m²
MAX -0.24902
MIN -4.8003
AVE -1.2823



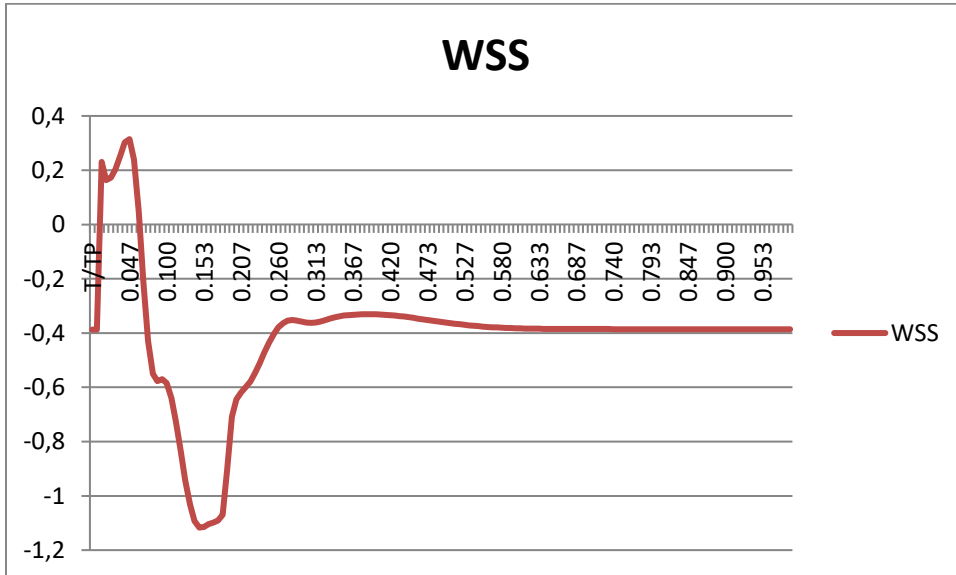
OUTER

N/m²
MAX 0.909435
MIN -1.42774
AVE -0.15064



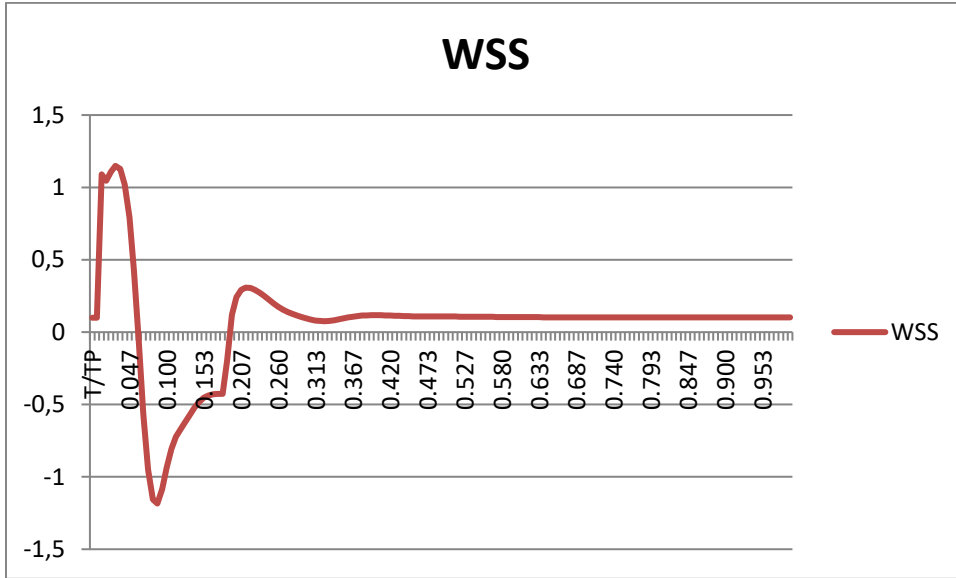
BIF BACK

N/m²
MAX 0.314476
MIN -1.11693
AVE -0.4057



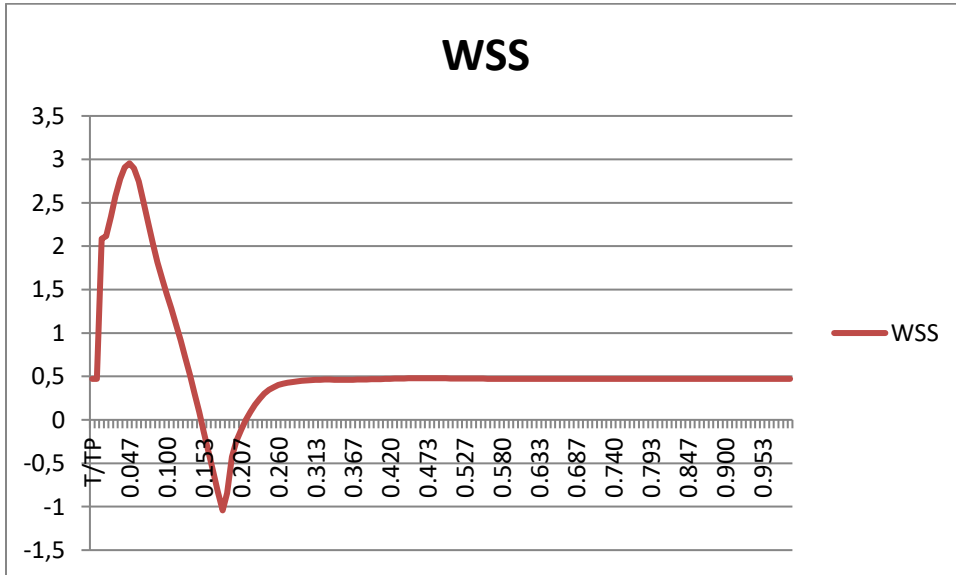
BACK

N/m²
MAX 1.148849
MIN -1.18415
AVE 0.061982



INNER

N/m²
MAX 2.954842
MIN -1.04263
AVE 0.595453



Plane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

NEWTONIAN

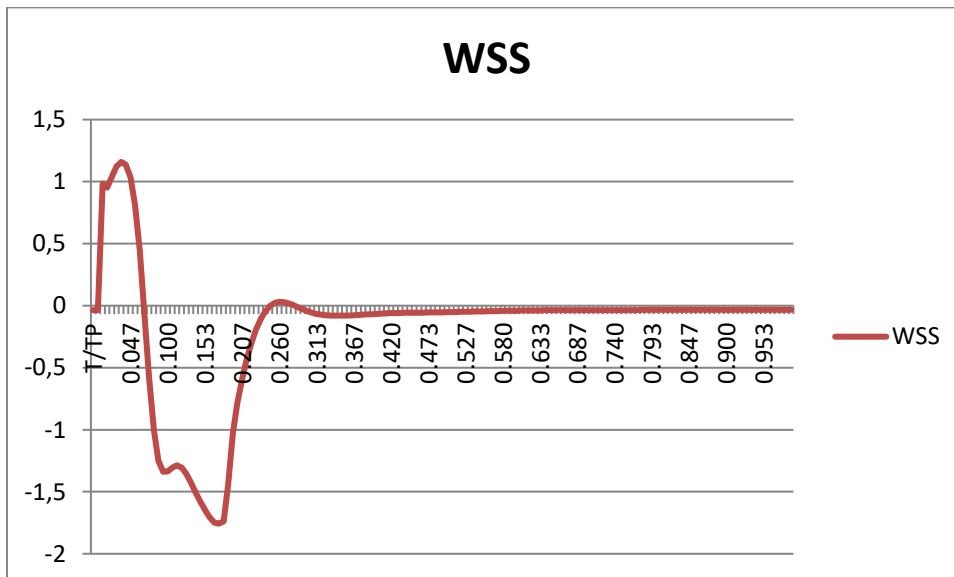
FRONT

N/m²
max 1.048476
min -2.02031
ave -0.02336



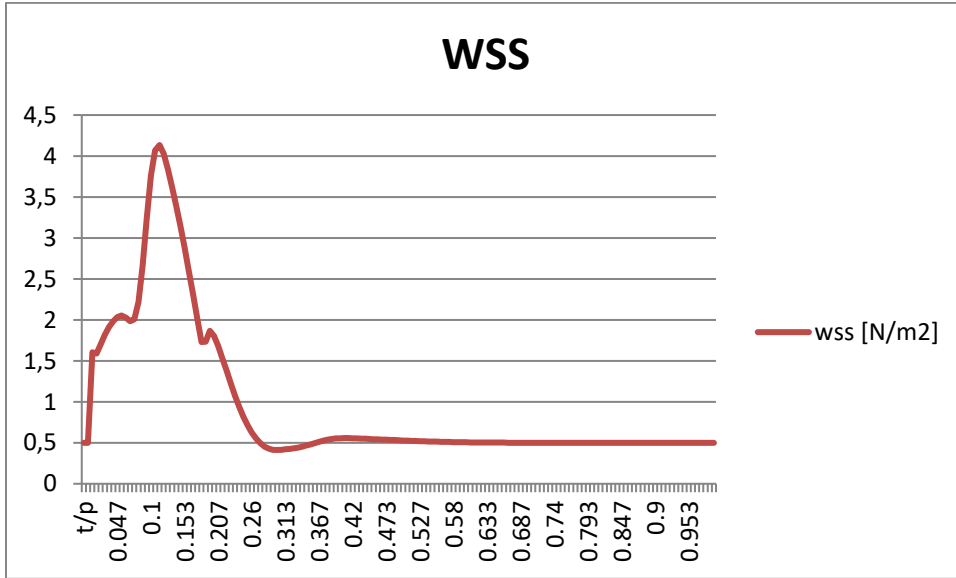
OUTER

N/m²
MAX 1.158859
MIN -1.75732
AVE -0.16501



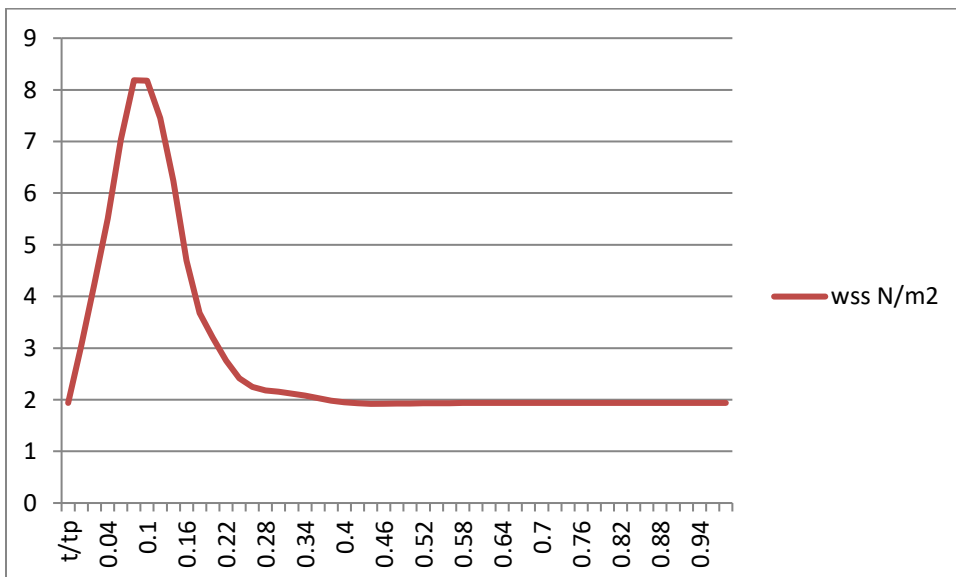
BACK

N/m²
max 4.133835
MIN 0.41261
AVE 0.941366



Bif

N/m²
Max 8.296277
MIN 1.921039
Ave 2.78198

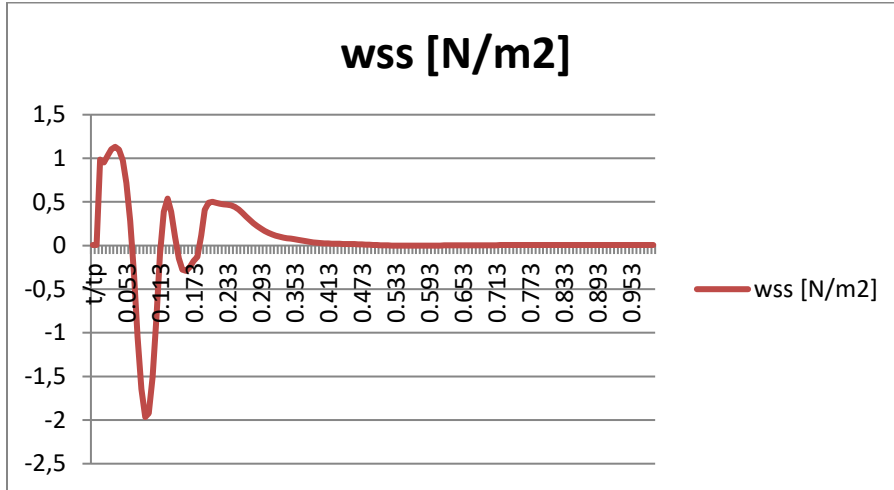


Plane 9Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

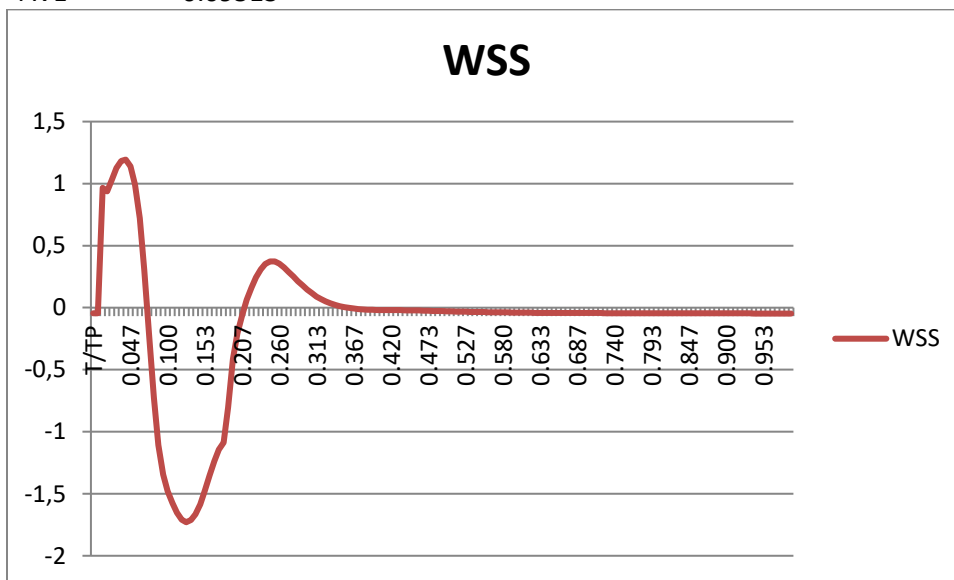
FRONT

N/m²
Max 1.132092
MIN -1.96529
Ave 0.048988



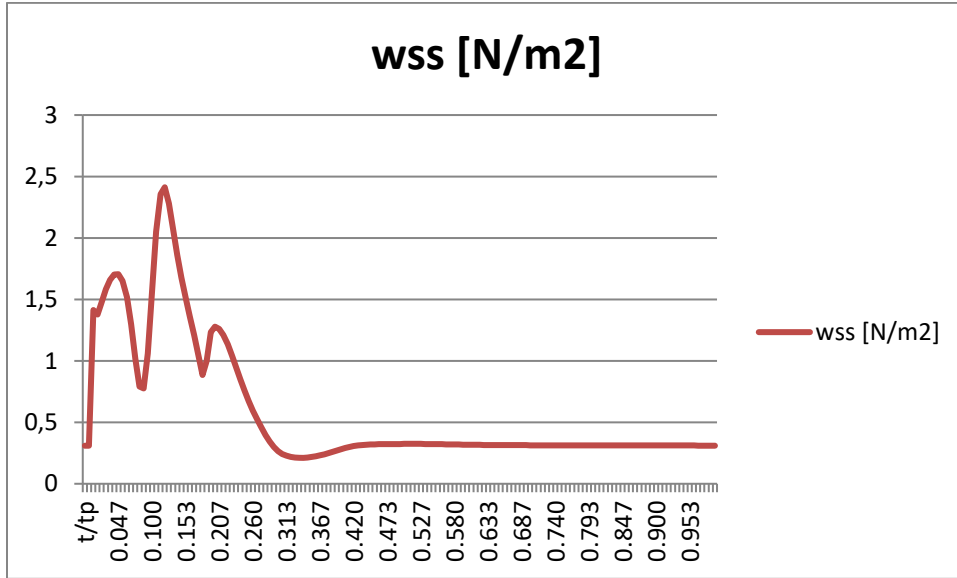
OUTER

N/m²
MAX 1.193565
MIN -1.72971
AVE -0.09513



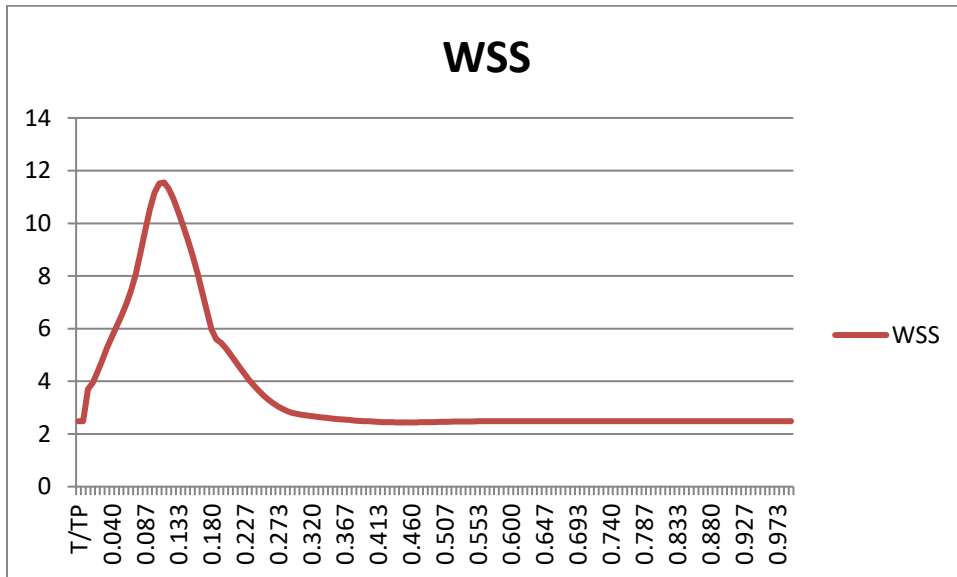
BACK

N/m²
max 2.41239
min 0.211363
ave 0.581142



INNER

N/m²
MAX 11.55181
MIN 2.439514
AVE 3.642513

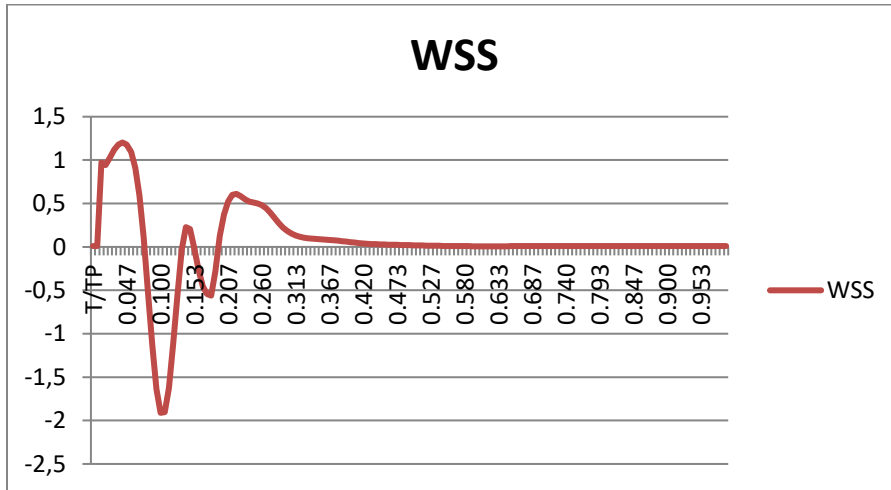


Plane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

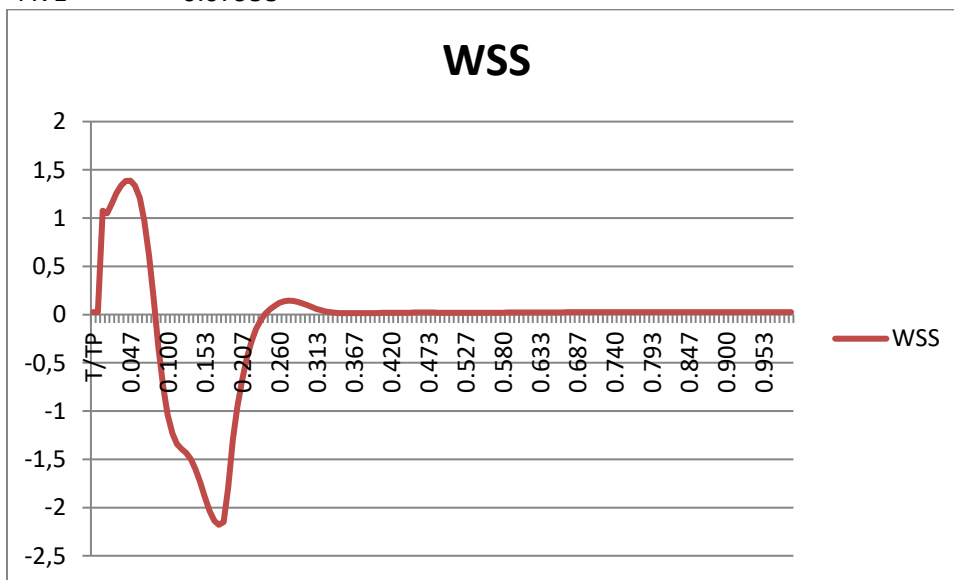
FRONT

N/m²
MAX 1.202653
MIN -1.91107
AVE 0.053485



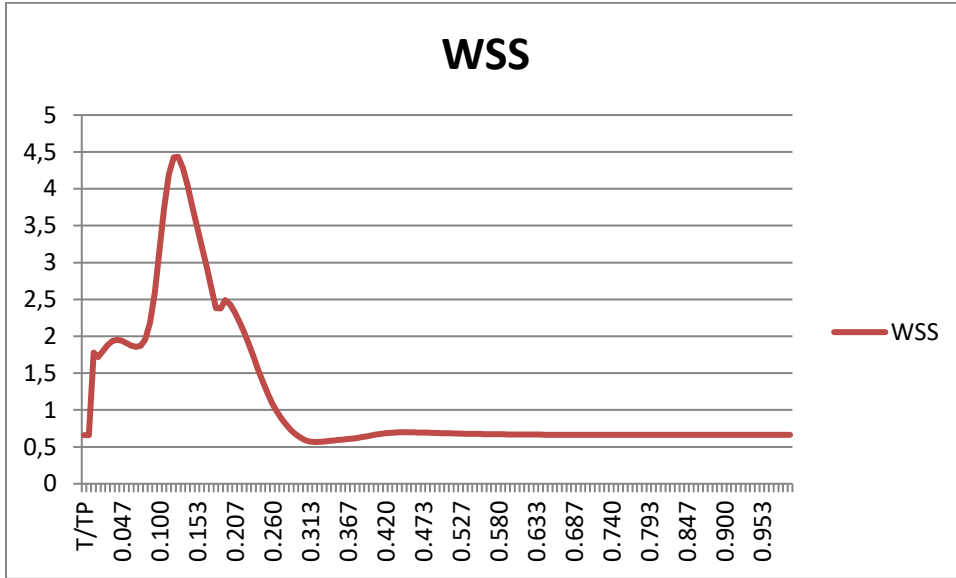
OUTER

N/m²
MAX 1.38711
MIN -2.17943
AVE -0.07958



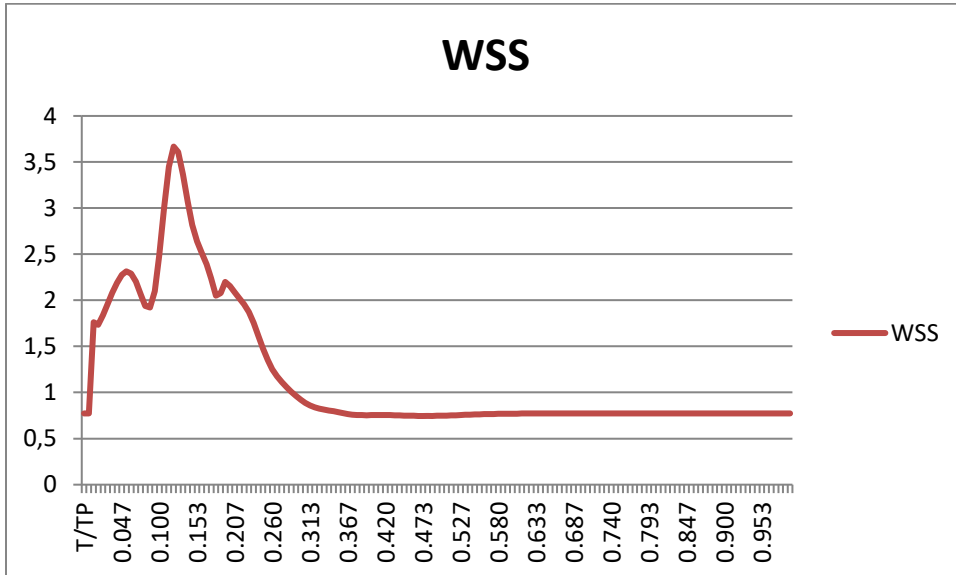
BACK

N/m²
MAX 4.433717
MIN 0.565855
AVE 1.134513



INNER

N/m²
MAX 3.667375
MIN 0.745635
AVE 1.163845

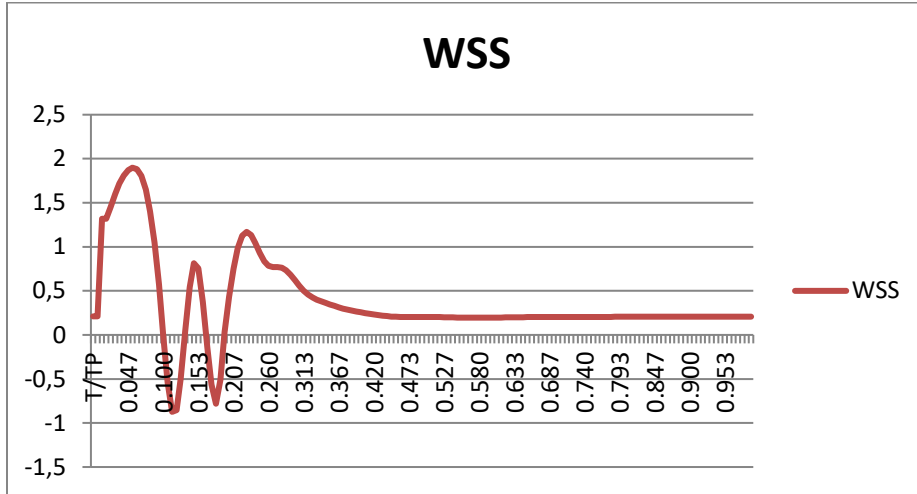


Plane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

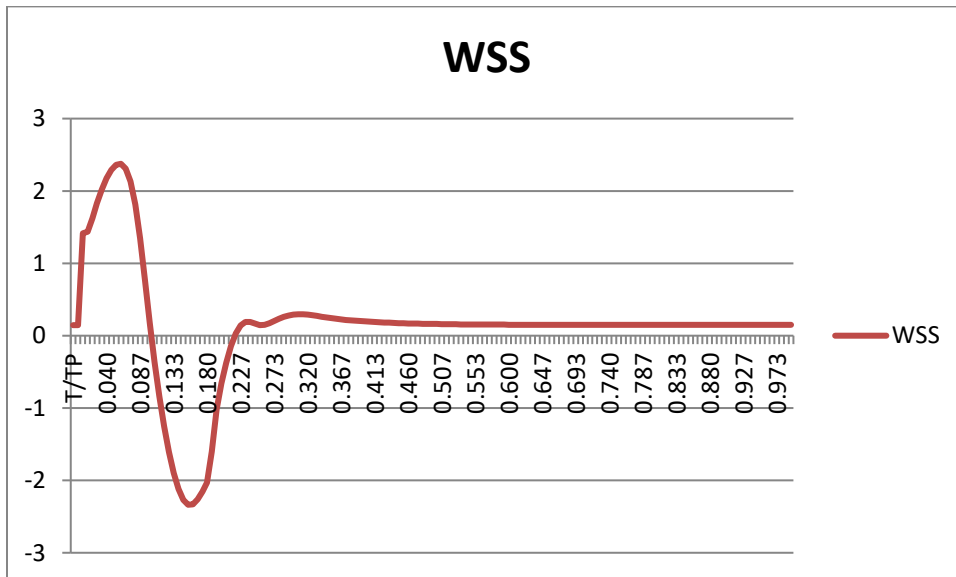
FRONT

N/m²
MAX 1.898451
MIN -0.87359
AVE 0.376393



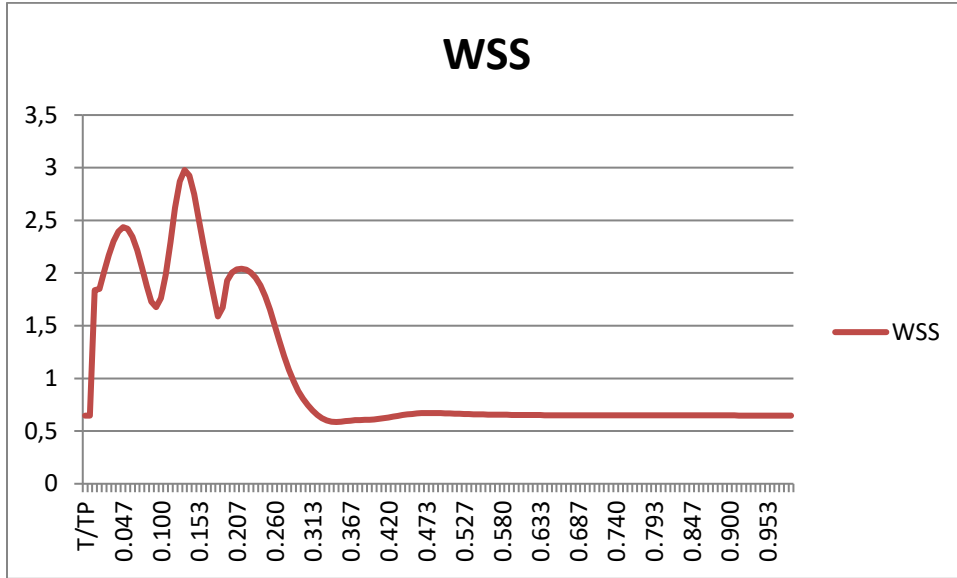
OUTER

N/m²
MAX 2.37524
MIN -2.33663
AVE 0.139111



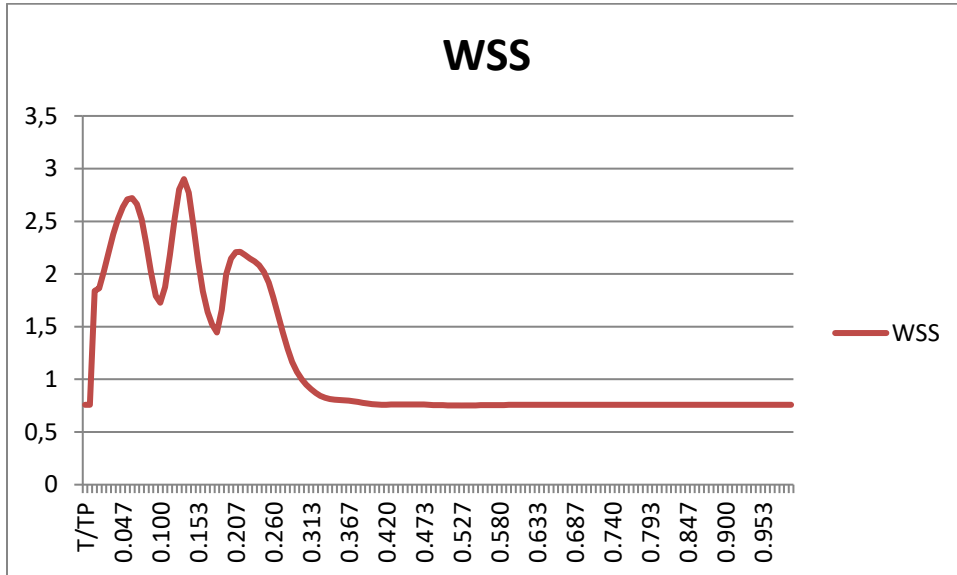
BACK

N/m²
MAX 2.97822
MIN 0.586269
AVE 1.040411



INNER

N/m²
MAX 2.900323
MIN 0.751762
AVE 1.147364

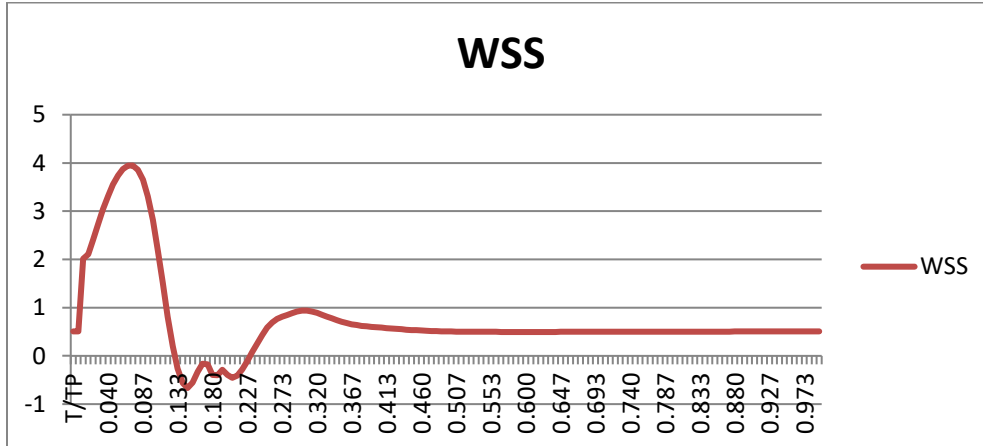


Plane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

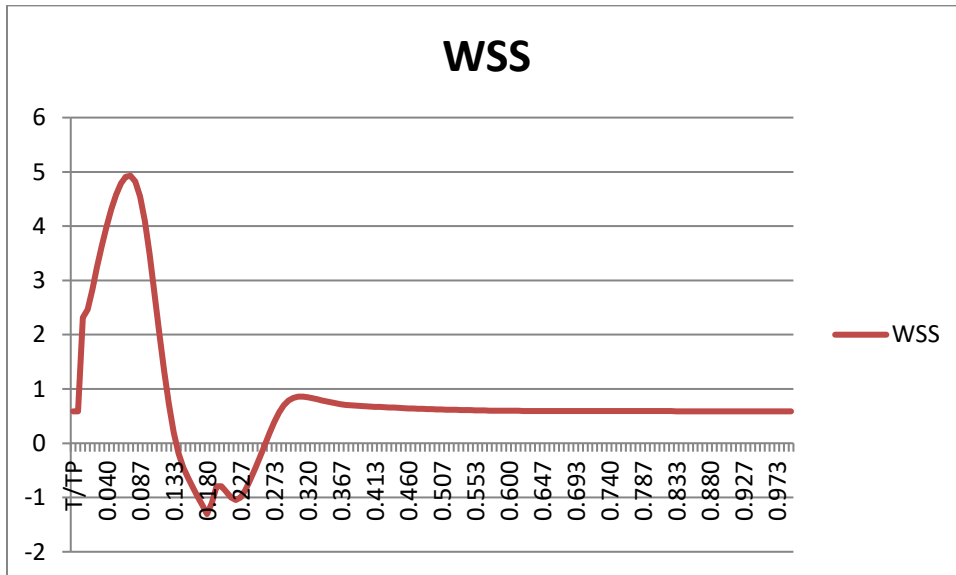
FRONT

N/m²
MAX 3.946394
MIN -0.66663
AVE 0.741753



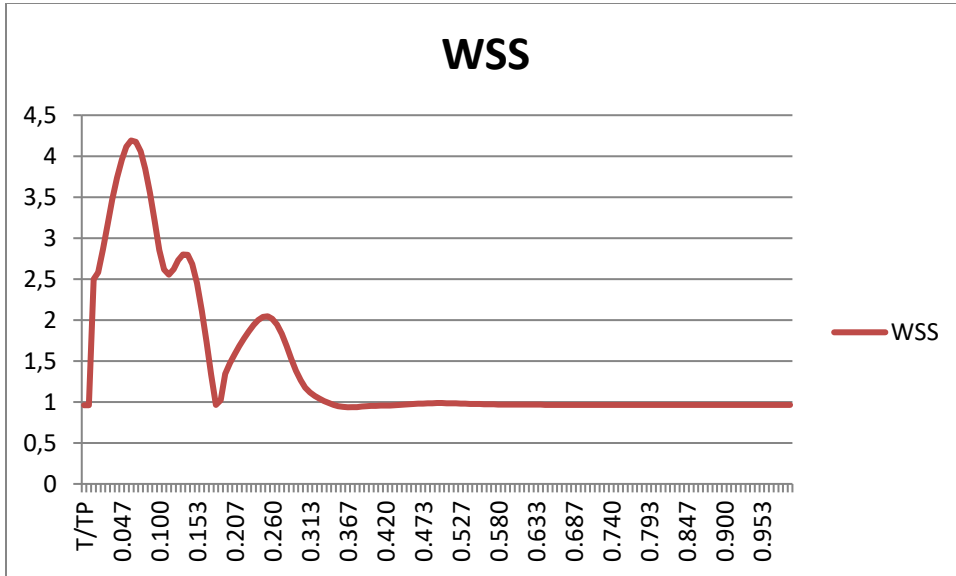
OUTER

N/m²
MAX 4.927659
MIN -1.30499
AVE 0.802595



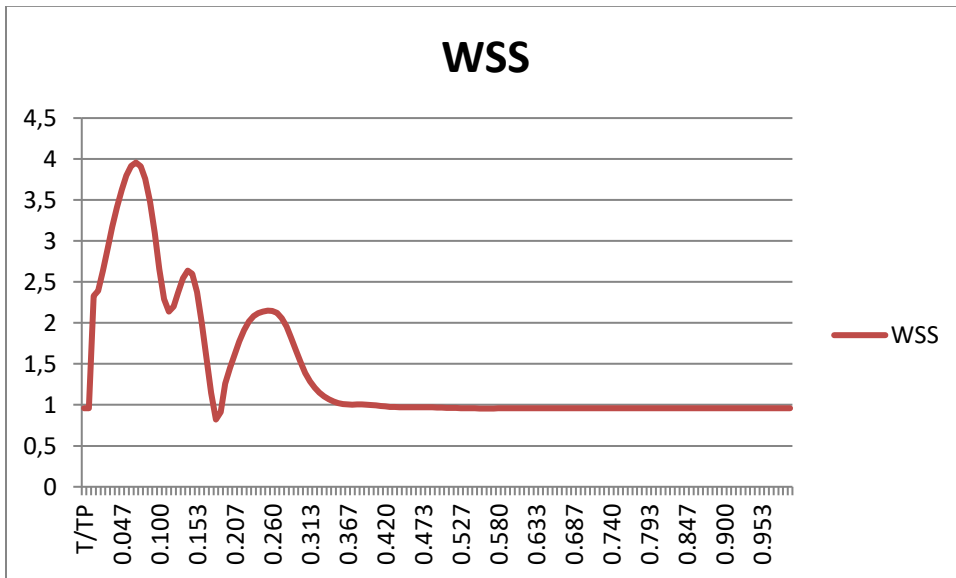
BACK

N/m²
MAX 4.191275
MIN 0.935634
AVE 1.410731



INNER

N/m²
MAX 3.95736
MIN 0.820856
AVE 1.3923

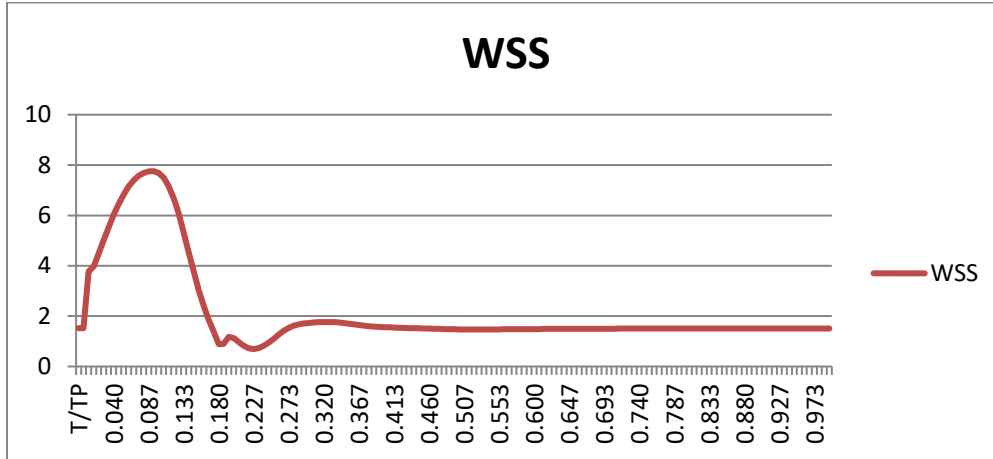


Plane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

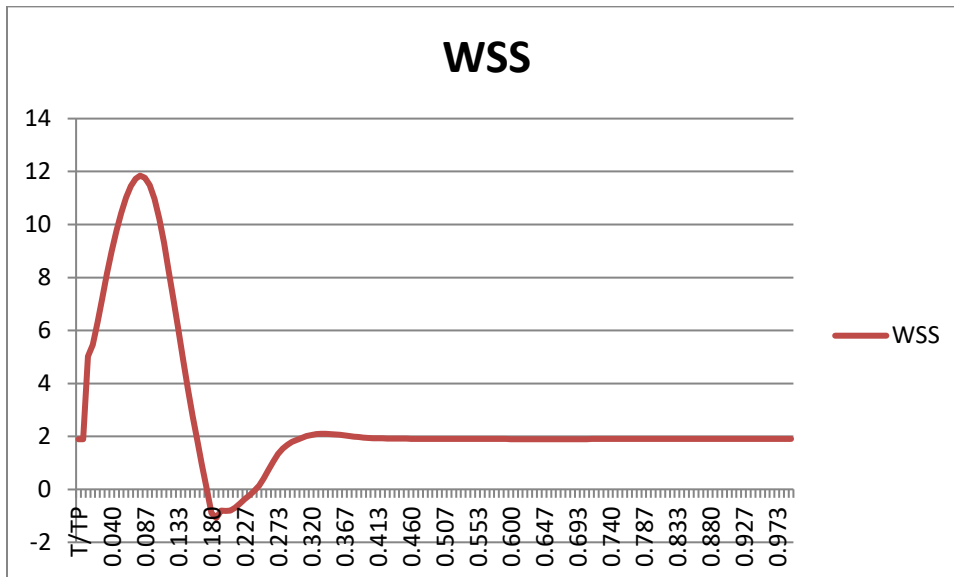
FRONT

N/m²
MAX 7.75753
MIN 0.690295
AVE 2.175342



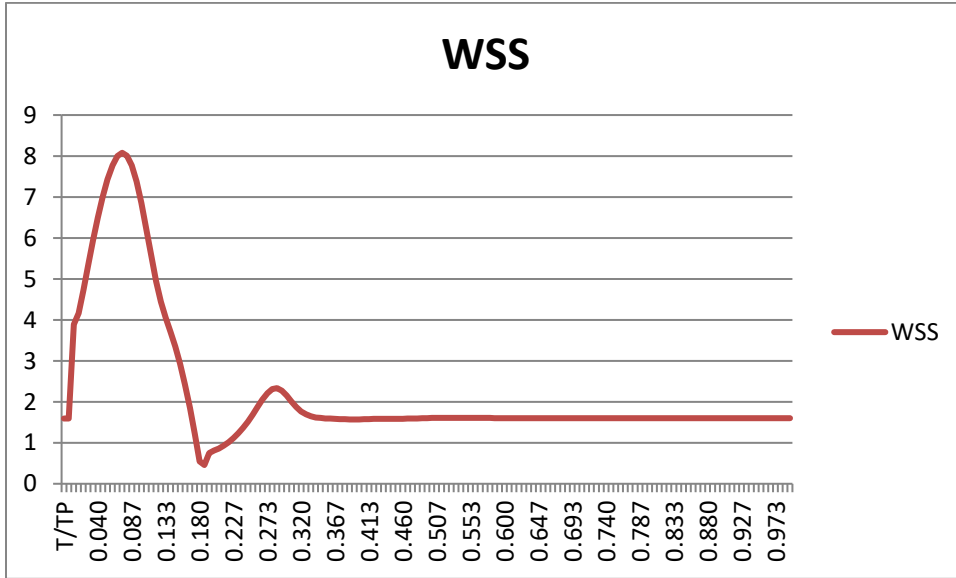
OUTER

N/m²
MAX 11.84498
MIN -1.082
AVE 2.679292



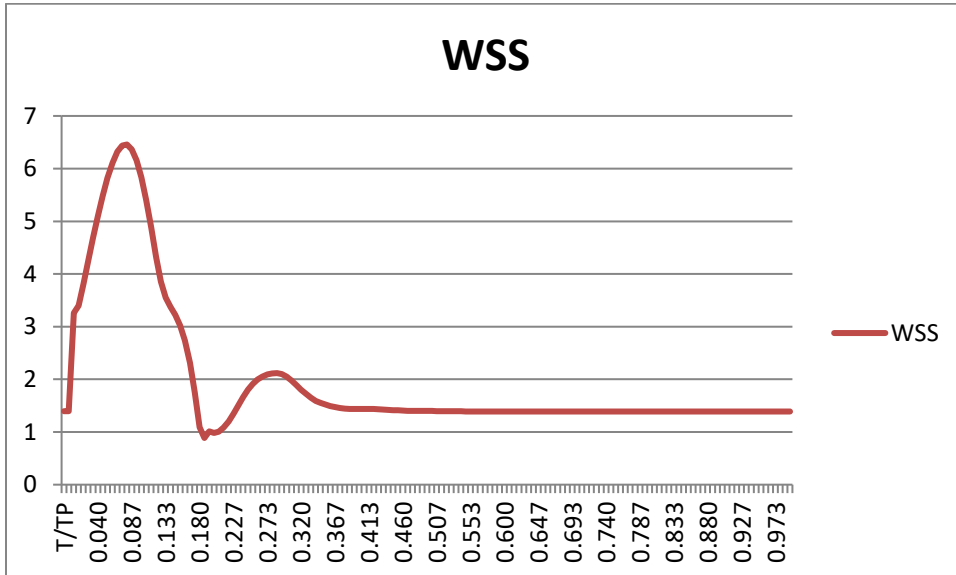
BACK

N/m²
MAX 8.078667
MIN 0.457753
AVE 2.234281



INNER

N/m²
MAX 6.457513
MIN 0.886243
AVE 1.97833

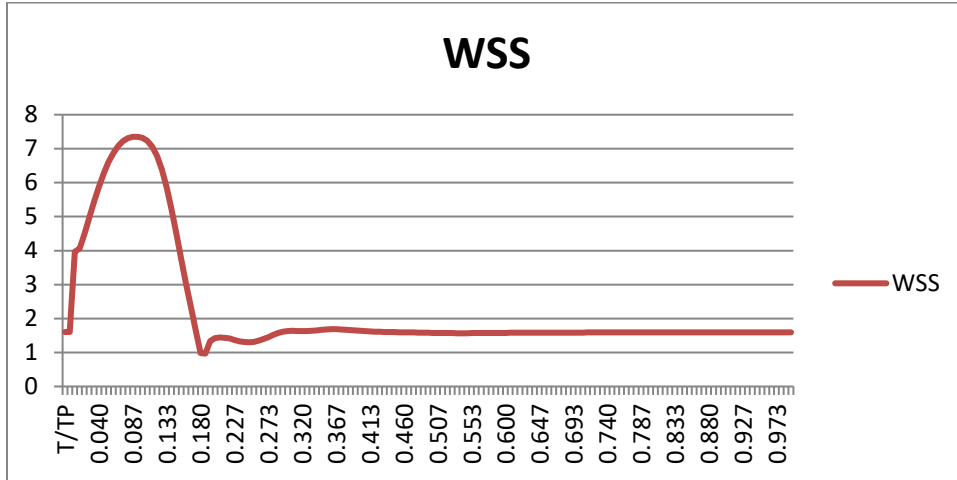


Plane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

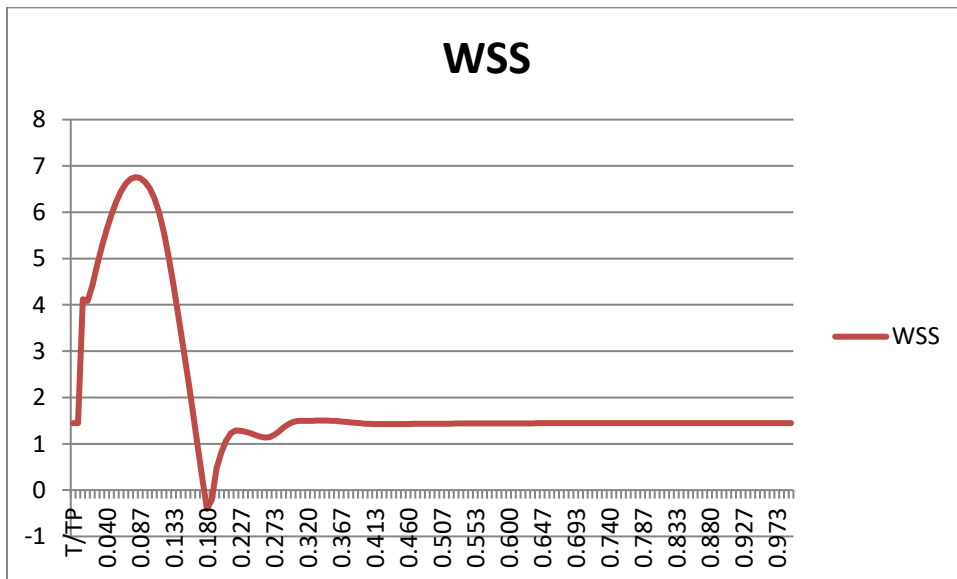
FRONT

	N/m ²
MAX	7.349197
MIN	0.968971
AVE	2.262483



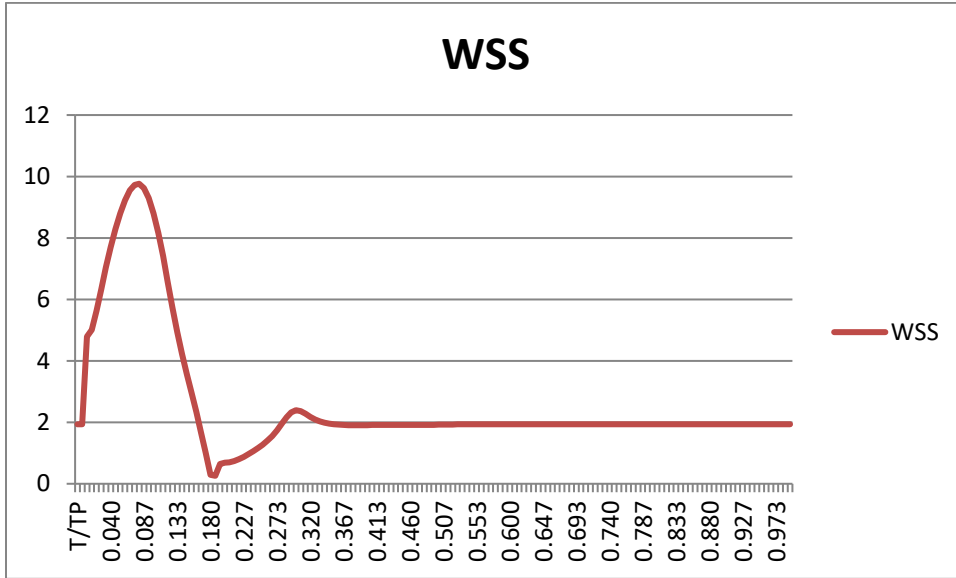
OUTER

	N/m ²
MAX	6.757688
MIN	-0.40673
AVE	1.979415



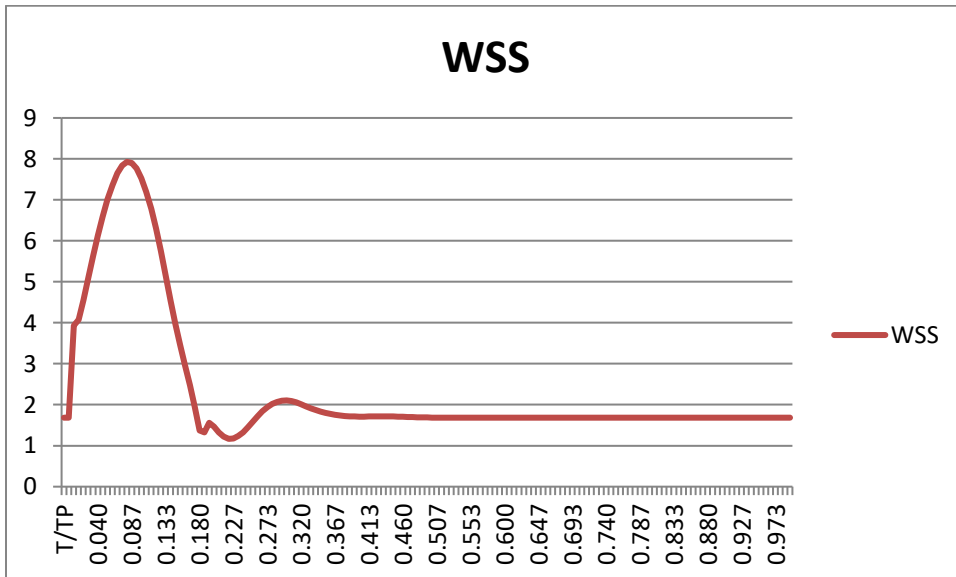
BACK

N/m²
MAX 9.763245
MIN 0.259828
AVE 2.63195



INNER

N/m²
MAX 7.926867
MIN 1.166144
AVE 2.374861

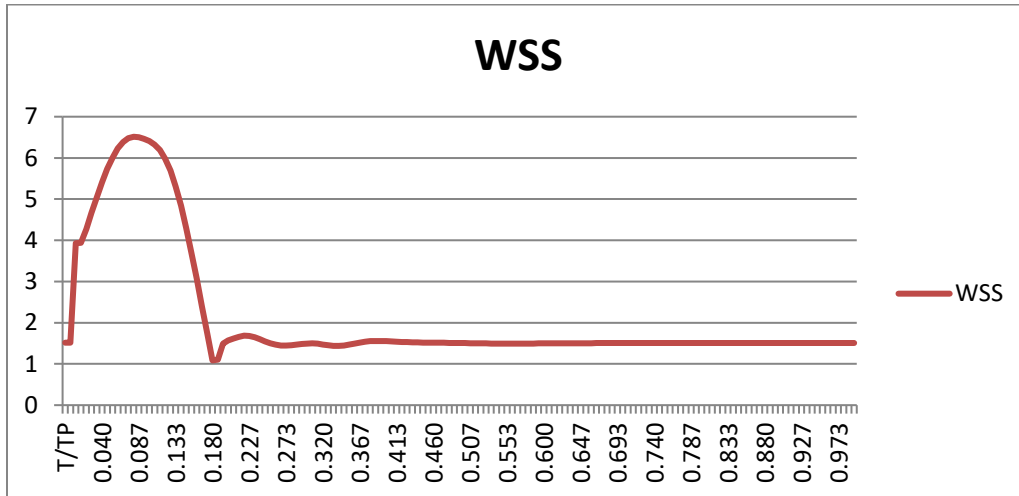


Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

NEWTONIAN

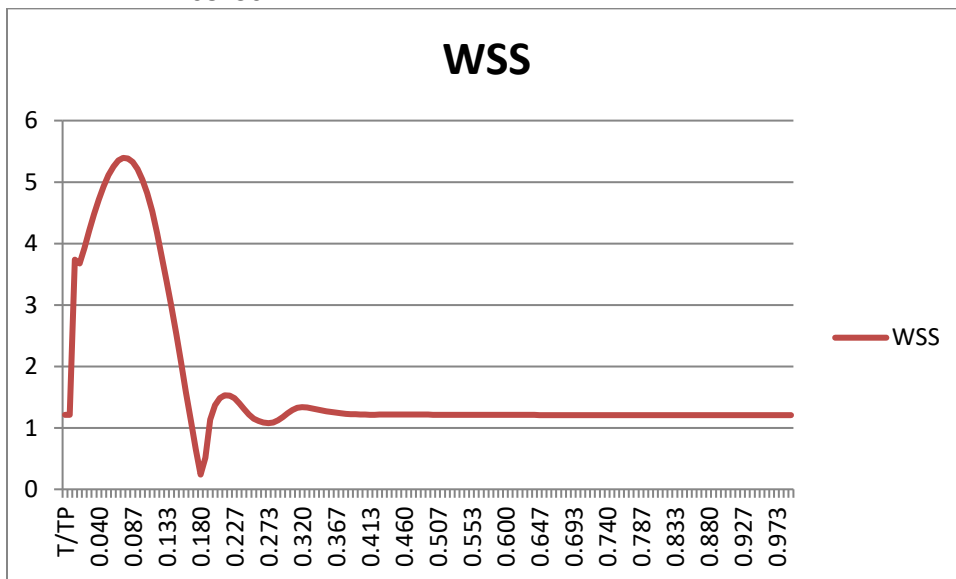
FRONT

N/m²
MAX 6.513278
MIN 1.087076
AVE 2.130337



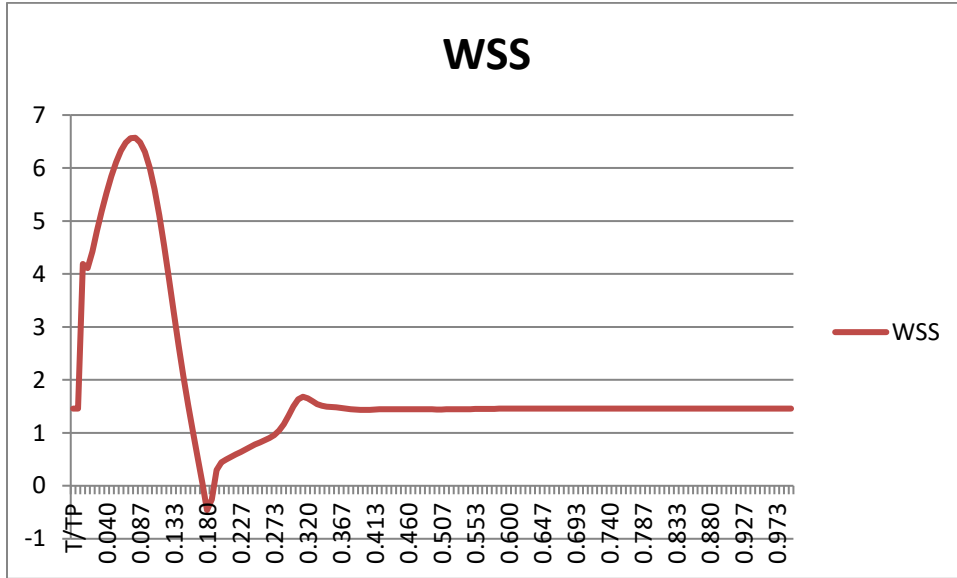
OUTER

N/m²
MAX 5.393373
MIN 0.239365
AVE 1.687361



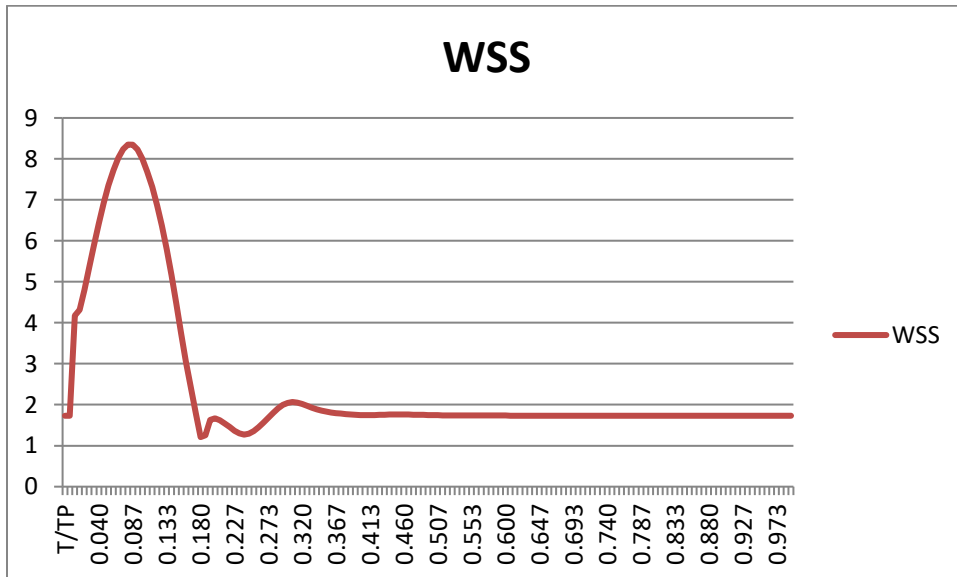
BACK

N/m²
MAX 6.571101
MIN -0.45881
AVE 1.877415



INNER

N/m²
MAX 8.34974
MIN 1.209729
AVE 2.466065



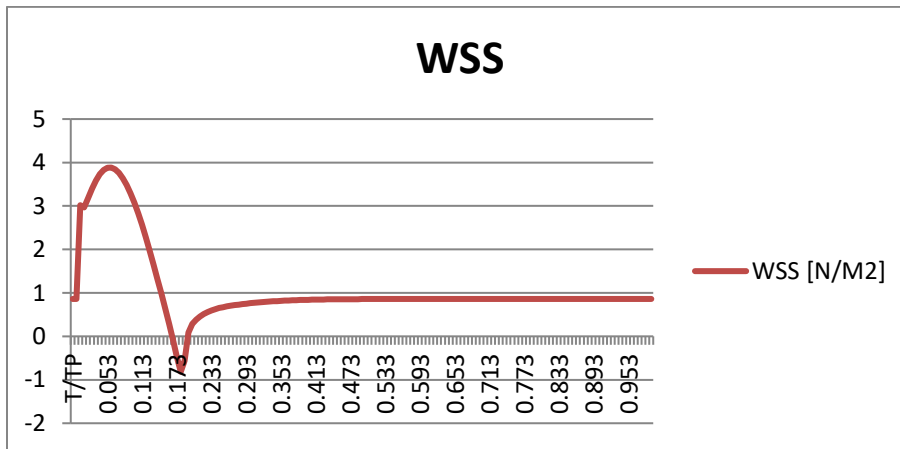
7.7.2 Διατμητικές τάσεις στο Τοίχωμα Μη Νευτώνειο ρευστό

