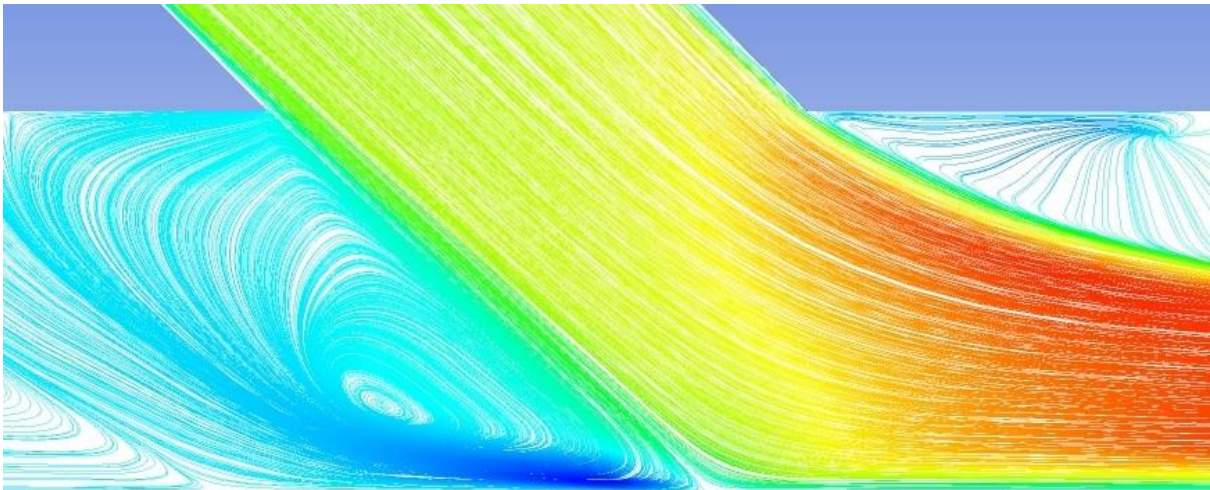




ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΔΥΤΙΚΗΣ ΕΛΛΑΔΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τ.Ε.

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΕΛΕΤΗ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΕΞΟΜΟΙΩΤΗ CFD ΣΕ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΜΟΝΙΜΗΣ ΚΑΙ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ



ΣΠΟΥΔΑΣΤΗΣ: ΠΑΡΙΣΣΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ ΑΜ: 6798

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΚΑΛΑΡΑΚΗΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ
ΛΕΚΤΟΡΑΣ

ΠΑΤΡΑ 2018

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε. του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Δυτικής Ελλάδας. Στόχος αυτής της πτυχιακής εργασίας είναι η προσομοίωση και μελέτη του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης αρτηρίας λαμβάνοντας υπ' όψιν την επίδραση της παρουσίας στένωσης. Η μελέτη θα γίνει υπολογιστικά με χρήση του προγράμματος εξομοίωσης (CFD) Ansys Fluent. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης θα συγκριθούν με τα πειραματικά αποτελέσματα που αναφέρονται στην πτυχιακή του Πολλάκη Ευάγγελου (ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.) και τη διπλωματική του Σακελλαρίδη Νικόλαου (Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών). Η υλοποίηση της έρευνας αυτής αναμένεται να συνεισφέρει στην περεταίρω κατανόηση του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης και της σχέσης του με την δημιουργία παθήσεων που ευθύνονται για την μείωση του χρόνου ζωής των αγγειακών μοσχευμάτων.

Αρχικά, ευχαριστώ θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κ. Καλαράκη Αλέξανδρο, για την βοήθεια του και την καθοδήγηση του στην συγγραφή της πτυχιακής μου εργασίας, όσο και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και μου ανέθεσε ένα τόσο υψηλού επιστημονικού επιπέδου θέμα. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Ρωμαίο Αλέξανδρο, Επιστημονικό Συνεργάτη του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε. του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Δυτικής Ελλάδας, για τις απαραίτητες συμβουλές του και την πολύτιμη βοήθειά του καθ' όλη την διάρκεια της πτυχιακής μου εργασίας και επιπλέον θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον κ. Σκούρα Ευγένιο, Επιστημονικό Συνεργάτη του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε. του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Δυτικής Ελλάδας, για την πολύτιμη βοήθεια του σε ότι αφορά το υπολογιστικό πρόγραμμα.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά την οικογένεια μου που με στήριξε ηθικά και υλικά καθόλη την διάρκεια των σπουδών μου, διότι δίχως αυτούς δεν θα είχα καταφέρει να φτάσω έως εδώ.

Υπεύθυνη Δήλωση Σπουδαστή: Ο κάτωθι υπογεγραμμένος σπουδαστής έχω επίγνωση των συνεπειών του Νόμου περί λογοκλοπής και δηλώνω υπεύθυνα ότι είμαι συγγραφέας αυτής της Πτυχιακής Εργασίας, έχω δε αναφέρει στην Βιβλιογραφία μου όλες τις πηγές τις οποίες χρησιμοποίησα και έλαβα ιδέες ή δεδομένα. Δηλώνω επίσης ότι, οποιοδήποτε στοιχείο ή κείμενο το οποίο έχω ενσωματώσει στην εργασία μου προερχόμενο από Βιβλία ή άλλες εργασίες ή το διαδίκτυο, γραμμένο ακριβώς ή παραφρασμένο, το έχω πλήρως αναγνωρίσει ως πνευματικό έργο άλλου συγγραφέα και έχω αναφέρει ανελλιπώς το όνομά του και την πηγή προέλευσης.

Ο σπουδαστής
Παναγιώτης Παρίσης

.....
(Υπογραφή)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Μια από τις κύριες μεθόδους χειρουργικής αντιμετώπισης της δημιουργίας στενώσεων σε αρτηριακά ή φλεβικά αγγεία είναι η παράκαμψη των στενώσεων και η αναστόμωση των αγγείων με μοσχεύματα αγγειακά ή τεχνητά, έτσι ώστε να αποκατασταθεί η ροή του αίματος. Η επιτυχία της μετεγχειρητικής πορείας του ασθενούς έχει αποδειχθεί ότι επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό και από τη μορφολογία του δημιουργούμενου αιμοδυναμικού πεδίου.

Η παρούσα πτυχιακή εργασία αφορά στην μελέτη του αιμοδυναμικού πεδίου σε μοντέλο αρτηρίας που προσομοιάζει την ανθρώπινη αορτή στην οποία έχει τοποθετηθεί αναστόμωση, με την μέθοδο end to side. Σκοπός μας η υπολογιστική μελέτη με χρήση του προγράμματος εξομοίωσης (CFD) Ansys Fluent. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης θα συγκριθούν με τα πειραματικά αποτελέσματα που αναφέρονται στην πτυχιακή του Πολλάκη Ευάγγελου (ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.) και τη διπλωματική του Σακελλαρίδη Νικόλαου (Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών). Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε μελέτη του ροϊκού πεδίου για διαφορετικούς λόγους παροχών αναστόμωσης/στένωσης σε μόνιμη ροη και για συγκεκριμένο λόγο παροχών σε παλμική ροή. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης ανέδειξαν τις κρίσιμες περιοχές του διαμορφούμενου αιμοδυναμικού πεδίου, όπως είναι οι δημιουργούμενες ζώνες ανακυκλοφορίας κατάντη της στένωσης καθώς και στην περιοχή της αναστόμωσης.

Στο πρώτο κεφάλαιο της εργασίας, περιγράφονται αναλυτικά τα μέρη του καρδιαγγειακού μας συστήματος, που είναι το περιβάλλον που δημιουργείται το πρόβλημα των στενώσεων, αναλύονται οι κυριότερες νόσοι όπως η στεφανιαία νόσος και η αθηροσκλήρυνση και επίσης εξηγείται τι είναι η αθηρωματική πλάκα και ποιες είναι οι αιτίες εμφάνισής της.

Στο δεύτερο κεφάλαιο αναλύονται κάποιες αρχές της μηχανικής των ρευστών, οι οποίες είναι απαραίτητες για να κατανοήσουμε του αιμοδυναμική πεδίο στην περιοχή της αρτηρίας και επίσης αναλύεται ο ρόλος των διατμητικών τάσεων που εμφανίζονται στο αιμοδυναμικό πεδίο της αρτηρίας.

Στο τρίτο κεφάλαιο περιγράφονται αναλυτικά οι βασικές αρχές του υπολογιστικού προγράμματος εξομοίωσης (CFD) Ansys Fluent, μέσω των οποίων πραγματοποιεί τις υπολογιστικές αναλύσεις.

Στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά ο σχεδιασμός της υπό μελέτη γεωμετρίας και η χωρική διακριτοποίηση της, όπως επίσης και η τελική επιλογή του υπολογιστικού πλέγματος που δημιουργήσαμε.

Στο πέμπτο κεφάλαιο περιγράφονται αναλυτικά τα βήματα που ακολουθήσαμε για την προσομοίωση της μόνιμης ροής αίματος στο μοντέλο της απογραμμένης αρτηρίας με την αναστόμωση που δημιουργήσαμε.

Στο έκτο κεφάλαιο περιγράφονται αναλυτικά τα διαφοροποιημένα βήματα που ακολουθήσαμε για να προσομοιώσουμε την παλμική ροή του αίματος στο μοντέλο της απογραμμένης αρτηρίας με την αναστόμωση που δημιουργήσαμε, όπως επίσης και ο τρόπος δημιουργίας της συνάρτησης της παλμικής ροής και ο τρόπος εισαγωγής της στο υπολογιστικό πρόγραμμα.

Στο έβδομο κεφάλαιο συγκρίναμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα με τα πειραματικά, καταλήξαμε στο βέλτιστο ροϊκό μοντέλο, βγάλαμε συμπεράσματα για τις κρίσιμες περιοχές στην αναστόμωση που πιθανότατα μας δημιουργούν προβλήματα και τέλος είδαμε πως διαμορφώνεται το ροϊκό πεδίο τόσο στη στένωση όσο και στην αναστόμωση για την περίπτωση της παλμικής ροής.

Από την παρούσα εργασία πολύ σημαντικό είναι ότι βγάλαμε χρήσιμα συμπεράσματα για τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε συγκρίνοντας τα με πειραματικές οπτικοποιήσεις, είδαμε ποιες περιοχές στην αναστόμωση είναι κρίσιμες και τέλος κάναμε προβλέψεις για το ποια προβλήματα μπορούν να αναπτυχθούν.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ	1
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ.....	3
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	3

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

1.1 ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ	7
1.2 ΚΑΡΔΙΑ & ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ	8
1.3 ΑΙΜΟΦΟΡΑ ΑΓΓΕΙΑ.....	9
1.4 ΑΟΡΤΗ.....	12
1.5 ΑΙΜΑ	13
1.6 ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΗ ΝΟΣΟΣ	15
1.7 ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΝΟΣΟΣ – ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΥΝΣΗ.....	16
1.8 ΟΙ ΚΥΡΙΟΙ ΤΡΟΠΟΙ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑΣ ΝΟΣΟΥ.....	20
1.9 Η ΑΟΡΤΟΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΠΑΡΑΚΑΜΨΗ (BY PASS)	23

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗ

2.1 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΥ ΚΑΙ ΙΞΩΔΕΣ	25
2.2 ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΗ ΤΑΣΗ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ WSS (WALL SHEAR STRESS).....	29
2.3 ΕΞΙΣΩΣΗ ΤΗΣ ΣΥΝΕΧΕΙΑΣ	31
2.4 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ (ΕΞΙΣΩΣΗ BERNOULLI)	32
2.5 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΟΡΜΗΣ (ΕΞΙΣΩΣΗ NAVIER-STOKES)	34
2.6 ΑΡΙΘΜΟΣ REYNOLDS	35

2.7 ΟΡΙΑΚΟ ΣΤΡΩΜΑ.....	35
2.8 ΝΟΜΟΣ ΤΟΥ POISEUILLE	38
2.9 ΑΠΟΚΟΛΛΗΣΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ	40
2.10 ΑΡΙΘΜΟΣ WOMERSLEY	42
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3	
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ FLUENT	
3.1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ	45
3.2 ΕΞΙΣΩΣΗ ΤΗΣ ΣΥΝΕΧΕΙΑΣ (MASS CONSERVATION EQUATION)	47
3.3 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΟΡΜΗΣ (MOMENTUM CONSERVATION EQUATION)	48
3.4 ΜΟΝΤΕΛΑ ΤΥΡΒΗΣ	48
3.4.1 k - ε RNG μοντέλο τύρβης.....	49
3.4.2 k - ω μοντέλο τύρβης	51
3.4.3 k - ω SST μοντέλο τύρβης	52
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ & ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ	
4.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ.....	55
4.2 ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ	58
4.3 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ (MESH GRID)	61
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	
ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΜΟΝΙΜΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ	
5.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	73
5.2 ΕΝΑΡΞΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ANSYS FLUENT	75
5.3 ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	76
5.4 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΟΝΑΔΩΝ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	77
5.5 ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	77
5.6 ΟΡΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΛΥΤΗ	78
5.7 ΟΡΙΣΜΟΣ ΡΟΪΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ.....	78
5.8 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΡΕΥΣΤΟΥ ΚΑΙ ΑΓΩΓΟΥ	80
5.9 ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ	82
5.10 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΕΠΙΛΥΣΗΣ	84
5.11 ΚΡΙΤΗΡΙΟ ΣΥΓΚΛΙΣΗΣ	85
5.12 ΑΡΧΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΛΥΤΗ.....	86
5.13 ΕΠΙΛΥΣΗ.....	86
5.14 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ	87

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΠΡΟΣΟΜΙΩΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ

6.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ – ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ	89
6.2 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΚΩΔΙΚΑ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ.....	91
6.3 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΩΔΙΚΑ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ	92
6.4 ΟΡΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΛΥΤΗ ΓΙΑ ΠΑΛΜΙΚΗ ΡΟΗ	93
6.5 ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ.....	93
6.6 ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΧΡΟΝΙΚΟ ΒΗΜΑ	94
6.7 ΕΠΙΛΥΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ	95
6.8 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ	96

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

7.1 ΜΟΝΙΜΟ ΠΕΔΙΟ ΡΟΗΣ	99
7.1.1 Επιλογή ροϊκού μοντέλου.....	99
7.1.2 Ροϊκές γραμμές για το μόνιμο πεδίο ροής	117
7.1.3 Εγκάρσιες τομές στον άξονα YZ	122
7.1.4 Κατανομή διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα της αρτηρίας.....	127
7.1.5 Αποτελέσματα στην κεντρική ροϊκή γραμμή.....	132
7.2 ΠΑΛΜΙΚΟ ΠΕΔΙΟ ΡΟΗΣ.....	140
7.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	146
ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΒΕΛΤΙΩΣΗ	147
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	149

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ

Η διάγνωση, η πρόληψη και η αντιμετώπιση σημαντικών ασθενειών με αποτέλεσμα ένα καλύτερο επίπεδο ζωής για τον άνθρωπο αποτελούν τον βασικότερο στόχο της βιοϊατρικής. Η βιοϊατρική τεχνολογία είναι η εφαρμογή των αρχών των θετικών επιστημών και των παραγώγων τους στην ανάλυση και την επίλυση προβλημάτων στους τομείς της ιατρικής και της βιολογίας. Ο όρος βιοϊατρική υπονοεί έμφαση στην ανάπτυξη τεχνολογίας για την διάγνωση και θεραπεία ασθενειών. Έτσι η μελέτη και προσομοίωση ροής αίματος σε πρότυπες αρτηρίες αποκτά μεγάλη σημασία για την εξαγωγή αποτελεσμάτων και συμπερασμάτων σε ερωτήματα που αφορούν την διάγνωση και την αντιμετώπιση καρδιακών παθήσεων.

Οι παθήσεις του καρδιαγγειακού και περιφερειακού συστήματος, αποτελούν μια από τις συχνότερες αιτίες θανάτου σε όλο τον κόσμο και αποτελούν αντικείμενο μελέτης και έρευνας από επιστήμονες. Η βασικότερη αιτία που οδηγεί σε καρδιακή ανεπάρκεια είναι η αθηροσκλήρωση η οποία θεωρείται ο πιο επικίνδυνος εχθρός της καρδιάς και των αρτηριών. Μπορεί επίσης να οδηγήσει σε εγκεφαλικό, ρήξη ανευρύσματος των αρτηριών και θρόμβωση. Η αθηροσκλήρωση είναι η προοδευτική πάχυνση του εσωτερικού χιτώνα των αγγείων, με τελική συνέπεια τη μικρή ή μεγάλη απόφραξη του αυλού του αγγείου που οφείλεται σε υπερβολική συσσώρευση αθηρωματικής πλάκας γύρω από το τοίχωμα της αρτηρίας. Η αθηρωματική πλάκα φράζει την αρτηρία και διαταράσσει τη ροή του αίματος προκαλώντας σοβαρές καρδιαγγειακές επιπλοκές. Γίνεται εύκολα λοιπόν αντιληπτό ότι οι καρδιαγγειακές επιπλοκές έχουν ως αποτέλεσμα μεταβολές στη ροή του αίματος του κυκλοφορικού συστήματος. Για τον λόγο αυτό είναι πολύ σημαντικό να πραγματοποιούνται μελέτες με αντικείμενο την ροή του αίματος σε αρτηρίες με σκοπό την θεραπεία των καρδιακών ασθενειών.

Η ραγδαία τεχνολογική ανάπτυξη βοήθησε και στον τομέα της βιοϊατρικής καθώς έχουν δημιουργηθεί υπολογιστικά προγράμματα τα οποία έχουν την δυνατότητα να μελετούν την ρευστοδυναμική συμπεριφορά του αίματος και να εξάγουν συμπεράσματα για την κατάσταση του καρδιαγγειακού συστήματος ενός ανθρώπου.

Υπάρχουν διάφοροι τρόποι αντιμετώπισης των καρδιαγγειακών παθήσεων ανάλογα με την κάθε περίπτωση. Μία κύρια μέθοδος χειρουργικής αντιμετώπισης των αποφραγμένων αγγείων είναι η παράκαμψή τους και η αναστόμωση τους με μοσχεύματα τεχνητά ή αγγειακά με στόχο την αποκατάσταση της ροής του αίματος. Έχει παρατηρηθεί μετεγχειρητικά ένα αρκετά μεγάλο ποσοστό αστοχίας των επεμβάσεων αυτών (by pass) η οποία σχετίζεται με την μακροβιότητα των

μοσχευμάτων αναστόμωσης. Τα κύρια αίτια που έχουν παρατηρηθεί για την εμφάνιση ασθενειών στην περιοχή της αναστόμωσης είναι οι χειρουργικοί τραυματισμοί, η ασυμβατότητα υλικών και η μη φυσιολογική διαμόρφωση του αιμοδυναμικού πεδίου.

Υψηλές ταχύτητες, περιοχές στασιμότητας, ζώνες ανακυκλοφορίας είναι βασικοί παράγοντες δημιουργίας διατμητικών τάσεων οι οποίες είναι αιτία δημιουργίας αθηρωματικής πλάκας με αποτέλεσμα την μακροχρόνια στένωση των αγγειακών μοσχευμάτων μειώνοντας δραματικά τον χρόνο ζωής τους. Επίσης η μη φυσιολογική ροή του αίματος στα αγγεία και η παρουσία των διατμητικών τάσεων εμφανίζουν υπενδοθηλιακή υπερπλασία, καταστρέφουν δηλαδή τα αγγεία στην πάσχουσα περιοχή οδηγώντας στην αστοχία των χειρουργικών επεμβάσεων.

Σήμερα ο τρόπος εφαρμογής του μοσχεύματος βασίζεται στην προσωπική εμπειρία του χειρουργού και όχι στην αναλυτική γνώση του πεδίου της αναστόμωσης. Κατανοώντας τους παράγοντες που επηρεάζουν το ροϊκό πεδίο στις περιοχές αυτές θα διορθώσουμε τυχόν λάθη και σφάλματα της χειρουργικής διαδικασίας επιτυγχάνοντας την μείωση του ποσοστού αστοχίας.

Έχουν πραγματοποιηθεί πολλές μελέτες οι οποίες ασχολούνται με την μελέτη της επίδρασης των γεωμετρικών παραμέτρων στην διαμόρφωση του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης. Οι περισσότερες από αυτές αφορούν υπολογιστικές μελέτες ρευστοδυναμικής (CFD), ενώ αυτές που ασχολούνται με την πειραματική διερεύνηση μελετούν την περιοχή της αναστόμωσης ως μια απλή περίπτωση διακλάδωσης αγωγών των οποίων οι ροές αλληλοεπιδρούν χωρίς να λαμβάνουν υπ' όψιν την επίδραση της παρουσίας στένωσης η οποία διαμορφώνει ένα σύνθετο ροϊκό πεδίο.

Στην παρούσα πτυχιακή θα μελετήσουμε το αιμοδυναμικό πεδίο στην περιοχή της αναστόμωσης αρτηρίας λαμβάνοντας υπ' όψιν την επίδραση της παρουσίας στένωσης. Η μελέτη θα γίνει υπολογιστικά με χρήση του προγράμματος εξομοίωσης (CFD) Ansys Fluent. Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης θα συγκριθούν με τα πειραματικά αποτελέσματα που αναφέρονται στην πτυχιακή του Πολλάκη Ευάγγελου (ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.) και τη διπλωματική του Σακελλαρίδη Νικόλαου (Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών).

Η πειραματική διερεύνηση του ροϊκού πεδίου πραγματοποιήθηκε με οπτικοποίηση του αιμοδυναμικού πεδίου σε συνθήκες μόνιμης και παλμικής ροής. Έτσι στην υπολογιστική μας μελέτη θα προσομοιάσουμε την πειραματική διερεύνηση και γνωρίζοντας τα πειραματικά αποτελέσματα θα δούμε κατά ποσό μια υπολογιστική προσομοίωση μπορεί να προσεγγίσει την πραγματικότητα.

Η υλοποίηση της έρευνας αυτής αναμένεται να συνεισφέρει στην περεταίρω κατανόηση του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης και της σχέσης του με την δημιουργία παθήσεων που ευθύνονται για την μείωση του χρόνου ζωής των αγγειακών μοσχευμάτων.

ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ

Η Υπολογιστική Ρευστοδυναμική (Computational Fluid Dynamics ή CFD) είναι μία μέθοδος πρόβλεψης της συμπεριφοράς των ρευστών που βασίζεται στη χρήση αριθμητικών μεθόδων και αλγορίθμων για την επίλυση προβλημάτων που περιλαμβάνουν ροές ρευστών. Γίνεται χρήση υπολογιστών για την προσομοίωση της συμπεριφοράς των ρευστών αξιοποιώντας τις εξισώσεις συνέχειας και ορμής (εξισώσεις Navier - Stokes) καθώς και την εξίσωση διατήρησης της ενέργειας, σε γεωμετρίες με οριακές συνθήκες που ορίζονται από το υπό μελέτη πρόβλημα και καθορίζονται από τον χρήστη.

Η Υπολογιστική Ρευστοδυναμική (CFD) αποτελεί αποτελεσματικό και εύχρηστο εργαλείο του μηχανικού, καθώς προσομοιάζει την συμπεριφορά των ρευστών και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη της επίδρασης διαφόρων παραμέτρων όπως τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, οι ιδιότητες του ρευστού, οι οριακές συνθήκες, καθώς και τα χαρακτηριστικά της ροής (κατανομή ταχύτητας, πτώση πίεσης, μεταφορά θερμότητας, μεταφορά μάζας κτλ.).

Οι εφαρμογές της υπολογιστικής ρευστοδυναμικής έχουν ένα τεράστιο εύρος σε πολλούς τομείς, όπως σε στροβιλομηχανές και ανεμογεννήτριες, στη ναυπηγική με κινούμενη διεπιφάνεια υγρού-αέρα (moving interface), στην χύτευση πλαστικού, στην αυτοκινητοβιομηχανία, στην αεροναυπηγική, στην επιστήμη των καιρικών συνθηκών, σε έργα πολιτικού μηχανικού, σε ωκεανογραφία αλλά και σε μη κλασικές εφαρμογές όπως στην ιατρική για την ροή του αίματος.

Στον κλάδο της ιατρικής, η πρόβλεψη μελλοντικών καταστάσεων, όπως για παράδειγμα, η δυνατότητα μιας θεραπείας για την επαναφορά της ροής του αίματος σε φυσιολογικές καταστάσεις ή η λειτουργία μιας συσκευής εμφυτευμένης στο καρδιαγγειακό σύστημα, απαιτεί μια διαδικασία για την προσομοίωση της φυσιολογικής λειτουργίας και ανατομίας, επιπροσθέτως των διαγνωστικών απεικονιστικών διατάξεων που ορίζουν την ανατομία του κάθε ασθενούς. Για τον λόγο αυτό απαιτείται η ανάπτυξη εργαλείων προσομοίωσης.

Στην περίπτωση του καρδιαγγειακού συστήματος, η προσομοίωση της φυσιολογικής λειτουργίας περιλαμβάνει την μοντελοποίηση της πολύπλοκης μηχανικής συμπεριφοράς του αίματος. Ωστόσο, υπάρχει πλέον υψηλή γνώση της σχετικής μοντελοποίησης που αφορά την ροή του αίματος εντός του καρδιαγγειακού συστήματος. Οι αιμοδυναμικές ή ρευστομηχανικές συνθήκες του αίματος, όπως η ταχύτητα, η διαμητική τάση και η πίεση παίζουν σημαντικό ρόλο στην διαμόρφωση της αγγειακής προσαρμογής και της εντόπισης των αγγειακών ασθενειών. Για τον λόγο αυτό τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί έντονη ερευνητική προσπάθεια για την μοντελοποίηση και προσομοίωση της ανθρώπινης ανατομίας και φυσιολογίας, εξετάζοντας υποθέσεις και μελετώντας τον ρόλο της αιμοδυναμικής.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Η λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος εξυπηρετεί την μεταφορά θρεπτικών ουσιών και αποβλήτων στο σώμα. Η καρδιά μεταφέρει το αίμα μέσω ενός

πολύπλοκου δικτύου αγωγών. Οι αρτηρίες προσαρμόζουν την γεωμετρία τους (διαστελλόμενες ή συστελλόμενες) στις μεταβαλλόμενες συνθήκες ροής και πίεσης προσαρμοζόμενες στις αιμοδυναμικές απαιτήσεις με αποτέλεσμα να μην μπορούν να θεωρηθούν παθητικοί αγωγοί.

Η ροή του αίματος τόσο υπό φυσιολογικές συνθήκες όσο και υπό συνθήκες νόσου αποτελούν ένα σημαντικό πεδίο έρευνας και πολλοί ερευνητές έχουν συμβάλει με την μελέτη τους στα πεδία τόσο της ροής σε αρτηρίες υπό κανονικές συνθήκες όσο και με την παρουσία στενώσεων ή και διακλαδώσεων.

Η ροή του αίματος και η πίεση είναι μη μόνιμες, κυκλικά μεταβαλλόμενες χρονικές συναρτήσεις, λόγω της λειτουργίας του αντλητικού καρδιακού μηχανισμού και έχουν χαρακτηριστικές παλμικές κατανομές που μεταβάλλονται στις διάφορες θέσεις του αρτηριακού συστήματος (Ku et al. 1997). Η ροή που δημιουργεί η καρδιά είναι μεταβαλλόμενη και φτάνει στο μηδέν όταν η αορτική βαλβίδα είναι κλειστή. Σαν αποτέλεσμα αυτής της λειτουργίας η ροή του αίματος στις αρτηρίες φτάνει στο μηδέν ή και αναστρέφεται σε ορισμένες αρτηρίες με μεγάλη αντίσταση στον απόρρο της ροής τους, ενώ η σχετική πίεση παρότι είναι παλμική δεν πέφτει στο μηδέν. Σε άλλες αρτηρίες (εσωτερική καρωτίδα, νεφρική) η ροή είναι πιο ομοιόμορφη.

Σε περίπτωση που μια αρτηρία υποστεί στένωση, έχουν αναπτυχθεί κάποιες τεχνικές χειρουργικής αντιμετώπισης του εν λόγω προβλήματος. Οι βασικές τεχνικές που έχουν αναπτυχθεί για την αντιμετώπιση του φαινομένου της δημιουργίας στενώσεων στον άνθρωπο έχουν αναπτυχθεί μετά από χρόνια μελετών οι οποίες αφορούν σε όλο το φάσμα της δημιουργίας των στενώσεων, από τη φάση της αρχής σχηματισμού τους έως και το σημείο όπου η στένωση έχει προχωρήσει τόσο ώστε να προκαλέσει στον ασθενή σοβαρό καρδιακό επεισόδιο. Η χειρουργική αντιμετώπιση των στενώσεων που δημιουργούνται στις αρτηρίες αφορά κυρίως αγγειοπλαστικές μεθόδους όπως το “μπαλονάκι”, ή ενδοαυλικές προθέσεις ή ενδοαγγειακή τοποθέτηση υπενδεδυμένων ενδαυλικών ναρθήκων (stents) ή παράκαμψη των στενώσεων με αγγειακά μοσχεύματα (by pass).

Για τις περιπτώσεις όπου η στένωση παρουσιάζει υψηλά ποσοστά απόφραξης (>75%) του αυλού της αρτηρίας, προτιμάται η μέθοδος παράκαμψης της στένωσης και η αναστόμωση του πάσχοντος αγγείου με άλλα υγιή αγγειακά ή τεχνητά μοσχεύματα τα οποία επαναφέρουν την αιμάτωση του και εν τέλει την αποκατάσταση της ομαλής λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος της καρδιάς.

Παρόλα αυτά, μετεγχειρητικά έχει παρατηρηθεί ένα αρκετά υψηλό ποσοστό αστοχίας των συγκεκριμένων επεμβάσεων παράκαμψης αποφραγμένων αγγείων η οποία σχετίζεται με τη μακροβιότητα των μοσχευμάτων αναστόμωσης (χαρακτηριστικό είναι το ποσοστό για την παράκαμψη της στεφανιαίας αρτηρίας, 26%). Τα κύρια αίτια για την εμφάνιση ασθενειών στην περιοχή της συρραφής μοσχεύματος-αποφραγμένου αγγείου είναι οι χειρουργικοί τραυματισμοί (Loth et al. 2002), η ασυμβατότητα των υλικών (Bassiouny et al. 1992 και Wieslander et al. 1984) και η μη φυσιολογική διαμόρφωση του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης (Longest και Kleinstreuer et al. 2003). Μεταξύ των κυριότερων προβλημάτων που έχουν παρατηρηθεί στην μετεγχειρητική εξέλιξη των μοσχευμάτων είναι η εμφάνιση υπενδοθηλιακής υπερπλασίας ή θρομβώσεων στην περιοχή της αναστόμωσης, παθήσεων οι οποίες επιφέρουν τη μακροχρόνια στένωση των αγγειακών μοσχευμάτων και εν τέλει την αστοχία τους. Η διεύρυνση της χρήσης της μεθόδου παράκαμψης αποφραγμένων αγγείων έχει φέρει στο προσκήνιο το ερευνητικό

ενδιαφέρον σχετικά με το προσδόκιμο της αποτελεσματικότητας της (χρόνος “ζωής” του αγγειακού μοσχεύματος) αλλά και την ανάδειξη παραμέτρων οι οποίες κάνουν περίπλοκη την επιλογή της τεχνικής αναστόμωσης των αγγείων.

Εστιάζοντας στη μελέτη του αιμοδυναμικού πεδίου, προκύπτουν αρκετές παράμετροι οι οποίες σχετίζονται κυρίως με την επίδραση της γεωμετρίας αναστόμωσης και φαίνεται να παίζουν σημαντικό ρόλο στη μακροχρόνια διαμόρφωση του μοσχεύματος.

Η υπενδοθηλιακή υπερπλασία, δηλαδή η επιταχυνόμενη πάχυνση των μυϊκών κύτταρων και του έσω χιτώνα του αγγείου είναι μια από τις κύριες αιτίες για την μακροπρόθεσμη αστοχία των αγγειακών μοσχευμάτων τα οποία χρησιμοποιούνται για την αναστόμωση αποφραγμένων αρτηριών όταν η τεχνική αναστόμωσης αφορά την πλευρική σύνδεση της απόληξης του μοσχεύματος με την αποφραγμένη αρτηρία (end to side anastomosis), (Imparato et al. 1972, Echave et al. 1979, LoGerfo et al. 1983 και Kohler et al. 1991). Οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στο αιμοδυναμικό πεδίο επηρεάζουν την αναμόρφωση των αιμοφόρων αγγείων (Ku et al. 1997) και αρκετές μελέτες έχουν γίνει για την καλύτερη κατανόηση της σχέσης μεταξύ της επίδρασης των δυνάμεων αυτών στα τοιχώματα των αγγείων με την εμφάνιση της υπενδοθηλιακής υπερπλασίας στα αγγειακά μοσχεύματα (Bassiouny et al. 1992, Fillinger et al. 1990, Giordana et al. 2005, Keynton et al. 2001, Loth et al. 2002, Rittgers et al. 1978 και Sottiurai et al. 1989). Τα αποτελέσματα των συγκεκριμένων μελετών καταδεικνύουν ότι οι επιπτώσεις της δημιουργίας διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα (Wall Shear Stress), συμβάλουν στην τοπολογία της εμφάνισης της υπενδοθηλιακής υπερπλασίας μιας και έχει αποδειχθεί ότι οι αρτηρίες προσαρμόζουν τη γεωμετρία τους ώστε να διατηρούν σταθερά επίπεδα διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα τους (Kamiya και Togawa et al. 1980 και Zarins et al. 1987).

Παρόλα αυτά, για την περίπτωση της end to side αναστόμωσης, λιγότερο κατανοητή είναι η συσχέτιση της εμφάνισης υπενδοθηλιακής υπερπλασίας με τα μοτίβα διατμητικών τάσεων που αναπτύσσονται στα τοιχώματα των αρτηριών λόγω της πολυπλοκότητας που εμφανίζουν στη γεωμετρία τους. Αυτό οφείλεται στο σύνθετο αιμοδυναμικό πεδίο στην περιοχή της αναστόμωσης, το οποίο χαρακτηρίζεται από τη δημιουργία στροβιλωδών δομών λόγω αποκόλλησης των ζωνών ανακυκλοφορίας και των στάσιμων περιοχών (ζώνες με μεγάλο χρόνο παραμονής σωματιδίων), η αλληλεπίδραση των οποίων σχετίζεται με την ανάπτυξη της υπενδοθηλιακής υπερπλασίας. Χαρακτηριστικό μέγεθος για τη διάγνωση των παραγόντων που οδηγούν στην απόφραξη του αγγειακού μοσχεύματος αποτελεί η χαμηλή τιμή των διατμητικών τάσεων στην περιοχή της αναστόμωσης αλλά και η υψηλή βαθμίδα τους. Αντίθετα η παρουσία απροσδόκητα υψηλών τιμών διατμητικών τάσεων έχει συνδεθεί με τη δημιουργία πρόωρων θρομβώσεων και την αστοχία του μοσχεύματος, γεγονός το οποίο εν πολλοίς σχετίζεται με την υποδιαστασιολόγηση του αγγειακού μοσχεύματος (Loth et al. 2008).

Βασικοί παράμετροι που επηρεάζουν το αιμοδυναμικό πεδίο στην περιοχή της αναστόμωσης είναι η γωνία (Keynton et al. 1991, Giordana et al. 2005, Politis et al. 2007 και Sui et al. 2008) και το επίπεδο εισδοχής του μοσχεύματος (έκκεντρη αναστόμωση) (Sun et al. 2008), η σχετική θέση της αναστόμωσης ως προς τη στένωση της αρτηρίας (Politis et al. 2008) αλλά και ο λόγος διαμέτρων μοσχεύματος/αρτηρίας (Sui et al. 2008). Η επιλογή συγκεκριμένων μοτίβων αναστόμωσης παρουσιάζει αρκετή συνθετότητα ως προς την επίδραση που έχει ο κάθε προαναφερθείς

παράγοντας στο τοπικό αιμοδυναμικό πεδίο αλλά και ως προς την χειρουργική εφικτότητα της κάθε προτεινόμενης λύσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ

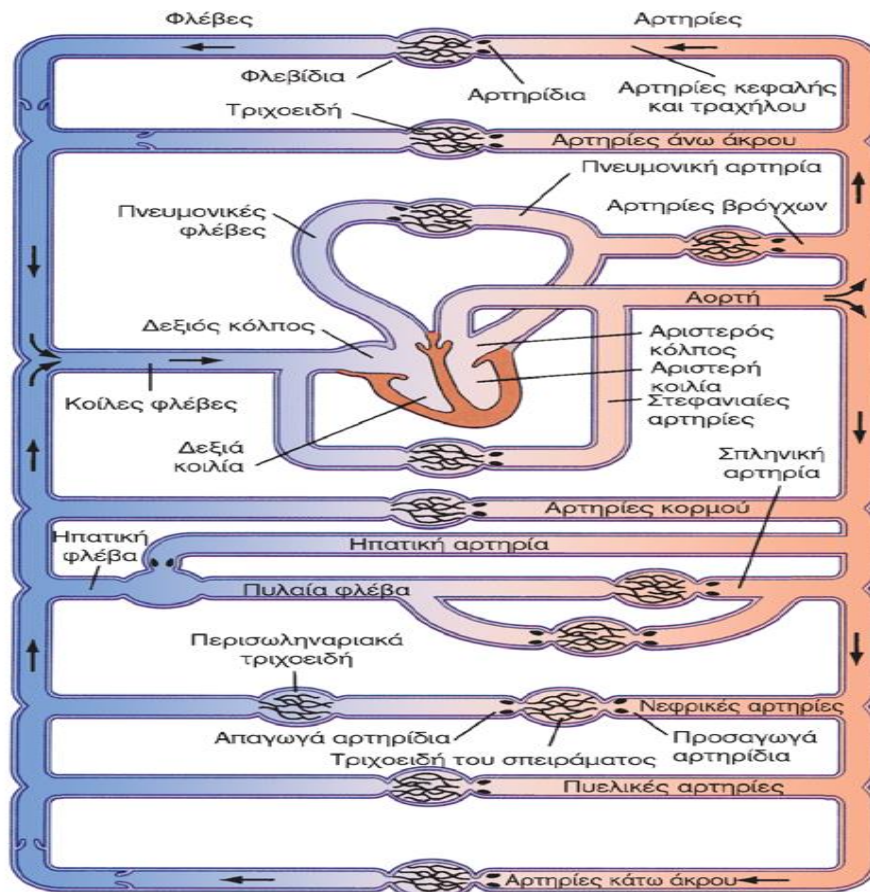
1.1 ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Το κυκλοφοριακό σύστημα αποτελείται από ένα σύνολο συνδεδεμένων κοιλοτήτων και αγωγών μέσω των οποίων διακινείται κυρίως το αίμα και η λέμφος. Έτσι το κυκλοφοριακό σύστημα διακρίνεται σε δύο μέρη. Το πρώτο μέρος είναι το καρδιαγγειακό σύστημα και δεύτερο το λεμφικό σύστημα.

Το καρδιαγγειακό σύστημα αποτελείται από την καρδιά, η οποία είναι η κινητήρια αντλία, και από ένα κλειστό σύστημα αγωγών, των λεγόμενων αγγείων μέσω των οποίων το αίμα κυκλοφορεί κυκλικά, δηλαδή επανέρχεται περιοδικά στο αρχικό του σημείο από όπου ξεκίνησε.

Το καρδιαγγειακό σύστημα διακρίνεται σε δυο μέρη. Το πρώτο μέρος είναι η πνευμονική ή κεντρική κυκλοφορία, κατά την οποία το αίμα μεταφέρεται από την δεξιά κοιλία της καρδιάς μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες, όπου εκεί τελείται η διαδικασία ανταλλαγής αερίων του αναπνευστικού συστήματος και στη συνέχεια επιστρέφει με τις πνευμονικές φλέβες στον αριστερό κόλπο της καρδιάς. Το δεύτερο μέρος είναι η συστηματική ή περιφερική κυκλοφορία, κατά την οποία το αίμα παρέχεται σε όλους τους ιστούς του σώματος μέσω της αορτής και των κλάδων της. Τέλος το αίμα επιστρέφει στην καρδιά με την άνω και κάτω κοίλη φλέβα, όπως επίσης και με τις καρδιακές φλέβες.

Τα δυο αυτά μέρη του καρδιαγγειακού συστήματος αποτελούνται από το αρτηριακό σύστημα, από τα τριχοειδή αγγεία και από το φλεβικό σύστημα. Οι αρτηρίες και τα αρτηρίδια λειτουργούν ως ένα σύστημα διανομής αίματος στους ιστούς, τα τριχοειδή αγγεία εξυπηρετούν στην ανταλλαγή ουσιών και οι φλέβες και τα φλεβίδια λειτουργούν ως ένα σύστημα συλλογής και αποθήκευσης το οποίο επιστρέφει το αίμα στην καρδιά.



Εικόνα 1.1: Καρδιαγγειακό σύστημα [ΕΒ-15]

1.2 ΚΑΡΔΙΑ & ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ

Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που λειτουργεί σαν μια φυσική αντλία η οποία δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες στις οποίες βρίσκεται σε χαμηλή πίεση και το ωθεί προς τις αρτηρίες με υψηλή πίεση.

Η καρδιά βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο πνεύμονες. Το σχήμα της καρδιάς παρομοιάζει με το σχήμα κώνου. Η καρδιά περιβάλλεται από ένα υμένα από δύο φύλλα, το περικάρδιο, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια λεπτή μεμβράνη, το ενδοκάρδιο. Ανάμεσα στο περικάρδιο και ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται μυοκάρδιο και αποτελείται από δυνατές μυϊκές ίνες.

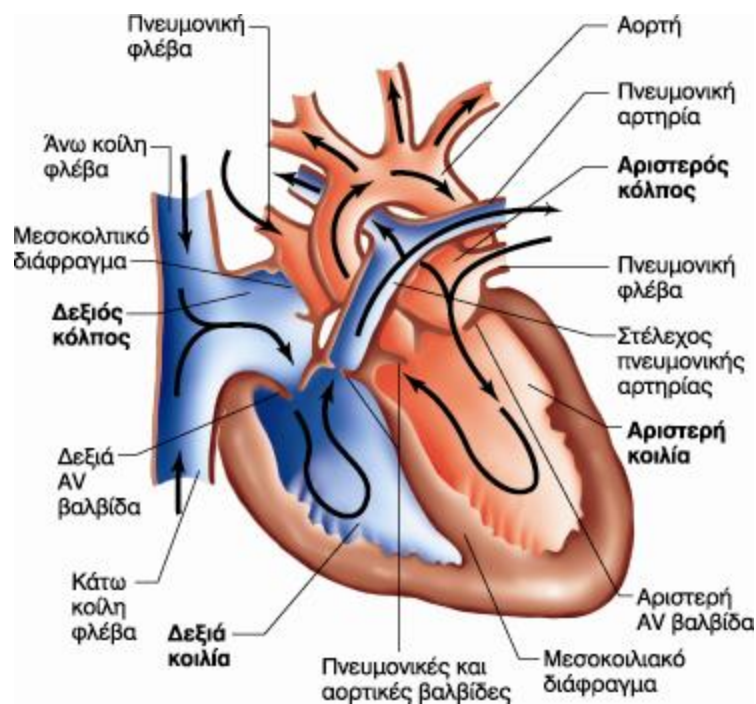
Η καρδιά αποτελείται από τέσσερις μυώδεις κοιλότητες, δύο πάνω με λεπτά τοιχώματα τα οποία ονομάζονται κόλποι και δύο κάτω με παχύτερα τοιχώματα που ονομάζονται κοιλίες. Ο δεξιός κόλπος της καρδιάς δέχεται το αίμα από όλα τα μέρη του σώματος μέσω των μεγάλων φλεβών, το προωθεί στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική κυκλοφορία με στόχο την οξυγόνωσή του. Στη συνέχεια, το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα προωθείται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην

αριστερή κοιλία. Η τελευταία αποτελεί το πιο «δυνατό» και σημαντικό τμήμα του μυοκαρδίου γιατί με τη συστολή της προωθεί το οξυγονωμένο πλέον αίμα σε όλο το σώμα, μέσω της αορτής και των μεγάλων αρτηριών.

Η καρδιά διαθέτει τέσσερις βαλβίδες που χρησιμεύουν στο να επιτρέπουν την διόδο του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση και να εμποδίζουν την παλινδρόμησή του κατά τη διάρκεια της καρδιακής συστολής.

Αυτές οι βαλβίδες είναι:

- Η τριγλώχινα μεταξύ δεξιού κόλπου και δεξιάς κοιλίας
- Η πνευμονική μεταξύ δεξιάς κοιλίας και πνευμονικής αρτηρίας
- Η μιτροειδής ή διγλώχινα μεταξύ αριστερού κόλπου και αριστερής κοιλίας
- Η αορτική μεταξύ αριστερής κοιλίας και αορτής



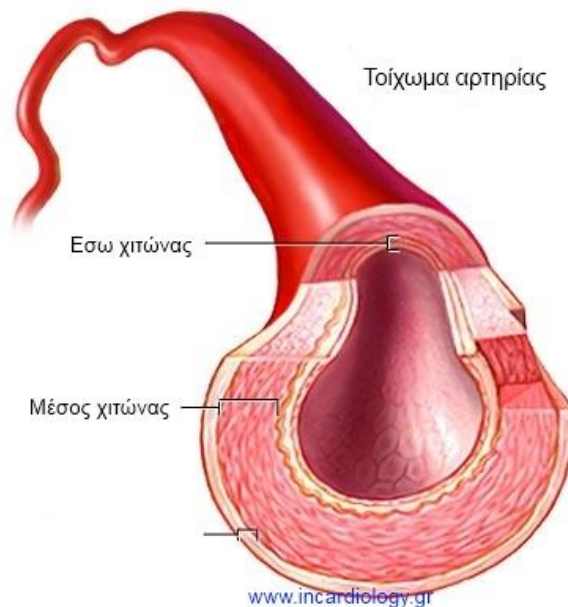
Εικόνα 1.2: Καρδιά [EB-15]

1.3 ΑΙΜΟΦΟΡΑ ΑΓΓΕΙΑ

Το αίμα για να φθάσει σε κάθε τμήμα του οργανισμού μας, ρέει μέσα σε ειδικούς σωλήνες που ονομάζονται αγγεία. Τα αγγεία τα οποία ξεκινούν από την καρδιά και κατευθύνονται στην περιφέρεια ονομάζονται αρτηρίες. Εκείνα τα οποία ακολουθούν αντίθετη κατεύθυνση, δηλαδή από την περιφέρεια προς την καρδιά, ονομάζονται φλέβες.

Όπως προαναφέραμε στο κυκλοφορικό σύστημα περιλαμβάνονται τρία είδη αγγείων. Οι αρτηρίες (και τα αρτηρίδια), που μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά προς την περιφέρεια, τα τριχοειδή αγγεία, που επιτρέπουν την ανταλλαγή ουσιών με τους ιστούς, και οι φλέβες (και τα φλεβίδια), που επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά. Τα τριχοειδή αγγεία παρεμβάλλονται μεταξύ αρτηριών και φλεβών.

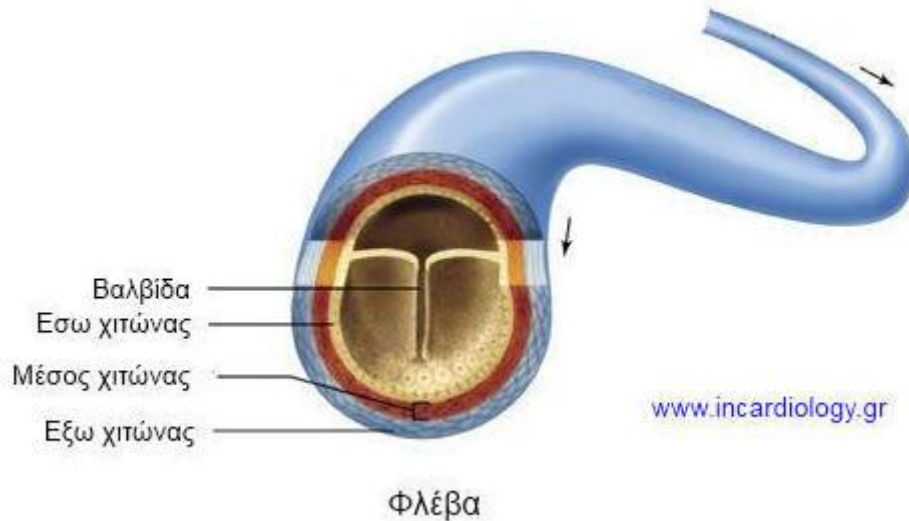
Οι αρτηρίες έχουν παχύτερα τοιχώματα και μικρότερη εσωτερική διάμετρο από τις φλέβες και περισσότερο μυϊκό ιστό. Το αίμα διοχετεύεται στις αρτηρίες με κάθε συστολή των κοιλιών της καρδιάς. Κάθε φορά που διοχετεύεται μία ποσότητα αίματος στις αρτηρίες, τα τοιχώματά τους διευρύνονται με την πίεση του εισερχόμενου αίματος και η διεύρυνση αυτή ονομάζεται σφυγμός. Κάθε παλμός της καρδιάς προκαλεί ένα σφυγμό στις αρτηρίες, με αποτέλεσμα να έχουν τον ίδιο ρυθμό οι σφυγμοί των αρτηριών και οι παλμοί της καρδιάς. Ο σφυγμός αυτός ανιχνεύεται στον καρπό του χεριού, καθώς και σε άλλα σημεία του σώματος.



Εικόνα 1.3: Αρτηρία [I-1]

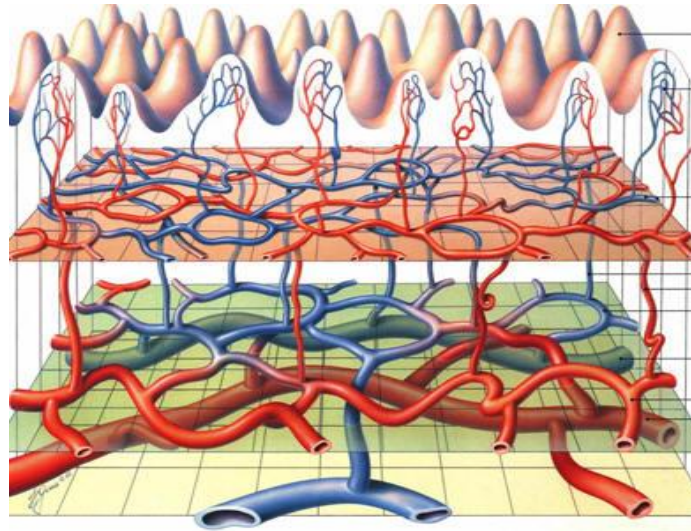
Οι φλέβες είναι περισσότερες των αρτηριών και δεν εμφανίζουν σφυγμό. Στο εσωτερικό τους έχουν βαλβίδες, που επιτρέπουν μονόδρομη πορεία στο αίμα, ώστε να οδεύει αναγκαστικά προς την καρδιά. Τα φλεβίδια είναι μικρές φλέβες, οι οποίες συνενωμένες σε μεγαλύτερα στελέχη, τις φλέβες, επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά. Ανά πάσα στιγμή, περισσότερο από τα 2/3 της συνολικής ποσότητας αίματος βρίσκεται στις φλέβες και στα φλεβίδια. Με τον τρόπο αυτό οι φλέβες λειτουργούν σαν δεξαμενές αίματος. Στις φλέβες επικρατεί πολύ χαμηλότερη πίεση απ' ότι στις αρτηρίες. Για τον λόγο αυτό τα τοιχώματα των φλεβών είναι λεπτότερα. Μια ιδιαιτερότητα όμως έχουν, κυρίως οι φλέβες του τοιχώματος του κορμού και των κάτω άκρων, καθώς διαθέτουν μηννοειδείς βαλβίδες. Στο ενδοθήλιο - το εσωτερικό στρώμα των αγγείων - βρίσκονται σε δύο αντίθετες πλευρές σχηματισμοί που μοιάζουν σαν εκκολπώματα. Τα εκκολπώματα αυτά λειτουργούν σαν βαλβίδες. Όταν ρέει το αίμα προς την καρδιά,

εφάπτονται στο τοίχωμα του αγγείου και αφήνουν το αίμα να περνά ελεύθερο. Όταν όμως το αίμα ρέει «ανάποδα», τα εκκολπώματα ανοίγουν και φράζουν το δρόμο.



Εικόνα 1.4: Φλέβα [1-2]

Οι αρτηρίες, όταν φθάνουν στην περιφέρεια του ανθρώπινου σώματος, δηλαδή στους μύες, το δέρμα και σε όλα τα όργανα, διακλαδίζονται σε ολοένα μικρότερες αρτηρίες, ωστόσο η διάμετρός τους γίνεται μικροσκοπική. Σε αυτό το σημείο ακριβώς συντελείται η ανταλλαγή μεταξύ του αίματος και των κυττάρων. Τα μικροσκοπικά αυτά αγγεία ονομάζονται τριχοειδή και σχηματίζουν μέσα στα διάφορα όργανα και ιστούς ένα εκτεταμένο δίκτυο. Τα τριχοειδή αγγεία συμβάλλουν σε μικρές φλέβες οι οποίες λίγο-λίγο ενώνονται ή μία με την άλλη σε όλο μεγαλύτερες φλέβες και επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά. Είναι τα πολυπληθέστερα και λεπτότερα αιμοφόρα αγγεία με εσωτερική διάμετρο όση περίπου κι ένα ερυθρό αιμοσφαίριο (7 μm), που σημαίνει ότι μόνο ένα ερυθρό αιμοσφαίριο χωράει να περάσει μέσα απ' αυτά. Τα τριχοειδή παρεμβάλλονται μεταξύ αρτηριών και φλεβών, έχουν δε έναν πολύ σημαντικό ρόλο στη λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος και του οργανισμού γενικότερα. Μέσω των τοιχωμάτων τους, τα οποία συνίστανται από ένα μονόστιβο στρώμα επιθηλιακών κυττάρων, το ενδοθήλιο, γίνεται η ανταλλαγή των ουσιών ανάμεσα στο αίμα και στους ιστούς, καθώς και η ανταλλαγή, με παθητική διάχυση, του οξυγόνου και του διοξειδίου του άνθρακα.



Εικόνα 1.5: Τριχοειδή αγγεία [1-2]

1.4 ΑΟΡΤΗ

Η αορτή είναι η κυριότερη και μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος. Αρχίζει από την αριστερή κοιλιά της καρδιάς και είναι η πρώτη αρτηρία που συναντά το αίμα καθώς εξέρχεται από την καρδιά. Μέσω της αορτής και των διάφορων κλάδων της το αίμα διοχετεύεται σε όλο τον οργανισμό καθώς ακολουθεί την πορεία του σύμφωνα με την συστηματική ή περιφερική κυκλοφορία που προαναφέραμε.

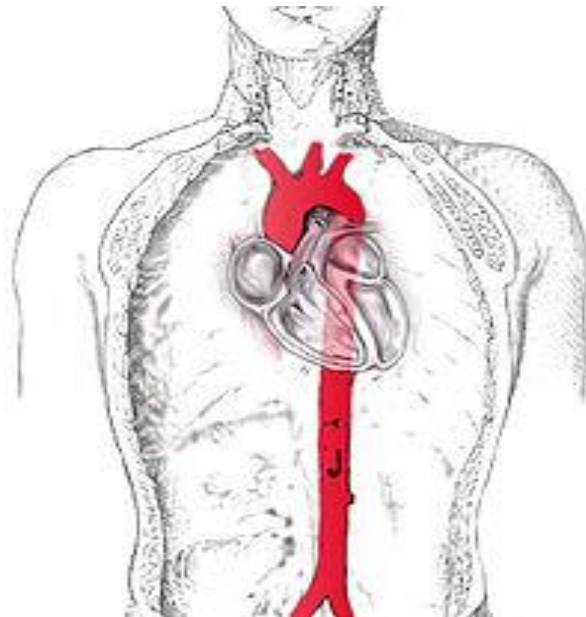
Η αορτή είναι ένας μεγάλος ελαστικός αγωγός με διάμετρο περίπου 25 mm και μήκος 6 cm μέσω της οποίας διοχετεύεται στον οργανισμό όλος ο όγκος του αίματος και μάλιστα με μεγάλη αρχική πίεση ώστε να μπορέσει να φθάσει σε κάθε σημείο του καρδιαγγειακού συστήματος. Από την έκφυσή της η αορτή δημιουργεί τόξο περίπου 180° και κατευθύνεται στο κάτω μέρος του σώματος, με μέση αρχική πίεση περίπου 100 mmHg και με μεγαλύτερη παροχή όγκου στην εξόδου από την αριστερή κοιλιά περίπου 5 lt/min.

Η αορτή χωρίζεται στα έξι τμήματα:

- Την ανιούσα αορτή
- Το αορτικό τόξο
- Την κατιούσα θωρακική αορτή
- Την κοιλιακή αορτή

Μετά την έκφυσή της, η αορτή στρέφεται προς τα άνω. Το τμήμα αυτό λέγεται ανιούσα αορτή. Όταν φτάσει πίσω από το δεύτερο δεξιό πλευρικό χόνδρο, τότε κάμπτεται σε σχήμα τόξου. Το τμήμα αυτό λέγεται αορτικό τόξο. Μετά η αορτή κατέρχεται και σχηματίζει την κατιούσα αορτή. Κατευθύνεται προς τη μπροστινή

επιφάνεια των σπονδύλων, οπότε το τμήμα αυτό λέγεται θωρακική αορτή. Τέλος, φτάνει στην κοιλία (κοιλιακή αορτή).



Εικόνα 1.6: Αορτή [1-3]

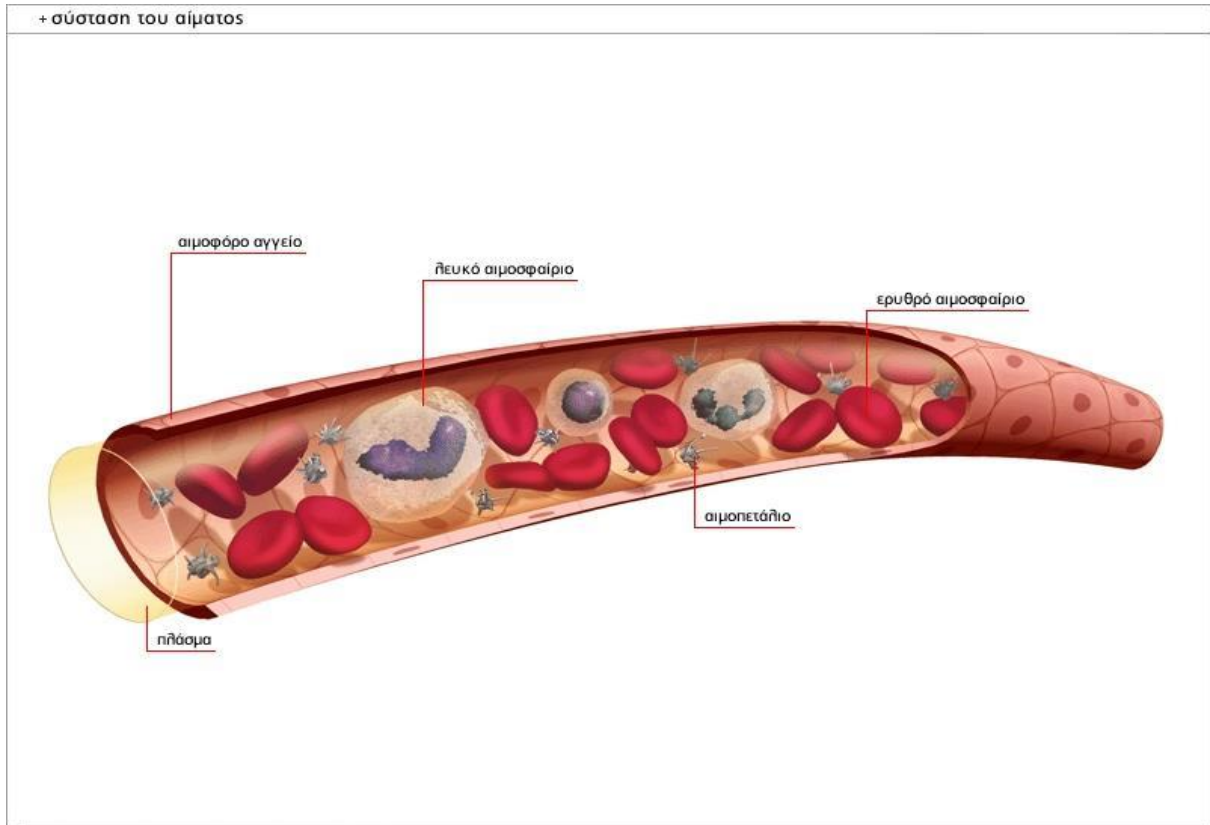
1.5 ΑΙΜΑ

Το αίμα είναι το υγρό που κυκλοφορεί στο αγγειακό σύστημα του ανθρώπου. Όπως αναφέραμε σε προηγούμενη ενότητα το αίμα με την βοήθεια της καρδιάς κυκλοφορεί σε όλο τον οργανισμό μέσω των αρτηριών, των φλεβών και των τριχοειδών αγγείων. Κατά την διάρκεια της κυκλοφορίας του επιτελεί διάφορες λειτουργίες όπως η μεταφορά θρεπτικών ουσιών, ορμονών, βιταμινών, οξυγόνου και θερμότητας στους ιστούς. Επίσης απομακρύνει τις άχρηστες ουσίες που παράγονται κατά τον μεταβολισμό, όπως επίσης και το διοξειδίου του άνθρακα. Το αίμα διασχίζει το ανθρώπινο σώμα με μέση ταχύτητα 2 km/h, καλύπτοντας όλο το δίκτυο των αιμοφόρων αγγείων, των οποίων η επιφάνεια υπολογίζεται σε 8000 m². Με κάθε παλμό της η καρδιά διοχετεύει περίπου 70 ml αίματος στις αρτηρίες, που ισοδυναμούν με περίπου 7000 lt ημερησίως ή περίπου $2,5 \cdot 10^6$ lt το χρόνο.

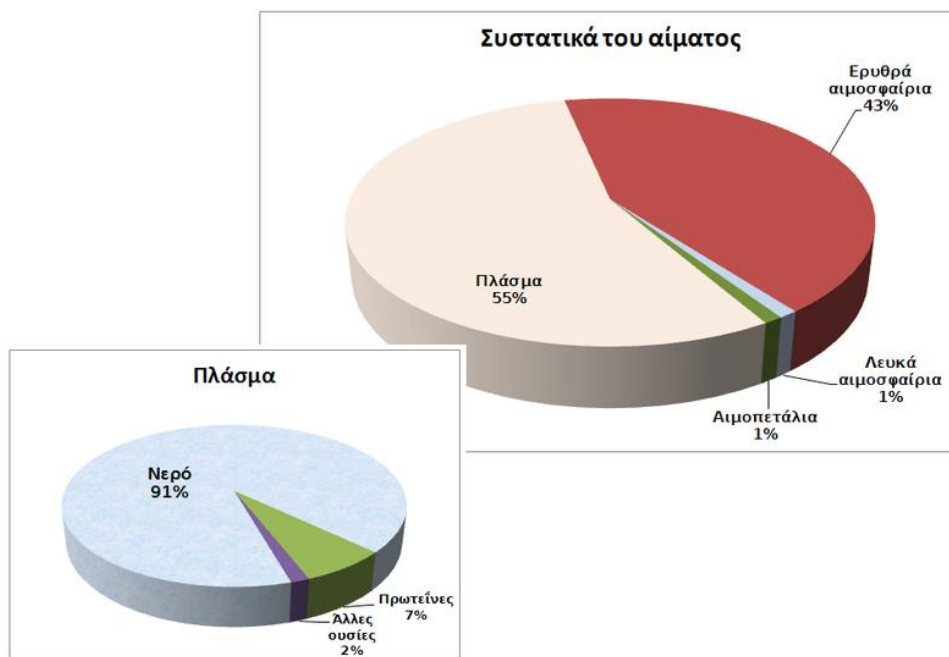
Το αίμα αποτελεί το 7% του βάρους του ανθρώπινου σώματος. Έτσι ένας μέσος ενήλικος άνθρωπος έχει συνολικό όγκο αίματος περίπου 5 lt. Το αίμα αποτελείται κυρίως από το πλάσμα μέσα στο οποίο αιωρούνται τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια. Επίσης μέσα στο αίμα εμπεριέχονται αέρια όπως οξυγόνο, διοξείδιο του άνθρακα, άζωτο και μικρές ποσότητες μια μεγάλη ποικιλία διαλυμένων χημικών ουσιών, στις οποίες περιλαμβάνονται υδατάνθρακες (γλυκόζη), πρωτεΐνες (λευκώματα), ορμόνες, λίπη και αζωτούχες ενώσεις. Το πλάσμα είναι το μεγαλύτερο συστατικό του αίματος (άμορφο συστατικό), αφού αποτελεί το 55% του

όγκου του, ενώ τα πραγματικά κύτταρα και τα διάφορα τμήματά τους (έμμορφο συστατικό) αποτελούν το 45%.

Το πλάσμα είναι ένα υποκίτρινο υγρό το οποίο αποτελείται κατά 91,5% από νερό, κατά 7% από πρωτεΐνες, όπως η λευκωματίνη (αλβουμίνη), οι σφαιρίνες και το ινωδογόνο, και κατά 1,5% από άλλες ουσίες, όπως θρεπτικά συστατικά, ορμόνες, αναπνευστικά αέρια, ηλεκτρολύτες, βιταμίνες και άχρηστες αζωτούχες ουσίες.



Εικόνα 1.7: Σύσταση αίματος [I-4]



Εικόνα 1.8: Σύσταση αίματος [1-6]

1.6 ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΗ ΝΟΣΟΣ

Γενικά τα καρδιαγγειακά νοσήματα απευθύνονται σε διαταραχές, οι οποίες προσβάλλουν την καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία. Μερικά από αυτά είναι:

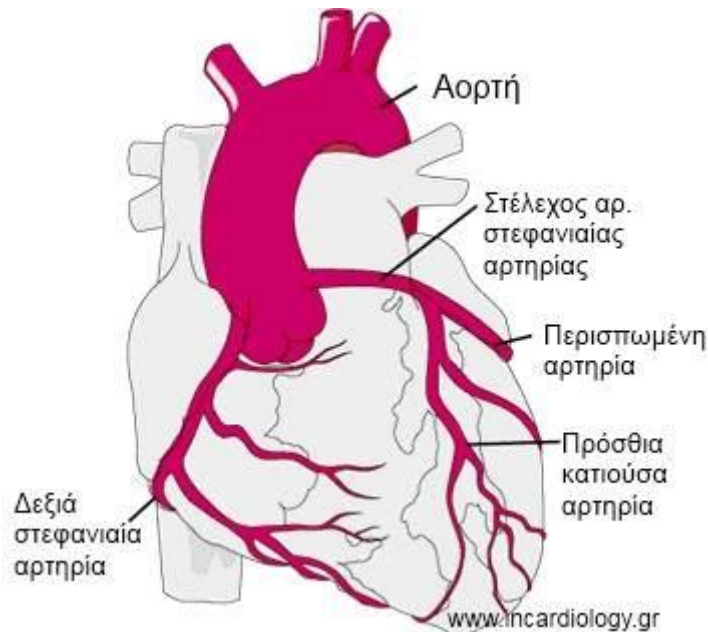
- Η στεφανιαία νόσος: Προκαλείται από στένωση των αιμοφόρων αγγείων (στεφανιαίων) που αιματώνουν τον καρδιακό μυ, κυρίως εξαιτίας εναπόθεσης λίπους, με αποτέλεσμα τη δημιουργία αθηρωματικών πλακών.
- Το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο: Πρόκειται για τη διαταραχή της εγκεφαλικής αιματικής κυκλοφορίας. Μπορεί να προκληθεί είτε από διακοπή της αιματικής ροής του εγκεφάλου (ισχαιμικό επεισόδιο), είτε από ρήξη των εγκεφαλικών αγγείων (αιμορραγικό επεισόδιο). Παράγοντες κινδύνου είναι η υψηλή αρτηριακή πίεση, κολπική μαρμαρυγή, υπερλιπιδαιμία, κάπνισμα, διαβήτης, διατροφή, φυσική δραστηριότητα, προχωρημένη ηλικία (National Diabetes Information Clearinghouse, 2005).
- Η ρευματική καρδιοπάθεια: Πρόκειται για την καταστροφή του καρδιακού μυ και των βαλβίδων της καρδιάς, η οποία προκαλείται από άνοση αντίδραση προς τη λοίμωξη από β-αιμολυτικό στρεπτόκοκκο της ομάδας Α, η οποία δεν αντιμετωπίστηκε θεραπευτικά (Atlas of Heart Disease and Stroke 2004).

- Η συγγενής καρδιοπάθεια: Πρόκειται για ανωμαλίες των καρδιαγγειακών δομών π.χ. μεσοκοιλιακά ή μεσοκολπικά ελλείμματα, ανωμαλίες των βαλβίδων, ανωμαλίες των καρδιακών κοιλοτήτων, οι οποίες υπάρχουν από τη γέννηση. Οφείλονται είτε σε γενετικούς παράγοντες για παράδειγμα, σύνδρομο Down, είτε σε περιβαλλοντικούς παράγοντες, όπως για παράδειγμα χρήση αλκοόλ, φαρμάκων (θαλιδομίδη, βαρφαρίνη) από τη μητέρα κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης, ενδομήτριες λοιμώξεις (ερυθρά), κακή θρέψη της εγκύου (χαμηλή πρόσληψη φολικού οξέως), συγγενική σχέση εξ' αίματος μεταξύ των γονέων (Chun 2006).
- Το ανευρύσματα και ο διαχωρισμός αορτής: Πρόκειται για διάταση και ρήξη της αορτής. Παράγοντες κινδύνου είναι: η προχωρημένη ηλικία, μακροχρόνια υψηλή αρτηριακή πίεση, σύνδρομο Marfan, συγγενείς ανωμαλίες της καρδιάς, σύφιλη και άλλοι λοιμώδεις και φλεγμονώδεις παράγοντες (Atlas of Heart Disease and Stroke 2004).
- Η εν τω βάθει φλεβοθρόμβωση και η πνευμονική εμβολή: Πρόκειται για απόφραξη του φλεβικού δικτύου των κάτω άκρων με θρόμβους, οι οποίοι μπορεί να αποσπαστούν και μέσω της κυκλοφορίας να καταλήξουν στον πνεύμονα. Παράγοντες κινδύνου είναι οι χειρουργικές επεμβάσεις, παχυσαρκία, κακοήθειες, κύηση, λήψη αντισυλληπτικών και θεραπεία ορμονικής αποκατάστασης, μακροχρόνια περίοδος ακινησίας π.χ. ταξίδια, ομοκυστιναιμία (Atlas of Heart Disease and Stroke 2004).
- Η περιφερική αρτηριοπάθεια: Πρόκειται για νόσο των περιφερικών αγγείων που αρδεύουν τα άνω και κάτω άκρα.
- Άλλα καρδιαγγειακά νοσήματα: Αρτηριακή υπέρταση, όγκοι καρδιάς, εγκεφαλικά ανευρύσματα, δυσλειτουργία του καρδιακού μυ όπως για παράδειγμα η καρδιομυοπάθεια και οι βαλβιδοπάθειες.

Από τα παραπάνω οι συχνότερες μορφές καρδιαγγειακής νόσου είναι η στεφανιαία νόσος και το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.

1.7 ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΝΟΣΟΣ – ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΥΝΣΗ

Όπως αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα η συχνότερη καρδιαγγειακή νόσος και ίσως η σπουδαιότερη είναι η στεφανιαία νόσος. Η ανατομία των στεφανιαίων αρτηριών απεικονίζεται παρακάτω (Εικόνα 1.9). Όπως μπορούμε να δούμε οι στεφανιαίες αρτηρίες εκφύονται από την αορτή και διακλαδίζονται στην δεξιά και αριστερή στεφανιαία, στη συνέχεια διακλαδίζονται ακόμη περισσότερο και καταλήγουν σε ένα πυκνό δίκτυο τριχοειδών αγγείων.



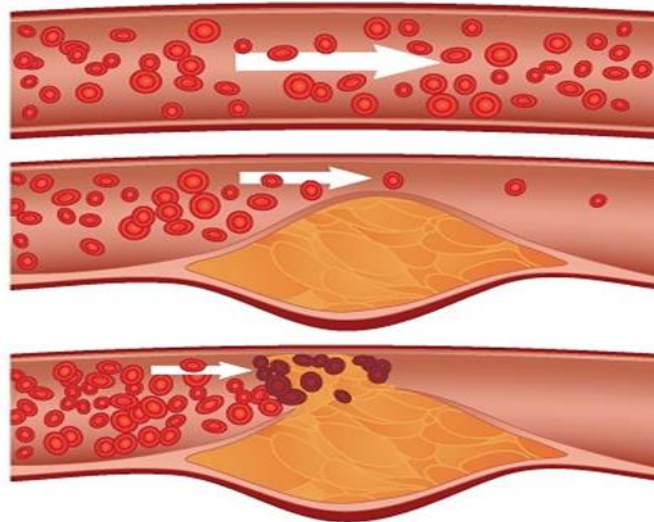
Εικόνα 1.9: Οι στεφανιαίες αρτηρίες [1-10]

Η παροχή αίματος του καρδιακού μυ από τις στεφανιαίες αρτηρίες υπολογίζεται στα $250 \text{ cm}^3/\text{min}$ σε κατάσταση ηρεμίας. Οι στεφανιαίες αρτηρίες τροφοδοτούν με αίμα και θρεπτικά συστατικά τον καρδιακό μυ δίνοντας του την απαραίτητη ενέργεια για την σύσπασή του. Σε περίπτωση ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας μειώνεται η παροχή αίματος στον καρδιακό μυ προκαλώντας στηθάγχη και σε περίπτωση πλήρους απόφραξης από κάποιον θρόμβο, ανάλογα με την σπουδαιότητα του αποφρασθέντος κλάδου στην αιμάτωση του καρδιακού μυ υπάρχουν ποικίλες συνέπειες. Ωστόσο υπάρχουν και άλλες αιτιολογίες της στεφανιαίας νόσου εκτός της ανάπτυξης αθηρωματικών πλακών αλλά δεν θα της αναπτύξουμε στην παρούσα εργασία.

Όταν αναπτύσσεται αθηρωματική πλάκα, σαν αποτέλεσμα έχουμε την αύξηση του πάχους του τοιχώματος του αγγείου, το οποίο είναι προϊόν της αθηροσκλήρυνσης που συμβαίνει κατά την φυσιολογική γήρανση του οργανισμού.

Με τον όρο αθηροσκλήρυνση εννοούμε την ανάπτυξη βλαβών στο τοίχωμα των αρτηριών που ονομάζονται αθηρώματα ή αθηρωματικές πλάκες. Για να καταλάβουμε καλύτερα τι εννοούμε με τον όρο αθηροσκλήρυνση, αρκεί να σκεφτούμε τι συμβαίνει στο εσωτερικό ενός παλαιού αγωγού με την πάροδο των ετών. Καθώς τα χρόνια περνάνε το εσωτερικό του αγωγού γεμίζει με άλατα από το νερό που ρέει μέσα του. Έτσι κάποια στιγμή τα άλατα μπορεί να φράξουν πλήρως σε ένα σημείο τον αγωγό, με αποτέλεσμα να διακοπεί η παροχή του νερού. Το παράδειγμα αυτό ταιριάζει απόλυτα στην περίπτωση της αθηροσκλήρυνσης.

Οι αθηρωματικές πλάκες είναι ένα υλικό από λιπαρές ουσίες, χοληστερίνη και άλλα προϊόντα του μεταβολισμού και των κυττάρων που κυκλοφορούν στις αρτηρίες, κολλάνε στα τοιχώματα και με την πάροδο του χρόνου προκαλούν στένωση του αυλού των αγγείων. Έτσι σαν αποτέλεσμα έχουμε την μείωση της παροχής αίματος στο όργανο που τροφοδοτείται από την αρτηρία.



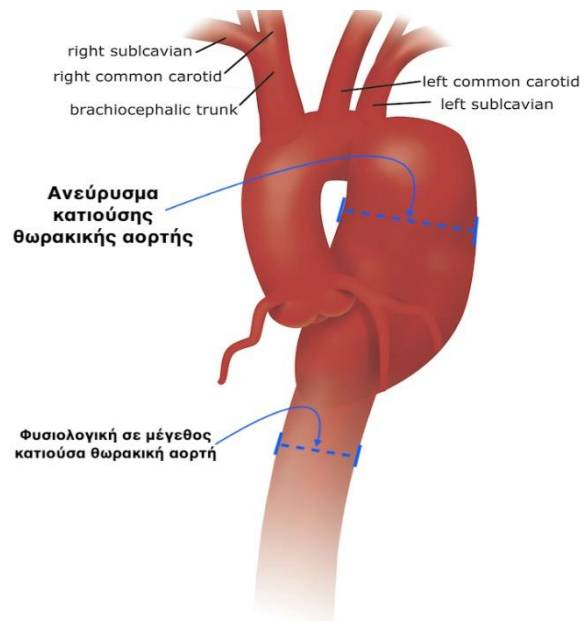
Εικόνα 1.10: Σχηματισμός Αθηρωματικής πλάκας [1-17]

Στο σημείο αυτό καλό είναι να αναφέρουμε την διαφορά μεταξύ της αρτηριοσκλήρυνσης και της αθηροσκλήρυνσης, διότι πολλοί συγχέουν αυτούς τους δυο όρους. Με τον όρο αρτηριοσκλήρυνση εννοούμε την απώλεια της ελαστικότητας των αρτηριών, με αποτέλεσμα να αυξάνεται η αρτηριακή πίεση.

Ως συνέπια της αθηροσκλήρυνσης και κατ' επέκταση των αθηρωματικών πλακών είναι η εξασθένηση του τοιχώματος της αρτηρίας και η πιθανή δημιουργία ανευρύσματος.

Με τον όρο ανεύρυσμα εννοούμε την σακοειδή διεύρυνση, διόγκωση ή διάταση τμήματος του αυλού ενός αιμοφόρου αγγείου (συνήθως αρτηρίας) ενός αγγείου. Πιο συγκεκριμένα, η εστιακή διεύρυνση της διαμέτρου ενός αγγείου πάνω από το 50% της φυσιολογικής. Όσο αυξάνεται το μέγεθος του ανευρύσματος τόσο αυξάνεται και ο κίνδυνος ρήξης αυτού. Η ρήξη ενός ανευρύσματος μπορεί να οδηγήσει σε αιμορραγία και κατ' επέκταση στο θάνατο. Τα ανευρύσματα συνήθως σχηματίζονται λόγω εξασθένησης των τοιχωμάτων των αιμοφόρων αγγείων (αθηροσκλήρυνση), και μπορεί να είναι αποτέλεσμα μιας κληρονομικής πάθησης ή επίκτητης ασθένειας. Τα ανευρύσματα μπορεί επίσης να αποτελέσουν σημείο σχηματισμού θρόμβων ή και εμβολής.

Τα ανευρύσματα συνήθως συμβαίνουν στα μεγάλα αγγεία όπως η αορτή και οι κλάδοι της.



Εικόνα 1.11: Ανεύρυσμα θωρακικής αορτής [I-18]

Συνήθως η αθηροσκλήρυνση εντοπίζεται στις στεφανιαίες αρτηρίες, με αποτέλεσμα ένα καρδιακό επεισόδιο. Σε περίπτωση που η αθηρωματική πλάκα αναπτυχθεί στις καρωτίδες, το αποτέλεσμα μπορεί να είναι ένα εγκεφαλικό επεισόδιο ή αν προσβληθούν οι αρτηρίες που μεταφέρουν αίμα στα κάτω άκρα, έχουμε την εμφάνιση «διαλείπουσας χωλότητας», δηλαδή μια κράμπα στις γάμπες που έρχεται με το βάδισμα και παύει με τη διακοπή του βαδίσματος.

Μέχρι σήμερα δεν γνωρίζουμε με βεβαιότητα τα πραγματικά αίτια της δημιουργίας αθηρωματικών πλακών, ξέρουμε όμως ότι υπάρχουν ορισμένοι παράγοντες που προδιαθέτουν στην εμφάνισή τους. Κύριο ρόλο παίζουν τα επίπεδα των λιπιδίων στο αίμα, δηλαδή η χοληστερόλη και τα τριγλυκερίδια, η αρτηριακή υπέρταση, ο σακχαρώδης διαβήτης, το κάπνισμα, το βεβαρημένο οικογενειακό ιστορικό όπως π.χ. γονείς με στεφανιαία νόσο σε ηλικία μικρότερη των 60 ετών. Τα πρώτα στίγματα της αθηροσκλήρυνσης, δηλαδή η δημιουργία της αθηρωματικής πλάκας, προκαλούνται από τη συσσώρευση λιπιδίων κάτω από το ενδοθήλιο και μοιάζουν με κίτρινες γραμμώσεις. Όπως αναφέραμε και πιο πάνω δεν γνωρίζουμε τον ακριβή μηχανισμό με τον οποίο τα λίπη, δηλαδή η χοληστερόλη εισέρχονται κάτω από το ενδοθήλιο και συσσωρεύονται. Κατά πάσα πιθανότητα εδώ παίζουν ρόλο οι παράγοντες που αναφέρθηκαν παραπάνω. Έτσι προκαλείται κάποιος τραυματισμός στο ενδοθήλιο και δίνεται η ευχέρεια στη χοληστερόλη να μπει κάτω από το ενδοθήλιο. Έπειτα κατά την πάροδο των ετών αυξάνεται η συγκέντρωση των λιποειδών στα σημεία αυτά, μαζεύονται και άλλα κύτταρα σε συνδυασμό με την εναπόθεση ασβεστίου, με αποτέλεσμα τη δημιουργία της αθηρωματικής πλάκας.

1.8 ΟΙ ΚΥΡΙΟΙ ΤΡΟΠΟΙ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗΣ ΤΗΣ ΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑΣ ΝΟΣΟΥ

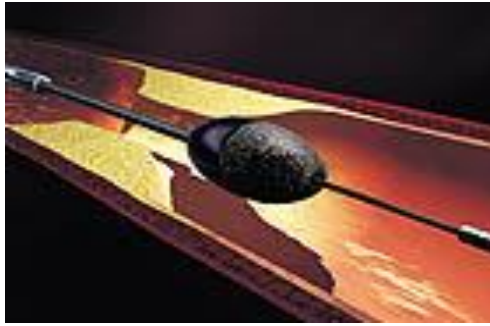
Λόγω της σπουδαιότητας της στεφανιαίας νόσου έχουν αναπτυχθεί ποικίλες επεμβατικές τεχνικές για την αντιμετώπιση της. Οι τρεις κυριότερες είναι η αθηρεκτομή, η αγγειοπλαστική και η αορτοστεφανιαία παράκαμψη (by pass). Βέβαια υπάρχουν και διάφορες φαρμακευτικές ουσίες όπου χρησιμοποιούνται για την πρόληψη του εμφράγματος του μυοκαρδίου και του καρδιακού θανάτου. Οι κυριότερες ουσίες είναι τα αντιαιμοπεταλιακά που αποτρέπουν την πήξη του αίματος και την δημιουργία θρόμβων, διάφοροι υπολιπιδαιμικοί παράγοντες που οδηγούν σε μείωση των λιπιδικών κλασμάτων και κυρίτερα της χοληστερόλης και οι αναστολείς του μετατρεπτικού ενζύμου της αγγειοτασίνης που έχουν αντιαθηρωματική δράση. Σε κρίσιμες περιπτώσεις όμως η καρδιολογία παρεμβαίνει και αντιμετωπίζει ριζικότερα την στεφανιαία νόσο αποκαθιστώντας δηλαδή τις βλάβες που υπάρχουν μέσα στα στεφανιαία αγγεία κάνοντας χρήση των επεμβατικών τεχνικών που αναφέραμε πιο πάνω και θα αναλύσουμε στη συνέχεια.

Η πρώτη επεμβατική μέθοδος που θα αναλύσουμε είναι η αθηρεκτομή, δηλαδή η αφαίρεση της αθηρωματικής πλάκας η οποία γίνεται με διάφορους τρόπους. Ένας τρόπος είναι με χρήση αθηροτόμων, οι οποίοι είναι ειδικά διασκευασμένοι καθετήρες που έχουν τη δυνατότητα να αφαιρούν την αθηρωματική πλάκα που προκαλεί τη στένωση της αρτηρίας και λειτουργούν όπως μια ξυριστική μηχανή, έτσι κόβουν την μαλακή αθηρωματική πλάκα από τη στενωμένη περιοχή και την εναποθέτουν σε μια ειδική θήκη που μετά αποσύρεται.



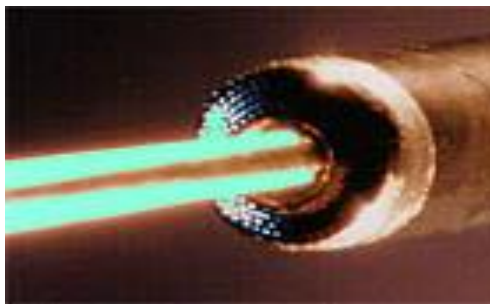
Εικόνα 1.12: Αθηροτόμος [I-10]

Σε περίπτωση που η αθηρωματική πλάκα είναι σκληρή από εναπόθεση ασβεστίου, μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια συσκευή, που ονομάζεται περιστροφικός καθετήρας αθηρεκτομής, όπου περιστρέφεται με εξαιρετικά υψηλή ταχύτητα και κορνιτοποιεί τη πλάκα σε αβλαβή μικροσκοπικά μόρια που ξεπλένονται με τη ροή του αίματος.



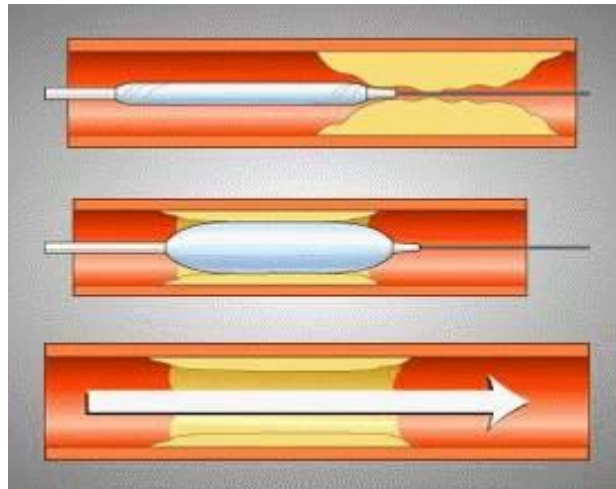
Εικόνα 1.13: Περιστροφικός καθετήρας αθηρεκτομής [I-10]

Τέλος υπάρχουν και μερικοί καθετήρες που λειτουργούν με ειδικά λέιζερ που μπορούν να διαλύσουν την αθηρωματική πλάκα που στενεύει την αρτηρία.

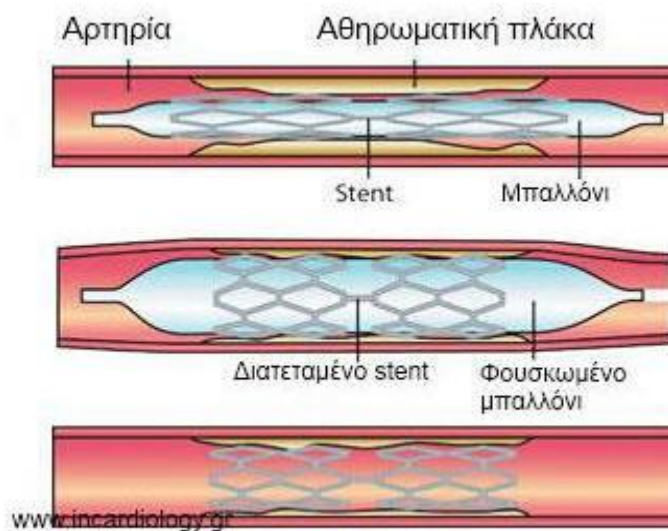


Εικόνα 1.14: Καθετήρας αθηρεκτομής με laser [I-10]

Μια άλλη γνωστή επεμβατική τεχνική είναι η αγγειοπλαστική με τοποθέτηση ενδοαγγειακού νάρθηκα (stent). Επίσης είναι γνωστή και με άλλα ονόματα όπως μπαλονάκι ή PTCA ή PCI. Κατά τη διεξαγωγή της επέμβασης αρχικά, αφού πρώτα γίνει τοπική αναισθησία στην περιοχή της εισόδου του καθετήρα (περιοχή του καρπού-κερκιδική προσπέλαση ή του μηρού-μηριαία προσπέλαση), προωθείται ένας καθετήρας έως τη στεφανιαία αρτηρία που έχει τη στένωση, έπειτα γίνεται προώθηση ενός οδηγού σύρματος μέσα στη στένωση και στη συνέχεια ο καθετήρας με ειδικό μπαλόνι στο άκρο του (διαστάσεων αντίστοιχων με τη διάμετρο του αγγείου και το μήκος της βλάβης) όταν φτάσει στο κατάλληλο σημείο της στένωσης φουσκώνει με υγρό στις 12-16 Atm. Έτσι συμπιέζεται η αθηρωματική πλάκα με αποτέλεσμα τη διάνοιξη της στενωμένης αρτηρίας. Αφού αποσυρθεί ο καθετήρας με το μπαλόνι, προωθείται ένας άλλος καθετήρας-μπαλόνι που έχει συμπιεσμένο μεταλλικό πλέγμα τυλιγμένο στην επιφάνεια του (stent). Καθώς, λοιπόν το μπαλόνι φουσκώνει εκπνύσσεται και το stent, που παραμένει στο σημείο της βλάβης μετά την απομάκρυνση του μπαλονιού και διατηρεί τον αυλό του αγγείου ανοικτό. Από την παραπάνω διαδικασία η επακόλουθη πλαστική παραμόρφωση επαναφέρει την ροή διαμέσω του αγγείου στο φυσιολογικό.



Εικόνα 1.15: Προώθηση του μπαλονιού μέσα στην αρτηρία [I-11]



Εικόνα 1.16: Τοποθέτηση του stent μέσα στην αρτηρία [I-19]

Βέβαια τόσο η ελαστικότητα του αγγείου όσο και βιολογικοί παράγοντες συντείνουν στην συχνή επαναστένωση. Το αγγείο λειτουργώντας σαν ελαστικό σώμα επανέρχεται σταδιακά στην αρχική του μορφή συμπαρασύροντας και την αθηρωματική πλάκα προκαλώντας έτσι την επαναστένωση. Ακόμα και τα λεία μυϊκά κύτταρα της επιφάνειας του αγγείου αντιδρούν στην σύνθλιψη που υφίστανται από το μπαλονάκι και έτσι αναπαράγονται σε μεγαλύτερους αριθμούς πέραν του φυσιολογικού. Ως επακόλουθο έχουμε λοιπόν την δημιουργία μίας τοπική υπερπλασίας προκαλώντας έτσι την επαναστένωση του αγγείου. Ο συνδυασμός των δύο παραπάνω παραγόντων, μηχανικών και βιολογικών, είναι που δίνει τελικά τα πολύ υψηλά ποσοστά επαναστένωσης (20% - 30% των ασθενών) μέσα στους 6 μήνες μετά την επέμβαση, κάτι το οποίο εμφανίζουν και οι επεμβάσεις αθηρεκτομής με έμφαση κυρίως όμως στους βιολογικούς παράγοντες.

Αυτά τα υψηλά ποσοστά οδήγησαν τους ιατρούς στο να βρουν ένα τρόπο να αποτρέψουν την επαναφορά της πλάκας σε τόσο υψηλά επίπεδα. Έτσι αρχικά δοκιμάστηκαν διάφορες μεθοδολογίες για να σταματήσει η υπερπλασία όπως η τοποθέτηση μίας λεπτής ταινίας με ραδιενεργό ιρίδιο-192 που προκαλεί αλλαγές στην αλληλουχία του DNA των κυττάρων αποτρέποντας την αναπαραγωγή τους. Η τεχνική αυτή πλέον έχει δώσει την θέση της στα λεγόμενα drug eluting stents, stents που εκλύουν φάρμακα, που είναι εμποτισμένα με ουσίες που σταματούν τις βιολογικές διαδικασίες που προκαλούν την επαναστένωση. Έτσι τα αποτελέσματα είναι πολύ καλύτερα σε σύγκριση με το απλό μπαλονάκι ή την τοποθέτηση stents.

1.9 Η ΑΟΡΤΟΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑ ΠΑΡΑΚΑΜΨΗ (BY PASS)

Όπως είδη αναφέραμε, οι επεμβατικές τεχνικές που αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα παρουσιάζουν μεγάλο ποσοστό επαναστένωσης καθώς δεν αντιμετωπίζουν τις αιτίες της πρόκλησης και ανάπτυξης της αθηρωματικής πλάκας. Σε περιπτώσεις όπου η στένωση εμφανίζει μεγαλύτερα ποσοστά απόφραξης από 75% της αρχικής διατομής ή αλλιώς 50% της αρχικής διαμέτρου της αρτηρίας, τότε ίσως η καλύτερη και πιο αποτελεσματική χειρουργική τεχνική για αντιμετώπιση της στεφανιαίας νόσου είναι η αορτοστεφανιαία παράκαμψη (by pass).

Αρχικά γίνεται εντοπισμός του σημείου της στένωσης μέσω στεφανιογραφίας και στη συνέχεια επιχειρείται να παρακαμφθεί. Κατά την διεξαγωγή της επέμβασης συνήθως η καρδιά είναι σταματημένη καθώς υποκαθίσταται με μηχανικό τρόπο. Τα φυσικά μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται είναι είτε αρτηριακά, είτε φλεβικά.

Σαν αρτηριακά μοσχεύματα χρησιμοποιούνται κοντινές αρτηρίες, όπως οι έσω μαστικές αρτηρίες (δεξιά και αριστερά) που βρίσκονται πλάγια του στέρνου και η δεξιά γαστροεπιπλοϊκή από το στομάχι, η οποία αφού διέλθει από το διάφραγμα, αναστομώνονται με τα στεφανιαία αγγεία.

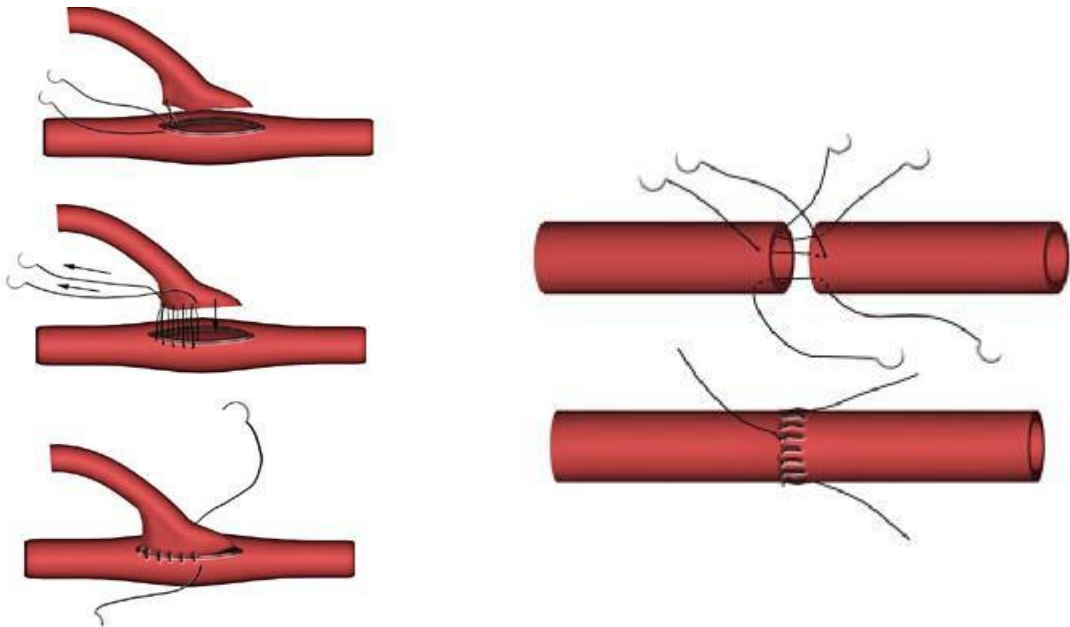
Σαν φλεβικά μοσχεύματα χρησιμοποιούνται φλέβες που αποκόπτονται από τα κάτω άκρα και τα οποία συνήθως λαμβάνονται από την έσω επιφάνεια των κάτω άκρων, από το άνω μέρος του μηρού μέχρι του άκρου ποδός. (Συνήθως λαμβάνεται η μείζονα σαφηνή φλέβα).

Στο σημείο αυτό αξίζει να αναφερθεί ότι τα αρτηριακά μοσχεύματα σε βάθος 10 ετών παραμένουν ανοιχτά σε ποσοστό 90% ενώ το αντίστοιχο ποσοστό για τα φλεβικά είναι 76%.

Βέβαια σε ασθενείς με προ υπάρχουσα αγγειακή νόσο ή σε ασθενείς στους οποίους έχει ήδη γίνει χρήση φυσικών μοσχευμάτων, δεν μπορούν να βρεθούν αγγειακά μοσχεύματα που να είναι αρκετά υγιή για να εξυπηρετήσουν επαρκώς την αναστόμωση (by pass). Έτσι σε αυτές τις περιπτώσεις γίνεται χρήση μοσχευμάτων από συνθετικά πουλερικά υλικά όπως το ePTFE (παρατεταμένο πολυτετραφθοροαιθυλένιο) ή το Dacron (τετραφθαλικό πολυαιθυλένιο) (Eleyas Shaik et al. 2008).

Για την διεκπεραίωση της επέμβασης υπάρχουν διάφοροι τρόποι σύνδεσης του μοσχεύματος στην μητρική αρτηρία. Μια τεχνική είναι η end-to-end όπου ο κεντρικός άξονας του μοσχεύματος ευθυγραμμίζεται με τον άξονα του μητρικού αγγείου, ενώ η

πιο συνηθισμένη και υπό μελέτη στην παρούσα εργασία τεχνική είναι η end-to-side αναστόμωση. Στην end-to-side τεχνική η τομή πρέπει να είναι λοξή συνήθως 2 με 2,5 φορές μεγαλύτερη από την διάμετρο του μοσχεύματος και για να αποφευχθεί η επαναστένωση είναι κρίσιμο το τέλος του μοσχεύματος να έχει διαμορφωθεί σε σχήμα “σπάτουλας” και να έχει ομαλή κυρτή εμφάνιση.



Εικόνα 1.17: End to side by pass [I-16] **Εικόνα 1.18:** End-to-end by pass [I-16]

Τα στατιστικά αποτελέσματα της αορτοστεφανιαίας παράκαμψης δείχνουν βατότητα των μοσχευμάτων πάνω από 80% μετά τους πρώτους 6 μήνες, ενώ το ετήσιο ποσοστό απόφραξης κυμαίνεται περίπου στο 2%. Επίσης έχουμε σαφώς μεγαλύτερο ποσοστό ανακούφισης των συμπτωμάτων του άλγους και της στηθάγχης σε ποσοστό (75 ως 90%) συγκριτικά με την απλή φαρμακευτική μέθοδο αντιμετώπισης.

Δυστυχώς όμως, μετεγχειρητικά έχει καταγραφεί ένα σημαντικό ποσοστό αστοχίας των επεμβάσεων. Σχετίζεται με την μακροβιότητα των μοσχευμάτων της αναστόμωσης και το κύριο αίτιο για την εμφάνιση ασθενειών στην περιοχή της συρραφής είναι οι χειρουργικοί τραυματισμοί (Loth et al. 2002), η ασυμβατότητα υλικών (Bassiouny et al. 1992, Wieslander et al. 1984) και η μη φυσιολογική διαμόρφωση των αιμοδυναμικών χαρακτηριστικών στην περιοχή, αφού έχει παρατηρηθεί πως η στροβιλώδης ροή μπορεί να οδηγήσει στην αύξηση της παραγωγής ορισμένων μορίων προσκόλλησης των λευκών αιμοσφαιρίων που ευθύνονται για την ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗ

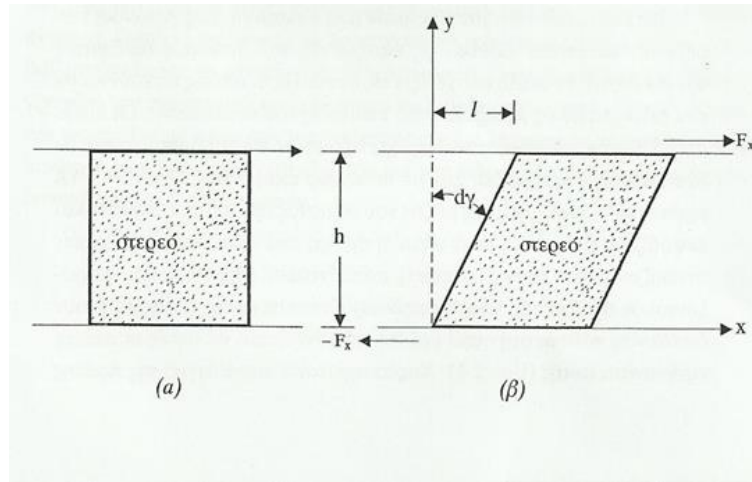
2.1 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΥ ΚΑΙ ΞΩΔΕΣ

Όπως αναφέραμε στο τέλος του προηγούμενου κεφαλαίου, τα μη φυσιολογικά αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά στην περιοχή της αναστόμωσης οδηγούν στην ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας και κατ' επέκταση σε ένα σημαντικό ποσοστό αστοχίας των επεμβάσεων. Έτσι λοιπόν δημιουργείται η ανάγκη της φυσικής, των μαθηματικών και της τεχνολογίας στο να εισβάλουν και να επιλύσουν κάποια καθαρά ιατρικά προβλήματα. Με τον όρο αιμοδυναμική αναφερόμαστε στα φυσικά χαρακτηριστικά του αίματος. Σε αυτό το κεφάλαιο θα προσπαθήσουμε να κατανοήσουμε πώς η μηχανική των ρευστών συνεργάζεται και συμβάλει στην ιατρική.

Πρώτα από όλα ως ρευστά χαρακτηρίζονται όλα τα υγρά και τα αέρια. Τα ρευστά χωρίζονται σε δυο κατηγορίες, τα συμπιεστά και τα ασυμπίεστα. Ως ασυμπίεστα χαρακτηρίζονται τα ρευστά στα οποία μια σταθερή μάζα αναφοράς καταλαμβάνει πάντα τον ίδιο όγκο ή με πιο απλά λόγια όταν η πυκνότητα είναι σταθερή. Αν και στην πραγματικότητα δεν υπάρχουν ασυμπίεστα ρευστά, όταν σε ένα ρευστό όπου μεταβάλλεται η πίεση και η θερμοκρασία, η μεταβολή της πυκνότητας του είναι πολύ μικρή ώστε να είναι αμελητέα, τότε το ρευστό θεωρείται ως ασυμπίεστο. Αυτό συνήθως ισχύει στα υγρά και προφανώς και στο αίμα αφού είναι υγρό. Έτσι λοιπόν, το αίμα θεωρείται ασυμπίεστο ρευστό με σταθερή πυκνότητα $\rho = 1,05 \text{ [gr/cm}^3\text{]}$ ή αλλιώς $\rho = 1050 \text{ [kg/m}^3\text{]}$.

Οι δυνάμεις που ασκούνται σε ένα ρευστό έχουν καθορισμένη διεύθυνση και χωρίζονται σε δυνάμεις μάζας, οι οποίες προφανώς είναι ανάλογες της μάζας και εκφράζονται σε $[\text{N/m}^3]$ και σε δυνάμεις επιφανείας, οι οποίες είναι γνωστές ως τάσεις και εκφράζονται σε $[\text{N/m}^2]$ ή αλλιώς σε $[\text{Pa}]$. Οι τάσεις χωρίζονται σε αυτές που έχουν διεύθυνση κάθετη στην υπό μελέτη επιφάνεια και είναι γνωστές ως πιέσεις και σε αυτές που εφάπτονται στην υπό μελέτη επιφάνεια και ονομάζονται διατμητικές ή εφαπτομενικές τάσεις (shear ή tangential stresses).

Για να κατανοήσουμε καλύτερα την έννοια του ρευστού, θα αντιδιαστείλουμε τα στερεά από τα ρευστά. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε την τομή ενός ιδεώδους ελαστικού στερεού κύβου πριν και μετά την εφαρμογή μιας εξωτερικής εφαπτομενικής δύναμης F_x .



Εικόνα 2.1: Σχηματική απεικόνιση συμπεριφοράς ιδεώδους ελαστικού στερεού κυβικής μορφής, πριν (α) και μετά (β) την επίδραση εξωτερικής εφαπτομενικής δύναμης F_x [EB-1]

Αφού ο κύβος μας είναι ελαστικό στερεό, όταν παύσει να ασκείται η δύναμη F_x , τότε το σώμα μας θα επανέρθει στην αρχική του κατάσταση (α). Κατά την παραπάνω διαδικασία, η διατμητική ή εφαπτομενική τάση τ_{yx} που αναπτύσσεται στο στερεό λόγω της δύναμης F_x δίνεται για την ελαστική περιοχή, από την σχέση, γνωστή και ως νόμο του Hooke:

$$\tau_{yx} = E \cdot d\gamma \text{ [Pa]}$$

Όπου:

$d\gamma$: η γωνιακή παραμόρφωση
 E : το μέτρο ελαστικότητας [Pa]

Εν αντιθέσει τα ρευστά, όταν δέχονται οποιοδήποτε μεγέθους εφαπτομενική δύναμη και κατ' επέκταση δημιουργείται διατμητική τάση, υφίστανται συνεχή παραμόρφωση. Η διατμητική ή εφαπτομενική τάση που ασκείται σε πλήρως αναπτυγμένη ροή κατά την διεύθυνση +x, ρευστού δίνεται από τη σχέση:

$$\tau_{yx} = -\mu \frac{dv}{dy} \text{ [Pa]}$$

Όπου:

μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s] ή [kg/(m·s)]
 dv/dy : ο δείκτης γωνιακής παραμόρφωσης [s^{-1}]
 Και το μείον συμβολίζει ότι η φορά της τάσης είναι αντίθετη προς τη φορά της ταχύτητας του ρευστού.

Σε έναν κυλινδρικό αγωγό, η παραπάνω σχέση παίρνει την μορφή:

$$\tau_{r\theta} = -\mu \frac{du}{dr} \text{ [Pa]}$$

Όπου τώρα:

u: η ταχύτητα της ροής [m/s]

r: η ακτίνα του αγωγού [m]

Το ιξώδες που αναφέραμε στις παραπάνω εξισώσεις είναι η ιδιότητα που έχει ένα ρευστό να παρουσιάζει αντίσταση κατά τη ροή του, ως αποτέλεσμα της εσωτερικής τριβής των μορίων του. Αν ένα ρευστό έχει υψηλό ιξώδες και μικρή ρευστότητα τότε χαρακτηρίζεται ως παχύρρευστο. Το ιξώδες αναφέρεται είτε ως δυναμικό (μ), (όπως στις παραπάνω εξισώσεις), είτε ως κινηματικό (ν).

Μονάδα μέτρησης του δυναμικού ιξώδους (μ) στο SI είναι το [Pa·s] ή το [kg/(m·s)], ενώ στο CGS είναι το Poise [P] για το οποίο ισχύει: 1 [P] = 1 [gr/(cm·s)] ή αλλιώς 1 [P] = 0,1 [Pa·s].

Μονάδα μέτρησης του κινηματικού ιξώδους (ν) στο SI είναι το [m²/s], ενώ στο CGS είναι το Stokes [St] για το οποίο ισχύει: 1 [St] = 1 [cm²/s]. Επίσης το κινηματικό ιξώδες δίνεται από την σχέση:

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \text{ [m}^2\text{/s]}$$

Όπου:

μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s]

ρ : πυκνότητα [kg/m³]

Όσα ρευστά ακολουθούν τον παραπάνω νόμο και το ιξώδες τους παραμένει σταθερό αποκαλούνται Νευτώνεια, ενώ όσα δεν ακολουθούν τον παραπάνω νόμο και κατ' επέκταση δεν έχουν σταθερό ιξώδες αποτελούν την κατηγορία των μη-Νευτώνειων ρευστών.

Στην παρούσα εργασία το υπό μελέτη ρευστό μας είναι το αίμα, άρα είναι απαραίτητο και αναγκαίο να γνωρίζουμε αν το αίμα συμπεριφέρεται ως Νευτώνειο ή μη-Νευτώνειο ρευστό. Το θέμα λοιπόν που απασχολεί ακόμα και σήμερα την επιστημονική κοινότητα είναι πότε μπορεί να θεωρηθεί, με ικανοποιητική προσέγγιση, ότι το αίμα είναι ομογενές και Νευτώνειο ρευστό για συγκεκριμένα προβλήματα ροής. Όπως είδαμε και στην [ενότητα 1.5], το αίμα είναι ένα σύνθετο υγρό που αποτελείται κατά 55% από πλάσμα, ένα υγρό το οποίο όπως είδη αναφέραμε αποτελείται κατά 91,5% από νερό. Έτσι λοιπόν το πλάσμα είναι ένα Νευτώνειο ρευστό. Όμως παρόλο που το πλάσμα είναι Νευτώνειο ρευστό, το ίδιο το αίμα δεν έχει Νευτώνεια συμπεριφορά, αφού όπως φαίνεται και από τη σύστασή του δεν είναι ούτε ομογενές ρευστό.

Βέβαια δεν υπάρχει αμφιβολία ότι σε ακραίες καταστάσεις ροής όπου παράγονται ασυνήθιστα μεγάλες βαθμίδες ταχύτητας, όπως κατά την διάρκεια ατυχημάτων και καταδύσεων, το αίμα εμφανίζει έντονα την πραγματική μη Νευτώνεια συμπεριφορά του.

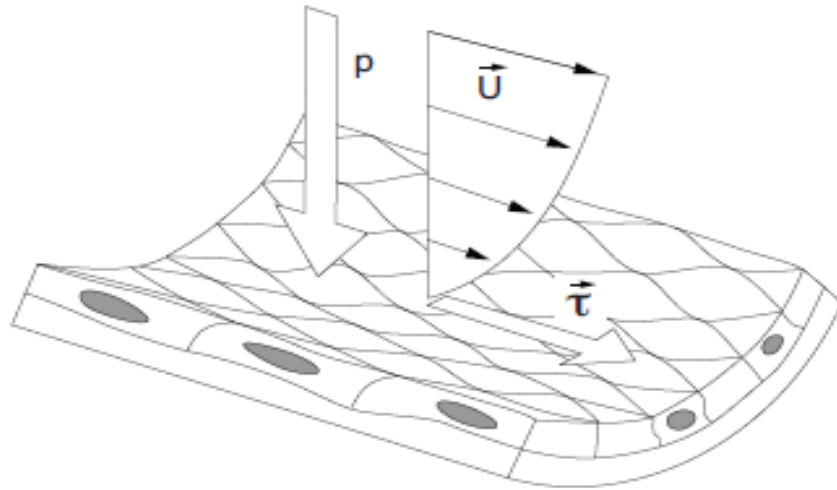
Όμως το καθοριστικό κριτήριο για το αν μπορεί, με ικανοποιητική ακρίβεια, να υποθεθεί το αίμα ως Νευτώνειο ρευστό φαίνεται ότι είναι η γεωμετρία του αγγείου στο οποίο ρέει, όπως και οι βαθμίδες ταχύτητας που εμφανίζονται στο κάθε πρόβλημα ροής. Για παράδειγμα, το αίμα δεν μπορεί να θεωρηθεί ομογενές ρευστό στα μικρά αγγεία, διότι τότε η διάμετρος και η απόσταση των ερυθρών αιμοσφαιρίων είναι συγκρίσιμες με την διάμετρο των αγγείων. Ειδικά δε στα πάρα πολύ μικρά τριχοειδή αγγεία, με διάμετρο μικρότερη από 50 φορές την διάμετρο του ερυθρού αιμοσφαιρίου, τα ερυθρά αιμοσφαίρια έχουν την ιδιότητα να παραμορφώνονται και η μοντελοποίηση τα λαμβάνει ως ανεξάρτητα στερεά σώματα μέσα στο πλάσμα με συγκεκριμένες ιδιότητες. Γενικά σε αγγεία των οποίων η διάμετρος είναι $D > 100 \mu\text{m}$, το αίμα μπορεί να θεωρηθεί ως ομογενές και Νευτώνειο ρευστό, επειδή η κλίμακα της δομής του ρευστού είναι πολύ μικρότερη από αυτή της ροής. Άρα στις περιπτώσεις όπου θέλουμε να προσομοιώσουμε την ροή του αίματος σε αρτηρίες ή φλέβες η θεώρηση του αίματος ως Νευτώνειου ρευστού είναι μια ικανοποιητική και αποδεκτή θεώρηση. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε μια ταξινόμηση των αιμοφόρων αγγείων ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της διατομής τους.

	Μέση διάμετρος	Μέσο πάχος τοιχώματος	Ενδοθήλιο	Ελαστικές ίνες	Λείπυ Μυς	Ινώδης ιστός	
Αρτηρία	4mm	1mm					
Αρτηρίδιο	30μm	6μm					
Τριχοειδές	8μm	0,5μm					
Φλεβίδιο	20μm	1μm					
Φλέβα	5mm	0,5mm					

Εικόνα 2.2: Ταξινόμηση των αιμοφόρων αγγείων [EB-12]

2.2 ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΗ ΤΑΣΗ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ WSS (WALL SHEAR STRESS)

Η διατμητική τάση τοιχώματος (WSS), όπως είδαμε και στην προηγούμενη ενότητα είναι το αποτέλεσμα της δύναμης που ασκείται στο ενδοθήλιο λόγω της ροής του αίματος και η σχέση του με την αθηρογένεση έχει ερευνηθεί εντατικά τα τελευταία 30 χρόνια (Asakura και Karino et al. 1990, Friedman et al. 1981, Zarins et al. 1983, Ku et al. 1985). Οι παραπάνω μελέτες έχουν δημιουργήσει μια σταθερή σχέση μεταξύ των περιφερειών της διαταραγμένης ροής και τις θέσεις πύκνωσης του έσω χιτώνα, η οποία συσχετίζεται ιδιαίτερα με περιοχές με χαμηλές και ταλαντωτικές διατμητικές τάσεις. Επιπλέον είναι καλά τεκμηριωμένο ότι η αθηροσκλήρωση είναι μια ασθένεια σε συγκεκριμένη περιοχή, που δεν είναι ομοιόμορφα κατανομημένη σε όλο το ανθρώπινο αγγειακό σύστημα (DeBakey et al. 1985) και κατά προτίμηση συμβαίνει επί των πλευρικών τοιχωμάτων στις διακλαδώσεις των αγγείων και στα εσωτερικά και εξωτερικά τοιχώματα των αρτηριακών καμπών (Asakura και Karino et al. 1990, Zarins et al. 1983, Gimbrone et al. 2000).



Εικόνα 2.3: Ενδοθηλιακή διατμητική τάση τοιχώματος (Buchmann 2010)

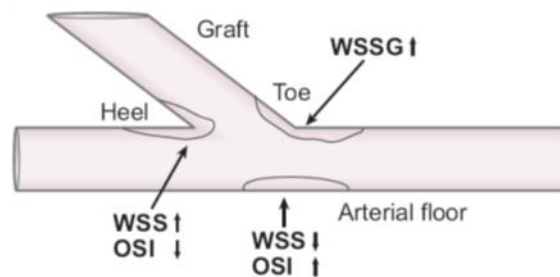
Για παράδειγμα, ο (Zarins et al. 1983) διαμόρφωσε τη ροή του αίματος σε ένα μοντέλο με τη χρήση Laser-Doppler-anemometer (LDA) και η συσχέτισε στατιστικά τα χαρακτηριστικά της ροής με την πάχυνση του έσω χιτώνα, που λαμβάνεται από ιστολογικές τομές μιας ανθρώπινης καρωτιδικής αρτηρίας που αποκόπηκε. Σημαντικά ευρήματα από αυτή τη μελέτη ήταν ότι η πάχυνση του έσω χιτώνα συνδέεται με τη χαμηλή διατμητική τάση τοιχώματος, τον διαχωρισμό της ροής και το μη αξονικά ευθυγραμμισμένο προφίλ ταχύτητας, ενώ περιοχές που υποβάλλονται σε μέτρια υψηλή διατμητική τάση τοιχώματος και αξονικά ευθυγραμμισμένη ροή δεν επηρεάστηκαν. Το έργο αυτό συνεχίστηκε από τον (Ku et al. 1985), ο οποίος διενέργησε μετρήσεις στην παλμική ροή της ίδια γεωμετρία. Τα αποτελέσματά τους επιβεβαίωσαν τις προηγούμενες παρατηρήσεις και υπέδειξαν περαιτέρω θετική συσχέτιση μεταξύ της ταλάντωσης της διατμητικής τάσης τοιχώματος και της πάχυνσης του έσω χιτώνα. Επίσης, υποστηρίζονται από περαιτέρω μελέτες τα παραπάνω ευρήματα, χρησιμοποιώντας τμήματα αρτηρίας από άλλες περιοχές του

ανθρώπινου αγγειακού συστήματος και ως εκ τούτου καθιερώνεται μια σχέση μεταξύ της διαταραγμένης αιμοδυναμικής και της αθηροσκλήρωσης. Επιπλέον, τα παραπάνω ευρήματα υποδεικνύουν ότι η αρτηριακή γεωμετρία, η οποία καθορίζει τελικά το αιμοδυναμικό περιβάλλον, παίζει σημαντικό ρόλο στην εμφάνιση της εντοπισμένης αθηροσκλήρωσης (Friedman et al. 1983, Thomas et al. 2005).

Από βιολογικής απόψεως, τόσο χαμηλή και ταλαντωτική διατμητική τάση τοιχώματος είναι ένας σημαντικός ρυθμιστής πολλών γρήγορων κυτταρικών αποκρίσεων, όπως η αγγειοδιαστολή και η ενεργοποίηση του οξειδίου του αζώτου που ως εκ τούτου εμπλέκεται στην πρώιμη ανάπτυξη της νόσου. Ειδικότερα, η διατμητική τάση τοιχώματος αποτελεί ένα σημαντικό κίνητρο της δομής του ενδοθηλίου και της βιολογικής του λειτουργίας, όπως αποδεικνύεται από μια σειρά μελετών (Chatzizisis et al. 2007, Malek et al. 1999, Resnick et al. 2003, Traub και Berk et al. 1998). Σε γραμμικά τμήματα του αγγειακού συστήματος με αξονικά ευθυγραμμισμένη ροή, η διάμετρος του αγγείου προσαρμόζεται στην ροή του τοπικού περιβάλλοντος (μέσω αγγειοδιαστολής και αγγειοσυστολής) για να διατηρήσει μια φυσιολογική διατμητική τάση τοιχώματος επιπέδου περίπου $WSS \approx 1 \text{ με } 2 \text{ [Pa]}$ (Traub και Berk et al. 1998). Στις περιοχές αυτές, τα ενδοθηλιακά κύτταρα έχουν ελλειψοειδές σχήμα και είναι ευθυγραμμισμένες με μεθοδευμένο τρόπο σύμφωνα την κατεύθυνση της ροής (Malek et al. 1999) και εμφανίζουν πολλά αθηροπροστατευτικά χαρακτηριστικά. Κατά συνέπεια, η αθηροσκλήρωση είναι σπάνια σε αυτές τις θέσεις. Στις περιοχές της διαταραγμένης ροής, με χαμηλή διατμητική τάση τοιχώματος, τα ενδοθηλιακά κύτταρα είναι κακώς ευθυγραμμισμένα και είναι πιο επιρρεπή σε δυσλειτουργία του ενδοθηλίου και δυνητικά σε ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας. Σε αυτές τις περιοχές ($WSS < 0,4 \text{ [Pa]}$), τα ενδοθηλιακά κύτταρα εμφανίζουν προ-αθερογενετικά χαρακτηριστικά όπως εξασθενημένη σύνθεση οξειδίου του νατρίου, πολλαπλασιασμό αγγειακά λείων μυϊκών κυττάρων και αυξημένη διαπερατότητα του ενδοθηλίου. Επιπλέον, η τοπική μεταφορά μάζας προς και από το αρτηριακό τοίχωμα αναστέλλεται σε αυτές τις περιφέρειες και οδηγεί σε αυξημένη συσσωμάτωση των λευκοκυττάρων και των μορίων των LDL (λιποπρωτεΐνες χαμηλής πυκνότητας, Low Density Lipoproteins) στο ενδοθήλιο.

Μια συνηθισμένη end to side αναστόμωση χαρακτηρίζεται από ανωμαλίες στα ροϊκά χαρακτηριστικά της, όπως είναι η ταλάντωση της ροής στην αρχή της αναστόμωσης (heel), την αντίδραση στο κάτω μέρος της αρτηρίας και το διαχωρισμό της ροής στο τέλος της αναστόμωσης (toe). Υπάρχει ένα σημείο στασιμότητας στο κάτω μέρος της αρτηρίας, όπου η ροή από το μόσχευμα προσκρούει στο κάτω μέρος του αρτηριακού τοιχώματος, η θέση του οποίου ταλαντεύεται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Αυτή η μετακίνηση του σημείου παρέχει μια χαμηλού μεγέθους αλλά υψηλής ταλάντωσης διατμητική τάση τοιχώματος στο κάτω μέρος της αρτηρίας το οποίο έχει προταθεί για την ενίσχυση της αθηρογένεσης (Ku et al. 1995) και το σχηματισμό υποενδοθηλιακής υπερπλασίας (Li et al. 2001). Επιπλέον, είναι γνωστό ότι η επίδραση της ροής στο κάτω μέρος της αρτηρίας είναι επιβλαβής για το ενδοθήλιο και πιστεύεται ότι είναι άλλος ένας λόγος που συμβάλλει στην αστοχία του μοσχεύματος (Bates et al. 2001). Επίσης, σε μια συμβατική διαμόρφωση end to side αναστόμωσης υπάρχει μια υψηλή χωρική διαβάθμιση της διατμητικής τάσης τοιχώματος στο τέλος της αναστόμωσης (toe), η οποία έχει προταθεί για μια πιθανή αιτία πρόκλησης μορφολογικών λειτουργικών αλλαγών στο ενδοθήλιο που μπορεί να συμβάλλει σε αυξημένη τοιχωματική διαπερατότητα και ως εκ τούτου σε

αθηροσκληρωτικές βλάβες (DePaola et al. 1992, Lei et al. 1995, Lei et al. 1996) και ανάπτυξη υπενδοθηλιακής υπερπλασίας (Ohja et al. 1993).



Εικόνα 2.4: Απεικόνιση περιοχών που αναμένονται να εμφανίσουν υψηλά ή χαμηλά επίπεδα διατμητικών τάσεων (Haruguchi και Teraoka et al. 2003)

2.3 ΕΞΙΣΩΣΗ ΤΗΣ ΣΥΝΕΧΕΙΑΣ

Κατά την ροή ενός ρευστού μέσα σε ένα αγωγό, η μάζα του ρευστού διατηρείται σταθερή. Έτσι όταν η ροή θεωρείται μόνιμη, μεταξύ δυο διατομών A_1 και A_2 η ποσότητα της μάζας που εισέρχεται στο σύστημα ανά μονάδα χρόνου είναι ίση με αυτή που εξέρχεται και συνεπώς ισχύει η παρακάτω εξίσωση, γνωστή και ως εξίσωση της συνέχειας:

$$\dot{m}_1 = \dot{m}_2 = \frac{dm_1}{dt} = \frac{dm_2}{dt} = A_1 \cdot \rho_1 \cdot u_1 = A_2 \cdot \rho_2 \cdot u_2 \text{ [kg/s]}$$

Όπου:

\dot{m}_1, \dot{m}_2 : η παροχή μάζας του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [kg/s]

m_1, m_2 : μάζα του ρευστού που διέρχεται σε χρόνο t στις αντίστοιχες θέσεις [kg]

A_1, A_2 : η διατομή του αγωγού στις αντίστοιχες θέσεις [m^2]

ρ_1, ρ_2 : η πυκνότητα του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [kg/m^3]

u_1, u_2 : η μέση ταχύτητα του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [m/s]

Όμως στην περίπτωση μας το αίμα είναι ασυμπύεστο ρευστό (ρ =σταθερό), επομένως η παραπάνω σχέση γίνεται:

$$Q_1 = Q_2 = \frac{dV_1}{dt} = \frac{dV_2}{dt} = A_1 \cdot u_1 = A_2 \cdot u_2 \text{ [m}^3\text{/s]}$$

Όπου:

Q_1, Q_2 : η παροχή όγκου του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [m^3/s]

V_1, V_2 : ο όγκος του ρευστού που διέρχεται σε χρόνο t στις αντίστοιχες θέσεις [m^3]

A_1, A_2 : η διατομή του αγωγού στις αντίστοιχες θέσεις [m^2]

ρ_1, ρ_2 : η πυκνότητα του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [kg/m^3]

u_1, u_2 : η μέση ταχύτητα του ρευστού στις αντίστοιχες θέσεις [m/s]

Επίσης για μόνιμη ($\partial\rho/\partial t = 0$) και ασυμπίεστη ($\text{grad } \rho = 0$) ροή, σε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων (x, y, z), η εξίσωση της συνέχειας έχει την μορφή:

$$\text{div}(\vec{W}) = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

Ενώ για μη μόνιμη και τρισδιάστατη ροή σε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων (x, y, z), η εξίσωση της συνέχειας έχει την μορφή:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0$$

Όπου:

u, v, w : η ταχύτητα του ρευστού στις αντίστοιχες διευθύνσεις (x, y, z) [m/s]

Σήμερα με χρήση υπερήχων μπορούμε να μετρήσουμε την διάμετρο της διατομής ενός αγγείου ή μοσχεύματος και την αντίστοιχη ταχύτητα της ροής αίματος. Έτσι γνωρίζοντας το εμβαδόν της διατομής και την ταχύτητα της ροής μπορούμε να υπολογίσουμε την παροχή όγκου του αίματος.

2.4 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ (ΕΞΙΣΩΣΗ BERNOULLI)

Μια άλλη αρχή που ισχύει στην μηχανική των ρευστών είναι η διατήρηση της ενέργειας, η οποία εκφράζει τη συνολική ενέργεια ενός ρευστοδυναμικού συστήματος και εκφράζεται από τη σχέση:

$$E_{\text{ολ}} = \hat{E} + P \cdot V + \frac{1}{2} m \cdot u^2 + m \cdot g \cdot h \text{ [J]}$$

Όπου:

\hat{E} : η εσωτερική ενέργεια του ρευστού συναρτήσει της θερμοκρασίας του [J]

PV : η ενέργεια λόγω πίεσης [J]

$\frac{1}{2} m u^2$: η κινητική ενέργεια [J]

mgh : η δυναμική ενέργεια λόγω της βαρύτητας [J]

P : η στατική πίεση του ρευστού [Pa]

V : ο όγκος του ρευστού [m^3]

m : η μάζα του ρευστού [kg]

u : η ταχύτητα του ρευστού [m/s]

g : η επιτάχυνση της βαρύτητας ($g = 9,81$) [m/s^2]

h : το ύψος του υπό μελέτη σημείου από το σημείο αναφοράς [m]

Σε περίπτωση μόνιμης και ασυμπίεστης ροής, κατά μήκος μιας ροϊκής γραμμής όπου το ρευστό μπορεί να θεωρηθεί ανιζώδες, η ενέργεια ανά μονάδα όγκου διατηρείται σταθερή και βασισμένο σε αυτό διατυπώνεται η αρχή του Bernoulli σύμφωνα με την οποία η ολική ενέργεια ανά μονάδα όγκου παραμένει αμετάβλητη. Η έκφραση της παραπάνω αρχής είναι γνωστή ως εξίσωση Bernoulli και για όρους πίεσης έχει την μορφή:

$$P + \frac{1}{2} \rho \cdot u^2 + \rho \cdot g \cdot h = \text{σταθ. [Pa]}$$

Όπου:

P: η στατική πίεση [Pa]

$\frac{1}{2} \rho u^2$: η δυναμική πίεση [Pa]

$\rho g h$: η υδροστατική πίεση [Pa]

Ενώ σε περίπτωση που θέλουμε την έκφραση της εξίσωσης Bernoulli για όρους ύψους, θα χρησιμοποιήσουμε την σχέση:

$$\frac{u^2}{2g} + \frac{P}{\rho g} + h = \text{σταθ. [m]}$$

Όπου:

u: η ταχύτητα του ρευστού [m/s]

P: η στατική πίεση του ρευστού [Pa]

ρ : η πυκνότητα του ρευστού [kg/m³]

g: η επιτάχυνση της βαρύτητας (g = 9,81) [m/s²]

h: το ύψος του υπό μελέτη σημείου από το σημείο αναφοράς [m]

Κατά την ροή ενός ρευστού μέσα σε ένα αγωγό υπάρχουν ενεργειακές απώλειες. Οι απώλειες αυτές οφείλονται αφενός στα ευθύγραμμα τμήματα (αγωγοί) του δικτύου τα οποία δημιουργούν τις κύριες ή μείζονες απώλειες και αφετέρου στα διάφορα εξαρτήματα (βάνες, γωνίες κτλ.) του δικτύου τα οποία δημιουργούν τις τοπικές ή ελάσσονες απώλειες.

Ανάμεσα σε δυο διατομές ενός αγωγού, όπου η ροή είναι πλήρως ανεπτυγμένη, μόνιμη και ασυμπίεστη, ανεξάρτητα αν ο αγωγός είναι οριζόντιος ή κεκλιμένος καθώς ισχύει ($D_1 = D_2$) άρα, ($u_1 = u_2$), το ύψος κύριων απωλειών πίεσης δίνεται από την εξίσωση των Darcy-Weisbach:

$$H_L = f \frac{L}{D} \cdot \frac{u^2}{2g} \text{ [m]}$$

Όπου:

f: ο συντελεστής τριβής

L: το μήκος του υπό μελέτη αγωγού [m]
 D: η διάμετρος του αγωγού [m]
 u: η ταχύτητα του ρευστού [m/s]
 g: η επιτάχυνση της βαρύτητας ($g = 9,81$) [m/s²]

Για στρωτή ροή ο συντελεστής τριβής δίνεται από την σχέση:

$$f = \frac{64}{Re}$$

Όπου:

Re: ο αριθμός Reynolds (βλέπε [ενότητα 2.6])

Αν η ροή είναι μεταβατική ή τυρβώδης, τότε για να βρούμε τον συντελεστή τριβής πρέπει να ανατρέξουμε στο διάγραμμα Moody.

Το ύψος των τοπικών ή ελασσόνων απωλειών πίεσης δίνεται από την σχέση:

$$H_m = K_L \cdot \frac{u^2}{2g} \text{ [m]}$$

Όπου:

K_L: ο συντελεστής απωλειών του εξαρτήματος

2.5 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΟΡΜΗΣ (ΕΞΙΣΩΣΗ NAVIER-STOKES)

Η ορμή ορίζεται ως το γινόμενο της μάζας επί την ταχύτητα και σύμφωνα με τον δεύτερο νόμο του Νεύτωνα έχει την μορφή:

$$\Sigma F = m \cdot a = \frac{d(m \cdot u)}{dt} \text{ [N]}$$

Όπου:

ΣF: το άθροισμα των δυνάμεων [N]

m: η μάζα [kg]

a: η επιτάχυνση [m/s²]

Τώρα, αν θεωρήσουμε ένα ασυμπίεστο ρευστό που ρέει με ταχύτητα u και εφαρμόσουμε το 2^ο νόμο του Νεύτωνα για τη συνιστώσα x, τότε θα καταλήξουμε στην εξίσωση Navier-Stokes, η οποία συνδέει τις μεταβολές τις πίεσης με τις ιξώδεις και αδρανειακές δυνάμεις, καθώς και με τις εξωτερικές δυνάμεις που ασκούνται στο σύστημα. Η εξίσωση Navier-Stokes (για διδιάστατη ροή) εκφράζεται από τη σχέση:

$$\rho \frac{\partial u_x}{\partial t} + \rho(u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y}) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu(\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2}) + F_x$$

Όπου:

$\frac{\partial u_x}{\partial t}$: η χρονική επιτάχυνση [m/s²]

$\rho(u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y})$: οι αδρανειακές δυνάμεις

$-\frac{\partial P}{\partial x}$: οι δυνάμεις πίεσης

$\mu(\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2})$: οι δυνάμεις ιξώδους

F_x : οι βαρύτιμες δυνάμεις

Η λύση της εξίσωσης Navier-Stokes με χρήση των κατάλληλων αρχικών και οριακών συνθηκών, περιγράφει το πεδίο ταχυτήτων από το οποίο προκύπτουν οι εφαπτομενικές ή διατμητικές τάσεις στις οριακές επιφάνειες.