Plane 1 κοινή καρωτίδα

NON NEWTONIAN

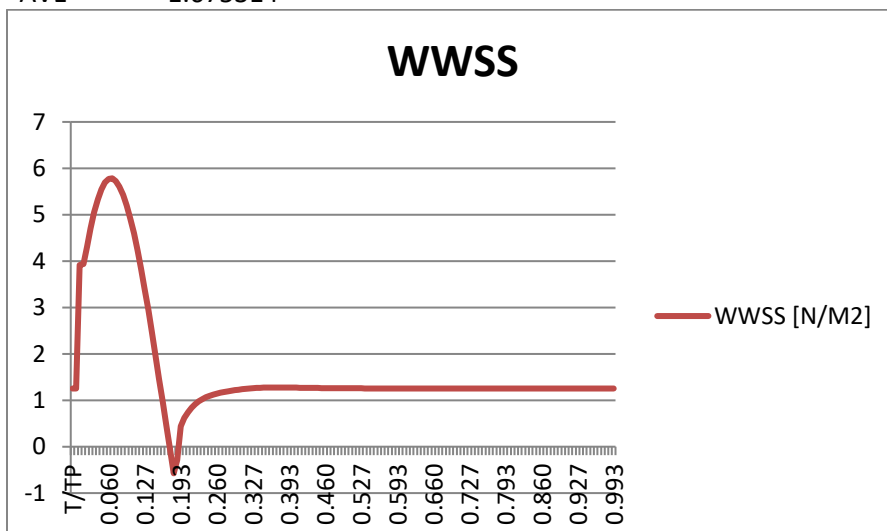
FRONT

N/m²
MAX 3.883772
MIN -0.81562
AVE 1.094498



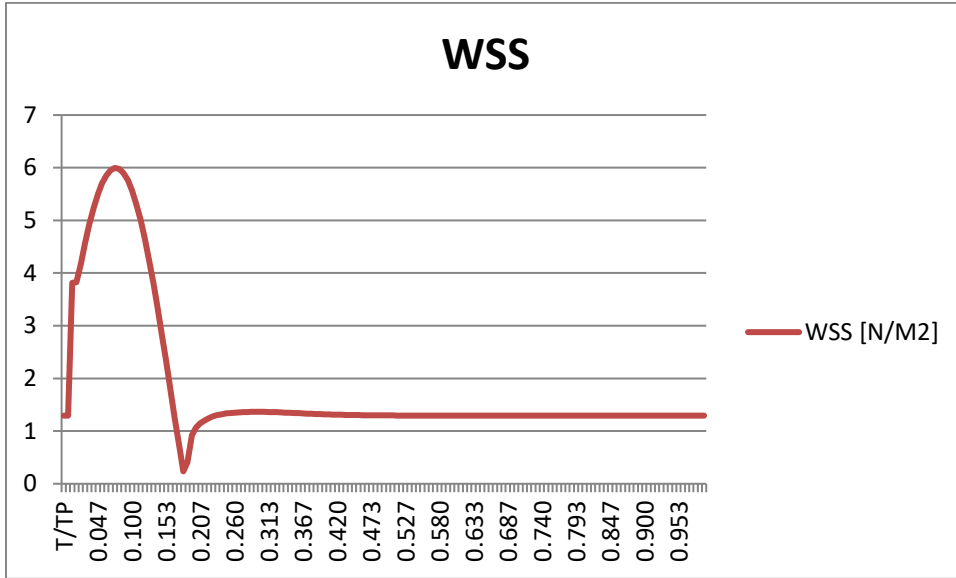
OUTER

N/m²
MAX 5.78444
MIN -0.57383
AVE 1.675314



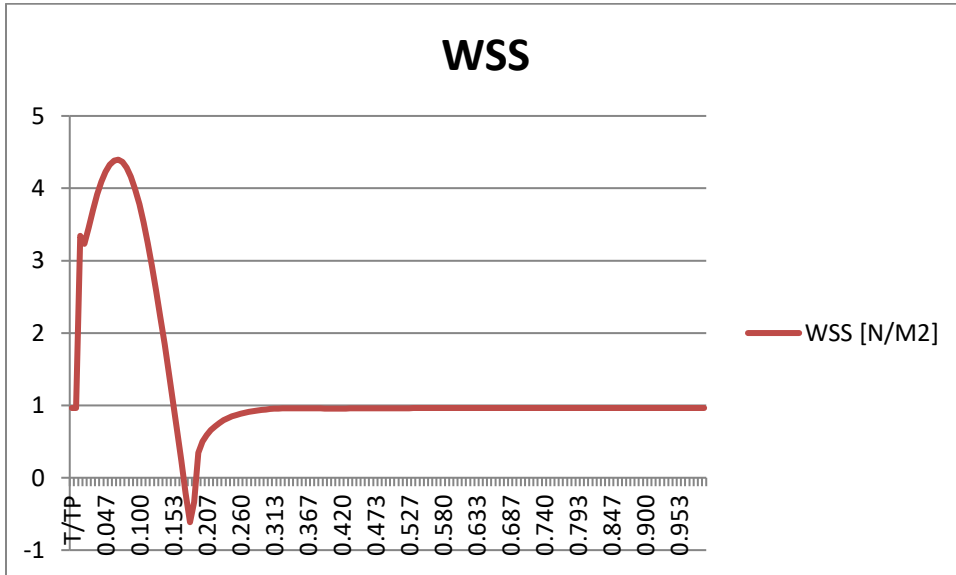
BACK

N/m²
MAX 5.996314
MIN 0.235237
AVE 1.817178



INNER

N/m²
MAX 4.395431
MIN -0.61439
AVE 1.281109

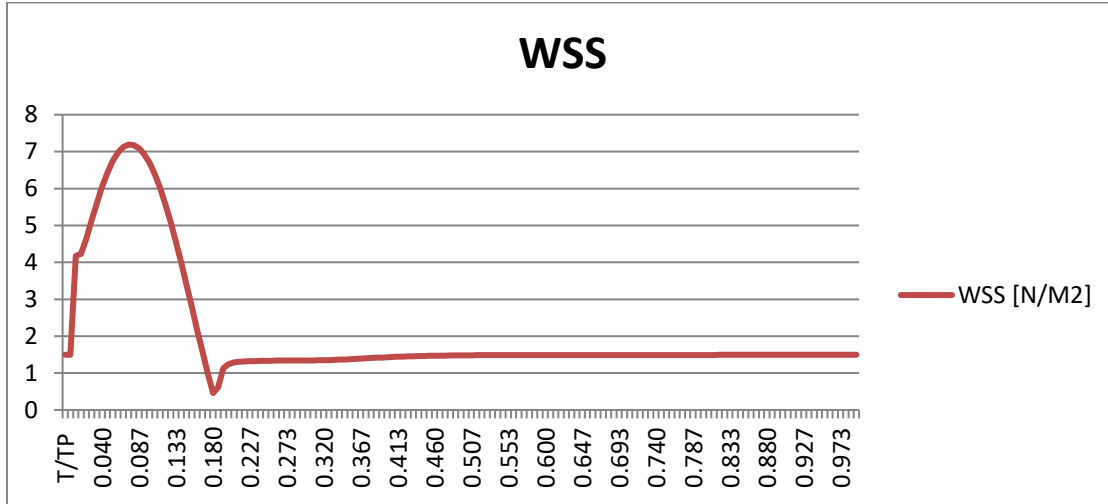


Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

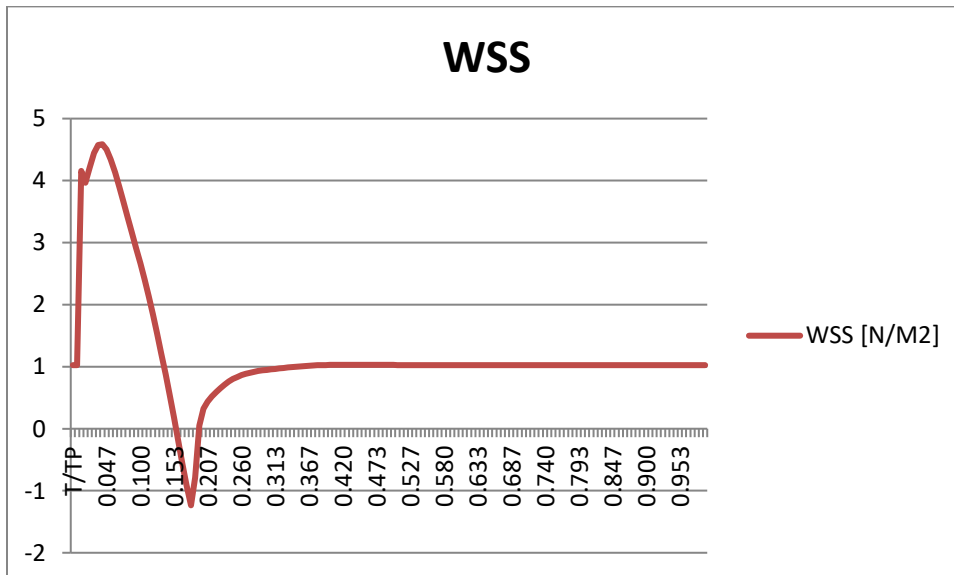
FRONT

	N/m ²
MAXX	7.191393
MIN	0.456005
AVE	2.078947



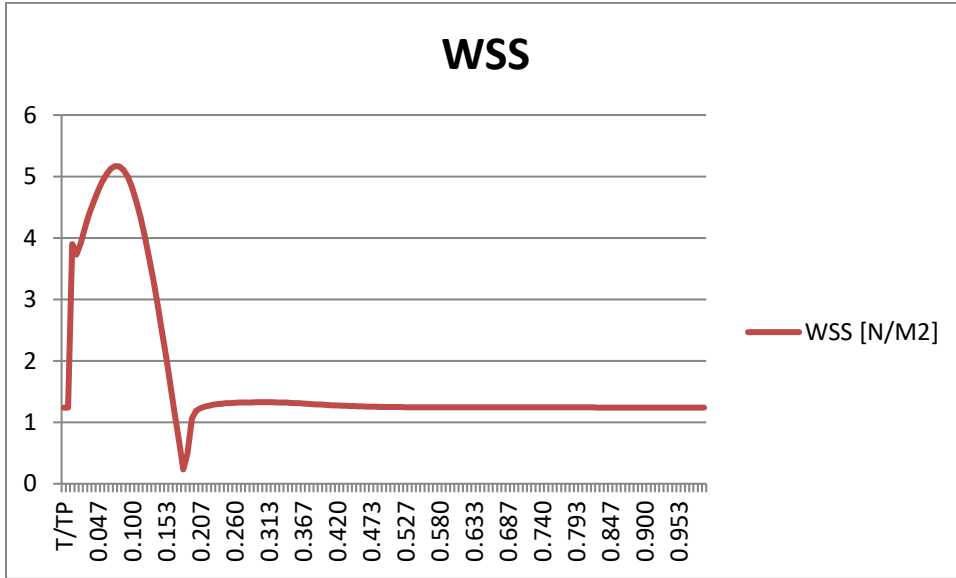
OUTER

	N/m ²
MAX	4.58624
MIN	-1.23502
AVE	1.23199



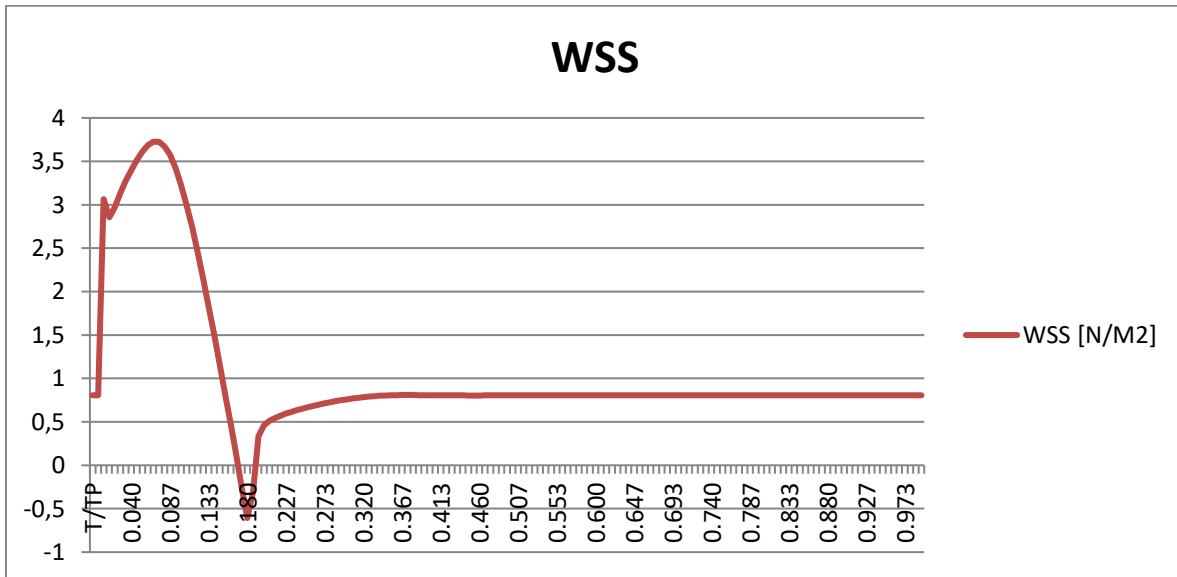
BACK

N/m²
MAX 5.168813
MIN 0.233323
AVE 1.696039



INNER

N/m²
MAX 3.726851
MIN -0.6078
AVE 1.072726

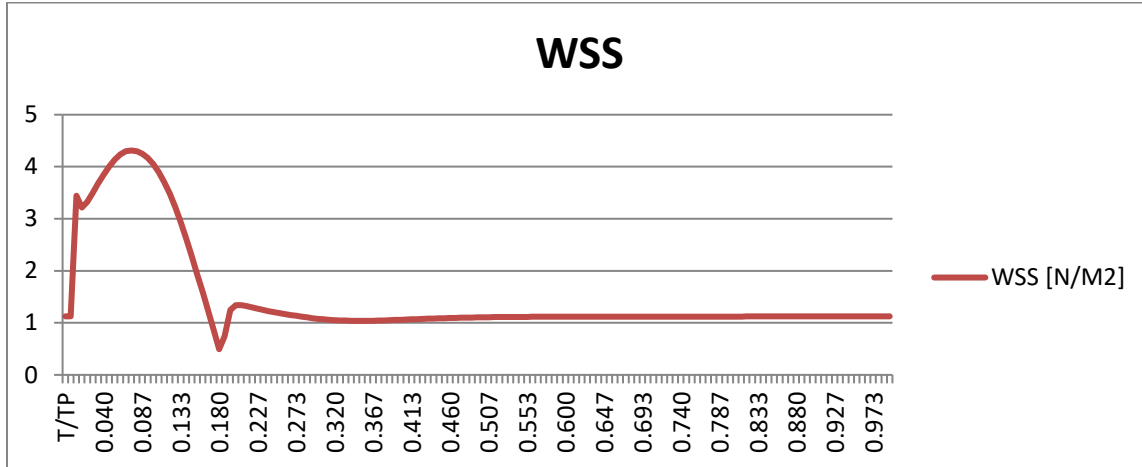


Plane 3 Τελος Κοινής Καρωτίδας

NON NEWTONIAN

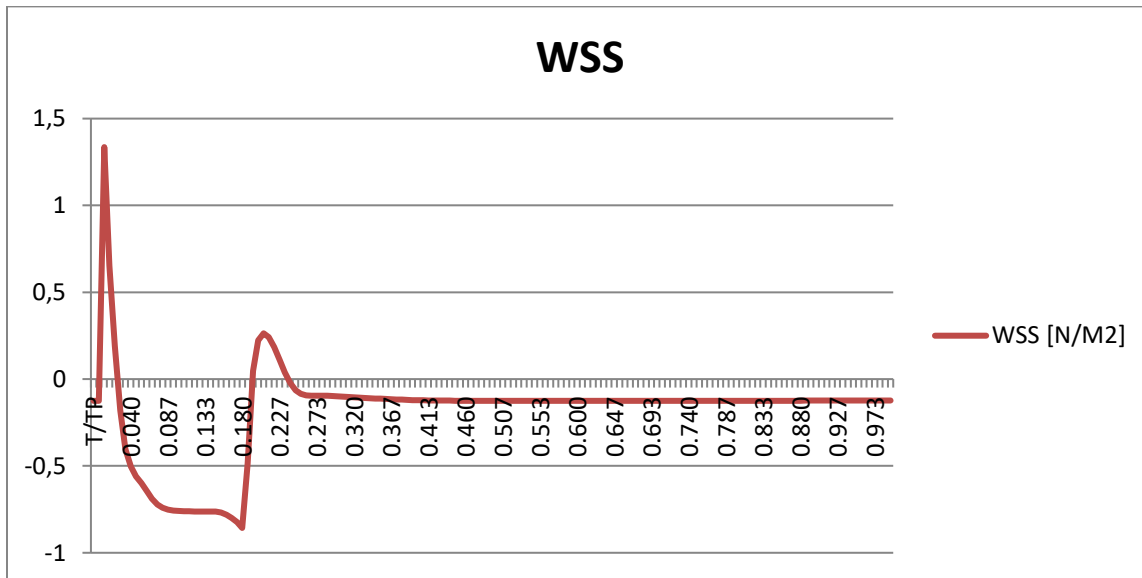
FRONT

	N/m ²
MAX	4.312267
MIN	0.493318
AVE	1.493146



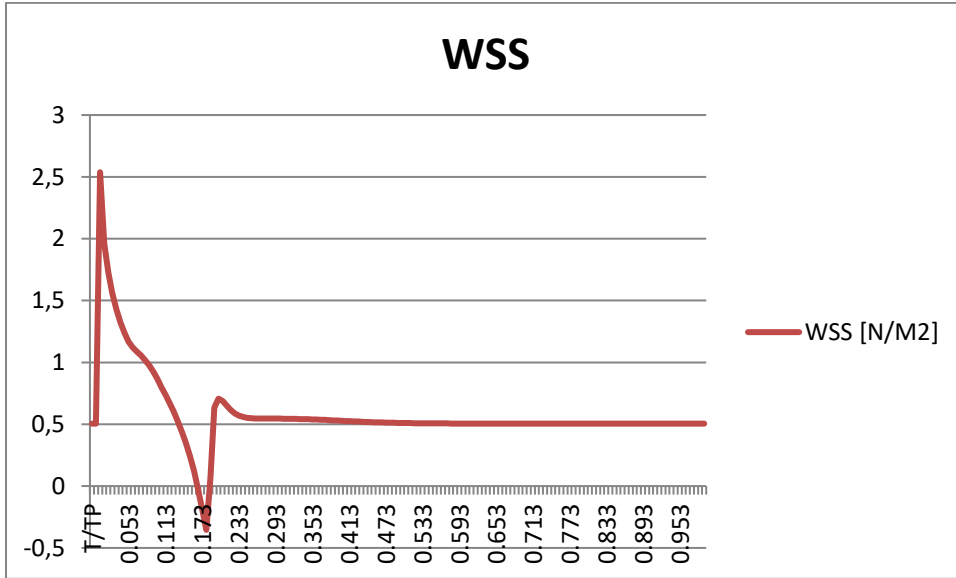
OUTER

	N/m ²
MAX	1.335756
MIN	-0.85705
VE	-0.18352



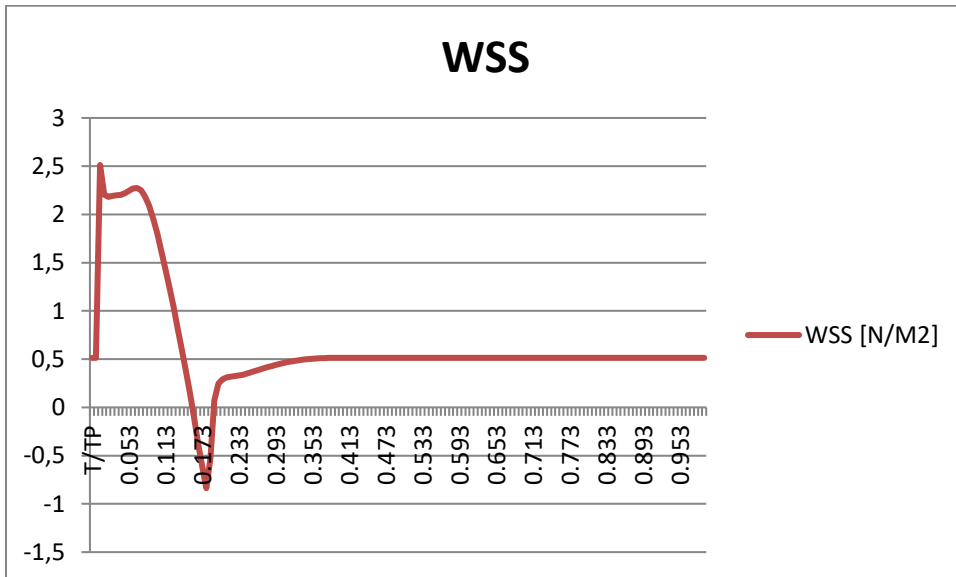
BACK

N/m²
MAX 2.537579
MIN -0.354
AVE 0.583858



INNER

N/m²
MAX 2.511982
MIN -0.8368
AVE 0.646982

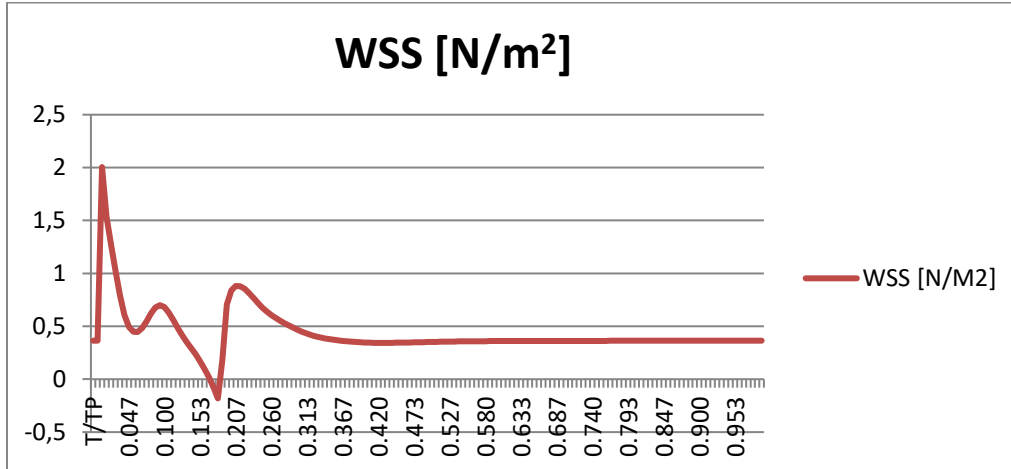


Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

NON NEWTONIAN

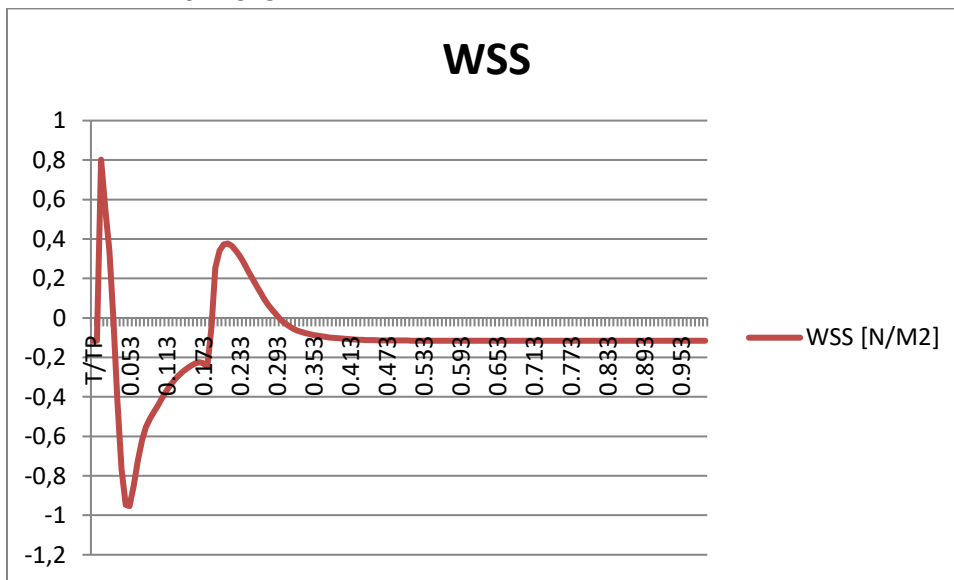
FRONT

N/m²
MAX 2.00522
MIN -0.18146
AVE 0.433077



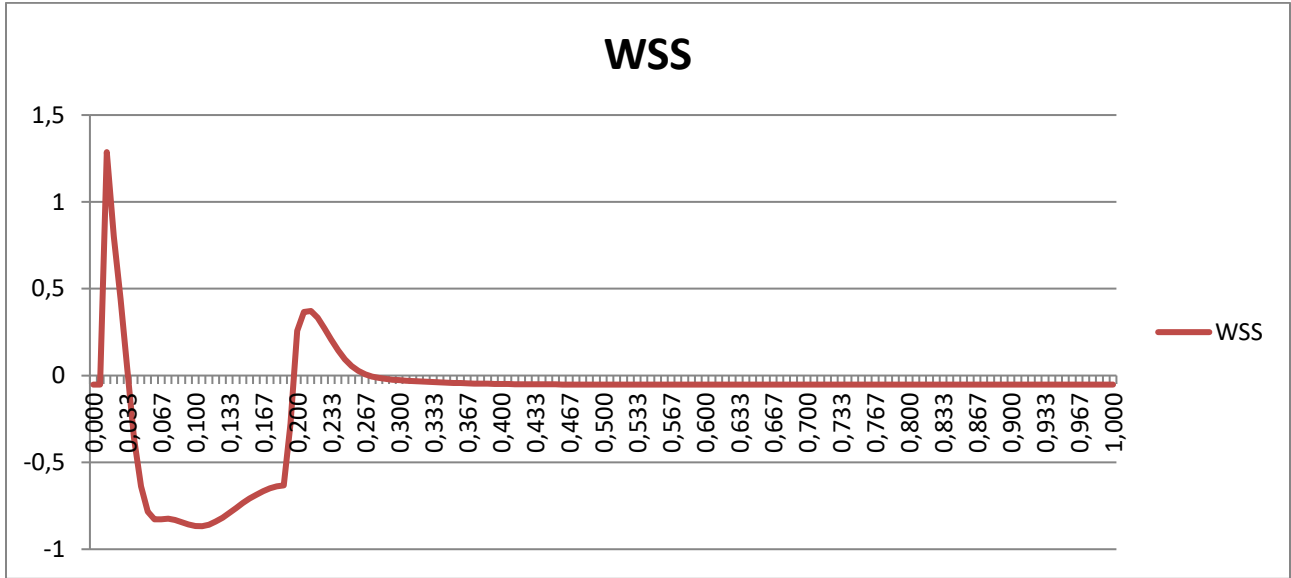
OUTER

N/m²
MAX 0.802172
MIN -0.95321
AVE -0.11315



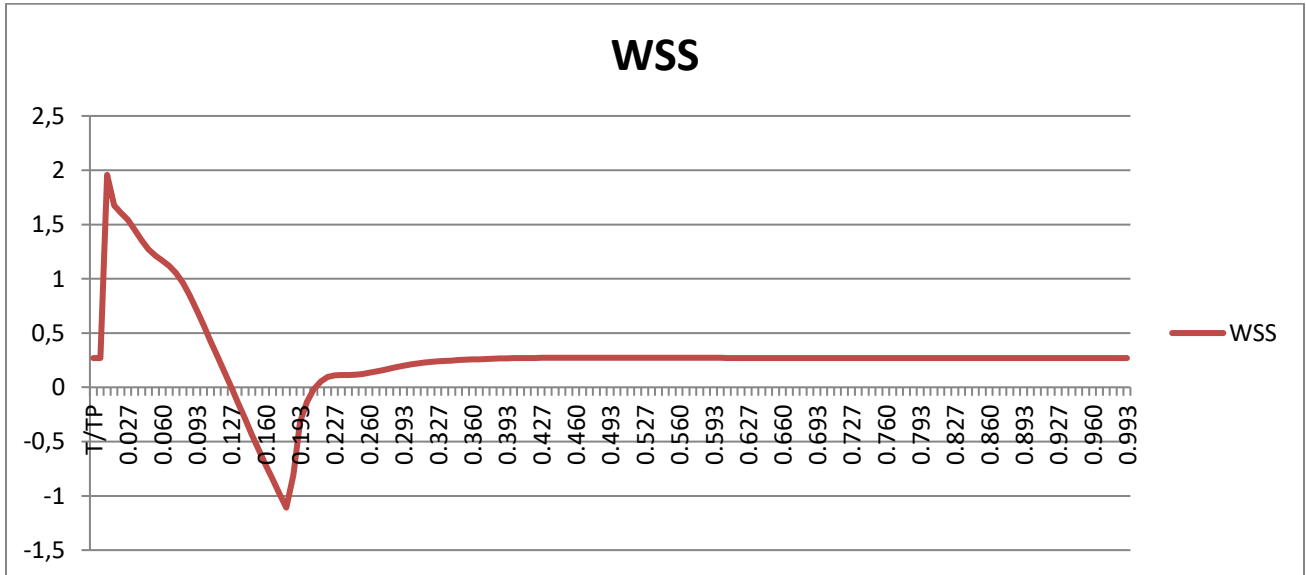
BACK

N/m²
MAX 1.286524
MIN -0.86731
AVE -0.1214



INNE

N/m²
MAX 1.956938
MIN -1.1085
AVE 0.286776

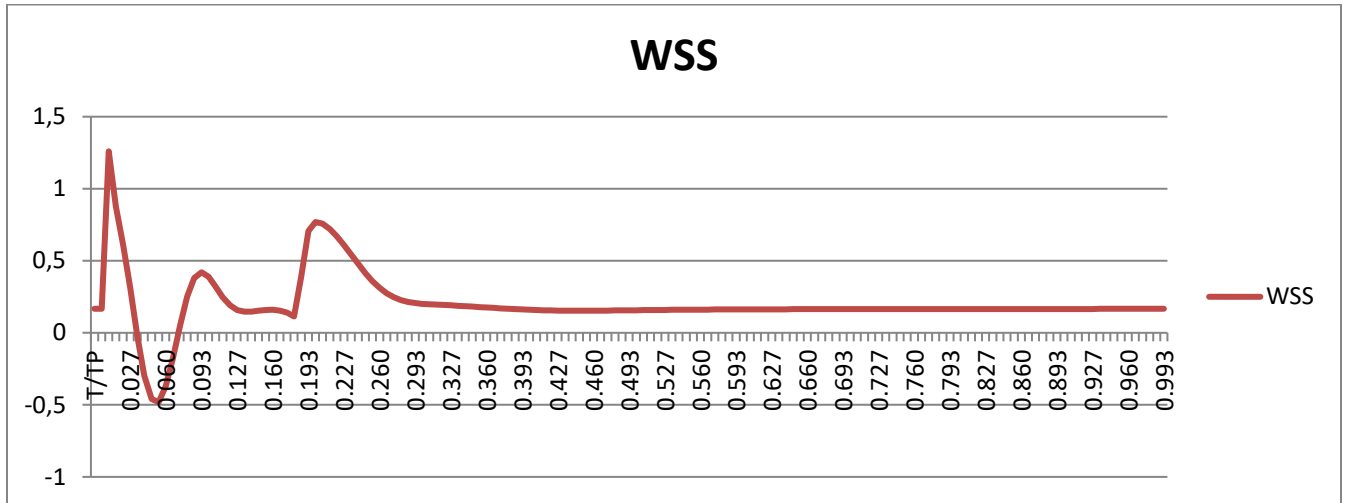


Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

NON NEWTONIAN

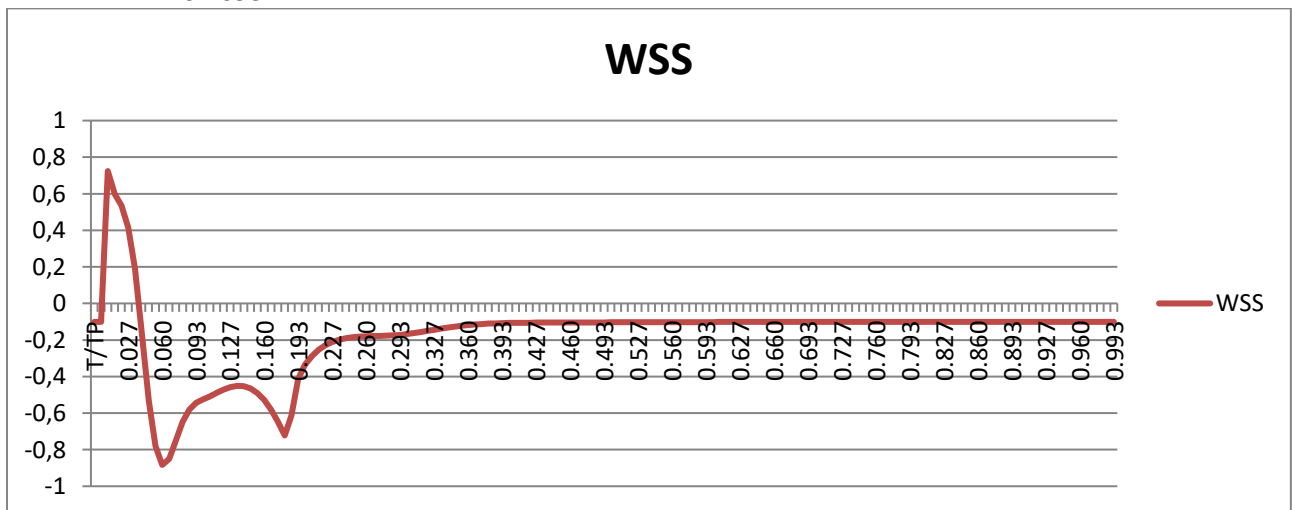
FRONT

N/m²
MAX 1.259854
MIN -0.48145
AVE 0.201433



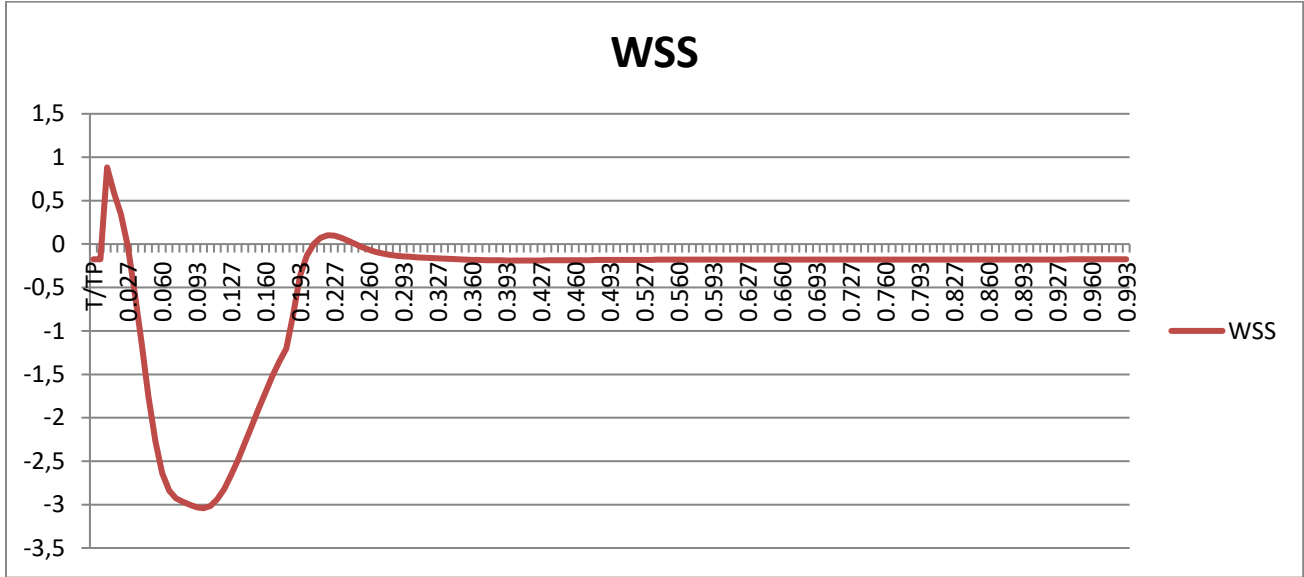
OUTER

N/m²
MAX 0.72402
MIN -0.88341
AVE -0.16937



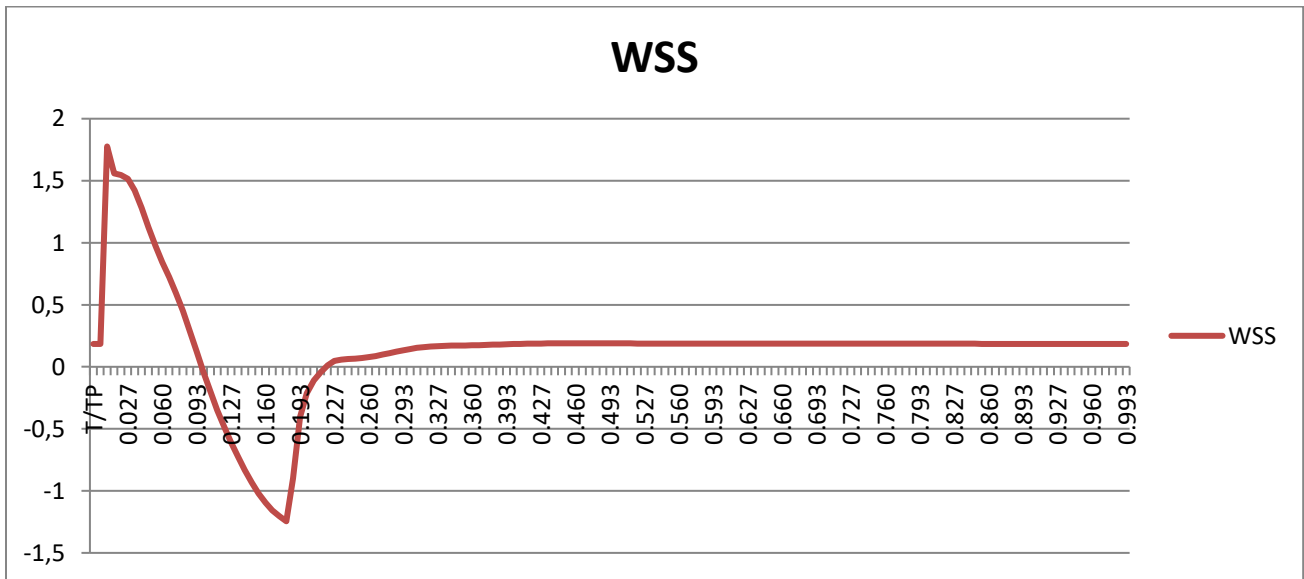
BACK

N/m²
 MAX 8.83E-01
 MIN 3.04E+00
 AVE -4.71E-01



INNER

N/m²
 MAX 1.776276
 MIN -1.24538
 AVE 0.154196

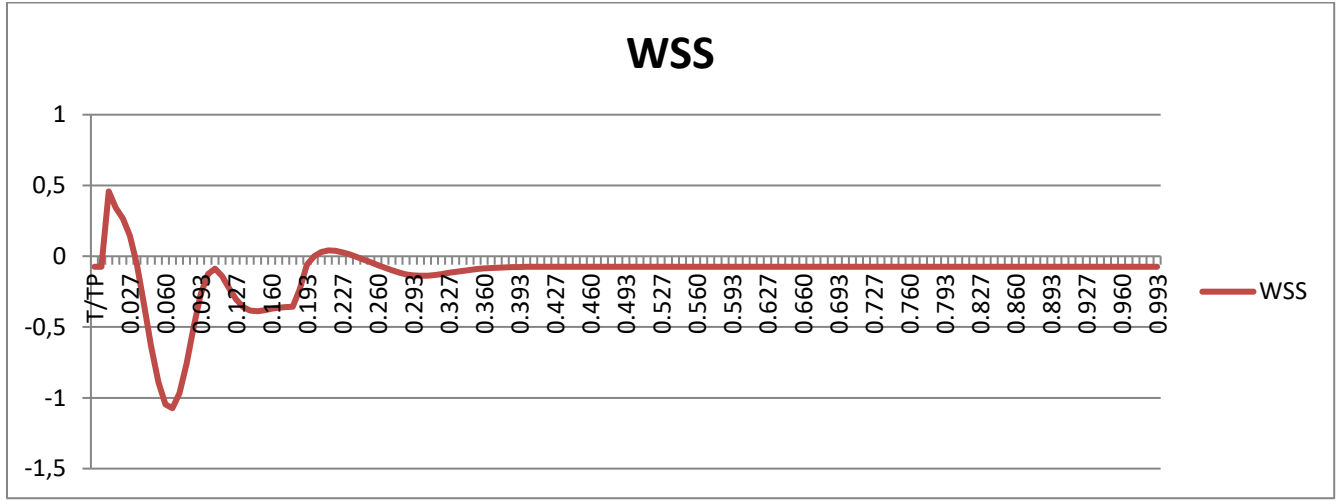


Plane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

NON NEWTONIAN

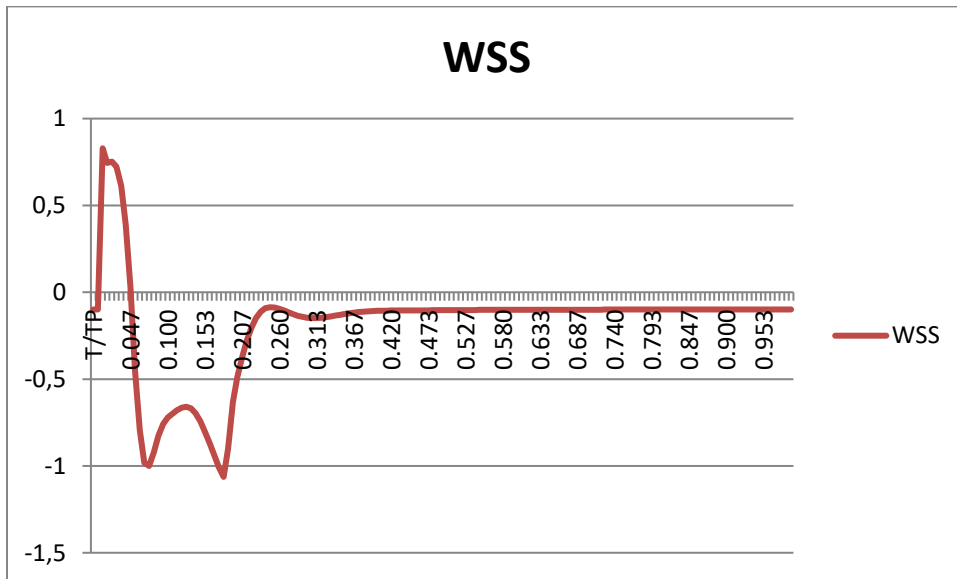
FRONT

N/m²
MAX 0.4583
MIN -1.07323
AVE -0.12144



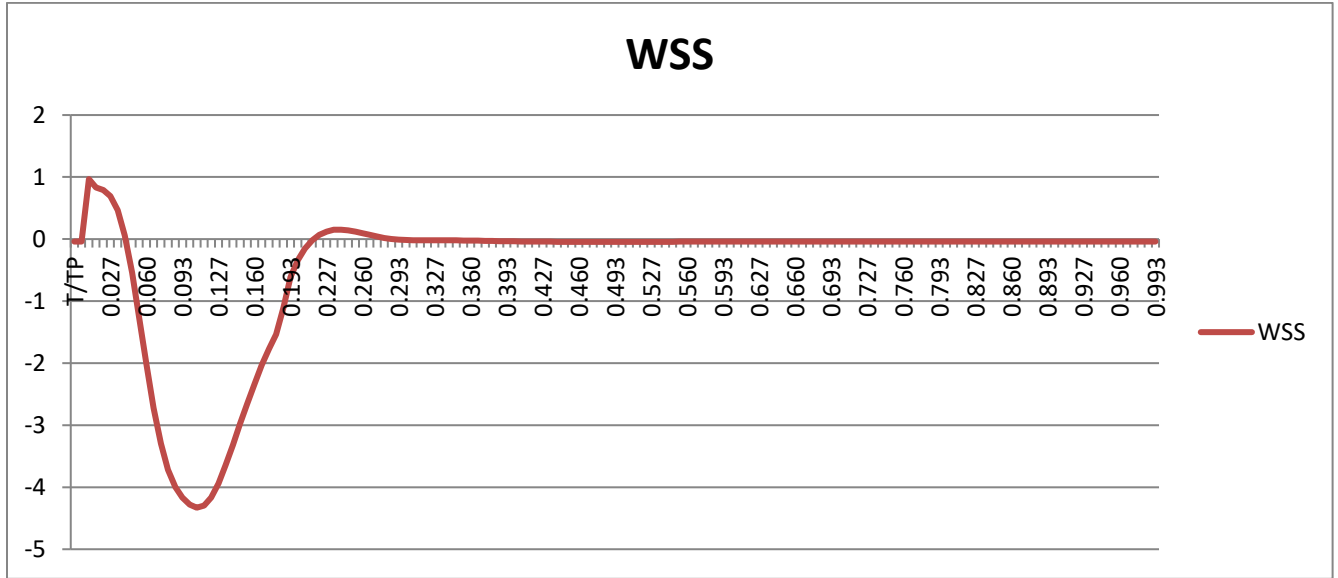
OUTER

N/m²
MAX 0.828872
MIN -1.06302
AVE -0.18023



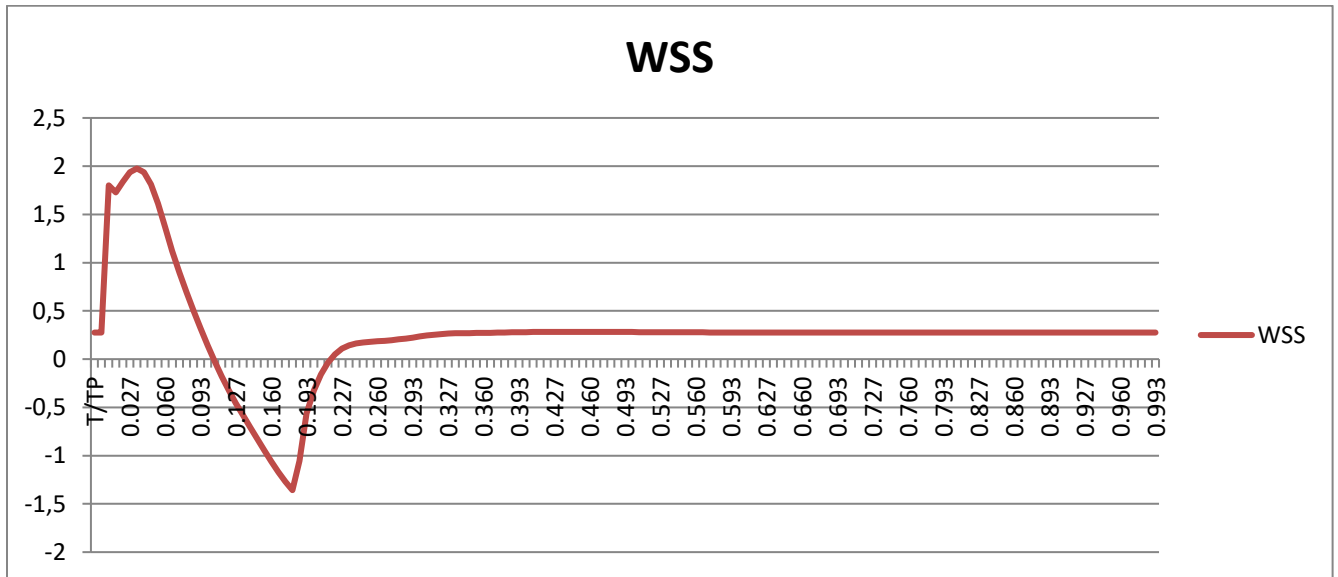
BACK

N/m²
MAX 0.967183
MIN -4.3303
AVE -0.42797



INNER

N/m²
MAX 1.976133
MIN -1.35774
AVE 0.265668

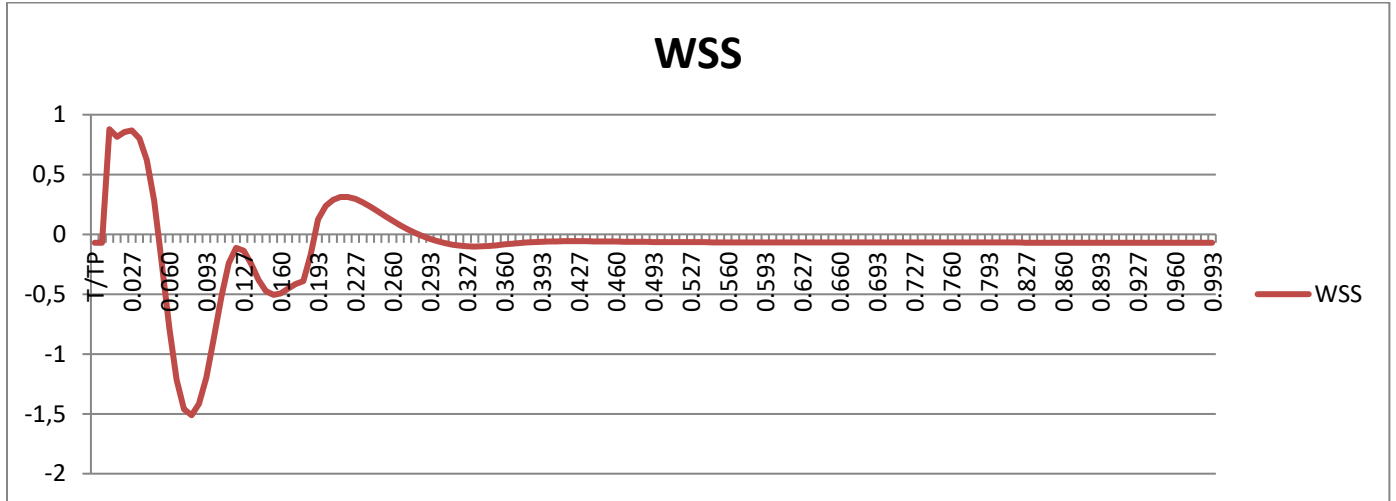


Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

NON NEWTONIAN

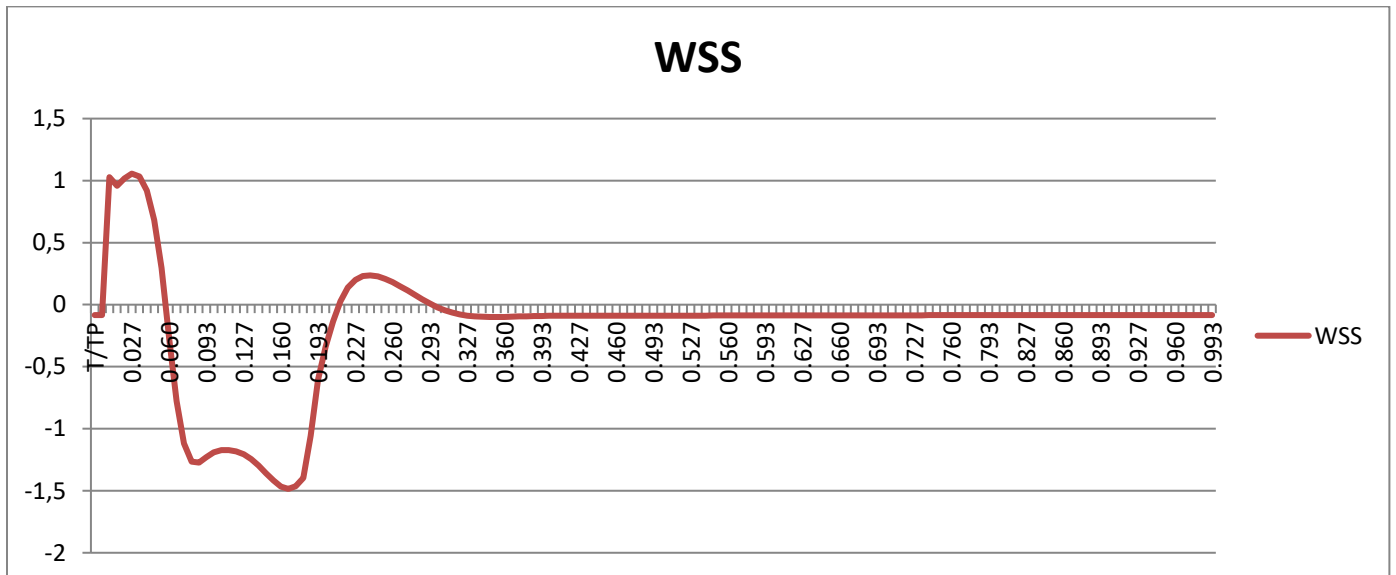
FRONT

N/m²
MAX 0.878701