2.6 ΑΡΙΘΜΟΣ REYNOLDS

Ο χαρακτήρας της ροής εξαρτάται από τον λόγο των αδρανειακών δυνάμεων ως προς τις ιξώδεις δυνάμεις και ο λόγος αυτός εκφράζεται με τον αριθμό Reynolds. Σε περίπτωση που οι αδρανειακές δυνάμεις είναι ασθενείς και οι ιξώδεις δυνάμεις δεν μπορούν να θεωρηθούν αμελητέες, τότε το ρευστό κινείται ομοιόμορφα και η ροή χαρακτηρίζεται ως στρωτή. Εν αντιθέσει όταν οι αδρανειακές δυνάμεις έχουν μεγάλο ρόλο στο φαινόμενο, τότε η ροή εμφανίζει διαταραχές με τη μορφή τοπικών περιδινήσεων, γίνεται ακανόνιστη και χαρακτηρίζεται ως τυρβώδη. Ουσιαστικά όταν θέλουμε να χαρακτηρίσουμε μια ροή, αρκεί να υπολογίσουμε τον αριθμό Reynolds, ο οποίος για ροή μέσα σε αγωγό δίνεται από τη σχέση:

$$Re = \frac{\rho \cdot u \cdot D}{\mu}$$

Όπου:

ρ : η πυκνότητα του ρευστού [kg/m³]

u : η ταχύτητα του ρευστού [m/s]

D : η διάμετρος του αγωγού [m]

μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s]

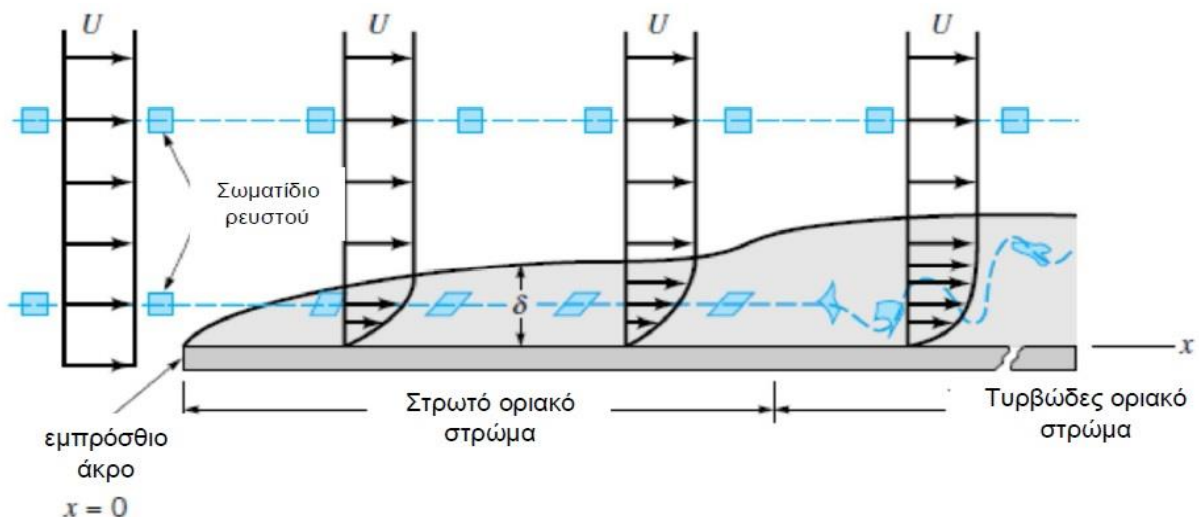
Η κρίσιμη του αριθμού Reynolds κατά την οποία η ροή μεταβαίνει σε τυρβώδη, έχει βρεθεί πειραματικά και είναι 2100 σε ευθύγραμμους λείους αγωγούς με κυκλική διατομή.

2.7 ΟΡΙΑΚΟ ΣΤΡΩΜΑ

Για να καταλάβουμε καλύτερα την έννοια του οριακού στρώματος, ας θεωρήσουμε ένα ρευστό το οποίο ρέει κατά μήκος μίας επίπεδης πλάκας. Η ταχύτητά του ρευστού λόγω ύπαρξης του ιξώδους, μεταβάλλεται κατά τη διεύθυνση y κάθετα στη διεύθυνση ροής από την τιμή 0 στην επιφάνεια της πλάκας μέχρι την τιμή U στην κύρια μάζα του ρευστού. Η μεταβολή du/dy συντελείται μέσα σε μια απόσταση από τη στερεή επιφάνεια στην οποία ισχύει ότι ($u = U$). Η απόσταση αυτή είναι το πάχος του οριακού στρώματος (δ). Με αυστηρή θεώρηση το οριακό στρώμα δεν έχει συγκεκριμένο πάχος επειδή η εξίσωση ταχυτήτων ($u = U$) συντελείται στο άπειρο. Για πρακτικούς λόγους ορίζεται ως πάχος του οριακού στρώματος (δ) η απόσταση όπου η ταχύτητα (u) διαφέρει κατά 1% από την ταχύτητα του απέραντου ροϊκού πεδίου, δηλαδή όταν ($u = 0,99 \cdot U$). Έτσι για το πάχος του οριακού στρώματος μπορούμε να γράψουμε την σχέση:

$$\delta = y_{0,99U} \text{ [m]}$$

Αν παρακολουθήσουμε ένα μικρό ορθογώνιο σωματίδιο καθώς ρέει μέσα σε ομοιόμορφη ροή έξω από το οριακό στρώμα, θα παρατηρήσουμε ότι το σωματίδιο διατηρεί το σχήμα του. Όταν εισέλθει στο οριακό στρώμα, το σωματίδιο αρχίζει να παραμορφώνεται λόγω της κλίσης της ταχύτητας μέσα στο οριακό στρώμα, καθώς το πάνω μέρος του σωματιδίου έχει μεγαλύτερη ταχύτητα από το κάτω. Τα σωματίδια του ρευστού δεν περιστρέφονται εξωτερικά του οριακού στρώματος, αλλά ξεκινούν την περιστροφή μόλις διέλθουν την φανταστική επιφάνεια του οριακού στρώματος και εισέλθουν στην ιξώδη ροή. Σε όρους κινηματικής, έξω από το οριακό στρώμα η ροή έχει μηδενική στροβιλότητα, ενώ μέσα σε αυτό μη μηδενική.



Εικόνα 2.5: Παραμόρφωση σωματιδίου ρευστού μέσα στο οριακό στρώμα [EB-13]

Σε κάποια απόσταση από το εμπρόσθιο άκρο, το οριακό στρώμα γίνεται τυρβώδες και τα σωματίδια του ρευστού παραμορφώνονται πάρα πολύ λόγω της τυχαίας, ακανόνιστης φύσης της τύρβης.

Το εύρος της οριακής στοιβάδας (δ) μπορεί να υπολογιστεί για στρωτή και τυρβώδη ροή αντίστοιχα από τις εξισώσεις:

$$\frac{\delta_{\sigma\pi\rho.}}{x} = \frac{4,91}{\sqrt{\text{Re}_x}}, \quad \frac{\delta_{\tau\rho\beta.}}{x} = \frac{0,377}{(\text{Re}_x)^{0,2}}$$

Όπου:

x : η απόσταση από την είσοδο του αγωγού [m]

Re_x : ο αριθμός Reynolds στην αντίστοιχη θέση

Φυσικά και σε ροή μέσα σε αγωγούς έχουμε ανάπτυξη οριακού στρώματος. Βέβαια στους αγωγούς το οριακό στρώμα καταλαμβάνει ολόκληρο τον αυλό του σωλήνα και η ταχύτητα αποκτά παραβολική κατανομή. Από εκείνο το σημείο και μετά, η παραβολική μορφή της ταχύτητας παραμένει αμετάβλητη και η ροή είναι πλήρως ανεπτυγμένη. Η περιοχή από την είσοδο του αγωγού μέχρι το σημείο έναρξης της πλήρους ανεπτυγμένης ροής ονομάζεται περιοχή εισόδου.

Η περιοχή εισόδου εκτείνεται σε απόσταση L_e , η οποία για στρωτή ροή και για αριθμούς Reynolds ($10 < \text{Re} < 2100$) δίνεται από τη σχέση:

$$L_e^{\sigma\pi\rho.} = 0,06 \cdot \text{Re} \cdot D \text{ [m]}$$

Όπου:

Re : ο αριθμός Reynolds

D : η διάμετρος του αγωγού [m]

Για αριθμούς Reynolds ($\text{Re} < 1$) το μήκος εισόδου προσεγγίζει τη διάμετρο του αγωγού, δηλαδή ($L_e^{\sigma\pi\rho.} \approx D$).

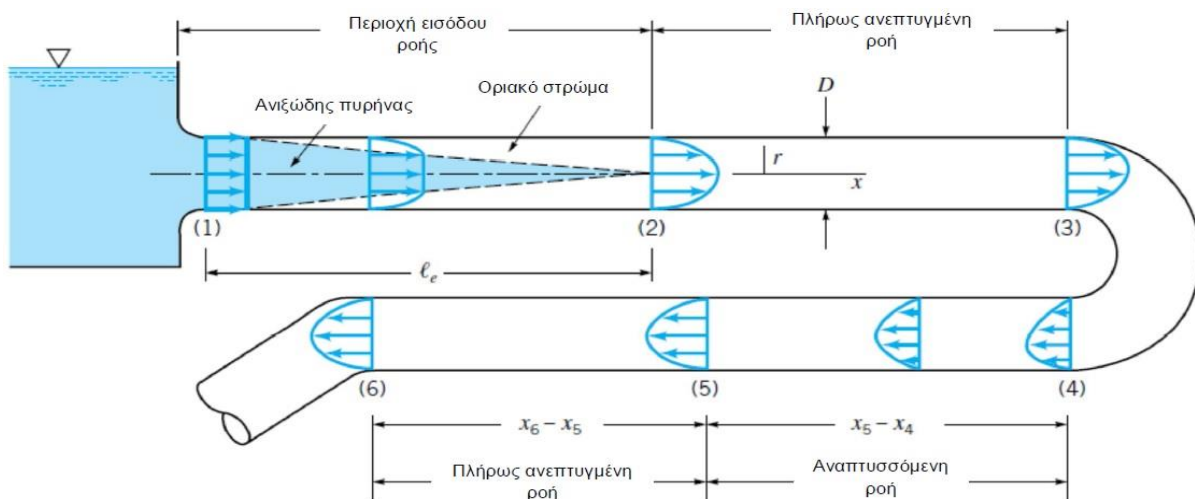
Για αριθμούς Reynolds ($\text{Re} > 2100$) όπου έχουμε τυρβώδη ροή, το μήκος εισόδου είναι μικρότερο από το αντίστοιχο της στρωτής ροής και δίνεται από τη σχέση:

$$L_e^{\tau\rho\beta.} = 4,4 \cdot D \cdot (\text{Re})^{1/6}$$

Όπου:

Re : ο αριθμός Reynolds

D : η διάμετρος του αγωγού [m]



Εικόνα 2.6: Περιοχή εισόδου, αναπτυσσόμενη ροή και πλήρως ανεπτυγμένη ροή σε σωλήνα [EB-13]

Το μήκος της περιοχής εισόδου είναι ιδιαίτερα σημαντική παράμετρος, διότι στην περιοχή που ορίζεται οι μεταβολές της ταχύτητας du/dr είναι μεγάλες και συνεπώς η διαμητρική τάση κοντά στα τοιχώματα είναι ιδιαίτερα υψηλή, κυρίως στην περίπτωση της τυρβώδους ροής. Επομένως είναι αυξημένη η πιθανότητα εμφάνισης φθορών στις περιοχές των εκφύσεων των αγγείων ή των αναστομών τους με τα διάφορα μοσχεύματα.

2.8 ΝΟΜΟΣ ΤΟΥ POISEUILLE

Όπως είδαμε και στο 1^ο κεφάλαιο, στο κυκλοφορικό σύστημα, η καρδιά δημιουργεί κάποια διαφορά πίεσης, η οποία εξωθεί το αίμα στις αρτηρίες, προκαλώντας σε μια συγκεκριμένη εγκάρσια τομή του αγωγού παραβολική κατανομή ταχυτήτων. Αυτό οφείλεται στην "συνθήκη μηδενικής ολίσθησης" και στην εσωτερική τριβή, δηλαδή στο ιξώδες. Επομένως, η αντίσταση στη ροή δεν οφείλεται μόνο στην τριβή η οποία αναπτύσσεται μεταξύ του υγρού και των τοιχωμάτων αλλά κυρίως στην εσωτερική τριβή, δηλαδή στο ιξώδες. Συνεπώς η ταχύτητα αποκτά παραβολική κατανομή. Το παραπάνω συμπέρασμα προκύπτει από το νόμο του Poiseuille όπου για Νευτώνειο ρευστό που ρέει υπό συνθήκες μόνιμης και στρωτής ροής, μέσα σε κυλινδρικό αγωγό με άκαμπτα τοιχώματα, εκφράζεται από τη σχέση:

$$\Delta P = P_2 - P_1 = Q \cdot \frac{8 \cdot \mu \cdot L}{\pi r^4} \text{ [Pa]}$$

Όπου:

ΔP : η διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο υπό μελέτη σημείων [Pa]

Q : η παροχή όγκου του ρευστού [m^3/s]

μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s]

L: η αξονική απόσταση μεταξύ των δύο υπό μελέτη σημείων [m]

r: η ακτίνα του αγγείου [m]

Όταν η ροή έχει αναπτυχθεί πλήρως, η ταχύτητα σε ακτινική απόσταση (r_x) από τον άξονα δίνεται από τη σχέση:

$$u_{r_x} = U \cdot \left(1 - \frac{r_x^2}{r^2}\right) \text{ [m/s]}$$

Όπου:

U: η μέγιστη ταχύτητα της ροής [m/s]

r: η ακτίνα του αγωγού [m]

Επίσης μπορεί να υπολογιστεί η αντίσταση της ροής (R), που ορίζεται ως ο λόγος της διαφοράς πίεσης (ΔP) ως προς τη ροή (Q) και δίνεται από τη σχέση:

$$R = \frac{\Delta P}{Q} = \frac{P_2 - P_1}{Q} = \frac{8 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot r^4} \text{ [Pa·s/m}^3\text{]}$$

Όπου:

ΔP : η διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο υπό μελέτη σημείων [Pa]

Q: η παροχή όγκου του ρευστού [m³/s]

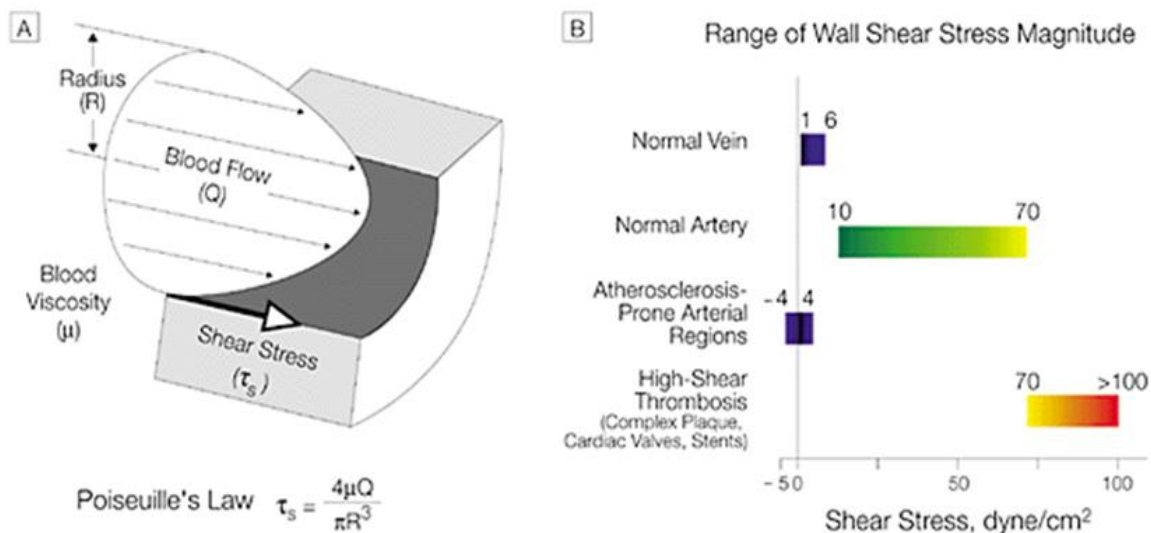
μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s]

L: η αξονική απόσταση μεταξύ των δύο υπό μελέτη σημείων [m]

r: η ακτίνα του αγωγού [m]

Το εσωτερικό τοίχωμα των αγγείων (ενδοθήλιο) υπόκεινται συνεχώς σε διατμητική τάση από το αίμα. Το μέτρο αυτής της τάσης μπορεί να υπολογιστεί στην πλειονότητα των αγγείων από τον νόμο του Poiseuille όπου η διατμητική τάση είναι ανάλογη του ιξώδους του αίματος και αντιστρόφως ανάλογη της τρίτης δύναμης της εσωτερικής ακτίνας του αγγείου.

Μετρήσεις με διαφορετικές μεθόδους έχουν δείξει πως η διατμητική τάση εκτείνεται από (1 έως 6) [dyne/cm²] στο φλεβικό σύστημα και (10 έως 70) [dyne/cm²] στο αρτηριακό σύστημα (όπου 1 [dyne/cm²] = 0,1 [Pa]).



Εικόνα 2.7: (A) Σχηματικό διάγραμμα του αίματος σε αγγείο που αναπαριστά την αιμοδυναμική διατμητική τάση, την δύναμη τριβής που ασκείται στο εσωτερικό του αγγείου στη λεία επιφάνεια του ενδοθηλίου σαν αποτέλεσμα της ροής του αίματος. (B) Διάγραμμα των διαφόρων μεγεθών διατμητικής τάσης στις φλέβες, αρτηρίες και στα παθολογικά σημεία χαμηλής και υψηλής τάσης (Malek et al. 1999)

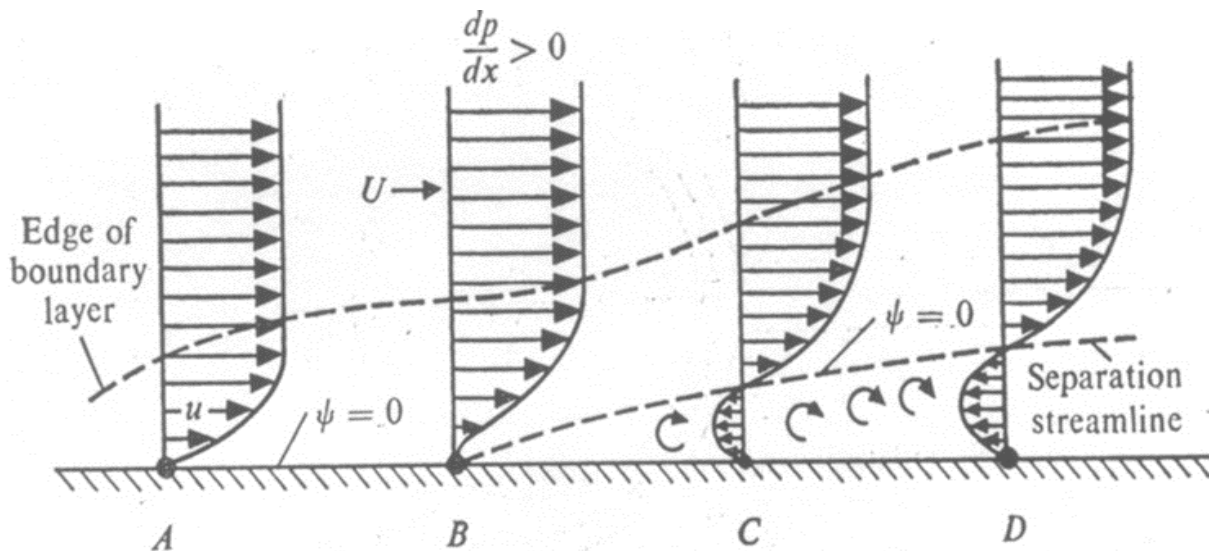
Σε πολλά πειράματα έχει δειχθεί πως η διατμητική τάση επηρεάζει την αγγειακή αναδιαμόρφωση των τοιχωμάτων. Ειδικότερα σε χρόνιες αυξήσεις της αιματικής ροής και άρα της διατμητικής τάσης που είναι αποτέλεσμα αυτής, όπως στην περίπτωση της κερκιδικής αρτηρίας, σε ασθενείς που υπόκεινται σε αιμοκάθαρση, κοντά στο σημείο της αρτιοφλεβικής αναστόμωσης, έχουν σαν αποτέλεσμα την αύξηση της ακτίνας του αγγείου ώστε να παραμείνει η διατμητική τάση σε σταθερά επίπεδα. Αντίστοιχα μειωμένη διατμητική τάση λόγω μειωμένης αιματικής ροής ή μειωμένου ιξώδους επιφέρει μείωση της εσωτερικής αγγειακής ακτίνας. Η ξενική επίδραση της ενδοθηλιακής παραμόρφωσης έχει σαν στόχο το μέτρο της διατμητικής τάσης να παραμείνει ανάμεσα στα (15 με 20) [dyne/cm²].

2.9 ΑΠΟΚΟΛΛΗΣΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ

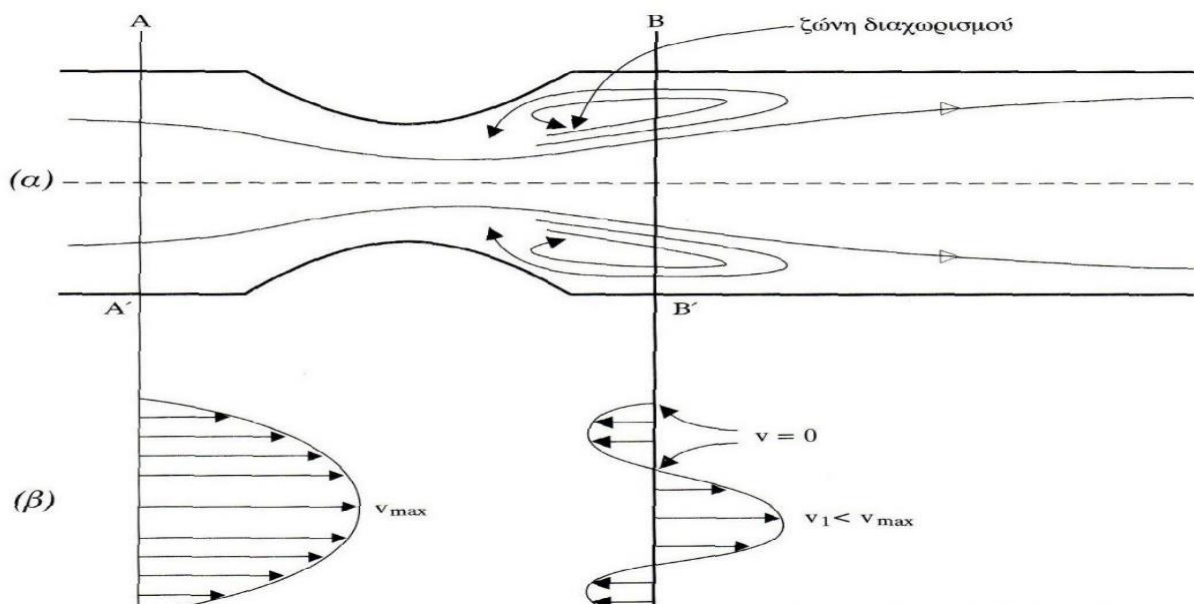
Όπως αναφέραμε και στην [Ενότητα 1.9], ένα ιδιαίτερα σημαντικό φαινόμενο το οποίο φαίνεται να συμβάλει στην ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας, στις εκφύσεις των αρτηριών και της υπερπλασίας του έσω χιτώνα στην περιοχή των αναστομών των αρτηριών με διάφορα μοσχεύματα, είναι αυτό που ονομάζεται αποκόλληση ή διαχωρισμός της ροής. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται σε δύο αιτίες. Η πρώτη είναι η απότομη εκτροπή της διεύθυνσης ροής, όπου αν η αδράνεια είναι αρκετά μεγάλη, τότε το ρευστό δεν μεταβάλλει γρήγορα την διεύθυνση του έτσι ώστε να παρακολουθήσει τη μεταβαλλόμενη γεωμετρία της ροής. Η δεύτερη αιτία είναι η ανάπτυξη ανάδρομης διαφοράς πίεσης, όπου η πίεση αυξάνεται κατά την φορά της ροής. Στην περίπτωση αυτή και η πίεση αλλά και η διατμητική τάση τοιχώματος (WSS), δρουν σε κατεύθυνση

αντίθετη με τη ροή, με αποτέλεσμα την ταχεία ελάττωση της ορμής του ρευστού και την απότομη αύξηση του εύρους της οριακής στοιβάδας.

Το φαινόμενο αυτό είναι εντονότερο κοντά στα τοιχώματα του αγγείου, όπου η ταχύτητα συχνά μηδενίζεται και αποκτά αρνητική διεύθυνση. Η περιοχή αυτή ονομάζεται περιοχή διαχωρισμού της ροής. Μέσα στην περιοχή αυτή το ρευστό παγιδεύεται και εκτελεί ανάδρομη κίνηση, με αποτέλεσμα την δημιουργία δευτερεύουσας ροής. Στις περιοχές αυτές, η μοριακή ανταλλαγή με την κύρια ροή είναι πολύ βραδεία και περιορισμένη.



Εικόνα 2.8: Σχηματική απεικόνιση αποκόλλησης της ροής [EB-14, I-20]



Εικόνα 2.9: Σχηματική απεικόνιση αποκόλλησης της ροής σε στένωση [I-21]

2.10 ΑΡΙΘΜΟΣ WOMERSLEY

Η ροή του αίματος στις αρτηρίες και στις φλέβες δεν είναι μόνιμη, δηλαδή ανεξάρτητη του χρόνου αλλά παλμική και συνεπώς όπως αναφέραμε και παραπάνω δεν ισχύει ο νόμος του Poiseuille. Έτσι χρειάζεται μια σχέση που να συσχετίζει τις εξαρτημένες από το χρόνο πλέον πιέσεις και ροές. Ο Womersley έχει παρουσιάσει μια πολύ αξιόλογη ανάλυση των φαινομένων της παλμικής ροής, η οποία αν και ισχύει μόνο για ευθύγραμμους αγωγούς με κυκλική διατομή, σε συνθήκες στρωτής ροής, δίνει μια εικόνα της πολυπλοκότητας η οποία προέρχεται από την παλμική κίνηση. Το κύριο μέγεθος που περιγράφει την αστάθεια της ροής και υπεισέρχεται στην όλη μελέτη είναι ο αριθμός Womersley (α). Μια διαστατική ανάλυση των εξισώσεων Navier-Stokes για μη μόνιμη ροή οδηγεί στον ορισμό της αδιάστατης παραμέτρου Womersley η οποία δίνεται από τη σχέση:

$$\alpha = r \cdot \sqrt{\frac{\omega}{\nu}} = r \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot \pi \cdot f}{\nu}}$$

Όπου:

r: η ακτίνα του αγωγού [m]

ω : η γωνιακή συχνότητα του παλμού [rad/s]

ν : το κινηματικό ιξώδες [m^2/s]

f: η συχνότητα του παλμού [Hz]

Στην πραγματικότητα ο αριθμός Womersley αποτελεί έκφραση του λόγου των αδρανειακών δυνάμεων προς τις δυνάμεις ιξώδους, δηλαδή αποτελεί το ανάλογο του αριθμού Reynolds αλλά για παλμική ροή. Οι μέγιστοι και μέσοι αριθμοί Reynolds στον άνθρωπο δίνονται στον παρακάτω πίνακα, ο οποίος επίσης περιλαμβάνει τις μέσες, μέγιστες και ελάχιστες ταχύτητες όπως και τον αριθμό Womersley. Οι μέγιστοι συστολικοί αριθμοί Reynolds υπερβαίνουν το 2300 στην αορτή και στην πνευμονική αρτηρία, ενώ έχουν παρατηρηθεί κάποια στοιχεία μετάβασης σε τύρβη. Οι τιμές στον πίνακα είναι τυπικές για ανθρώπους σε ανάπαυση. Υπογραμμισμένα, τονίζονται οι τιμές του αριθμού Womersley ($\alpha = 12$ και $\alpha = 21$) και Reynolds ($Re = 640$ και $Re = 1500$) για την αορτή. Οι τυπικοί αριθμοί Reynolds της ροής του αίματος κυμαίνονται από 1 στα αρτηρίδια έως 4000 περίπου στην μεγαλύτερη αρτηρία την αορτή.

Άνδρας (70 kg και 1,8 m)			
Αγγεία	α	u [cm/s]	Re
Συστηματικά Αγγεία			
<u>Ascending aorta</u>	<u>21</u>	<u>18 (112/0)*</u>	<u>1500 (9400)*</u>
<u>Abdominal aorta</u>	<u>12</u>	<u>14 (75/0)</u>	<u>640 (3600)</u>
<i>Renal artery</i>	4	40 (73/26)	700 (1300)
<i>Femoral artery</i>	4	12 (52/2)	200 (860)
<i>Femoral vein</i>	7	4	104
<i>Superior vena cava</i>	15	9 (23/0)	550 (1400)
<i>Inferior vena cava</i>	17	21 (46/0)	1400 (3000)
Πνευμονικά Αγγεία			
<i>Main artery</i>	20	19 (96/0)	1600 (7800)
<i>Main vein</i> ‡	10	19 (38/10)	800 (2200)

Πίνακας 2.1: Οι μέσοι/μέγιστοι αριθμοί Reynolds στον άνθρωπο και οι μέσες/μέγιστες/ελάχιστες ταχύτητες και ο αριθμός Womersley (Womersley Milnor WR. 1989; Williams και Wilkins, Hemodynamics 2^d ed. p 148 Baltimore)

Για μικρές τιμές του αριθμού Womersley (α), κυριαρχούν οι δυνάμεις ιξώδους και επομένως οι κατανομές της ταχύτητας είναι παραβολικές με την κεντρική ταχύτητα να μεταβάλλεται περιοδικά κατά την διάρκεια του κύκλου, ενώ για τιμές μεγαλύτερες του 10 κυριαρχούν οι μη μόνιμες δυνάμεις αδρανείας και έτσι οι κατανομές της ταχύτητας είναι ουσιαστικά επίπεδες (McDonald et al. 1974). Σε αντίθεση με την μονιμότητα της ροής διάφορα άλλα χαρακτηριστικά των βιολογικών ροών μπορούν σε ορισμένες περιπτώσεις να αγνοηθούν σαν δευτερεύουσας σημασίας. Τέτοια χαρακτηριστικά είναι η ελαστικότητα των τοιχωμάτων, η μη Νευτώνεια συμπεριφορά του αίματος, η διφασικότητα της ροής, οι δυνάμεις βαρύτητας και η θερμοκρασία. Στις περισσότερες αρτηρίες το αίμα συμπεριφέρεται σαν Νευτώνειο ρευστό με ιξώδες που μπορεί να ληφθεί σαν σταθερό με τιμή περίπου $\mu \approx 4$ [cP].

Μια προσέγγιση για την ανάλυση του καρδιαγγειακού συστήματος μπορεί να βασιστεί σε μονοδιάστατα μοντέλα ροής (π.χ. Windkessel μοντέλο) που μπορούν να ερμηνεύσουν την απότομη αύξηση και τη σταδιακή μείωση στις κυματομορφές της πίεσης και της ροής, περιγράφοντας το σε αναλογία με ένα διογκούμενο συσσωρευτή σε σειρά με ένα τμήμα αντιστάσεων.

Οι κυματομορφές της ροής και της πίεσης που προκύπτουν από τα μοντέλα που αναφέραμε πιο πάνω βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τα αποτελέσματα μετρήσεων στο σώμα. Αντίστοιχα πιο εξελιγμένα αναλυτικά μοντέλα όπως τα υπολογιστικά έχουν προταθεί από άλλους ερευνητές τα οποία βελτιώνουν τις προβλέψεις (Nichols & O'Rourke et al. 1990, Canic et al. 2003, 2006, Formaggia et al. 2003).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ FLUENT

3.1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ

Το Fluent είναι ένα πρόγραμμα υπολογιστικής ρευστομηχανικής που μοντελοποιεί ροές, φαινόμενα μεταφοράς και χημικές αντιδράσεις. Το Fluent δίνει στον χρήστη τη δυνατότητα να κάνει προσομοίωση στον Η/Υ τα πρακτικά σχεδιαστικά του προβλήματα για να τα αναλύσει και να τα λύσει. Το πρόγραμμα ενσωματώνει σύγχρονες τεχνικές μοντελοποίησης και ένα ευρύ φάσμα μαθηματικών μοντέλων για προσομοίωση πολυάριθμων τύπων ροών. Το Fluent μπορεί να μοντελοποιήσει φυσικά φαινόμενα όπως, τη στρωτή ή τυρβώδη ροή, Νευτώνειων ή μη Νευτώνειων ρευστών, ασυμπίεστης ή συμπιεστής, μόνιμης ή μη μόνιμης ροής, σε δυσδιάστατες ή τρισδιάστατες γεωμετρίες.

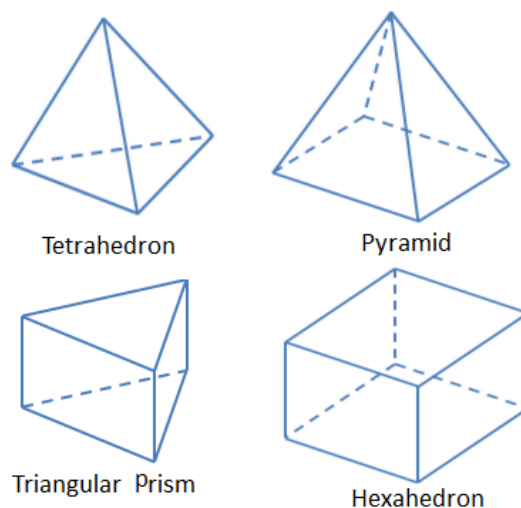
Η σωστή μοντελοποίηση είναι μια επίπονη διαδικασία, που απαιτεί προσοχή έτσι ώστε να μην παραλειφθούν βασικοί παράμετροι του προβλήματος. Είναι απαραίτητη η κριτική ικανότητα του χρήστη και η οργάνωση του προβλήματος σε ενότητες. Η μοντελοποίηση του Fluent χωρίζεται στα παρακάτω βήματα:

- Καθορισμός των στόχων της μοντελοποίησης ανάλογα με τα αποτελέσματα και την ακρίβεια που απαιτείται
- Επιλογή του υπολογιστικού πλέγματος, απομονώνοντας το κομμάτι εκείνο του συστήματος που μας ενδιαφέρει, και των οριακών συνθηκών
- Σχεδιασμός του πλέγματος ανάλογα με την ακρίβεια που απαιτείται σε κάθε περιοχή
- Επιλογή μαθηματικού ροϊκού μοντέλου ανάλογα με τον τύπο της ροής του υπό μελέτη ρευστού
- Καθορισμός της διαδικασίας λύσης επιταχύνοντας την σύγκλιση, καθώς μας ενδιαφέρει μικρός υπολογιστικός χρόνος και χρησιμοποίηση όσο το δυνατόν μικρότερης υπολογιστικής ισχύος

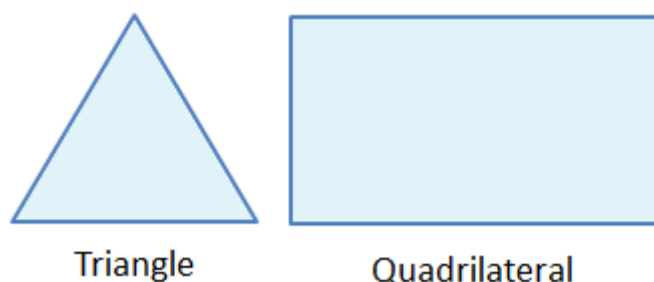
Οι διαφορικές εξισώσεις που διέπουν την ροή ενός ρευστού συνήθως δεν είναι αναλυτικές λύσεις, εκτός από πολύ απλές περιπτώσεις. Ως εκ τούτου προκειμένου να αναλυθεί το ρευστό που ρέει, οι περιοχές ροής χωρίζονται σε μικρότερους υποτομείς που αποτελούνται από γεωμετρικά αρχέτυπα, όπως τα εξάεδρα (hexahedra) και τα τετράεδρα (tetrahedra) σε τρισδιάστατες γεωμετρίες (3D) ή τα τετράπλευρα

(quadrilateral) και τα τρίγωνα (triangle) σε δυσδιάστατες γεωμετρίες (2D), που διέπουν εξισώσεις και επιλύονται μέσα σε κάθε ένα από αυτά τα επιμέρους τμήματα που έχει χωριστεί η γεωμετρία. Πρέπει να ληφθεί μέριμνα ώστε να διασφαλιστεί η σωστή συνέχεια της λύσης στο σύνολο των κοινών διεπαφών μεταξύ των δύο υποτομών, έτσι ώστε οι προσεγγιστικές λύσεις μέσα σε διάφορα τμήματα να μπορούν να ενωθούν για να δώσουν μια πλήρη εικόνα της ροής του ρευστού σε ολόκληρο το πεδίο ορισμού της υπό μελέτη γεωμετρίας. Κάθε ένα από αυτά τα επιμέρους τμήματα της γεωμετρίας είναι γνωστά ως στοιχεία (elements) ή κύτταρα (cells) ή κελιά και η συλλογή όλων των στοιχείων είναι γνωστή ως πλέγμα (grid ή mesh grid). Η διαδικασία της απόκτησης ενός πλέγματος ονομάζεται δημιουργία πλέγματος. Για να αποδειχθεί ότι το πλέγμα μας είναι κατάλληλο για να το χρησιμοποιήσουμε, πρέπει να κάνουμε έλεγχο ευαισθησίας του πλέγματος. Για να κάνουμε αυτό τον έλεγχο πρέπει πρώτα να δημιουργήσουμε πολλά πλέγματα για την υπό μελέτη γεωμετρία μας τα οποία θα έχουν διαφορετικό αριθμό στοιχείων, ξεκινώντας πάντα από μικρό αριθμό στοιχείων και καταλήγοντας σε μεγάλο. Στη συνέχεια πρέπει να συγκρίνουμε τα αποτελέσματα από τα διάφορα πλέγματα που έχουμε δημιουργήσει καταλήγοντας σε ένα πλέγμα που έχει την βέλτιστη ακρίβεια και την λιγότερη απαιτούμενη υπολογιστική ισχύ. Η παραπάνω διαδικασία έχει θεωρηθεί από καιρό ένα εμπόδιο στη υπολογιστική ανάλυση λόγω της έλλειψης μιας διαδικασίας πλήρως αυτοματοποιημένης για την δημιουργία πλέγματος.

Το Fluent χρησιμοποιεί πεπερασμένους όγκους και υποστηρίζει και μη δομημένα πλέγματα (unstructured) όλων των τύπων τα οποία είναι ένα σύνολο διακριτών πλεγμάτων που παράγουν εντός του χώρου τυχαίες αποστάσεις, αφού δεν ακολουθούν κανένα ενιαίο πρότυπο και ως εκ τούτου προκύπτει το όνομα μη δομημένο πλέγμα.



Εικόνα 3.1: Γεωμετρικά αρχέτυπα τριών διαστάσεων (3D) [I-22]



Εικόνα 3.2: Γεωμετρικά αρχέτυπα δυο διαστάσεων (2D) [1-22]

Το Fluent για όλους τους τύπους των ροών επιλύει διάφορες εξισώσεις. Επιλύει την εξίσωση συνέχειας και την εξίσωση διατήρησης της ορμής για όλα τα είδη των ροών και ανάλογα με τα δεδομένα του προβλήματος επιλύει και άλλες εξισώσεις, όπως την εξίσωση διατήρησης της ενέργειας αν πρόκειται για μεταφορά θερμότητας και διάφορες άλλες εξισώσεις στην περίπτωση τυρβώδους ροής. Στην επόμενη ενότητα παρουσιάζονται περιληπτικά οι πιο βασικές εξισώσεις που επιλύει το υπολογιστικό πρόγραμμα Fluent για την επίλυση των προσομοιώσεων που πραγματοποιήσαμε.

3.2 ΕΞΙΣΩΣΗ ΤΗΣ ΣΥΝΕΧΕΙΑΣ (MASS CONSERVATION EQUATION)

Η διαφορική εξίσωση της συνέχειας (απουσία πηγής ή καταβόθρας), η οποία επίσης λέγεται και εξίσωση διατήρησης της μάζας, η οποία είναι έγκυρη για μόνιμη και μη μόνιμη ροή, καθώς και για συμπιεστά και ασυμπιέστα ρευστά και επιλύεται από το πρόγραμμα έχει τη μορφή:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho \cdot v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho \cdot w)}{\partial z} = 0$$

Η παραπάνω σχέση με διανυσματικό συμβολισμό θα έχει την μορφή:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot \rho \cdot \vec{u} = 0$$

Για μόνιμη και ασυμπιέστη ροή ($\rho = \text{σταθ.}$), η παραπάνω σχέση έχει την μορφή:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \Rightarrow \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

3.3 ΑΡΧΗ ΔΙΑΤΗΡΗΣΗΣ ΤΗΣ ΟΡΜΗΣ (MOMENTUM CONSERVATION EQUATION)

Η εξίσωση διατήρησης της ορμής για ένα αδρανειακό (μη επιταχυνόμενο) πεδίο αναφοράς έχει την μορφή:

$$\frac{\partial(\rho \cdot \bar{u})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \cdot \bar{u} \cdot \bar{u}) = -\nabla \cdot P + \nabla \cdot \bar{\tau} + \rho \cdot \bar{g} + \bar{F}$$

Όπου:

- \bar{u} : το διάνυσμα της ταχύτητα του ρευστού [m/s]
- ρ : η πυκνότητα του ρευστού [kg/m³]
- P : η στατική πίεση του ρευστού [Pa]
- $\bar{\tau}$: ο τανυστής τάσεων
- $\rho \bar{g}$: η δύναμη λόγω βαρύτητας (ανά μονάδα όγκου) [N/m³]
- \bar{F} : η εξωτερική δύναμη (ανά μονάδα όγκου) [N/m³]

Η δύναμη (\bar{F}) μπορεί να περιέχει επιπλέον εξαρτημένους παράγοντες τους οποίους ορίζει ο χρήστης. Επίσης, ο τανυστής τάσης ($\bar{\tau}$) δίνεται από την σχέση:

$$\bar{\tau} = \mu \cdot [(\nabla \cdot \bar{u} + \nabla \cdot \bar{u}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \bar{u} \cdot \bar{i}]$$

Όπου:

- μ : το δυναμικό ιξώδες [Pa·s]
- \bar{i} : ο μοναδιαίος τανυστής

3.4 ΜΟΝΤΕΛΑ ΤΥΡΒΗΣ

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήσαμε τρία διαφορετικά μοντέλα τύρβης για να προσομοιώσουμε την ροή και να συμπεράνουμε ποιο από τα τρία προσεγγίζει καλύτερα τα πειραματικά αποτελέσματα. Τα μοντέλα τύρβης που χρησιμοποιήσαμε είναι τα εξής:

- k - ε RNG
- k - ω
- k - ω SST

Οι συντελεστές που επιλέξαμε και οι εξισώσεις που περιέχουν τα τρία παραπάνω μοντέλα τύρβης, τα οποία χρησιμοποιούνται από το Ansys Fluent, αναλύονται περιληπτικά στο (Ansys Fluent 16.0 Theory Guide), μέσα στο οποίο υπάρχει μια τεράστια γκάμα βιβλιογραφικών πηγών από όπου αντλήθηκαν οι

πληροφορίες και λεπτομερώς στα βιβλία (Turbulent Flows, Stephen B. Pope, Cambridge University Press 2000), (Turbulence Modeling For CFD, David C. Wilcox, DCW Industries 2006). Παρακάτω αναφέρονται περιληπτικά οι βασικές σχέσεις που χρησιμοποιεί το κάθε μοντέλο τύρβης, ενώ για περισσότερες πληροφορίες μπορούμε να ανατρέξουμε στις προαναφερθείσες πηγές.

3.4.1 k - ε RNG μοντέλο τύρβης

Το k - ε είναι ένα από τα πιο συνηθισμένα μοντέλα τύρβης. Είναι ένα μοντέλο δύο εξισώσεων, δηλαδή περιλαμβάνει δύο επιπλέον εξισώσεις μεταφοράς που αντιπροσωπεύουν τις ιδιότητες του στροβιλισμού της ροής. Η πρώτη μεταβλητή είναι η κινητική ενέργεια τύρβης (k) (turbulent kinetic energy) και η δεύτερη είναι ο ρυθμός απόσβεσης της τύρβης (ε) (turbulent dissipation rate). Το (ε) καθορίζει την κλίμακα της τύρβης, ενώ το (k) την ενέργεια της.

Η κινητική ενέργεια τύρβης δίνεται από την σχέση:

$$k = \frac{3}{2} \cdot (\bar{u} \cdot I)^2 \text{ [m}^2\text{/s}^2\text{]}$$

Όπου:

\bar{u} : η μέση τιμή της ταχύτητας του ρευστού [m/s]

I: η ένταση τύρβης (turbulence intensity) [%]

Η ένταση τύρβης (turbulence intensity) που αναφέραμε στην παραπάνω σχέση, για πλήρως ανεπτυγμένη ροή μέσα σε αγωγό, μπορεί να εκτιμηθεί από την ακόλουθη σχέση που προκύπτει από μια εμπειρική συσχέτιση για τις ροές των αγωγών:

$$I \equiv \frac{u'}{\bar{u}} \equiv \frac{\sqrt{\frac{2}{3} \cdot k}}{\bar{u}} = 0,16 \cdot \text{Re}_{D_h}^{(-1/8)} \text{ [%]}$$

Όπου:

u' : η τετραγωνική ριζά των διακυμάνσεων της ταχύτητας του ρευστού [m/s]

\bar{u} : η μέση τιμή της ταχύτητας του ρευστού [m/s]

Re_{D_h} : ο αριθμός Reynolds στην υδραυλική διάμετρο D_h

Η προαναφερθείσα υδραυλική διάμετρος δίνεται από την σχέση:

$$D_h = 4 \cdot \frac{A}{\Pi} \text{ [m]}$$

Όπου:

A: η διατομή [m²]

Π: η περίμετρος [m]

Επίσης, ο ρυθμός απόσβεσης της τύρβης δίνεται από την σχέση:

$$\varepsilon = \frac{k^{(3/2)}}{l} \quad [\text{m}^2/\text{s}^3]$$

Όπου:

k : η κινητική ενέργεια τύρβης [m^2/s^2]

l : η κλίμακα μήκους τύρβης (turbulence length scale) [m]

Η προαναφερθείσα κλίμακα μήκους τύρβης, δίνεται από την σχέση:

$$l = 0,07 \cdot D_h \quad [\text{m}]$$

Όπου:

0,07: συντελεστής που βασίζεται στη μέγιστη τιμή του μήκους ανάμειξης σε πλήρως ανεπτυγμένη τυρβώδη ροή σε αγωγό

D_h : η υδραυλική διάμετρος [m]

Οι δυο εξισώσεις μεταφοράς (απουσία πηγής ή καταβόθρας) που χρησιμοποιεί το συγκεκριμένο μοντέλο τύρβης, δίνονται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\frac{\partial(\rho \cdot k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot k \cdot u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial(\alpha_k \cdot \mu_{\text{eff}} \cdot \frac{\partial k}{\partial x_j})}{\partial x_j} + G_k + G_b - \rho \cdot \varepsilon - Y_M$$

Και

$$\frac{\partial(\rho \cdot \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot \varepsilon \cdot u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial(\alpha_\varepsilon \cdot \mu_{\text{eff}} \cdot \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j})}{\partial x_j} + C_{1\varepsilon} \cdot \frac{\varepsilon}{k} \cdot (G_k + C_{3\varepsilon} \cdot G_b) - C_{2\varepsilon} \cdot \rho \cdot \frac{\varepsilon^2}{k} - R_\varepsilon$$

Όπου:

G_k : η παραγωγή της κινητικής ενέργειας τύρβης λόγω των μέσων βαθμίδων ταχύτητας

G_b : η παραγωγή της κινητικής ενέργειας τύρβης λόγω της πλευστότητας

Y_M : η συμβολή της διακλαδωμένης διαστολής σε συμπιεστό στροβιλισμό προς το συνολικό ρυθμό απορρόφησης

α_k και α_ε : οι αντίστροφοι αποτελεσματικοί αριθμοί Prandtl για το (k) και το (ε) αντίστοιχα

$$C_{1\varepsilon} = 1,42$$

$$C_{2\varepsilon} = 1,68$$

Όταν ενεργοποιήσουμε την επιλογή της διαφορικής φόρμουλας για το αποτελεσματικό ιξώδες (differential viscosity modification) έτσι ώστε να γίνει

κατάλληλο το μοντέλο για χαμηλούς αριθμούς Reynolds, τότε η διαφορική εξίσωση που επιλύεται για το ιξώδες της τύρβης έχει την μορφή:

$$d\left(\frac{\rho^2 \cdot k}{\sqrt{\varepsilon} \cdot \mu}\right) = 1,72 \cdot \frac{\hat{\nu}}{\sqrt{\hat{\nu}^3 - 1 + C_v}}$$

Όπου:

$$\hat{\nu} = \frac{\mu_{eff}}{\mu}$$

$$C_v \approx 100$$

3.4.2 k - ω μοντέλο τύρβης

Το k - ω είναι όπως και το προηγούμενο ένα από τα πιο συνηθισμένα μοντέλα τύρβης που βασίζεται στο μοντέλο του Wilcox (Turbulence Modeling For CFD, David C. Wilcox, DCW Industries 1998). Είναι ένα μοντέλο δύο εξισώσεων, δηλαδή περιλαμβάνει δύο επιπλέον εξισώσεις μεταφοράς που αντιπροσωπεύουν τις ιδιότητες του στροβιλισμού της ροής. Η πρώτη μεταβλητή είναι όπως και στο προηγούμενο μοντέλο η κινητική ενέργεια τύρβης (k) (turbulent kinetic energy) και η δεύτερη είναι ο ειδικός ρυθμός απόσβεσης (ω) (specific dissipation rate). Το (ω) καθορίζει την κλίμακα της τύρβης, ενώ το (k) την ενέργεια της.

Ο ειδικός ρυθμός απόσβεσης δίνεται από την σχέση:

$$\omega = \frac{k^{(1/2)}}{C_\mu \cdot l} \text{ [s}^{-1}\text{]}$$

Όπου:

- k: η κινητική ενέργεια τύρβης [m²/s²]
- C_μ: εμπειρική σταθερά που καθορίζεται από το μοντέλο τύρβης και στην περίπτωση μας είναι (C_μ = 0,09)
- l: η κλίμακα μήκους τύρβης (turbulence length scale) [m]

Οι δυο εξισώσεις μεταφοράς (απουσία πηγής ή καταβόθρας) που χρησιμοποιεί το συγκεκριμένο μοντέλο τύρβης, δίνονται από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\frac{\partial(\rho \cdot k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot k \cdot u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial(\Gamma_k \cdot \frac{\partial k}{\partial x_j})}{\partial x_j} + G_k - Y_k$$

Και

$$\frac{\partial(\rho \cdot \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \cdot \omega \cdot u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial(\Gamma_\omega \cdot \frac{\partial \omega}{\partial x_j})}{\partial x_j} + G_\omega - Y_\omega$$

Όπου:

G_k : η παραγωγή της κινητικής ενέργειας τύρβης λόγω των μέσων βαθμίδων ταχύτητας

G_ω : η παραγωγή του ω

Γ_k και Γ_ω : η αποτελεσματική διάχυση του (k) και του (ω) αντίστοιχα

Y_k και Y_ω : η διάχυση του (k) και η απόσβεση του (ω) αντίστοιχα

Όταν ενεργοποιήσουμε την επιλογή της διόρθωσης του χαμηλού αριθμού Reynolds (low-Reynolds number correction) έτσι ώστε να γίνει κατάλληλο το μοντέλο για χαμηλούς αριθμούς Reynolds, τότε ο συντελεστής (α^*) “καταστρέφει” το τυρβώδες ιξώδες προκαλώντας μια διόρθωση του αριθμού Reynolds για χαμηλές τιμές. Ο παραπάνω συντελεστής δίνεται από την σχέση:

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \cdot \left(\frac{\alpha_0^* + Re_t/Re_k}{1 + Re_t/Re_k} \right)$$

Όπου:

$$Re_t = \frac{\rho \cdot k}{\mu \cdot \omega}$$

$$Re_k = 6$$

$$\alpha_0^* = \frac{\beta_i}{3}$$

$$\beta_i = 0,072$$

3.4.3 k - ω SST μοντέλο τύρβης

Το k - ω SST είναι ένα πολύ δημοφιλές μοντέλο τύρβης που αναπτύχθηκε από τον Menter (Two-Equation Eddy-Viscosity Turbulence Models for Engineering Applications, F. R. Menter, AIAA Journal 1994). Είναι ένα μοντέλο δύο εξισώσεων, δηλαδή περιλαμβάνει δύο επιπλέον εξισώσεις μεταφοράς που αντιπροσωπεύουν τις ιδιότητες του στροβιλισμού της ροής. Η πρώτη μεταβλητή είναι όπως και στο προηγούμενο μοντέλο η κινητική ενέργεια τύρβης (k) (turbulent kinetic energy) και η δεύτερη είναι ο ειδικός ρυθμός απόσβεσης (ω) (specific dissipation rate). Το (ω) καθορίζει την κλίμακα της τύρβης, ενώ το (k) την ενέργεια της. Το μοντέλο συμπεριφέρεται ως k - ω στα εσωτερικά τμήματα του οριακού στρώματος και μεταβαίνει σε μια συμπεριφορά k - ϵ στην ελεύθερη ροή.

Σε αυτό το μοντέλο έχουμε έναν περιοριστή του ιξώδους της τύρβης, που δίνεται από την σχέση:

$$\mu_t = \frac{\rho \cdot k}{\omega} \cdot \frac{1}{\max\left[\frac{1}{\alpha^*}, \frac{S \cdot F_2}{\alpha_1 \cdot \omega}\right]}$$

Όπου:

S: το μέγεθος του ρυθμού καταπόνησης

α^* : ο συντελεστής που καταστρέφει το τυρβώδες ιξώδες προκαλώντας μια διόρθωση του αριθμού Reynolds για χαμηλές τιμές

F_1 : η συνάρτηση ανάμειξης

$$F_2 = \tanh(\Phi_2^2)$$

$$\Phi_2 = \max\left[2 \cdot \frac{\sqrt{k}}{0,09 \cdot \omega \cdot y}, \frac{500 \cdot \mu}{\rho \cdot y^2 \cdot \omega}\right]$$

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ & ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

4.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

Στην παρούσα εργασία θέλουμε να κάνουμε προσομοίωση της πειραματικής μελέτης που αναφέρεται στην πτυχιακή του Πολλάκη Ευάγγελου (ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.) και τη διπλωματική του Σακελλαρίδη Νικόλαου (Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών). Έτσι ο σχεδιασμός της γεωμετρίας μας είναι βασισμένος στην πειραματική διάταξη.

Η κατασκευή της πειραματικής διάταξης έχει κάποια συγκεκριμένα δεδομένα με βάση τα οποία θα σχεδιάσουμε την γεωμετρία μας. Η διάμετρος του πειραματικού μοντέλου, προσομοιάζει μια πραγματική αρτηρία ενός ανθρώπου που είναι της τάξης της 1 [in] και έτσι η διάμετρος του πειραματικού μοντέλου κατασκευάστηκε να είναι 24 [mm]. Επίσης, όπως έχουμε αναφέρει στην [ενότητα 1.9] η χειρουργική αντιμετώπιση του φαινομένου πραγματοποιείται όταν η στένωση αποφράσσει το (70 με 75)% της αρτηρίας και για αυτό το λόγο η στένωση κατασκευάστηκε να αποτελεί το 75% της αρχικής διατομής της αρτηρίας. Η διατομή δίνεται από την σχέση:

$$A = \frac{\pi \cdot D^2}{4} \text{ [m}^2\text{]}$$

Όπου:

D: η διάμετρος του αγωγού [m]

Αν η διατομή στη στένωση ($A_{\text{στεν.}}$) είναι κατά 75% μικρότερη της αρχικής διατομής του αγωγού ($A_{\text{αρχ.}}$) τότε ισχύει:

$$A_{\text{στεν.}} = A_{\text{αρχ.}} - 0,75 \cdot A_{\text{αρχ.}} \Rightarrow A_{\text{στεν.}} = 0,25 \cdot A_{\text{αρχ.}} \Rightarrow A_{\text{στεν.}} = \frac{A_{\text{αρχ.}}}{4} \text{ [m}^2\text{]}$$

Αν πάρουμε ως δεδομένο ότι η διάμετρος του αγωγού είναι ($D = 24$ [mm]), η παραπάνω σχέση μπορεί να μας δώσει την διάμετρο στο κέντρο της στένωσης (d):

$$A_{\text{στεν.}} = \frac{A_{\text{αρχ.}}}{4} \Rightarrow \frac{\pi \cdot d^2}{4} = \frac{1}{4} \cdot \frac{\pi \cdot D^2}{4} \Rightarrow d = \sqrt{\frac{D^2}{4}} \Rightarrow d = \frac{D}{2} \Rightarrow d = 12 \text{ [mm]}$$

Επίσης το μήκος της στένωσης που επιλέχθηκε είναι ίσο με την αρχική διάμετρο του αγωγού, δηλαδή 24 [mm]. Η εξίσωση που χρησιμοποιήθηκε για να κατασκευαστεί η καμπύλη προκύπτει από την εξίσωση:

$$F(x) = x_0 \pm 3 \cdot [\cos(\frac{\pi \cdot X}{12})]$$

Όπου:

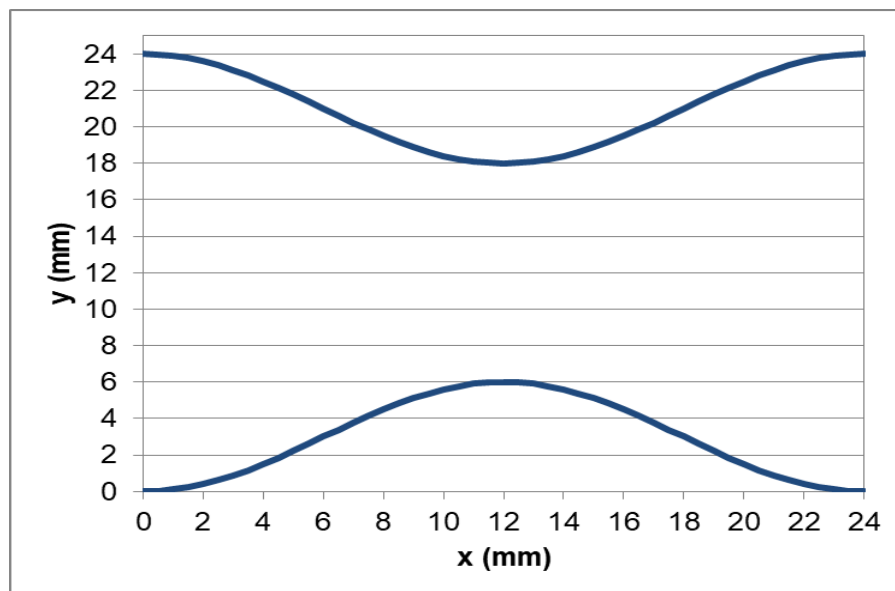
x_0 : το σημείο για την τοποθέτηση της εκάστοτε γεωμετρικής εξίσωσης που εξαρτάται από την θέση και την γεωμετρία της στένωσης

Ο τελικός σχεδιασμός της στένωσης προέκυψε από τις παρακάτω εξισώσεις σύμφωνα με τις οποίες κατασκευάστηκε η στένωση και σύμφωνα με τις οποίες πρέπει να σχεδιαστεί η στένωση στη γεωμετρία μας:

$$F_1(x) = 21 + 3 \cdot [\cos(\frac{\pi \cdot X}{24})]$$

$$F_2(x) = 3 - 3 \cdot [\cos(\frac{\pi \cdot X}{24})]$$

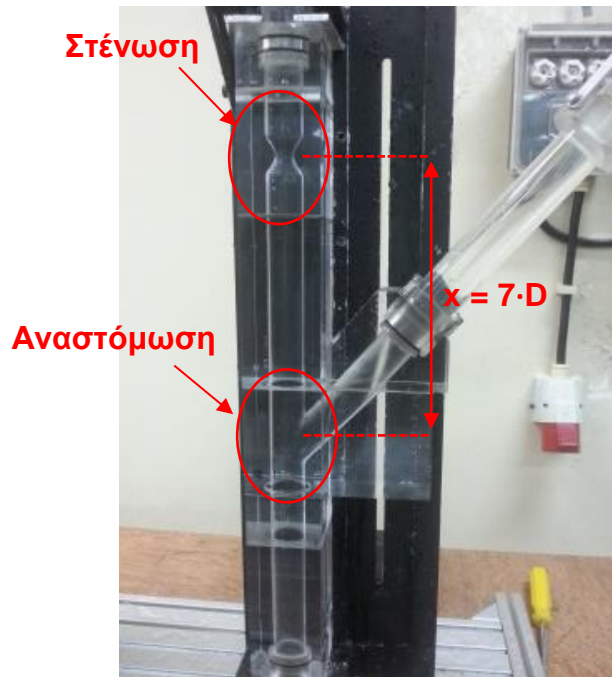
Όπου το x_0 αντικαταστάθηκε με το 21 στην πρώτη και με το 3 στην δεύτερη συνάρτηση, έτσι ώστε $F_1(0) = 24$ [mm] και $F_2(0) = 0$ [mm]. Οι τιμές αυτές είναι η αρχή της στένωσης, όπου έχουμε διάμετρο 24 [mm].



Εικόνα 4.1: Γραφική απεικόνιση της στένωσης

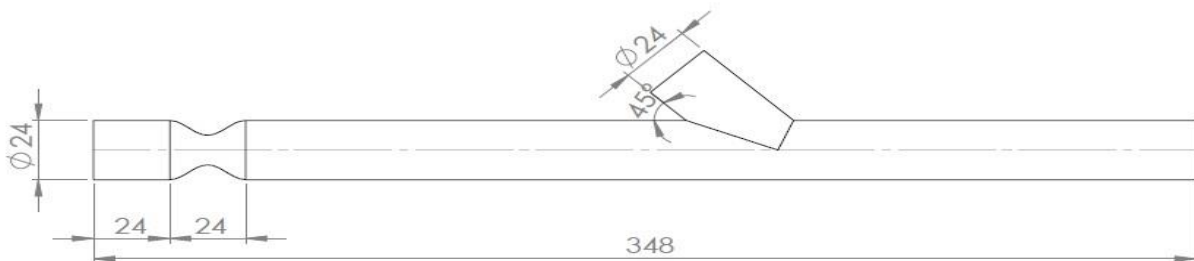
Τα τελευταία απαραίτητα στοιχεία για την κατασκευή της γεωμετρίας μας είναι η απόσταση της αναστόμωσης από το κέντρο της στένωσης όπου είναι ($x = 7 \cdot D$) και η

γωνία της αναστόμωσης όπου είναι 45° . Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε όλο το κομμάτι της πειραματικής διάταξης που μας ενδιαφέρει να σχεδιάσουμε.

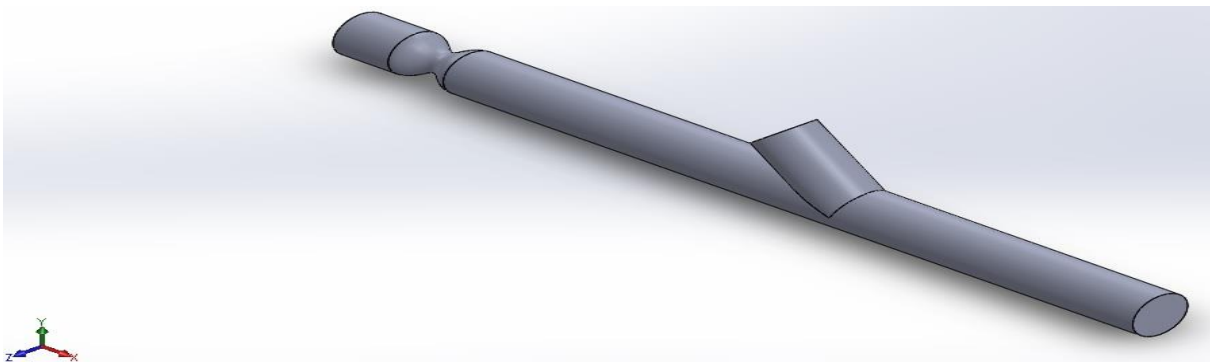


Εικόνα 4.2: Μοντέλο της αποφραγμένης αρτηρίας με αναστόμωση

Έτσι με βάση τα παραπάνω δεδομένα σχεδιάσαμε την τρισδιάστατη (3D) γεωμετρία μας με χρήση του σχεδιαστικού προγράμματος SolidWorks.



Εικόνα 4.3: Δισδιάστατο (2D) σκαρίφημα της γεωμετρίας



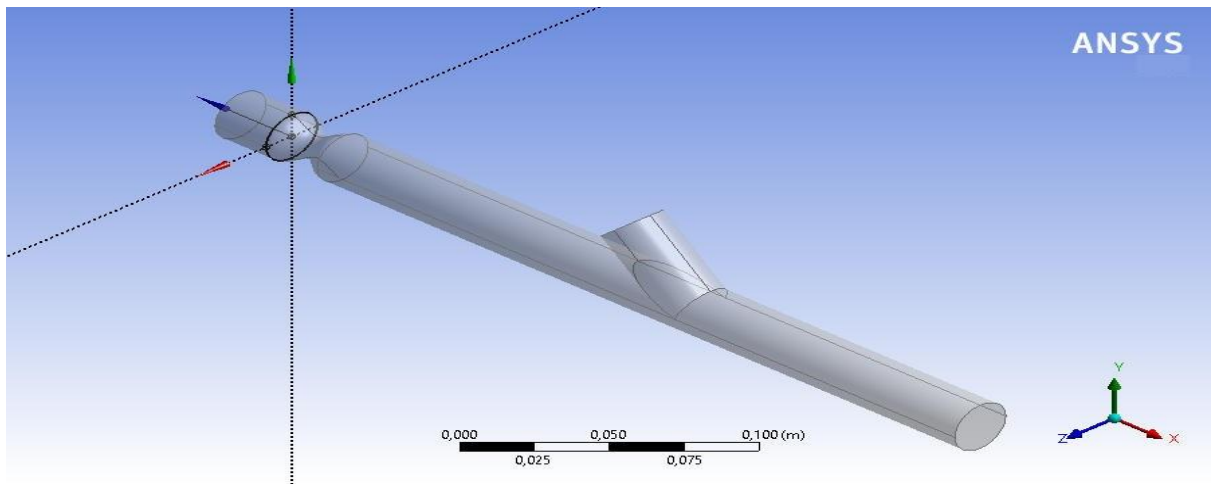
Εικόνα 4.4: Τρισδιάστατο (3D) σχέδιο της γεωμετρίας

4.2 ΧΩΡΙΚΗ ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

Πριν ξεκινήσουμε την χωρική διακριτοποίηση χωρίσαμε την γεωμετρία σε έξι επιμέρους κομμάτια για να μπορέσουμε να καθορίσουμε το μέγεθος και τον τύπο των στοιχείων ξεχωριστά σε καθένα από αυτά.

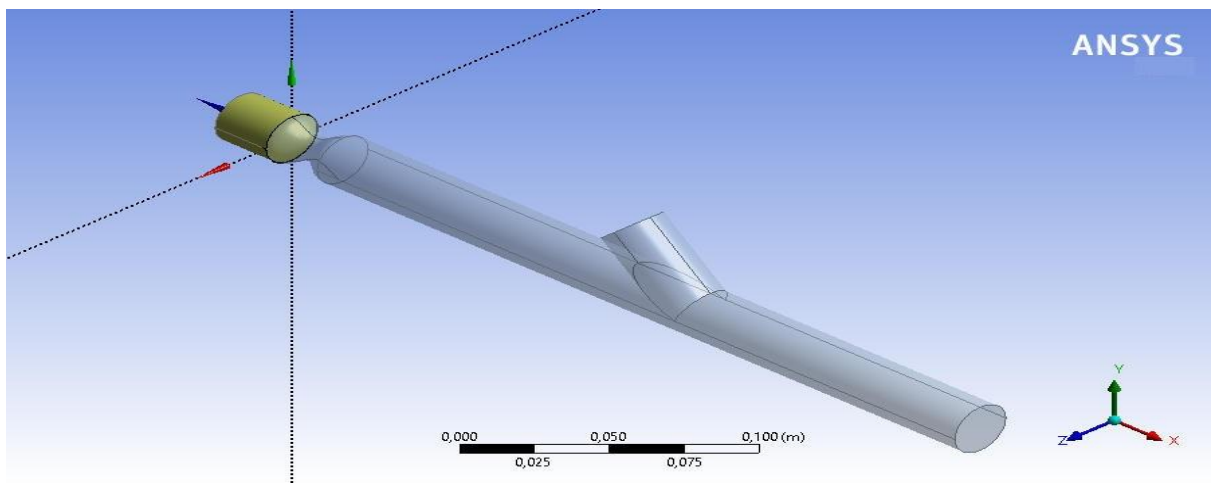
Πρώτα κάναμε εισαγωγή της γεωμετρίας στο Design Modeler του Ansys Workbench και στη συνέχεια χωρίσαμε την γεωμετρία σε έξι επιμέρους κομμάτια όπως φαίνεται στις παρακάτω εικόνες.

Create → New plane → Plane → Type → From circle/ellipse → Base edge → Apply → Generate



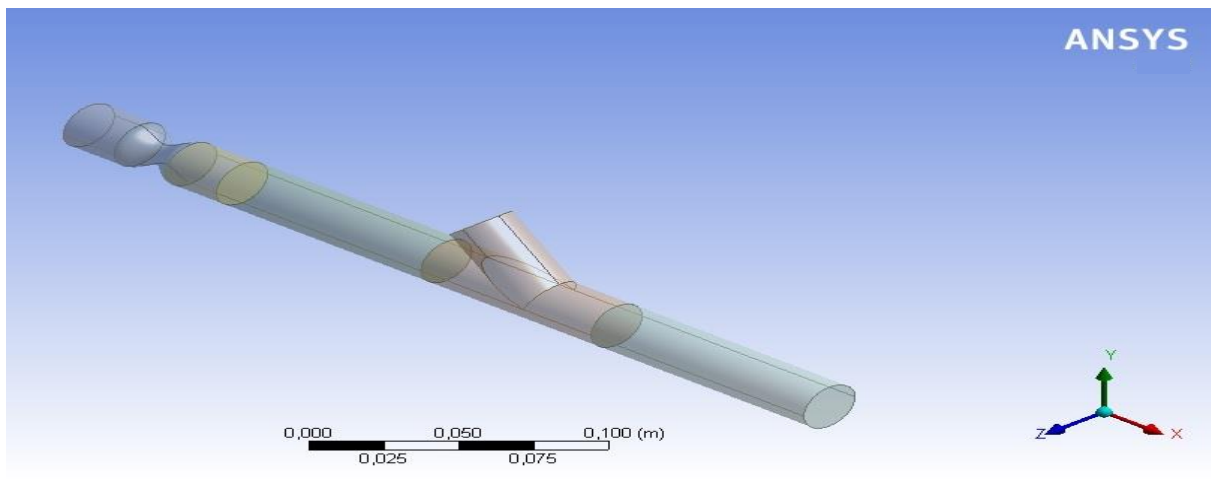
Εικόνα 4.5: Τρισδιάστατο (3D) σχέδιο της γεωμετρίας με το νέο plane

Slice → Slice type → Slice by plane → Base plane → Plane → Generate



Εικόνα 4.6: Τρισδιάστατο (3D) σχέδιο της γεωμετρίας χωρισμένη σε δυο επιμέρους κομμάτια

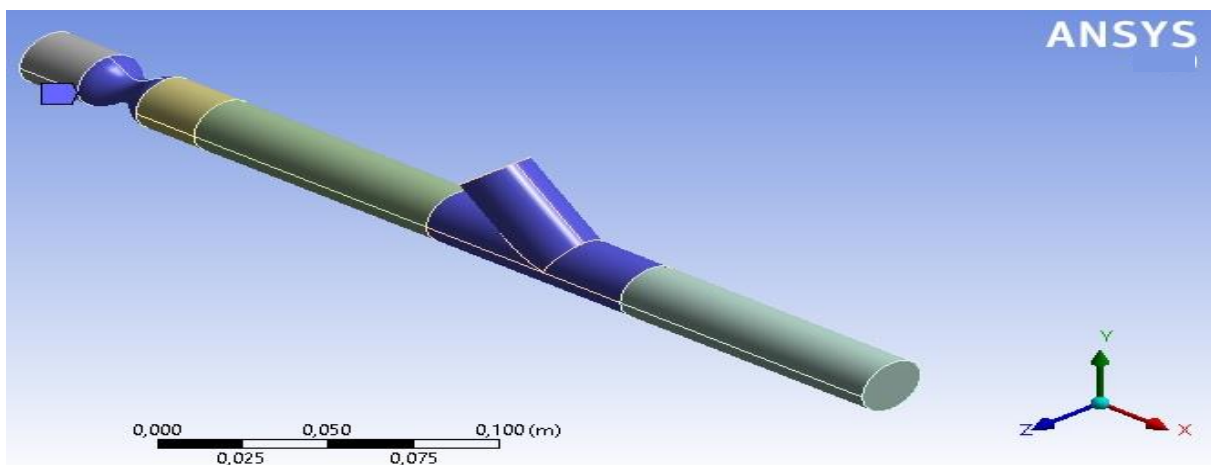
Όμοια δημιουργήσαμε τα υπόλοιπα κομμάτια.



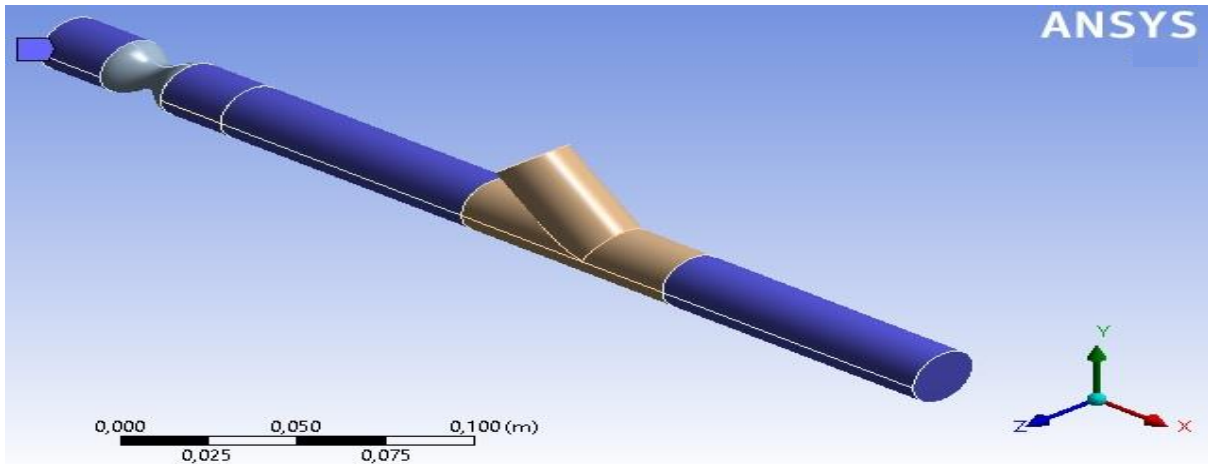
Εικόνα 4.7: Τρισδιάστατο (3D) σχέδιο της γεωμετρίας με τα έξι επιμέρους κομμάτια

Μετά την παραπάνω επεξεργασία της γεωμετρίας την εισαγάγαμε στο Meshing ICM CFD του Ansys Workbench, όπου εκεί πλέον θα γίνει η χωρική διακριτοποίηση.

Πρώτα επιλέξαμε τον τύπο των στοιχείων που θα έχει το κάθε κομμάτι της γεωμετρίας. Τα κομμάτια της στένωσης και της αναστόμωσης λόγω του ότι έχουν καμπυλότητες, επιλέχθηκαν να αποτελούνται από τετράεδρα (tetrahedra) στοιχεία ενώ όλα τα υπόλοιπα κομμάτια της γεωμετρίας επιλέχθηκαν να αποτελούνται από εξάεδρα (hexahedra) στοιχεία.

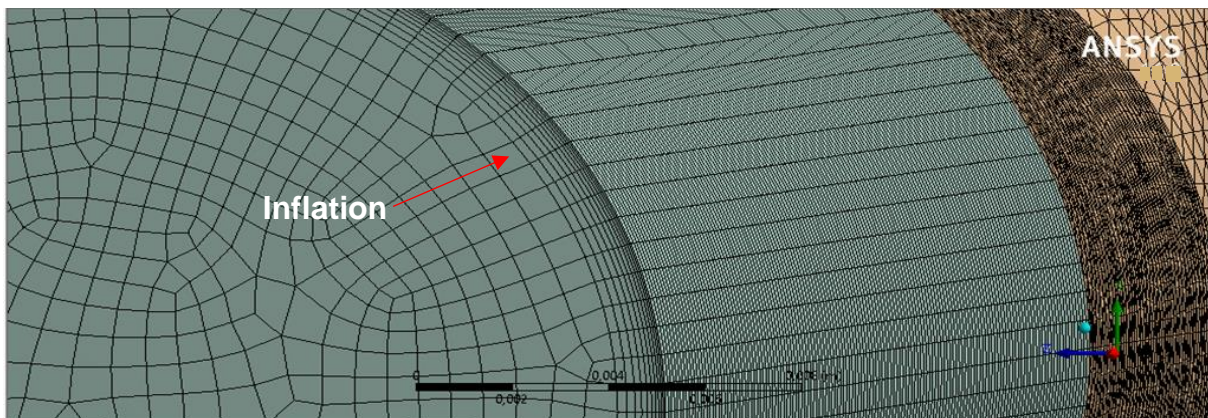


Εικόνα 4.8: Τα κομμάτια της γεωμετρίας που αποτελούνται από τετράεδρα στοιχεία



Εικόνα 4.9: Τα κομμάτια της γεωμετρίας που αποτελούνται από εξάεδρα στοιχεία

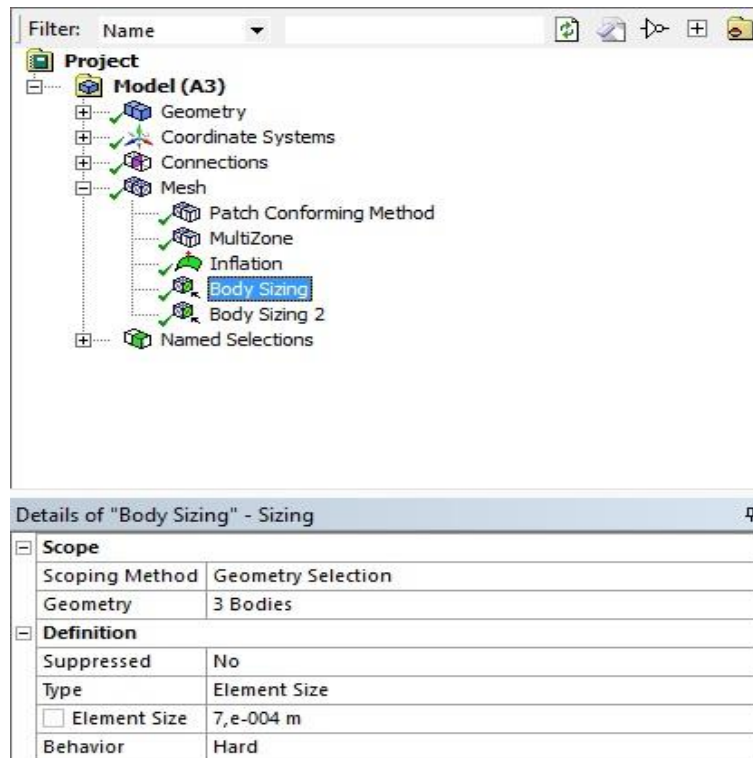
Στη συνέχεια κάναμε μια διαστρωμάτωση (inflation) στα τοιχώματα της γεωμετρίας για να μπορέσουμε να αναλύσουμε καλύτερα τα οριακά στρώματα που αναπτύσσονται.



Εικόνα 4.10: Διαστρωμάτωση στα τοιχώματα της γεωμετρίας

Τέλος επιλέξαμε το μέγεθος των στοιχείων στο κάθε επιμέρους κομμάτι της γεωμετρίας μας.

Mesh → Insert → Sizing → Geometry → Bodies → Type → Element size → Behavior → Hard → Generate



Εικόνα 4.11: Επιλογή μεγέθους στοιχείων στα επιμέρους κομμάτια

4.3 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ (MESH GRID)

Για να γίνει η επιλογή του τελικού πλέγματος δημιουργήσαμε τέσσερα διαφορετικά πλέγματα τα οποία αποτελούνταν από διαφορετικού μεγέθους στοιχεία. Τα πλέγματα που δημιουργήθηκαν και το μέγεθος των στοιχείων από τα οποία αποτελούνται αναφέρονται στον παρακάτω πίνακα.

ΠΛΕΓΜΑΤΑ	ΑΡ. ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	ΑΡ. ΚΟΜΒΩΝ	ΜΕΓΕΘΟΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΤΗΝ ΑΡΤΗΡΙΑ [mm]	ΜΕΓΕΘΟΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΤΗ ΣΤΕΝΩΣΗ [mm]	ΜΕΓΕΘΟΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΤΗΝ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ [mm]
Test 1	7,65E+05	4,28E+05	1	1	1
Test 2	1,15E+06	5,81E+05	1	0,85	0,85
Test 3	2,45E+06	1,23E+06	0,7	0,65	0,65
Test 4	3,17E+06	1,63E+06	0,6	0,6	0,6

Πίνακας 4.1: Τα πλέγματα και το μέγεθος των στοιχείων από τα οποία αποτελούνται

Στον παραπάνω πίνακα μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι στο τέταρτο πλέγμα δεν έχουμε μεγάλη μείωση του μεγέθους των στοιχείων. Αυτό διότι όπως αναφέραμε στη στένωση και στη αναστόμωση τα στοιχεία είναι τετράεδρα και με μια σημαντική μείωση στο μέγεθος των στοιχείων ο γενικός αριθμός των στοιχείων στο πλέγμα

αυξανόταν πολύ με αποτέλεσμα η μνήμη του υπολογιστή για την ανάλυση να μην αρκεί. Έτσι το μέγεθος των στοιχείων στο τέταρτο πλέγμα επιλέχθηκε να είναι τέτοιο, έτσι ώστε να είμαστε στα όρια της μνήμης του υπολογιστή (η μνήμη RAM του υπολογιστή που χρησιμοποιήθηκε είναι 8 GB).

Για να μπορέσουμε να συγκρίνουμε τα πλέγματα κάναμε υπολογιστική ανάλυση για κάθε ένα από τα τέσσερα πλέγματα και στη συνέχεια συγκρίναμε τα προφίλ των χ-ταχυτήτων έτσι ώστε να δούμε ποιο πλέγμα ανταποκρίνεται καλύτερα στην ανάλυση.

Για να κάνουμε την ανάλυση πρώτα πρέπει να δούμε τα δεδομένα με τα οποία εκτελέστηκε το πείραμα και έτσι να κάνουμε τους απαραίτητους υπολογισμούς. Στον παρακάτω πίνακα βλέπουμε τα πειραματικά δεδομένα και τους υπολογισμούς που κάναμε για τις συνθήκες εισόδου στη στένωση (εισ. στένωσης) και στην αναστόμωση (εισ. αναστόμωσης). Για αυτές τις θέσεις υπολογίσαμε αντίστοιχα την ταχύτητα του ρευστού, τον αριθμό Reynolds, την ένταση τύρβης (turbulence intensity) (I) και την κλίμακα μήκους τύρβης (turbulence length scale) (l).

ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ	ΠΟΣΟΣΤΟ ΠΑΡΟΧΗΣ	ΘΕΣΗ ΤΑΧ. ΕΙΣΟΔΟΥ	u [m/s]	Re	I [%]	l [mm]	ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ
1 ^η	47%	$u_{\text{εισ. στένωσης}} =$	0,063	482	7,391%	1,68	Q [t/h]
	53%	$u_{\text{εισ. αναστόμωσης}} =$	0,072	544	7,281%		220
2 ^η	30%	$u_{\text{εισ. στένωσης}} =$	0,041	308	7,818%		A [m ²]
	70%	$u_{\text{εισ. αναστόμωσης}} =$	0,095	718	7,032%		0,000452
3 ^η	15%	$u_{\text{εισ. στένωσης}} =$	0,020	154	8,526%		ρ [kg/m ³]
	85%	$u_{\text{εισ. αναστόμωσης}} =$	0,115	872	6,864%		1060
4 ^η	0%	$u_{\text{εισ. στένωσης}} =$	0,000	0	0,000%		μ [Pa·s]
	100%	$u_{\text{εισ. αναστόμωσης}} =$	0,135	1026	6,726%		0,00335

Πίνακας 4.2: Υπολογισμοί για τις συνθήκες εισόδου και τα πειραματικά δεδομένα

Οι αναλύσεις για την σύγκριση των πλεγμάτων έγιναν για την πρώτη περίπτωση με ποσοστό παροχής (47 - 53)% και το μοντέλο τύρβης που χρησιμοποιήσαμε ήταν το $k - \epsilon$ RNG.

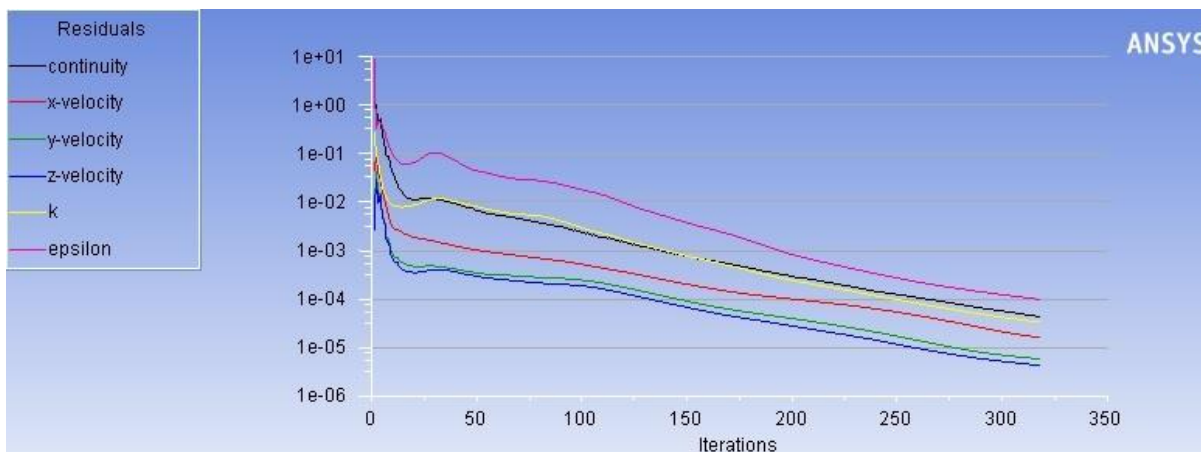
Σε όλες τις αναλύσεις θέσαμε ως κριτήριο, η σύγκλιση των εξισώσεων να έχει ακρίβεια κατ' ελάχιστο 10^{-4} . Πιο κάτω βλέπουμε τα αποτελέσματα από την επίλυση των εξισώσεων και την ακρίβεια της σύγκλισης στην οποία έφτασαν για τα τέσσερα πλέγματα.

```

iter  continuity  x-velocity  y-velocity  z-velocity      k      epsilon
  316  4.4824e-05  1.6622e-05  5.9857e-06  4.4088e-06  3.4535e-05  1.0173e-04
  317  4.4022e-05  1.6395e-05  5.9187e-06  4.3545e-06  3.4129e-05  1.0061e-04
!  318 solution is converged
  318  4.3306e-05  1.6169e-05  5.8495e-06  4.3000e-06  3.3732e-05  9.9497e-05

```

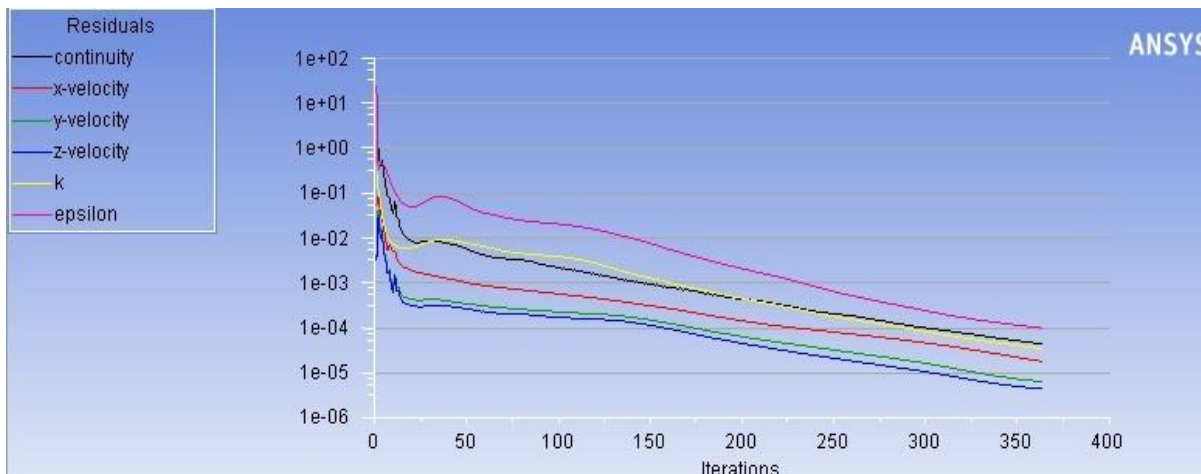
Εικόνα 4.12: Η ακρίβεια της σύγκλισης για το 1^ο πλέγμα



Εικόνα 4.13: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσεων των επαναλήψεων για το 1^ο πλέγμα (Scaled Residuals)

iter	continuity	x-velocity	y-velocity	z-velocity	k	epsilon
361	4.5447e-05	1.8775e-05	6.5630e-06	4.5286e-06	3.5895e-05	1.0210e-04
362	4.5002e-05	1.8505e-05	6.5043e-06	4.4916e-06	3.5490e-05	1.0102e-04
! 363	solution is converged					
363	4.4592e-05	1.8242e-05	6.4480e-06	4.4544e-06	3.5092e-05	9.9961e-05

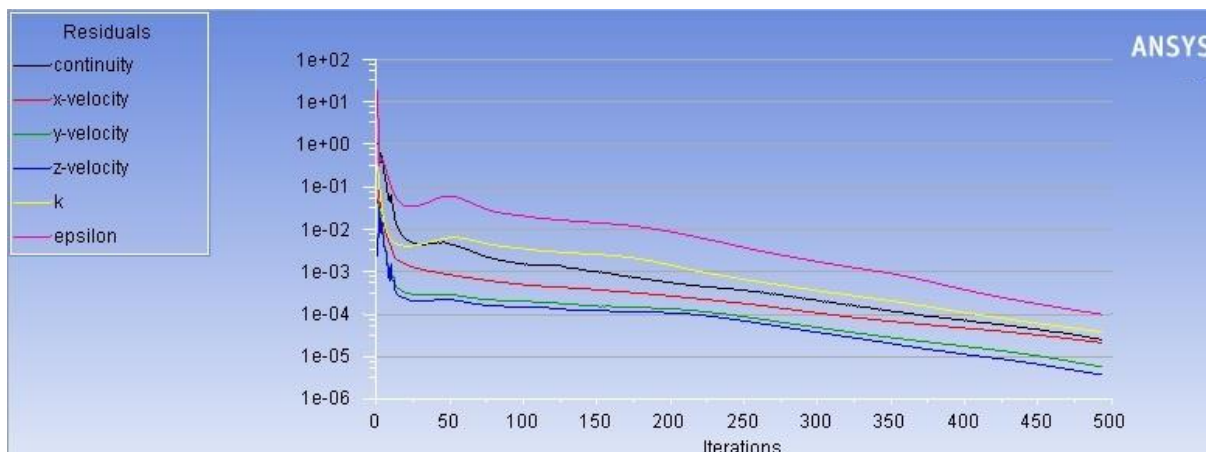
Εικόνα 4.14: Η ακρίβεια της σύγκλισης για το 2^ο πλέγμα



Εικόνα 4.15: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσεων των επαναλήψεων για το 2^ο πλέγμα (Scaled Residuals)

iter	continuity	x-velocity	y-velocity	z-velocity	k	epsilon
491	2.6444e-05	2.1798e-05	5.9374e-06	3.8808e-06	3.8851e-05	1.0178e-04
492	2.5769e-05	2.1571e-05	5.8596e-06	3.8336e-06	3.8448e-05	1.0052e-04
! 493	solution is converged					
493	2.5793e-05	2.1340e-05	5.7789e-06	3.7837e-06	3.8050e-05	9.9290e-05

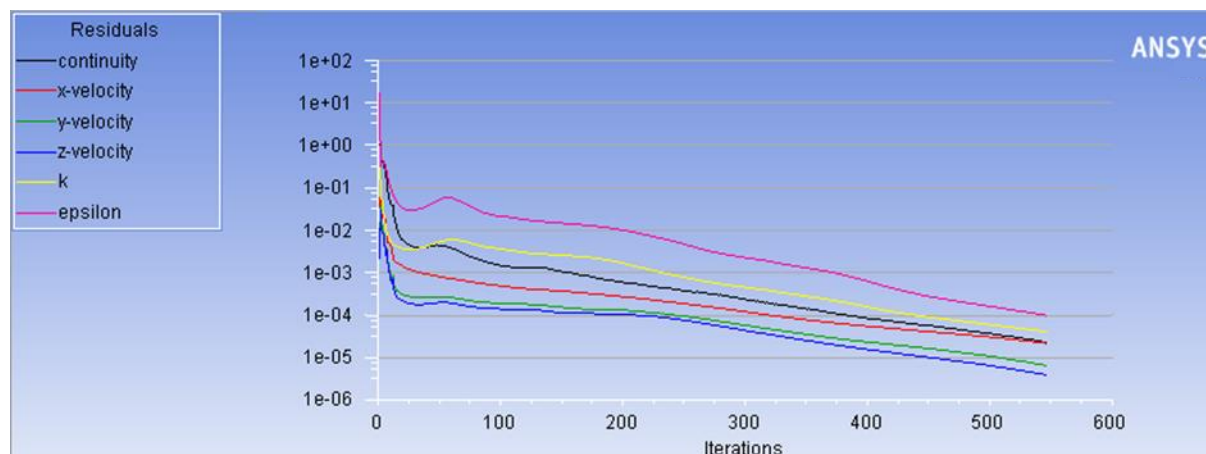
Εικόνα 4.16: Η ακρίβεια της σύγκλισης για το 3^ο πλέγμα



Εικόνα 4.17: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσεϊ των επαναλήψεων για το 3^ο πλέγμα (Scaled Residuals)

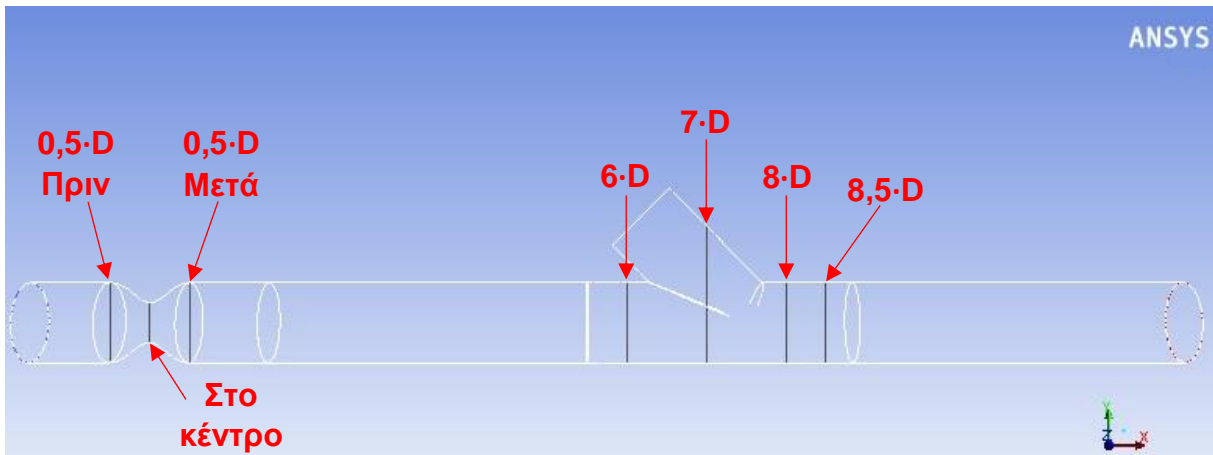
iter	continuity	x-velocity	y-velocity	z-velocity	k	epsilon
544	2.3667e-05	2.2148e-05	6.7542e-06	4.0740e-06	4.1603e-05	1.0174e-04
545	2.3567e-05	2.1969e-05	6.6765e-06	4.0289e-06	4.1252e-05	1.0068e-04
!	546 solution is converged					
546	2.3391e-05	2.1793e-05	6.5986e-06	3.9849e-06	4.0905e-05	9.9634e-05

Εικόνα 4.18: Η ακρίβεια της σύγκλισης για το 4^ο πλέγμα



Εικόνα 4.19: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσεϊ των επαναλήψεων για το 4^ο πλέγμα (Scaled Residuals)

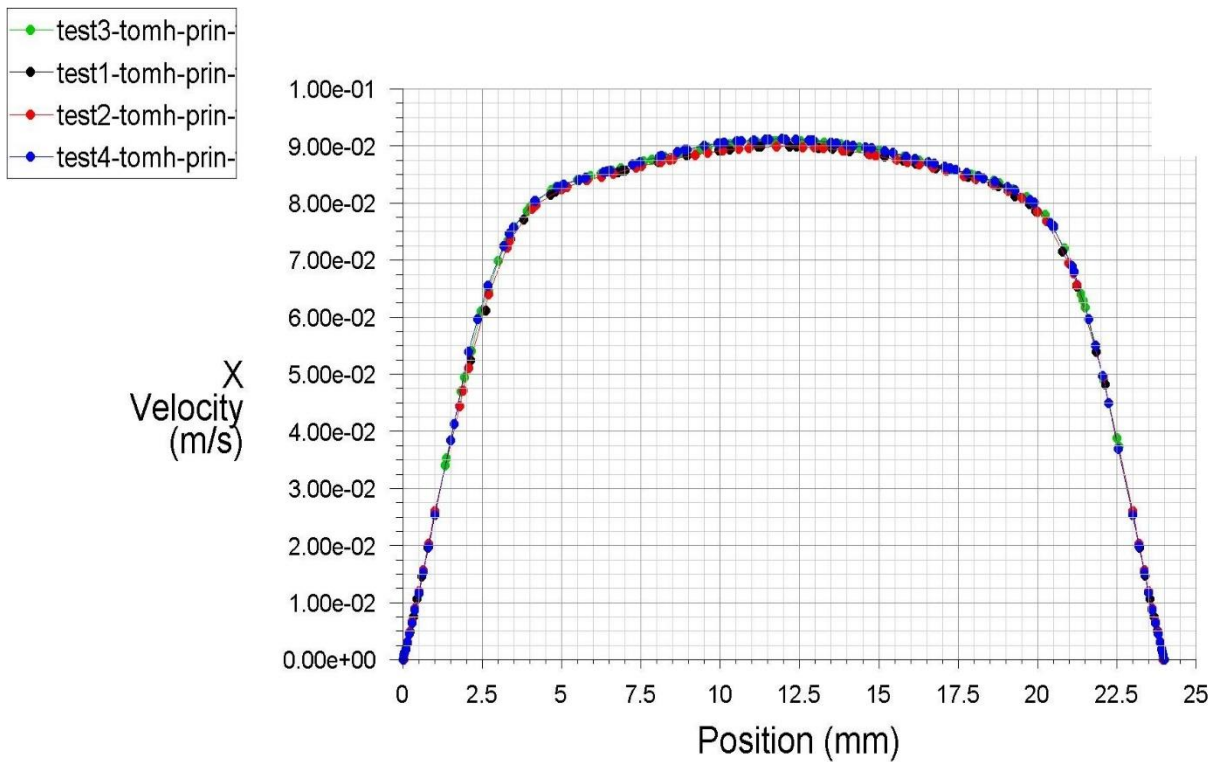
Αφού κάναμε τις αναλύσεις, στις οποίες θα αναφερθούμε και θα τις αναλύσουμε πλήρως μαζί με τον τρόπο με τον οποίο εκτελούνται στο [κεφάλαιο 5], βγάλαμε τα προφίλ των x-ταχυτήτων κάνοντας τομές στη μέση της γεωμετρίας σε επτά διαφορετικές θέσεις στη x διεύθυνση. Οι τομές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα, όπως και η απόσταση που έχουν από το κέντρο της στένωσης (όπου $D = 24$ [mm]).



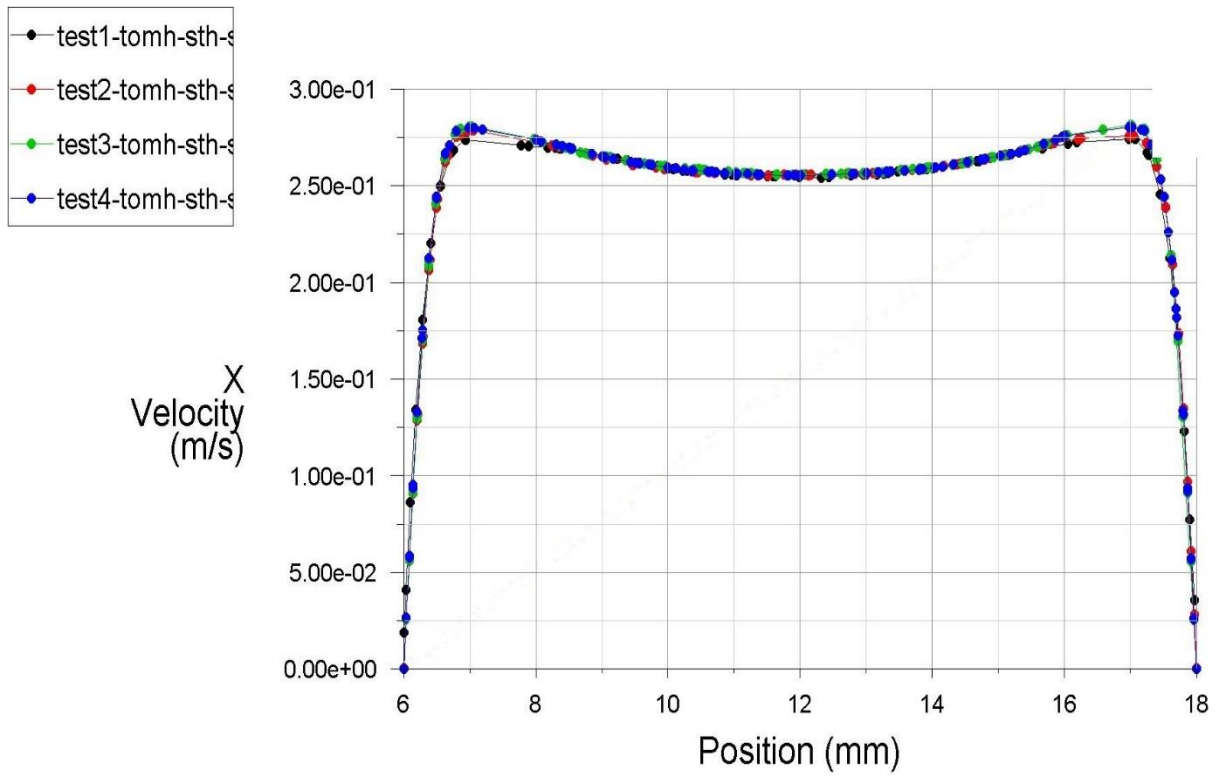
Εικόνα 4.20: Οι επτά τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης

Στις παρακάτω εικόνες βλέπουμε τα προφίλ των χ-ταχυτήτων σε κάθε μια από τις επτά τομές. Τα χρώματα με τα οποία απεικονίζονται τα πλέγματα είναι:

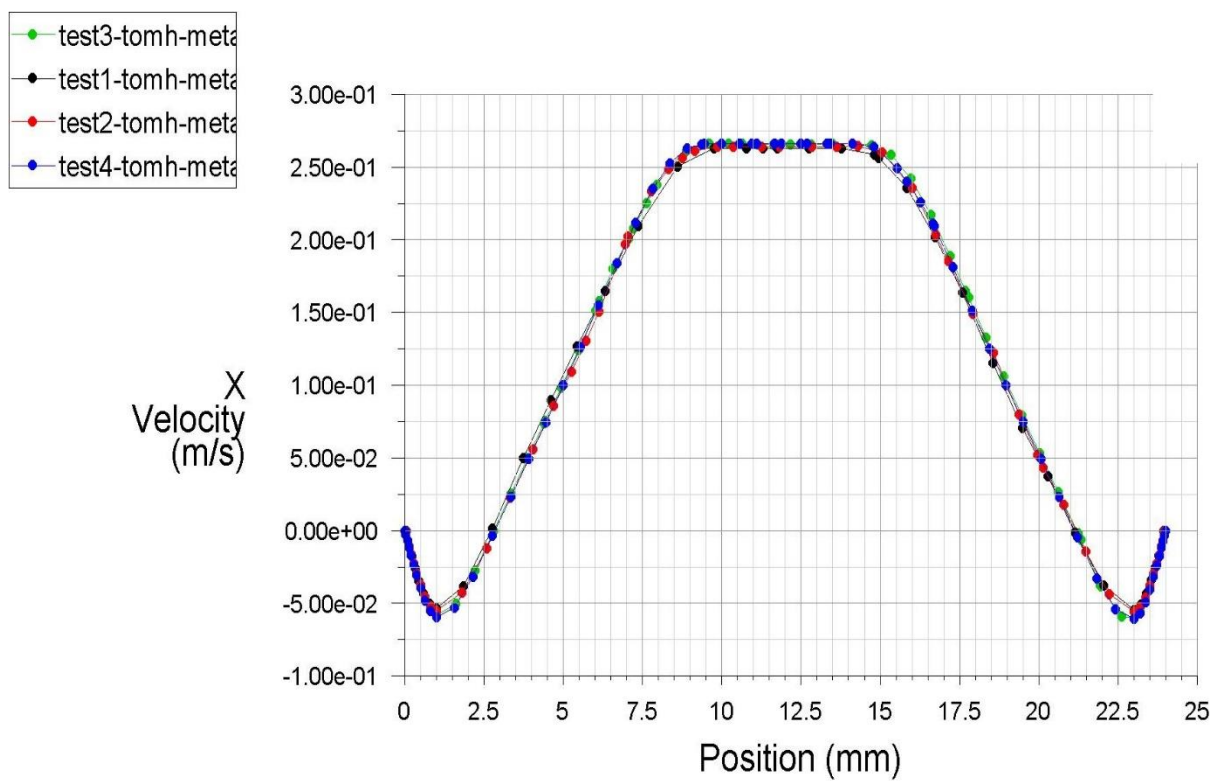
- Πλέγμα 1^ο → μαύρο χρώμα
- Πλέγμα 2^ο → κόκκινο χρώμα
- Πλέγμα 3^ο → πράσινο χρώμα
- Πλέγμα 4^ο → μπλε χρώμα



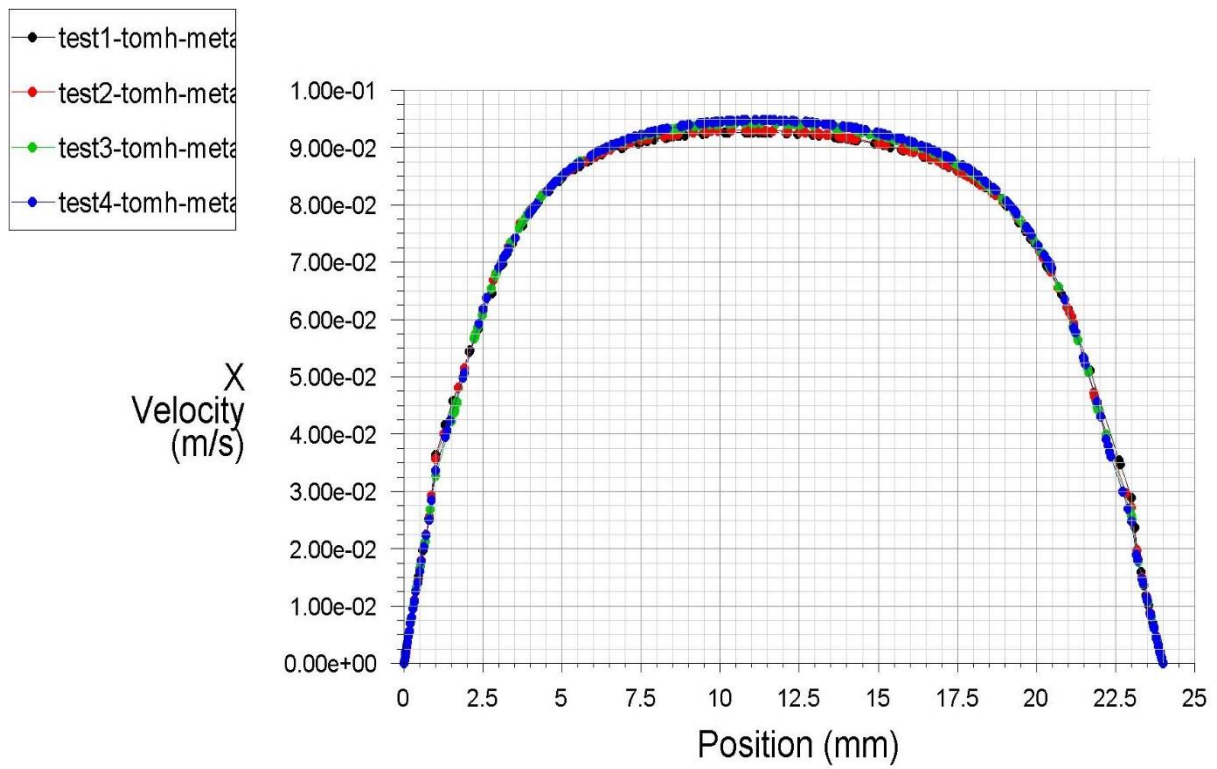
Εικόνα 4.21: Προφίλ χ-ταχυτήτων σε τομή 0,5·D πριν τη στένωση



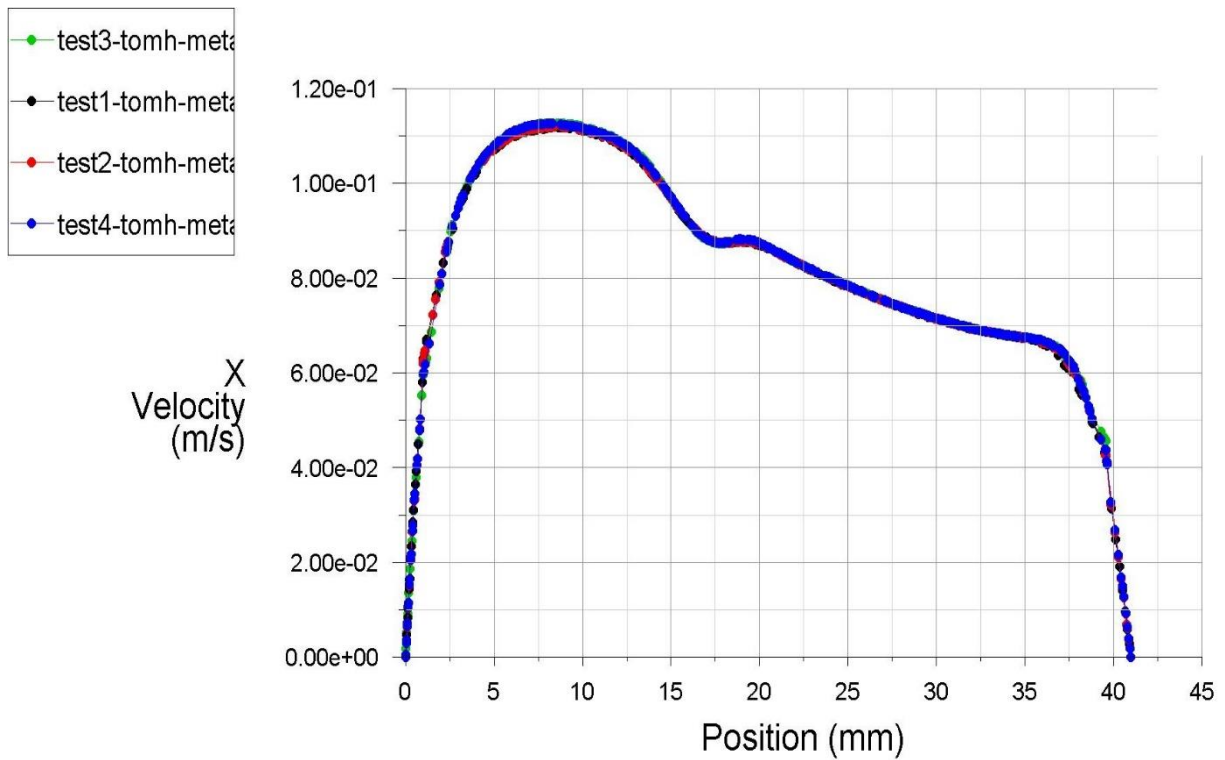
Εικόνα 4.22: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή στη μέση της στένωσης



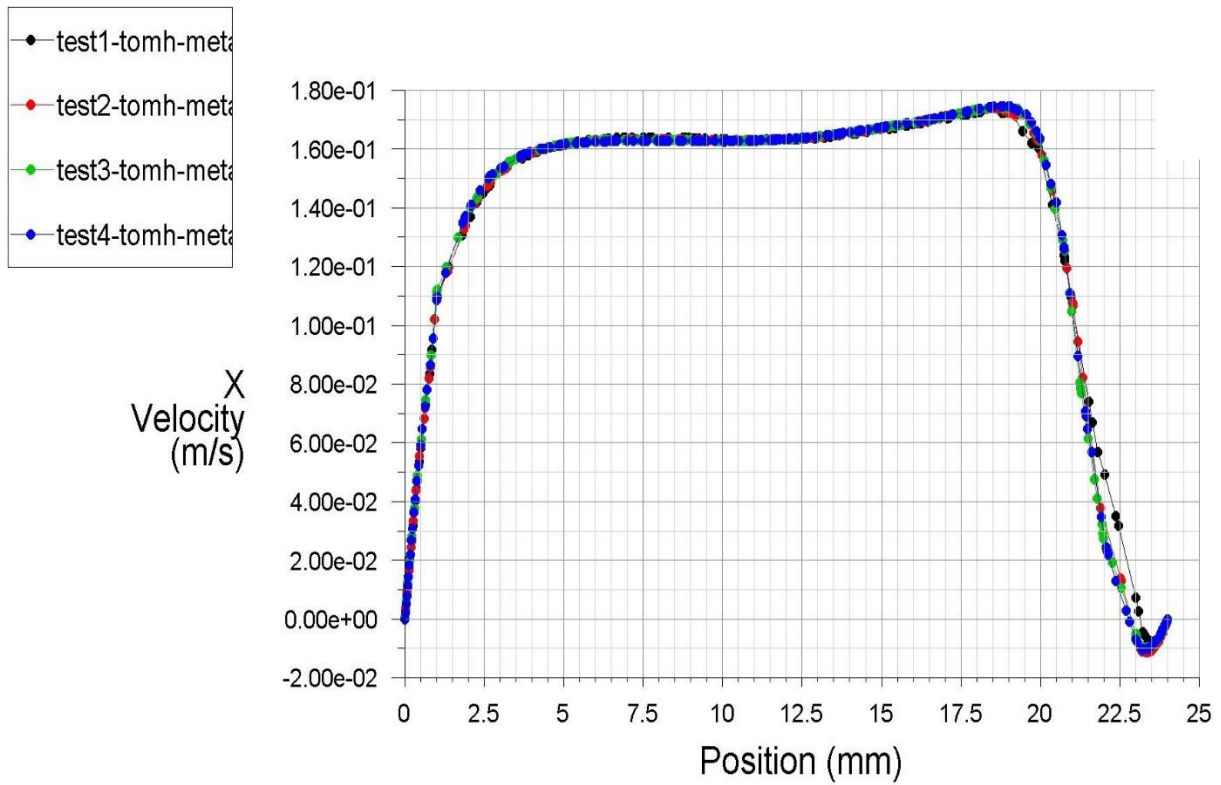
Εικόνα 4.23: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 0,5·D μετά τη στένωση



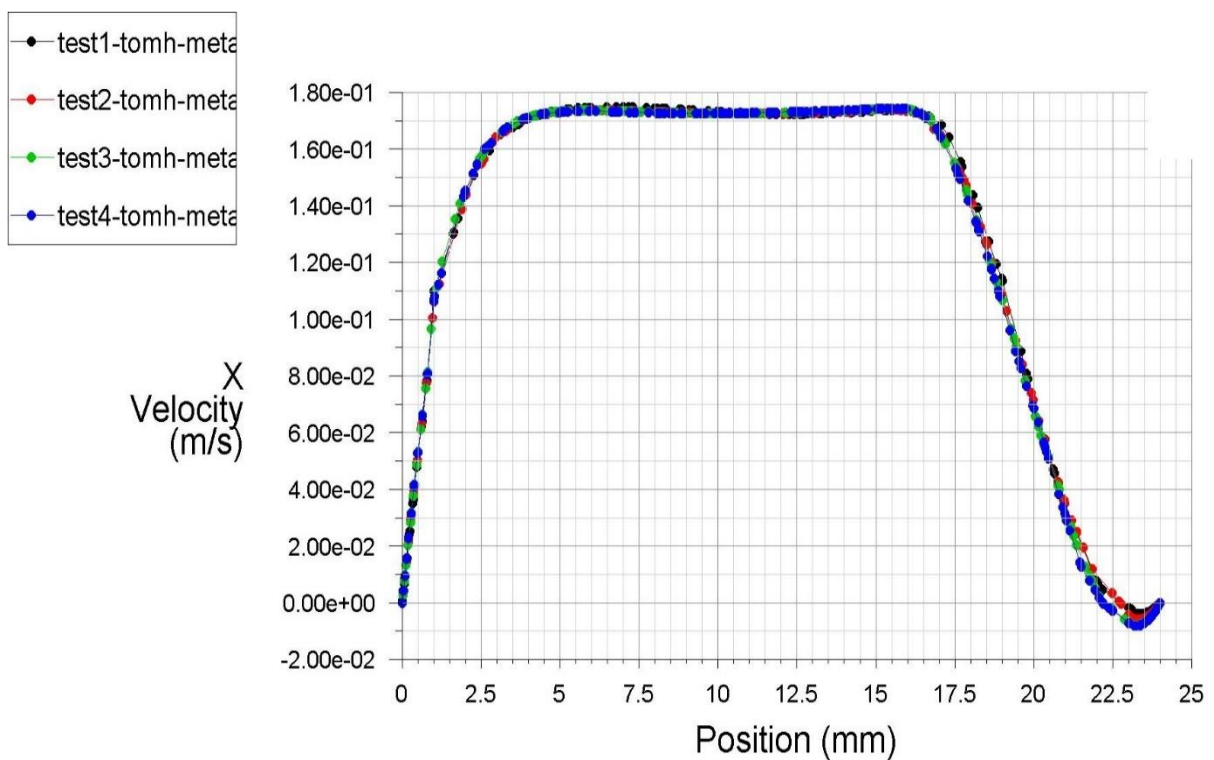
Εικόνα 4.24: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 6·D μετά τη στένωση



Εικόνα 4.25: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 7·D μετά τη στένωση



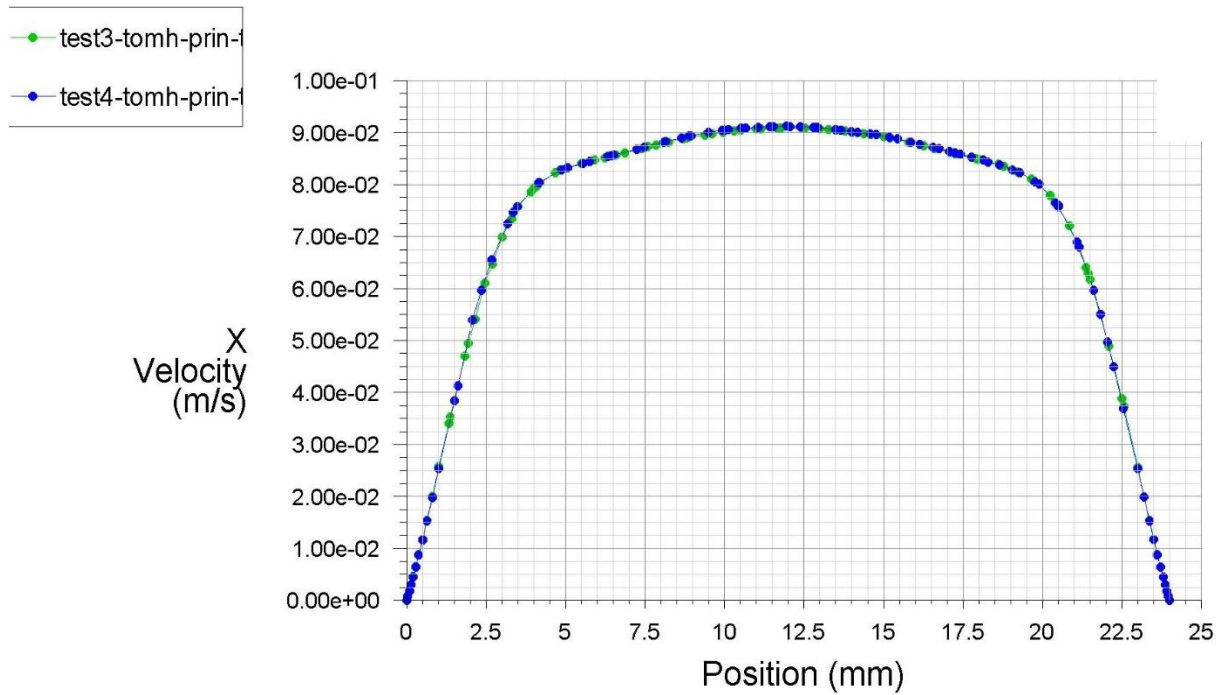
Εικόνα 4.26: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 8·D μετά τη στένωση



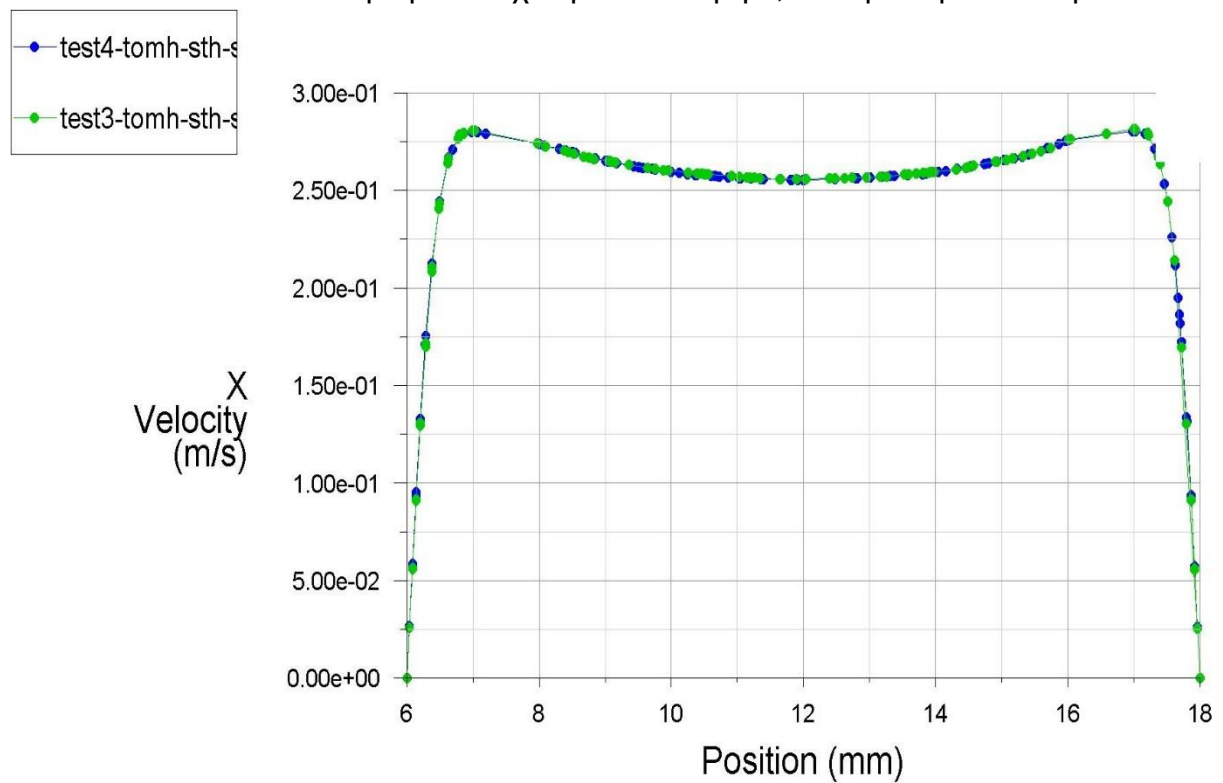
Εικόνα 4.27: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 8,5·D μετά τη στένωση

Από τα παραπάνω διαγράμματα παρατηρούμε ότι στο 3^ο και στο 4^ο πλέγμα τα αποτελέσματα ταυτίζονται. Για να είμαστε σίγουροι όμως για αυτό το συμπέρασμα,

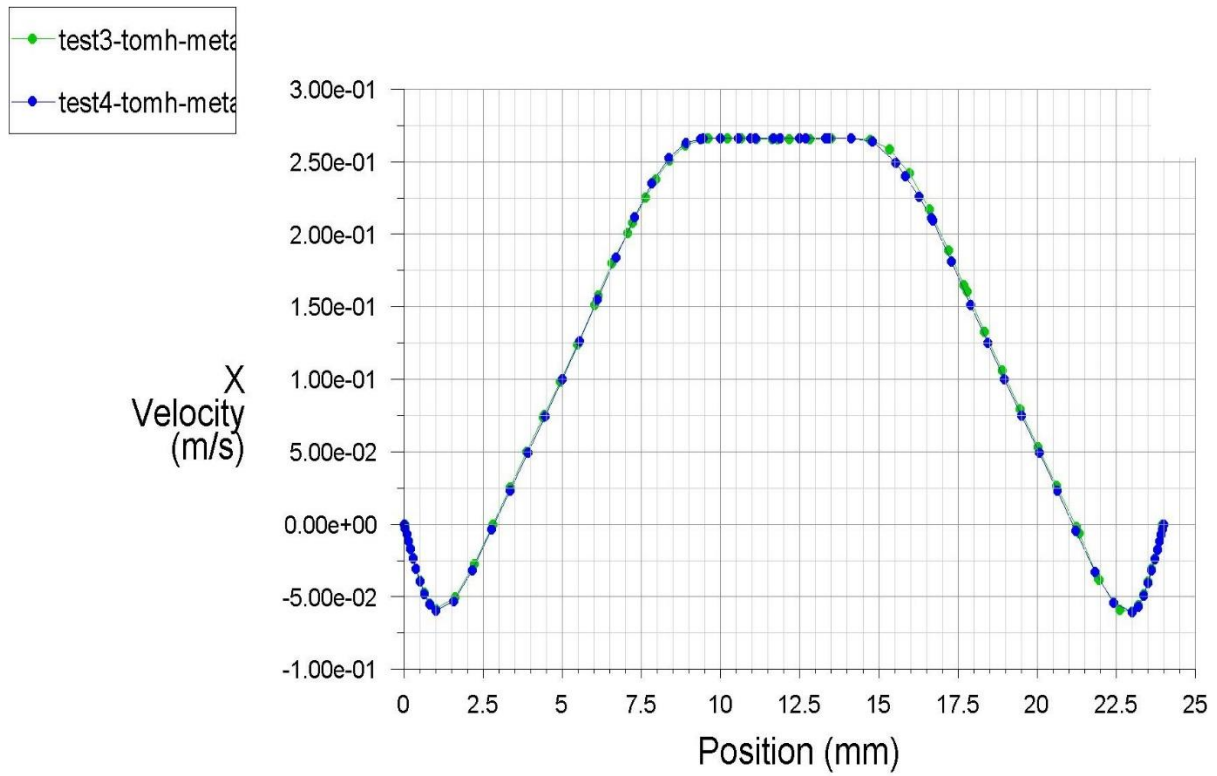
απομονώσαμε τα προφίλ των x-ταχυτήτων από τα δυο αυτά πλέγματα έτσι ώστε να έχουμε μια καλύτερη εικόνα.