MIN -1.51156
AVE -0.08513



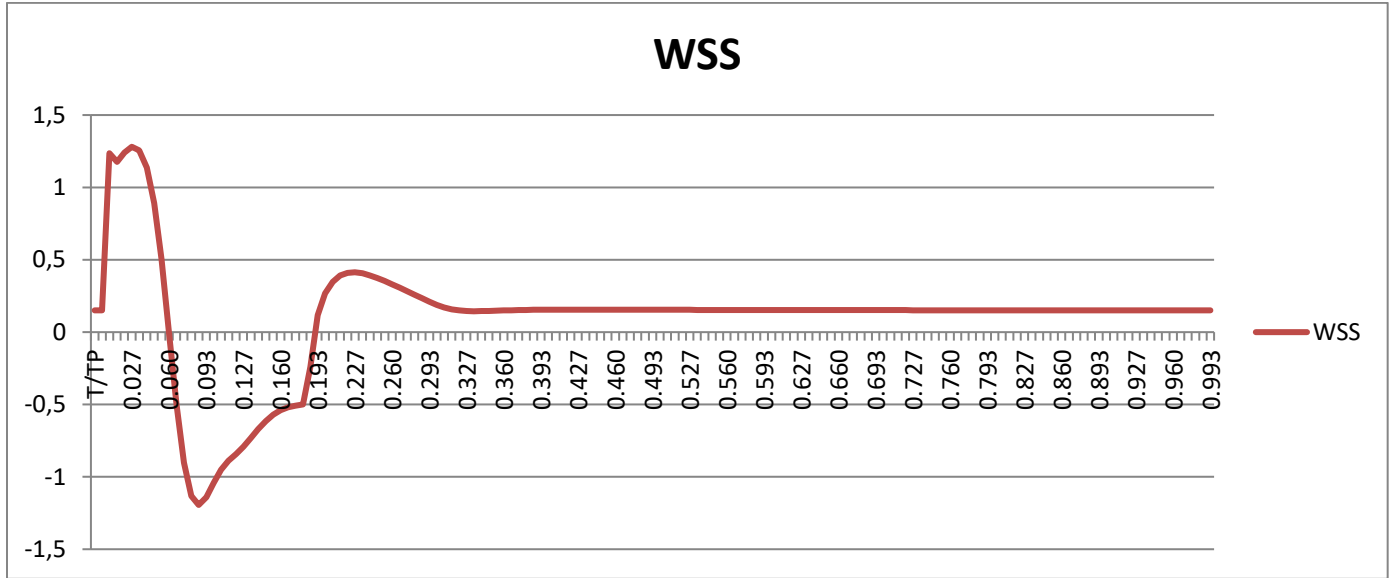
OUTER

N/m²
MAX 1.056174
MIN -1.48533
AVE -0.16869



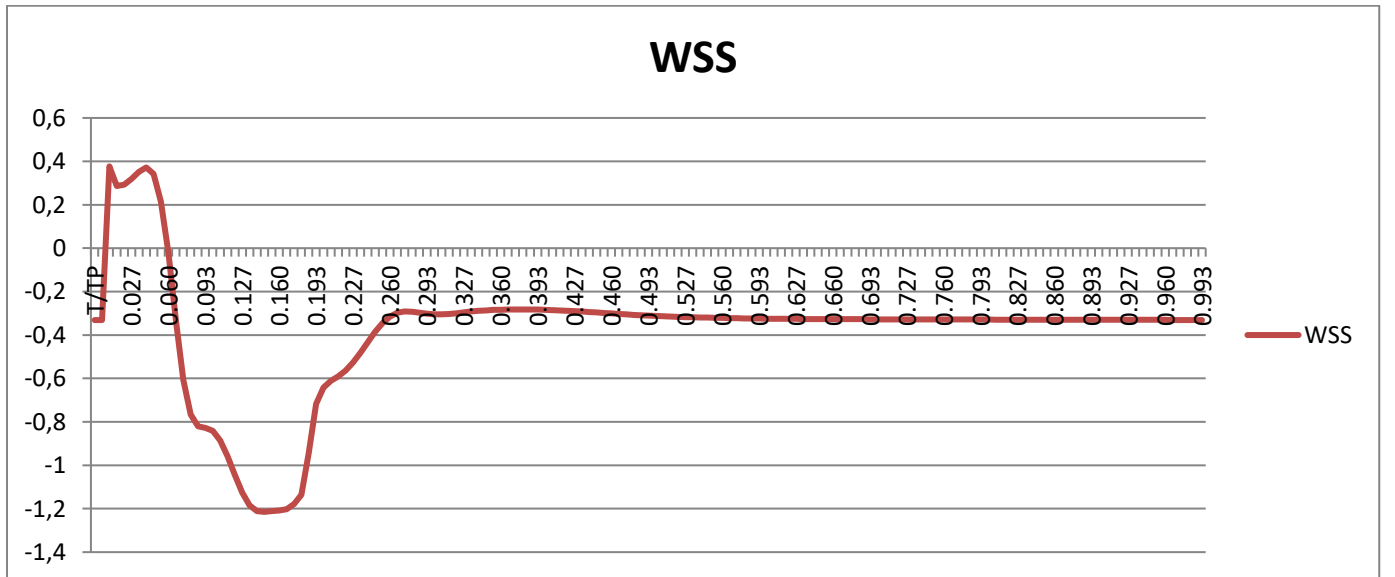
BACK

N/m²
MAX 1.280732
MIN -1.19397
AVE 0.104962



BIF BACK

N/m²
MAX 0.376745
MIN -1.21466
AVE -0.37909



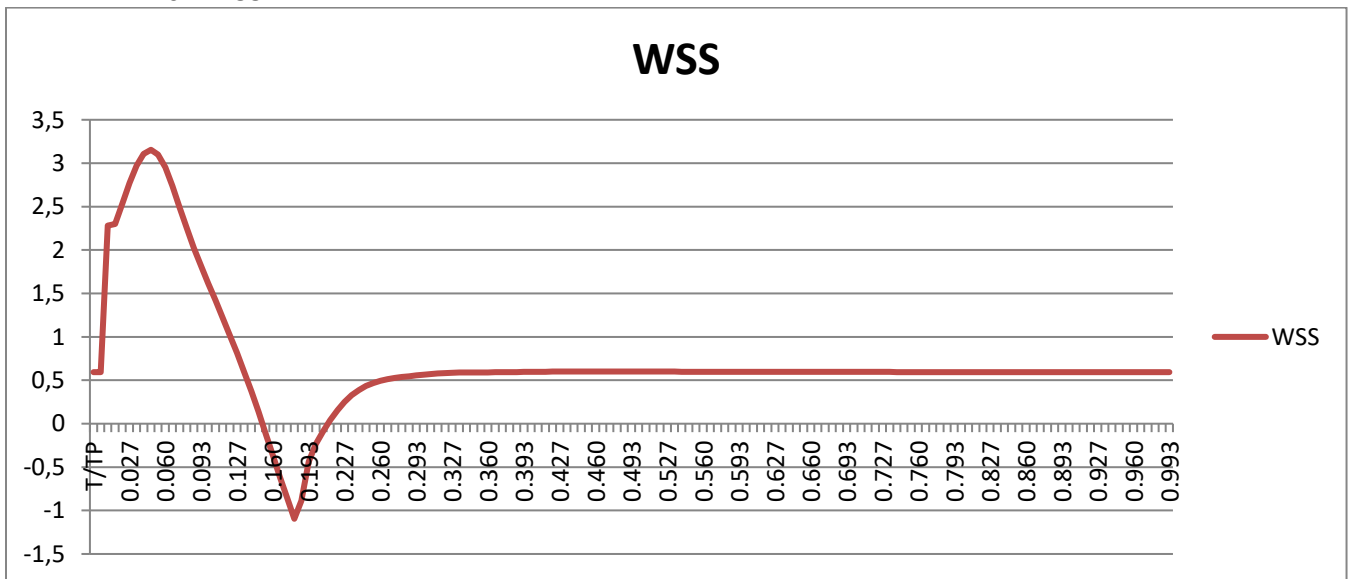
BIF FRONT

N/m²
MAX -0.10476
MIN -5.11995
AVE -1.25598



INNER

N/m²
MAX 3.154494
MIN -1.09491
AVE 0.714882

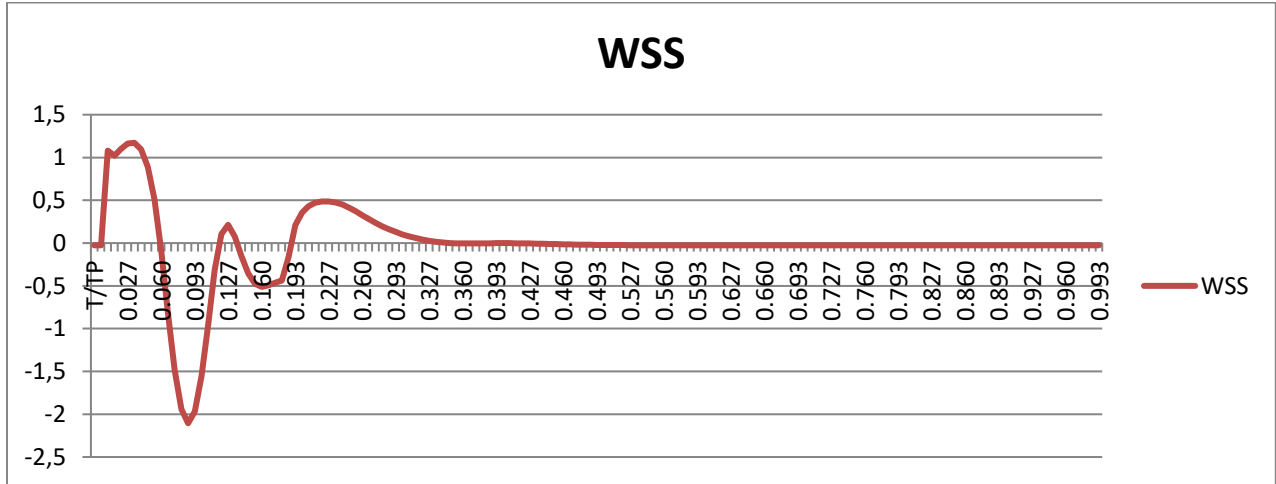


Plane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

NON NEWTONIAN

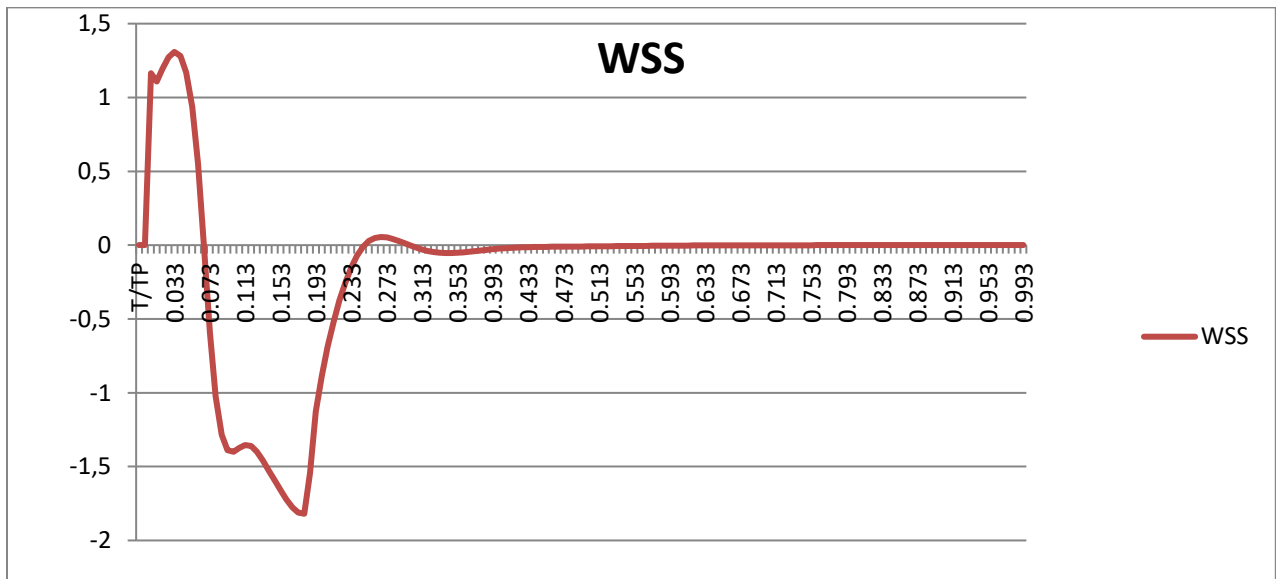
FRONT

N/m²
MAX 1.172296
MIN -2.10596
AVE -0.01521



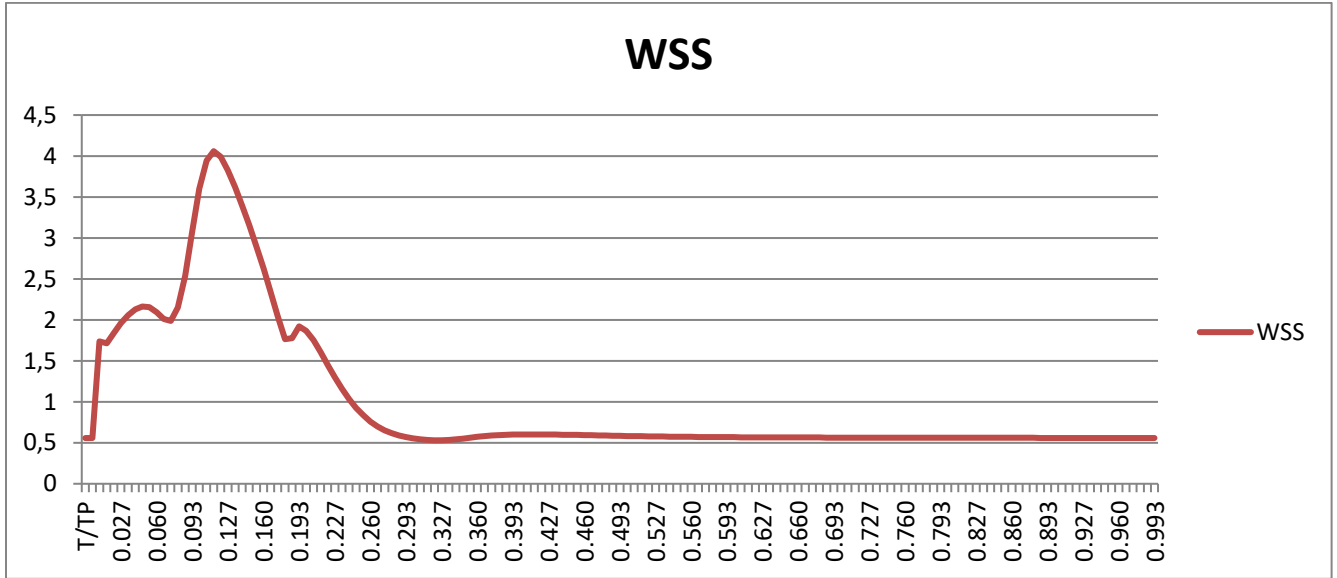
OUTER

N/m²
MAX 1.308522
MIN -1.81933
AVE -0.13765



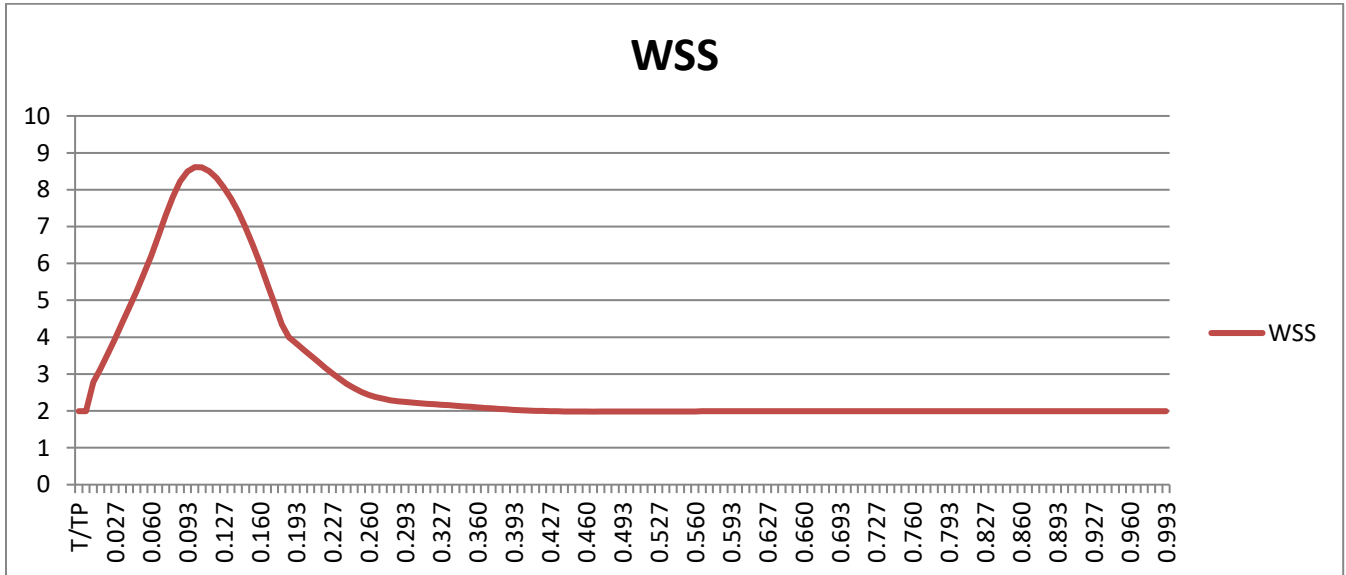
BACK

N/m²
MAX 4.058868
MIN 0.530016
AVE 1.001489



Bif

N/m²
MAX 8.610975
MIN 1.98091
AVE 2.874664

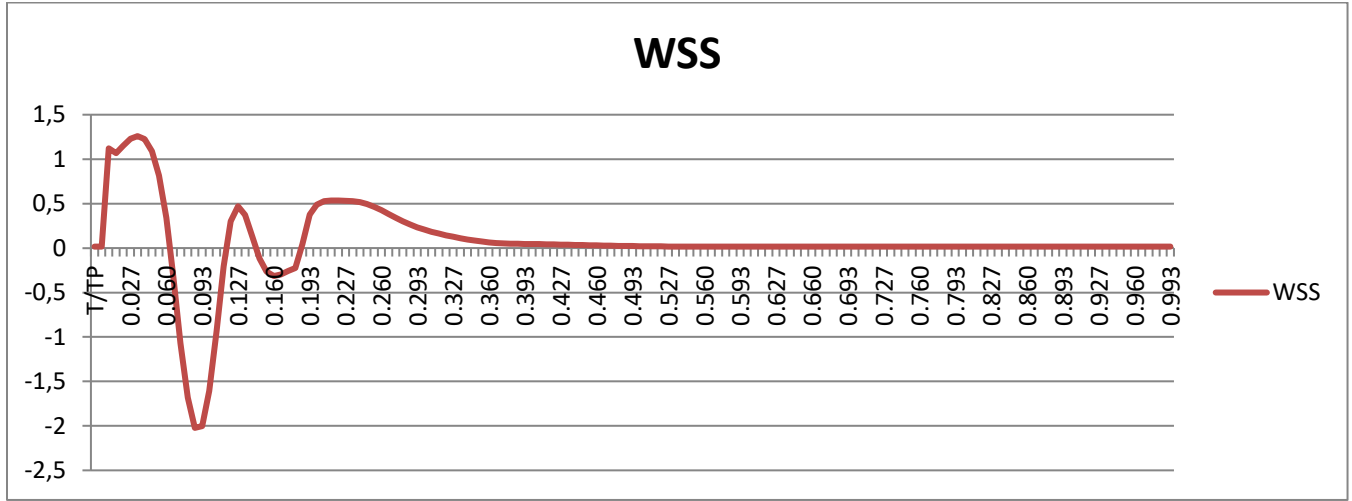


Plane 9 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

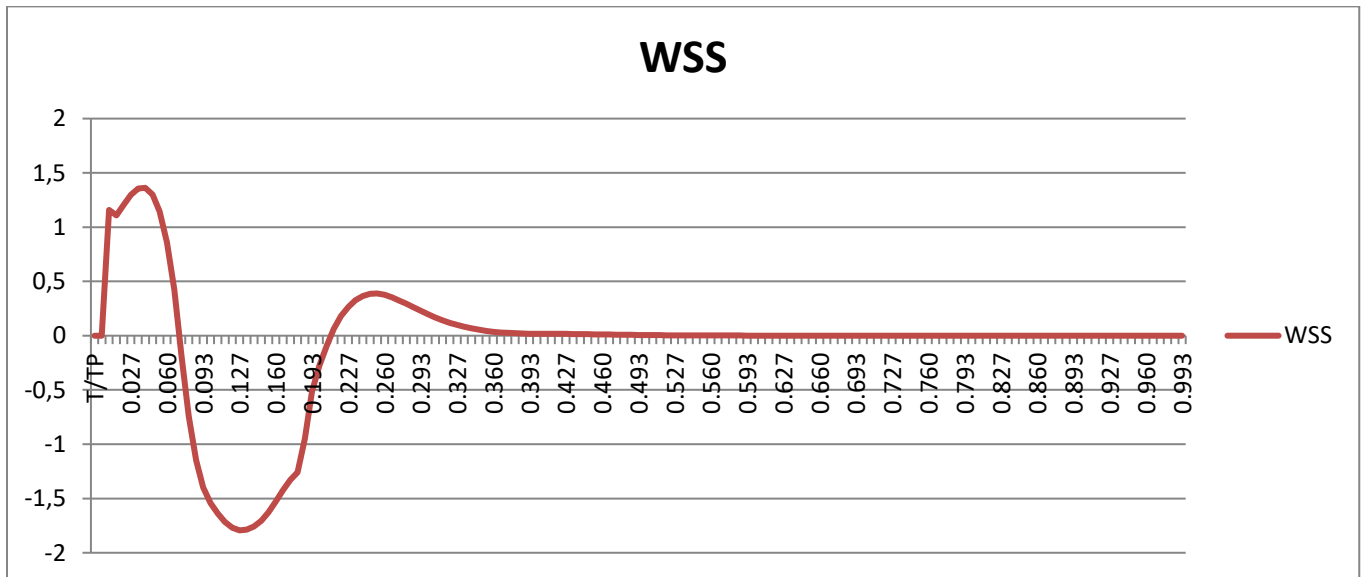
FRONT

N/m²
MAX 1.259286
MIN -2.02218
AVE 0.062852



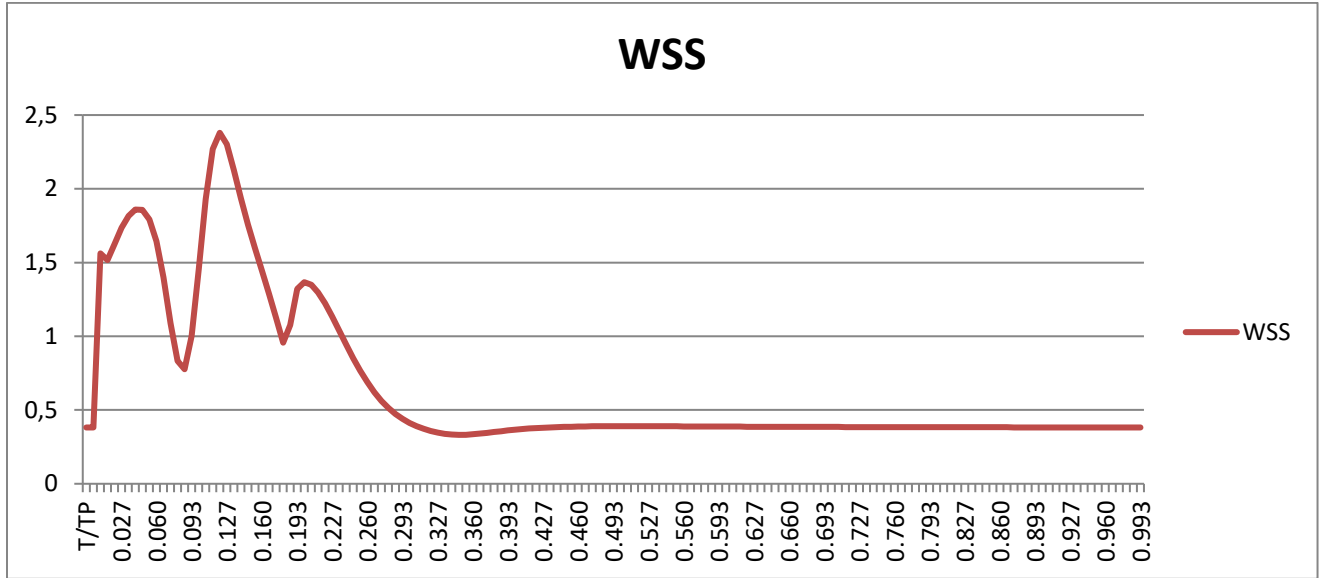
OUTER

N/m²
MAX 1.361875
MIN -1.79363
AVE -0.06477



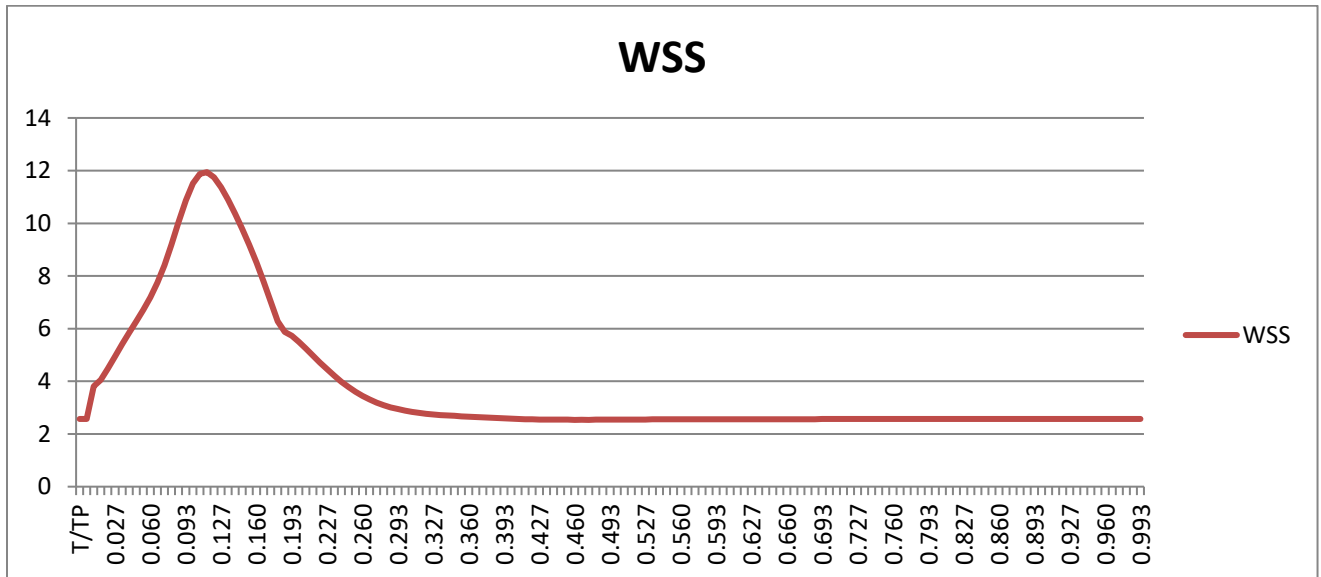
BACK

N/m²
MAX 2.379526
MIN 0.33153
AVE 0.658406



INNER

N/m²
MAX 11.94116
MIN 2.539595
AVE 3.77809

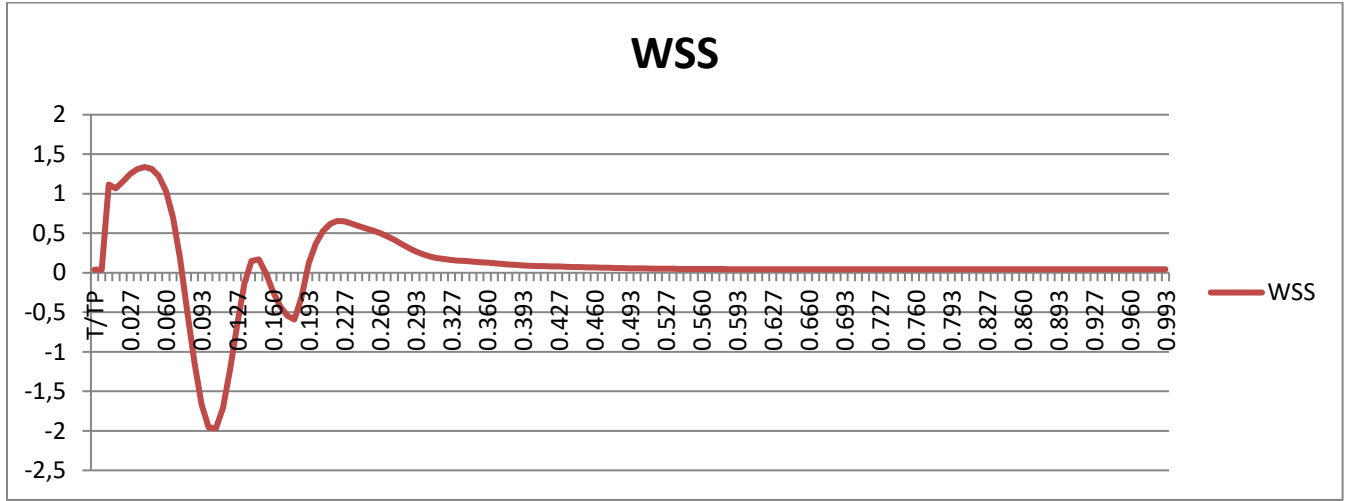


Plane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

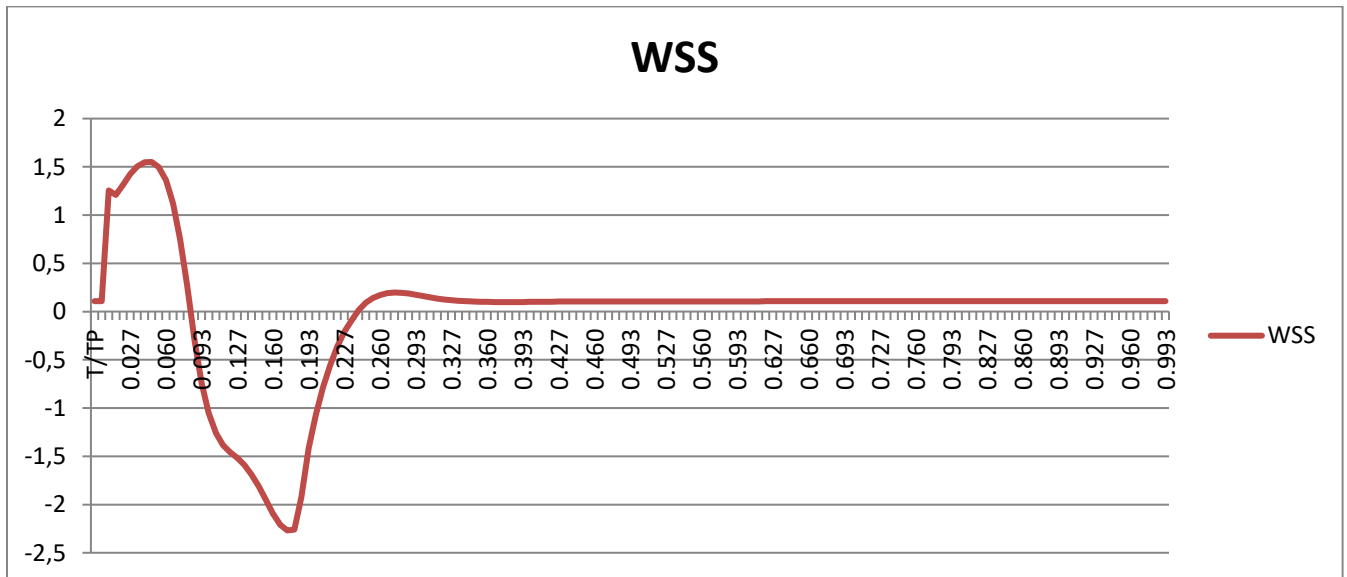
FRONT

N/m²
MAX 1.337574
MIN -1.9672
AVE 0.087359



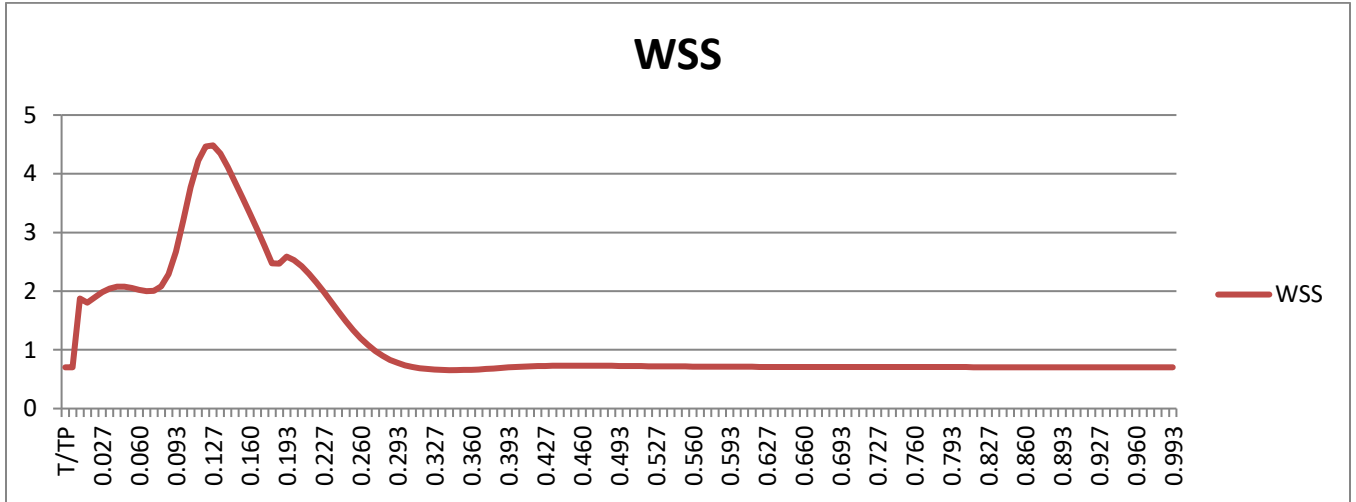
OUTER

N/m²
MAX 1.55047
MIN -2.26839
AVE -0.01543



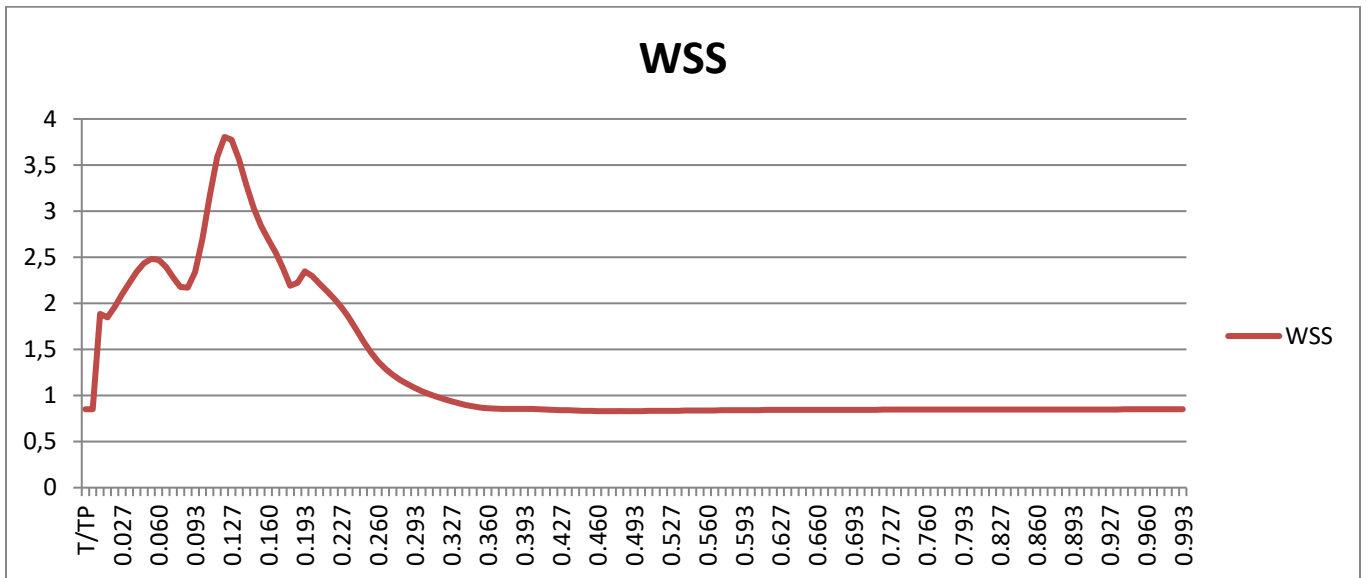
BACK

N/m²
MAX 4.483468
MIN 0.654858
AVE 1.196339



INNER

N/m²
MAX 3.804536
MIN 0.83055
AVE 1.264942

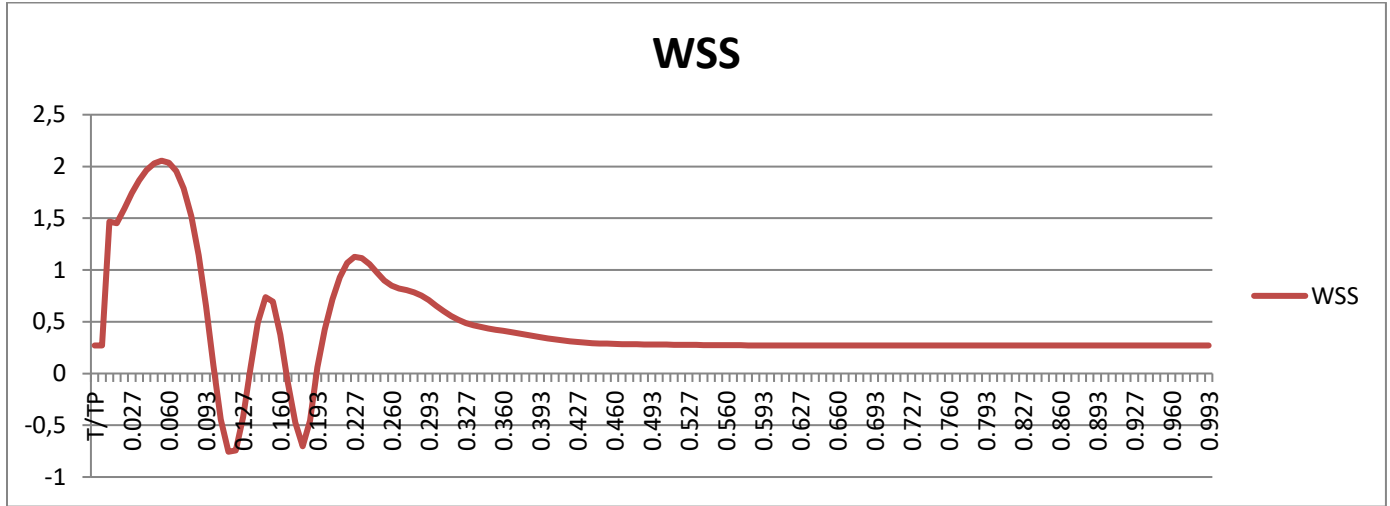


Plane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

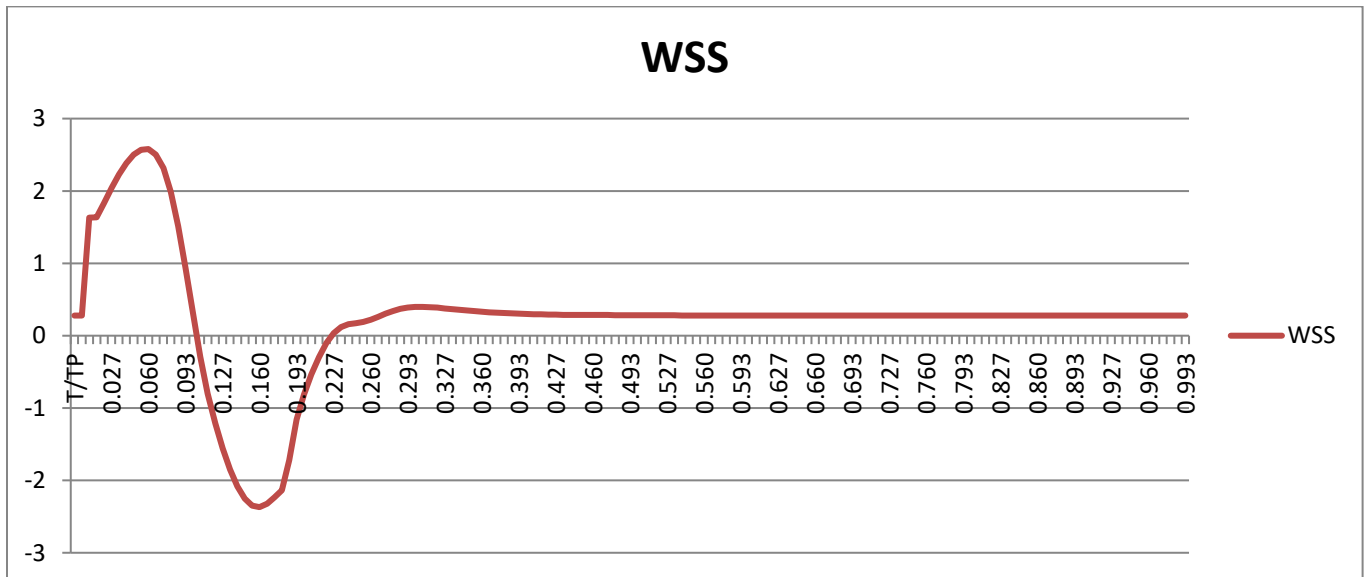
FRONT

N/m²
MAX 2.055988
MIN -0.75587
AVE 0.443418



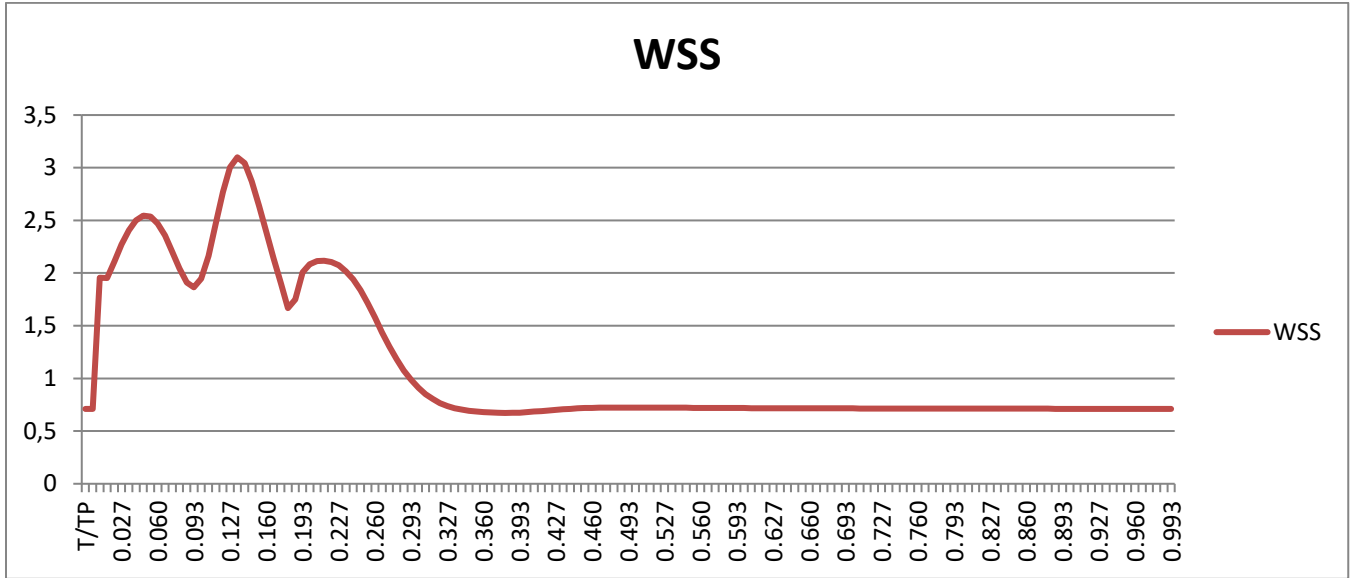
OUTER

N/m²
MAX 2.579052
MIN -2.36915
AVE 0.24199



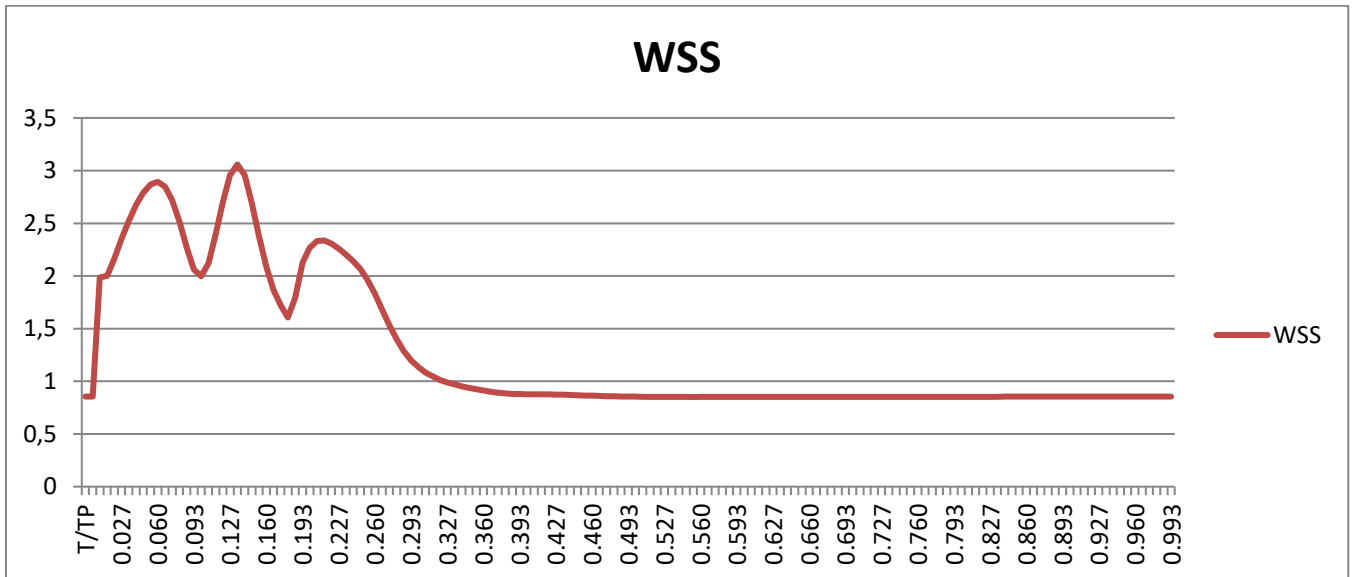
BACK

N/m²
MAX 3.098898
MIN 0.672148
AVE 1.120233



INNER

N/m²
MAX 3.058129
MIN 0.850962
AVE 1.264969

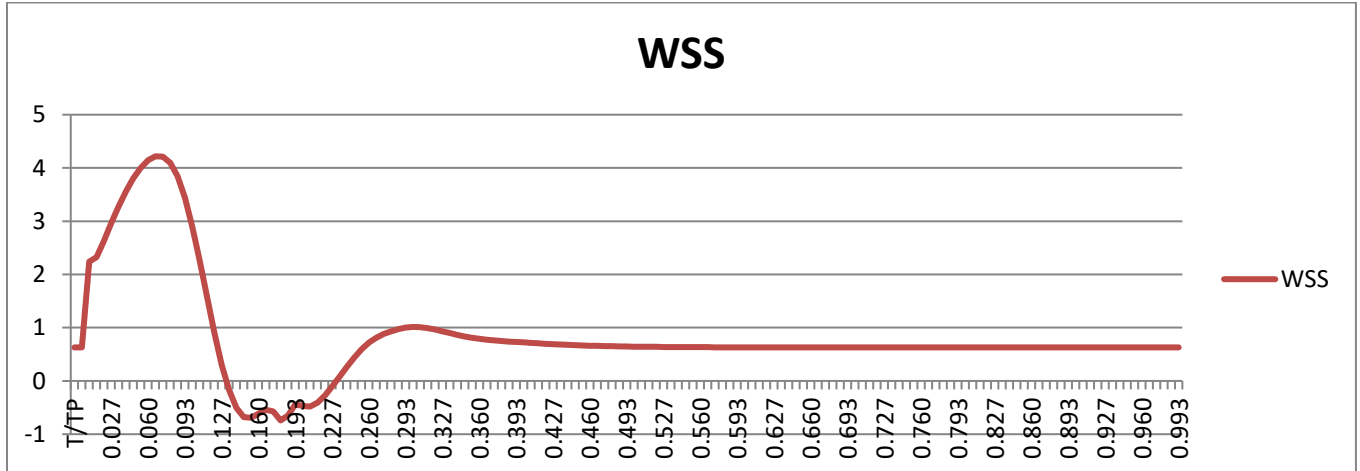


Plane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

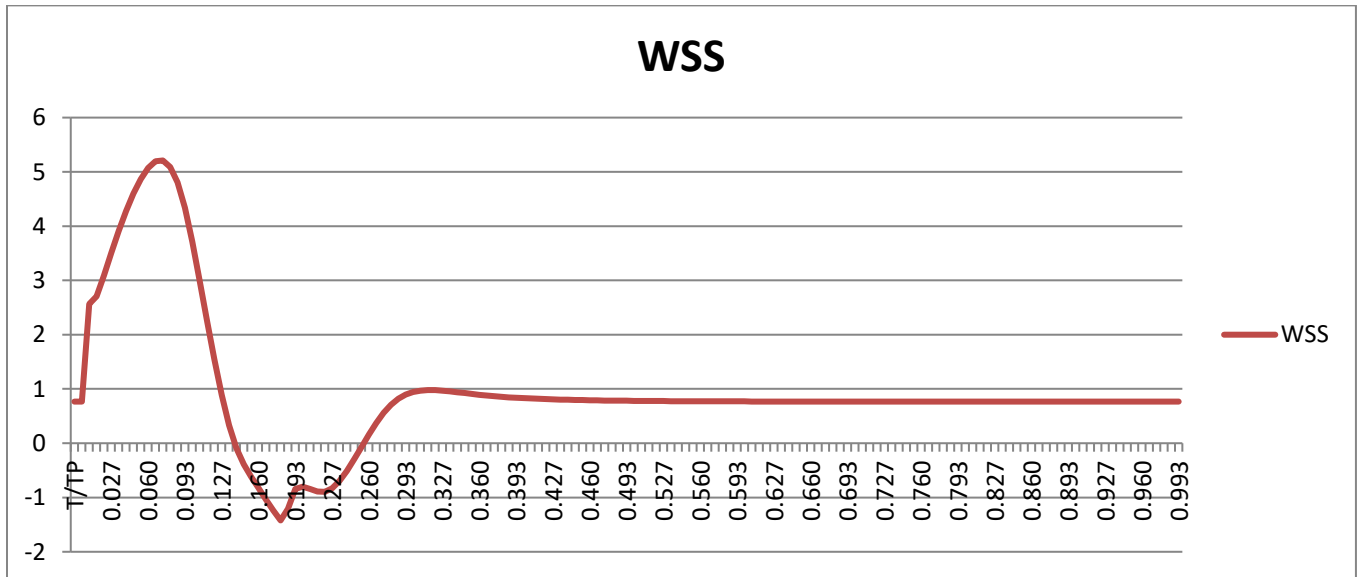
FRONT

N/m²
MAX 4.219186
MIN -0.74178
AVE 0.844899



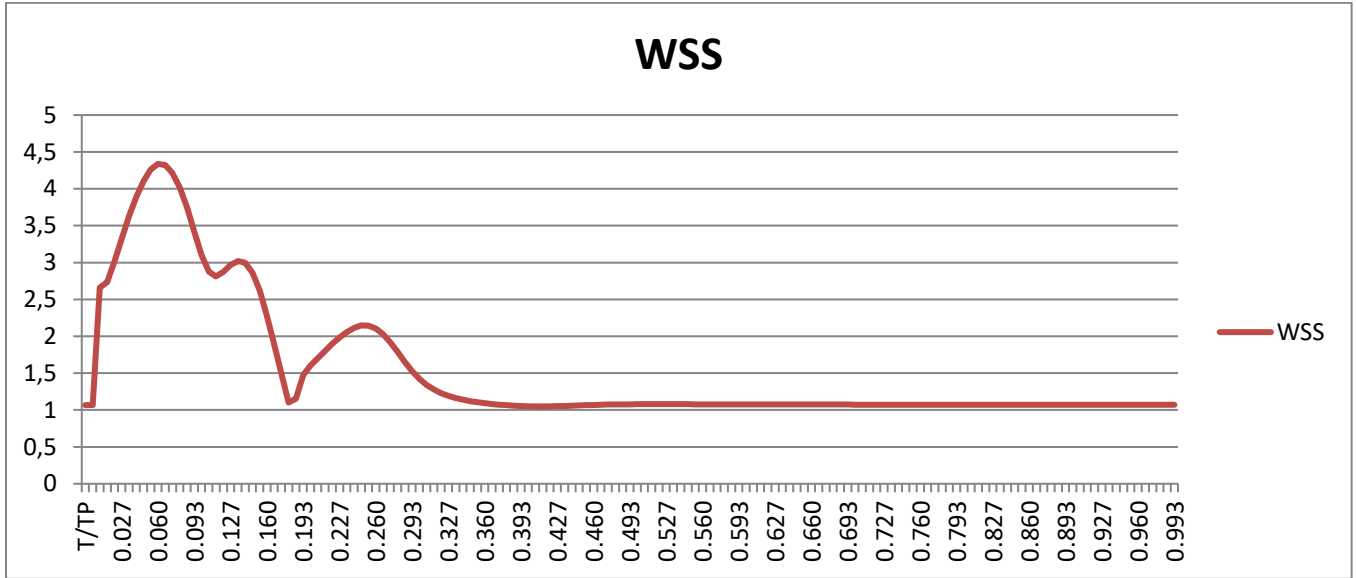
OUTER

N/m²
MAX 5.209747
MIN -1.42214
AVE 0.96604



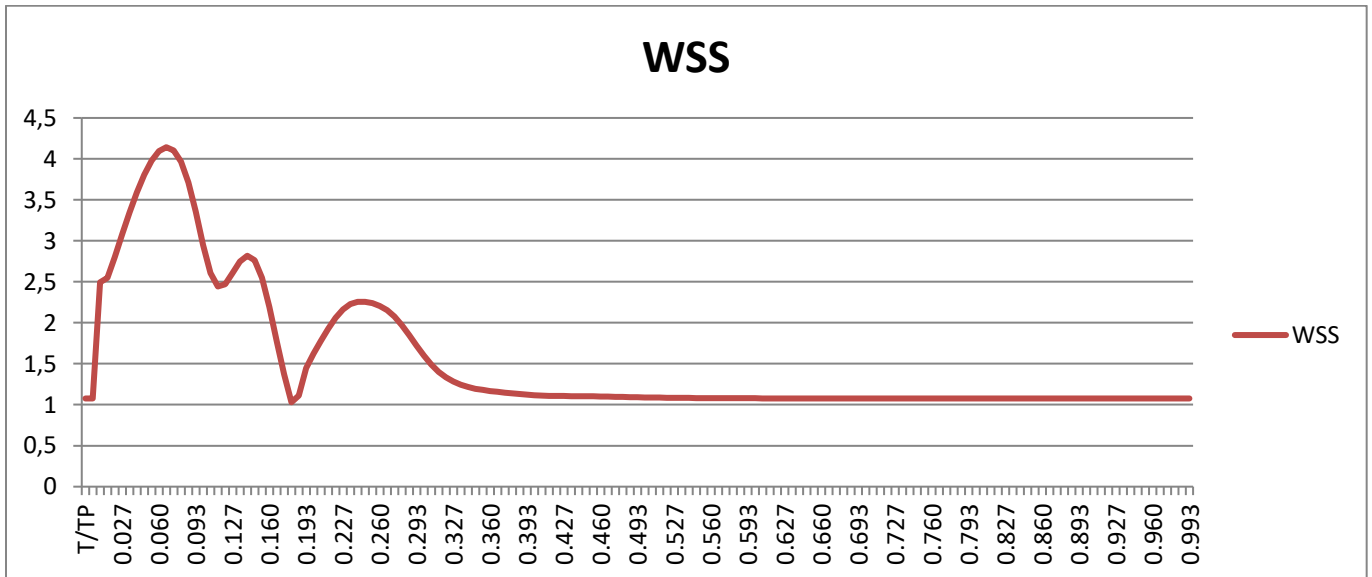
BACK

N/m²
MAX 4.337839
MIN 1.048927
AVE 1.534202



INNER

N/m²
MAX 4.142499
MIN 1.02963
AVE 1.528157

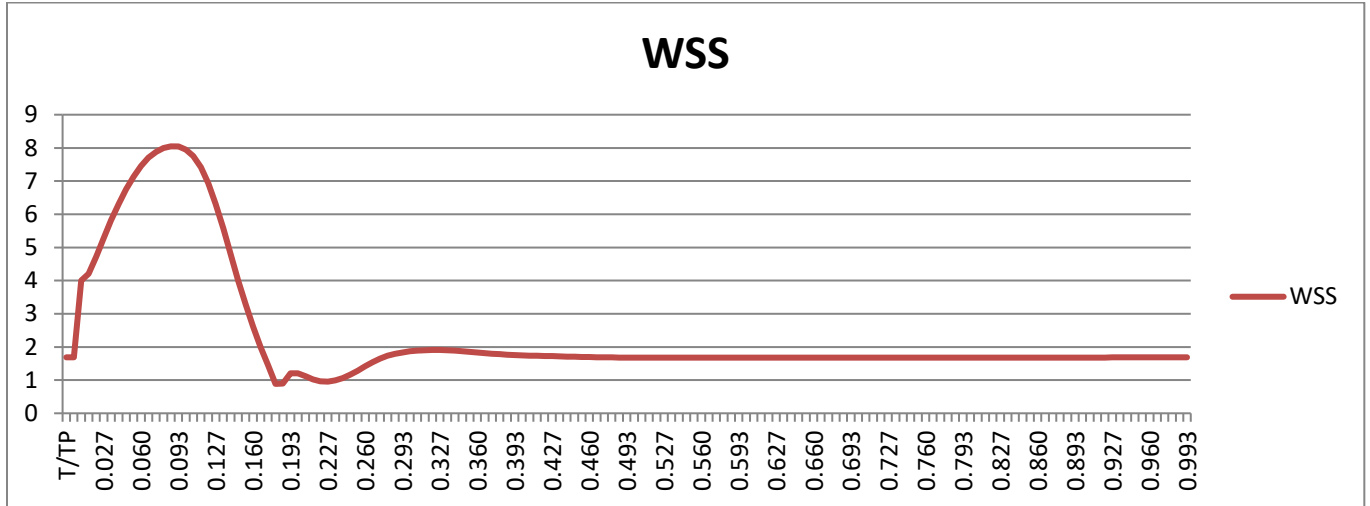


Plane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

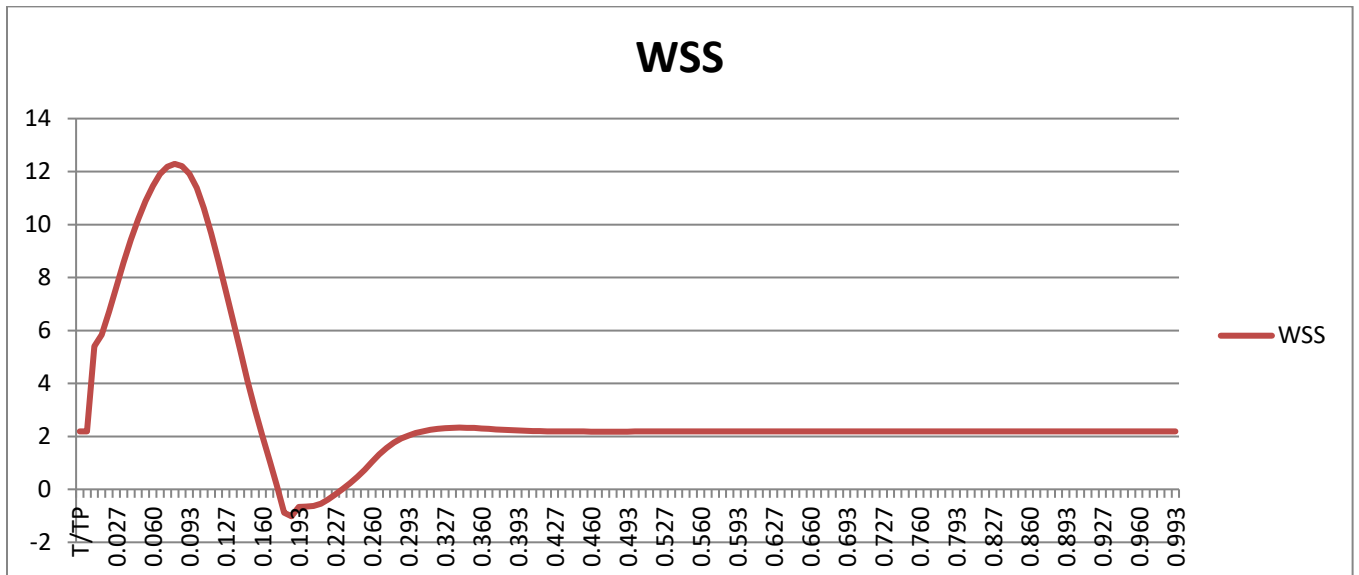