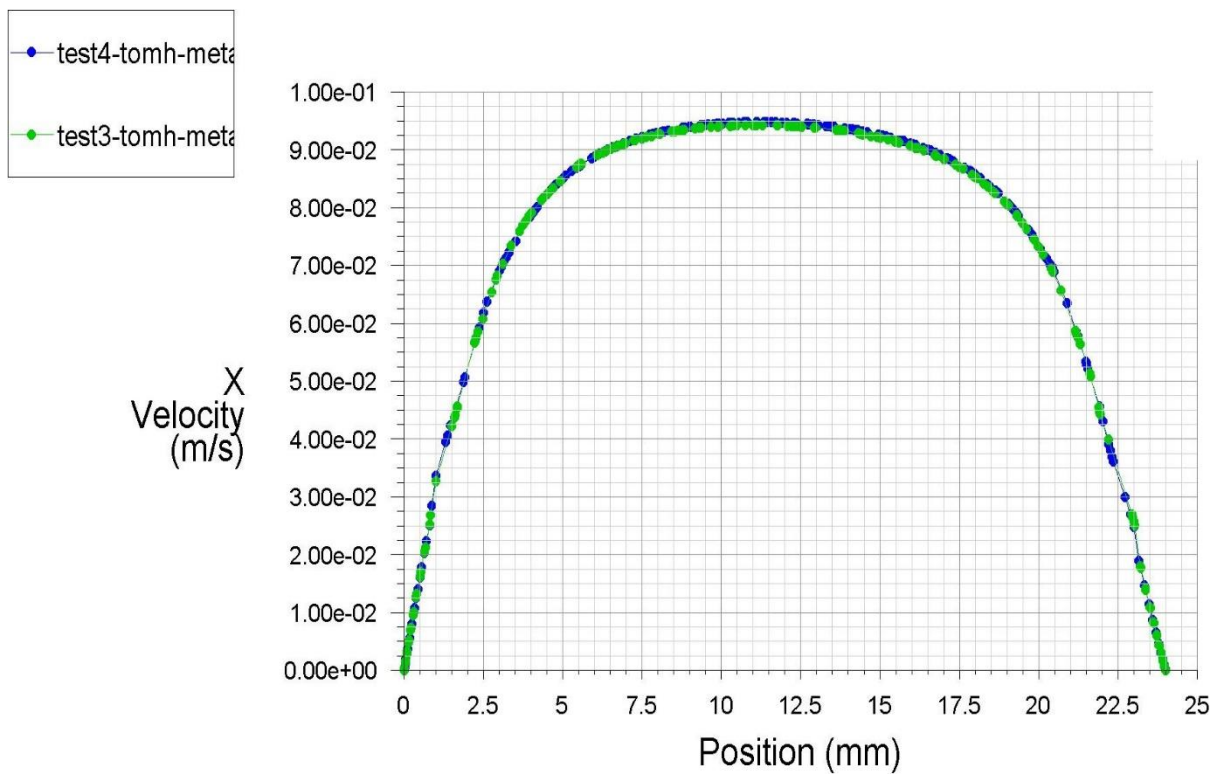
Εικόνα 4.28: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 0,5·D πριν τη στένωση



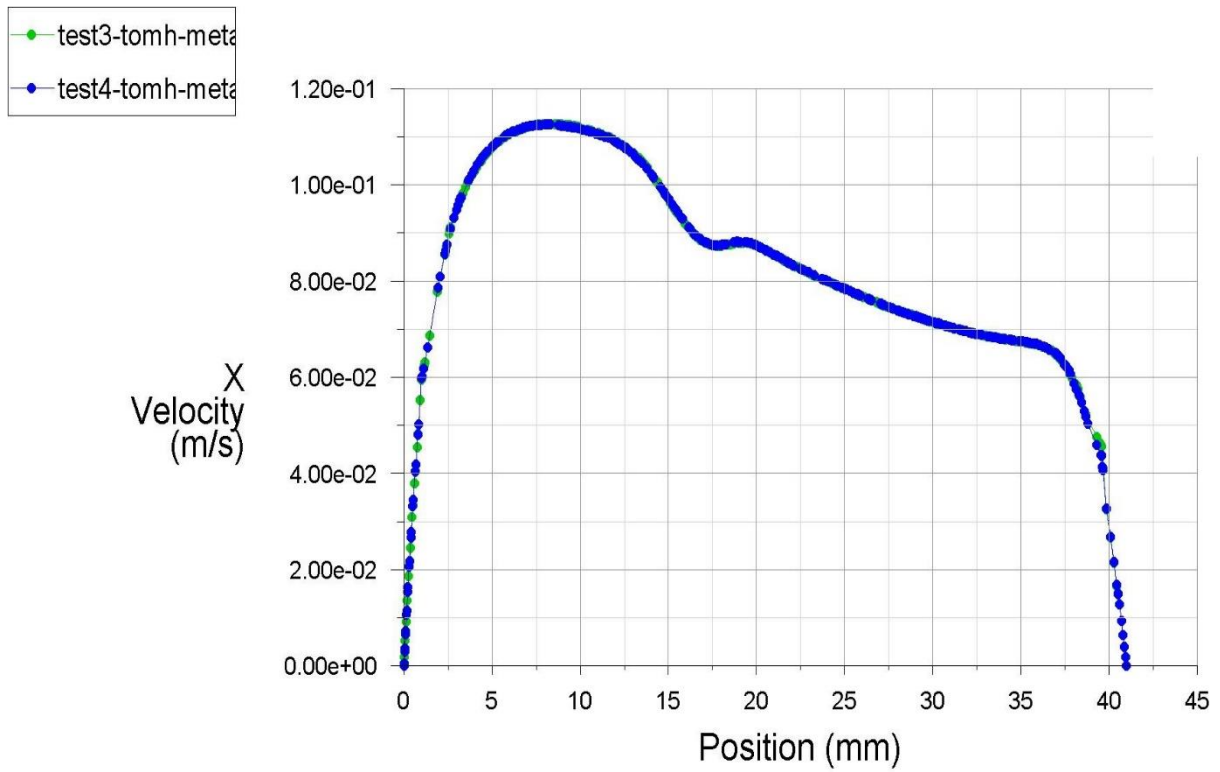
Εικόνα 4.29: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή στη μέση της στένωσης



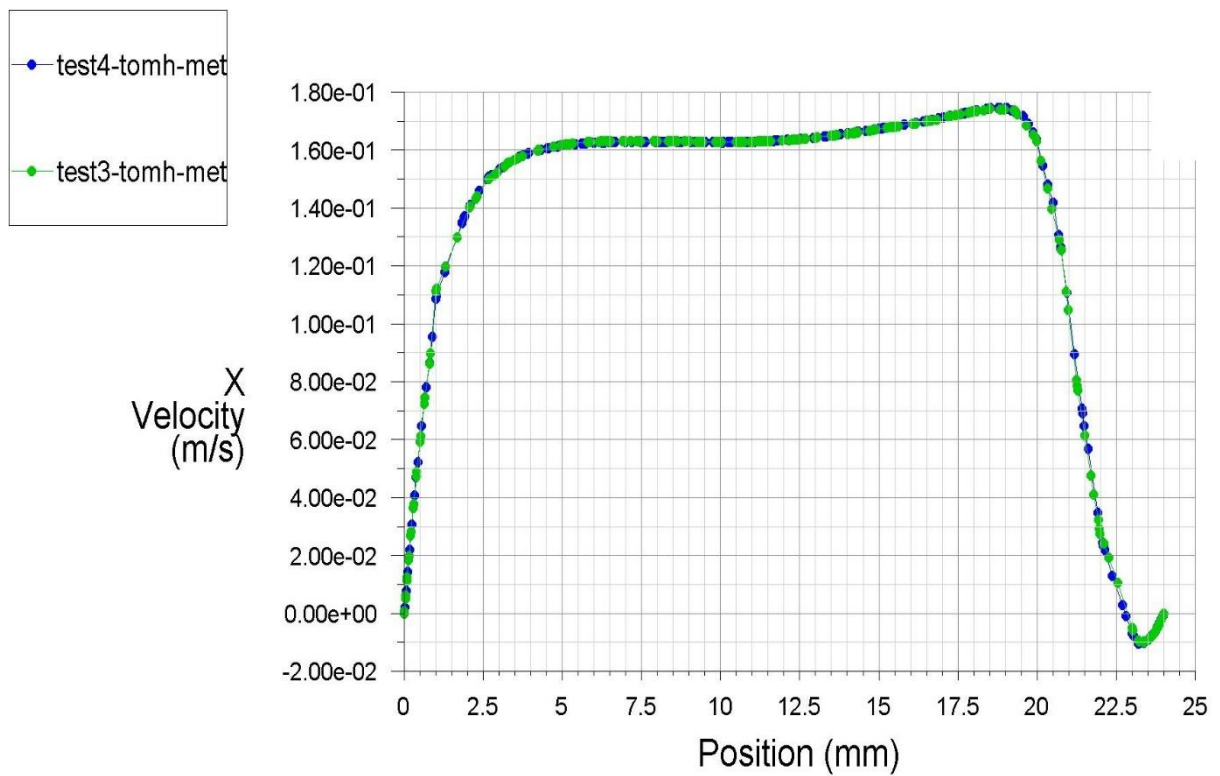
Εικόνα 4.30: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 0,5·D μετά τη στένωση



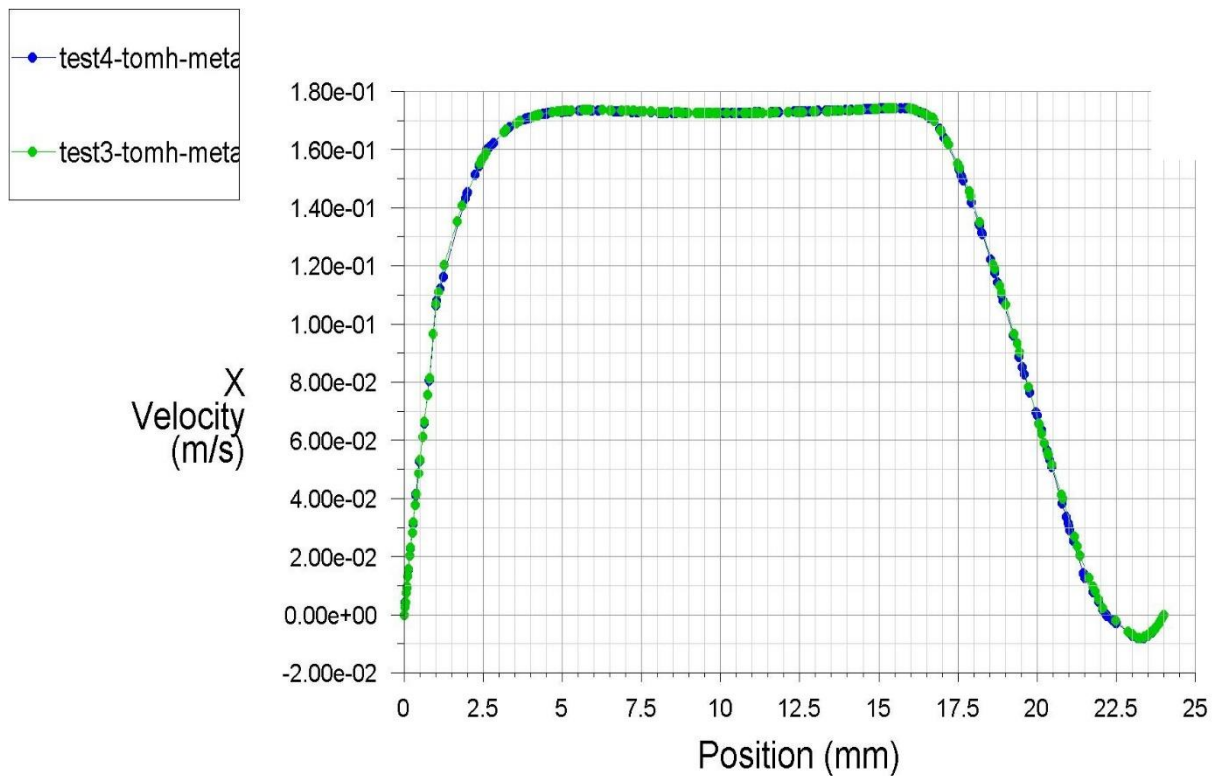
Εικόνα 4.31: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 6·D μετά τη στένωση



Εικόνα 4.32: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 7·D μετά τη στένωση



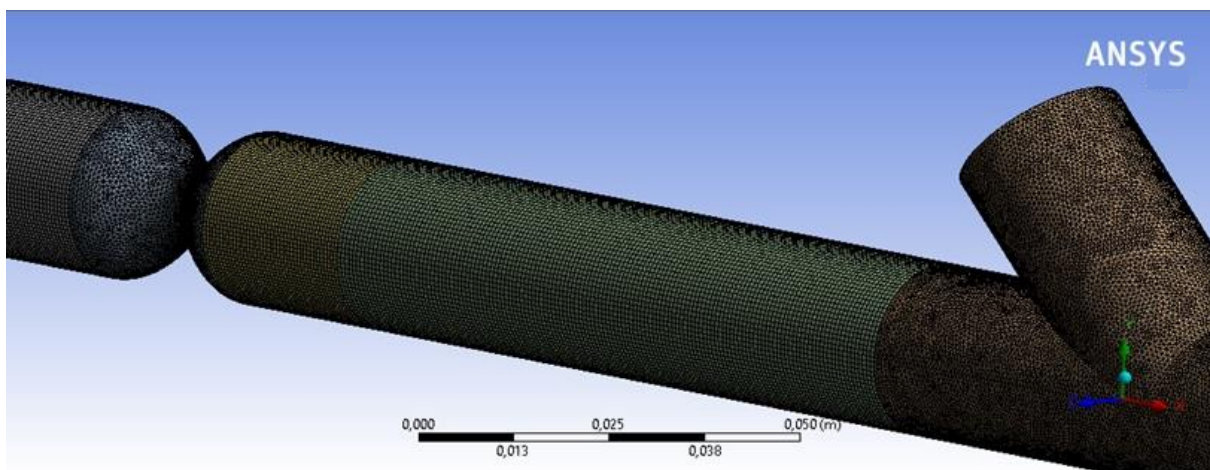
Εικόνα 4.33: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή 8·D μετά τη στένωση



Εικόνα 4.34: Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή $8,5 \cdot D$ μετά τη στένωση

Από τα παραπάνω διαγράμματα έχουμε μια καθαρή εικόνα και μπορούμε να δούμε ξεκάθαρα ότι τα αποτελέσματα από το 3^ο και 4^ο πλέγμα ταυτίζονται. Έτσι τελικά θα επιλέξουμε το 3^ο πλέγμα διότι έχουμε την ίδια ακρίβεια στα αποτελέσματα με το 4^ο πλέγμα αλλά με μικρότερη απαιτούμενη υπολογιστική ισχύ.

Έτσι λοιπόν η τελική μας επιλογή είναι το 3^ο πλέγμα με 2453817 στοιχεία και 1228433 κόμβους.



Εικόνα 4.35: Το 3^ο πλέγμα που τελικά επιλέχθηκε

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΜΟΝΙΜΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ

5.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

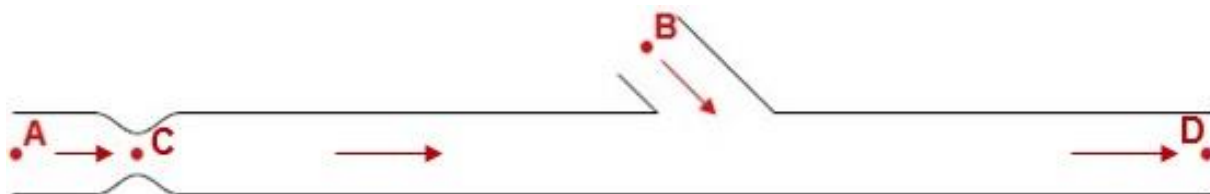
Όπως έχουμε είδη αναφέρει, στην παρούσα εργασία θέλουμε να κάνουμε προσομοίωση μιας πειραματικής μελέτης. Επομένως το πρώτο και πολύ σημαντικό βήμα που πρέπει να κάνουμε πριν ξεκινήσουμε την προσομοίωση μας είναι να αναλύσουμε τα πειραματικά δεδομένα, έτσι ώστε να δούμε πως θα δομήσουμε την υπολογιστική μας ανάλυση.

Στον παρακάτω πίνακα βλέπουμε τα χαρακτηριστικά του φυσικού προβλήματος που μελετάμε και παράλληλα τις πειραματικές προσεγγίσεις που έχουμε κάνει.

Φυσικό πρόβλημα (Ρευστό: αίμα)	Πειραματική προσέγγιση (Ρευστό: μίγμα νερού - γλυκερίνης)
Το αίμα είναι πολυφασικό ρευστό (θεωρείται μονοφασικό ρευστό σε αγγεία με διάμετρο $D > 0,1$ [mm])	Το αίμα θεωρήθηκε μονοφασικό ρευστό
Το αίμα είναι ασυμπύεστο ρευστό	Το αίμα θεωρήθηκε ασυμπύεστο ρευστό
Το αίμα είναι μη Νευτώνειο ρευστό (θεωρείται Νευτώνειο ρευστό σε αγγεία με διάμετρο $D > 0,1$ [mm])	Το αίμα θεωρήθηκε Νευτώνειο ρευστό
Ιξώδες αίματος: $\mu = 0,0035$ [Pa·s] Πυκνότητα αίματος: $\rho = 1050$ [kg/m ³]	Ιξώδες μίγματος: $\mu = 0,00335$ [Pa·s] Πυκνότητα μίγματος: $\rho = 1060$ [kg/m ³]
Η ροή του αίματος είναι παλμική	Η μελέτη έγινε υπό συνθήκες μόνιμης και παλμικής ροής
Τα αγγεία έχουν καμπυλότητες και ελαστικά τοιχώματα με μεταβλητή διατομή	Το αγγείο θεωρήθηκε ως ευθύς αγωγός με σταθερά τοιχώματα
Η στένωση σε ένα αγγείο έχει ασύμμετρη διατομή	Η στένωση θεωρήθηκε αξονοσυμμετρική

Πίνακας 5.1: Τα χαρακτηριστικά του φυσικού προβλήματος και οι πειραματικές προσεγγίσεις

Στη συνέχεια με βάση τα δεδομένα του πειράματος θα κάνουμε κάποιους απαραίτητους υπολογισμούς για την υπολογιστική ανάλυση μας. Οι υπολογισμοί αυτοί έγιναν για τις θέσεις A, B, C και D που φαίνονται στην παρακάτω εικόνα και ουσιαστικά οι υπολογισμοί στα σημεία αυτά αντιπροσωπεύουν τις συνθήκες εισόδου στη στένωση (σημείο A) και στην αναστόμωση (σημείο B), τις συνθήκες στο κέντρο της στένωσης (σημείο C) και τέλος τις συνθήκες εξόδου (σημείο D).



Εικόνα 5.1: Σημεία υπολογισμών

Στα σημεία αυτά (A, B, C και D) και με βάση τα πειραματικά δεδομένα για το μόνιμο πεδίο ροής, υπολογίσαμε την ταχύτητα του ρευστού, τον αριθμό Reynolds, την ένταση τύρβης (turbulence intensity) (I) και την κλίμακα μήκους τύρβης (turbulence length scale) (l). Έτσι με βάση την (εικόνα 5.1), ο (πίνακας 4.2) μπορεί να γραφεί όπως φαίνεται παρακάτω.

ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ	ΠΟΣΟΣΤΟ ΠΑΡΟΧΗΣ	ΣΗΜΕΙΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ	u [m/s]	Re	I [%]	l [mm]	ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ
1 ^η	47%	A	0,063	482	7,391%	1,68	Q [lt/h]
	53%	B	0,072	544	7,281%	1,68	220
	47%	C	0,254	964	6,778%	0,84	ρ [kg/m ³]
	100%	D	0,135	1026	6,726%	1,68	1060
2 ^η	30%	A	0,041	308	7,818%	1,68	μ [Pa·s]
	70%	B	0,095	718	7,032%	1,68	0,00335
	30%	C	0,162	616	7,169%	0,84	ν [m ² /s]
	100%	D	0,135	1026	6,726%	1,68	3,16E-06
3 ^η	15%	A	0,020	154	8,526%	1,68	$A_{\text{ογν.}}$ [m ²]
	85%	B	0,115	872	6,864%	1,68	4,52E-04
	15%	C	0,081	308	7,818%	0,84	$A_{\text{οτεν.}}$ [m ²]
	100%	D	0,135	1026	6,726%	1,68	1,13E-04
4 ^η	0%	A	0,000	0	0,000%	1,68	D [mm]
	100%	B	0,135	1026	6,726%	1,68	24
	0%	C	0,000	0	0,000%	0,84	d [mm]
	100%	D	0,135	1026	6,726%	1,68	12

Πίνακας 5.2: Υπολογισμοί συνθηκών στα σημεία A, B, C & D και τα πειραματικά δεδομένα

Ενδεικτικά θα κάνουμε παρακάτω τους υπολογισμούς της πρώτης περίπτωσης για τα σημεία A και C (στους υπολογισμούς κάποιοι αριθμοί αναγράφονται

στρογγυλοποιημένοι αλλά τα τελικά αποτελέσματα έχουν υπολογιστεί με μη στρογγυλοποιημένους αριθμούς).

Σημείο A:

$$u_A = 0,47 \cdot \frac{Q}{A_{\alpha\gamma\gamma.}} = 0,47 \cdot \frac{220 \cdot 10^{-3}/3600}{\pi \cdot 0,024^2/4} \Rightarrow u_A = 0,063 \text{ [m/s]}$$

$$Re_A = \frac{\rho \cdot u_A \cdot D}{\mu} = \frac{1060 \cdot 0,063 \cdot 0,024}{0,00335} \Rightarrow Re_A = 482$$

$$I_A = 0,16 \cdot Re_{Dh}^{(-1/8)} = 0,16 \cdot 482^{(-1/8)} \cdot 100 \Rightarrow I_A = 7,391 \text{ [%]}$$

$$l_A = 0,07 \cdot D_h = 0,07 \cdot 24 \Rightarrow l_A = 1,68 \text{ [mm]}$$

Σημείο C:

$$u_C = 0,47 \cdot \frac{Q}{A_{\sigma\tau\epsilon\nu.}} = 0,47 \cdot \frac{220 \cdot 10^{-3}/3600}{\pi \cdot 0,012^2/4} \Rightarrow u_C = 0,254 \text{ [m/s]}$$

$$Re_C = \frac{\rho \cdot u_C \cdot d}{\mu} = \frac{1060 \cdot 0,254 \cdot 0,012}{0,00335} \Rightarrow Re_C = 964$$

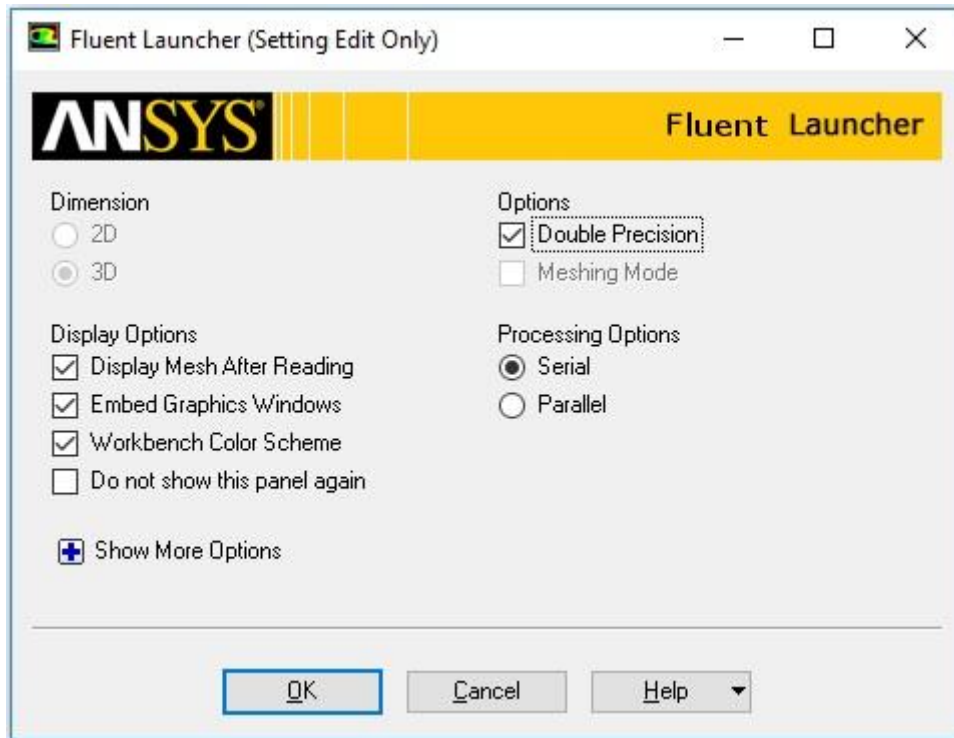
$$I_C = 0,16 \cdot Re_{Dh}^{(-1/8)} = 0,16 \cdot 964^{(-1/8)} \cdot 100 \Rightarrow I_C = 6,778 \text{ [%]}$$

$$l_C = 0,07 \cdot D_h = 0,07 \cdot 12 \Rightarrow l_C = 0,84 \text{ [mm]}$$

Στη συνέχεια θα αναλύσουμε την διαδικασία προσομοίωσης ενδεικτικά για την πρώτη περίπτωση, δηλαδή για ποσοστό παροχής (47 - 53)% με χρήση του ροϊκού μοντέλου k - ε RNG.

5.2 ΕΝΑΡΞΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ANSYS FLUENT

Η υπολογιστική ανάλυση έγινε μέσω του Ansys Workbench. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε την επιλογή του είδους του προβλήματος που θα λύσουμε, δηλαδή τρισδιάστατο (3D).



Εικόνα 5.2: Έναρξη του Ansys Fluent

5.3 ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Λόγω του ότι η υπολογιστική ανάλυση γίνεται μέσω του Ansys Workbench, δεν είναι αναγκαίο να κάνουμε εισαγωγή του πλέγματος στο Fluent διότι γίνεται αυτόματα.

Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε το αποτέλεσμα από τον έλεγχο στο πλέγμα μας.

Mesh → Info → Size

Level	Cells	Faces	Nodes	Partitions
0	2453817	5989359	1228433	1

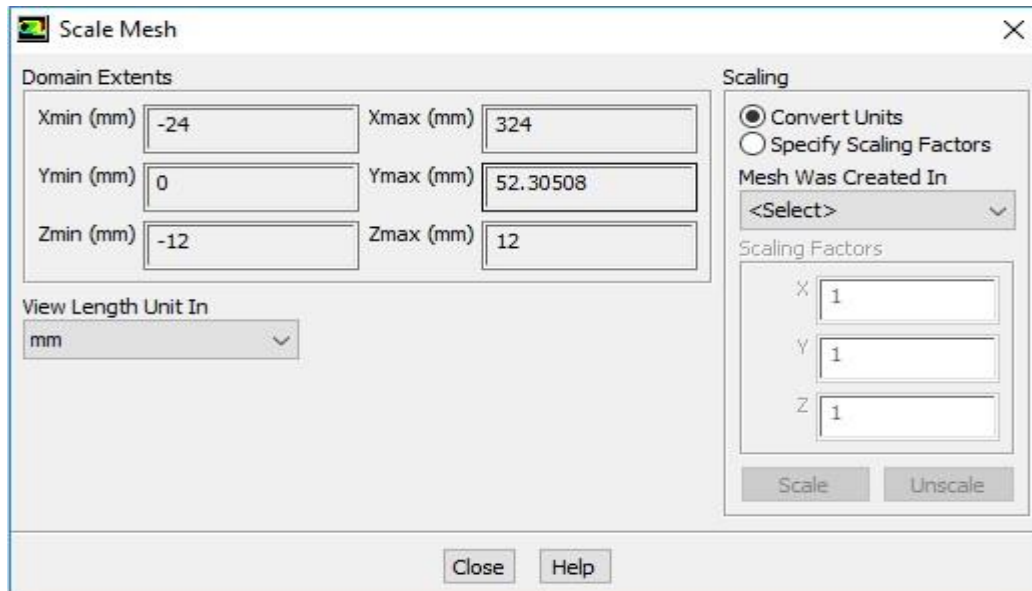
1 cell zone, 30 face zones.

Εικόνα 5.3: Έλεγχος πλέγματος

5.4 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΟΝΑΔΩΝ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Για να καθορίσουμε τις μονάδες του πλέγματος ακολουθούμε την παρακάτω διαδικασία και επιλέγουμε την επιθυμητή μονάδα μέτρησης όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.

Set up → General → Mesh → Scale



Εικόνα 5.4: Μονάδα μέτρησης πλέγματος

5.5 ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Αφού επιλέξαμε την μονάδα μέτρησης του πλέγματος, κάνουμε έναν έλεγχο του πλέγματος για να δούμε κάποια στατιστικά στοιχεία της γεωμετρίας.

Set up → General → Mesh → Check

```
Domain Extents:
  x-coordinate: min (m) = -2.400000e-02, max (m) = 3.240000e-01
  y-coordinate: min (m) = 0.000000e+00, max (m) = 5.230509e-02
  z-coordinate: min (m) = -1.200000e-02, max (m) = 1.200000e-02
Volume statistics:
  minimum volume (m3): 1.966302e-12
  maximum volume (m3): 1.012384e-09
  total volume (m3): 1.667750e-04
Face area statistics:
  minimum face area (m2): 7.917907e-09
  maximum face area (m2): 1.449783e-06
Checking mesh.....
Done.
```

Εικόνα 5.5: Στατιστικά στοιχεία γεωμετρίας

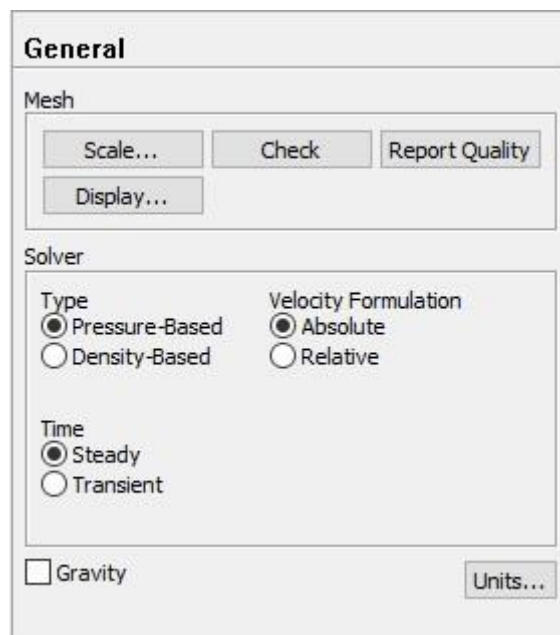
5.6 ΟΡΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΛΥΤΗ

Στη συνέχεια διαλέγουμε τον τύπο του λύτη για την προσομοίωση μας. Το Ansys Fluent περιέχει δυο τύπους λυτών. Ο πρώτος είναι ο Pressure-Based, ο οποίος λύνει τις εξισώσεις χρησιμοποιώντας αλγορίθμους με βάση την πίεση και ο δεύτερος ο Density-Based, ο οποίος λύνει τις εξισώσεις χρησιμοποιώντας αλγορίθμους με βάση την πυκνότητα.

Επίσης έχουμε την δυνατότητα να επιλέξουμε αν ο χρόνος θα είναι σταθερός (Steady) ή μεταβαλλόμενος (Transient). Ουσιαστικά αν επιλέξουμε να έχουμε σταθερό χρόνο, η ροή μας θα είναι μόνιμη, ενώ αν ο χρόνος είναι μεταβαλλόμενος τότε θα έχουμε και χρονικά μεταβαλλόμενη ροή.

Στην περίπτωση μας μελετάμε μόνιμη ροή, άρα θα επιλέξουμε σταθερό χρόνο και επίσης ο τύπος λύτη που θα χρησιμοποιήσουμε θα είναι ο Pressure-Based, διότι προτιμάται σε περιπτώσεις επίλυσης ρευστοδυναμικών μοντέλων λόγω της ευελιξίας που διαθέτει. Οι επιλογές αυτές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.

Set up → General → Solver



Εικόνα 5.6: Παράμετροι λύτη

5.7 ΟΡΙΣΜΟΣ ΡΟΪΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Ένα από τα πιο σημαντικά και συνάμα δύσκολα βήματα σε μια προσομοίωση είναι ο ορισμός του ροϊκού μοντέλου. Η επιλογή του κατάλληλου ροϊκού μοντέλου είναι μια επίπονη διαδικασία που απαιτεί προσοχή και έρευνα για το εκάστοτε πρόβλημα, διότι μια λάθος επιλογή ροϊκού μοντέλου μπορεί να μας δώσει αποτελέσματα τα οποία

αποκλίνουν από την πραγματικότητα ή ακόμα και να μας οδηγήσει σε λανθασμένα αποτελέσματα.

Στην παρούσα εργασία έχει γίνει βιβλιογραφική έρευνα σε δημοσιεύσεις (papers) σχετικά με την επιλογή του κατάλληλου ροϊκού μοντέλου για την περίπτωση της ροής του αίματος.

Στον παρακάτω πίνακα βλέπουμε μια ενδεικτική βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με την επιλογή ροϊκού μοντέλου, όπως επίσης και για την θεώρηση του αίματος ως Νευτώνειου ή μη Νευτώνειου ρευστού σε αντίστοιχα προβλήματα με το δικό μας.

Papers	laminar	κ - ε RNG	κ - ω	Νευτώνειο	Μη-Νευτώνειο	By pass	CFD - Πείραμα
F. Galichi (et al. 1998)	χ	-	χ	χ	-	-	χ
D. Bluestein (et al. 1998)	-	-	χ	χ	-	-	χ
V. Deplano (et al. 1999)	χ	-	-	χ	-	χ	-
C. Bertolotti (et al. 2001)	χ	-	-	χ	-	χ	χ
S. H. Frankel (et al. 2003)	-	χ	χ	χ	-	-	χ
L. P. Chua (et al. 2005)	χ	-	-	χ	-	χ	-
N. W. Bressloff (et al. 2007)	-	χ	χ	χ	-	-	χ
F. Loth (et al. 2008)	χ	-	-	χ	χ	χ	χ
J. Vimmr (et al. 2012)	χ	-	-	χ	-	χ	χ
Kelvin K. L. Wong (et al. 2015)	χ	-	-	χ	-	χ	-
K. Kawahito (et al. 2016)	χ	-	-	χ	-	-	-

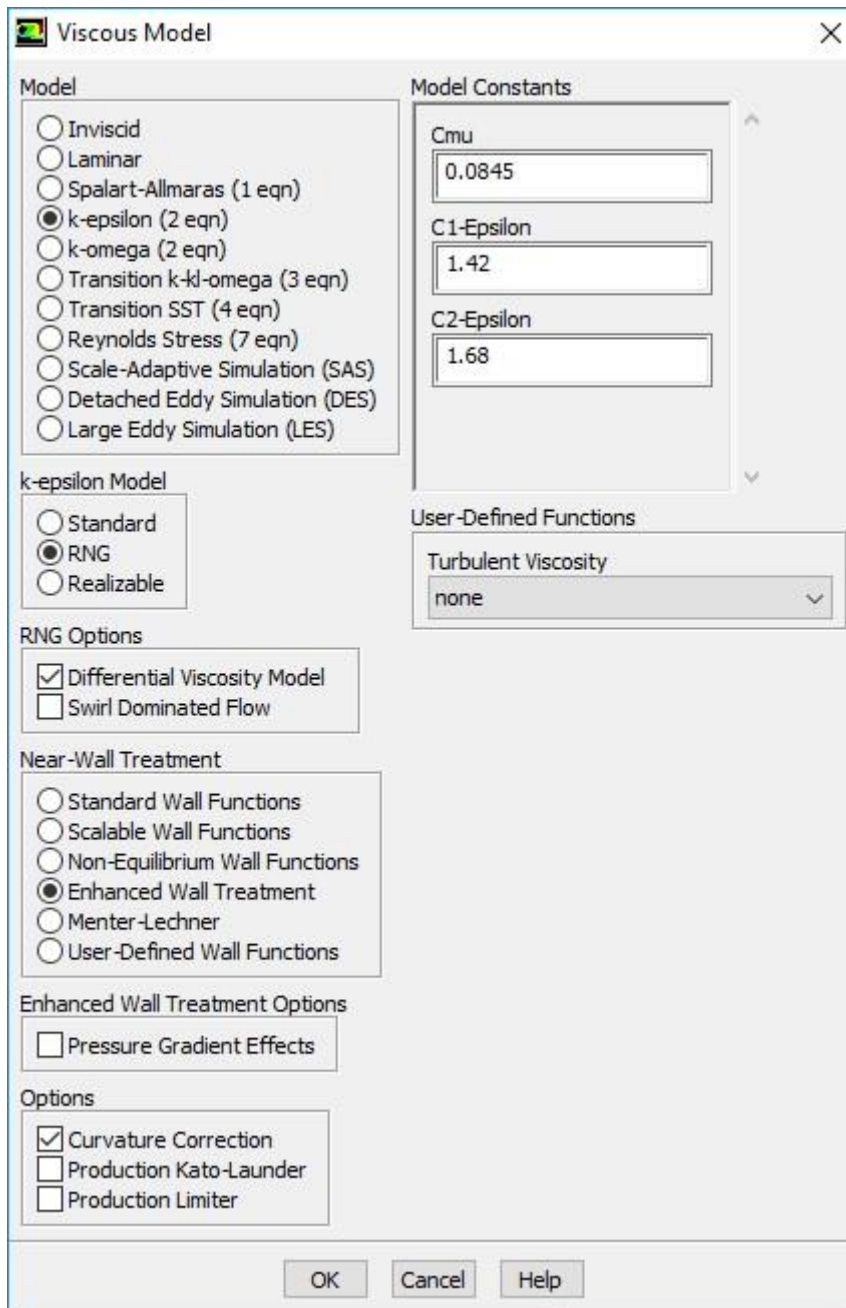
Πίνακας 5.3: Ενδεικτική βιβλιογραφική ανασκόπηση

Έτσι σύμφωνα με την έρευνα που κάναμε, καταλήξαμε να χρησιμοποιήσουμε για την παρούσα εργασία τα τέσσερα ακόλουθα ροϊκά μοντέλα:

- Laminar
- κ - ε RNG
- κ - ω
- κ - ω SST

Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε την επιλογή του ροϊκού μοντέλου κ - ε RNG με τις κατάλληλες επιλογές των παραμέτρων που περιέχει το συγκεκριμένο μοντέλο τύρβης έτσι ώστε να το προσαρμόσουμε κατάλληλα στο πρόβλημα μας.

Set up → Models → Viscous → Edit



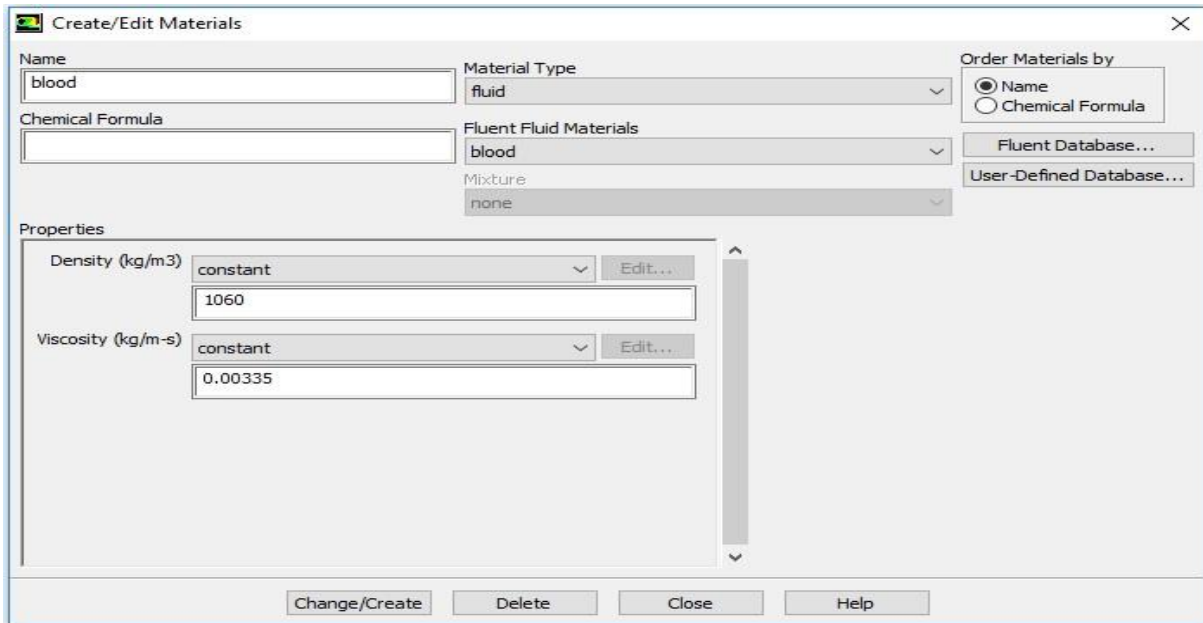
Εικόνα 5.7: Ορισμός ροϊκού μοντέλου $k - \epsilon$ RNG (για χαμηλά Re)

Αντίστοιχα για τα άλλα τρία ροϊκά μοντέλα κάναμε τις ανάλογες επιλογές.

5.8 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΡΕΥΣΤΟΥ ΚΑΙ ΑΓΩΓΟΥ

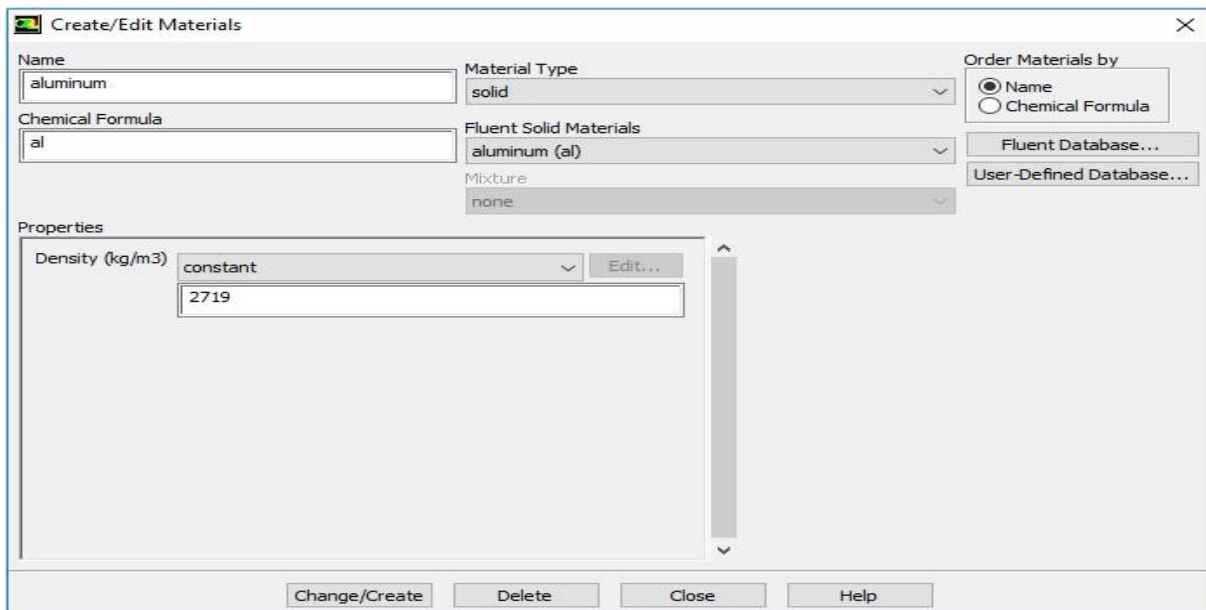
Στο σημείο αυτό θα καθορίσουμε τις ιδιότητες του ρευστού μας, δηλαδή του αίματος θεωρώντας το ασυμπύεστο και Νευτώνειο ρευστό. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε την εισαγωγή των ιδιοτήτων του αίματος που κάναμε.

Set up → Materials → Fluid → Air → Edit



Εικόνα 5.8: Καθορισμός ιδιοτήτων αίματος

Στην προσομοίωση μας μελετάμε μόνο το εσωτερικό της αρτηρίας και όχι τα τοιχώματα, αφού δεν λαμβάνουμε υπόψιν τις θερμικές και μηχανικές ιδιότητες των τοιχωμάτων. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει, προσεγγίζουμε τα τοιχώματα της αρτηρίας ως απαραμόρφωτα, αδιαπέραστα και ακίνητα. Έτσι σύμφωνα με αυτές τις θεωρήσεις το υλικό των τοιχωμάτων της αρτηρίας δεν επηρεάζει τα αποτελέσματα μας και έτσι αφήνουμε την επιλογή του Ansys Fluent για το υλικό των τοιχωμάτων ως έχει, δηλαδή το αλουμίνιο (θα μπορούσε να είχε γίνει οποιαδήποτε επιλογή).



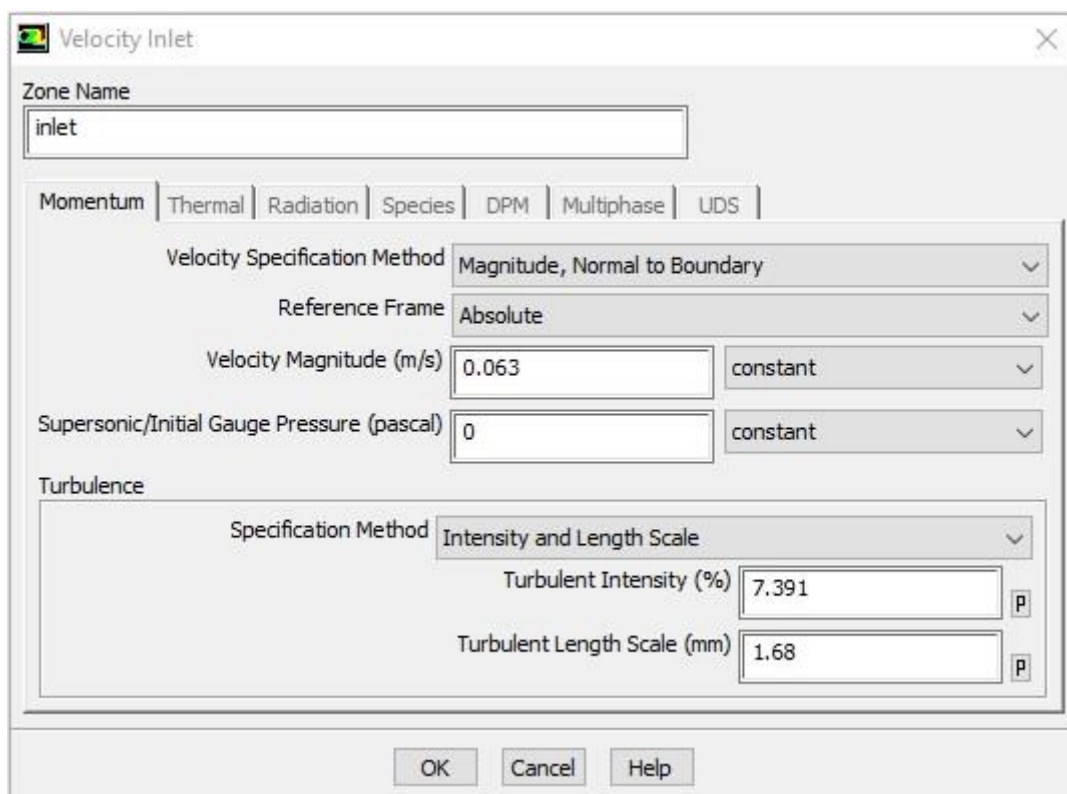
Εικόνα 5.9: Καθορισμός ιδιοτήτων υλικού τοιχώματος αγγείου

5.9 ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ

Σε αυτό το σημείο θα ορίσουμε τις συνοριακές συνθήκες στην προσομοίωση μας, χρησιμοποιώντας τους υπολογισμούς που έχουμε ήδη κάνει και αναγράφονται στον (πίνακα 5.2).

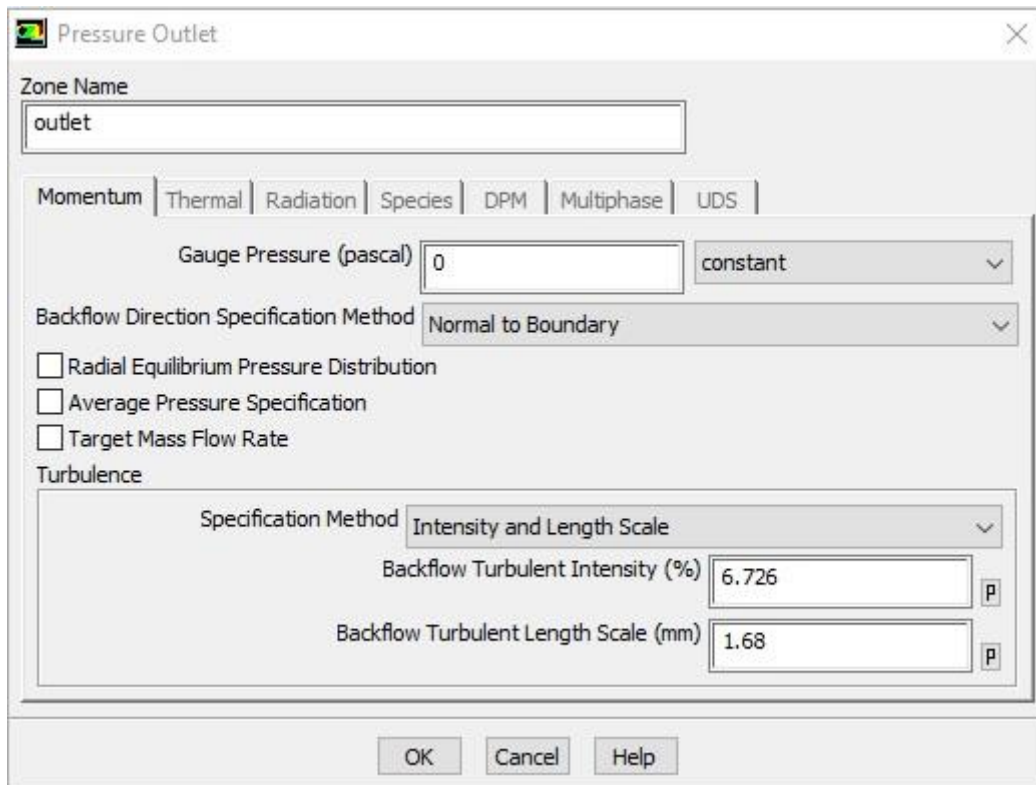
Ως συνοριακές συνθήκες ορίσαμε, τις συνθήκες εισόδου στη στένωση (inlet) και στην αναστόμωση (inlet_by_pass) και τέλος ορίσαμε τις συνθήκες εξόδου (outlet). Στις παρακάτω εικόνες βλέπουμε τις συνθήκες εισόδου που ορίσαμε στην στένωση (inlet) και τις συνθήκες εξόδου που ορίσαμε (outlet) με βάσει τους υπολογισμούς που έχουμε κάνει και φαίνονται στον (πίνακα 5.2).

Set up → Boundary Conditions → inlet → velocity-inlet → Edit



Εικόνα 5.10: Ορισμός συνθηκών εισόδου στη στένωση

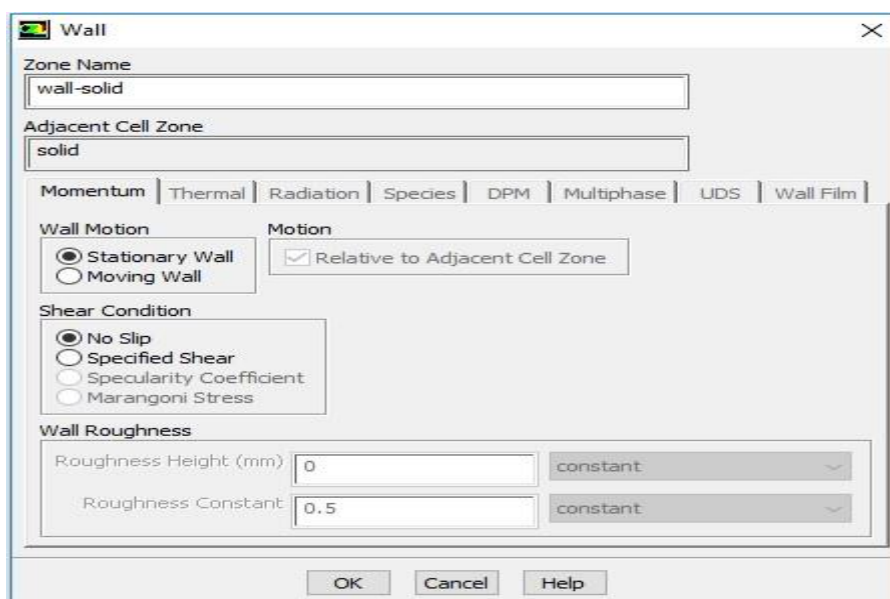
Set up → Boundary Conditions → outlet → pressure-outlet → Edit



Εικόνα 5.11: Ορισμός συνθηκών εξόδου

Στη συνέχεια θα ορίσουμε τις συνοριακές συνθήκες στα τοιχώματα του αγγείου και όπως έχουμε ήδη αναφέρει θα επιλέξουμε σταθερά τοιχώματα χωρίς ολίσθηση.

Set up → Boundary Conditions → wall-solid → Edit

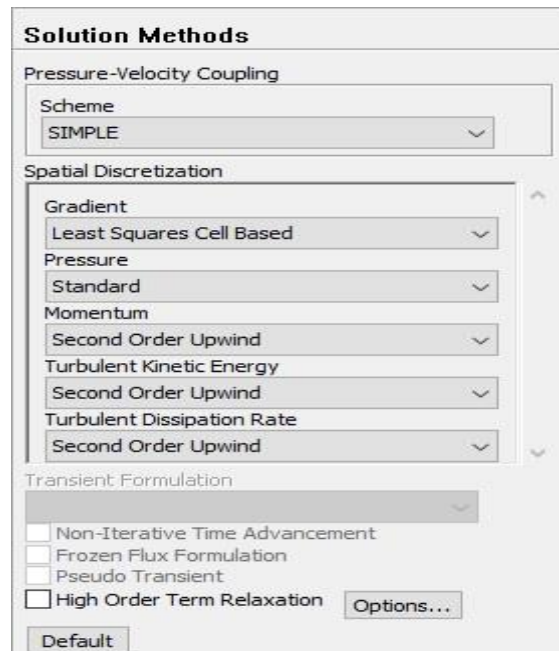


Εικόνα 5.12: Ορισμός συνοριακών συνθηκών στα τοιχώματα του αγγείου

5.10 ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΕΠΙΛΥΣΗΣ

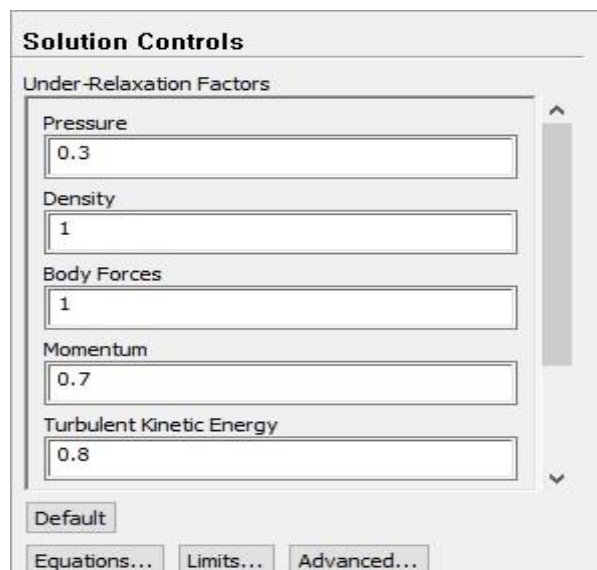
Σε αυτό το σημείο θα καθορίσουμε την μέθοδο επίλυσης του προβλήματος μας. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε τις επιλογές που κάναμε για την μέθοδο επίλυσης.

Solution → Solution methods



Εικόνα 5.13: Καθορισμός της μεθόδου επίλυσης του προβλήματος

Στη συνέχεια θα αφήσουμε τις προεπιλεγμένες τιμές των παραμέτρων λύσης του προβλήματος, που χρησιμοποιούνται για την επίλυση των εξισώσεων.

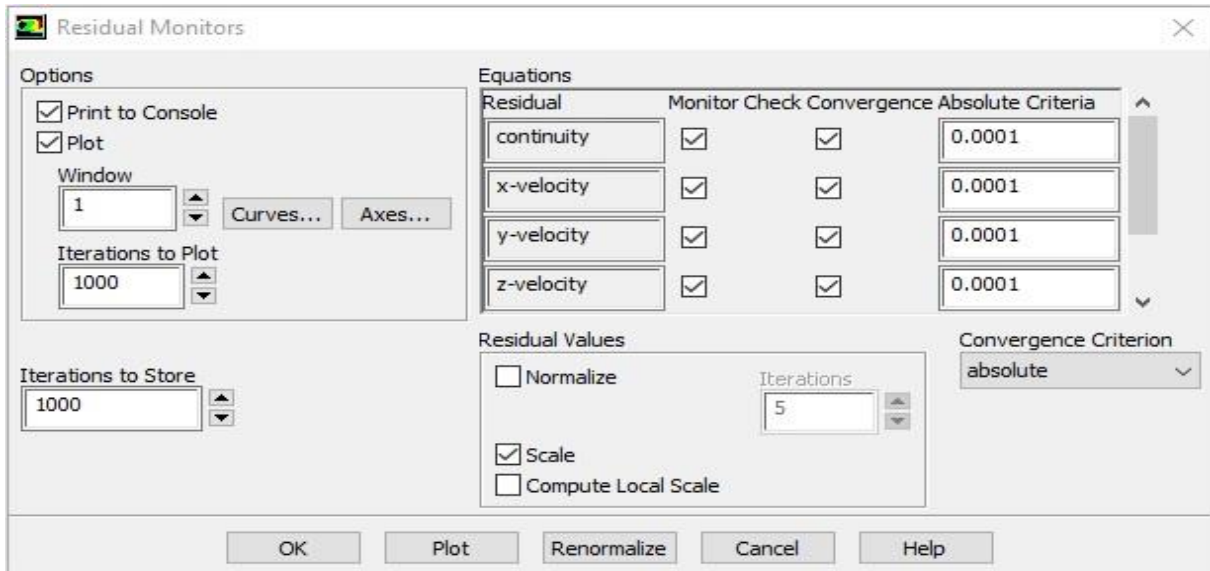


Εικόνα 5.14: Καθορισμός των παραμέτρων λύσης του προβλήματος

5.11 ΚΡΙΤΗΡΙΟ ΣΥΓΚΛΙΣΗΣ

Στο σημείο αυτό θα καθορίσουμε το επιθυμητό κριτήριο σύγκλισης των εξισώσεων. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε πως καθορίσαμε το κριτήριο σύγκλισης.

Solution → Monitors → Residuals - Print, Plot → Edit



Εικόνα 5.15: Καθορισμός κριτηρίου σύγκλισης

Στην παρούσα εργασία έχουμε θέσει ως ελάχιστο κριτήριο σύγκλισης το 10^{-4} , ενώ για το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ στο οποίο καταλήξαμε έχουμε θέσει ως κριτήριο σύγκλισης το 10^{-6} στο οποίο έχουμε τα βέλτιστα αποτελέσματα. Επίσης, σε μερικές άλλες περιπτώσεις έχουμε αποτελέσματα με κριτήριο σύγκλισης 10^{-5} και 10^{-6} . Στον παρακάτω πίνακα φαίνεται ανάλογα με την περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε το βέλτιστο κριτήριο σύγκλισης που έχουμε θέσει και λάβαμε αποτελέσματα.

Περίπτώσεις	<i>laminar</i>	<i>k - ε RNG</i>	<i>k - ω</i>	<i>k - ω SST</i>
1 ^η	10^{-4}	10^{-5}	10^{-6}	10^{-4}
2 ^η	10^{-4}	10^{-4}	10^{-6}	-
3 ^η	10^{-4}	10^{-4}	10^{-6}	10^{-4}
4 ^η	10^{-6}	10^{-4}	10^{-6}	-

Πίνακας 5.4: Βέλτιστο κριτήριο σύγκλισης ανά ροϊκό μοντέλο στο οποίο έχουμε αποτελέσματα

5.12 ΑΡΧΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΛΥΤΗ

Σε αυτό το σημείο καθορίζουμε τις αρχικές συνθήκες του προβλήματος. Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε την επιλογή που κάναμε για να ξεκινά η επίλυση του προβλήματος από την είσοδο της στένωσης.

Solution → Solution initialization

Solution Initialization

Initialization Methods

Hybrid Initialization
 Standard Initialization

Compute from
inlet

Reference Frame

Relative to Cell Zone
 Absolute

Initial Values

Gauge Pressure (pascal)
0

X Velocity (m/s)
0.063

Y Velocity (m/s)
8.37552e-15

Z Velocity (m/s)
5.842618e-15

Turbulent Kinetic Energy (m2/s2)
3.252211e-05

Turbulent Dissipation Rate (m2/s3)
0.0001103974

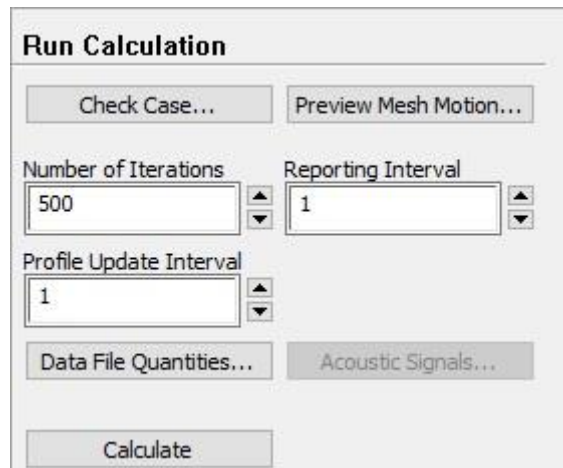
Initialize Reset Patch...
Reset DPM Sources Reset Statistics

Εικόνα 5.16: Αρχικοποίηση λύτη

5.13 ΕΠΙΛΥΣΗ

Τέλος σε αυτό σημείο βρισκόμαστε ένα βήμα πριν ξεκινήσει η διαδικασία της προσομοίωσης και η τελευταία παράμετρος που πρέπει να ορίσουμε είναι ο αριθμός των υπολογιστικών επαναλήψεων που θα γίνουν. Αν κατά την διάρκεια των επαναλήψεων το κριτήριο σύγκλισης που έχουμε θέσει καλυφθεί, τότε η προσομοίωση μας σταματά, ενώ αν δεν καλυφθεί, τότε η προσομοίωση μας σταματά όταν καλυφθεί ο αριθμός των υπολογιστικών επαναλήψεων που έχουμε θέσει.

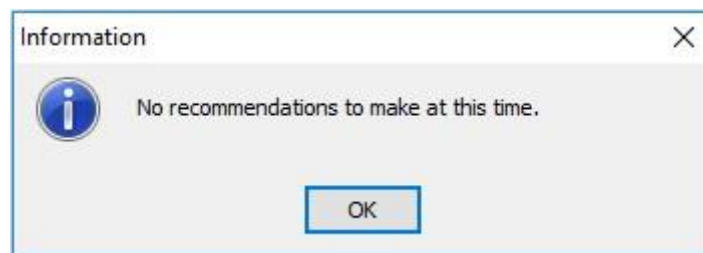
Solution → Run Calculation



Εικόνα 5.17: Καθορισμός των υπολογιστικών επαναλήψεων

Πριν όμως ξεκινήσουμε την προσομοίωση μας, κάνουμε έναν έλεγχο για τυχόν σφάλματα.

Solution → Run Calculation → Check Case



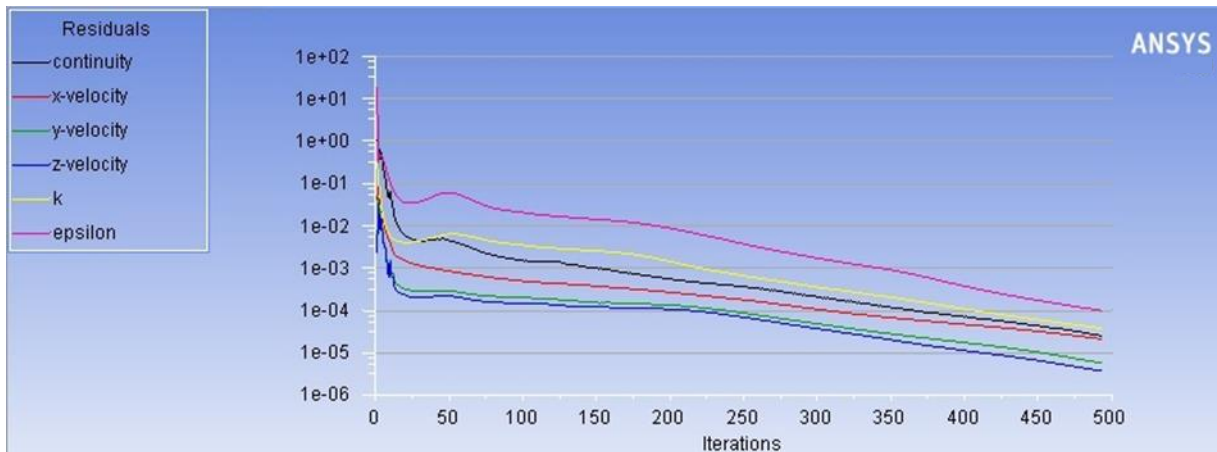
Εικόνα 5.18: Έλεγχος για τυχόν σφάλματα

5.14 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ

Ενδεικτικά θα δείξουμε από δυο περιπτώσεις, τα αποτελέσματα από την επίλυση των εξισώσεων και την ακρίβεια της σύγκλισης στην οποία έφτασαν.

iter	continuity	x-velocity	y-velocity	z-velocity	k	epsilon
491	2.6444e-05	2.1798e-05	5.9374e-06	3.8808e-06	3.8851e-05	1.0178e-04
492	2.5769e-05	2.1571e-05	5.8596e-06	3.8336e-06	3.8448e-05	1.0052e-04
! 493	solution is converged					
493	2.5793e-05	2.1340e-05	5.7789e-06	3.7837e-06	3.8050e-05	9.9290e-05

Εικόνα 5.19: Η ακρίβεια της σύγκλισης για την 1^η περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο k - ε RNG με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4}



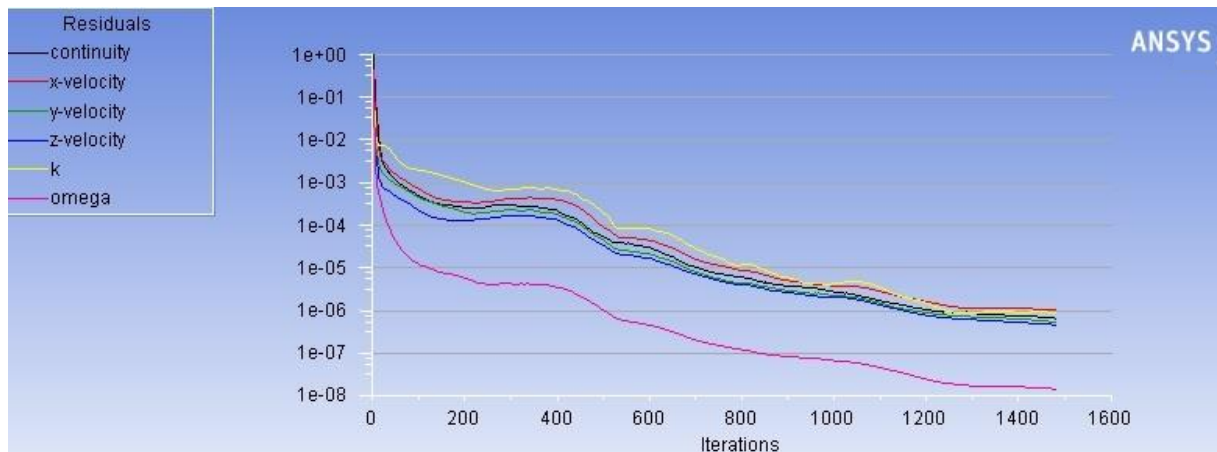
Εικόνα 5.20: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσει των επαναλήψεων για την 1^η περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο k - ε RNG (Scaled Residuals) με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4}

```

iter  continuity  x-velocity  y-velocity  z-velocity      k      omega
 1476  6.5802e-07  1.0046e-06  5.3929e-07  4.6272e-07  8.7810e-07  1.4554e-08
 1477  6.5713e-07  1.0025e-06  5.3794e-07  4.6167e-07  8.7450e-07  1.4520e-08
! 1478 solution is converged
 1478  6.5558e-07  9.9987e-07  5.3647e-07  4.6059e-07  8.7087e-07  1.4494e-08

```

Εικόνα 5.21: Η ακρίβεια της σύγκλισης για την 4^η περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο k - ω με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6}



Εικόνα 5.22: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσει των επαναλήψεων για την 4^η περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο k - ω (Scaled Residuals) με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6}

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ

6.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ – ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Πριν ξεκινήσουμε την προσομοίωση μας όπως και στο προηγούμενο κεφάλαιο πρέπει να κάνουμε μια ανάλυση των πειραματικών μας δεδομένων και αφού θέλουμε να προσομοιάσουμε μια παλμική ροή, πρέπει να δημιουργήσουμε μια συνάρτηση η οποία να μας δημιουργεί την επιθυμητή ροή.

Από την πειραματική μελέτη ξέρουμε ότι η συνολική διάρκεια ενός καρδιακού παλμού είναι 1 [s], που αντιστοιχεί σε 60 καρδιακούς παλμούς το λεπτό, με παροχή όγκου ανά καρδιακό παλμό 60 [cm³/cycle].

Σύμφωνα με τα παραπάνω και με βάση την εργασία των Lakin et al. 2002 δημιουργήσαμε την συνάρτηση της παροχής όγκου για την παλμική ροή του αίματος, η οποία δίνεται από την σχέση:

$$Q(t) = \frac{V}{A'} \cdot \sin(\omega \cdot t)^n \cdot \cos(\omega \cdot t - \Phi) \text{ [cm}^3/\text{s]}$$

Όπου:

v: η παροχή όγκου ανά καρδιακό παλμό [cm³/s]

A': σταθερά

ω: η γωνιακή συχνότητα [rad/s]

t: ο χρόνος [s]

n: σταθερά και στην περίπτωση μας είναι (n = 21)

Φ: η γωνιακή φάση και στην περίπτωση μας είναι (Φ = 0,35)

Σημειώνεται ότι τόσο για την σταθερά n όσο και την γωνιακή φάση Φ, ορίστηκαν οι τιμές για τις συνθήκες διεξαγωγής του πειράματος.

Η προαναφερθείσα σταθερά (A') υπολογίζεται από την σχέση:

$$A' = \frac{\sqrt{\pi} \cdot \Gamma(1 + \frac{n}{2}) \cdot \sin(\Phi)}{\Gamma(\frac{3+n}{2})} = \frac{\sqrt{\pi} \cdot \Gamma(1 + \frac{21}{2}) \cdot \sin(0,35)}{\Gamma(\frac{3+21}{2})} \Rightarrow A' = 0,0577$$

Και η γωνιακή συχνότητα υπολογίζεται από την σχέση:

$$\omega = \frac{\pi}{\rho} = \frac{\pi}{1} \Rightarrow \omega = 3,14 \text{ [rad/s]}$$

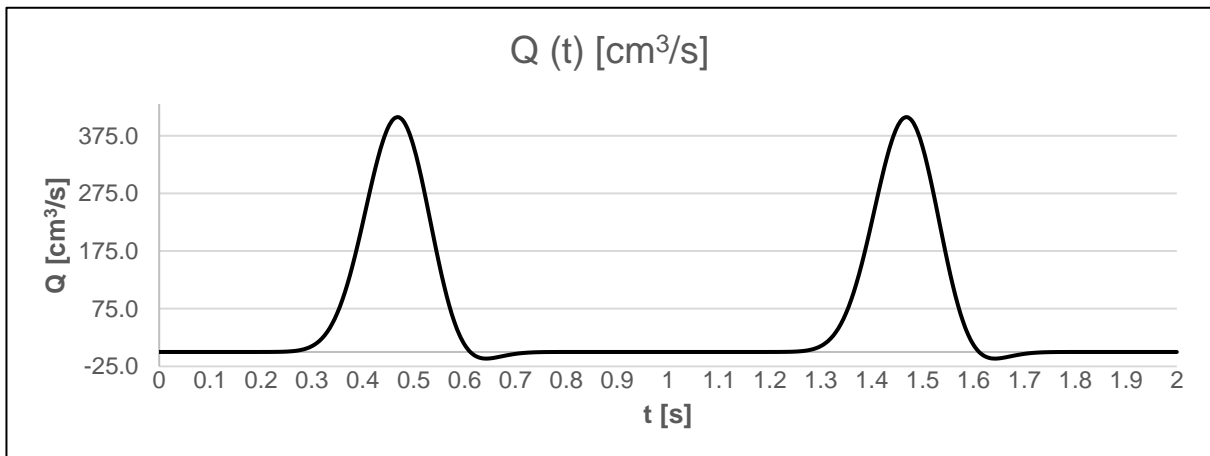
Όπου:

ρ : η χρονική διάρκεια ενός καρδιακού παλμού [s]

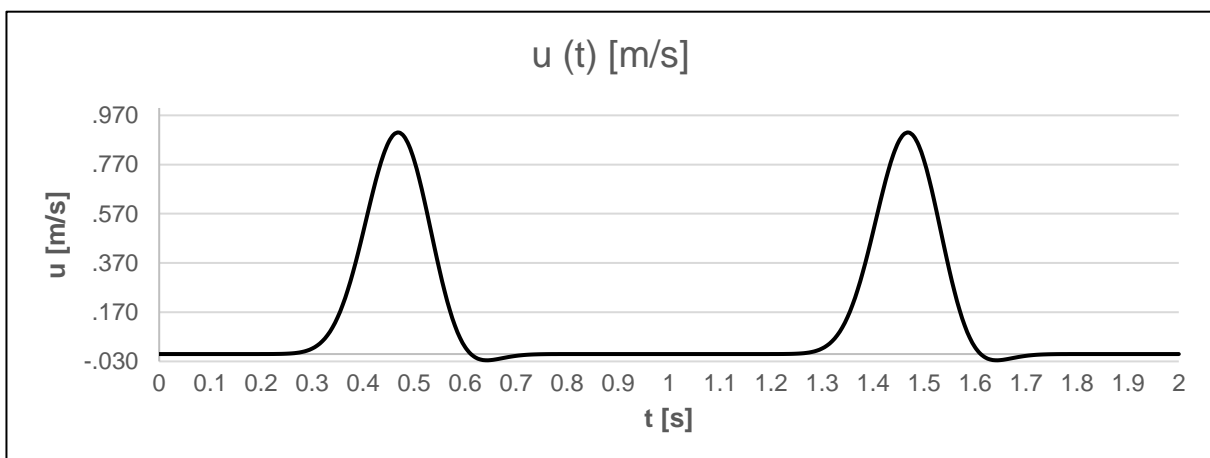
Έτσι από τα παραπάνω, η συνάρτηση της παροχής όγκου για την παλμική ροή του αίματος που θα χρησιμοποιήσουμε έχει την μορφή:

$$Q(t) = \frac{60}{0,0577} \cdot \sin(3,14 \cdot t)^{21} \cdot \cos(3,14 \cdot t - 0,35) \text{ [cm}^3\text{/s]}$$

Πιο κάτω βλέπουμε τα διαγράμματα της παροχής όγκου και της ταχύτητας συναρτήσει του χρόνου για χρονικό διάστημα δυο καρδιακών παλμών.



Διάγραμμα 6.1: Διάγραμμα παροχής όγκου για χρονικό διάστημα δυο καρδιακών παλμών



Διάγραμμα 6.2: Διάγραμμα ταχύτητας για χρονικό διάστημα δυο καρδιακών παλμών

Στη συνέχεια με βάση τα παραπάνω δεδομένα μας θα κάνουμε κάποιους απαραίτητους υπολογισμούς για την υπολογιστική ανάλυση μας. Οι υπολογισμοί αυτοί όπως και στο προηγούμενο κεφάλαιο έγιναν για τις θέσεις A, B, C και D που φαίνονται στην (εικόνα 5.1) και ουσιαστικά οι υπολογισμοί στα σημεία αυτά αντιπροσωπεύουν τις συνθήκες εισόδου στη στένωση (σημείο A) και στην αναστόμωση (σημείο B), τις συνθήκες στο κέντρο της στένωσης (σημείο C) και τέλος τις συνθήκες εξόδου (σημείο D). Στα σημεία αυτά (A, B, C και D) και με βάση τα πειραματικά δεδομένα για το παλμικό πεδίο ροής, υπολογίσαμε την ταχύτητα του ρευστού, τον αριθμό Reynolds, την ένταση τύρβης (turbulence intensity) (I) και την κλίμακα μήκους τύρβης (turbulence length scale) (l).

Για το παλμικό πεδίο ροής θα προσομοιάσουμε μόνο την πρώτη περίπτωση και για λόγους ευκολίας στον κώδικα της παλμικής ροής, θα θεωρήσουμε το ποσοστό παροχής από (47 - 53)% σε (50 - 50)%. Επίσης για να κάνουμε τους υπολογισμούς μας λάβαμε ως τιμές για την παροχή όγκου και την ταχύτητα, τις μέσες τιμές (Q_{mean}) και (u_{mean}) αντίστοιχα.

ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ	ΠΟΣΟΣΤΟ ΠΑΡΟΧΗΣ	ΣΗΜΕΙΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ	u_{mean} [m/s]	Re	I [%]	l [mm]	ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ
1 ^η	50%	A	0,066	499	7,360%	1,68	u_{mean} [m/s] = 1,31E-01
	50%	B	0,066	499	7,360%	1,68	Q_{mean} [cm ³ /s] = 5,94E+01
	50%	C	0,263	1994	6,189%	0,84	$A_{\text{αγγ.}}$ [m ²] = 4,52E-04
	100%	D	0,131	997	6,749%	1,68	$A_{\text{στεν.}}$ [m ²] = 1,13E-04

Πίνακας 6.1: Υπολογισμοί συνθηκών στα σημεία A, B, C & D και τα πειραματικά δεδομένα

6.2 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΚΩΔΙΚΑ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Για να εισάγουμε την συνάρτηση της παλμικής ροής στο Ansys Fluent θα πρέπει πρώτα να δημιουργήσουμε έναν υπολογιστικό κώδικα στο περιβάλλον της γλώσσας προγραμματισμού C και στη συνέχεια να τον εισάγουμε ως UDF στο Ansys Fluent.

Για λόγους ευκολίας μετατρέψαμε την συνάρτηση της παροχής όγκου Q (t) σε συνάρτηση ολικής μανομετρικής πίεσης P_{total} (t) και γράψαμε τον κώδικα, έτσι ώστε να μας δίνει την παραπάνω συνάρτηση της πίεσης που απαιτεί το Ansys Fluent.

Παρακάτω βλέπουμε τον κώδικα της παλμικής ροής που γράψαμε έτσι ώστε να μας δίνει τις κατάλληλες συνθήκες εισόδου στη στένωση (inlet) και στην αναστόμωση (inlet_by_pass).

```
#include "udf.h"
DEFINE_PROFILE(pres, thread, position)
{
face_t f;
real t = CURRENT_TIME;
double base, exponent, result;
```

```

base = sin(3.142 * t);
exponent = 21;
begin_f_loop(f, thread)
result = pow(base, exponent);
{
F_PROFILE(f,thread,position)=0.5*0.5*1060*pow((((60.0/0.0577*(result)*cos(3.142*t-
0.35))*0.000001)/0.000452), 2);
}
end_f_loop(f, thread)
}

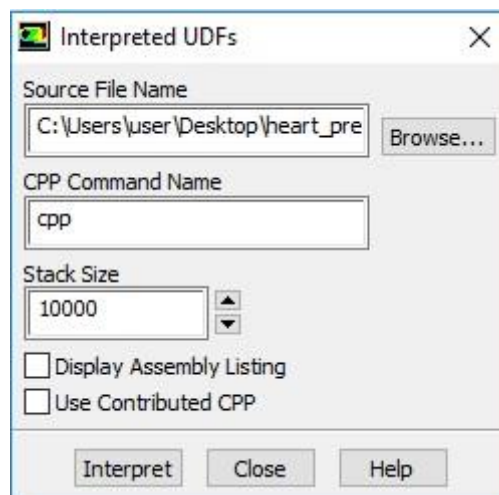
```

Στη συνέχεια θα αναλύσουμε τις διαφορές στην διαδικασία προσομοίωσης έτσι ώστε να δημιουργήσουμε την παλμική ροή του αίματος, ενώ τα βήματα της διαδικασίας που δεν θα αναφέρουμε είναι ίδια με αυτά για το μόνιμο πεδίο ροής που αναφέραμε στο [κεφάλαιο 5]. Επίσης το μοντέλο τύρβης που χρησιμοποιήσαμε είναι το $k - \omega$, ενώ το κριτήριο σύγκλισης που θέσαμε είναι το 10^{-4} .

6.3 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΩΔΙΚΑ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Για να εισάγουμε τον κώδικα παλμικής ροής στο Ansys Fluent, ακολουθούμε την παρακάτω διαδικασία και οι επιλογές που κάνουμε φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.

Define → User-Define → Functions → Interpreted → Interpreted UDFs → Επιλογή του αρχείου με τον κώδικα της παλμικής ροής → Interpret



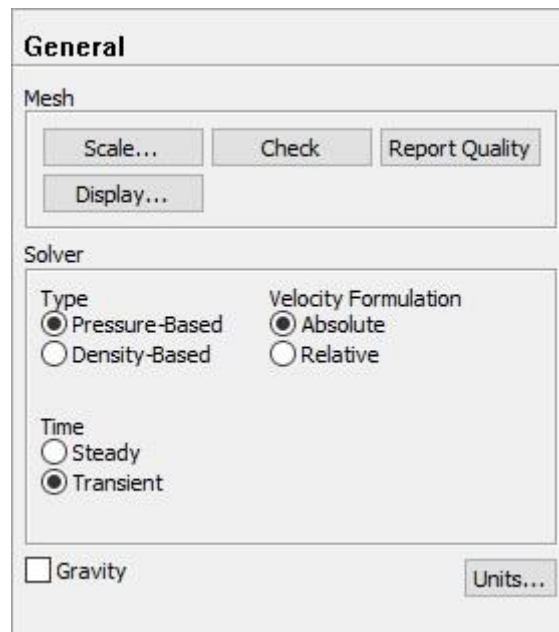
Εικόνα 6.1: Εισαγωγή του κώδικα παλμικής ροής

6.4 ΟΡΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΛΥΤΗ ΓΙΑ ΠΑΛΜΙΚΗ ΡΟΗ

Η πρώτη διαφοροποίηση που θα κάνουμε έτσι ώστε να ορίσουμε την παλμική ροή είναι να επιλέξουμε τον μεταβαλλόμενο (Transient) χρόνο. Έτσι αφού ο χρόνος μας είναι μεταβαλλόμενος τότε θα έχουμε και χρονικά μεταβαλλόμενη ροή.

Επίσης όπως και για την μόνιμη ροή, ο τύπος λύτη που θα χρησιμοποιήσουμε θα είναι ο Pressure-Based, διότι προτιμάται σε περιπτώσεις ασυμπίεστων ρευστών και επίλυσης ρευστοδυναμικών μοντέλων λόγω της ευελιξίας που διαθέτει. Οι επιλογές αυτές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.

Set up → General → Solver



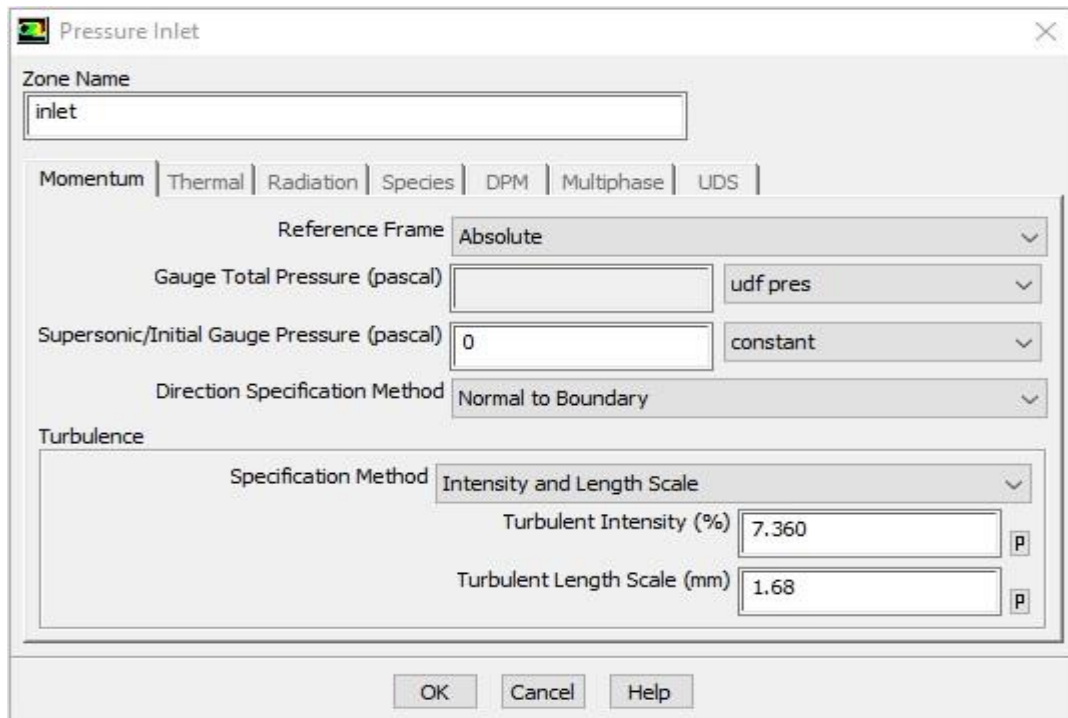
Εικόνα 6.2: Παράμετροι λύτη παλμικής ροής

6.5 ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Σε αυτό το σημείο θα ορίσουμε τις συνοριακές συνθήκες στην προσομοίωση μας, χρησιμοποιώντας τους υπολογισμούς που έχουμε ήδη κάνει και αναγράφονται στον (πίνακα 6.1) και τον κώδικα της παλμικής ροής που έχουμε εισάγει.

Ως συνοριακές συνθήκες ορίσαμε, τις συνθήκες εισόδου στη στένωση (inlet) και στην αναστόμωση (inlet_by_pass) και τέλος ορίσαμε τις συνθήκες εξόδου (outlet). Στην παρακάτω εικόνα ενδεικτικά βλέπουμε τις συνθήκες εισόδου που ορίσαμε στην στένωση (inlet). Όμοια ορίζουμε τις συνθήκες εισόδου στην αναστόμωση (inlet_by_pass) και τέλος τις συνθήκες εξόδου (outlet) χωρίς όμως να εισάγουμε τον κώδικα της παλμικής ροής.

Set up → Boundary Conditions → inlet → pressure-inlet → Edit



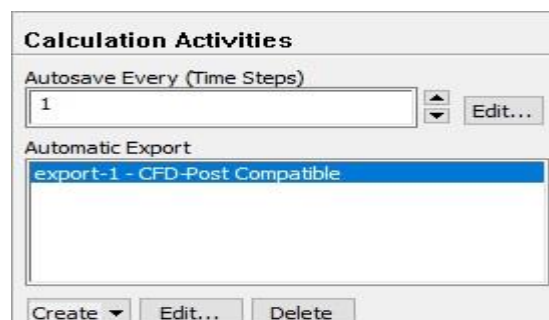
Εικόνα 6.3: Ορισμός συνθηκών εισόδου στη στένωση

6.6 ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΧΡΟΝΙΚΟ ΒΗΜΑ

Σε αυτό το σημείο πρέπει να ορίσουμε το που θα αποθηκεύονται τα αποτελέσματα από την επίλυση του κάθε χρονικού βήματος.

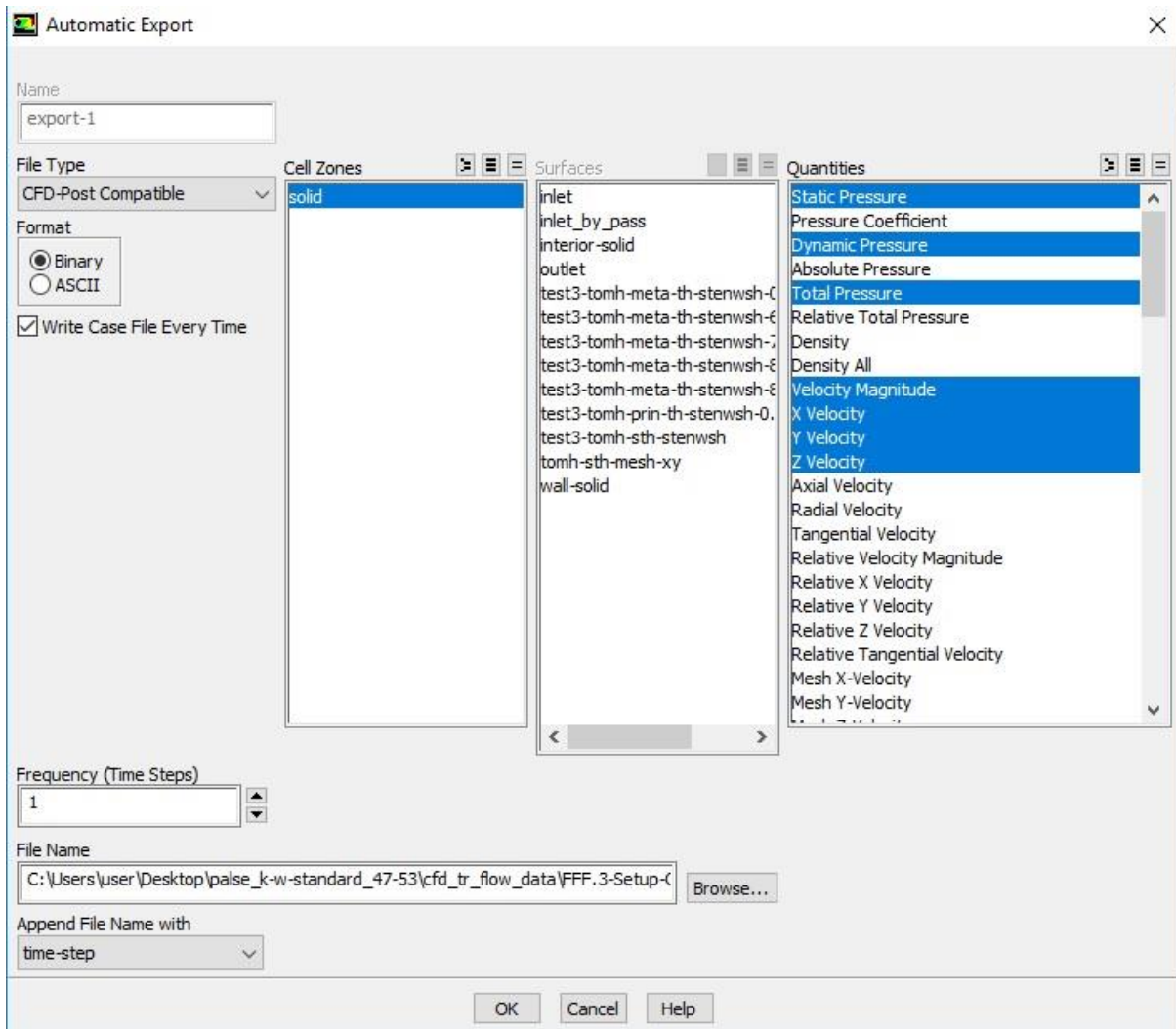
Στην παρούσα προσομοίωση αφού έχουμε μεταβαλλόμενο χρόνο, για κάθε χρονικό βήμα θα έχουμε λύσεις τις οποίες πρέπει να αποθηκεύουμε, διότι σε άλλη περίπτωση όταν τελειώσει η επίλυση για ένα χρονικό βήμα το πρόγραμμα θα περάσει στην επίλυση του επόμενου χρονικού βήματος και τα αποτελέσματα του προηγούμενου θα χαθούν. Οι επιλογές που κάνουμε φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.

Solution → Calculation Activities → Autosave Every (Time Steps)



Εικόνα 6.4: Ορισμός αποθήκευσης αποτελεσμάτων για κάθε χρονικό βήμα

Solution → Calculation Activities → Automatic Export → Create → Solution Data Export → File Type → CFD-Post Compatible



Εικόνα 6.5: Ορισμός φακέλου και τύπου αποτελεσμάτων για την αποθήκευση

6.7 ΕΠΙΛΥΣΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Οι τελευταίες παράμετροι που πρέπει να ορίσουμε πριν ξεκινήσει η προσομοίωση μας είναι ο αριθμός των υπολογιστικών επαναλήψεων που θα γίνουν για κάθε χρονικό βήμα, το μέγεθος του χρονικού βήματος και ο αριθμός των χρονικών βημάτων που θα έχουμε. Αν κατά την διάρκεια των επαναλήψεων το κριτήριο σύγκλισης που έχουμε θέσει καλυφθεί, τότε η προσομοίωση μας για το συγκεκριμένο χρονικό βήμα σταματά, ενώ αν δεν καλυφθεί, τότε η προσομοίωση μας για το συγκεκριμένο χρονικό βήμα σταματά όταν καλυφθεί ο αριθμός των υπολογιστικών επαναλήψεων που έχουμε θέσει.

Solution → Run Calculation

Run Calculation

Check Case... Preview Mesh Motion...

Time Stepping Method: Fixed
Time Step Size (s): 0.1
Settings...

Number of Time Steps: 10

Options

Extrapolate Variables
 Data Sampling for Time Statistics

Sampling Interval: 1
Sampling Options...

Time Sampled (s): 0

Max Iterations/Time Step: 200
Reporting Interval: 1

Profile Update Interval: 1

Data File Quantities... Acoustic Signals...

Calculate

Εικόνα 6.6: Καθορισμός των υπολογιστικών επαναλήψεων, του μεγέθους του χρονικού βήματος και του αριθμού των χρονικών βημάτων

Ενδεικτικά στην παραπάνω εικόνα έχουμε ορίσει το μέγεθος του χρονικού βήματος να είναι 0,1 [s] και τον αριθμό των χρονικών βημάτων να είναι 10.

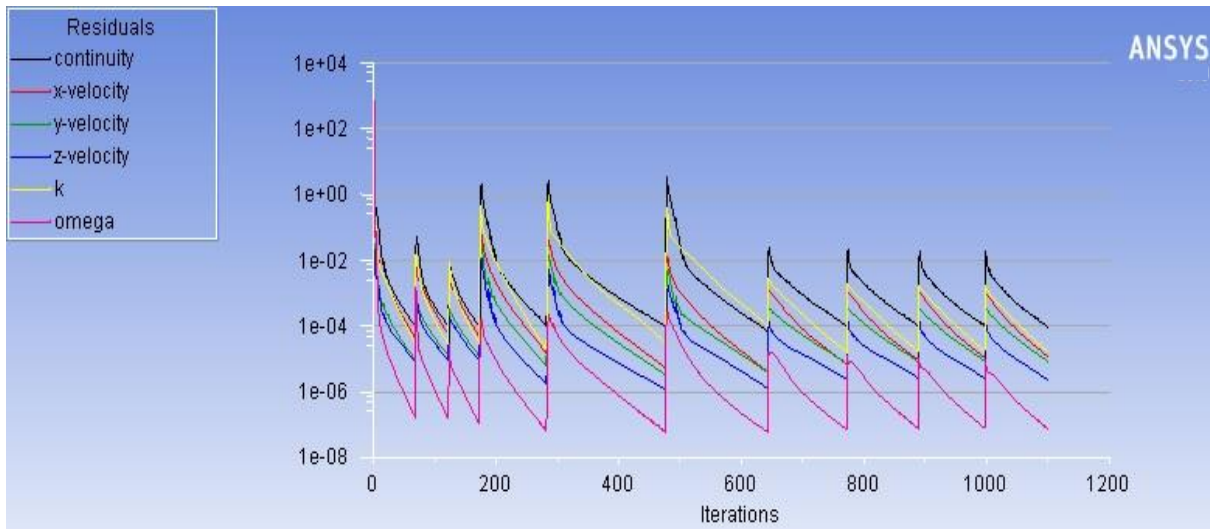
Στην προσομοίωση μας έχουμε ορίσει το μέγεθος του χρονικού βήματος να είναι 0,05 [s] και τον αριθμό των χρονικών βημάτων να είναι 20. Έτσι ο συνολικός χρόνος που θα έχει καλυφθεί θα είναι 1 [s], δηλαδή ένας καρδιακός παλμός.

6.8 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΠΙΛΥΣΗΣ ΤΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ

Στην παρακάτω εικόνα θα δείξουμε ενδεικτικά τα αποτελέσματα από την επίλυση των εξισώσεων (το μέγεθος του χρονικού βήματος είναι 0,1 [s] ο αριθμός των χρονικών βημάτων να είναι 10) όπου για κάθε χρονικό βήμα έχει καλυφθεί το κριτήριο σύγκλισης που έχουμε ορίσει.

Επίσης στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να παρατηρήσουμε τα κατακόρυφα ανεβάσματα στα αποτελέσματα από την επίλυση των εξισώσεων. Αυτά τα ανεβάσματα

δημιουργούνται επειδή καλύφθηκε το κριτήριο σύγκλισης στο συγκεκριμένο χρονικό βήμα (time step) και το πρόγραμμα προχωράει στο αμέσως επόμενο.



Εικόνα 6.7: Η ακρίβεια της σύγκλισης συναρτήσει των επαναλήψεων για την 1^η περίπτωση και το ροϊκό μοντέλο k - ω (Scaled Residuals) με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4}

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

7.1 ΜΟΝΙΜΟ ΠΕΔΙΟ ΡΟΗΣ

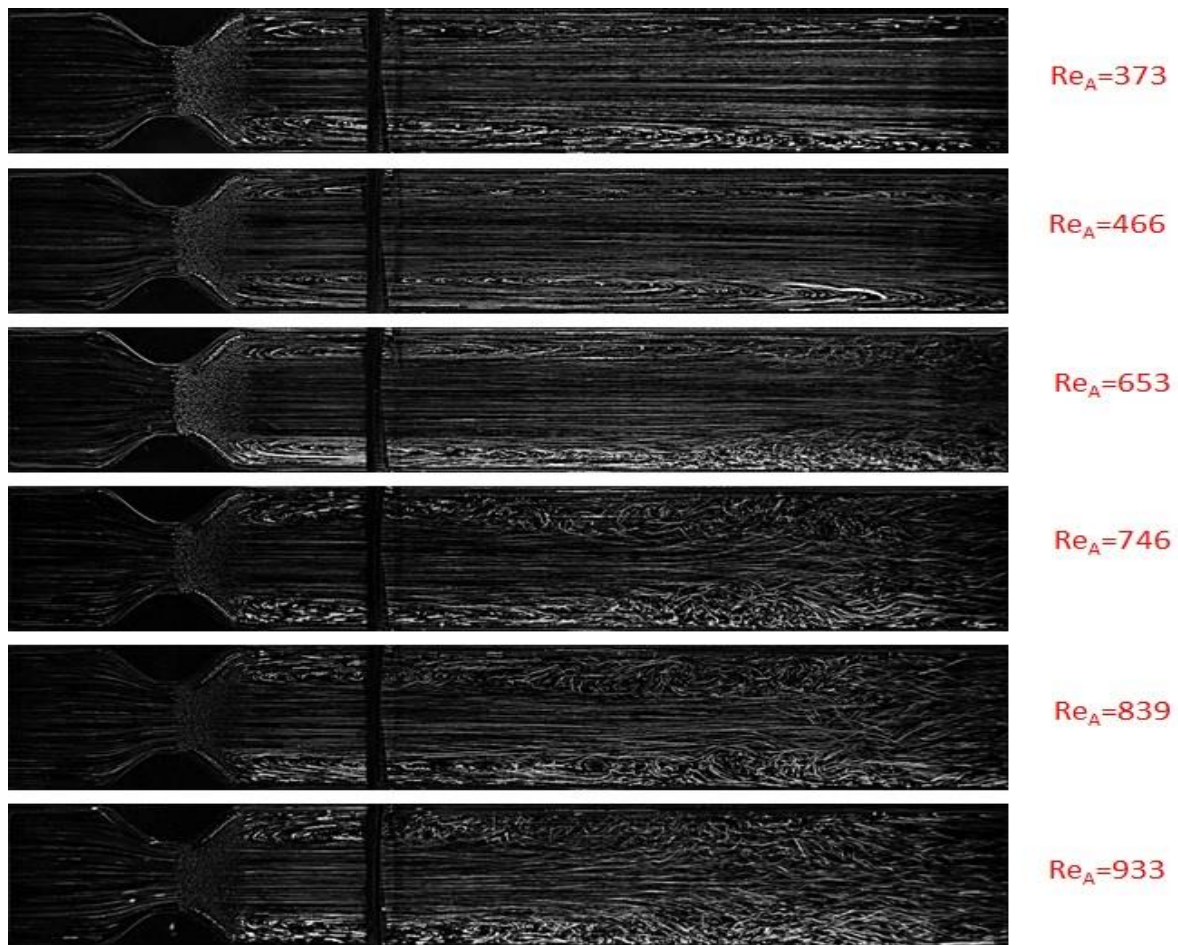
Στην ενότητα αυτή θα αναλύσουμε πλήρως πως καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι το βέλτιστο ροϊκό μοντέλο είναι το k - ω και πως το κριτήριο σύγκλισης που πρέπει να καλυφθεί για να έχουμε βέλτιστα αποτελέσματα είναι το 10^{-6} . Επίσης θα παραθέσουμε τα αποτελέσματα από το βέλτιστο ροϊκό μοντέλο, συγκρίνοντας τα με τα πειραματικά αποτελέσματα και τέλος αφού θα πιστοποιήσουμε ότι τα αποτελέσματα μας είναι ορθά θα παραθέσουμε επιπλέον αποτελέσματα έτσι ώστε να βγάλουμε κάποια σημαντικά συμπεράσματα.

7.1.1 Επιλογή ροϊκού μοντέλου

Στο [κεφάλαιο 5] και πιο συγκεκριμένα στον πίνακα με τα βέλτιστα κριτήρια σύγκλισης ανά ροϊκό μοντέλο (πίνακας 5.4), αναφέραμε πως το ροϊκό μοντέλο που εν τέλει επιλέξαμε είναι το k - ω στο οποίο έχουμε βέλτιστα αποτελέσματα αν ικανοποιηθεί το κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} .

Για να συγκρίνουμε τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε και να καταλήξουμε στο βέλτιστο θα συγκρίνουμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα μας, από το εκάστοτε ροϊκό μοντέλο, με τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής για κάθε μια από τις τέσσερις περιπτώσεις με τους διαφορετικούς λόγους παροχών στένωσης/αναστόμωσης που αναφέρονται στην πτυχιακή του Πολλάκη Ευάγγελου (ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.) και τη διπλωματική του Σακελλαρίδη Νικόλαου (Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών).

Στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής στην περιοχή της στένωσης για διαφορετικούς αριθμούς Reynolds, έτσι ώστε να βγάλουμε κάποια χρήσιμα συμπεράσματα, για το αναπτυσσόμενο ροϊκό πεδίο και να μπορούμε να κρίνουμε αν τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα στην περιοχή της στένωσης είναι σωστά ή λανθασμένα.

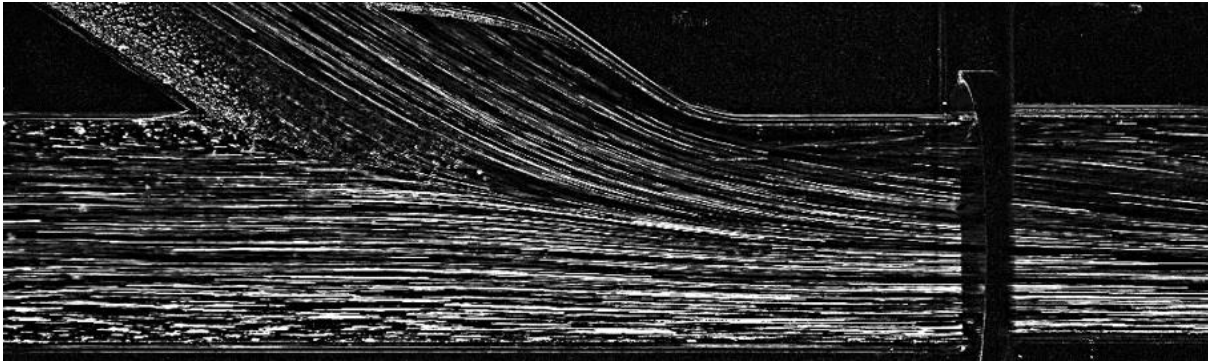


Εικόνα 7.1: Οπτικοποίηση μόνιμης ροής στην περιοχή της στένωσης με διαφορετικούς αριθμούς Re

Από τις παραπάνω εικόνες παρατηρούμε δυο ζώνες ανακυκλοφορίας, οι οποίες δημιουργούνται λόγω της αποκόλλησης του οριακού στρώματος στο αποκλίνων τμήμα της στένωσης και μια δέσμη εκροής που αλληλοεπιδρά με το στάσιμο ρευστό κοντά στα τοιχώματα. Επίσης συμπεραίνουμε ότι όσο αυξάνεται ο αριθμός Re μειώνεται η έκταση των ζωνών ανακυκλοφορίας και η ανάμιξη τους με την δέσμη εκροής γίνεται συντομότερα.

Έτσι από τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα, αφού ο μέγιστος αριθμός Re που έχουμε στο σημείο A είναι ($Re_{A \max} = 482$), περιμένουμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας στην περιοχή της στένωσης και η ανάμιξη τους με την δέσμη εκροής να μην είναι σε καμία περίπτωση σύντομη.

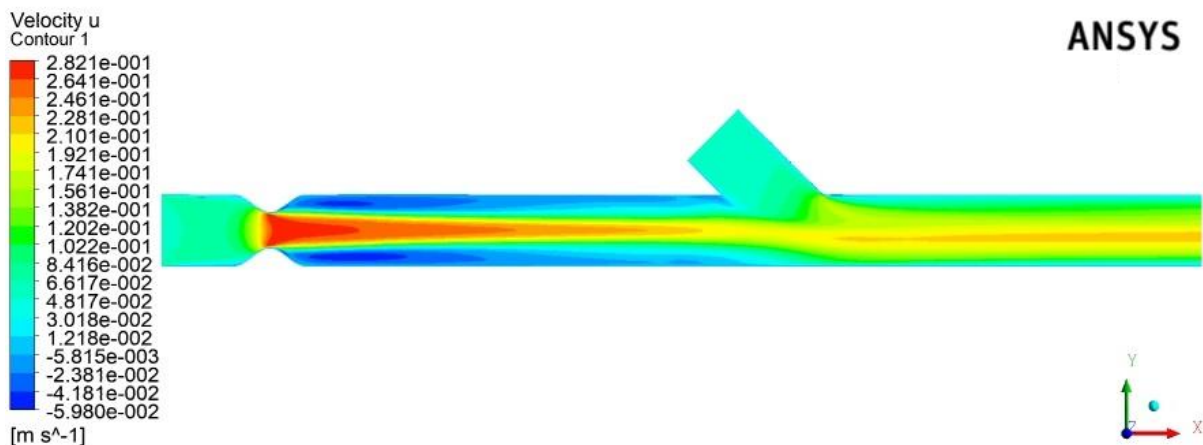
Για την 1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53% τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής φαίνονται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 7.2: Οπτικοποίηση μόνιμης ροής στην περιοχή της αναστόμωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

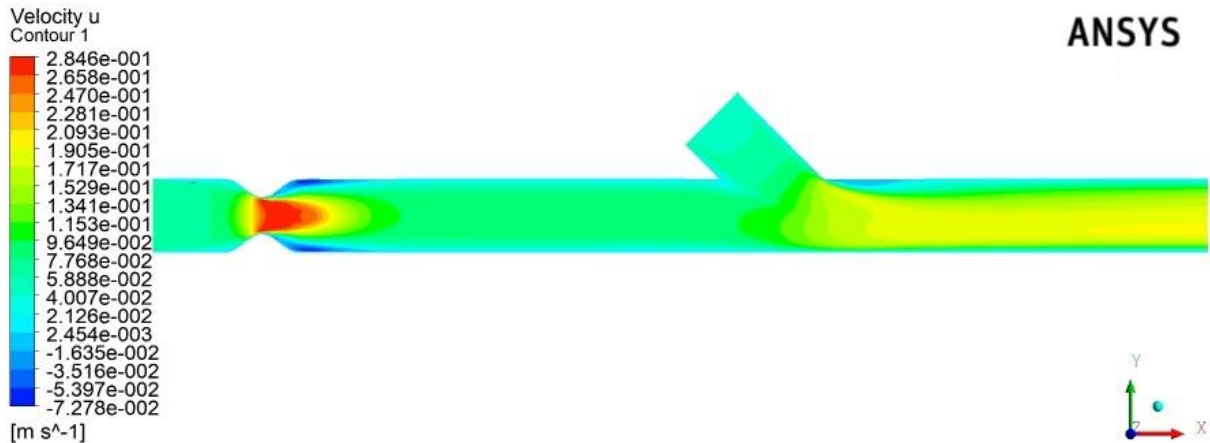
Από την οπτικοποίηση βλέπουμε ότι η ροή που προέρχεται από την αρτηρία καταλαμβάνει περίπου το 50% της διατομής του αγωγού στην περιοχή της αναστόμωσης όπου έχουμε την αλληλεπίδραση των δύο ροών. Επίσης παρατηρούμε ότι δημιουργείται μια ζώνη αποκόλλησης της ροής.

Παρακάτω θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα για κάθε ένα από τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε για την προσομοίωση της 1^{ης} περίπτωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%.



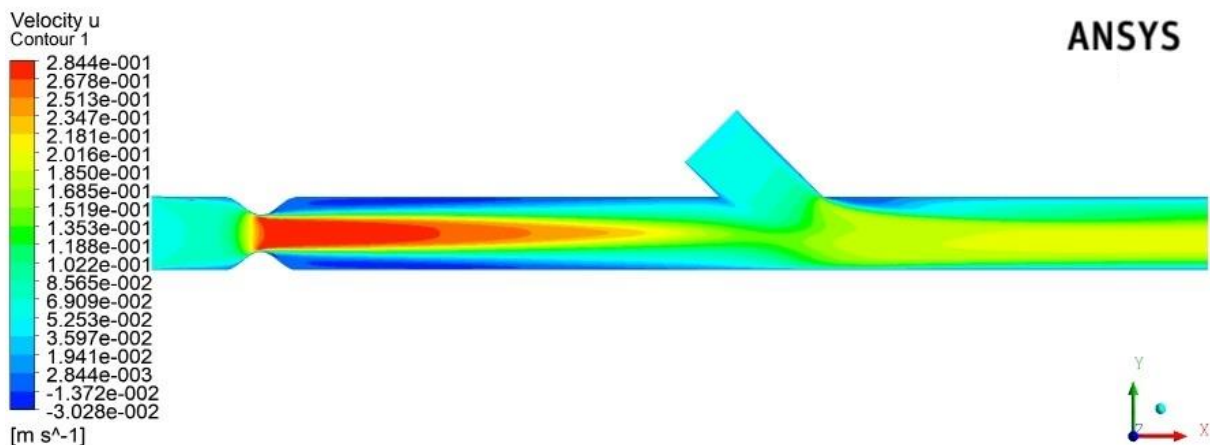
Εικόνα 7.3: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το laminaρ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

Τα υπολογιστικά αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο laminaρ βλέπουμε ότι δεν είναι κοντά στα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση δεν είναι τόσο μεγάλη όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει βέβαια η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο σχετικά μικρές ζώνες ανακυκλοφορίας συγκριτικά με τις ζώνες που παρατηρούμε στα πειραματικά μας αποτελέσματα.



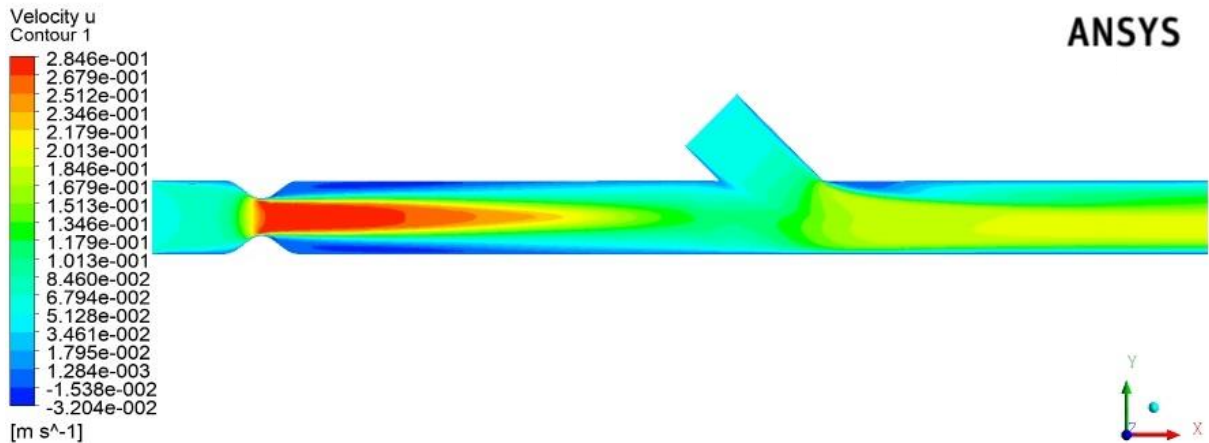
Εικόνα 7.4: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \epsilon$ RNG ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-5} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

Εδώ πάλι βλέπουμε ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \epsilon$ RNG δεν είναι κοντά στα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση δεν είναι τόσο μεγάλη όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, πάλι βέβαια ξεχωρίζει η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα αλλά εδώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο πολύ μικρές ζώνες ανακυκλοφορίας τις οποίες σε καμία περίπτωση δεν δικαιολογούν τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.5: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

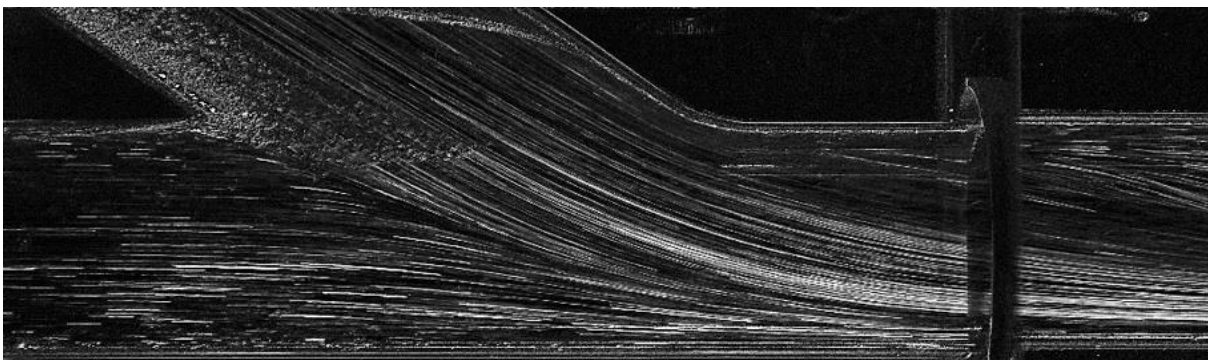
Εδώ τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ βλέπουμε ότι είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας όπως ακριβώς παρατηρούμε και στα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.6: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ SST ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

Τέλος, τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ SST βλέπουμε ότι είναι και αυτά όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας όπως ακριβώς παρατηρούμε και στα πειραματικά μας αποτελέσματα. Επίσης μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι τα αποτελέσματα από τα ροϊκά μοντέλα $k - \omega$ και $k - \omega$ SST είναι σχεδόν ίδια και έτσι για να συμπεραίναμε με ασφάλεια πιο είναι το καταλληλότερο θα έπρεπε να συγκρίναμε τα προφίλ των ταχυτήτων των δυο μοντέλων με αυτά του πειράματος σε κρίσιμες τομές, έτσι ώστε να βγάzaμε τελικά συμπεράσματα.

Στην συνέχεια στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε για την 2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70% τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής.

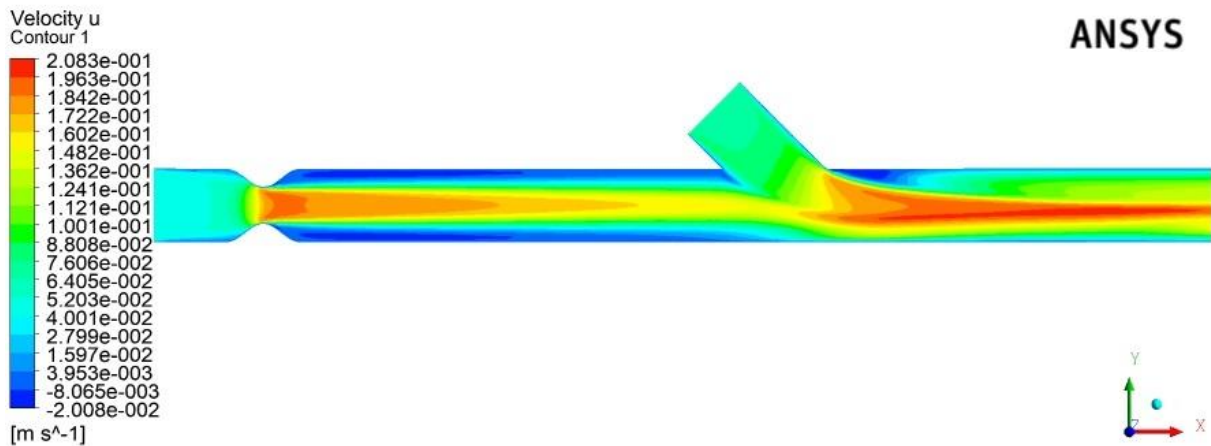


Εικόνα 7.7: Οπτικοποίηση μόνιμης ροής στην περιοχή της αναστόμωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

Από την οπτικοποίηση βλέπουμε ότι η ροή που προέρχεται από την αρτηρία καταλαμβάνει περίπου το 25% της διατομής του αγωγού στην περιοχή της

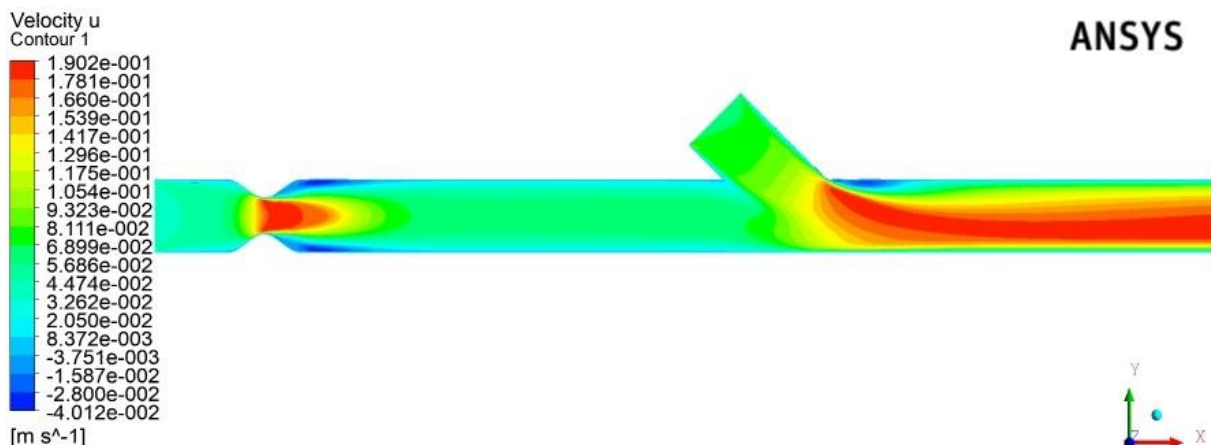
αναστόμωσης όπου έχουμε την αλληλεπίδραση των δύο ροών. Επίσης βλέπουμε ότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής είναι μεγαλύτερη από αυτή της 1^{ης} περίπτωσης.

Παρακάτω θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα για κάθε ένα από τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε για την προσομοίωση της 2^{ης} περίπτωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%.



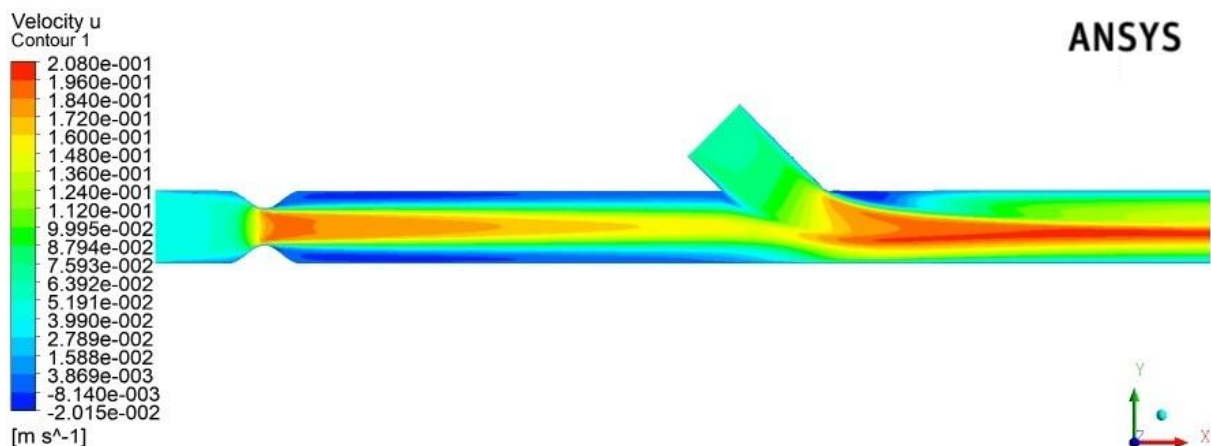
Εικόνα 7.8: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το laminaρ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

Σε αντίθεση με την 1^η περίπτωση, εδώ παρατηρούμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο laminaρ είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας, οι οποίες είναι μεγαλύτερες σε έκταση από την 1^η περίπτωση, όπως ακριβώς περιμέναμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.9: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το k - ε RNG ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

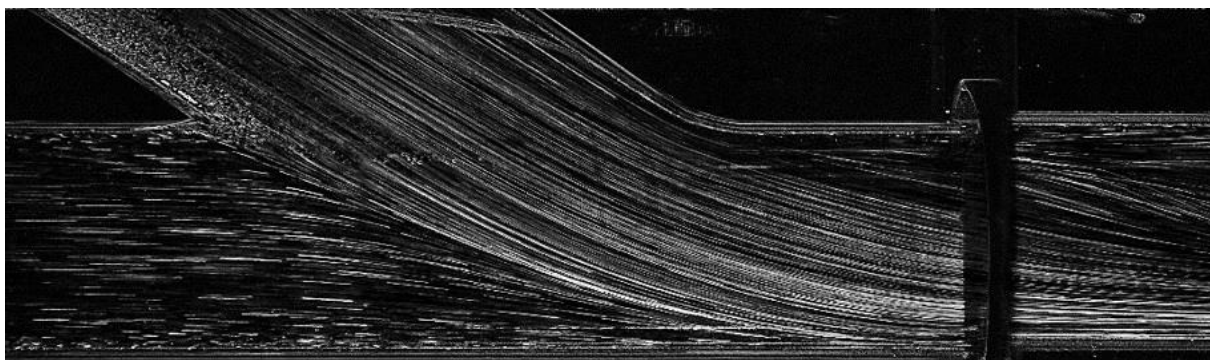
Εδώ βλέπουμε ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \epsilon$ RNG δεν είναι κοντά στα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση δεν είναι τόσο μεγάλη όπως φαίνεται στα πειραματικά αποτελέσματα, πάλι βέβαια ξεχωρίζει η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα αλλά εδώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο πολύ μικρές ζώνες ανακυκλοφορίας τις οποίες σε καμία περίπτωση δεν δικαιολογούν τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.10: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

Και σε αυτή την περίπτωση βλέπουμε ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας όπως ακριβώς περιμέναμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα.

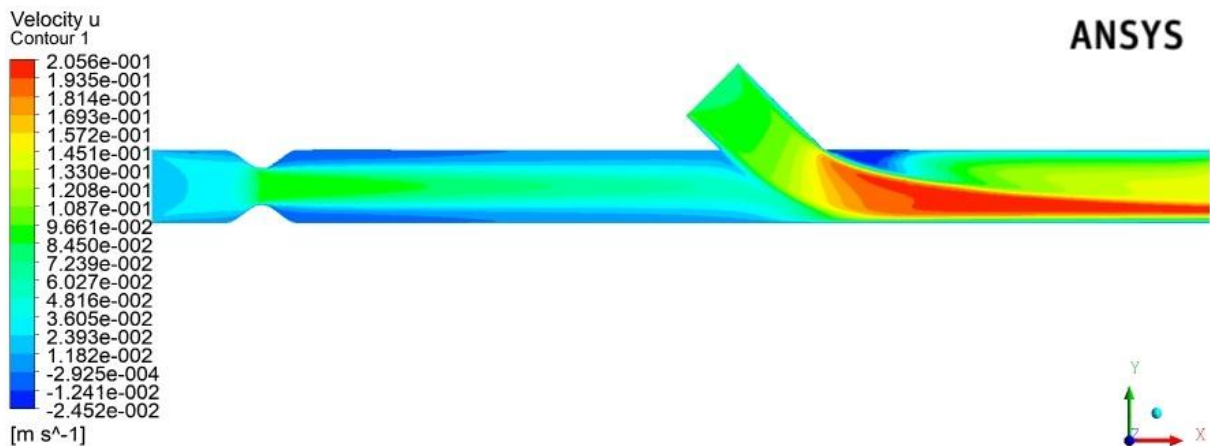
Συνεχίζοντας στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε για την 3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85% τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής.



Εικόνα 7.11: Οπτικοποίηση μόνιμης ροής στην περιοχή της αναστόμωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

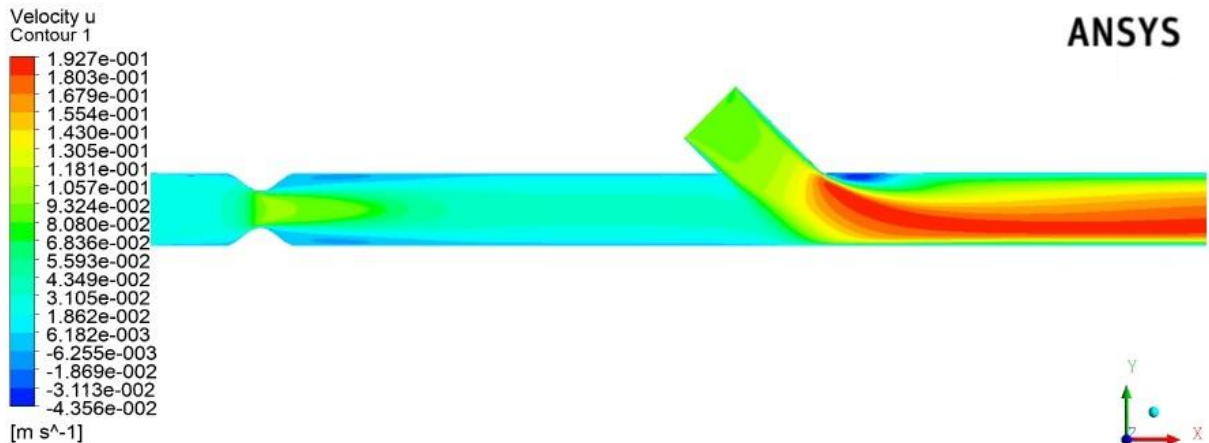
Από την οπτικοποίηση βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση της ροής που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης. Επίσης βλέπουμε μια μεγάλη ζώνη αποκόλλησης της ροής και μια εμφανή ζώνη ανάμιξης των δυο ροών.

Παρακάτω θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα για κάθε ένα από τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε για την προσομοίωση της 3^{ης} περίπτωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%.



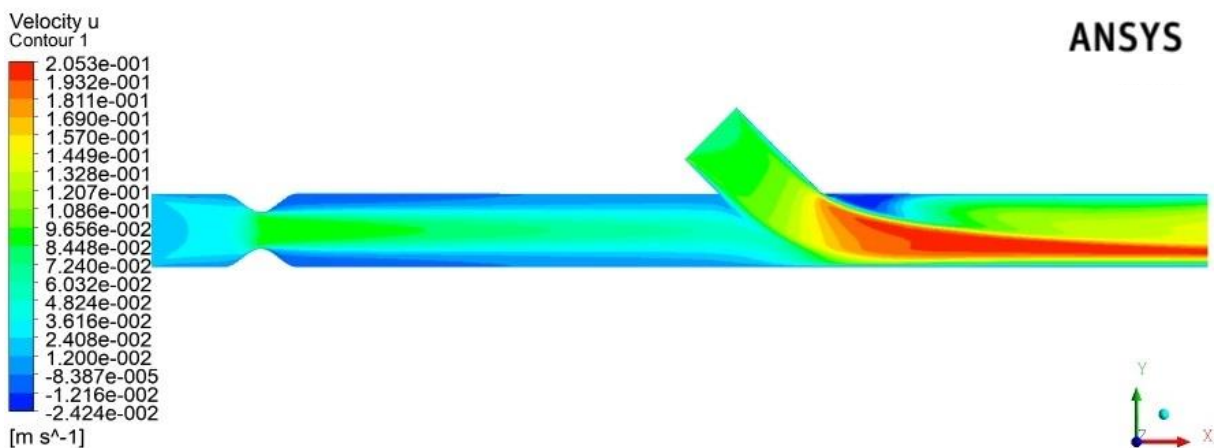
Εικόνα 7.12: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το laminaρ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

Εδώ πάλι σε αντίθεση με την 1^η περίπτωση, παρατηρούμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο laminaρ είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης έντονα η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση της ροής που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας, όπως ακριβώς περιμέναμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.13: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \epsilon$ RNG ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

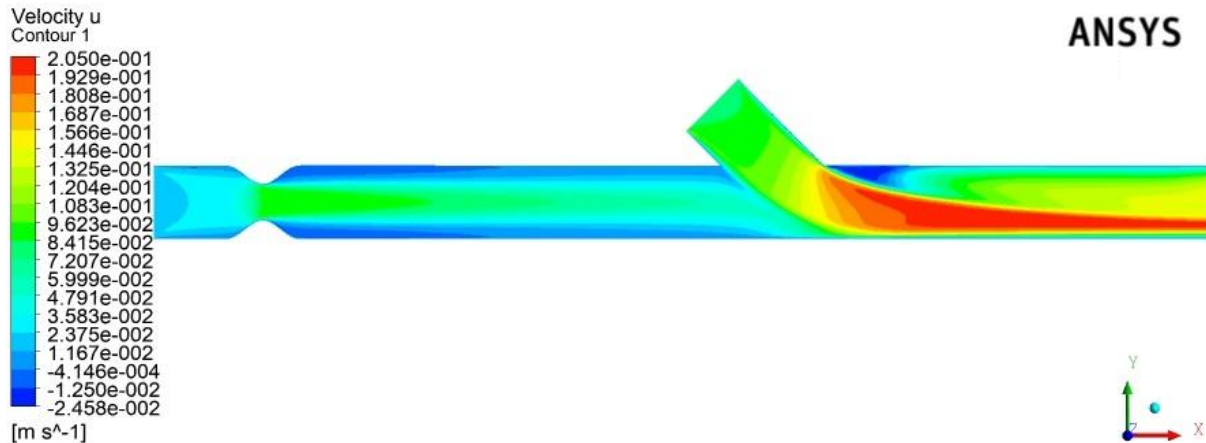
Εδώ βλέπουμε ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \epsilon$ RNG δεν είναι κοντά στα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση δεν είναι τόσο μεγάλη όπως φαίνεται στα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης έντονα η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών αλλά όχι όπως ακριβώς και στο πείραμα, βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση της ροής που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατόπιν της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης αλλά πολύ πιο έντονα από ότι βλέπουμε στην οπτικοποίηση, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο σχετικά μικρές ζώνες ανακυκλοφορίας συγκριτικά με αυτό που περιμέναμε να δούμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.14: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

Σε ακόμα μια περίπτωση βλέπουμε ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης έντονα η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς

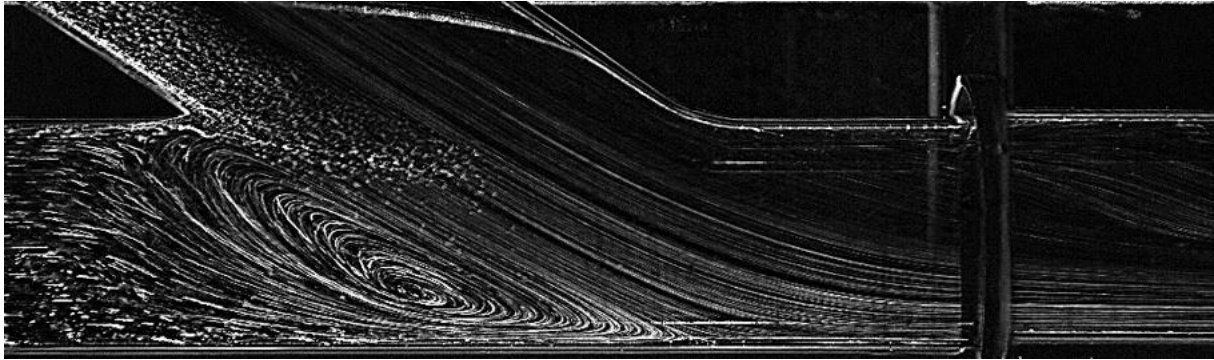
και στο πείραμα, βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση της ροής που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας, όπως ακριβώς περιμέναμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα.