FRONT

	N/m ²
MAX	8.045652
MIN	0.885509
AVE	2.362597



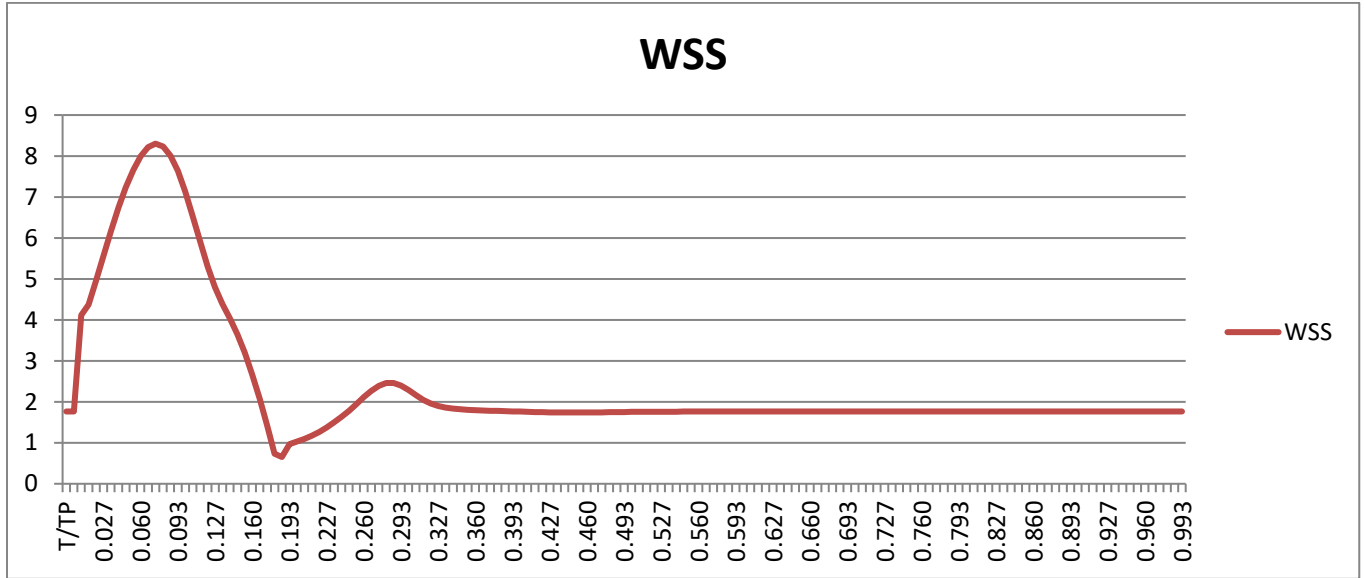
OUTER

	N/m ²
MAX	12.29
MIN	-1.01842
AVE	2.965016



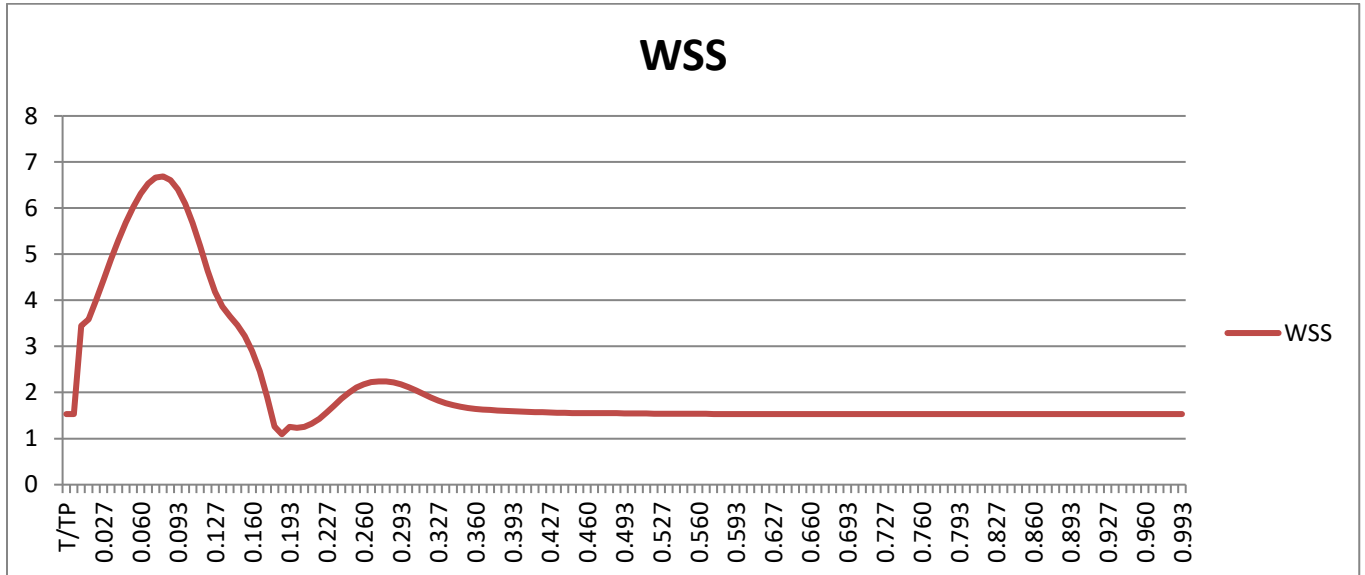
BACK

N/m²
MAX 8.301495
MIN 0.653658
AVE 2.422352



INNER

N/m²
MAX 6.68774
MIN 1.093937
AVE 2.138403

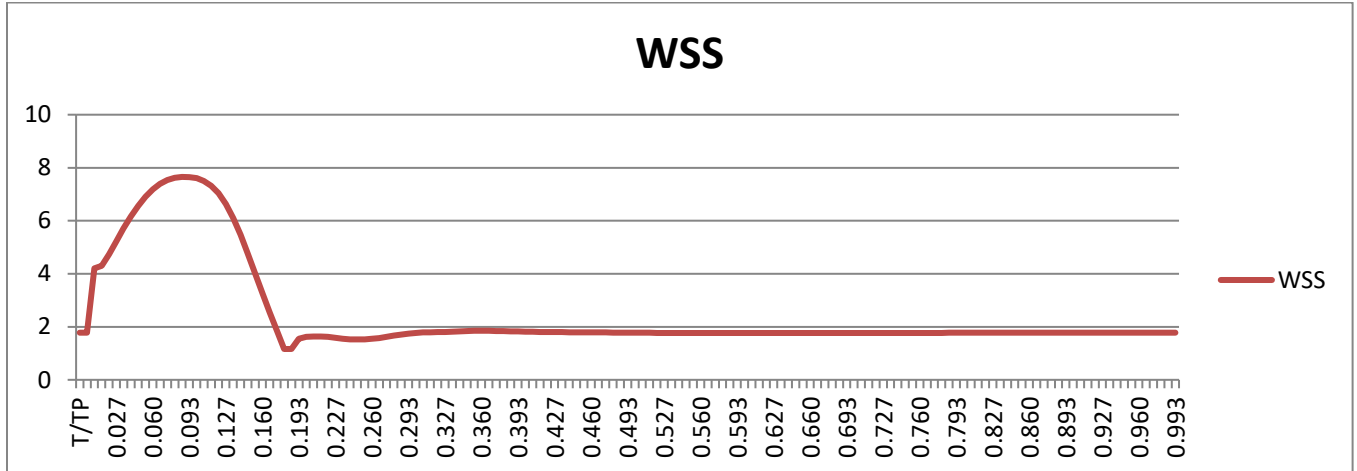


Plane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

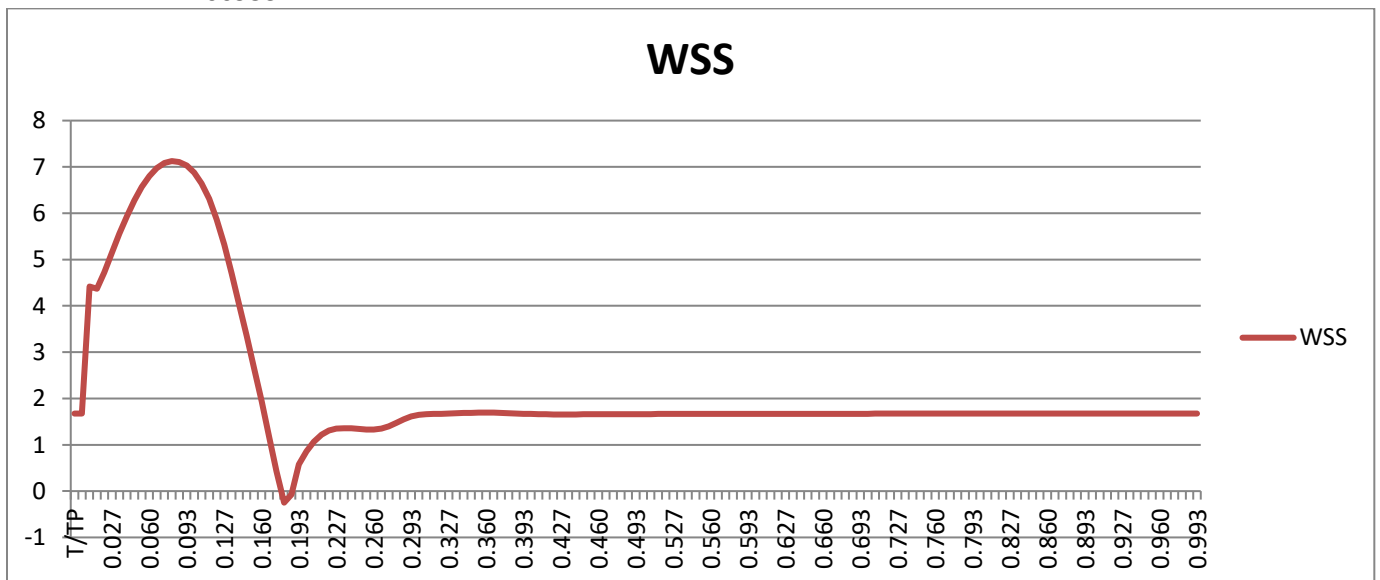
FRONT

N/m²
MAX 7.653073
MIN 1.163659
AVE 2.461132



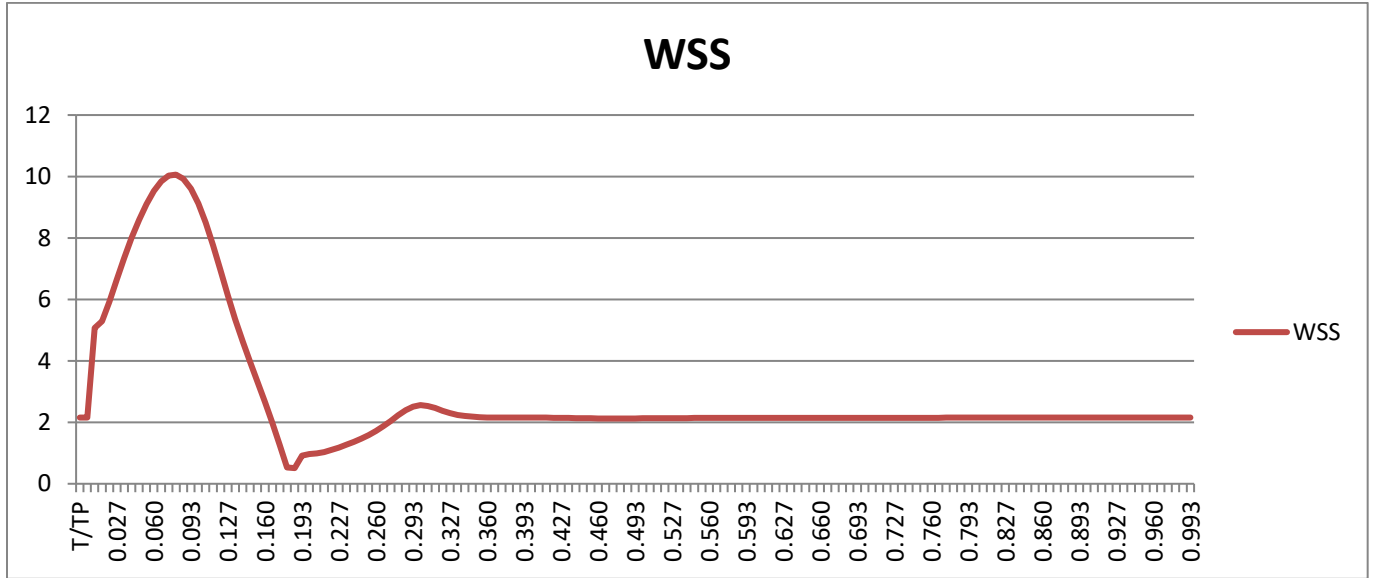
OUTER

N/m²
MAX 7.126003
MIN -0.24916
AVE 2.206953



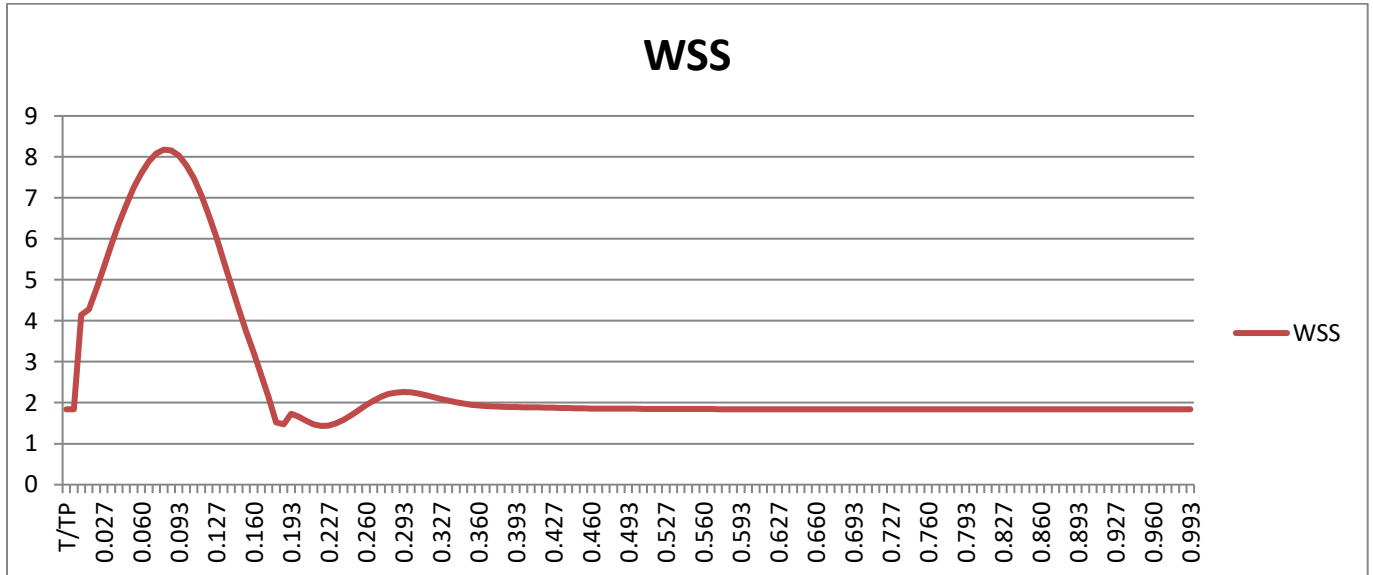
BACK

N/m²
MAX 10.06154
MIN 0.50911
AVE 2.871795



INNER

N/m²
MAX 8.177013
MIN 1.433097
AVE 2.555762

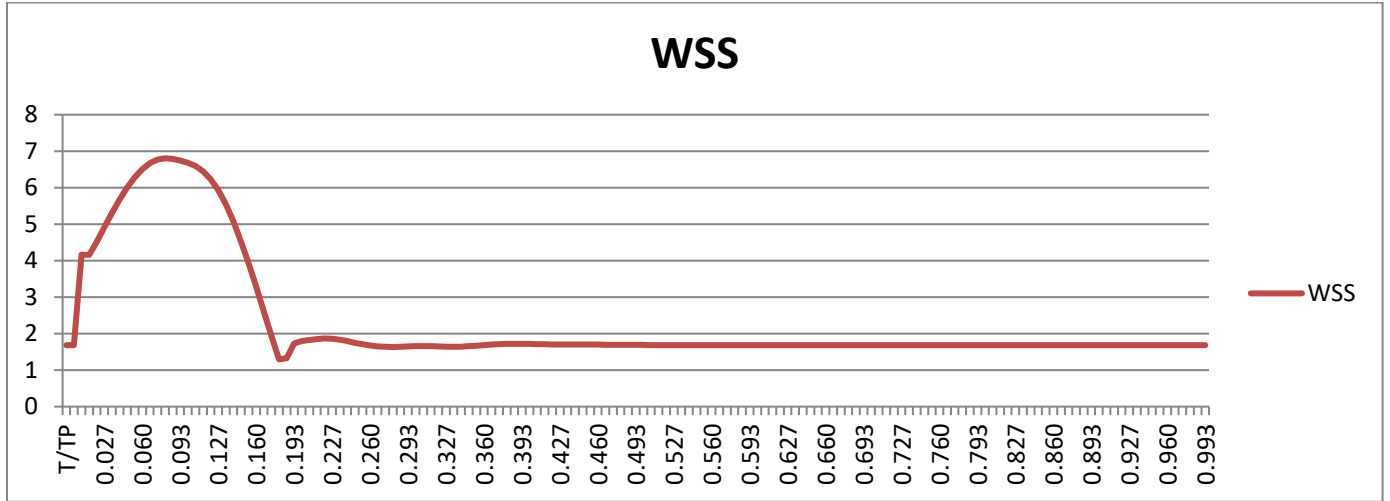


Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

NON NEWTONIAN

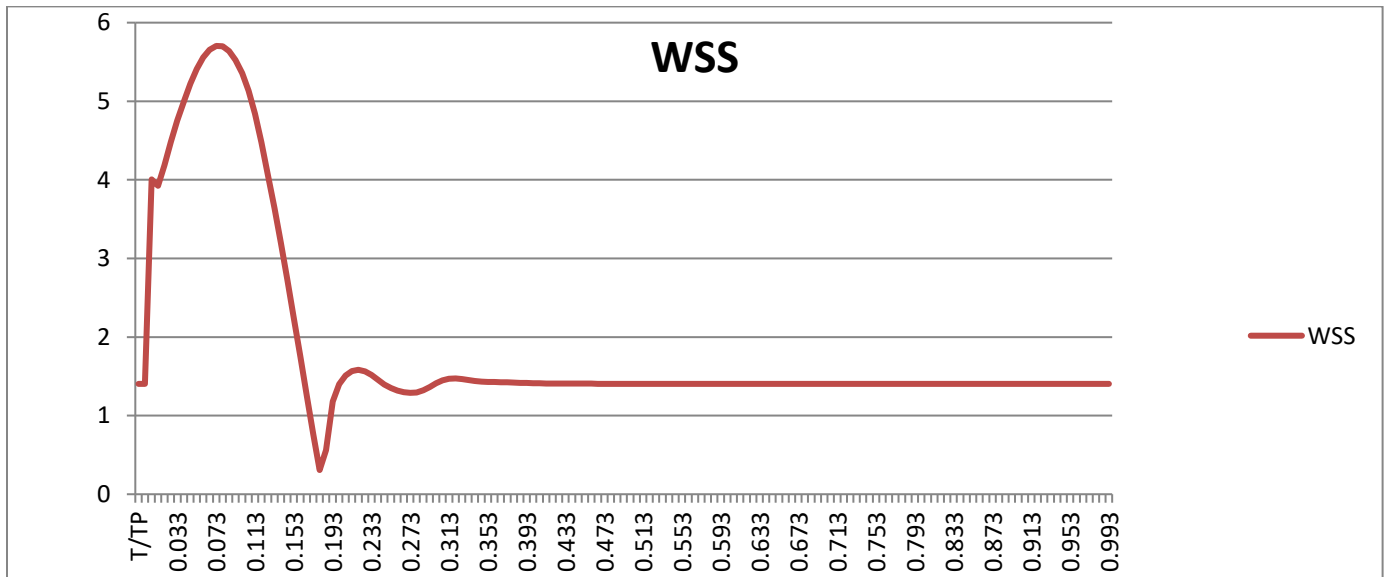
FRONT

	N/m ²
MAX	6.804716
MIN	1.298093
AVE	2.323504



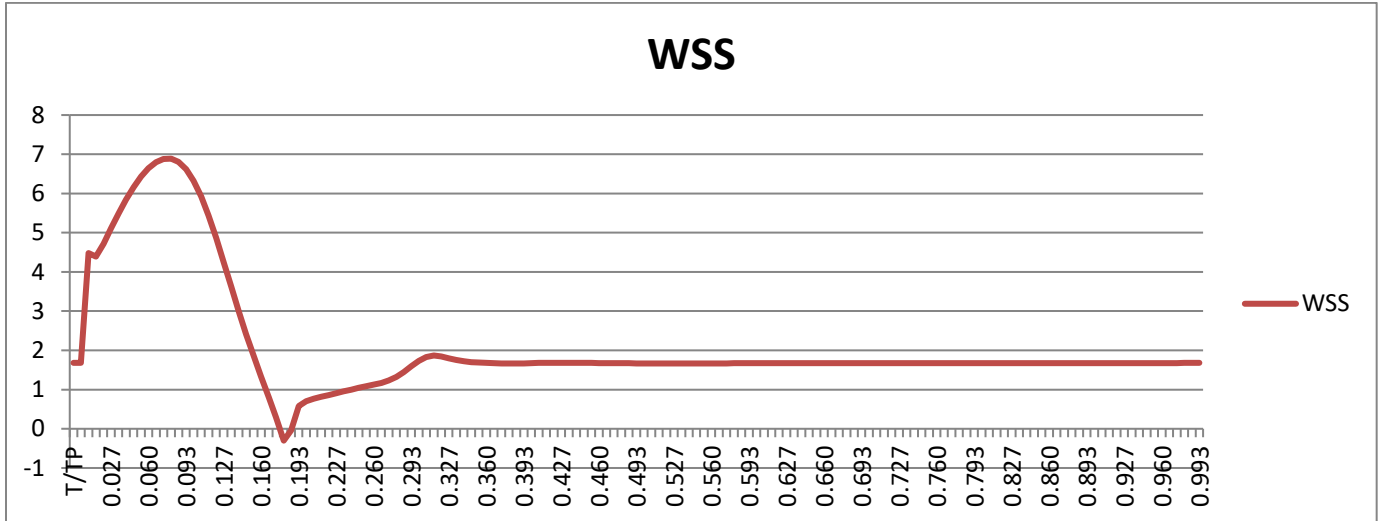
OUTER

	N/m ²
MAX	5.703739
MIN	0.307919
AVE	1.882476



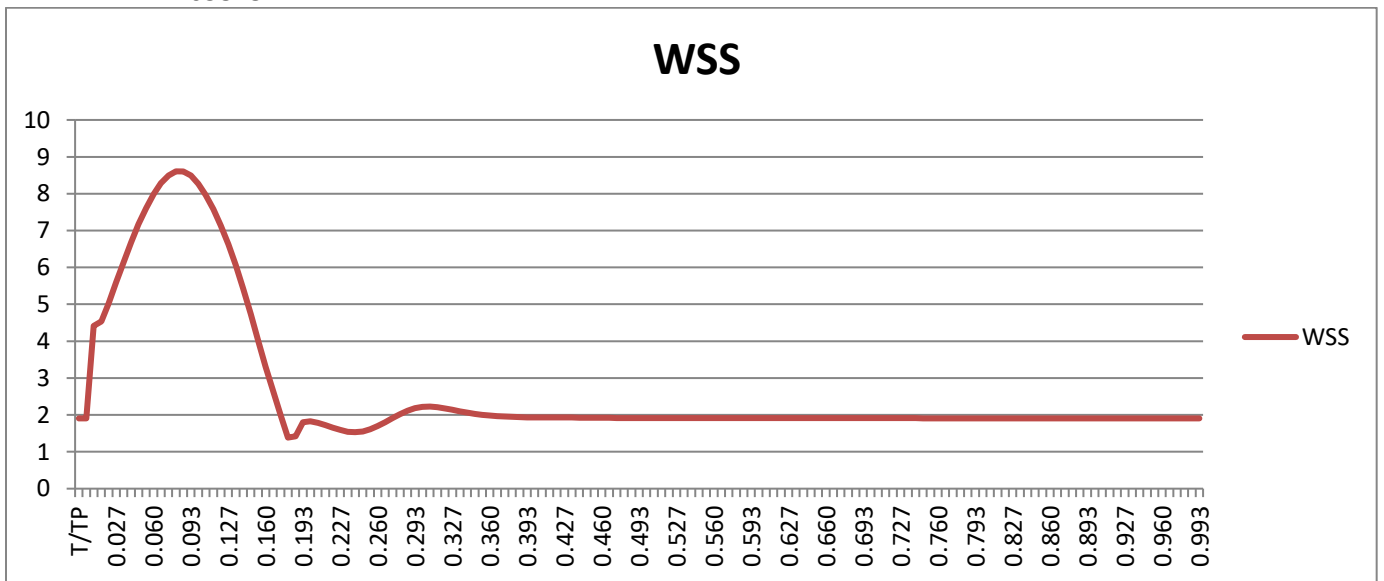
BACK

N/m²
MAX 6.887904
MIN -0.30206
AVE 2.116694



INNER

N/m²
MAX 8.602547
MIN 1.384807
AVE 2.658184



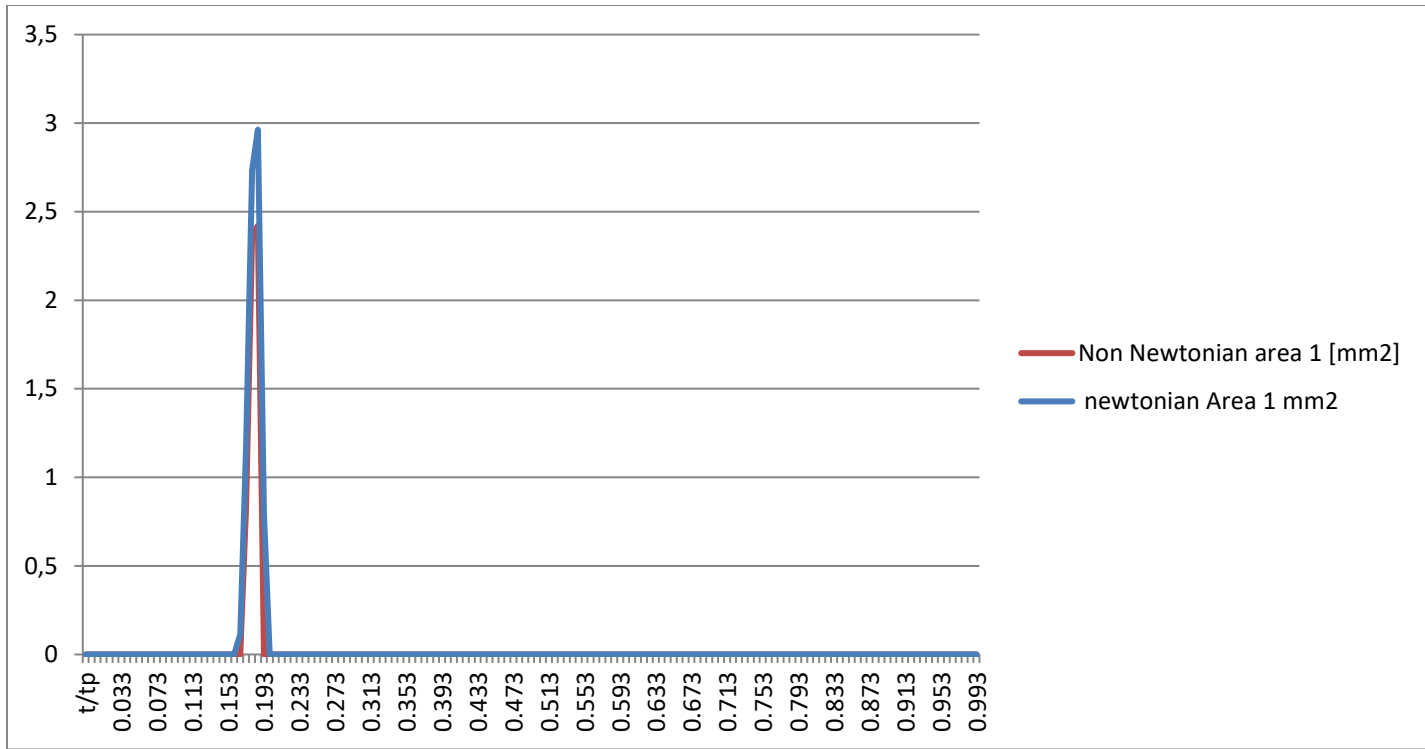
7.8 Εμβαδό επιφανειών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής σε κάθε επίπεδο και μέγιστη επιφάνεια κάθε επιπέδου.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται σύγκριση του μεγέθους των επιφανειών ανεστραμμένης και στάσιμης ροής σε κάθε επίπεδο για Νευτώνειο και Μη νευτώνειο ρευστό, καθώς επίσης παρουσιάζονται πίνακες με τη μεταβολή του εμβαδού των επιφανειών ανεστραμμένης και στάσιμης ροής, καθώς και υπολογίζεται η μέγιστη επιφάνεια που εμφανίζεται σε κάθε επίπεδο κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου.

Plane 1 κοινή καρωτίδα

t/tp	Area 1 Newtonian mm2	Area 1 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	0	0
0.14	0	0
0.16	0	0
0.18	1.16332149	0.825594
0.22	0	0
0.24	0	0
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

	t/tp	Area 1 Newtonian mm2
MAX	0.193	2.963045
MIN		0
	t/tp	Area 1 Non Newtonian mm2
max	0.193	2.420677
min		0

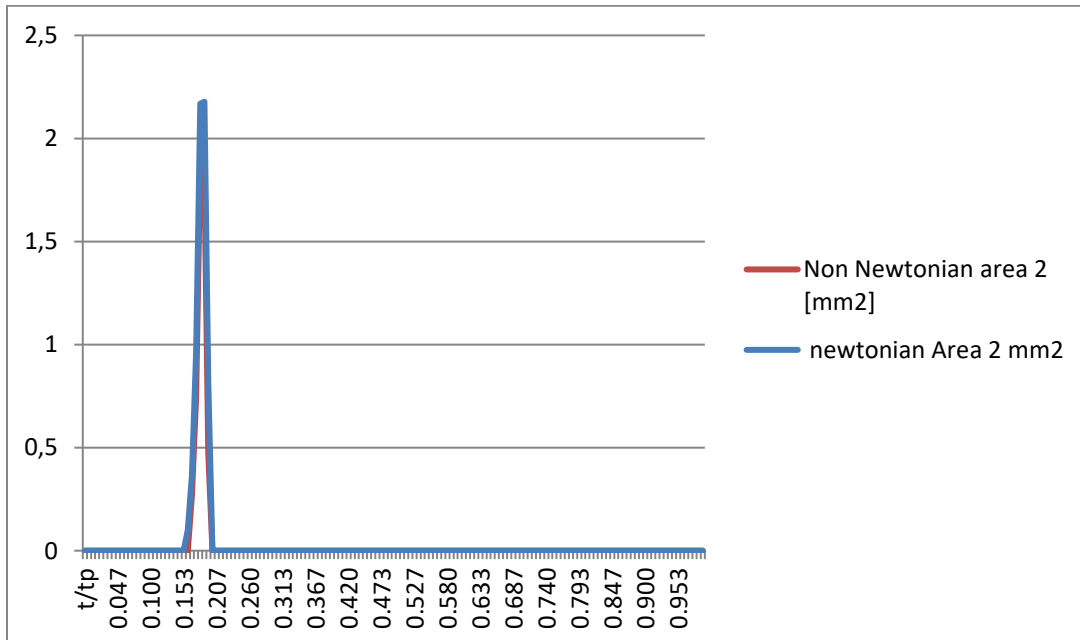


Plane 2 Κοινή Καρωτίδα

t/tp	Area 2 Newtonian mm2	Area 2 NON Newtonian mm2
0.000	0	0
0.020	0	0
0.040	0	0
0.060	0	0
0.080	0	0
0.100	0	0
0.120	0	0
0.140	0	0
0.160	0	0
0.180	0.961622504	0.742737
0.220	0	0
0.240	0	0
0.320	0	0
0.400	0	0
0.800	0	0

	t/tp	Area 2 Newtonian mm2
MAX	0.193	2.178328
MIN		0

	T/TP	Area 2 Non Newtonian mm2
max	0.187	1.897492
min		0

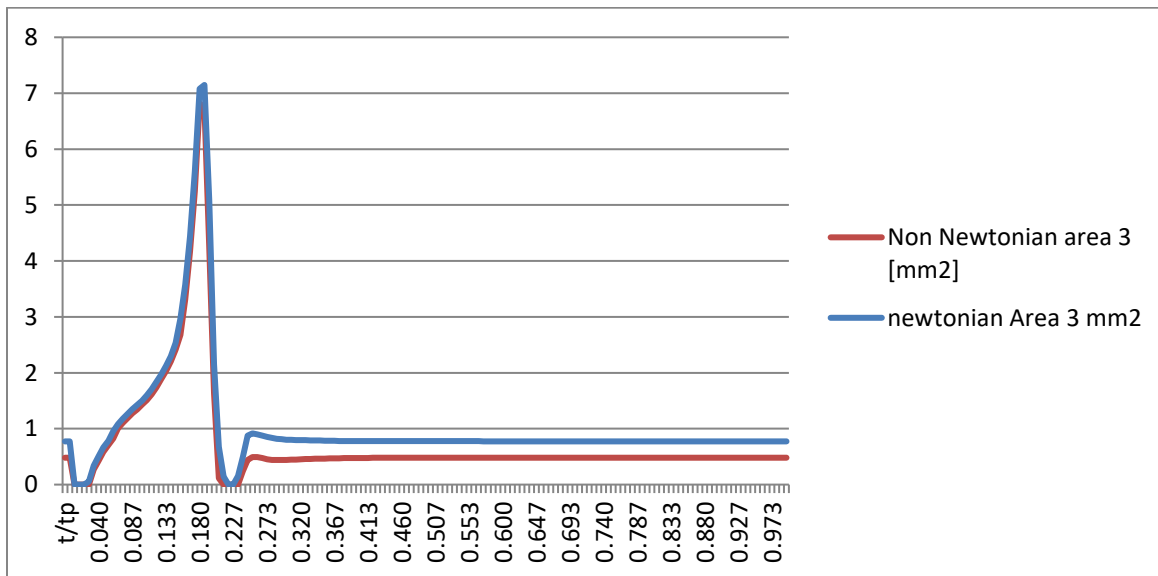


Plane 3 Τελος Κοινής Καρωτίδας

t/tp	Area 3 Newtonian mm2	Area 3 NON Newtonian mm2
0	0.774447017	0.479365
0.02	0	0
0.04	0.33840405	0.266643
0.06	0.785863165	0.707
0.08	1.18082596	1.107106
0.1	1.42477552	1.345225