Εικόνα 7.15: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από $k - \omega$ SST ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης το 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

Σε αυτή την περίπτωση όπως και στην 1^η, τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ SST βλέπουμε ότι είναι και αυτά όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης έντονα η ζώνη ανάμιξης των δυο ροών όπως ακριβώς και στο πείραμα, βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση της ροής που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση, ενώ στην περιοχή της στένωσης παρατηρούμε δυο μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας, όπως ακριβώς περιμέναμε από τα συμπεράσματα που βγάλαμε με βάση τα πειραματικά μας αποτελέσματα. Επίσης μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι τα αποτελέσματα από τα ροϊκά μοντέλα $k - \omega$ και $k - \omega$ SST είναι σχεδόν ίδια και έτσι όπως και στην 1^η περίπτωση για να συμπεραίναμε με ασφάλεια πιο είναι το καταλληλότερο θα έπρεπε να συγκρίναμε τα προφίλ των ταχυτήτων των δυο μοντέλων με αυτά του πειράματος σε κρίσιμες τομές, έτσι ώστε να βγάλαμε τελικά συμπεράσματα.

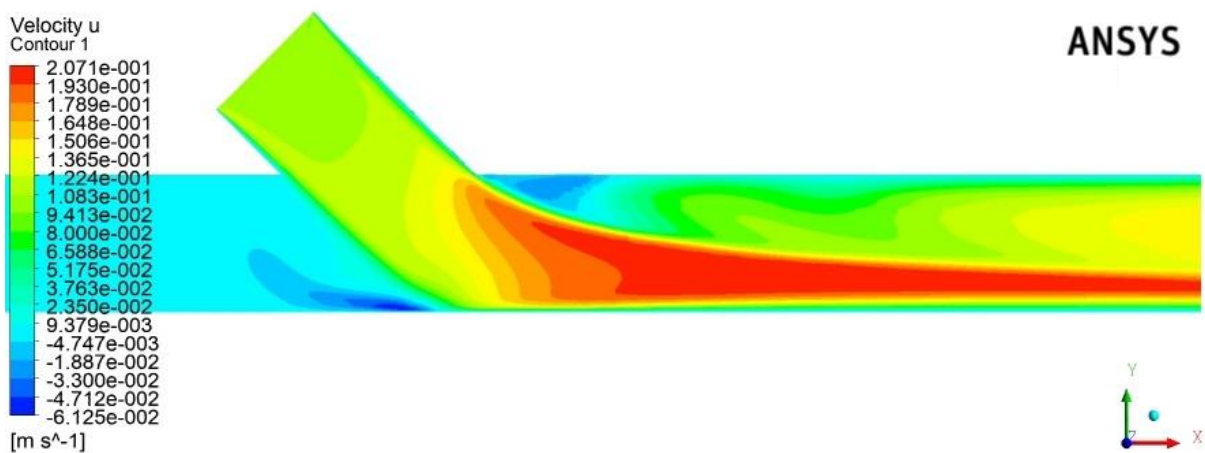
Τελειώνοντας στην παρακάτω εικόνα βλέπουμε για την 4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100% τα πειραματικά αποτελέσματα των οπτικοποιήσεων της μόνιμης ροής.



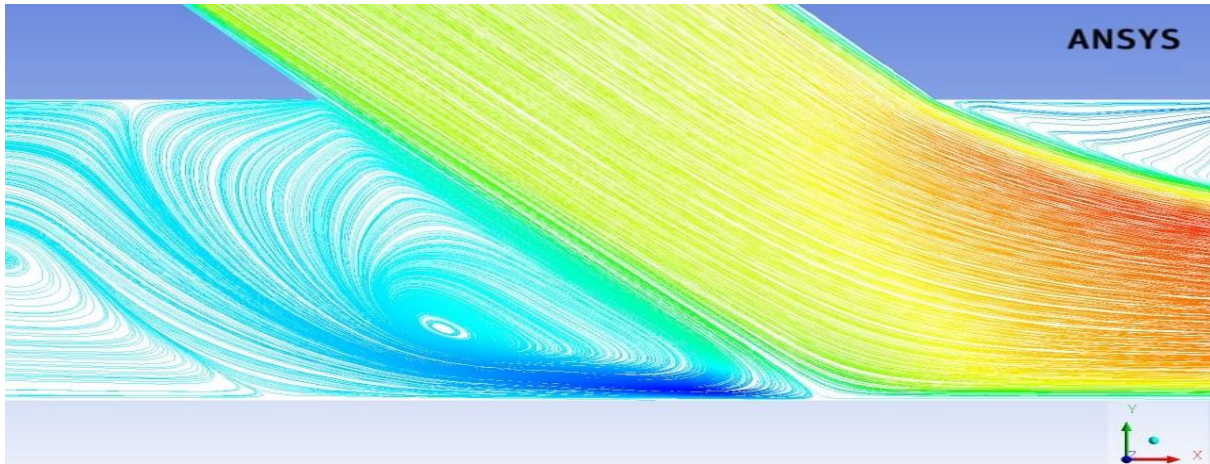
Εικόνα 7.16: Οπτικοποίηση μόνιμης ροής στην περιοχή της αναστόμωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Από την οπτικοποίηση βλέπουμε ότι η απουσία ροής από την αρτηρία οδηγεί στην απευθείας πρόσπτωση της ροής που εισέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, ενώ η εγκόλπωση στάσιμου ρευστού ανάντη του αγγείου παράκαμψης, οδηγεί στη δημιουργία μιας πλατιάς ζώνης ανακυκλοφορίας. Επίσης παρατηρούμε μια μεγάλη ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση.

Παρακάτω θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα για κάθε ένα από τα ροϊκά μοντέλα που χρησιμοποιήσαμε για την προσομοίωση της 4^{ης} περίπτωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%.

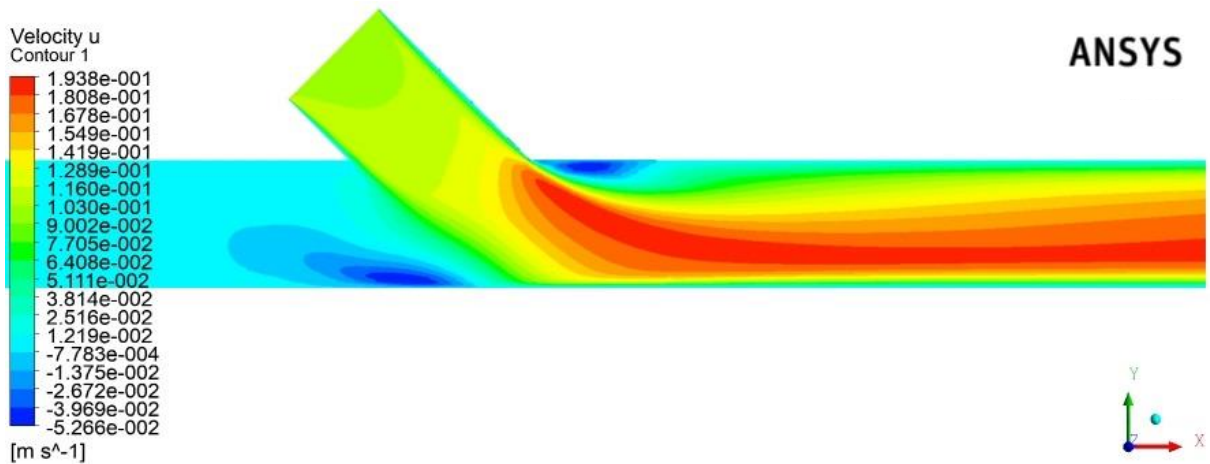


Εικόνα 7.17: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το laminaρ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

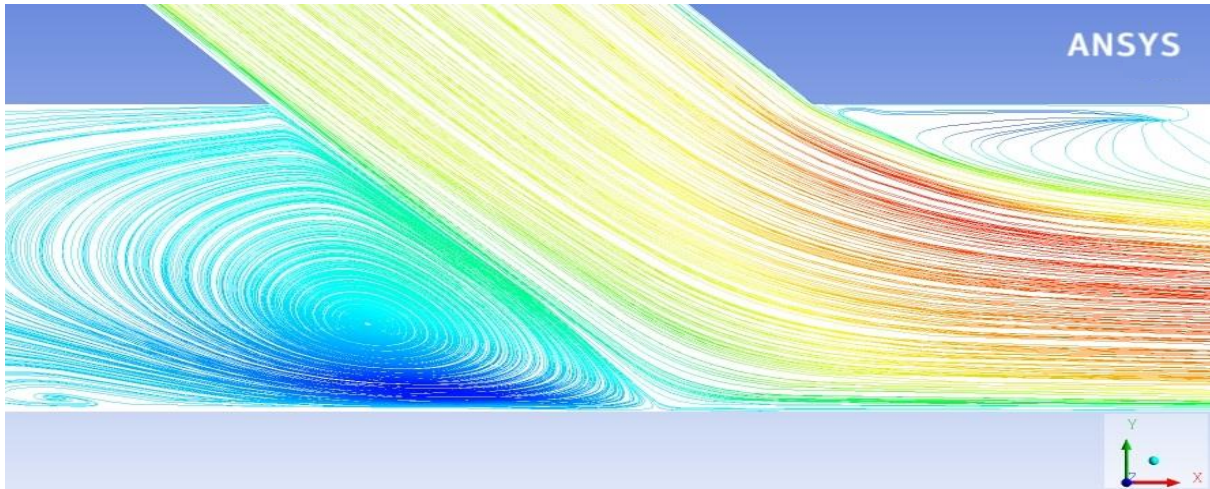


Εικόνα 7.18: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u από το laminar ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Ακόμα και σε αυτή την περίπτωση, πάλι σε αντίθεση με την 1^η περίπτωση, παρατηρούμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο laminar είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η πλατιά και έντονη ζώνη ανακυκλοφορίας και σχηματίζεται όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση όλης της ροής από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση.

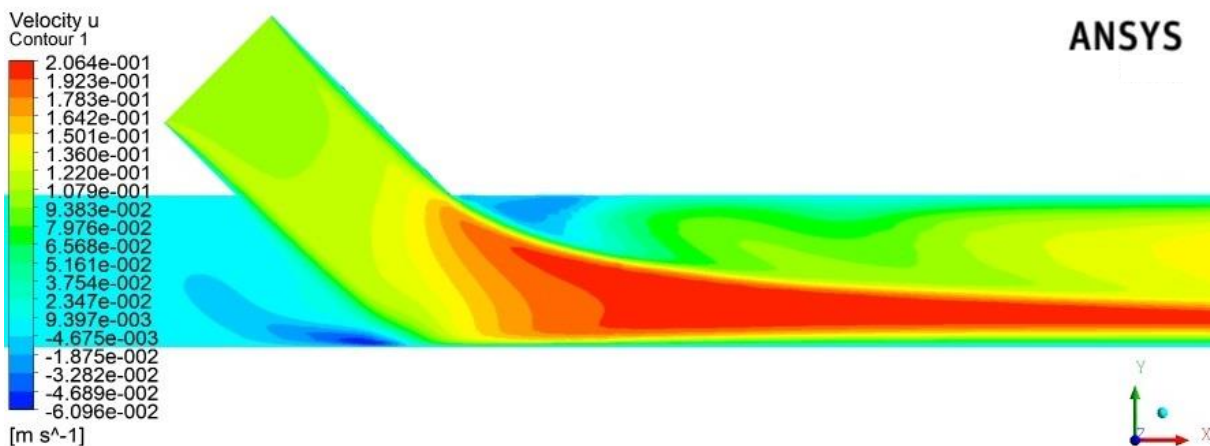


Εικόνα 7.19: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \epsilon$ RNG ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

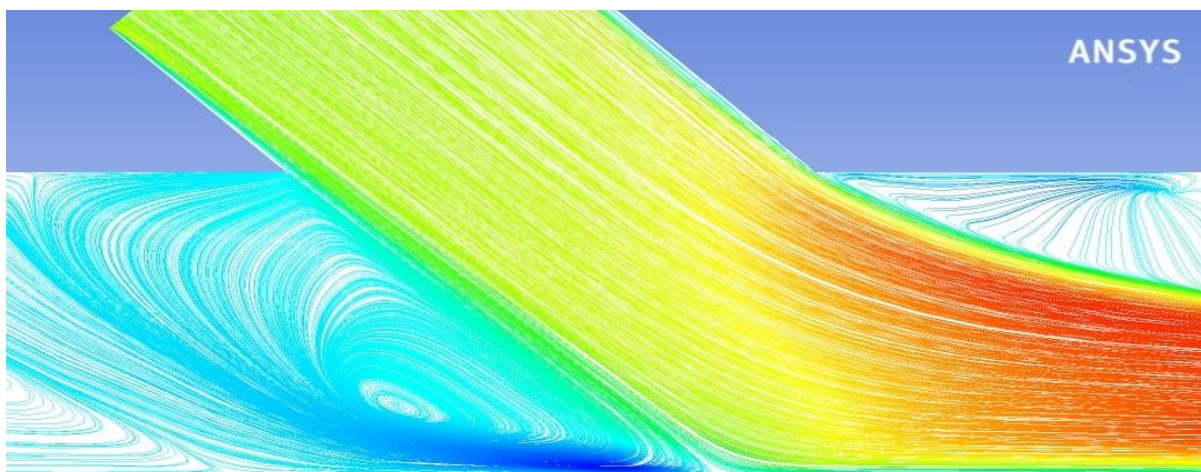


Εικόνα 7.20: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u από το $k - \epsilon$ RNG ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Εδώ βλέπουμε πάλι ότι τα υπολογιστικά μας αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \epsilon$ RNG δεν είναι κοντά στα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση δεν είναι τόσο μεγάλη όπως φαίνεται στα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η πλατιά και έντονη ζώνη ανακυκλοφορίας αλλά δεν σχηματίζεται όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ παράλληλα βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση όλης της ροής από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση.



Εικόνα 7.21: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%



Εικόνα 7.22: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Τελειώνοντας και σε αυτή την περίπτωση παρατηρούμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα από το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ είναι όμοια με τα πειραματικά, διότι η ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση είναι ακριβώς όπως δείχνουν τα πειραματικά αποτελέσματα, ξεχωρίζει επίσης η πλατιά και έντονη ζώνη ανακυκλοφορίας και σχηματίζεται όπως ακριβώς και στο πείραμα, ενώ βλέπουμε ότι υπάρχει απευθείας πρόσπτωση όλης της ροής από το αγγείο αναστόμωσης στο τοίχωμα της αρτηρίας, κατάντη της εισδοχής του αγγείου παράκαμψης όπως ακριβώς και στην οπτικοποίηση.

Έτσι αφού είδαμε όλα τα υπολογιστικά αποτελέσματα για την κάθε περίπτωση ξεχωριστά και τα συγκρίναμε με τις αντίστοιχες πειραματικές οπτικοποιήσεις της ροής, μπορούμε πλέον να βγάλουμε κάποια τελικά συμπεράσματα έτσι ώστε να καταλήξουμε στο βέλτιστο ροϊκό μοντέλο.

Το πρώτο πράγμα που συμπεραίνουμε είναι ότι το ροϊκό μοντέλο $k - \epsilon$ RNG δεν ανταποκρίνεται ικανοποιητικά στις πειραματικές οπτικοποιήσεις σε καμία εκ των τεσσάρων περιπτώσεων.

Για το ροϊκό μοντέλο *laminar* συμπεραίνουμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα που μας δίνει είναι αποδεκτά αλλά εξαρτάται την περίπτωση. Είδαμε ότι στην 1^η περίπτωση δεν ανταποκρίθηκε ικανοποιητικά, ενώ στις υπόλοιπες περιπτώσεις τα αποτελέσματα που μας έδωσε ήταν αποδεκτά. Όπως έχουμε δει σε μια ενδεικτική βιβλιογραφική ανασκόπηση (βλέπε πίνακα 5.3), οι περισσότεροι ερευνητές χρησιμοποιούν ως ροϊκό μοντέλο το *laminar* αλλά οι ταχύτητες των ρευστών που αναπτύσσονται στα υπό μελέτη προβλήματα τους είναι μικρές και έτσι όπως είδαμε και εμείς, τα υπολογιστικά αποτελέσματα που βγάζουν συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό με τα πειραματικά αποτελέσματα.

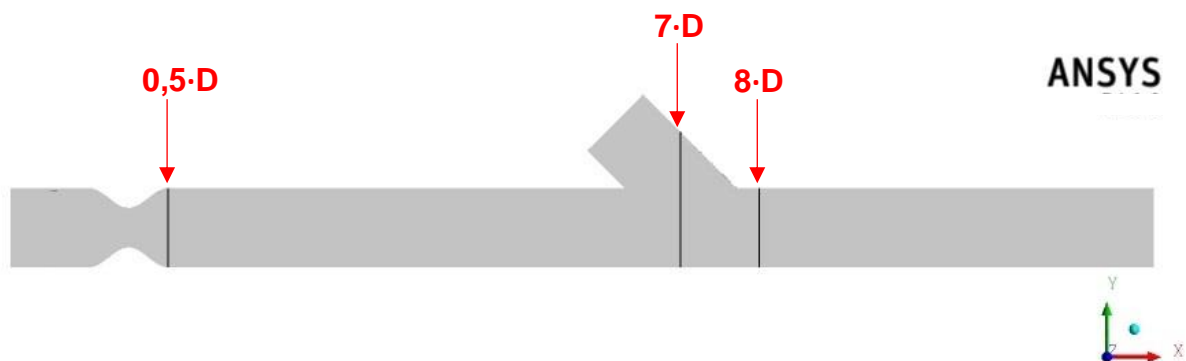
Για το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ συμπεραίνουμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα που μας δίνει είναι σε όλες τις περιπτώσεις αποδεκτά και οπτικά είναι ακριβώς όπως οι πειραματικές οπτικοποιήσεις. Στο σημείο αυτό αξίζει να αναφέρουμε ότι αυτό το συμπέρασμα είναι σε απόλυτη συμφωνία με τα συμπεράσματα των ερευνητών που έχουν μελετήσει για παρόμοιες περιπτώσεις το συγκεκριμένο ροϊκό μοντέλο.

Τέλος για το ροϊκό μοντέλο $k - \omega$ SST συμπεραίνουμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα που μας δίνει είναι και στις δυο περιπτώσεις που τα χρησιμοποιήσαμε

αποδεκτά και οπτικά είναι ακριβώς όπως οι πειραματικές οπτικοποιήσεις. Βέβαια πρέπει να αναφέρουμε ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα που μας δίνει το συγκεκριμένο ροϊκό μοντέλο μοιάζουν πάρα πολύ με αυτά του $k - \omega$ και έτσι δεν μπορούμε με ασφάλεια να πούμε πιο είναι καταλληλότερο.

Έτσι τελικά καταλήγουμε να επιλέξουμε ως βέλτιστο ροϊκό μοντέλο το $k - \omega$ για τους λόγους που αναφέραμε πιο πάνω.

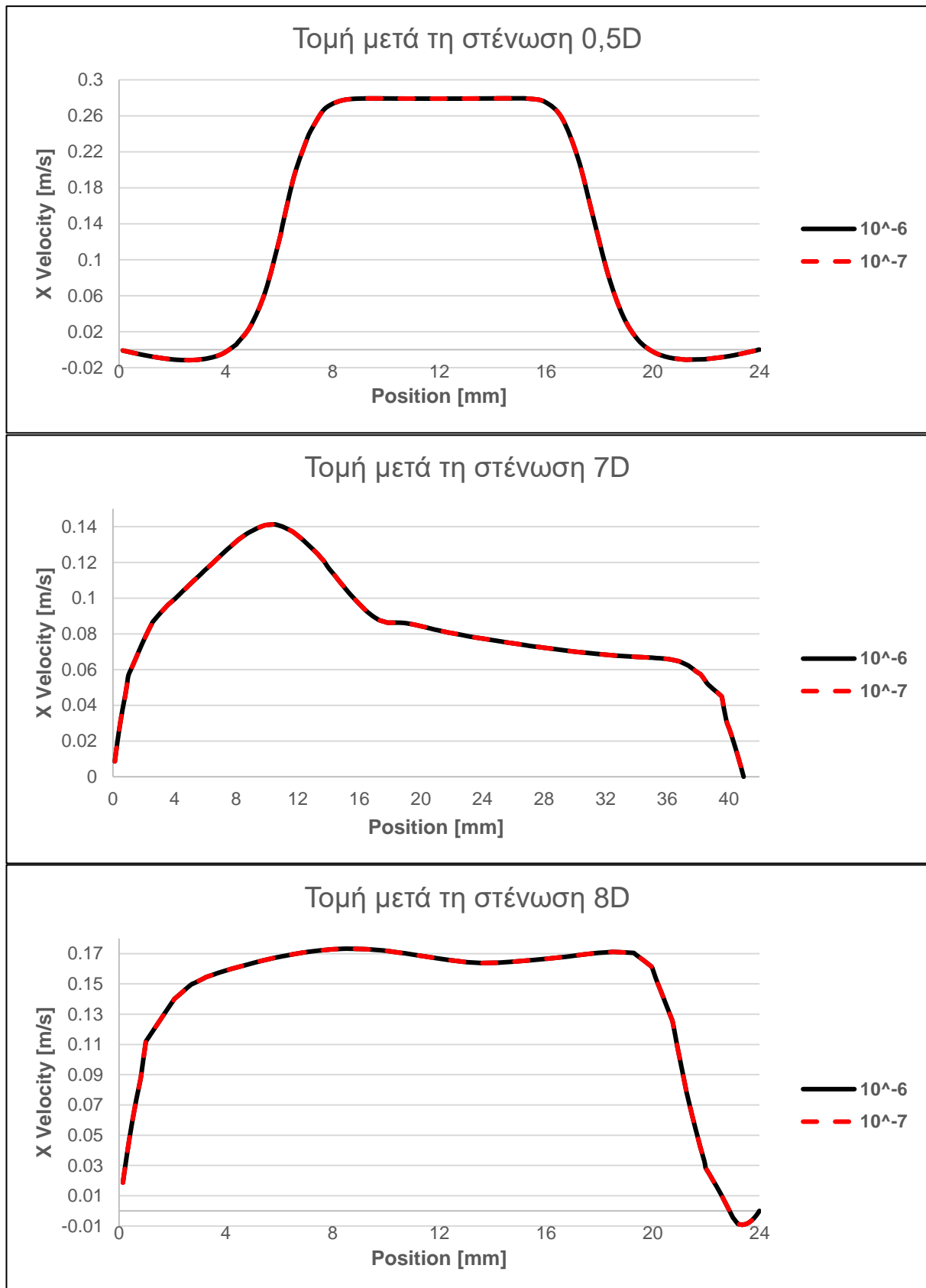
Στη συνέχεια πρέπει να καταλήξουμε στο κριτήριο σύγκλισης που πρέπει να ικανοποιηθεί έτσι ώστε να έχουμε τα βέλτιστα υπολογιστικά αποτελέσματα. Η πρώτη ένδειξη που είχαμε για το ποιο είναι το κατάλληλο κριτήριο σύγκλισης που πρέπει να ικανοποιηθεί για να έχουμε βέλτιστα αποτελέσματα ήταν στην 4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%, κατά την οποία είχαμε μια χαρακτηριστική ζώνη ανακυκλοφορίας που έπρεπε να εμφανίζεται. Η συγκεκριμένη ζώνη ανακυκλοφορίας εμφανίζεται για το τελικά επιλεγμένο ροϊκό μοντέλο $k - \omega$, αφού ικανοποιηθεί το κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} . Για να καταλήξουμε όμως με σιγουριά στο συμπέρασμα ότι αυτό το κριτήριο σύγκλισης είναι το καταλληλότερο, κάναμε υπολογιστική ανάλυση για κάθε μια από τις τέσσερις περιπτώσεις και θέσαμε ως κριτήριο σύγκλισης το 10^{-7} . Στη συνέχεια συγκρίναμε τα δυο υπολογιστικά αποτελέσματα (αποτελέσματα με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και αποτελέσματα με κριτήριο σύγκλισης 10^{-7}) σχεδιάζοντας τις κατανομές των x -ταχυτήτων κάνοντας τομές στη μέση της γεωμετρίας σε τρεις διαφορετικές θέσεις στη x διεύθυνση. Οι τομές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα, όπως και η απόσταση που έχουν από το κέντρο της στένωσης.



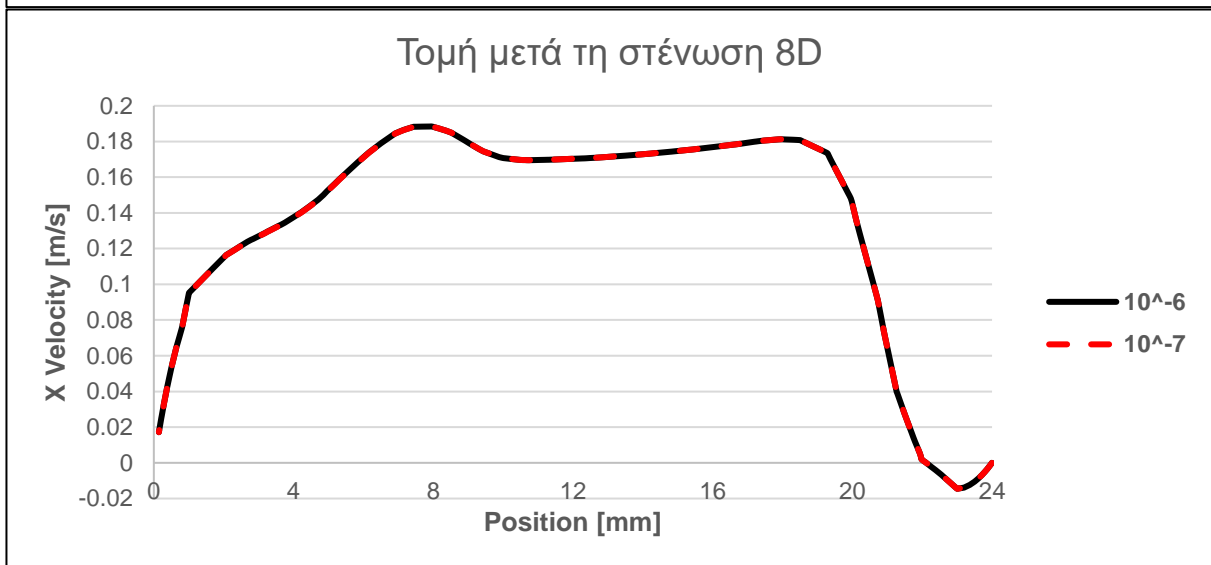
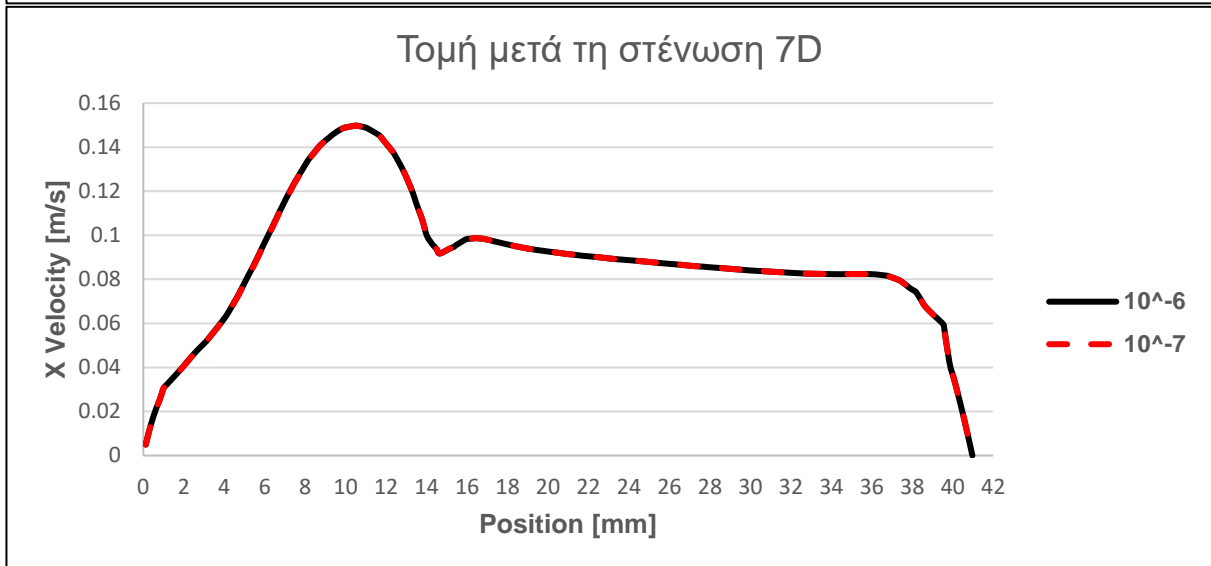
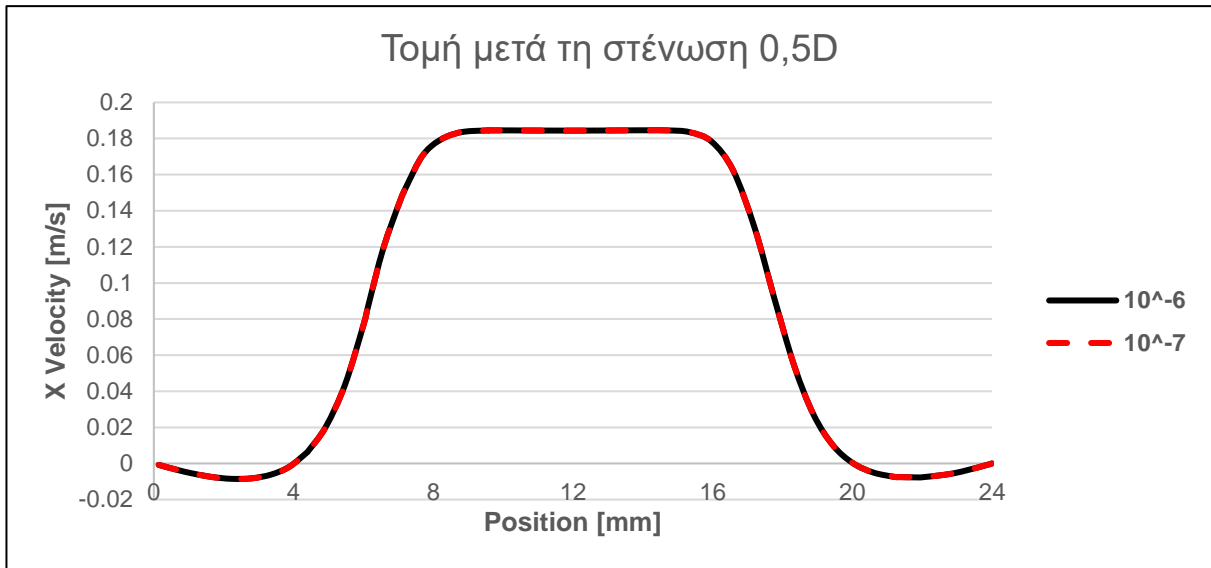
Εικόνα 7.23: Οι τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης

Στις παρακάτω εικόνες βλέπουμε τις κατανομές των x -ταχυτήτων από τις αναλύσεις με κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} και 10^{-7} αντίστοιχα σε κάθε μια από τις επτά τομές και για κάθε μια από τις τέσσερις περιπτώσεις ξεχωριστά.

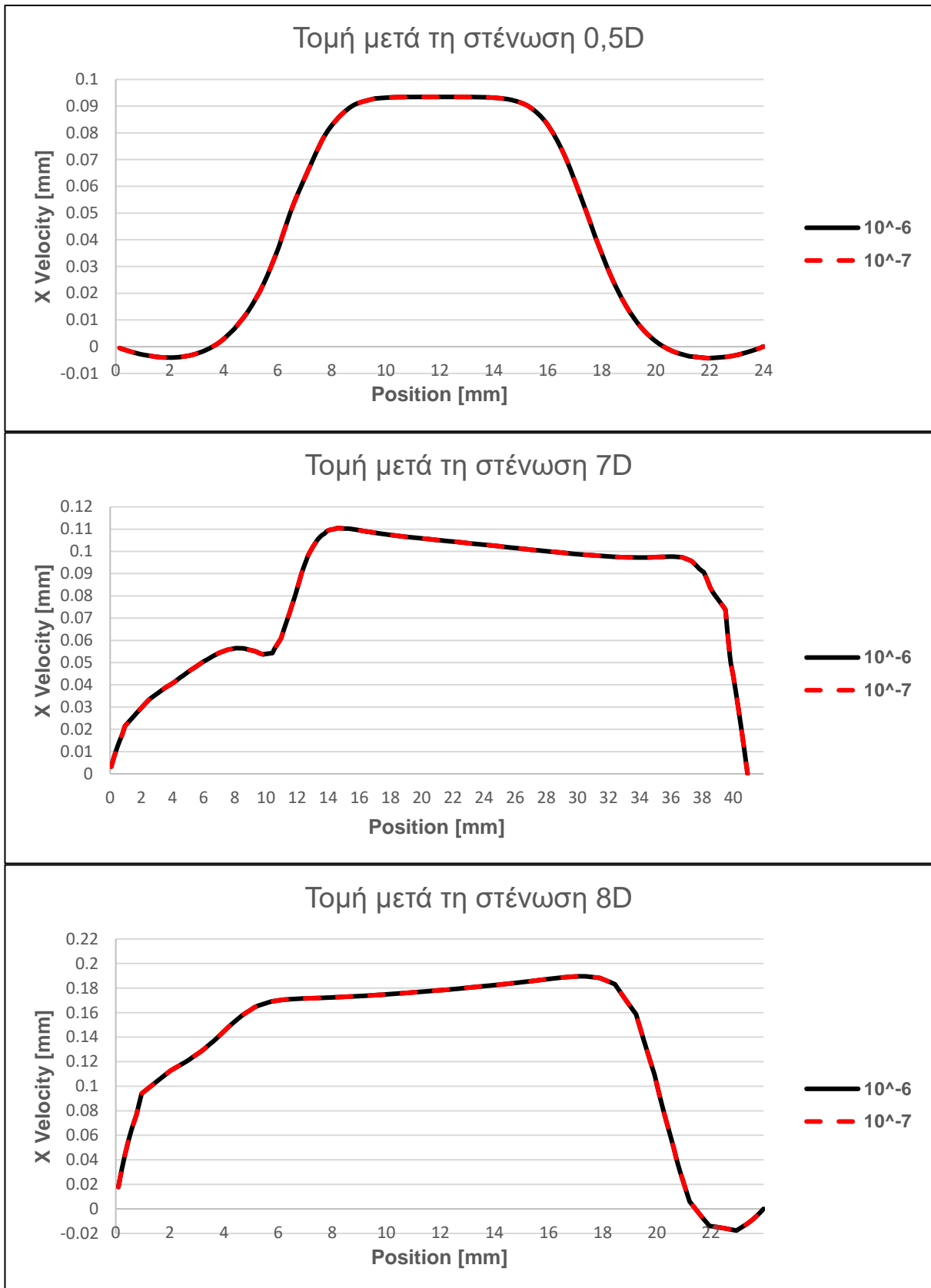
Η συγκρίσεις των υπολογιστικών αποτελεσμάτων για τα τέσσερα σενάρια ροής φαίνονται στις παρακάτω εικόνες.



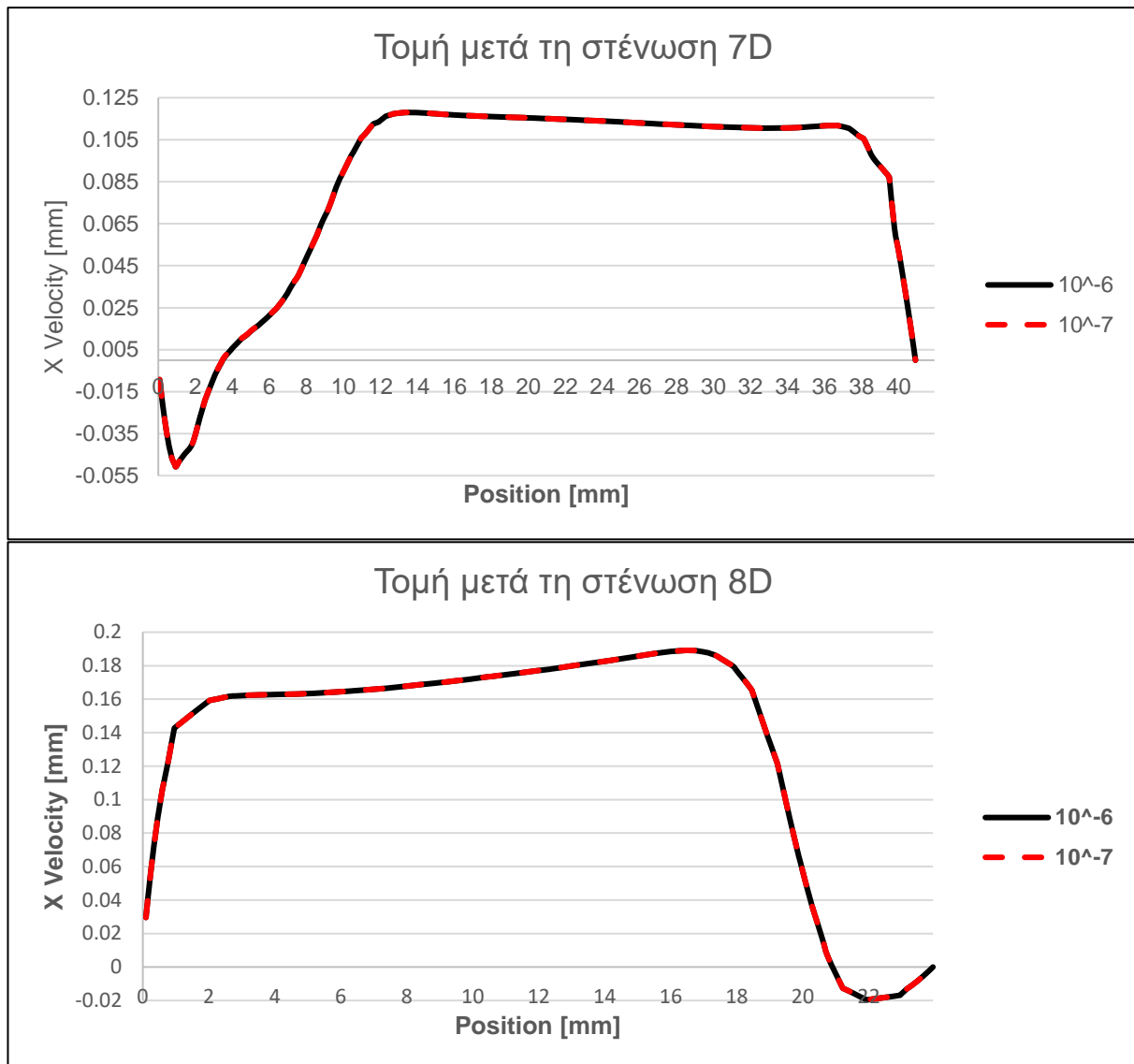
Εικόνα 7.24: Κατανομές x-ταχυτήτων σε τρεις τομές για την 1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%



Εικόνα 7.25: Κατανομές x -ταχυτήτων σε τρεις τομές για την 2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%



Εικόνα 7.26: Κατανομές x -ταχυτήτων σε τρεις τομές για την 3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%



Εικόνα 7.27: Κατανομές x -ταχυτήτων σε τρεις τομές για την 4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

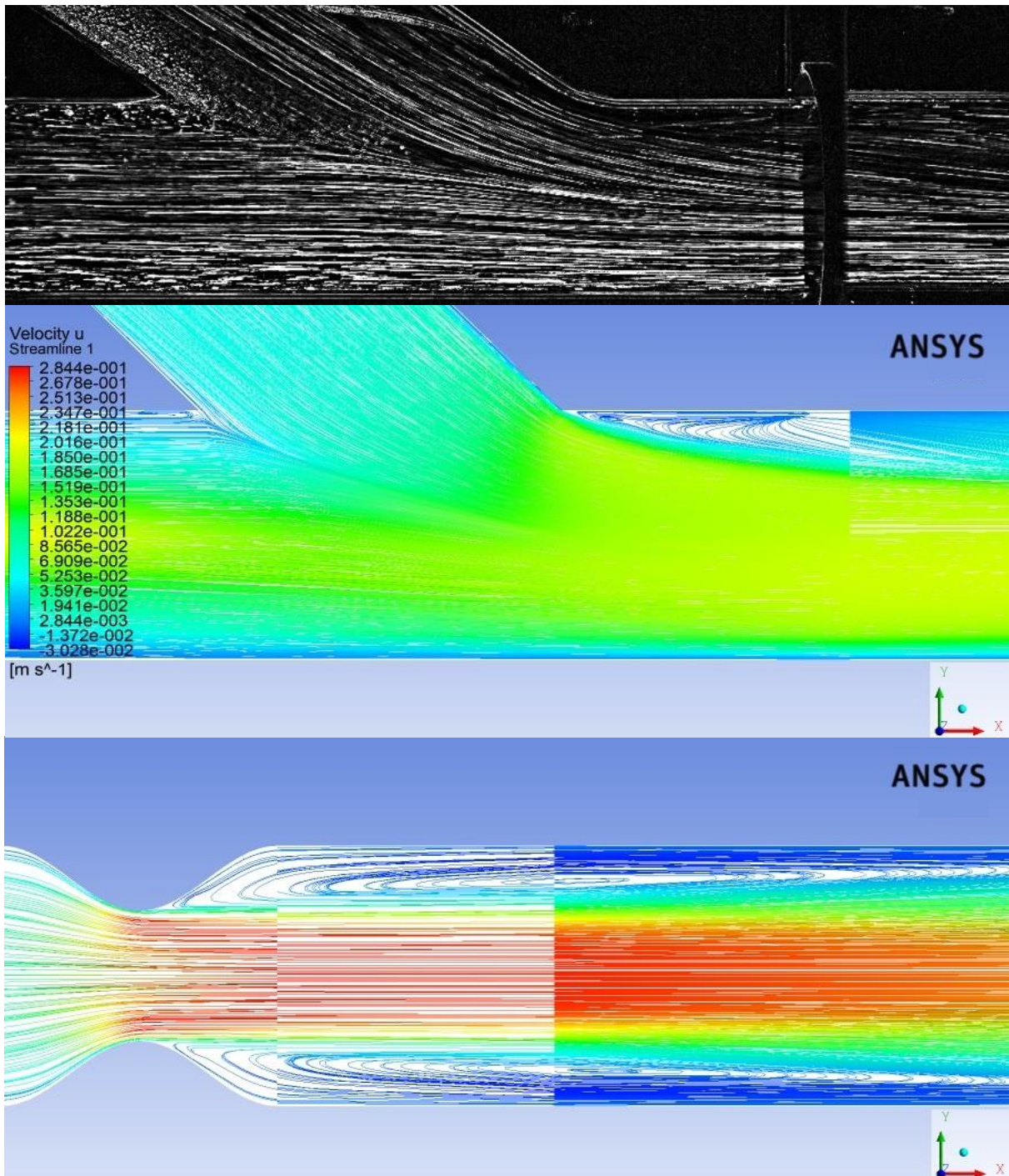
Από τα παραπάνω διαγράμματα έχουμε μια καθαρή εικόνα και μπορούμε να συμπεράνουμε πλέον με σιγουριά ότι τα αποτελέσματα από με κριτήριο σύγκλισης το 10^{-6} ταυτίζονται με αυτά με κριτήριο σύγκλισης το 10^{-7} .

Έτσι σύμφωνα με τα παραπάνω καταλήξαμε στο συμπέρασμα, πως τα βέλτιστα υπολογιστικά αποτελέσματα τα έχουμε από το ροϊκό μοντέλο k - ω και αφού έχει ικανοποιηθεί το κριτήριο σύγκλισης 10^{-6} .

7.1.2 Ροϊκές γραμμές για το μόνιμο πεδίο ροής

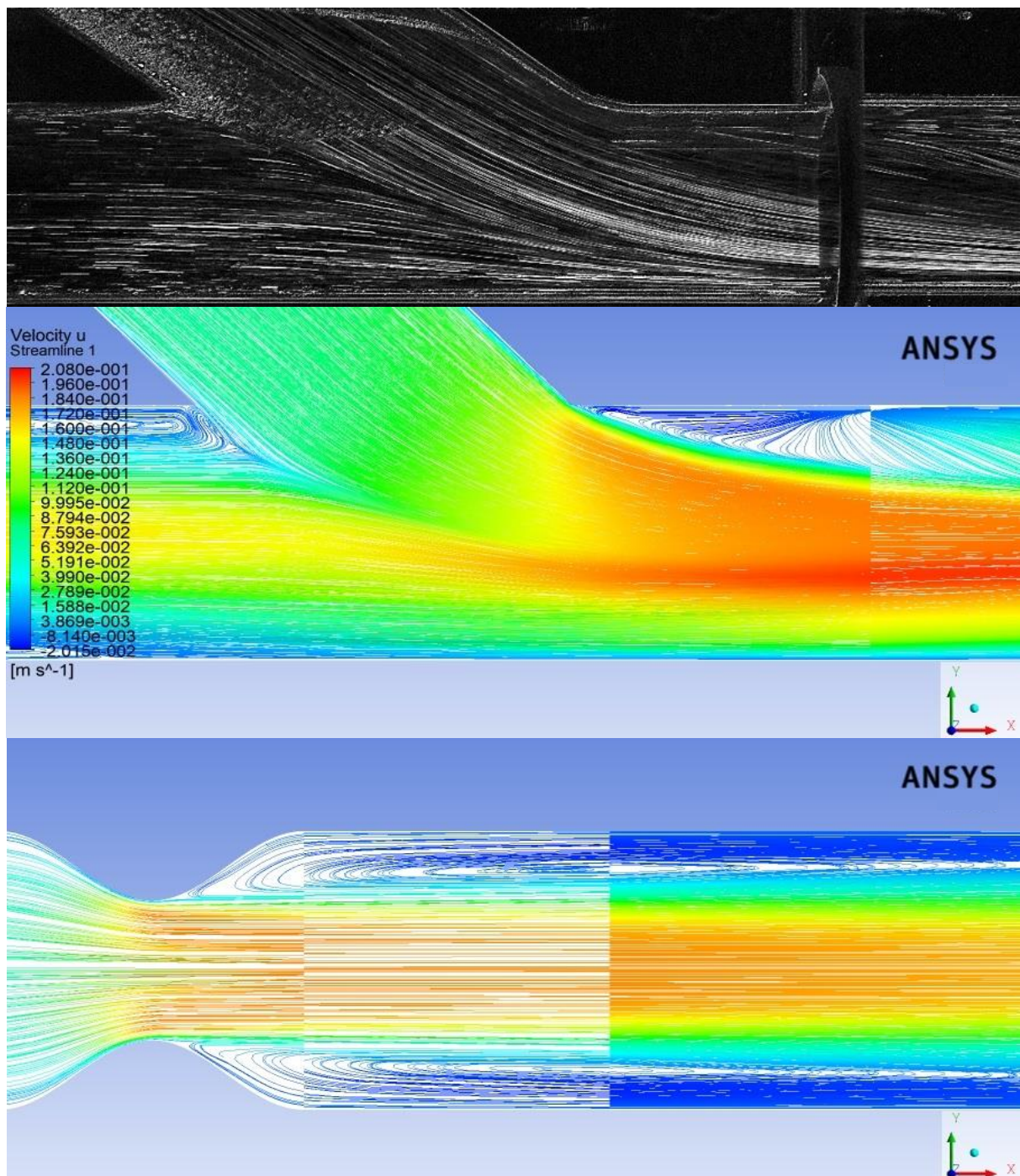
Σε αυτό το σημείο και για κάθε μια εκ των τεσσάρων περιπτώσεων θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα των ροϊκών γραμμών ταχύτητας u, από το τελικά επιλεγμένο ροϊκό μοντέλο k - ω.

1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%:



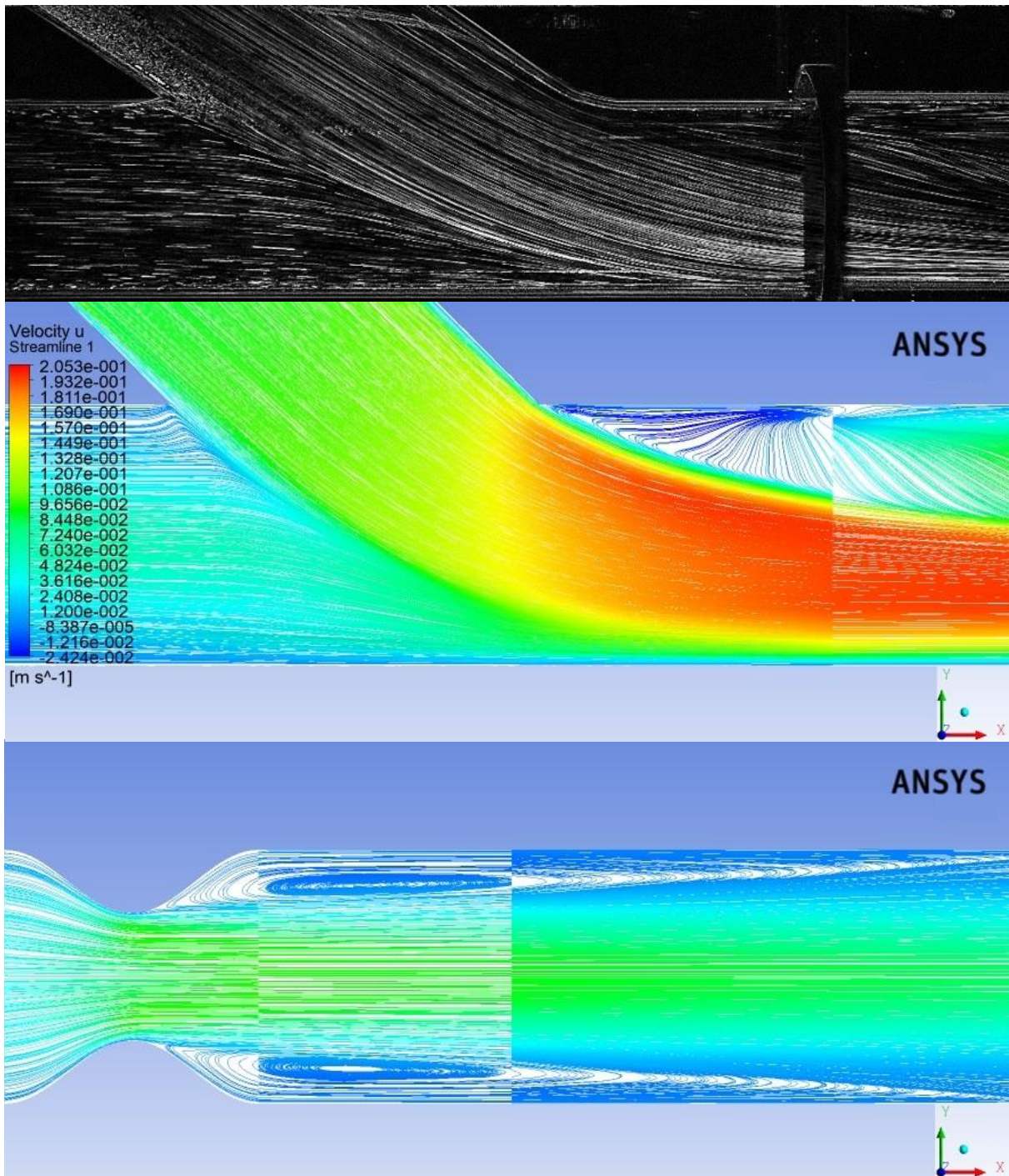
Εικόνα 7.28: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u και οπτικοποίηση μόνιμης ροής για αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%:



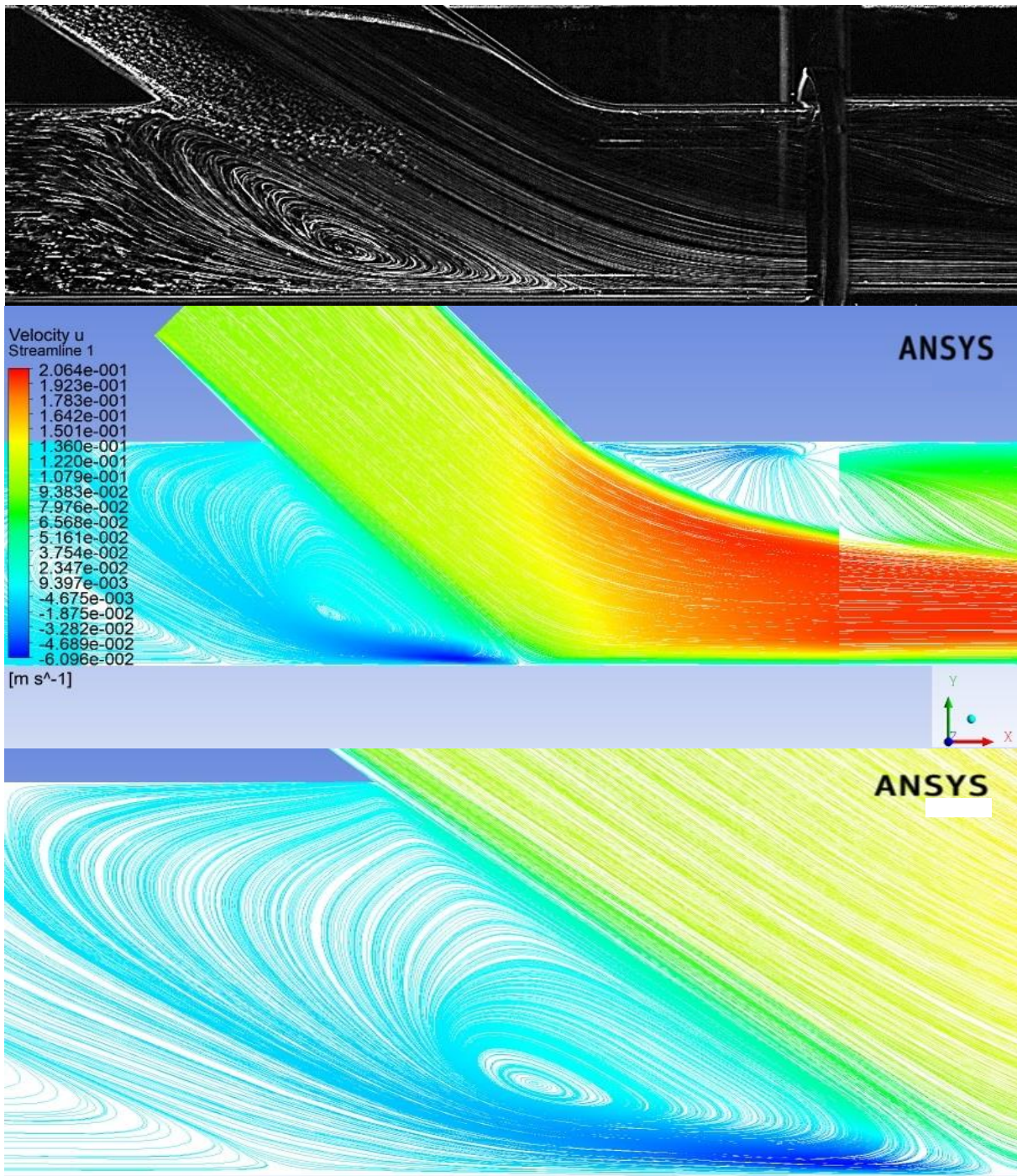
Εικόνα 7.29: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u και οπτικοποίηση μόνιμης ροής για αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%:



Εικόνα 7.30: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u και οπτικοποίηση μόνιμης ροής για αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%:

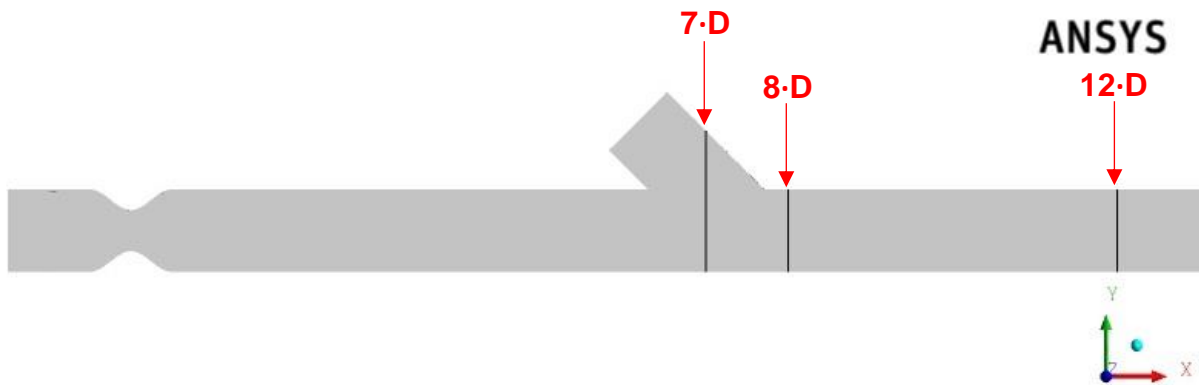


Εικόνα 7.31: Ροϊκές γραμμές ταχύτητας u και οπτικοποίηση μόνιμης ροής για αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Στις παραπάνω εικόνες των αποτελεσμάτων των ροϊκών γραμμών σε κάποια σημεία φαίνεται μια διαφοροποίηση στις ροϊκές γραμμές. Αυτό φαίνεται λόγω της αλλαγής του τύπου των στοιχείων σε αυτές τις περιοχές και αν αυξήσουμε αρκετά τον αριθμό των ροϊκών γραμμών, η προαναφερθείσα διαφοροποίηση δεν θα υπάρχει.

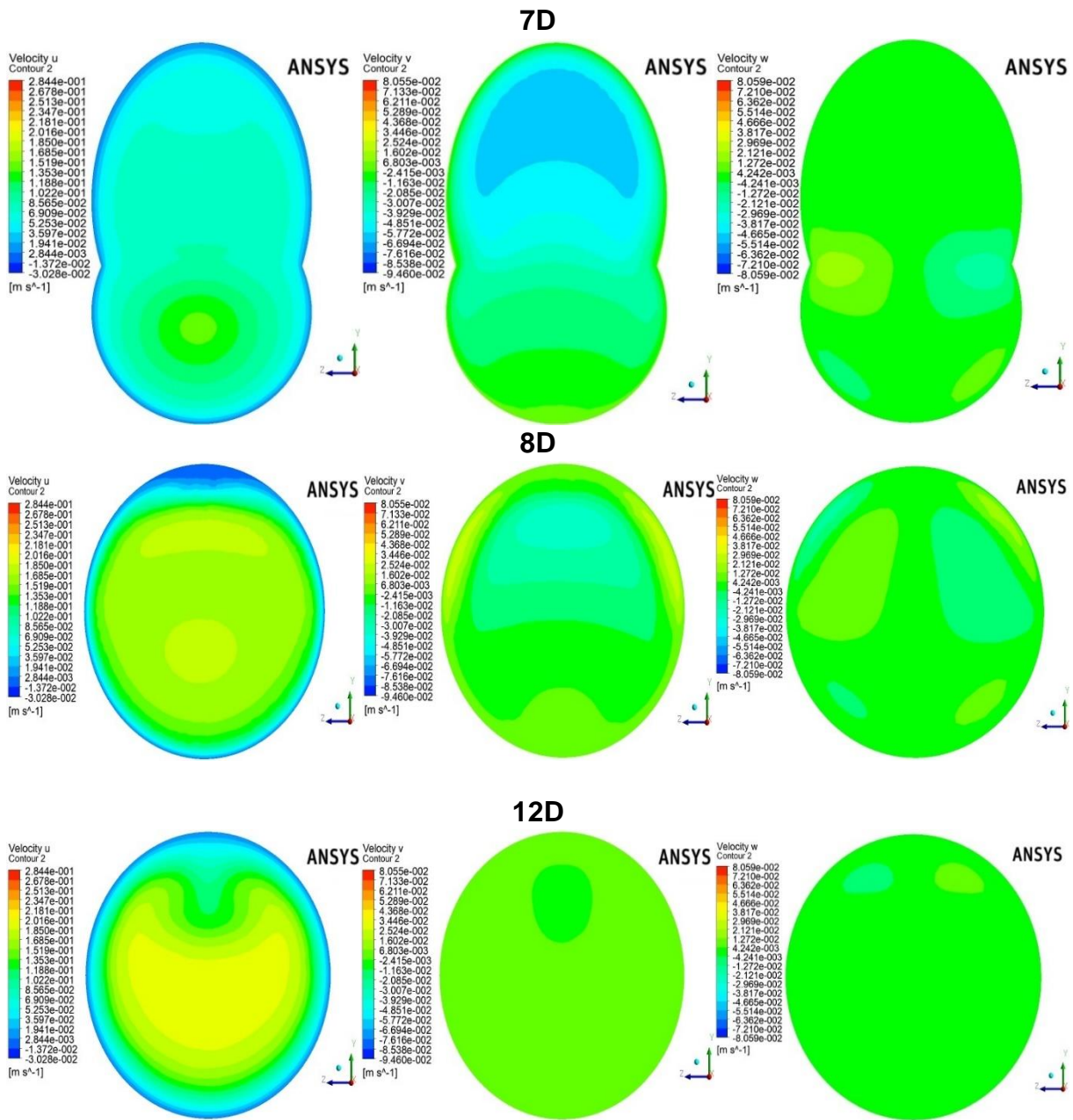
7.1.3 Εγκάρσιες τομές στον άξονα YZ

Σε αυτό το σημείο και για κάθε μια εκ των τεσσάρων περιπτώσεων θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα των κατανομών διανυσμάτων ταχύτητας u κάνοντας τομές στη μέση της γεωμετρίας σε τρεις διαφορετικές θέσεις στη x διεύθυνση. Οι τομές φαίνονται στην παρακάτω εικόνα, όπως και η απόσταση που έχουν από το κέντρο της στένωσης.