0.12	1.70845396	1.616457
0.14	2.12283635	2.030209
0.16	2.97278802	2.680051
0.18	5.60167473	5.246784
0.22	0.14069289	0
0.24	0.155896089	0
0.32	0.79642308	0.448787
0.4	0.777038679	0.475302
0.8	0.774029502	0.479281

	t/tp	Area 3 Newtonian mm2
MAX	0.193	7.147314
MIN		

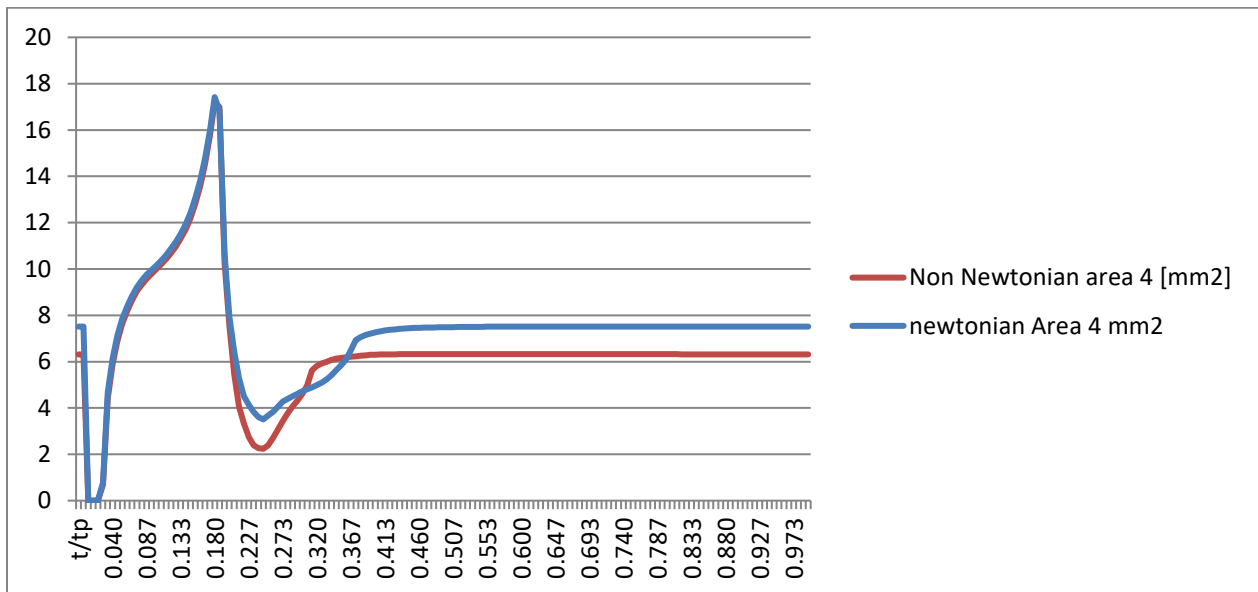
	T/TP	Area 3 Non Newtonian mm2
max	0.187	6.816621
min		0



Plane 4 Εναρξη Καρωτιδικού Κολπου

t/tp	Area 4 Newtonian mm2	Area 4 NON Newtonian mm2
0	7.50857407	6.318219
0.02	0	0
0.04	4.70047098	4.424942
0.06	7.84708391	7.634702
0.08	9.21463197	9.048205
0.1	9.96223298	9.795504
0.12	10.5986373	10.43357
0.14	11.5182129	11.31981
0.16	13.0386297	12.80162
0.18	15.9519968	15.74431
0.22	5.286327	4.053866
0.24	3.82608096	2.387487
0.32	4.88297928	5.625964
0.4	7.20864955	6.295596
0.8	7.5178591	6.318768

	t/tp	Area 4 Newtonian mm2
MAX	0.187	17.41851
MIN		0
	T/TP	Area 4 Non Newtonian mm2
max	0.187	17.20846
min		0

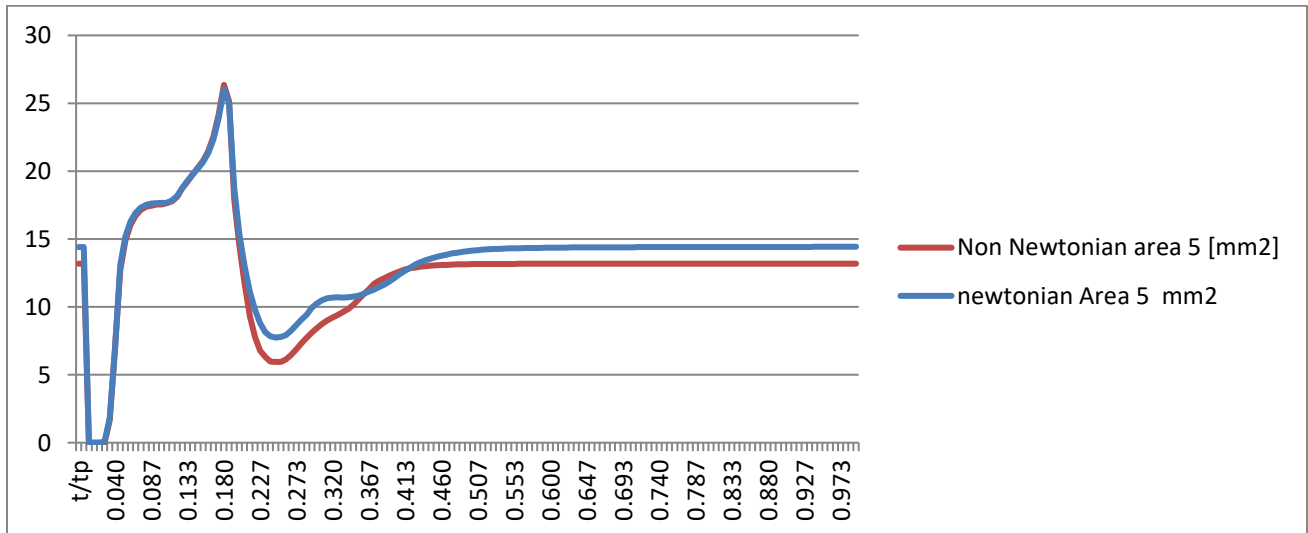


Plane 5 Καρωτιδικός Κόλπος

t/tp	Area 5 Newtonian mm2	Area 5 NON Newtonian mm2
0	14.408628	13.18231
0.02	0	0
0.04	1.83465124	1.643221
0.06	15.1858267	14.88982
0.08	17.3162716	17.13431
0.1	17.6450485	17.54371
0.12	17.849623	17.77597
0.14	19.2961215	19.21906
0.16	20.6854384	20.7811
0.18	23.8497414	24.11559
0.22	11.1203144	9.327123
0.24	8.130266	6.315861
0.32	10.634868	9.01498
0.4	11.8865873	12.31281
0.8	14.4076466	13.1847

	t/tp	Area 5 Newtonian mm2
MAX	0.187	26.0315
MIN		0

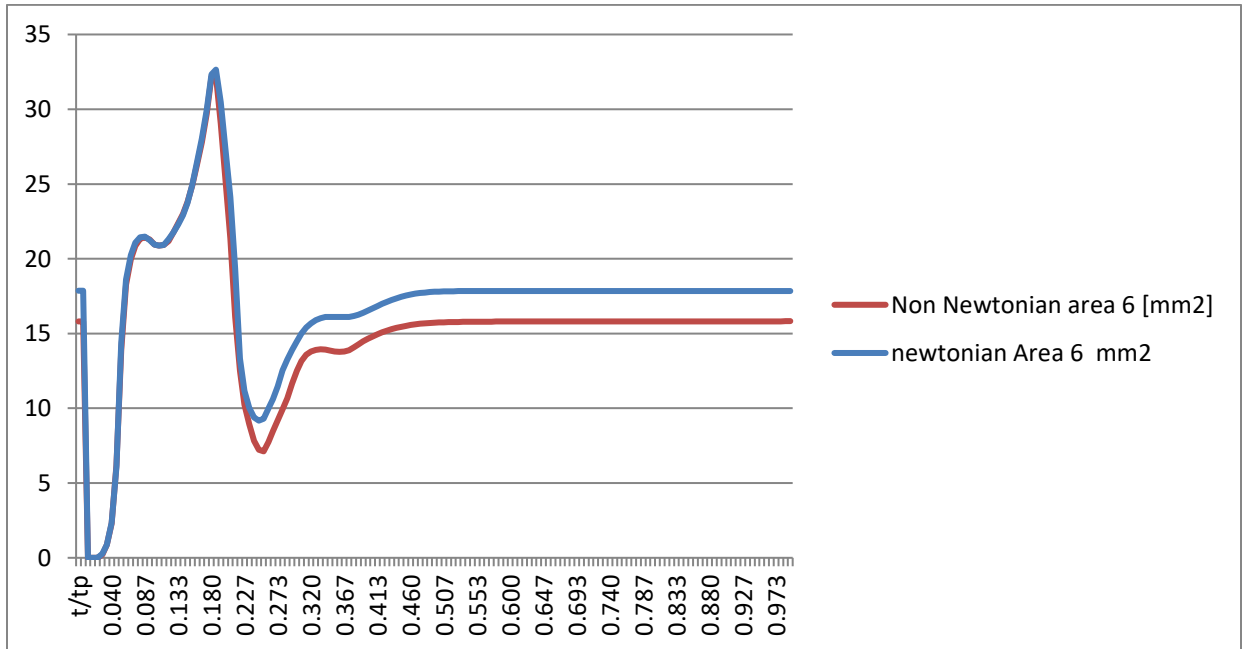
	T/TP	Area 5 Non Newtonian mm2
max	0.187	26.35333
min		0



Plane 6 Καρωτιδικός Κόλπος

t/tp	Area 6 Newtonian mm2	Area 6 NON Newtonian mm2
0	17.8649861	15.81264
0.02	0	0
0.04	0.879334209	0.872981
0.06	14.3771449	13.8757
0.08	21.0746293	20.86259
0.1	21.2510004	21.28234
0.12	20.9210557	20.91736
0.14	22.3028128	22.36811
0.16	24.9550249	24.913
0.18	29.9406911	29.6796
0.22	19.3407323	16.11399
0.24	10.0247507	8.93671
0.32	15.3909787	13.57534
0.4	16.3772238	14.47344
0.8	17.8432474	15.81159

	t/tp	Area 6 Newtonian mm2
MAX	0.193	32.64722
MIN		0
	T/TP	Area 6 Non Newtonian mm2
max	0.193	32.23438
min		0

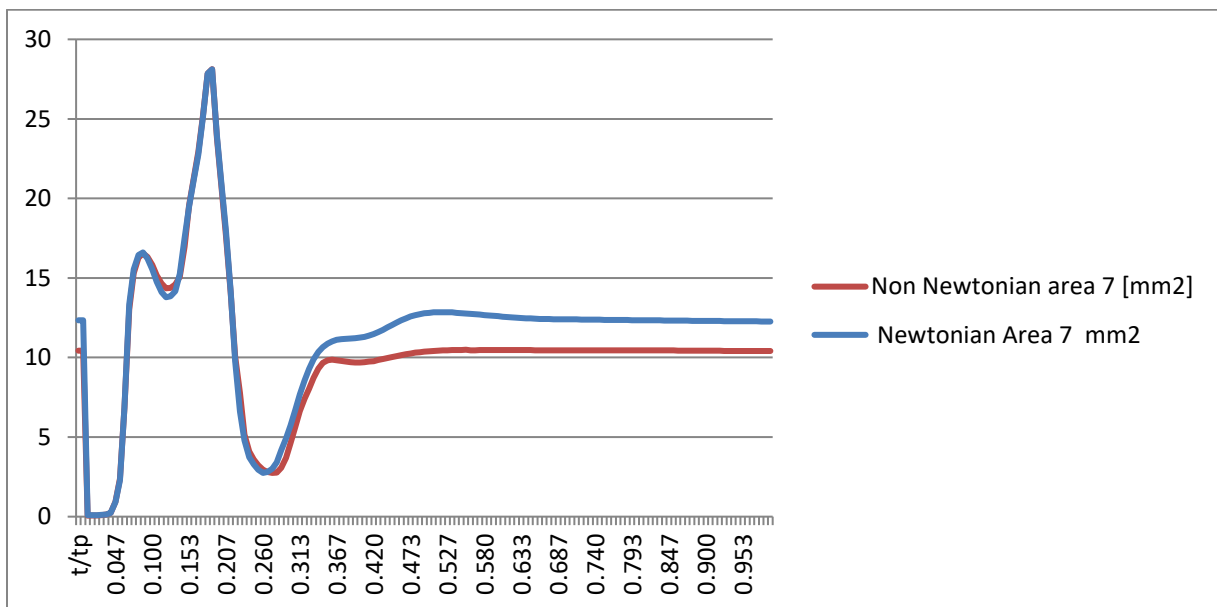


Plane 7 Καρωτιδικός Κόλπος Μέγιστη Επιφάνεια

t/tp	Area 7 Newtonian mm2	Area 7 NON Newtonian mm2
0	12.3416994	10.43389
0.02	0.091940748	0.065065
0.04	0.137981303	0.13402
0.06	2.28893327	2.387761
0.08	15.5332182	15.30207
0.1	16.2254946	16.32402
0.12	14.115888	14.65342
0.14	14.1652317	14.59006
0.16	19.4759359	19.56782
0.18	25.0522771	25.12643
0.22	14.1654909	14.07261
0.24	4.80932249	5.157975
0.32	7.68583868	6.627916
0.4	11.2144644	9.693842
0.8	12.3521968	10.44807

	t/tp	Area 7 Newtonian mm2
MAX	0.193	28.11285
MIN	0.02	0.090896

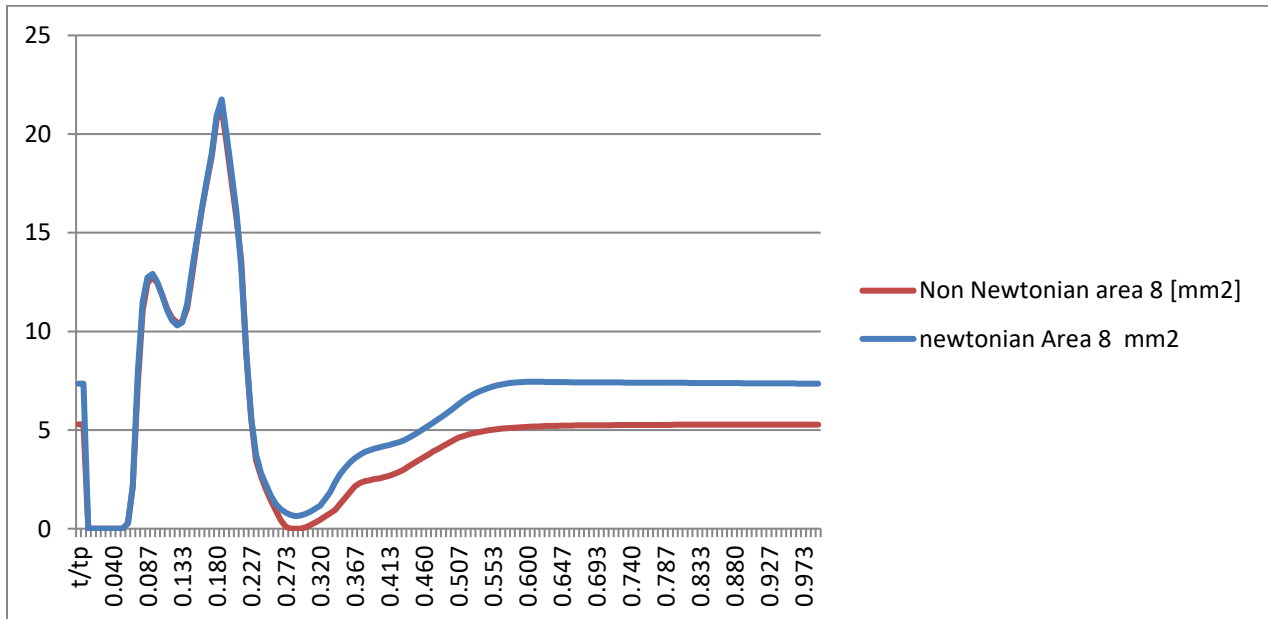
	T/TP	Area 7 Non Newtonian mm2
max	0.193	28.12766
min	0.013	0.063497



Plane 8 Επίπεδο στη διακλάδωση Εσωτερικές και εξωτερικής Καρωτίδας

t/tp	Area 8 Newtonian mm2	Area 8 NON Newtonian mm2
0	7.35177082	5.286205
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	7.99670943	7.402941
0.1	12.9119335	12.754
0.12	11.0493647	11.12635
0.14	10.446799	10.46036
0.16	14.6258471	14.49681
0.18	19.0476767	18.88526
0.22	13.2314035	13.58717
0.24	3.78505524	3.468187
0.32	1.00955151	0.304842
0.4	4.06084882	2.512152
0.8	7.39376583	5.26436

	t/tp	Area 8 Newtonian mm2
MAX	0.193	21.75392
MIN		0
	T/TP	Area 8 Non Newtonian mm2
max	0.193	21.29323
min		0

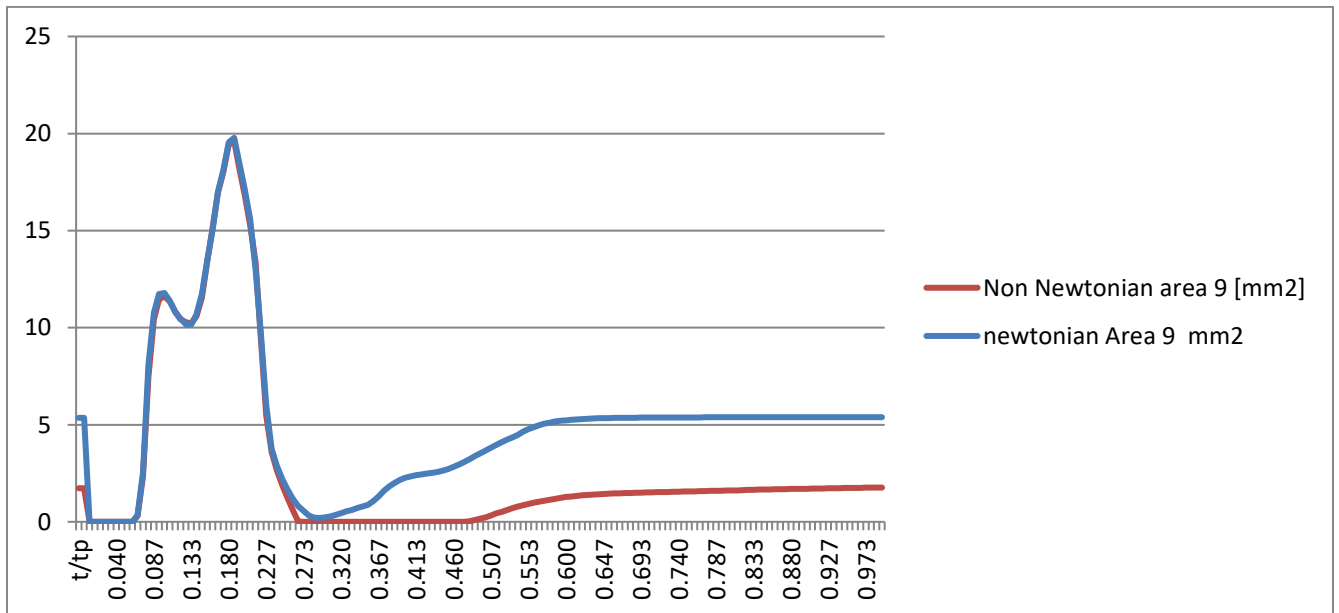


Plane 9 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 9 Newtonian mm2	Area 9 NON Newtonian mm2
0	5.3528388	1.723746
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	2.54090355	2.341807
0.1	11.7316449	11.45696
0.12	10.7880132	10.81138
0.14	10.1767482	10.21428
0.16	13.4959328	13.42698
0.18	18.1219984	18.01274
0.22	12.9623213	13.3499
0.24	3.76436947	3.594956
0.32	0.364780931	0
0.4	2.16009425	0
0.8	5.38378572	1.601397

	t/tp	Area 9 Newtonian mm2
MAX	0.193	19.77696
MIN		0

	T/TP	Area 1 Non Newtonian mm2
max	0.193	19.61984
min		0

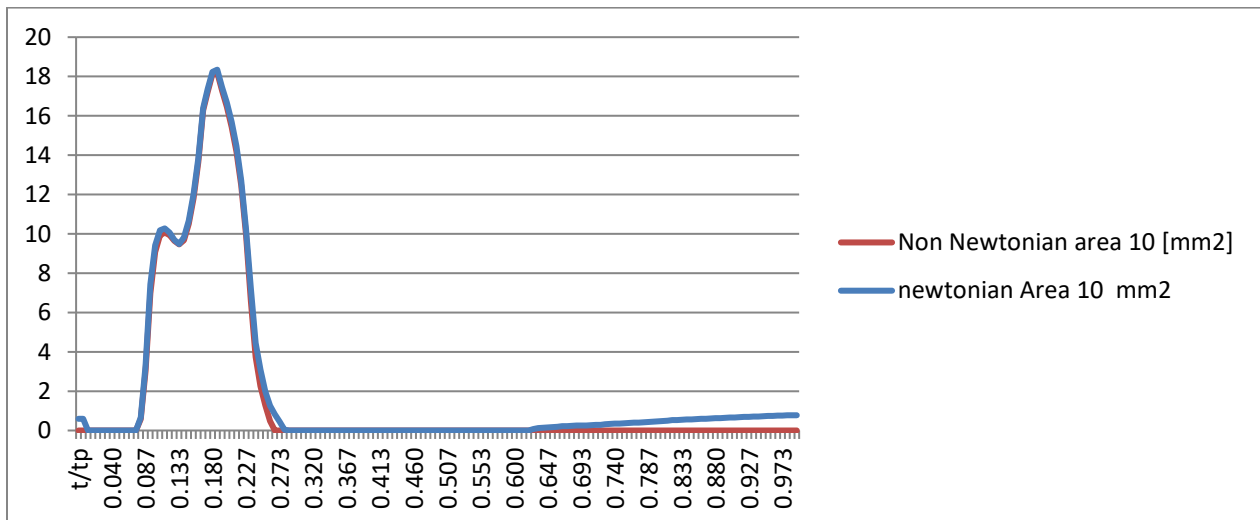


Plane 10 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 10 Newtonian mm2	Area 10 NON Newtonian mm2
0	0.587129591	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	7.43617829	6.97722
0.12	10.2813337	10.0649
0.14	9.47662829	9.459863
0.16	12.0109416	11.81223
0.18	17.3469289	17.21474
0.22	14.4542273	14.1748
0.24	7.23412313	6.602312
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0.443798001	0

	t/tp	Area 10 Newtonian mm2
MAX	0.193	18.34753
MIN		0

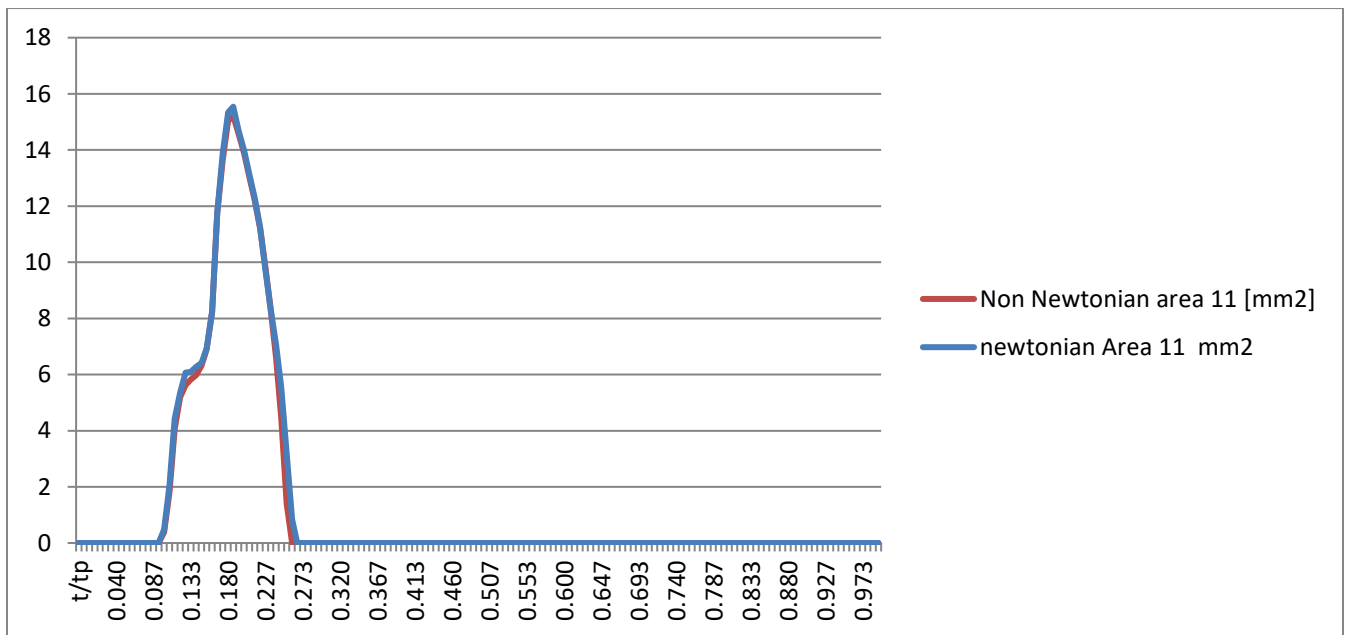
	T/TP	Area 10 Non Newtonian mm2
max	0.193	18.20017
min		0



Plane 11 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 11 Newtonian mm2	Area 11 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	4.42428973	4.053192
0.14	6.09815152	5.818037
0.16	6.93457832	6.903776
0.18	13.8687219	13.62728
0.22	12.2968058	12.21891
0.24	8.33198192	8.310123
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

	t/tp	Area 11 Newtonian mm2
MAX	0.193	15.54211
MIN		0
	T/TP	Area 11 Non Newtonian mm2
max	0.193	15.2129
min		0

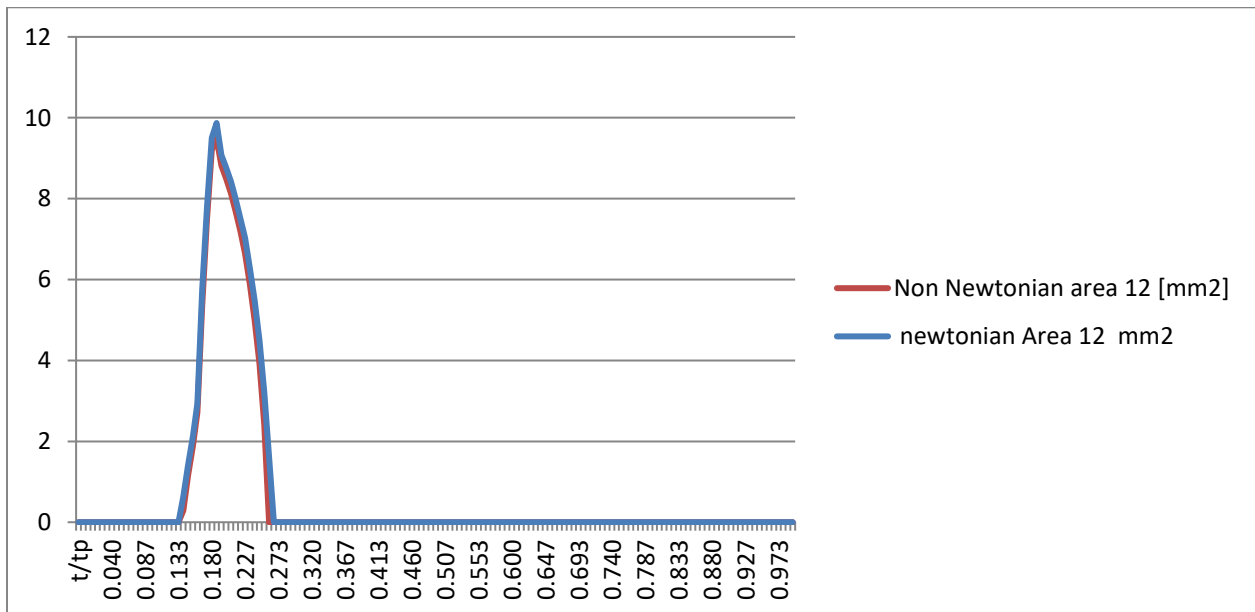


Plane 12 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 12 Newtonian mm2	Area 12 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	0	0
0.14	0	0
0.16	2.12050895	1.883734
0.18	7.78500453	7.496783
0.22	8.00630005	7.699056
0.24	6.27808413	5.884486
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

	t/tp	Area 12 Newtonian mm2
MAX	0.193	9.870411
MIN		0

	T/TP	Area 12 Non Newtonian mm2
max	0.193	9.485694
min		0

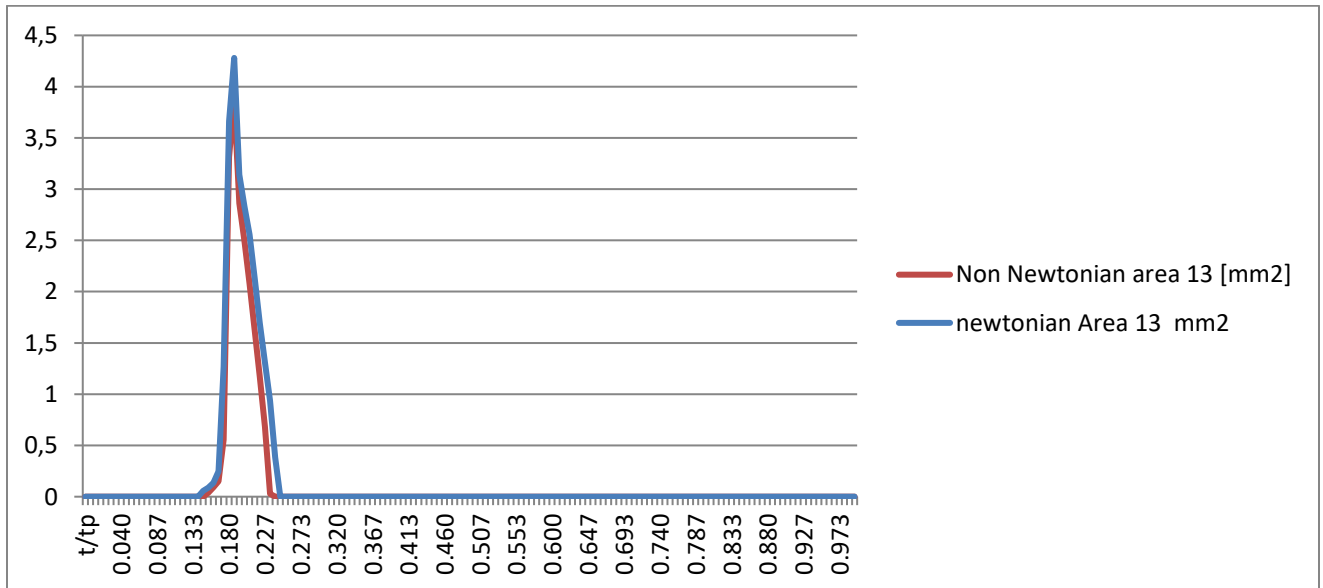


Plane 13 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 13 Newtonian mm2	Area 13 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	0	0
0.14	0	0
0.16	0.088108905	0.038827
0.18	1.26840143	0.556252
0.22	2.13388626	1.623853
0.24	0.936547735	0.029005
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

	t/tp	Area 13 Newtonian mm2
MAX	0.193	4.280011
MIN		0

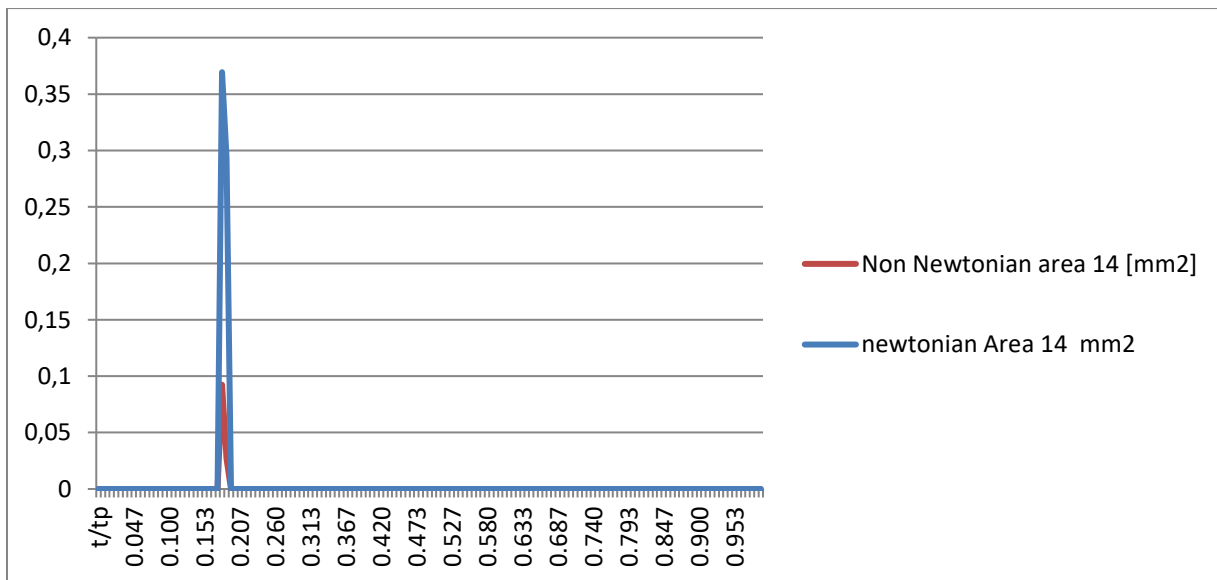
	T/TP	Area 13 Non Newtonian mm2
max	0.193	3.87067
min		0



Plane 14 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 14 Newtonian mm2	Area 14 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	0	0
0.14	0	0
0.16	0	0
0.18	0	0
0.22	0	0
0.24	0	0
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

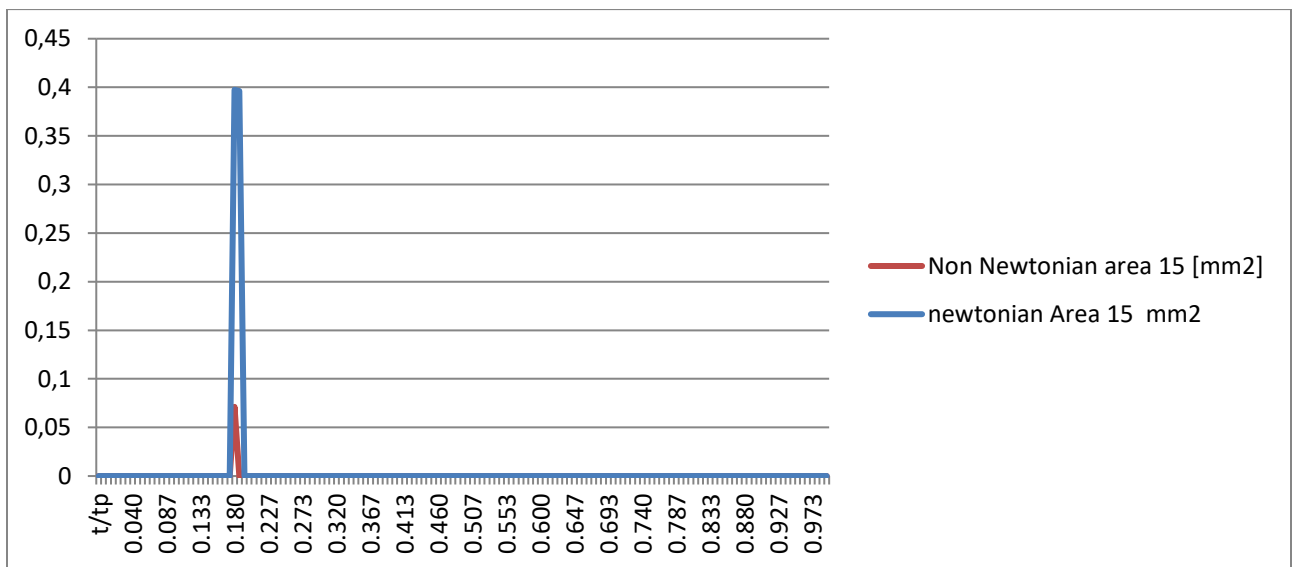
	t/tp	Area 14 Newtonian mm2
MAX	0.187	0.369406
MIN		0
	T/TP	Area 14 Non Newtonian mm2
max	0.187	0.092464
min		0



Plane 15 Εσωτερική Καρωτίδα

t/tp	Area 15 Newtonian mm2	Area 15 NON Newtonian mm2
0	0	0
0.02	0	0
0.04	0	0
0.06	0	0
0.08	0	0
0.1	0	0
0.12	0	0
0.14	0	0
0.16	0	0
0.18	0	0
0.22	0	0
0.24	0	0
0.32	0	0
0.4	0	0
0.8	0	0

	t/tp	Area 15 Newtonian mm2
MAX	0.187	0.397403
MIN		0
		Area 15 Non Newtonian mm2
max	0.187	0.071194
min		0

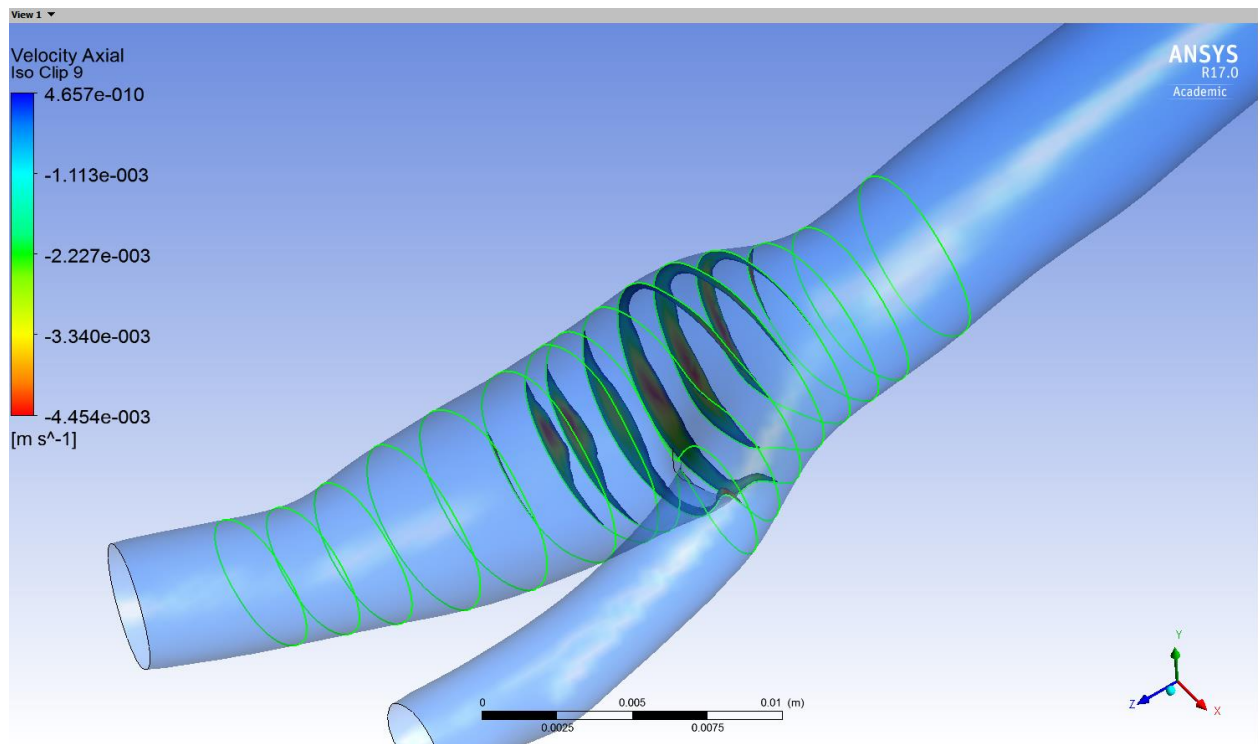


7.9 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής.

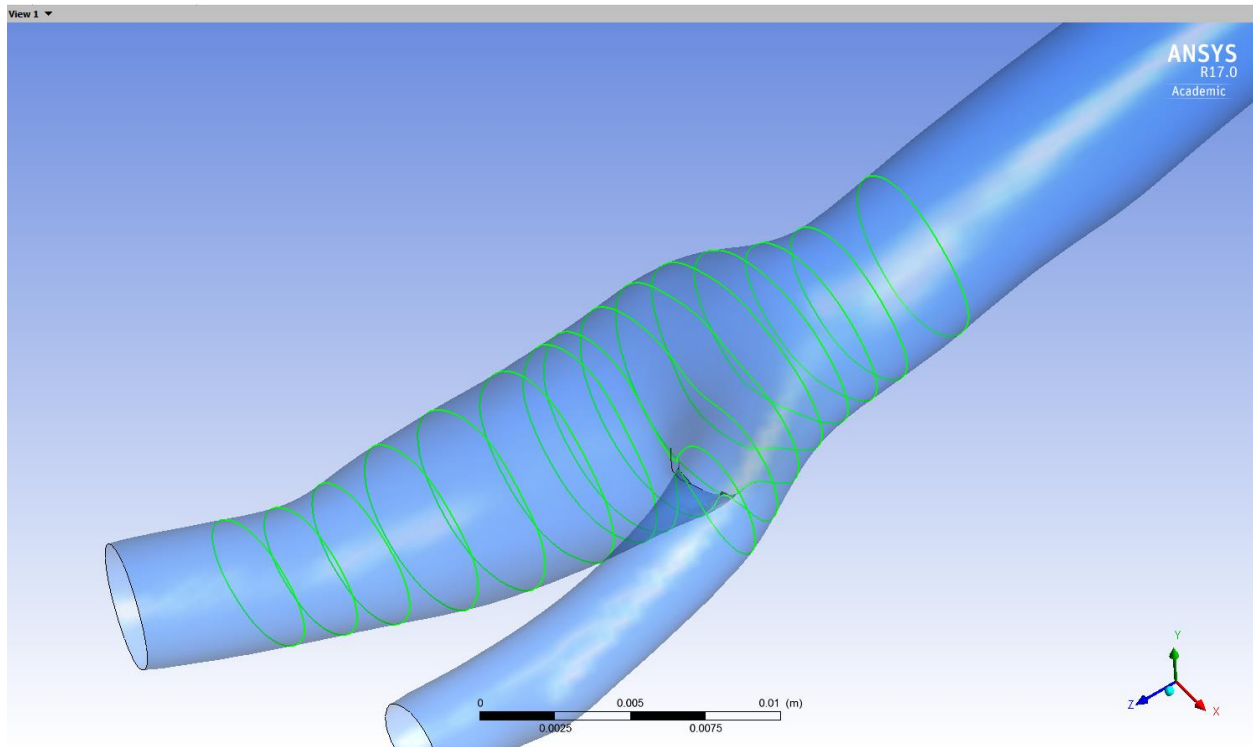
Στο κεφάλαιο αυτό παραθέτω εικόνες που αποκτήθηκαν από το πρόγραμμα ,που καταδεικνύουν τις περιοχές ανακυκλοφορίας, αρχικά για το Νευτώνειο Ρευστό και στη συνέχεια για το Μη Νευτώνειο.

7.9.1 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο Ρευστό

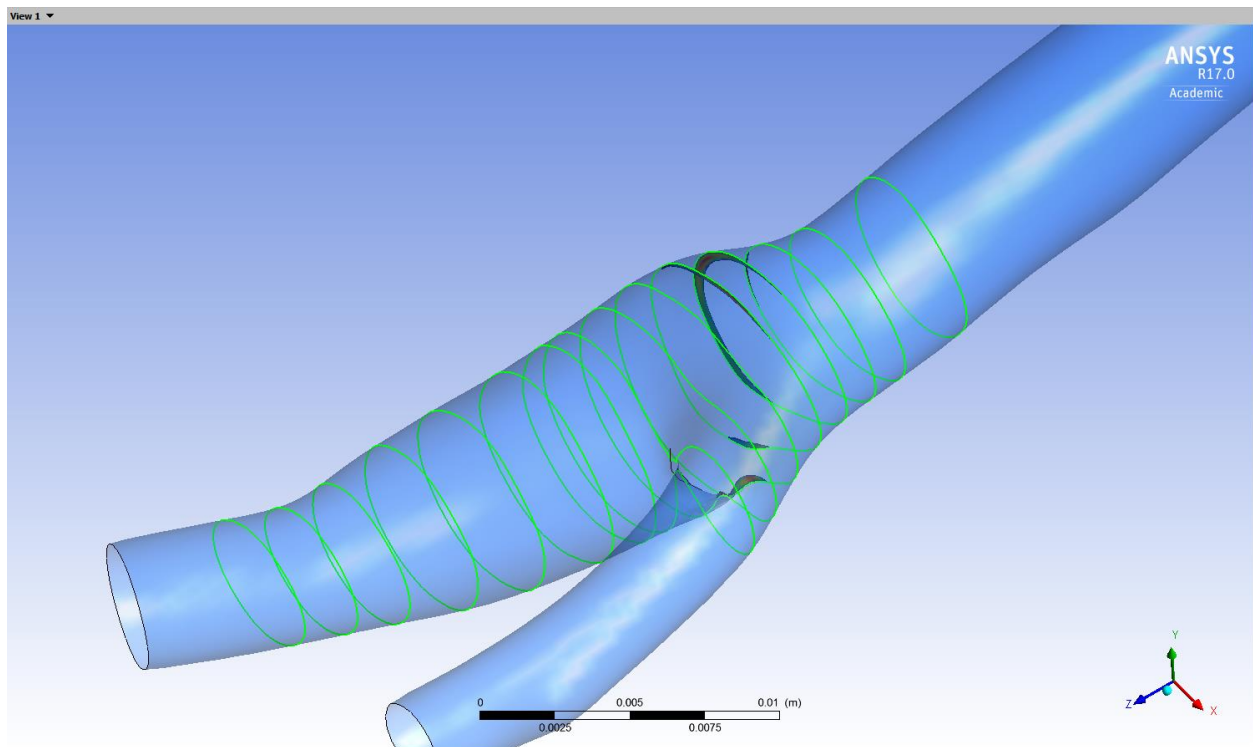
7.9.1 Νευτώνειο Ρευστό



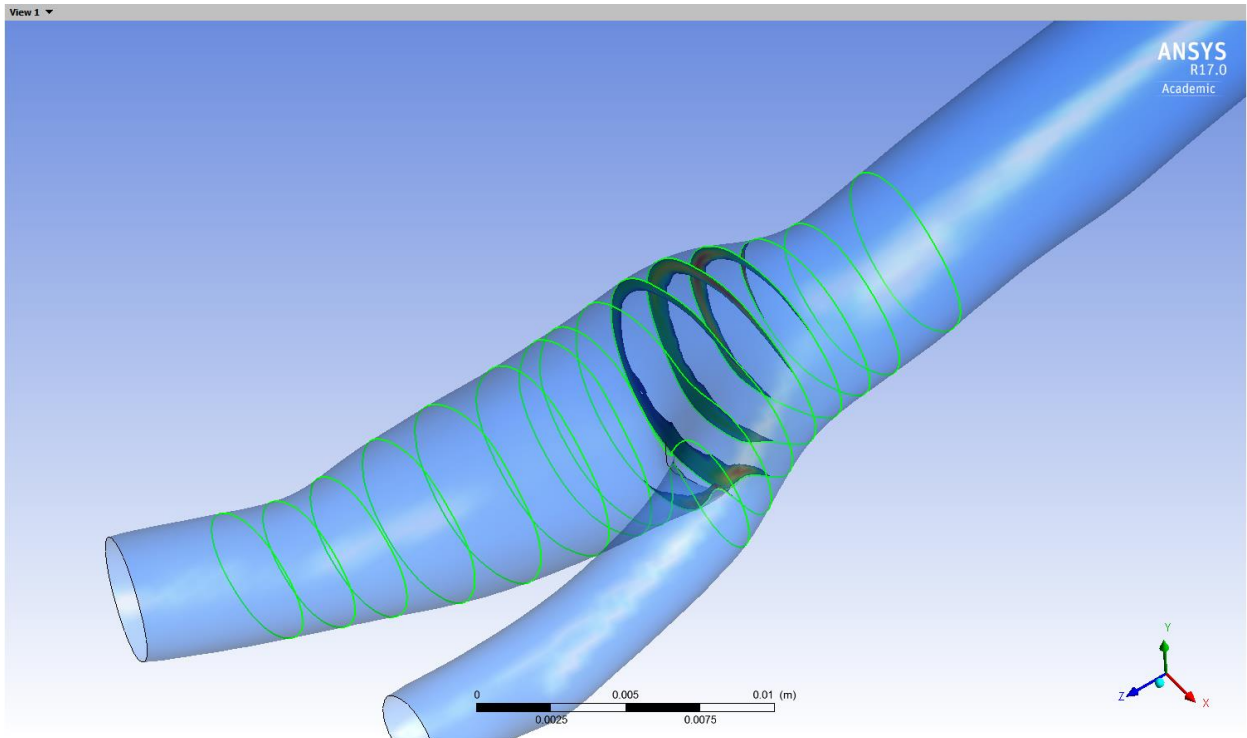
Σχήμα 7.9.1 $t/\tau_p=0$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



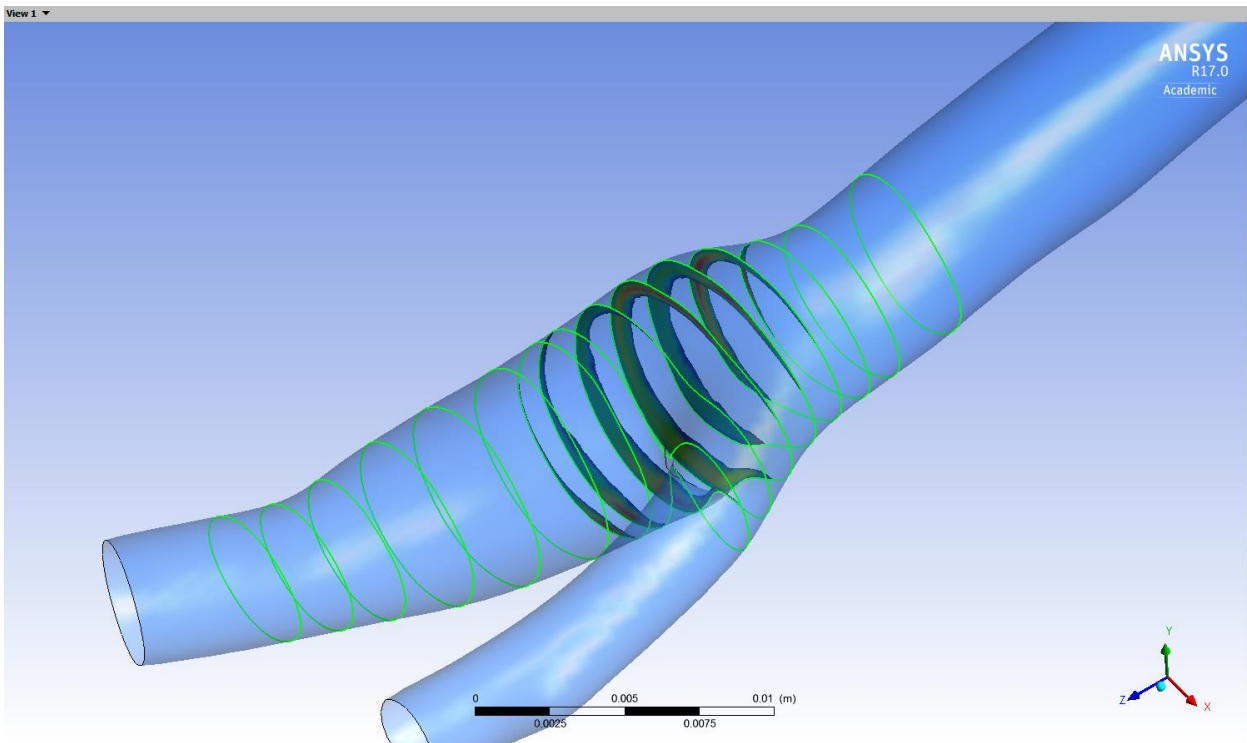
Σχήμα 7.9.2 $t/tr=0.02$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



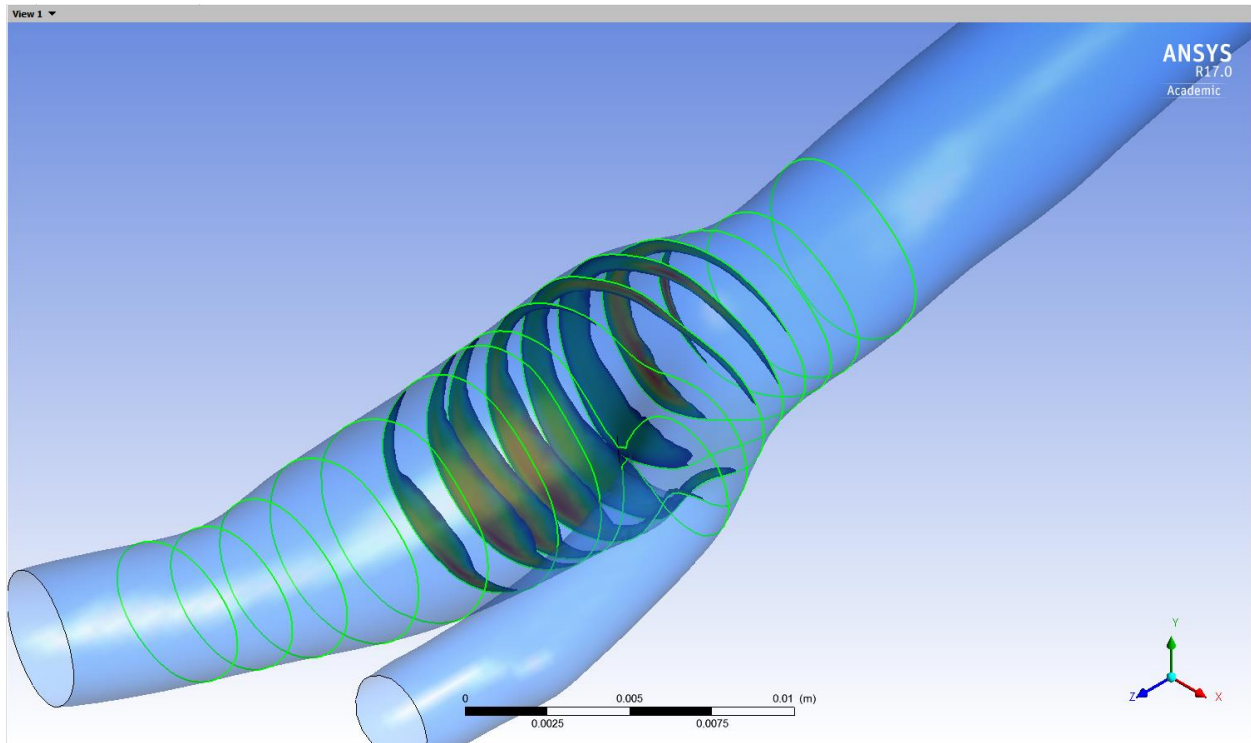
Σχήμα 7.9.3 $t/tr=0.04$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



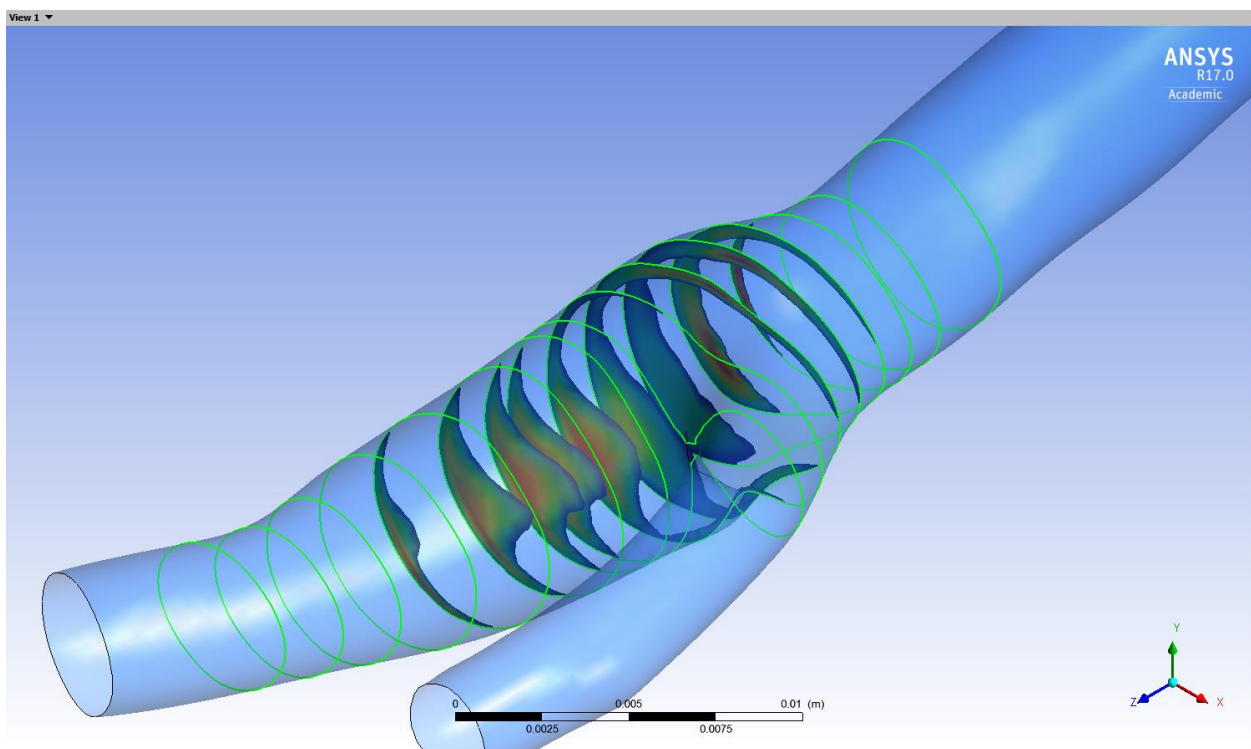
Σχήμα 7.9.4 $t/t_p=0.06$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



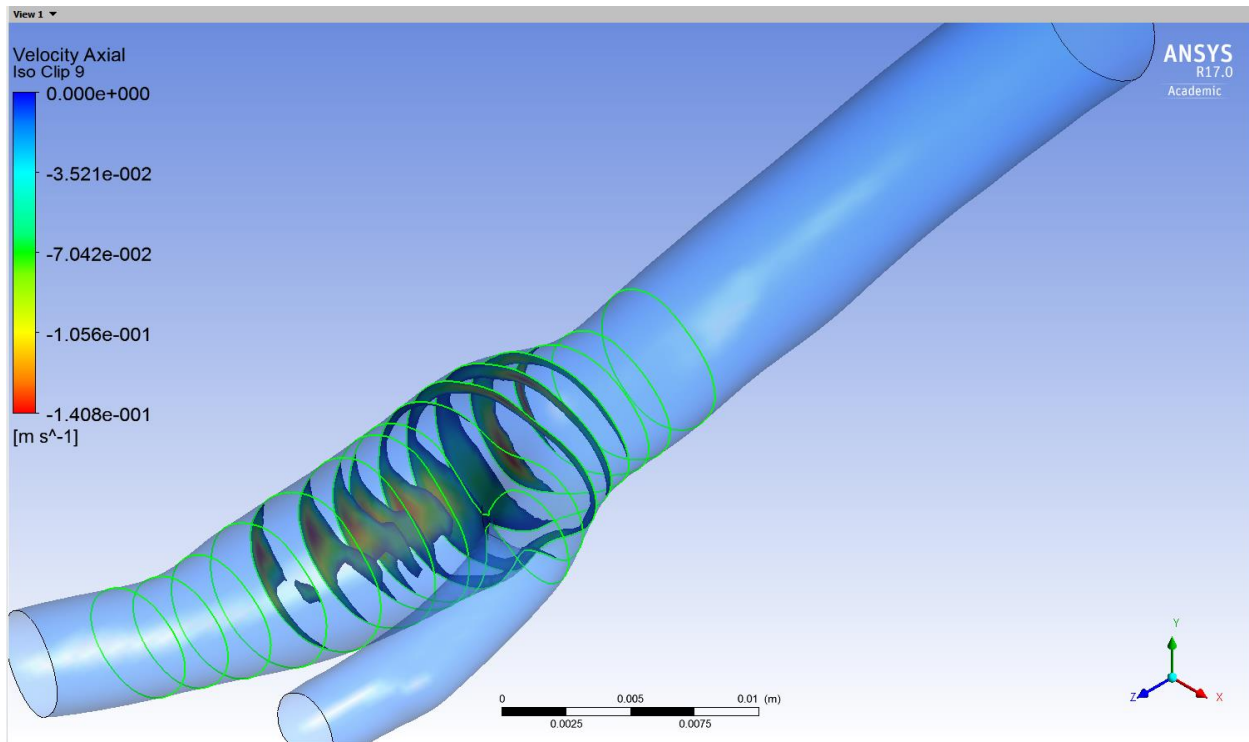
Σχήμα 7.9.5 $t/t_p=0.08$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



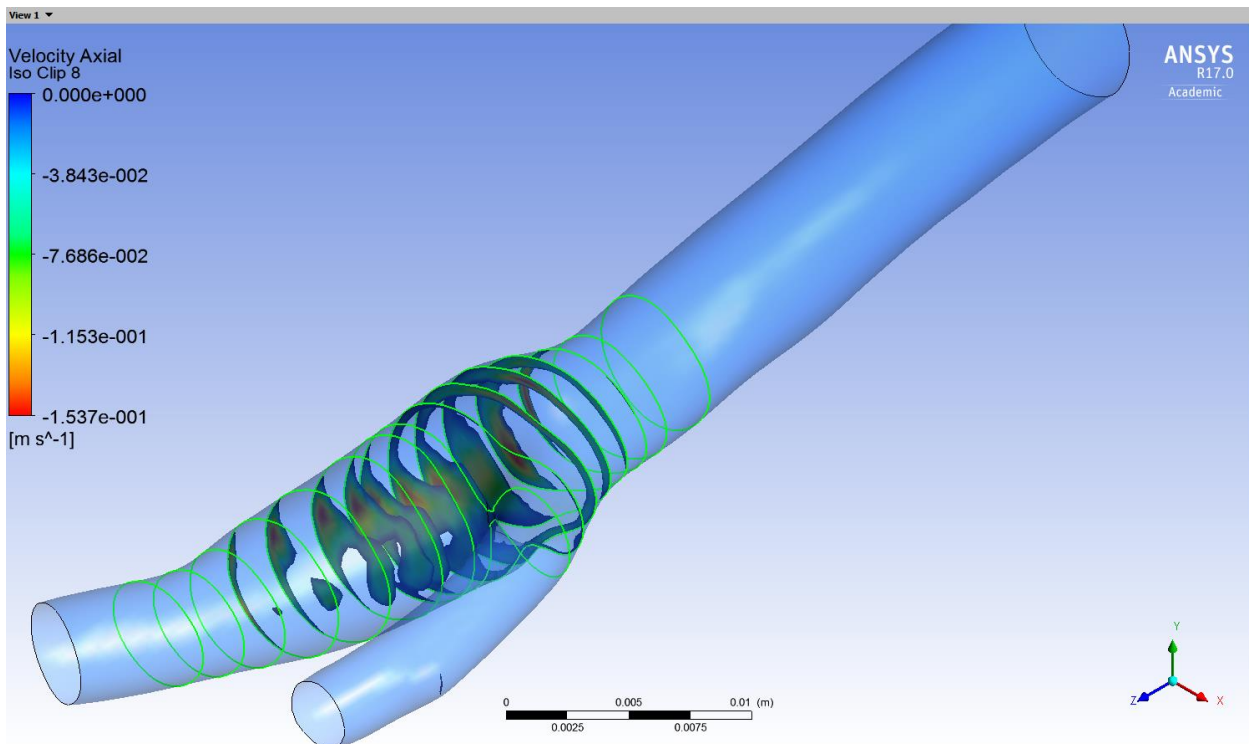
Σχήμα 7.9.6 $t/\tau_p=0.1$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



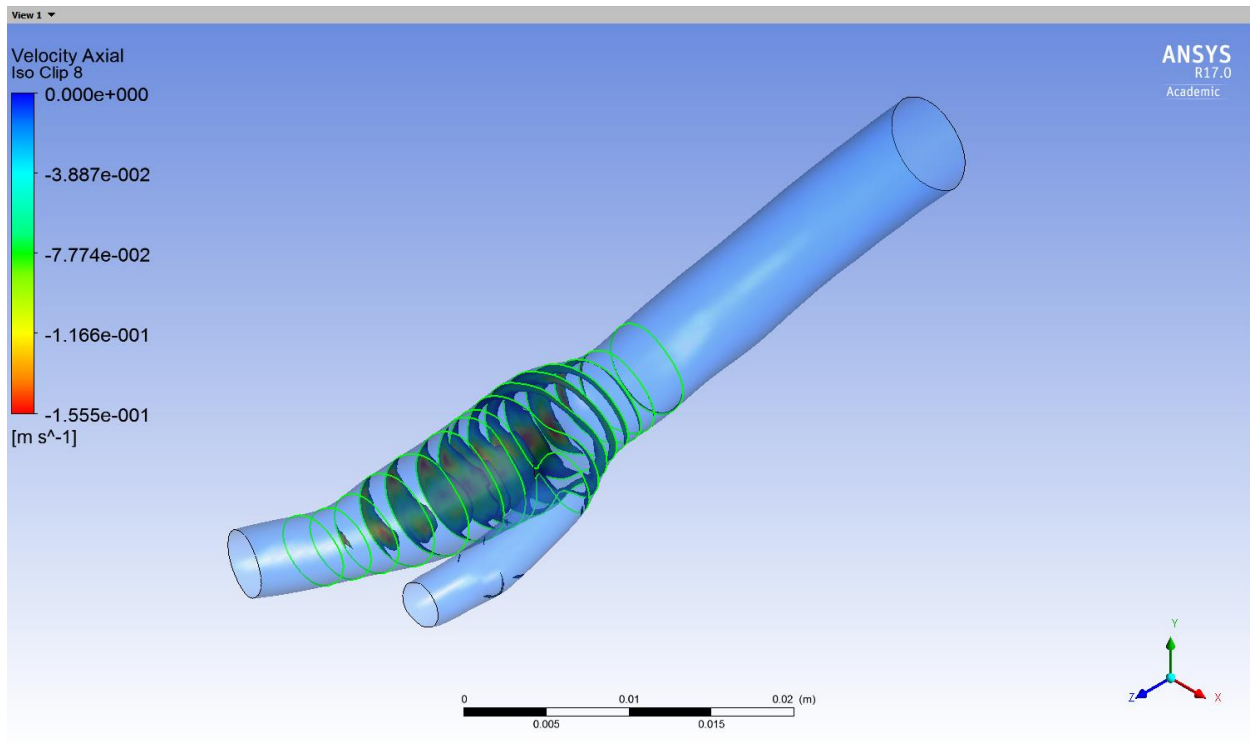
Σχήμα 7.9.7 $t/\tau_p=0.12$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



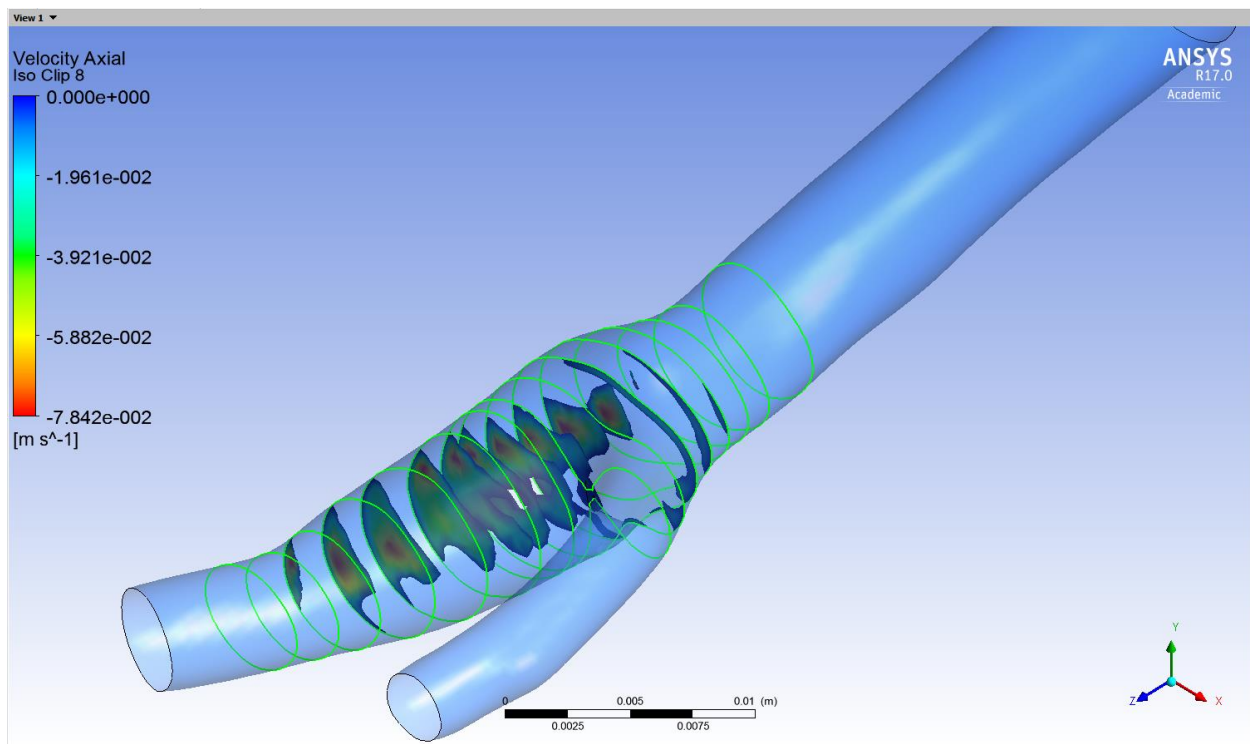
Σχήμα 7.9.8 $t/\tau_p=0.14$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



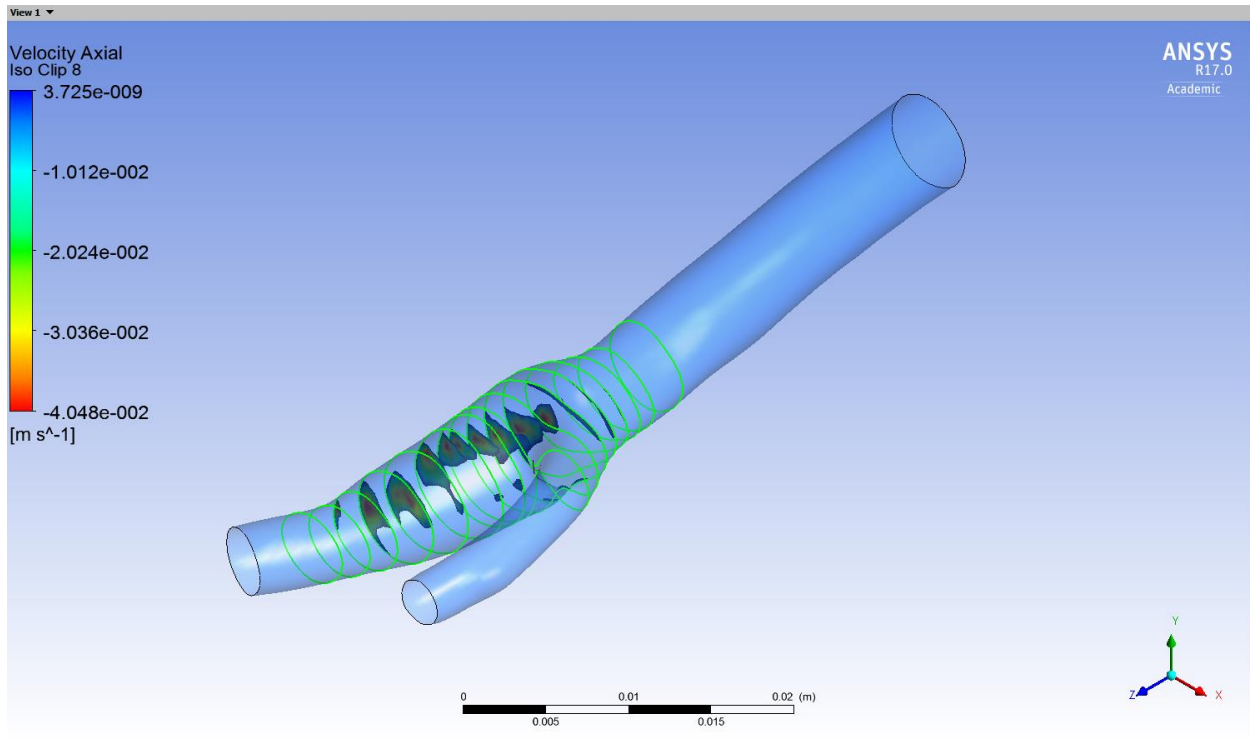
Σχήμα 7.9.9 $t/\tau_p=0.16$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



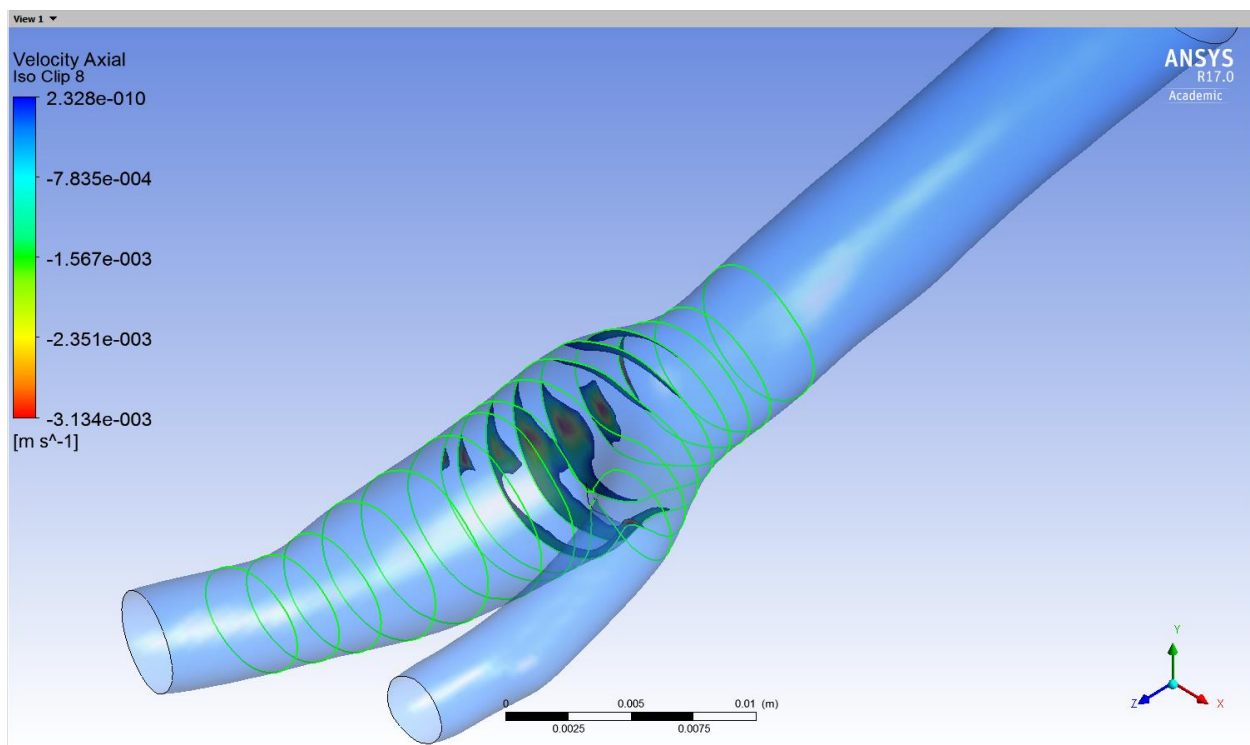
Σχήμα 7.9.10 $t/\tau_p=0.18$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



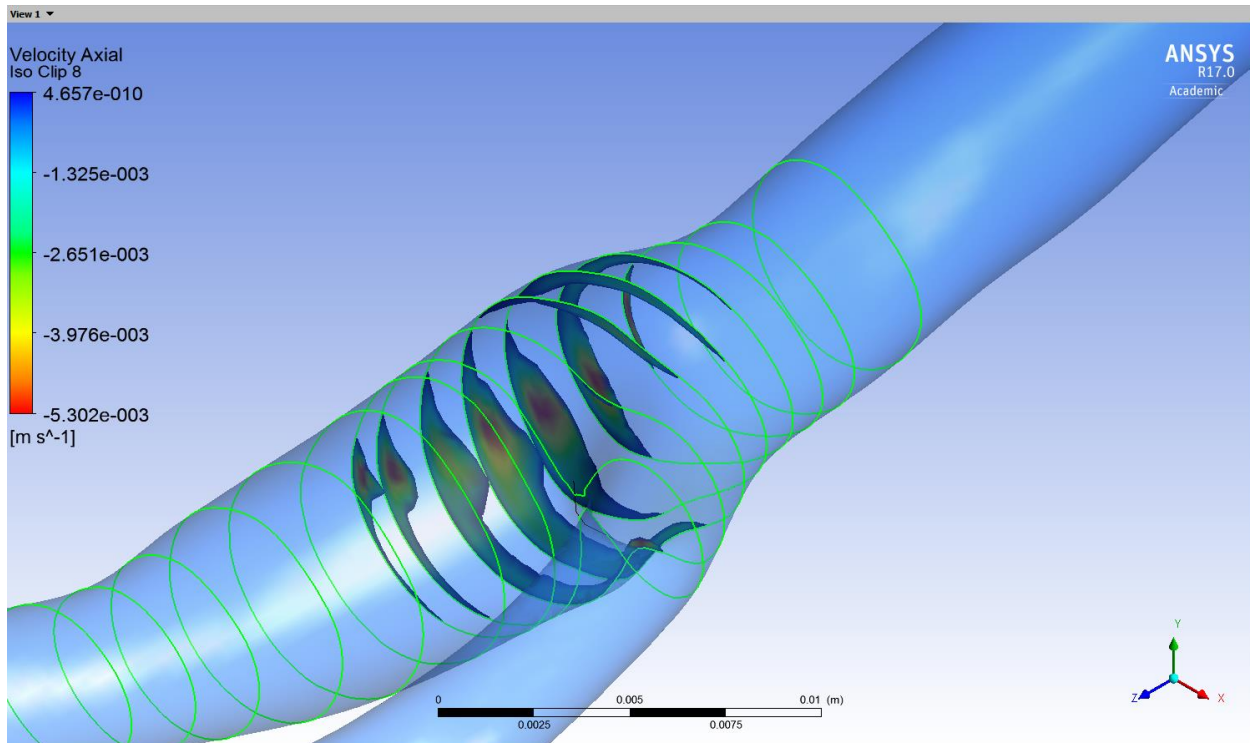
Σχήμα 7.9.11 $t/\tau_p=0.22$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



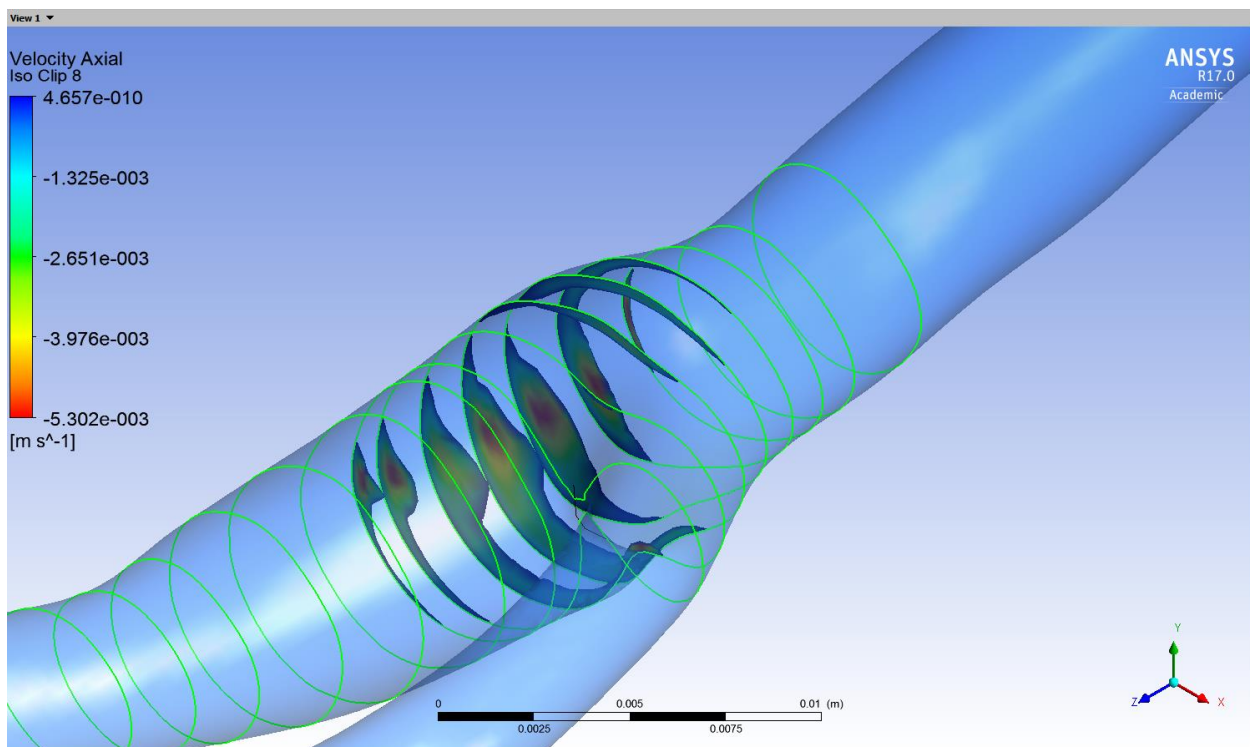
Σχήμα 7.9.12 $t/\tau_p=0.24$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



Σχήμα 7.9.13 $t/\tau_p=0.32$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



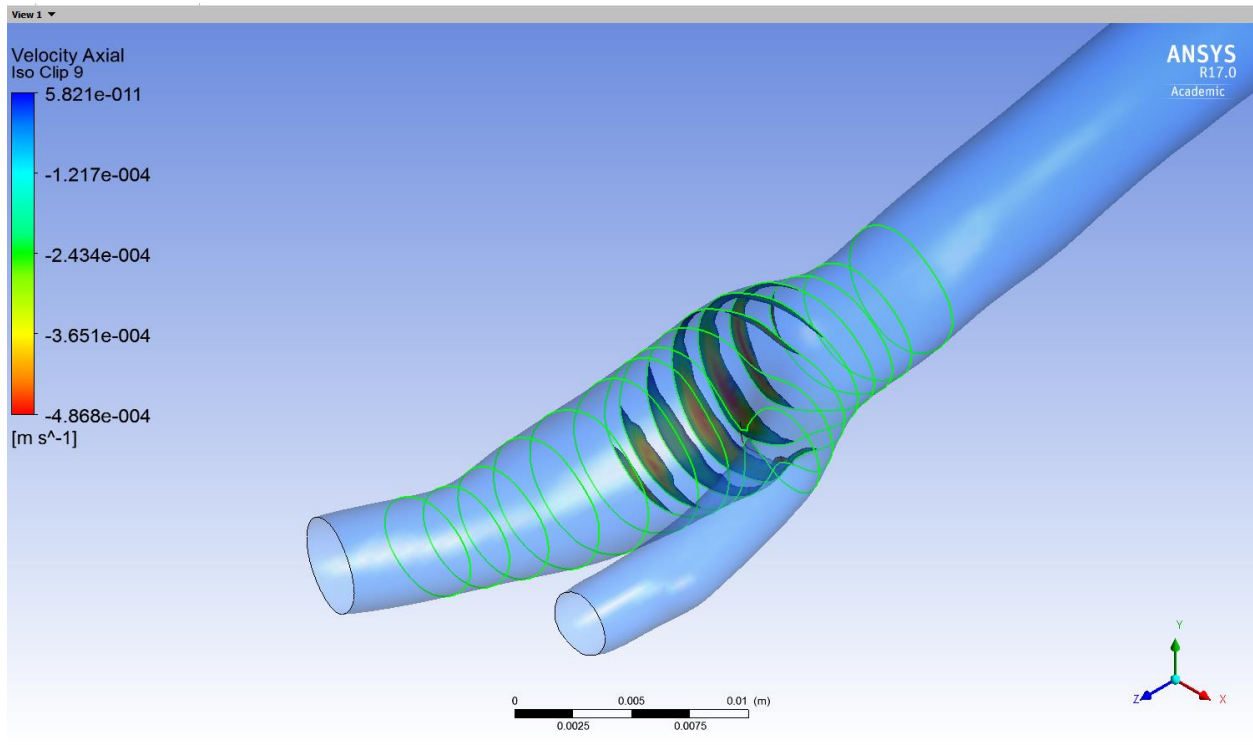
Σχήμα 7.9.14 $t/t_r=0.4$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο



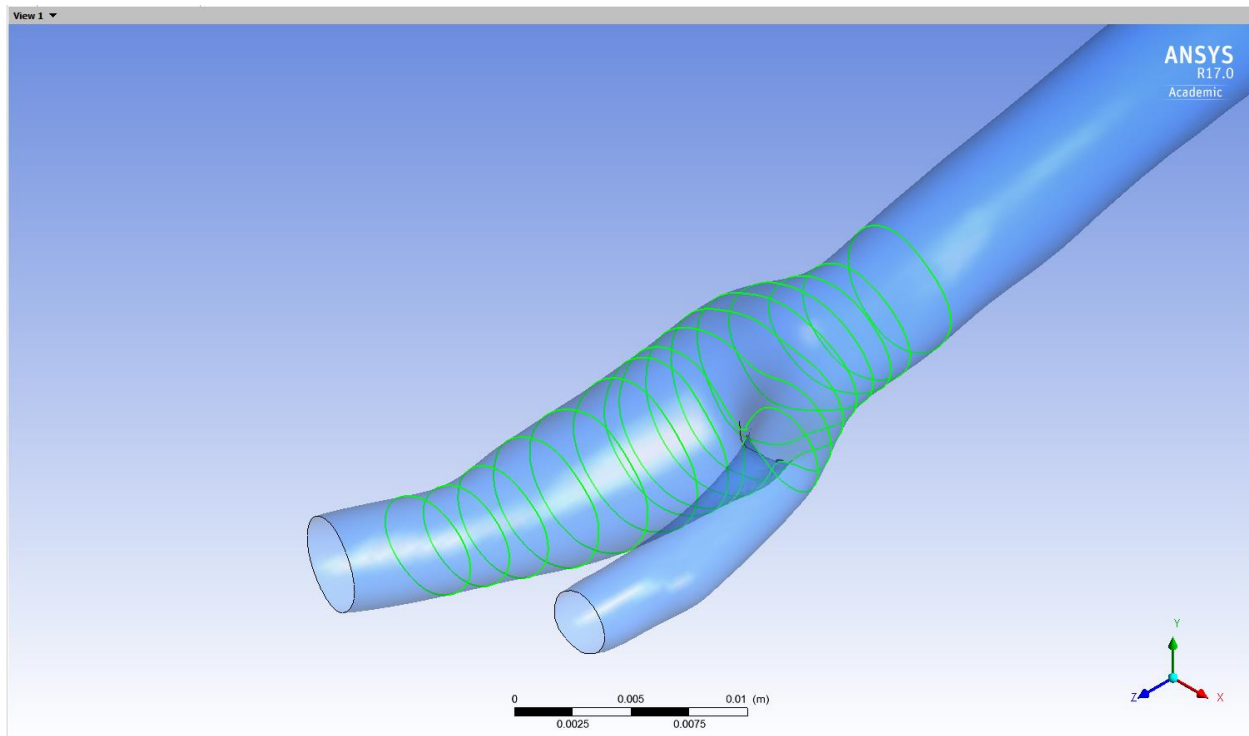
Σχήμα 7.9.15 $t/t_r=0.8$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Νευτώνειο

7.9.2 Απεικόνιση περιοχών Ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο Ρευστό

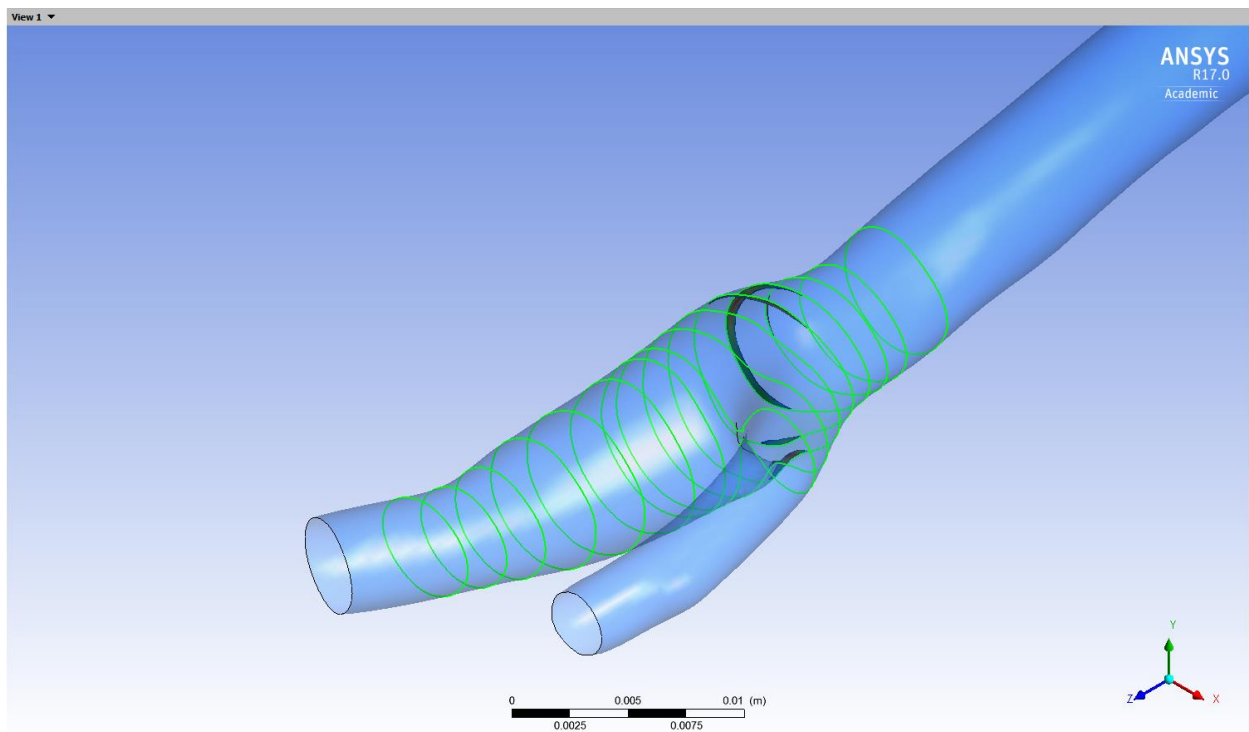
7.9.2 Μη Νευτώνειο



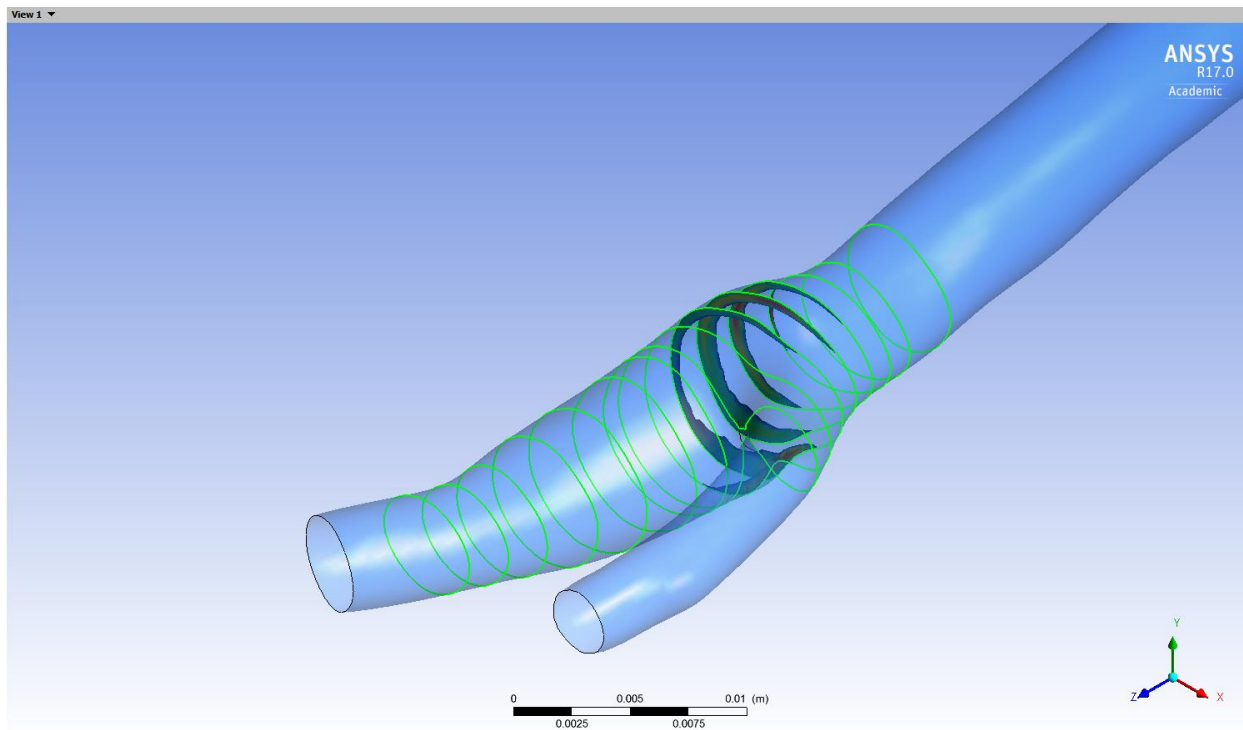
Σχήμα 7.9.16 $t/t_p=0$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



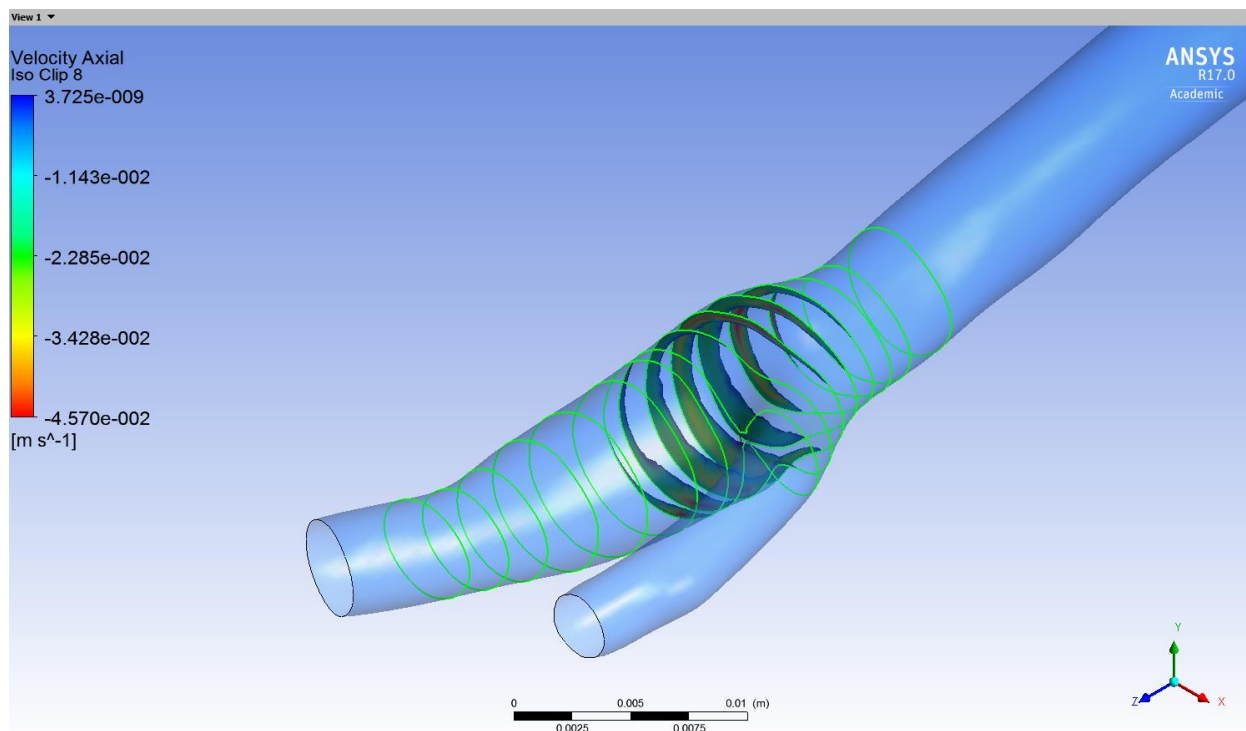
Σχήμα 7.9.17 $t/tr=0.02$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



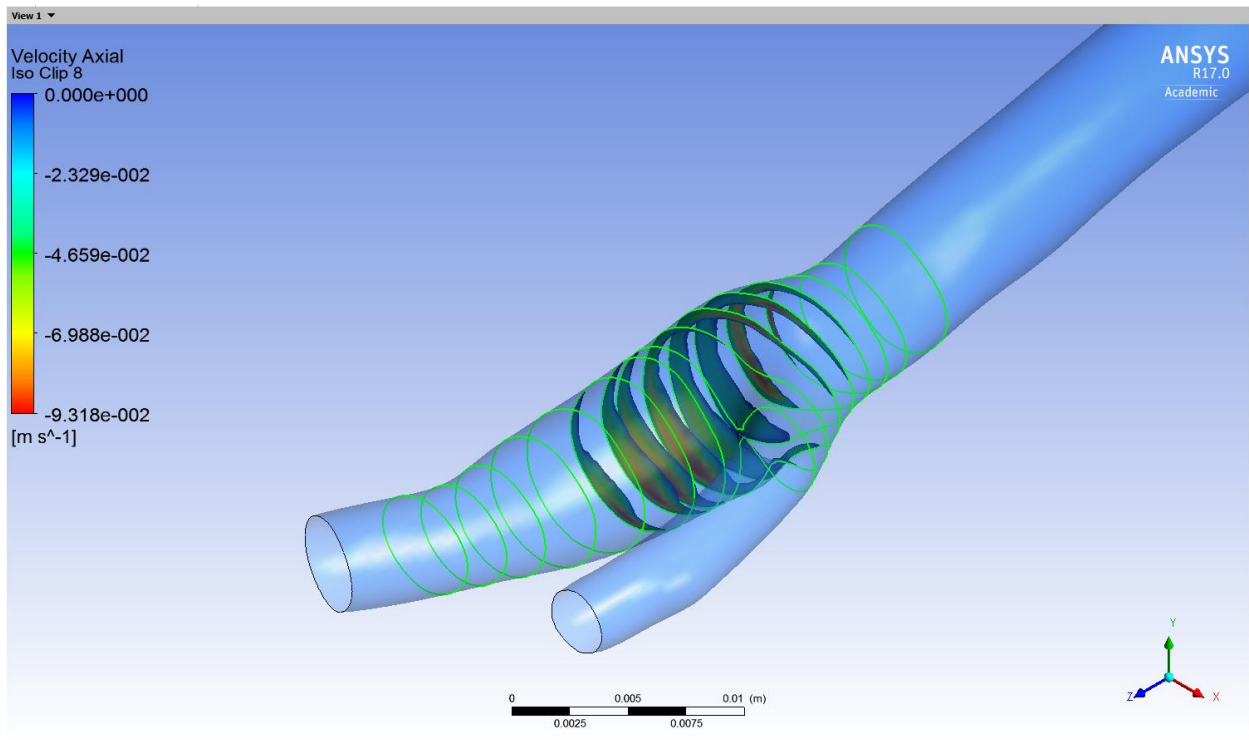
Σχήμα 7.9.18 $t/tr=0.04$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



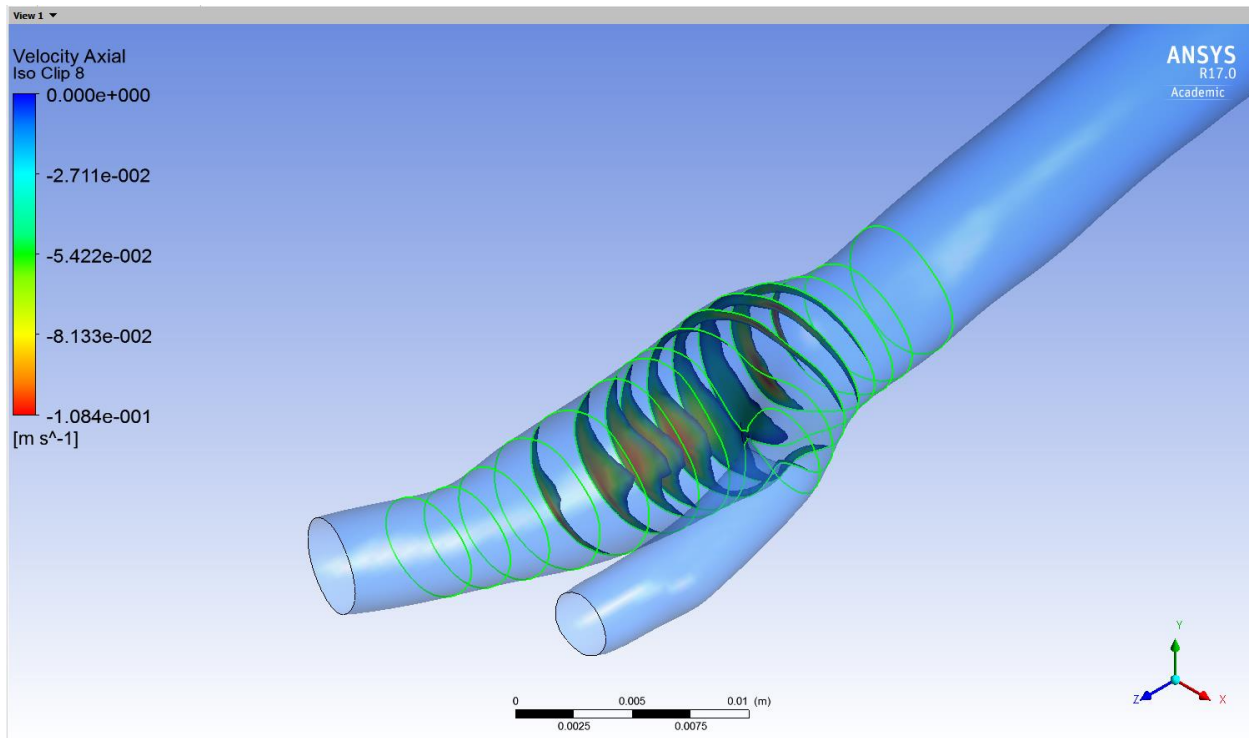
Σχήμα 7.9.19 $t/\tau_p = 0.06$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



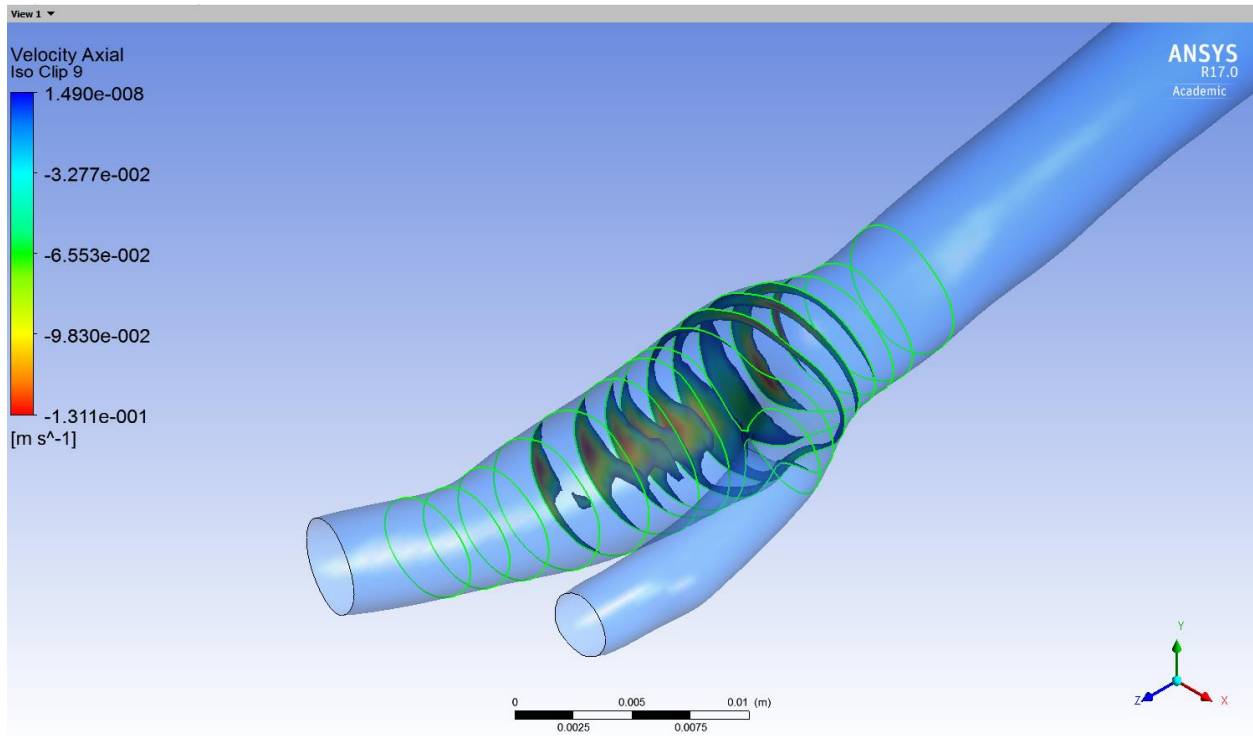
Σχήμα 7.9.20 $t/\tau_p = 0.08$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



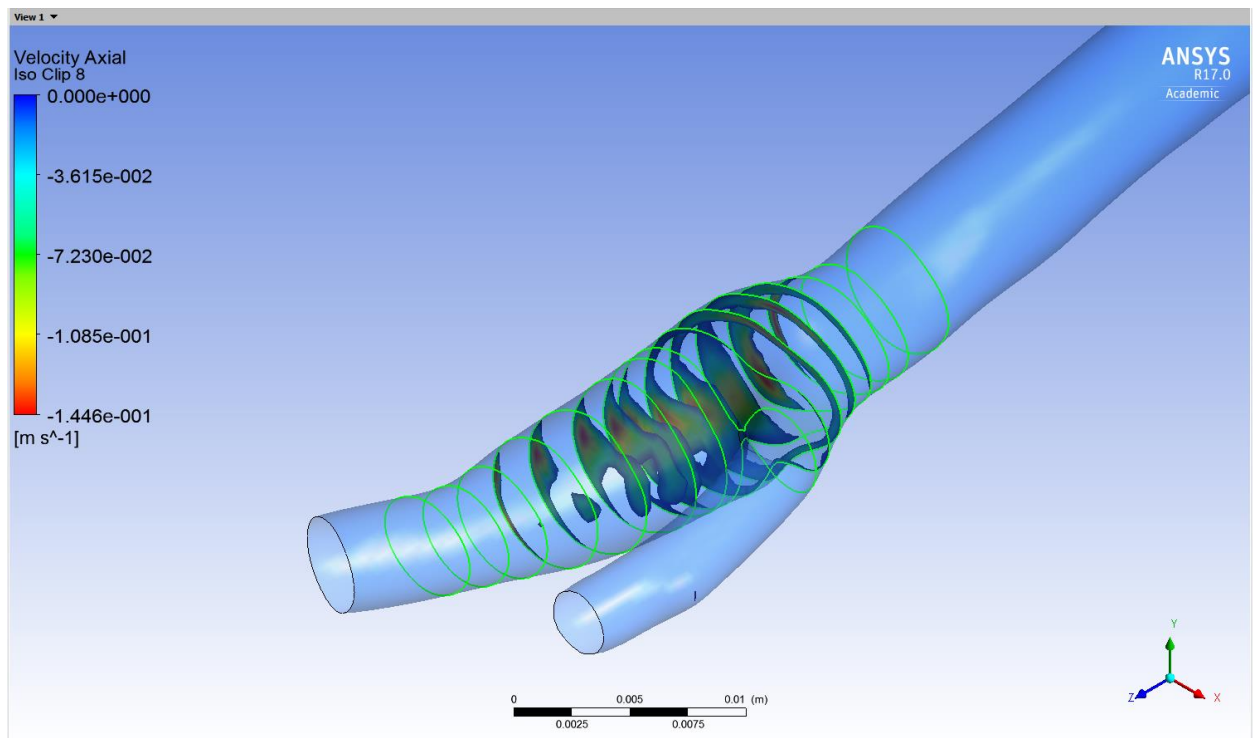
Σχήμα 7.9.21 $t/\tau_p=0.1$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



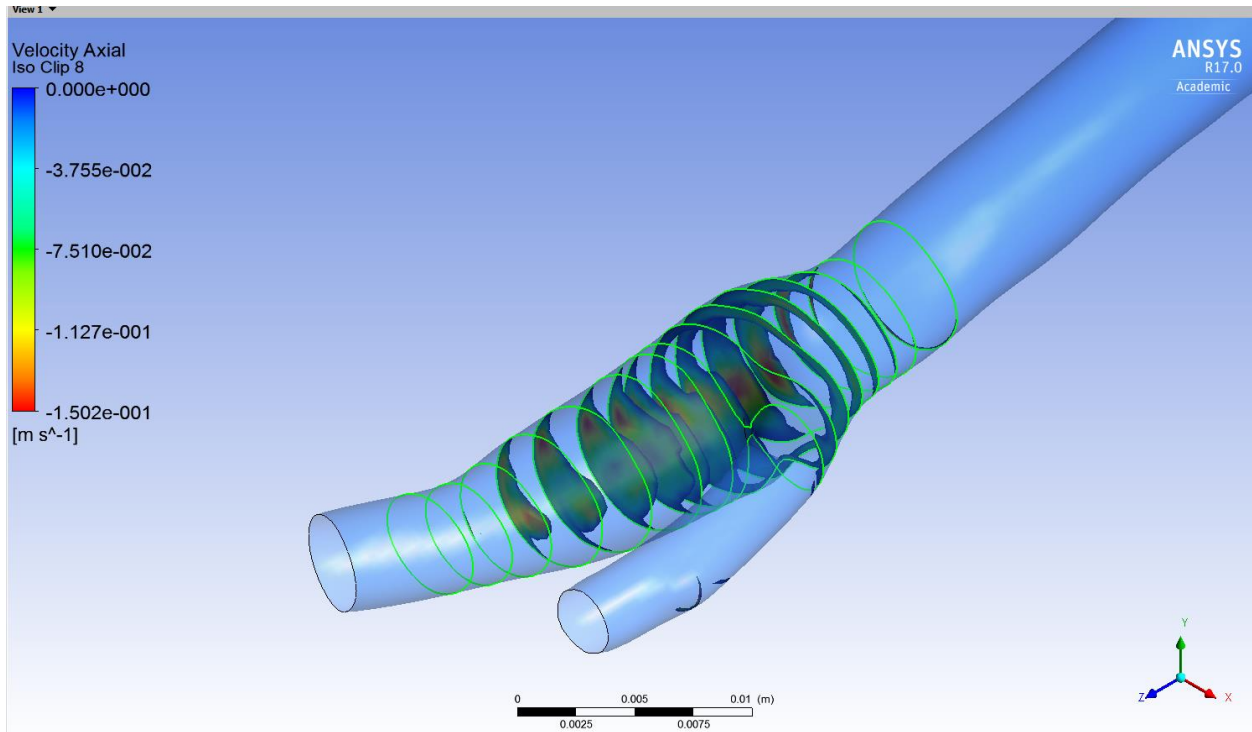
Σχήμα 7.9.22 $t/\tau_p=0.12$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



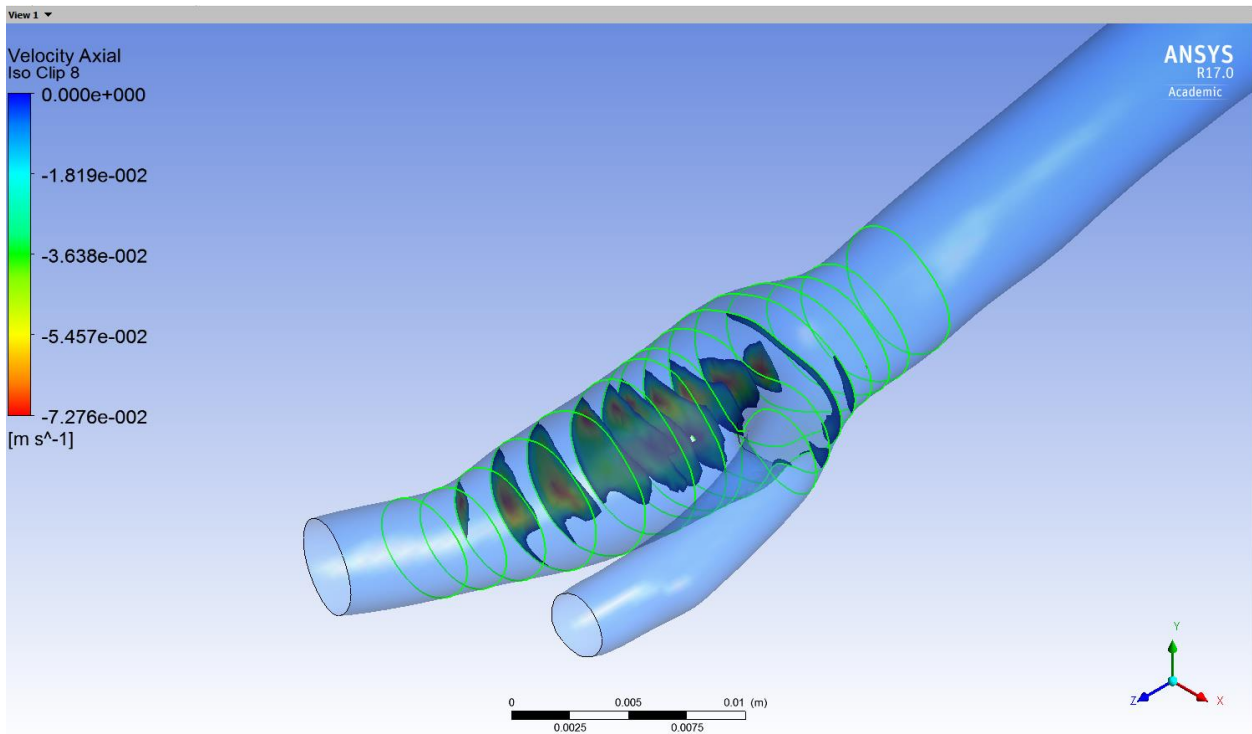
Σχήμα 7.9.23 $t/\tau_p=0.14$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



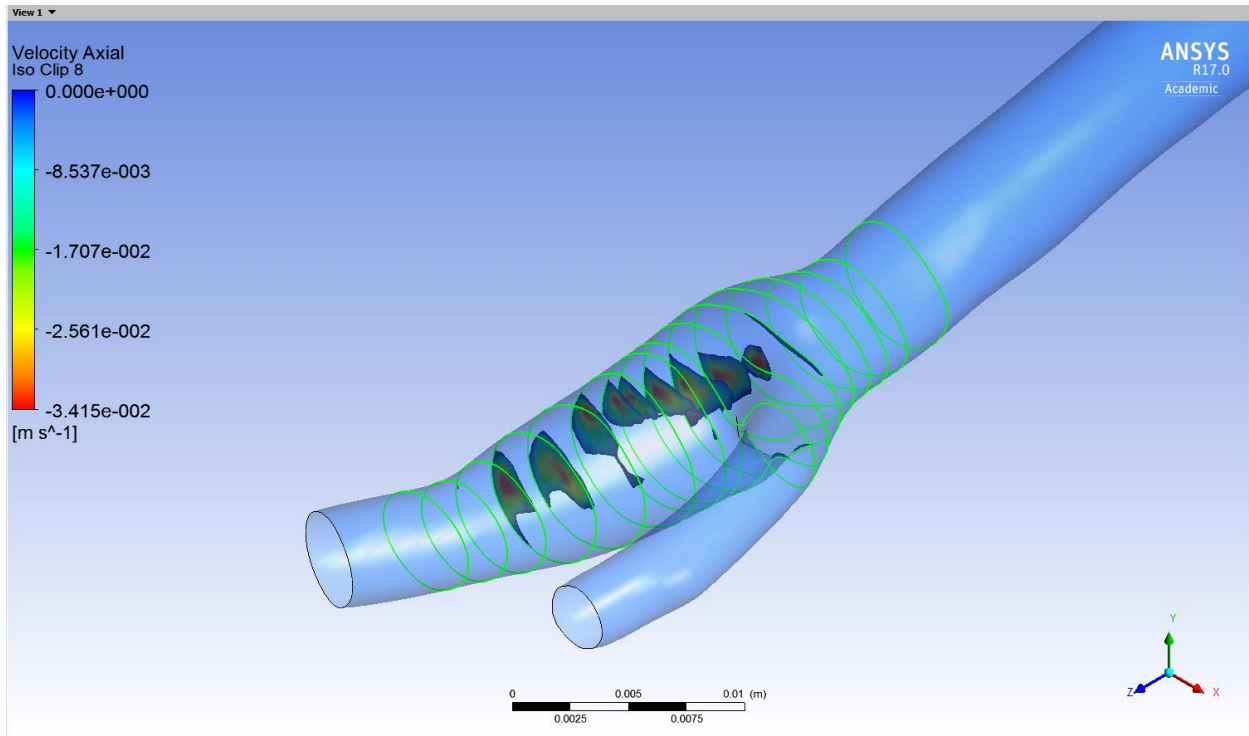
Σχήμα 7.9.24 $t/\tau_p=0.16$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



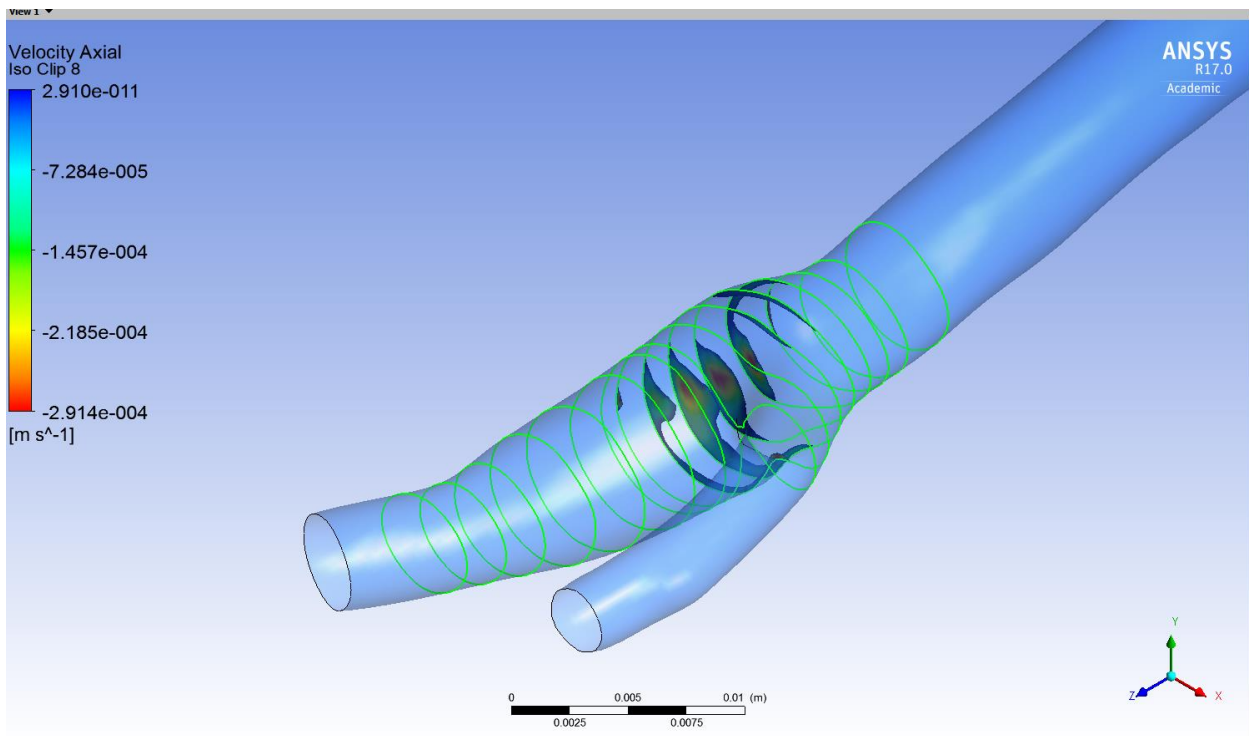
Σχήμα 7.9.25 $t/\tau_p=0.18$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



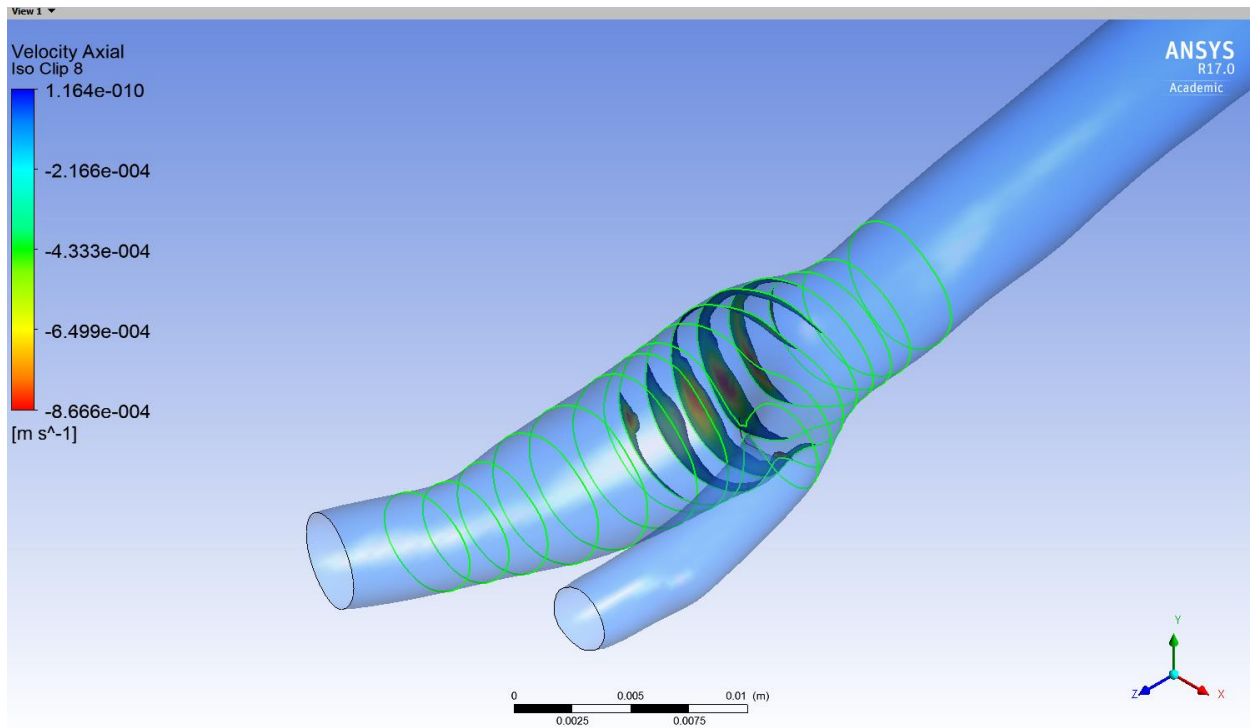
Σχήμα 7.9.26 $t/\tau_p=0.22$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



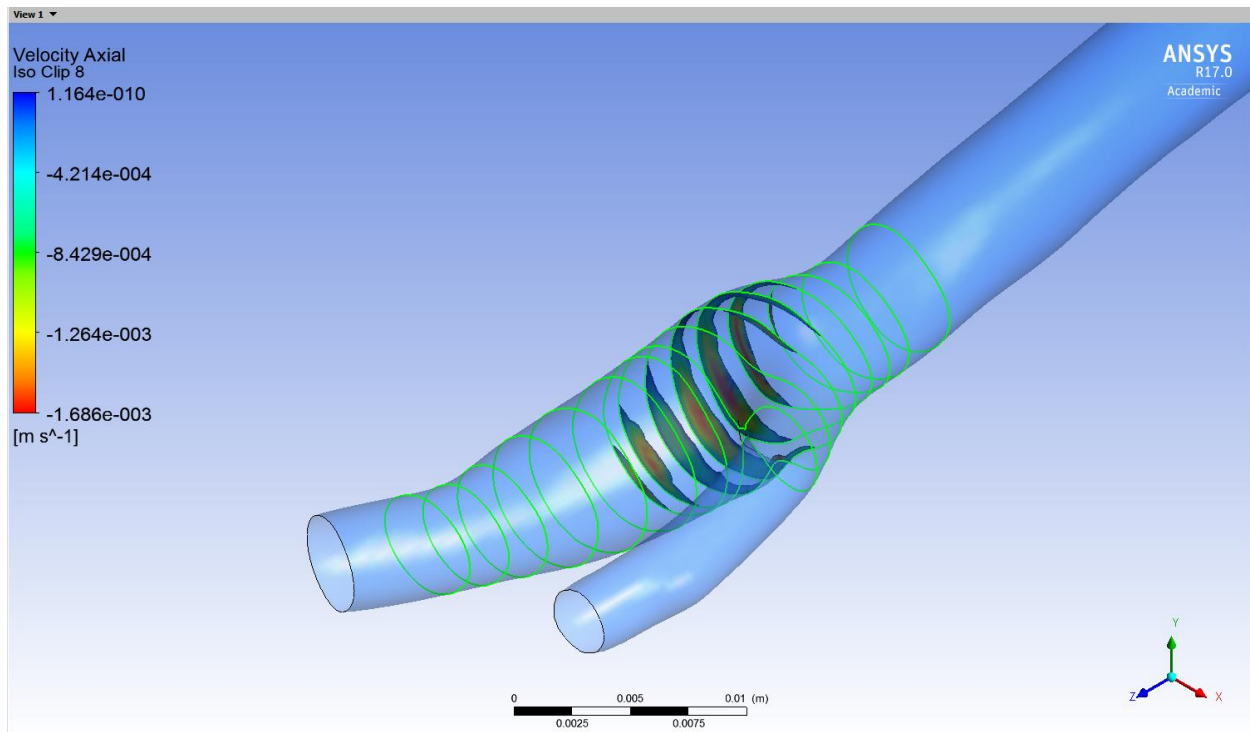
Σχήμα 7.9.27 $t/\tau_p=0.24$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



Σχήμα 7.9.28 $t/\tau_p=0.32$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



Σχήμα 7.9.29 $t/\tau_p=0.4$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο



Σχήμα 7.9.30 $t/\tau_p=0.8$ Επιφάνεια ανεστραμμένης και στάσιμης ροής Μη Νευτώνειο

Κεφάλαιο 8 Συμπεράσματα και Προτάσεις

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται αποτελέσματα που προέκυψαν από τη μοντελοποίηση της παλλόμενης αιματικής ροής στην ανθρώπινη καρωτιδική διακλάδωση, για Νευτώνειο και Μη Νευτώνειο Ρευστό. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων έχει γίνει για τη φάση της επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς, τη φάση της μέγιστης παροχής κατά τη συστολή, τη φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς, τη φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή, τη φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή και τη φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου. Τα στιγμιότυπα αυτά είναι κομβικά και μπορούν δώσουν μια καλή εικόνα για τη συμπεριφορά των αιμοδυναμικών φαινομένων μέσα σε ένα πλήρη καρδιακό κύκλο.

Πεδία ενδιαφέροντος αποτέλεσαν, η μέγιστη και ελάχιστη αξονική ταχύτητα, η ακτινική ταχύτητα, η κατανομή της πίεσης στο τοίχωμα και οι τιμές των διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Παρατηρήθηκαν περιοχές χαμηλών διατμητικών τάσεων και ταυτόχρονων ανακυκλοφοριών της ροής, οι οποίες δεν εξαλείφονται ούτε κατά τη μέγιστη συστολή και είναι υποψήφιος για δημιουργία θρόμβων, οι οποίοι σταδιακά εξελίσσονται, με κίνδυνο εμβολής και έμφραξης της εκάστοτε αρτηρίας που είναι ζωτικής σημασίας.

Εν γένει το πεδίο ροής στην πλειοψηφία του είναι περίπλοκο με μορφές ελικοειδών στο χώρο, ροϊκών γραμμών μεταβαλλόμενης καμπυλότητας που οφείλεται στην περίπλοκη γεωμετρία του αγγείου που χρησιμοποιήθηκε. Η εικόνα έντονων ανακυκλοφοριών στο ροϊκό πεδίο και η διατήρηση χαμηλών ταχυτήτων ακόμη και στη συστολική φάση σε συνδυασμό με την εμφάνιση χαμηλών διατμητικών τάσεων στις ίδιες περιοχές αποτελεί την πιθανή αιτία σχηματισμού θρόμβων του αίματος σε αυτές τις περιοχές.

Μικρές διαφορές, παρατηρούνται στα αποτελέσματα ανάμεσα σε Νευτώνειο Και Μη Νευτώνειο ρευστό, γεγονός που επιβεβαιώνεται και από τη βιβλιογραφία. Για τις μέγιστες αξονικές ταχύτητες τα αποτελέσματα σχεδόν συμπίπτουν για το Νευτώνειο και το Μη Νευτώνειο ρευστό, καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου και για όλα τα επίπεδα.

Για τις Ελάχιστες Αξονικές Ταχύτητες το Νευτώνειο Μοντέλο έχει ελαφρώς μικρότερες τιμές. Οι Αρνητικές ταχύτητες περιορίζονται, για τα πρώτα 2 επίπεδα (1 και 2), σε μικρή χρονική διάρκεια, φαινόμενο όμως που σταματά στο 3^ο επίπεδο όπου εμφανίζονται αρνητικές ταχύτητες σχεδόν για όλη τη διάρκεια του κύκλου. Η διάρκεια των αρνητικών ταχυτήτων μειώνεται καθώς η ροή εισέρχεται στην έσω καρωτίδα, δηλαδή από το 9 επίπεδο και μετά. Στο επίπεδο 13 οι αρνητικές ταχύτητες εμφανίζονται πλέον για μικρό χρονικό διάστημα ενώ στα 2 επόμενα επίπεδα δεν εμφανίζονται.

Οι ακτινικές ταχύτητες είναι σχεδόν ίδιες για την φάση της επιταχυνόμενης συστολής, αλλά στη συνέχεια το Νευτώνειο έχει μεγαλύτερες τιμές. Η Απεικόνιση των ακτινικών ταχυτήτων έγινε μόνο στο επίπεδο 7 αρχικά για οικονομία χώρου και χρόνου αλλά και γιατί το επίπεδο 7 είναι μέσα στην περιοχή του καρωτιδικού κόλπου, κοντά στη διακλάδωση όπου η ροή έχει έντονη διαταραχή της ροής.

Η πίεση, που μετρήθηκε στο τοίχωμα της αρτηρίας έδειξε σχεδόν ταύτιση στην κατανομή και μόλις 1Pa διαφορά στη μέγιστη τιμή της πίεσης. Το Μη Νευτώνειο μοντέλο εμφανίζει τη μεγαλύτερη πίεση.

Οι διατμητικές τάσεις που προβλέπονται από τη βιβλιογραφία θέλουν τις μέγιστες τιμές να εμφανίζονται στο εσωτερικό τοίχωμα της αρτηρίας (σημεία Inner) και τις ελάχιστες να εμφανίζονται στο εξωτερικό τοίχωμα (σημεία Outer), ενώ τα σημεία μπροστά και πίσω (Front και Back) έχουν ενδιάμεσες τιμές. Τα αποτελέσματα που αποκομίσαμε από τη δικιά μας μελέτη σε βασικές γραμμές συμφωνούν με αυτά τα ευρήματα. Όμως εμφανίζονται μικρές διαφοροποιήσεις κυρίως για τα σημεία μπροστά και πίσω (Front , Back), οι οποίες οφείλονται, κατά την άποψη μου, στην περίπλοκη γεωμετρία που χρησιμοποιήθηκε. Το μη Νευτώνειο μοντέλο εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές διατμητικής τάσης από το Νευτώνειο.

Οι περιοχές ανακυκλοφορίας για την φάση της συστολής είναι σχεδόν ίδιες ενώ στη συνέχεια του καρδιακού κύκλου το Νευτώνειο μοντέλο, αναπτύσσει μεγαλύτερες επιφάνειες ανακυκλοφορίας. Σε όλες τις χρονικές στιγμές, εκτός από την αρχή της συστολικής φάσης ($t/t_p=0.02$), εμφανίζονται περιοχές ανακυκλοφορίας, οι οποίες μεγαλώνουν κατά τη διάρκεια της επιταχυνόμενης συστολικής φάσης, γίνονται μέγιστες στην περιοχή επιβραδυνόμενης συστολικής και μειώνονται στη συνέχεια όπου η ροή ομαλοποιείται.

Το μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε κρίνεται υποσχόμενο και κάτω από ορισμό αυστηρών συνθηκών μπορεί να αποδώσει καλή προσομοίωση. Σαν πρώτη πρόταση θα μπορούσαμε να βελτιώσουμε την συνάρτηση ταχύτητας εισόδου, ώστε να είναι πιο αντιπροσωπευτική, καθώς με τη συνάρτηση που χρησιμοποιήσαμε αναπαριστάτε με επιτυχία η συστολική φάση του καρδιακού κύκλου, αλλά όχι επαρκώς η διαστολική φάση. Επίσης θα μπορούσαμε να ορίσουμε διαφορετική οριακή συνθήκη εξόδου, όπως μεταβαλλόμενη πίεση αντί για σταθερή πίεση. Επίσης ο αριθμός επαναλήψεων της περιόδου θα μπορούσε να είναι μεγαλύτερος, καθώς στην προσομοίωση χρησιμοποιήθηκαν 3 περίοδοι.

Ακόμα λόγω της χρήσης της δωρεάν ακαδημαϊκής έκδοσης του Ansys υπήρχε περιορισμός στον αριθμό των στοιχείων μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε για την κατασκευή του πλέγματος. Ο μέγιστος αριθμός στοιχείων που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε είναι 500 χιλιάδες στοιχεία. Θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε ένα υπολογιστικό πλέγμα κοντά σε αυτό το νούμερο, αλλά δε θα μπορούσαμε να ερευνήσουμε το πλέγμα για την ανεξαρτησία του, καθώς δε θα μπορούσαμε να υπερβούμε σε αριθμό τα 500 χιλιάδες στοιχεία, αλλά και ο υπολογιστικός χρόνος θα αυξανόταν σε βαθμό που να μην είναι αποδοτική η προσομοίωση με τα μέσα που διαθέτουμε. Υπενθυμίζω ότι ο χρόνος που απαιτήθηκε για τον υπολογισμό 130000 κελίων ήταν 7 και 8 ώρες για το Νευτώνειο και το μη Νευτώνειο ρευστό, ενώ για τα 300K στοιχεία (υπολογισμός ανεξαρτησίας) ο συνολικός χρόνος που απαιτήθηκε ήταν περίπου 13 ώρες.

Βιβλιογραφία

- [1] *Human Anatomy and physiology*, Marieb Hoehn
- [2] *Introduction to Biomedical Engineering*, John Enderee, Susan Blanchard, Joseph Bronzino, Second Edition
- [3] *Biodynamics Circulation*, Y.C Fung, Springer Science +Business Media
- [4] *Μηχανική των Ρευστών*, Τσαγγάρης Σ., Συμεών, 2003
- [5] *Ηλεκτρομηχανική Των Βιολογικών Ρευστών*, Δ. Κουτσούρης, Σ. Μπαρμπουνάκη, Μ. Χαρίτου
- [6] *A Mathematical Introduction to fluid dynamics*, Chorin Marden
- [7] *Υπολογιστική Ρευστομηχανική*, Μπεργελές 2006
- [8] *Κλινική Παθολογική Φυσιολογία, «Λειτουργική παθολογία»*, Β. Αγγελόπουλος
- [9] Σημειώσεις Φυσιολογίας, τεύχος 2, Κυκλοφορία –Λέμφος, Χ. Μαλτέζου, Ι Χατζημηνά
- [10] *Biomechanics Motion Flow Stress and Growth*, Y.C Fung
- [11] *Εισαγωγή στην Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση*, Κουτσούρης Δ.
- [12] *Mechanical Properties Of Living Tissues*, Y.C. Fung
- [13] *Non-Newtonian behavior of a suspension of liquid drops in tube flow*, W. A. Hyman, R. Skalak
- [14] *The vascular system. An overview of structure and function*, J Pugsley, M.K. and R. Tabrizchi, *Pharmacol Toxicol Methods*, 2000, 44(2): p. 333-40.
- [15] *Histology: A text and Atlas with Corrected Cell and Molecular Biology*, Ross, M.H., Pawlina, W., 5th edition. Lippincott Williams & Wilkins, 2006
- [16] *Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease*, Kumar, V., Abbas, A.K., Fausto, N., 7th edition. Elsevier Saunders, 2005
- [17] *Ιστολογία του Ανθρώπου*, Alan, S., Κίττας, Χ., 1999.

- [18] *Structural integration of the arterial wall. I. Relationships and attachments of medial smooth muscle cells in normal distended and hyperdistended aortas*, Clark, J.M. and S. Glagov, *Lab Invest*, 1979. 40(5): p. 587-602.
- [19] *Textbook of Medical Physiology*, Guyton, M.D.
- [20] *Basic Histology Text and Atlas*, Junqueira, L.C., Carneiro, J., 2005 (11th edition: MC Graw-Hill).
- [21] *Hemodynamics and its Role in Disease Processes* Ferrans, V.J., *Vascular structure*. In Patel DJ et al. (ed), University Park Press, Baltimore, 1980: p. 105-154.
- [22] *The effect of hypercholesterolemia on aortic endothelium studied on face. Atherosclerosis*, Silkworth, J.B., B. McLean, and W.E. Stehbens, 1975. 22(3): p. 335-48.
- [23] *Mechanical Properties of arterial*, Vincent, 1990
- [24] *Molecular biology of the cell (4th ed.)*: Alberts, B., Johnson, A., Lewis, J., Raff, M., Roberts, K., and Walter, P., Garland Science, New York, 2003
- [25] *Function–structure relationship of elastic arteries in evolution: from microfibrils to elastin and elastic fibres*, Faury, G., 2001
- [26] *Ηλεκτρομηχανική των Βιολογικών Ρευστών*, Κουτσούρης, Δ.
- [27] *Blood Flow in Microchannels, Master Thesis*, Bitsch L., (2002), (1) Mikroelektronik Centret –MIC (2) Dansk Polymercenter/Institut for Kemiteknik Technical University of Denmark 3rd September.
- [28] *Applied Biofluid Mechanics*, Lee Waite, Jerry Fine,
- [29] *Βιορρευστομηχανική του Κυκλοφορικού συστήματος του αίματος*, Τσαγγάρης Σ., ΕΜΠ, Αθήνα 1996.
- [30] *Biology*, Solomon et al, 1996, 4th edition, Saunders College publishing.
- [31] *Applied Mathematical Models in Human Physiology*, J.T. Ottesen, M.S. Olufsen, J.K. Larsen, Society for Industrial and Applied Mathematics, 2004
- [32] *Mechanisms of Vascular Disease: A Textbook for Vascular Surgeons*, R. Fitridge, M. Thompson, Cambridge University Press 2006

[33] *Introduction to Vascular Ultrasonography*, Pellerito J., Polak J.(eds), 6th edn, Philadelphia: Saunders, 2012

[34] *Arterial Geometry Affects Hemodynamics—A Potential Risk Factor for Atherosclerosis*, Friedman, M. H., Deters, O. J., Mark, F. F., Bargeson, C. B., and Hutchins, G. M., "Atherosclerosis", Vol. 46, 1983, pp. 225-231.

[35] *Atherogenesis: Hemodynamics, Vascular Geometry and the Endothelium*, Nerem, R. M., "Biorheology", Vol. 21, 1984, pp. 565-569.

[36] *Pulsatile Flow and Atherosclerosis in the Human Carotid Bifurcation*, Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. Z., and Glagov, S., "Arteriosclerosis", Vol. 5, 1985, pp. 293-302.

[37] *Variations in Geometry and Shear Distribution in Casts of Human Aortic Bifurcations*, Mark, F. F., Bargeson, C. B., Deters, O. J., and Friedman, M. H., J. "Biomechanics", Vol. 22, 1989, pp. 577-582.

[38] *Atheroma and arterial wall shear. Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis*, Caro CG, Fitz-Gerald JM, Schroter RC,1971

[39] *Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation*, Bharadvaj, B. K., Mabon, R. F., and Giddens, D. P., Part I - Flow Visualization, Part II - Laser Doppler Anemometer Measurements "Biomechanics", Vol. 15, 1982, pp. 349-378.

[40] *Carotid Bifurcation Atherosclerosis*, Zarins, C. K., Giddens, D. P., Bharadvaj, B. K., Sottiura, V. S., Mabon, R. F., and Glagov, S., *Circ. Res.*, Vol. 53, 1983, pp. 502-514.

[41] *Flow Patterns in the Human Carotid Artery Bifurcation*, Motomiya, M., and Karino, T., *Stroke*, Vol. 15, 1984, pp. 50-56.

[42] *Flow Velocity Patterns in and Distensibility of the Carotid Artery Bulb in Subjects of Various Ages*, Reneman, R. S., van Merode, T., Hide, P., and Hoeks, A.P.G., 'Circulation', Vol. 71, 1985, pp. 500-509.

[43] *Laser Doppler Anemometer Measurements of Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation*, Ku, D. N., and Giddens, D. P., *J. Biomechanics*, Vol. 20, 1987, pp. 407-421.

- [44] *Numerical Simulation of Pulsatile Flow in a Carotid Bifurcation Model*, Perktold, K., and Hilbert, D., "J. Biomed. Eng., Vol. 8, 1986, pp. 193-199.
- [45] *A Numerical and Experimental Analysis of the Flow Field in a Two-Dimensional Model of the Human Carotid Artery Bifurcation*, Rindt, C. C. M., van de Vosse, F. N., van Steenhoven, A. A., and Janssen, J. D., "J. Biomechanics", Vol. 20, 1987, pp. 499-509.
- [46] *Numerical Flow Studies in Human Carotid Bifurcations: Basic Discussion of the Geometric Factor in Atherogenesis*, Perktold, K., and Resch, M., J. Biomed. Eng., Vol. 12, 1990, pp. 111-123.
- [47] *A Numerical Analysis of Steady Flow in a Three-Dimensional Model of the Carotid Artery Bifurcation*, Rindt, C. C. M., van Steenhoven, A. A., Janssen, J. D., Reneman, R. S., and Segal, A., "J. Biomechanics, Vol. 23, 1990, pp. 461-473.
- [48] *Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation*, Ku, D. N., and Giddens, D. P., "Arteriosclerosis", Vol. 3, 1983, pp. 31-39.
- [49] *Analysis of the three-dimensional flow field in the carotid artery bifurcation*. Rindt, C. C. M. (1989), Ph.D. thesis, University of Technology, Eindhoven.
- [50] *The Aortic Valve*, Thubrikar, M. J. CRC-Press, 1990
- [51] *Non-Newtonian Blood Flow Simulation and Wall Shear Stress in an Arterial Bifurcation*, Perktold K., Proc. 2nd Int. Symp. on Biofluid Mechanics and Biotechnology, Munich, 1989
- [52] *Pulsative Non-Newtonian Flow Characteristics in a Three-Dimensional Human Carotid Bifurcation Model*, Perktold K., Resch M. and Florian H, ASME, 1991
- [53] *Three-dimensional numerical analysis of pulsatile flow and wall shear stress in the carotid artery bifurcation*, Perktold K., Resch M. and Peter R., j. Biomechanics Vol. 24, No 6, pp 409-420, 1991
- [55], *Effects of elastic property of the wall on flow characteristics through arterial stenoses Effects*, M.S. Moayeri, G.R. Zendehebudi Journal of Biomechanics 36 (2003)
- [56] *The influence of vessel wall elasticity and peripheral resistance on the carotid artery flow wave form: A CFD model compared to in vivo ultrasound*

measurements, N.M. Maurits, G.E. Loots, A.E.P. Veldman *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 427–436

[57] *Numerical analysis of pulsatile blood flow and vessel wall mechanics in different degrees of stenoses*, M.X. Li, J.J. Beech-Brandt, L.R. John, P.R. Hoskins, W.J. Easson, *Journal of Biomechanics* 40 (2007) 3715–3724

[58] *Oscillatory flow in a tube of time-dependent curvature*. S. L. Waters, T. J. Pedley, *Part 1. Perturbation to flow in a stationary curved tube*, *J. Fluid Mech.* (1999), vol. 383, pp. 327–352. Printed in the United Kingdom

[59] *The degree of nonlinearity and anisotropy of blood vessel elasticity*, J. Zhou, Y. C. Fung, *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* Vol. 94, pp. 14255–14260, December 1997
Engineering

[60] *Arterial permeability dynamics and vascular disease*, M.H. Friedman, D.L. Fry, *Atherosclerosis* 104 (1993) 189–194

[61] *Atheroma and arterial wall shear. Observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism for atherogenesis*. Caro CG, Fitz-Gerald JM & Schroter RC (1971). *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 177, 109–159.

[62] *Ansys help*

[63] *Effect of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel. Part1: Steady Flows*, Cho YI, Kensey KR.. *Biorheology*. 1991;28:241–262.

[64] *The Influence of the Non-Newtonian Properties of Blood on the Flow in Large Arteries: Unsteady Flow in a 90° Curved Tube*. Gijsen FJH, Allanic E, et al. *Journal of Biomechanics*. 1999, 32:705–713.

[65] *The Influence of the Non-Newtonian Properties of Blood on the Flow in Large Arteries: Steady Flow Fields in Carotid Bifurcation Model*. Gijsen FJH, Van de Vosse FN, et al. *Journal of Biomechanics*. 1999;32:601–608.

[66] *Computational Simulation of Microfluidics, Electrokinesis, and Particle Transport in Biological MEMS Devices*. Giridharan MG, Krishnamoorthy S, et al. *Proc. SPIE*. 1999, 3680: 150–160.

[67] *Modeling of Blood Flow in Simple Microchannels*, Tribotech D, Chang W, et al. *Technical Proceedings of the Fourth International Conference on Modeling and Simulation of Microsystems*; Hilton Head Island, NC. 2001. pp. 218–222.

- [68] *A Computer Simulation of the Non-Newtonian Blood Flow at the Aortic Bifurcation*. Lou Z, Yang WJ. *Journal of Biomechanics*. 1993;26:37–49.
- [69] *Hemodynamic Effects of the Geometric Dimensions of Graft Vessels in Coronary Artery Bypass Graft Models*. Dongsoo K, Hyuck MK, et al. *Journal of Korean Medical Sciences*. 1998, 13: 263–268.
- [70] *Relationship Between Power Law Coefficients and Major Blood Constituents Affecting the Whole Blood Viscosity*. Hussain MA, Kar S, et al. *Journal of Biosciences*.
- [71] *A critical review on blood flow in large arteries, relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions*, F. Yilmaz, M.Y. Gundogdu, Korea - Australia Rheology Journal, Vol. 20, No. 4, December 2008 pp. 197-211.
- [72] *Rheological Parameters for the Viscosity, Viscoelasticity and Thixotropy of Blood*, Thurston, G. B., *Biorheology*, Vol. 16, 1979, pp. 149-162.
- [73] *Fluent 6.3 Release Notes*, Fluent Inc., 2006
- [74] *Computational Methods for Fluid Dynamics*, J.Ferziger, M. Peric, 3rd ed. Springer, 2002
- [75] *Computational Fluid Dynamics*, T. Chung, Cambridge University Press, 2002
- [76] *Cardiovascular Mechanics Modeling and simulation of the circulatory system* Formaggia L., Quarteroni A. , Veneziani A., 2009
- [77] *Effect of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Flows in a Diseased Arterial Vessel*. Cho YI, Kensey KR. Part1: Steady Flows. *Biorheology*. 1991;28:241–262.
- [78] *A Computer Simulation of the Non-Newtonian Blood Flow at the Aortic Bifurcation*. Lou Z, Yang WJ.. *Journal of Biomechanics*. 1993; 26:37–49.
- [79] *The Rheology of Blood Flow in a Branched Arterial System*, Shewaferaw S. Shibeshi and William E. Collins. *Appl Rheol*. 2005; 15(6): 398–405.
- [80] *Effects of blood models on flows through a stenosis*. Panagiotis Neofytou and Dimitris Drikakis
- [82] A. J. Chorin. "Numerical solution of navier-stokes equations". *Mathematics of Computation*. 22. 745–762. 1968