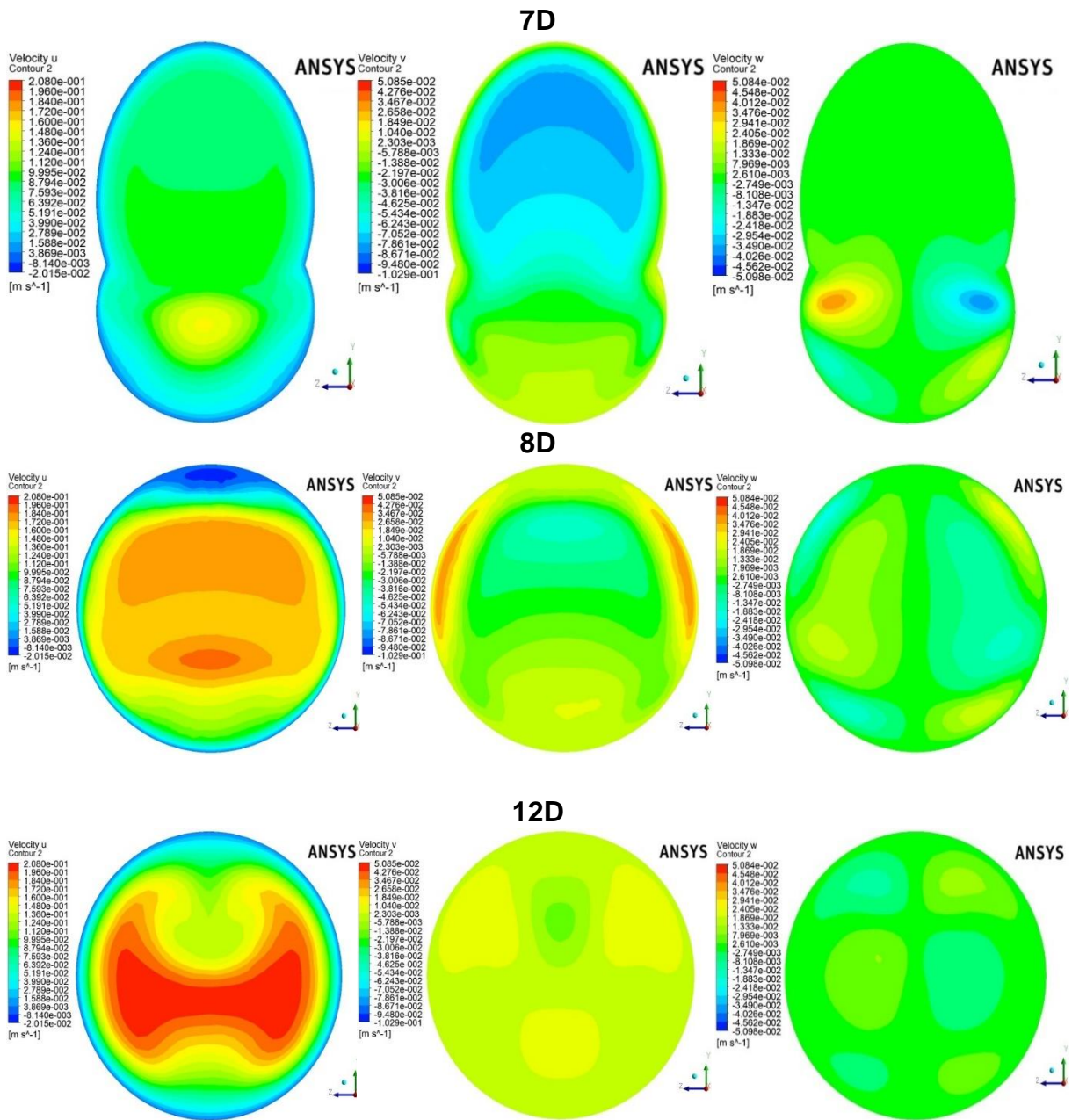
Εικόνα 7.32: Οι τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης

1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%:



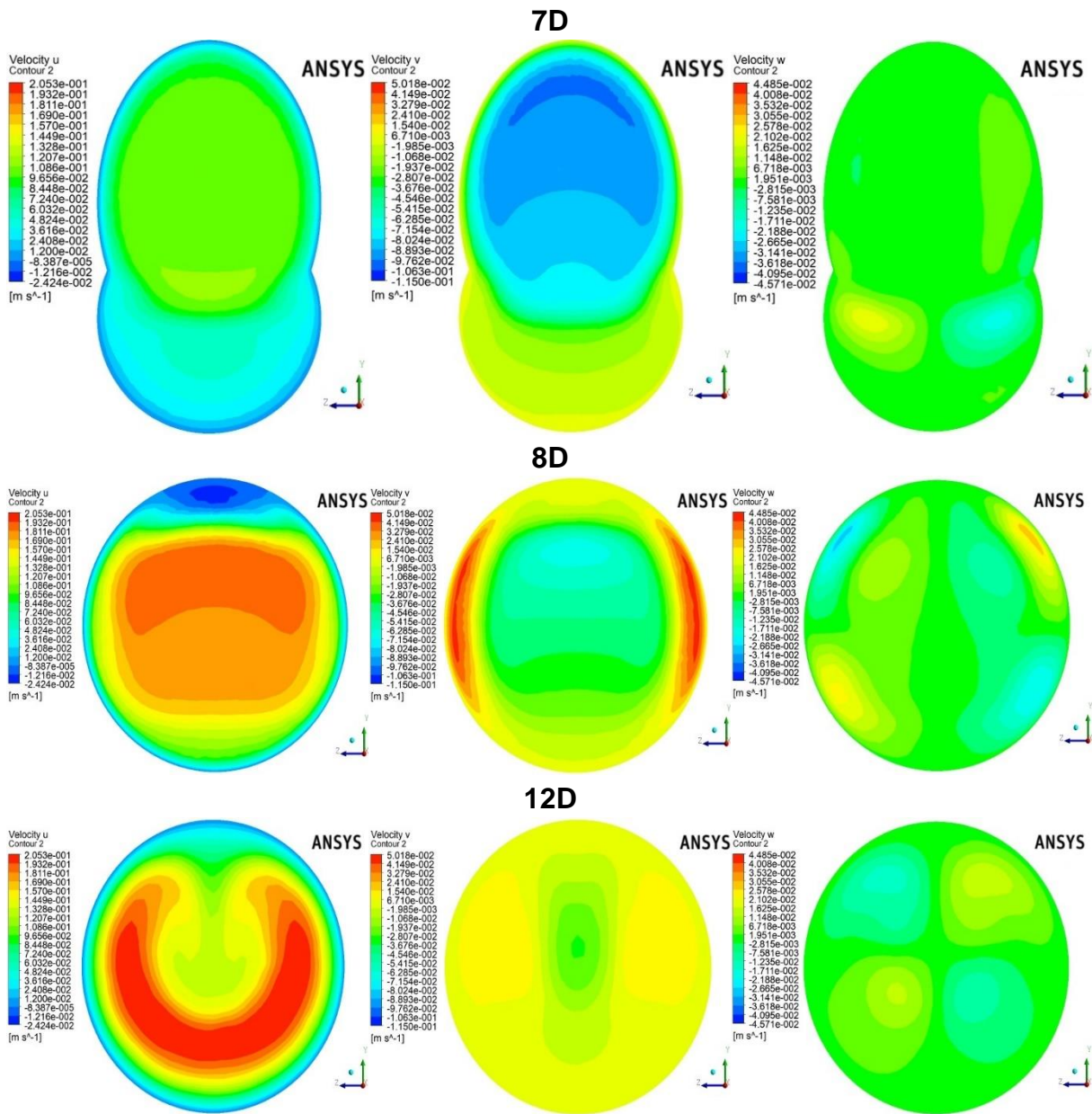
Εικόνα 7.33: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u, v, w σε τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%:



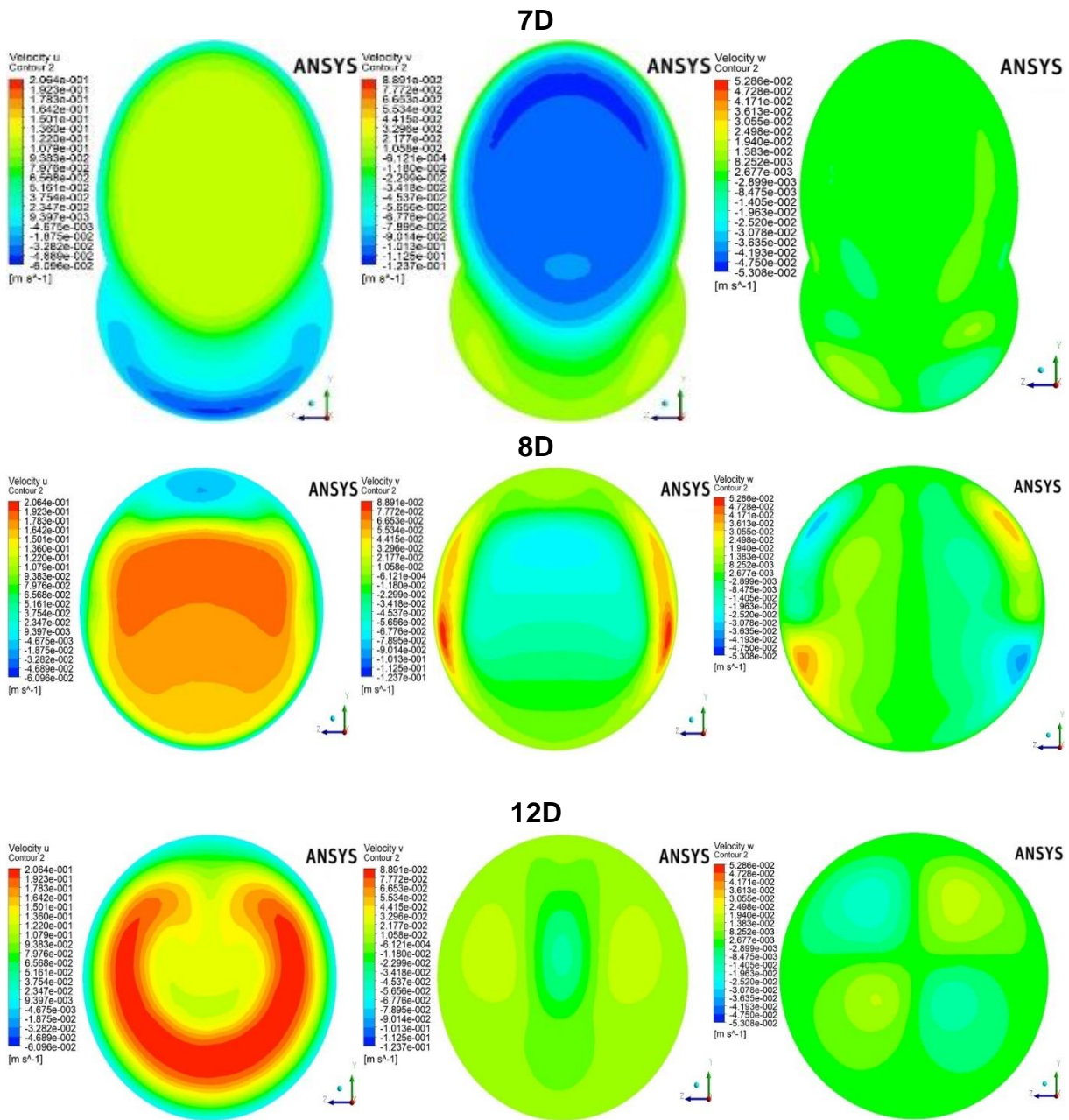
Εικόνα 7.34: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u, v, w σε τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%:



Εικόνα 7.35: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u , v , w σε τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%:



Εικόνα 7.36: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u , v , w σε τρεις τομές και η απόστασή τους από το κέντρο της στένωσης με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Από τα παραπάνω αποτελέσματα βλέπουμε ότι η ροή μετά την αναστόμωση κάνει μια συστροφή και παρατηρούμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι η παροχή που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης τόσο εντονότερη είναι η συστροφή της ροής που δημιουργείται.

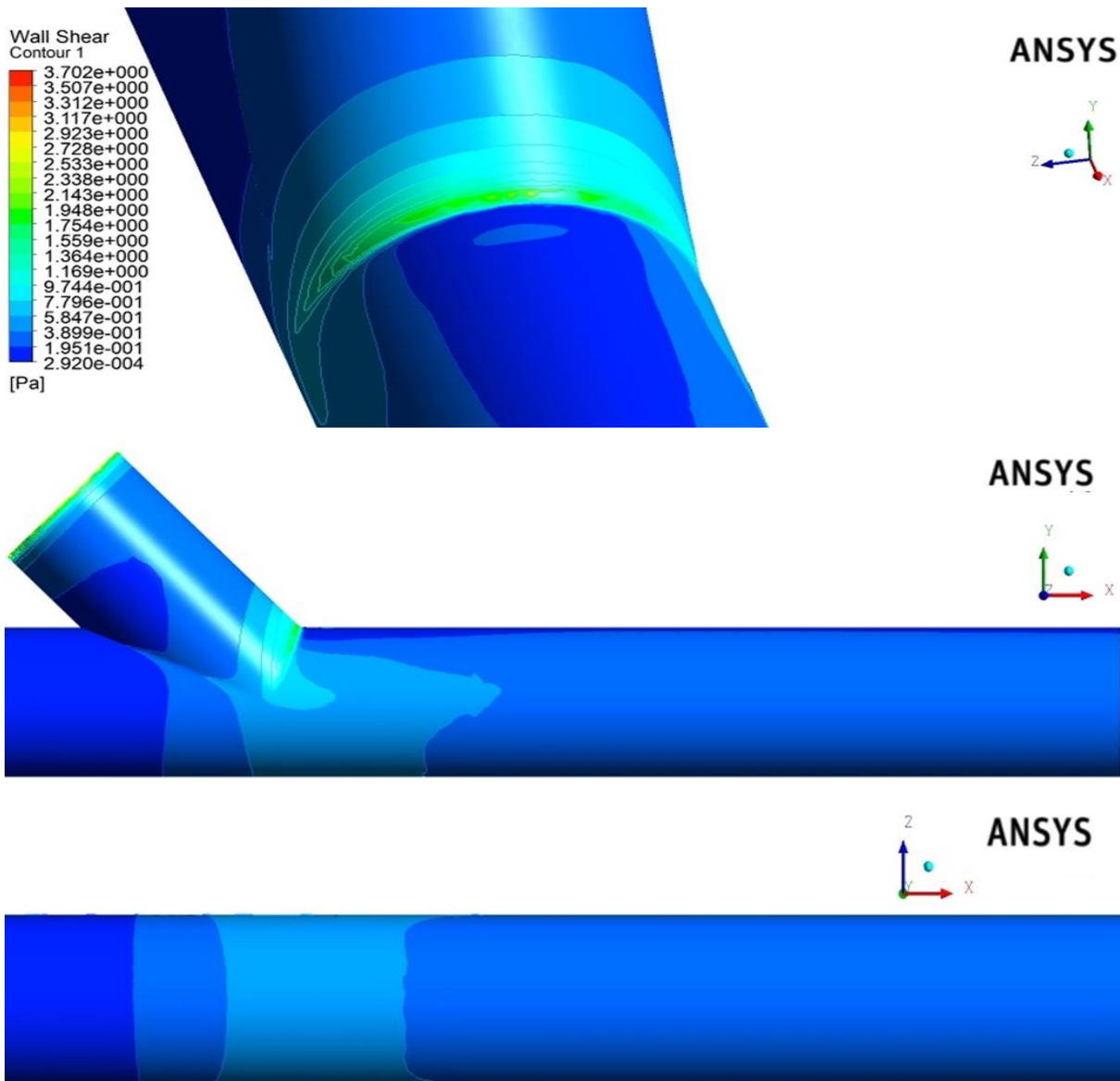
7.1.4 Κατανομή διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα της αρτηρίας

Σε αυτό το σημείο και για κάθε μια εκ των τεσσάρων περιπτώσεων θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα των κατανομών των διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα της αρτηρίας και ανάλογα με τα επίπεδα των διατμητικών τάσεων που αναπτύσσονται θα βγάλουμε συμπεράσματα για το αν υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας ή ανευρύσματος.

Εμείς περιμένουμε η διατμητική τάση τοιχώματος να σχηματίζεται όπως στην (εικόνα 2.4), δηλαδή στην περιοχή όπου τελειώνει η αναστόμωση να έχουμε κάποια αυξημένα επίπεδα διατμητικής τάσης, ενώ στο κάτω μέρος της αρτηρίας χαμηλά.

Σύμφωνα με την (εικόνα 2.7), αν τα αποτελέσματα μας δείξουν ότι τα επίπεδα διατμητικής τάσης σε μια περιοχή είναι $WSS < 1$ [Pa], τότε θα υπάρχει κίνδυνος εμφάνισης αθηρωματικής πλάκας, ενώ αν τα επίπεδα διατμητικής τάσης σε μια περιοχή είναι $WSS > 7$ [Pa], τότε θα υπάρχει κίνδυνος ανευρύσματος.

1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%:

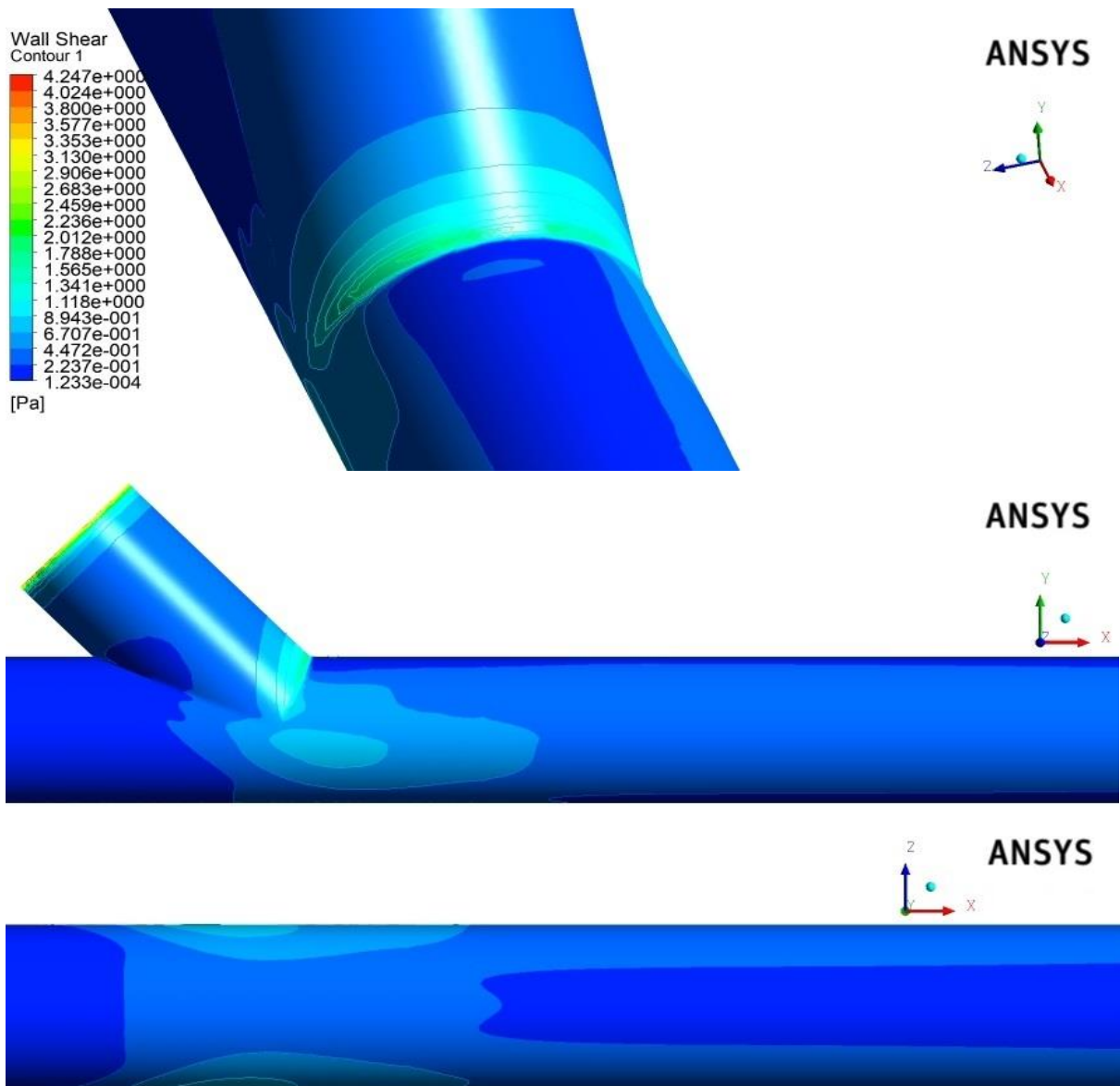


Εικόνα 7.37: Κατανομή διανυσμάτων διατμητικών τάσεων (WSS) στα τοιχώματα της αρτηρίας με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%

Από τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρούμε πως μέγιστη διατμητική τάση τοιχώματος έχουμε στην περιοχή της ραφής του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία και χαμηλά επίπεδα διατμητικής τάσης τοιχώματος έχουμε στο κάτω μέρος της αρτηρίας.

Η διατμητική τάση που αναπτύσσεται στην ραφή του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία δεν είναι τόσο μεγάλη ώστε να υπάρχει κίνδυνος ανευρύσματος, ενώ στο κάτω μέρος της αρτηρίας, παρατηρούμε ότι η διατμητική τάση που αναπτύσσεται είναι μικρότερη του 1 [Pa], επομένως στο σημείο αυτό υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας και κατ' επέκταση μελλοντική στένωση της διατομής του αγγείου.

2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%:

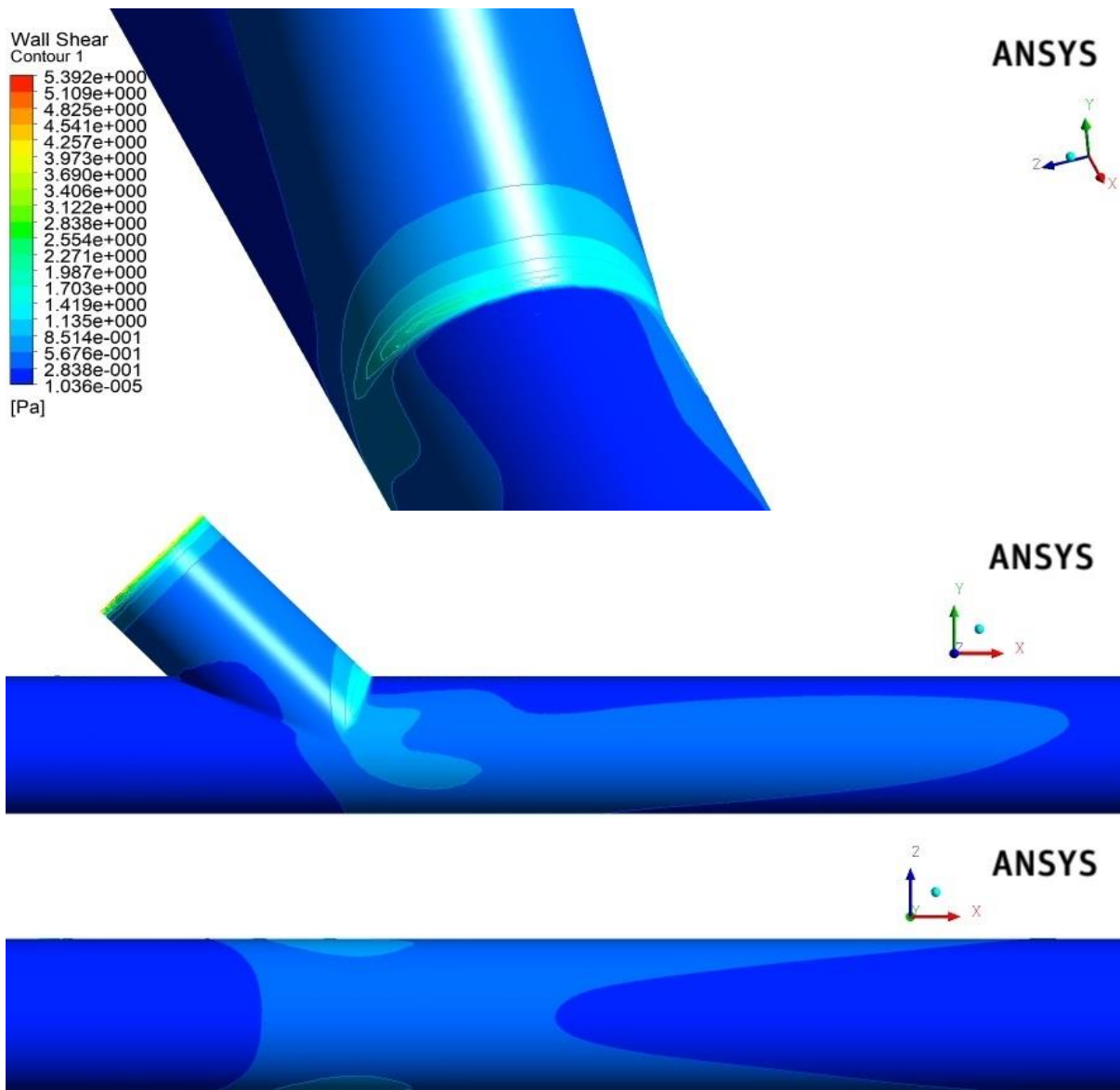


Εικόνα 7.38: Κατανομή διανυσμάτων διατμητικών τάσεων (WSS) στα τοιχώματα της αρτηρίας με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%

Από τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρούμε πάλι, πως μέγιστη διατμητική τάση τοιχώματος έχουμε στην περιοχή της ραφής του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία και χαμηλά επίπεδα διατμητικής τάσης τοιχώματος έχουμε στο κάτω μέρος της αρτηρίας.

Η διατμητική τάση που αναπτύσσεται στην ραφή του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία δεν είναι τόσο μεγάλη ώστε να υπάρχει κίνδυνος ανευρύσματος, ενώ στο κάτω μέρος της αρτηρίας, παρατηρούμε ότι η διατμητική τάση που αναπτύσσεται είναι μικρότερη του 1 [Pa], επομένως στο σημείο αυτό υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας και κατ' επέκταση μελλοντική στένωση της διατομής του αγγείου.

3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%:

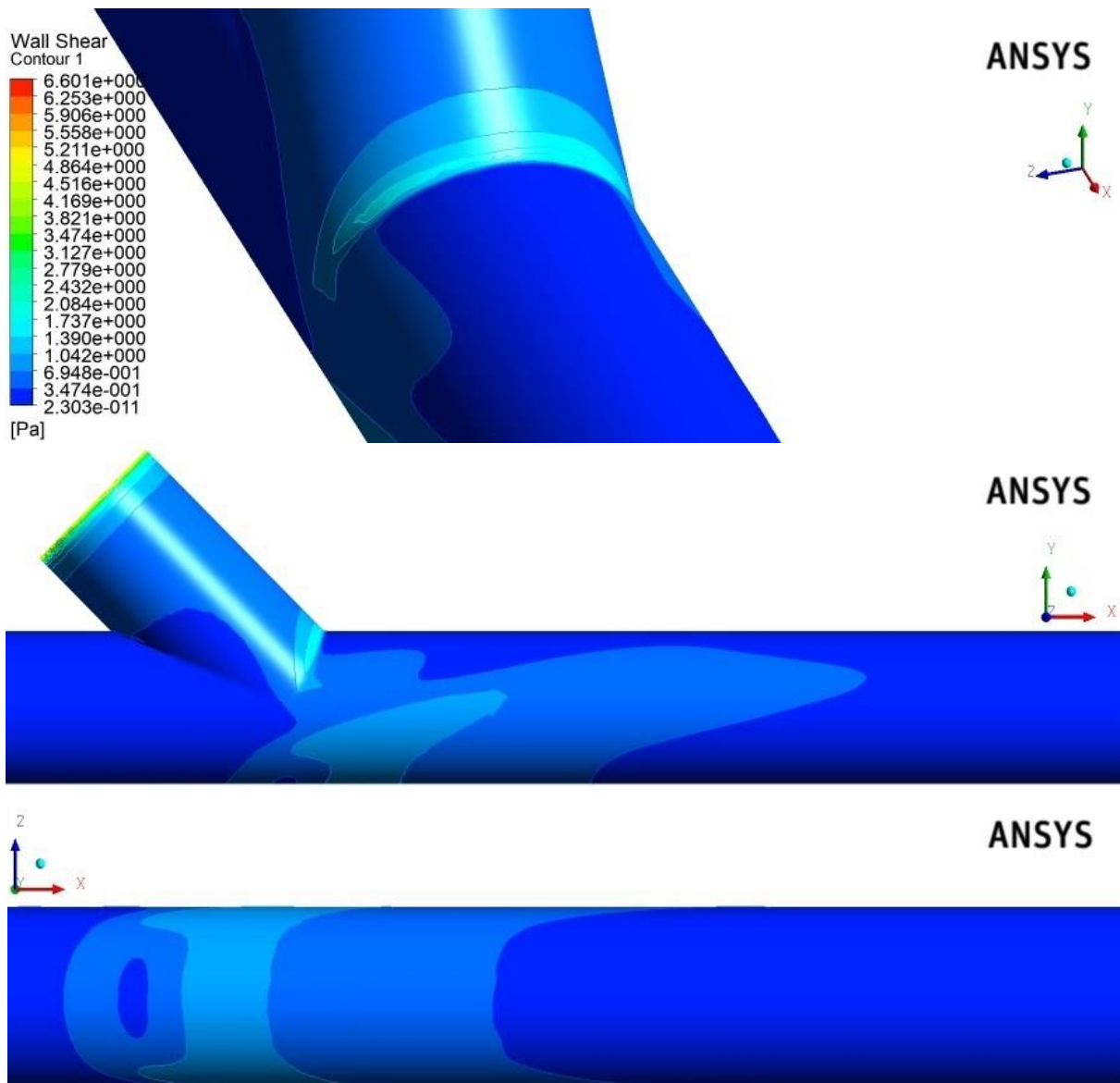


Εικόνα 7.39: Κατανομή διανυσμάτων διατμητικών τάσεων (WSS) στα τοιχώματα της αρτηρίας με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%

Από τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρούμε πως και σε αυτή την περίπτωση, μέγιστη διατμητική τάση τοιχώματος έχουμε στην περιοχή της ραφής του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία και χαμηλά επίπεδα διατμητικής τάσης τοιχώματος έχουμε στο κάτω μέρος της αρτηρίας.

Η διατμητική τάση που αναπτύσσεται στην ραφή του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία δεν είναι τόσο μεγάλη ώστε να υπάρχει κίνδυνος ανευρύσματος, ενώ στο κάτω μέρος της αρτηρίας, παρατηρούμε ότι η διατμητική τάση που αναπτύσσεται είναι μικρότερη του 1 [Pa], επομένως στο σημείο αυτό υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας και κατ' επέκταση μελλοντική στένωση της διατομής του αγγείου.

4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%:



Εικόνα 7.40: Κατανομή διανυσμάτων διατμητικών τάσεων (WSS) στα τοιχώματα της αρτηρίας με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%

Από τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρούμε πως και στην 4^η περίπτωση, μέγιστη διατμητική τάση τοιχώματος έχουμε στην περιοχή της ραφής του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία και χαμηλά επίπεδα διατμητικής τάσης τοιχώματος έχουμε στο κάτω μέρος της αρτηρίας.

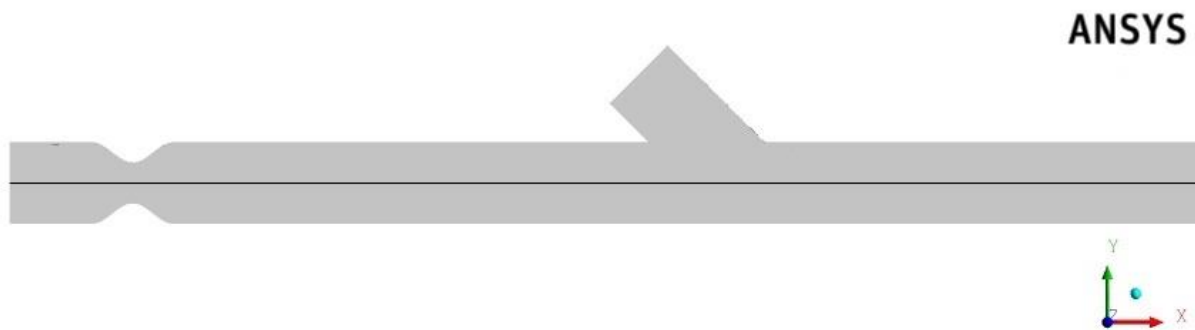
Η διατμητική τάση που αναπτύσσεται στην ραφή του αγγειακού μοσχεύματος με την αρτηρία δεν είναι τόσο μεγάλη ώστε να υπάρχει κίνδυνος ανευρύσματος, ενώ στο κάτω μέρος της αρτηρίας, παρατηρούμε ότι σε μια μεγάλη περιοχή η διατμητική τάση που αναπτύσσεται είναι μικρότερη του 1 [Pa], ενώ σε μια μικρότερη περιοχή η διατμητική τάση που αναπτύσσεται είναι μεγαλύτερη του 1 [Pa], επομένως στην περιοχή όπου η διατμητική τάση είναι μικρότερη του 1 [Pa] υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας και κατ' επέκταση μελλοντική στένωση της διατομής

του αγγείου, ενώ στην περιοχή όπου η διατμητική τάση είναι μεγαλύτερη του 1 [Pa] δεν υπάρχει κίνδυνος ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας.

Τέλος από τις τέσσερις περιπτώσεις συμπεραίνουμε ότι όσο μειώνεται η ροή του αίματος από την αρτηρία και αυξάνεται από το αγγειακό μόσχευμα, τα επίπεδα διατμητικής τάσης που αναπτύσσονται στο κάτω μέρος της αρτηρίας τείνουν στα φυσιολογικά επίπεδα.

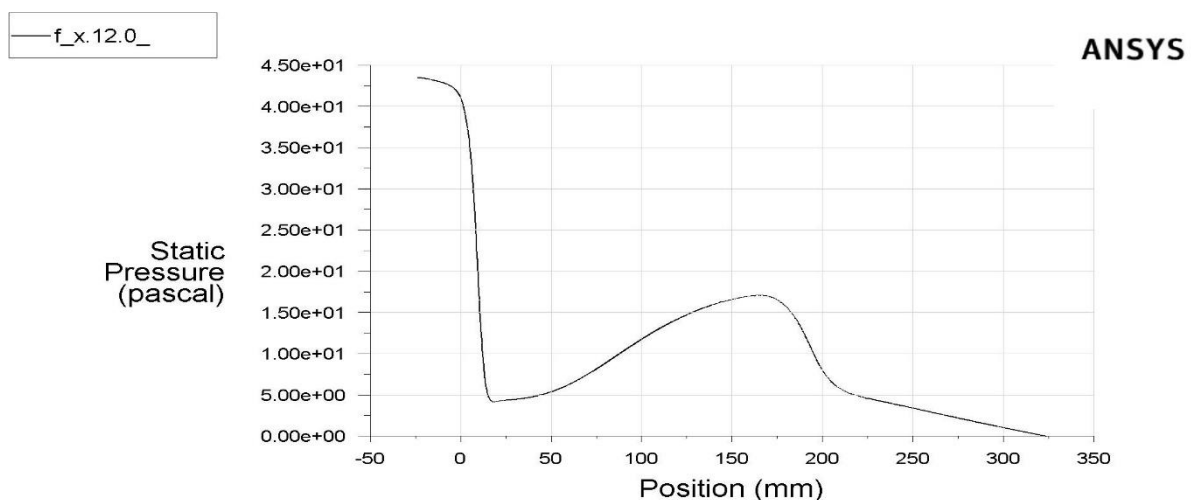
7.1.5 Αποτελέσματα στην κεντρική ροϊκή γραμμή

Σε αυτό το σημείο και για κάθε μια εκ των τεσσάρων περιπτώσεων θα δούμε τα προφίλ της στατικής, δυναμικής και ολικής πίεσης, των x-ταχυτήτων και της έντασης τύρβης κατά μήκος της κεντρικής ροϊκής γραμμής.

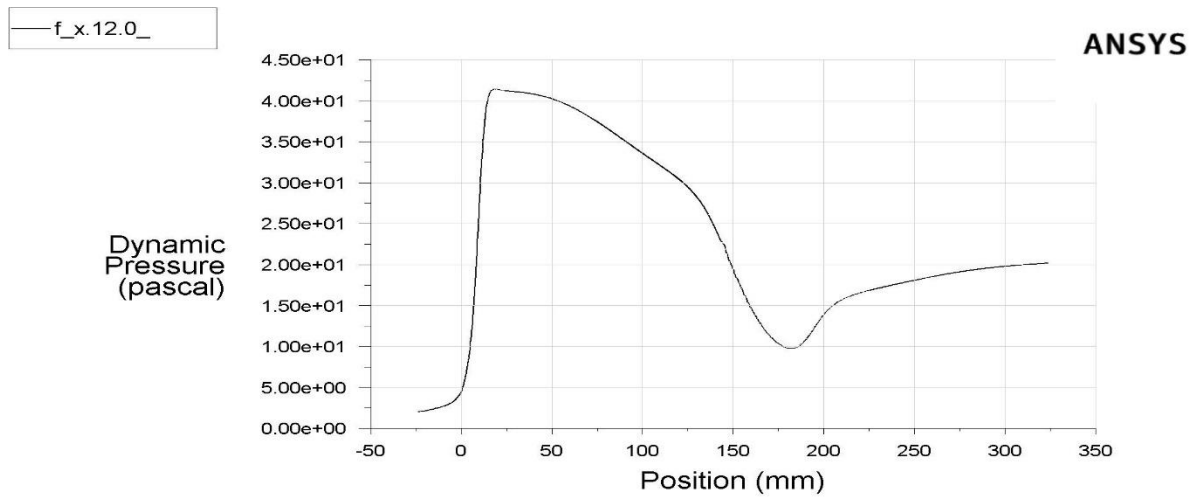


Εικόνα 7.41: Τομή στο κέντρο της γεωμετρίας $f(x, 12, 0)$

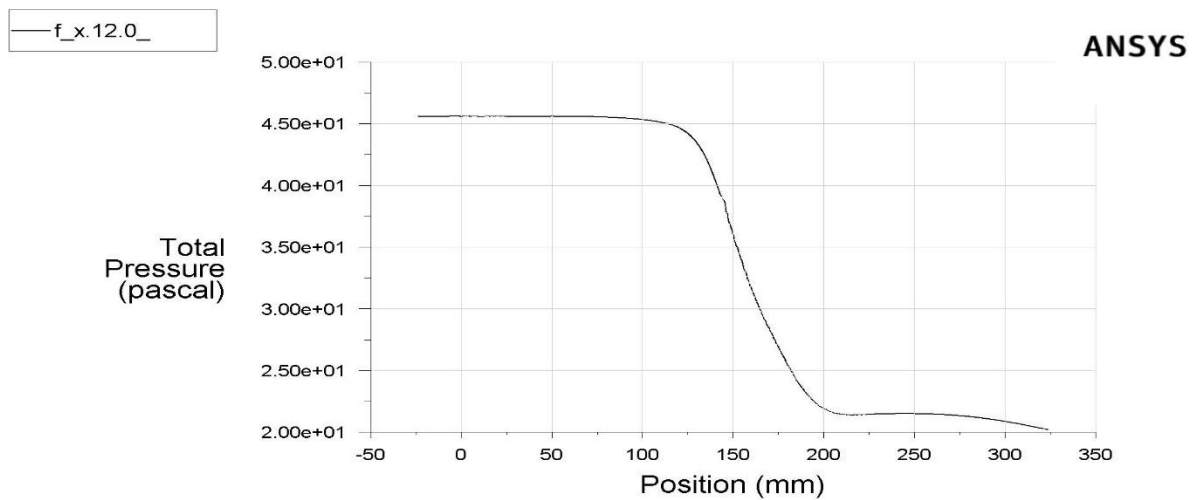
1^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53%:



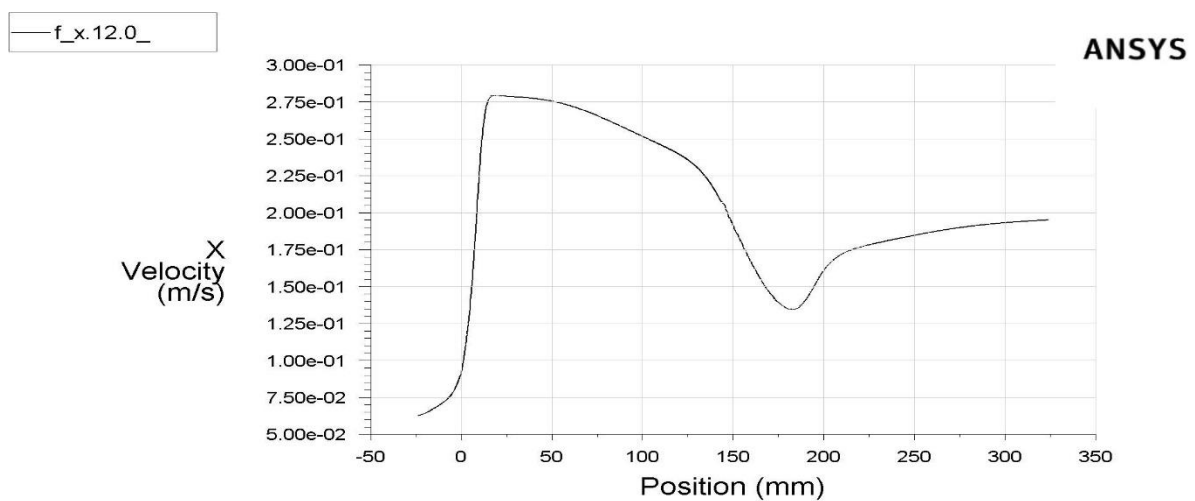
Εικόνα 7.42: Κατανομή στατικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



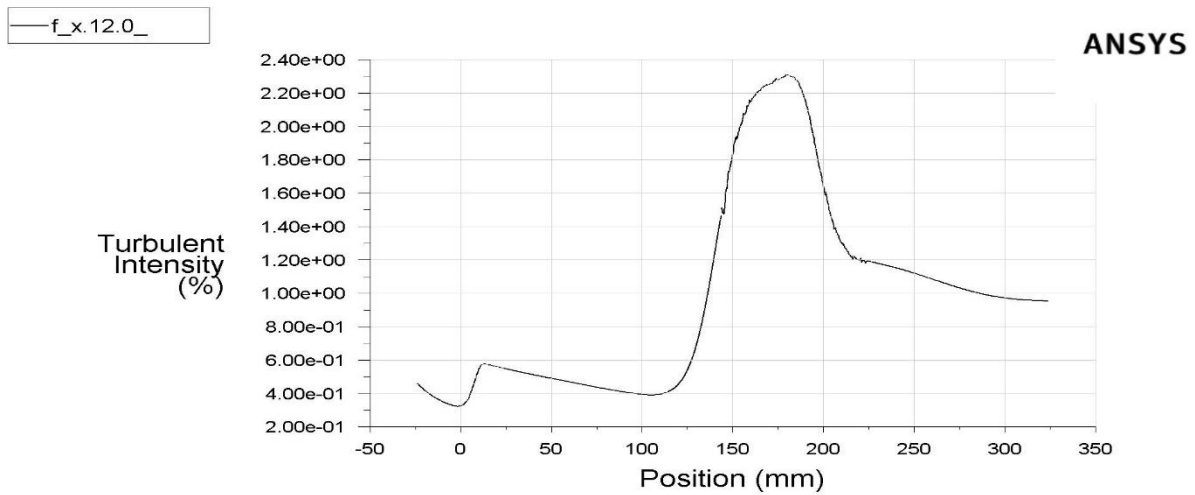
Εικόνα 7.43: Κατανομή δυναμικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



Εικόνα 7.44: Κατανομή ολικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

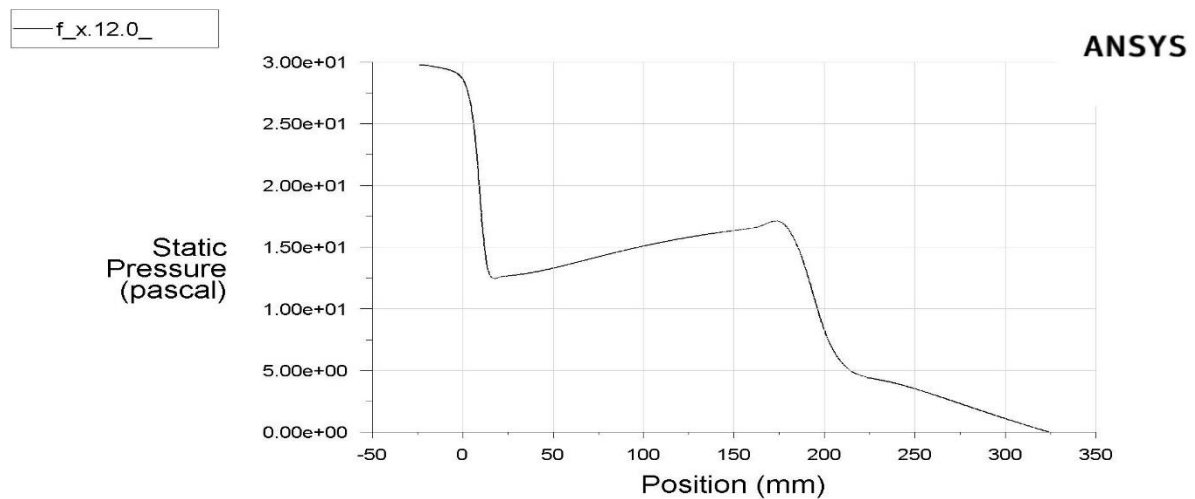


Εικόνα 7.45: Κατανομή x-ταχυτήτων στην κεντρική ροϊκή γραμμή

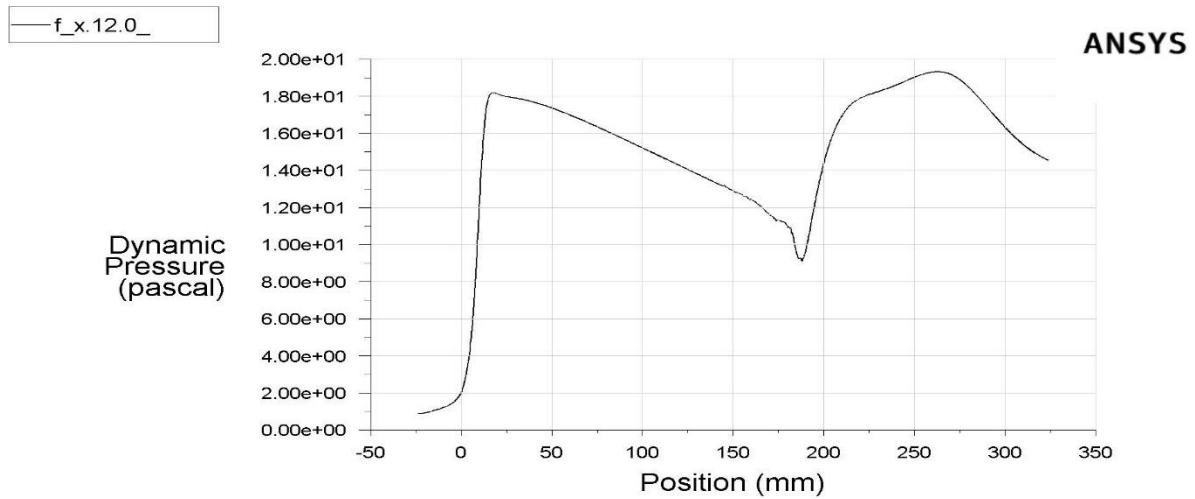


Εικόνα 7.46: Κατανομή έντασης τύρβης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

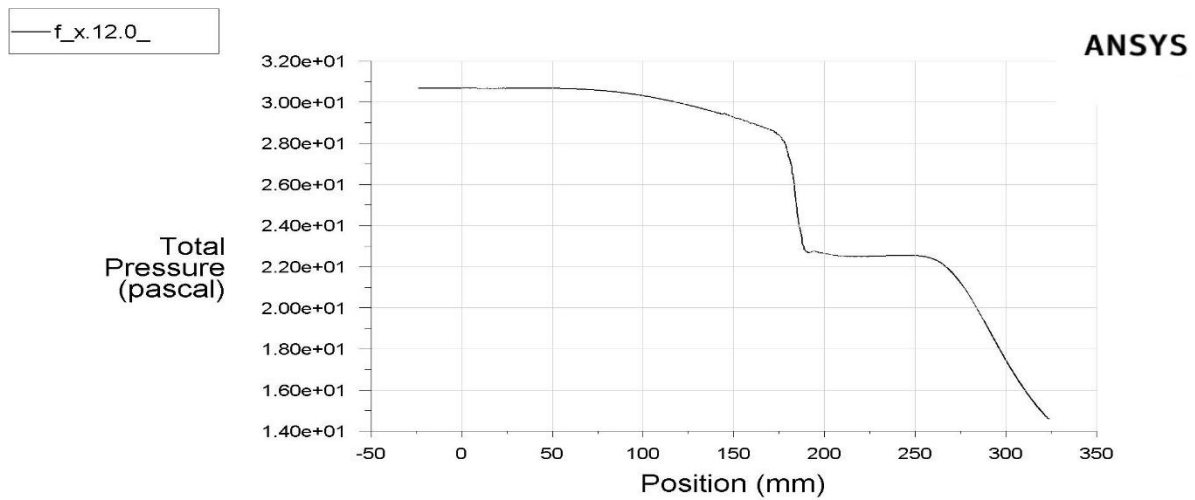
2^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 30% - 70%:



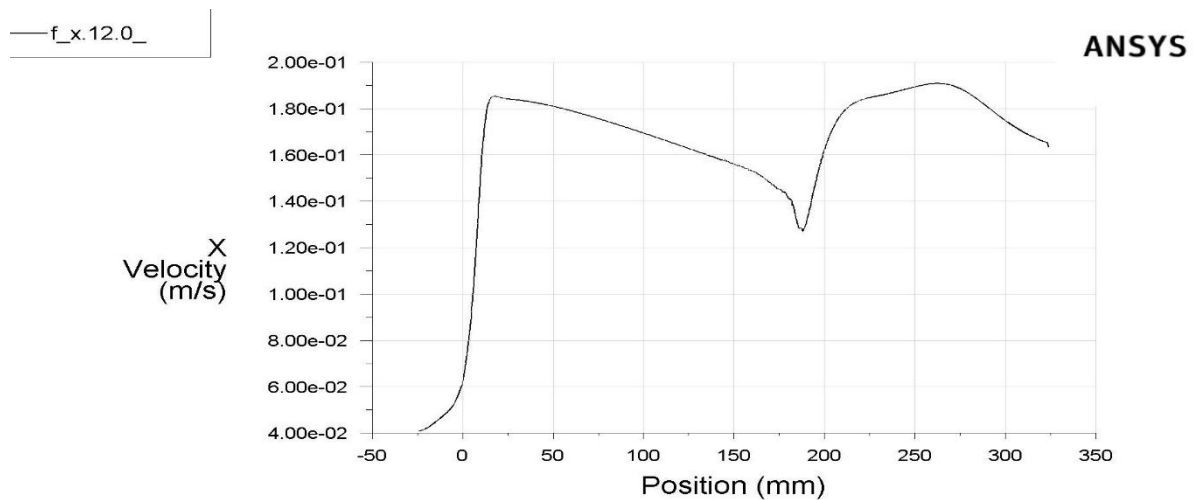
Εικόνα 7.47: Κατανομή στατικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



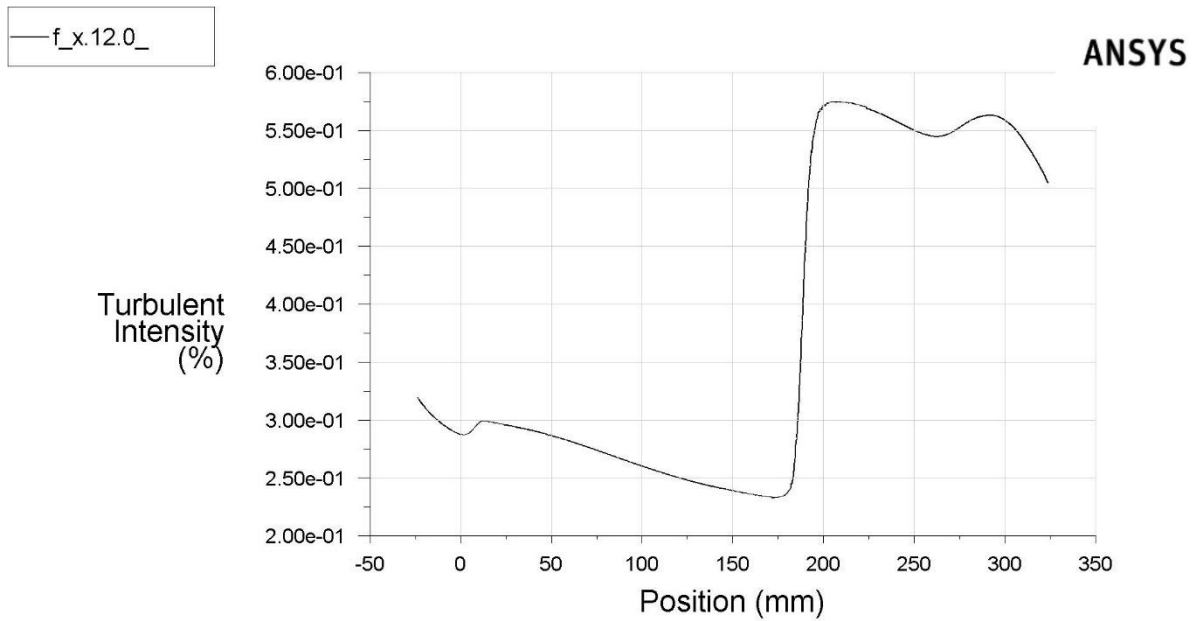
Εικόνα 7.48: Κατανομή δυναμικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



Εικόνα 7.49: Κατανομή ολικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

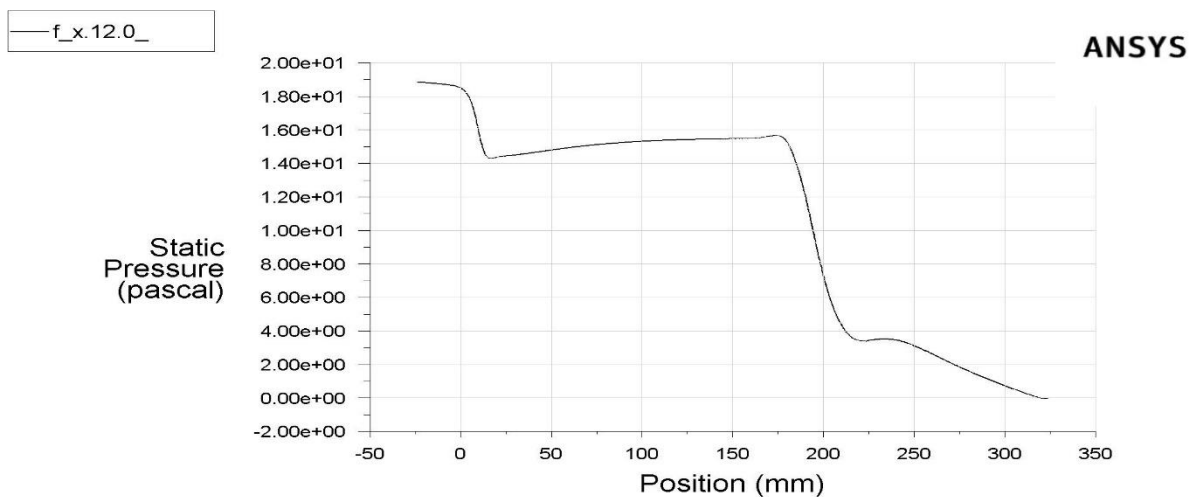


Εικόνα 7.50: Κατανομή x-ταχυτήτων στην κεντρική ροϊκή γραμμή

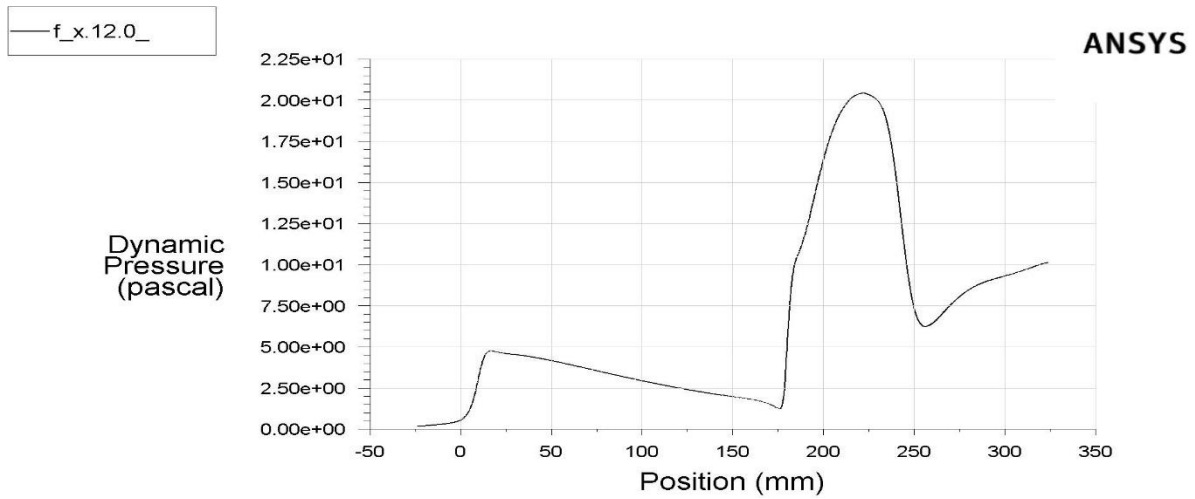


Εικόνα 7.51: Κατανομή έντασης τύρβης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

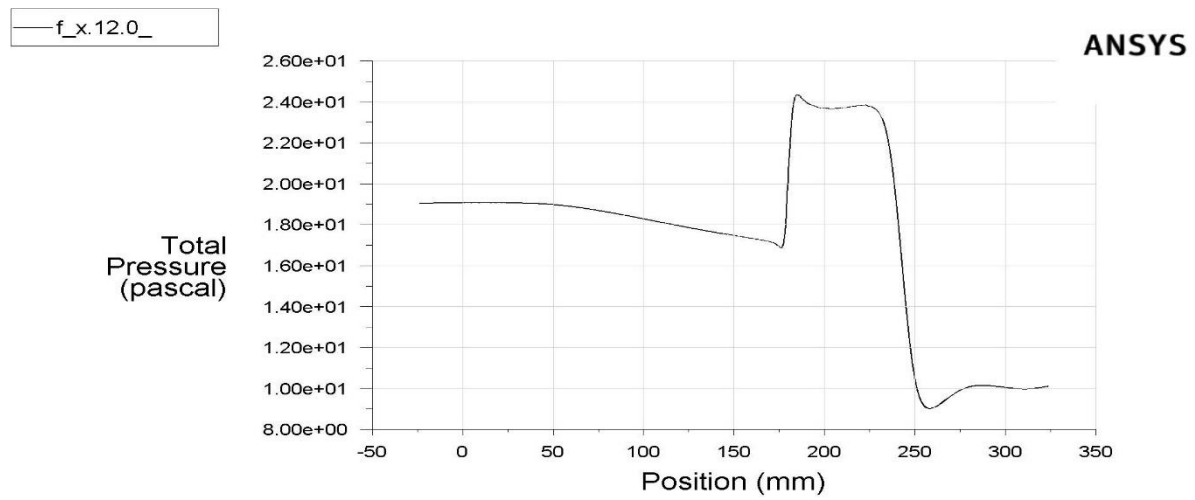
3^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 15% - 85%:



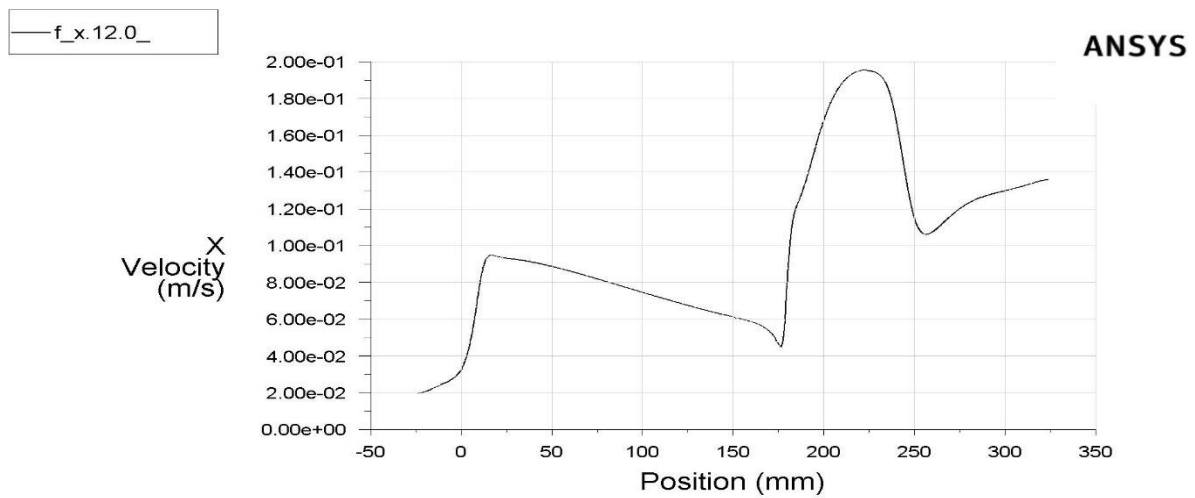
Εικόνα 7.52: Κατανομή στατικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



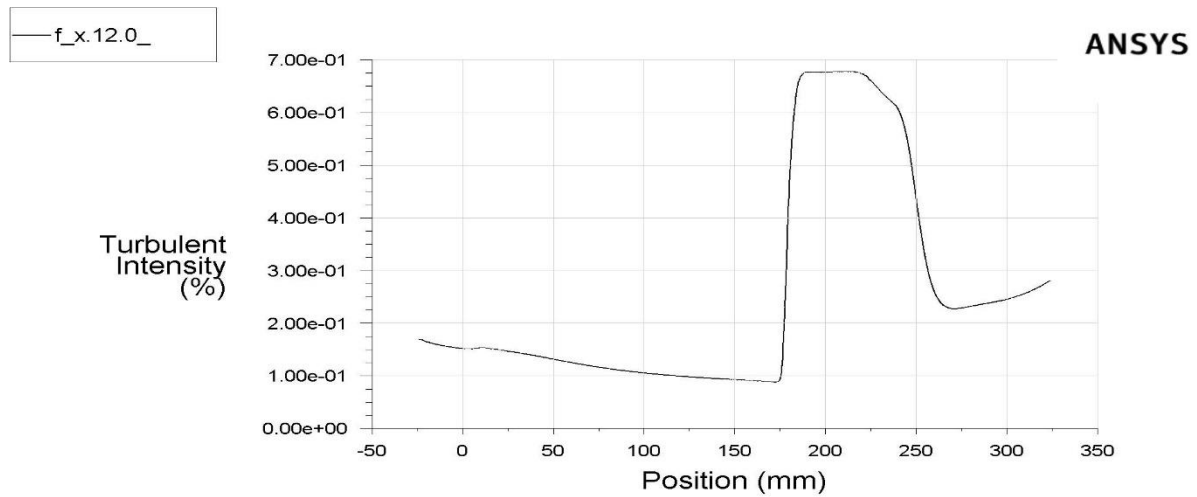
Εικόνα 7.53: Κατανομή δυναμικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



Εικόνα 7.54: Κατανομή ολικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

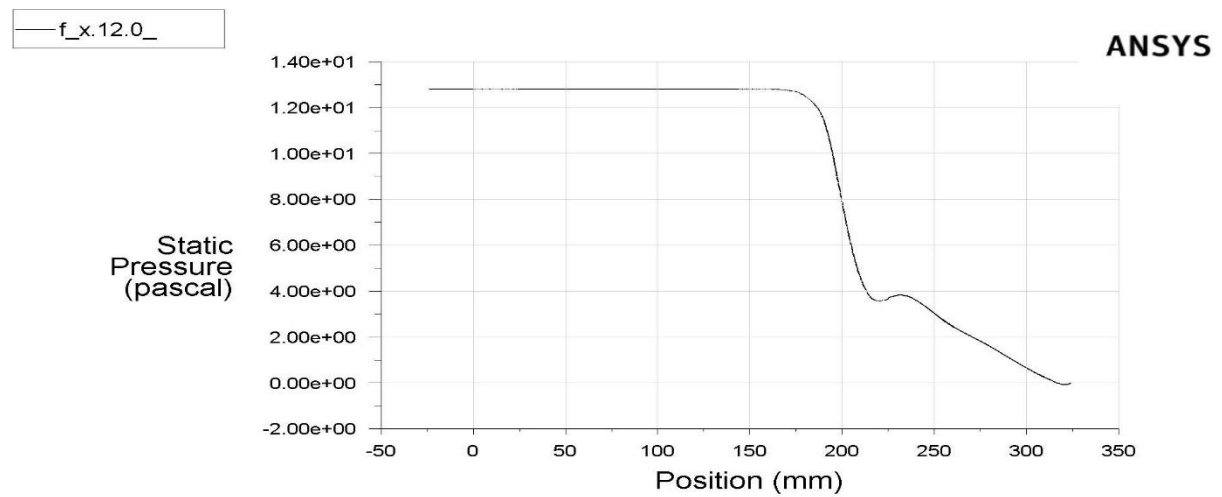


Εικόνα 7.55: Κατανομή x-ταχυτήτων στην κεντρική ροϊκή γραμμή

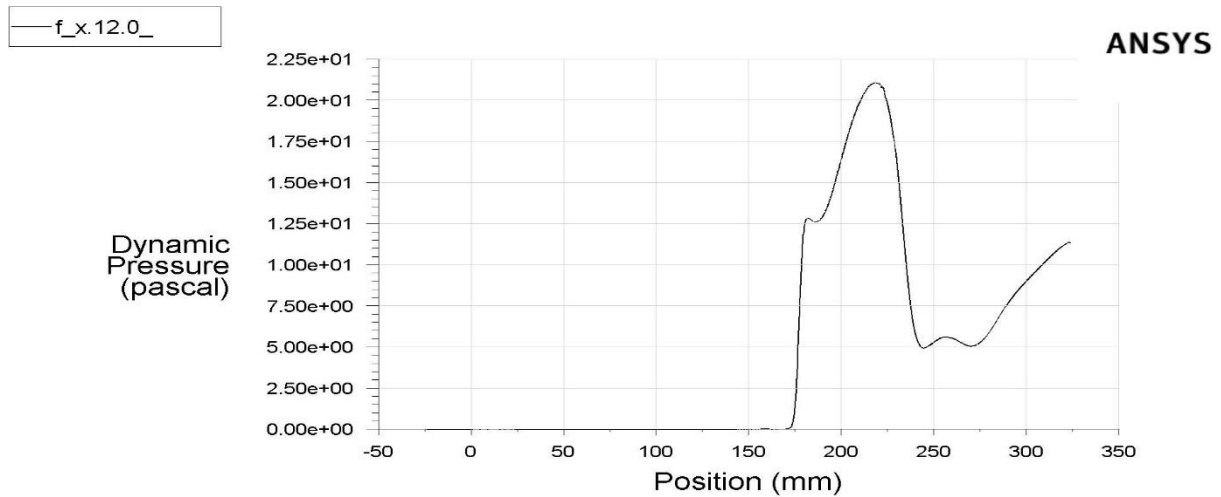


Εικόνα 7.56: Κατανομή έντασης τύρβης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

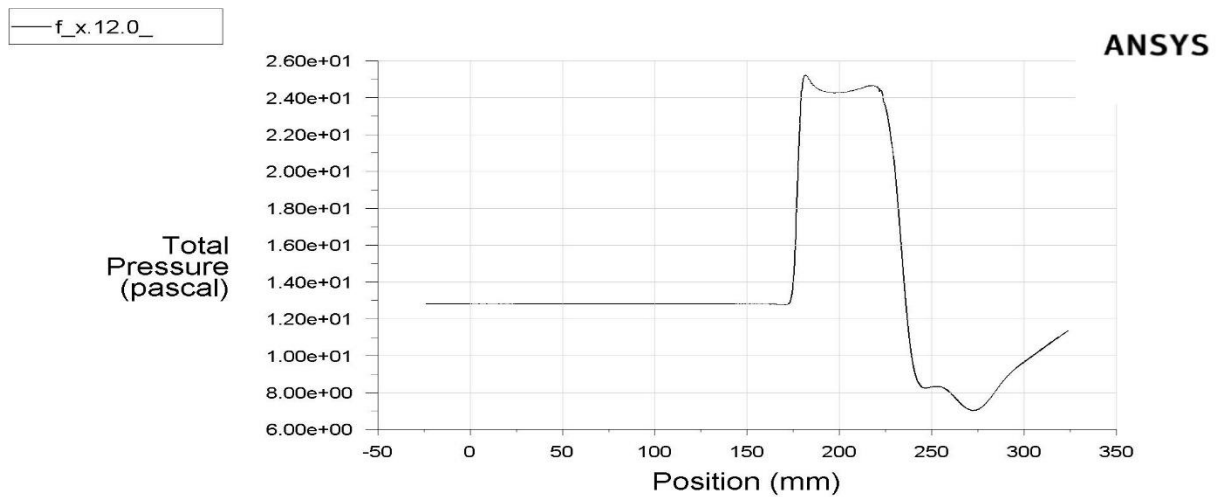
4^η περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100%:



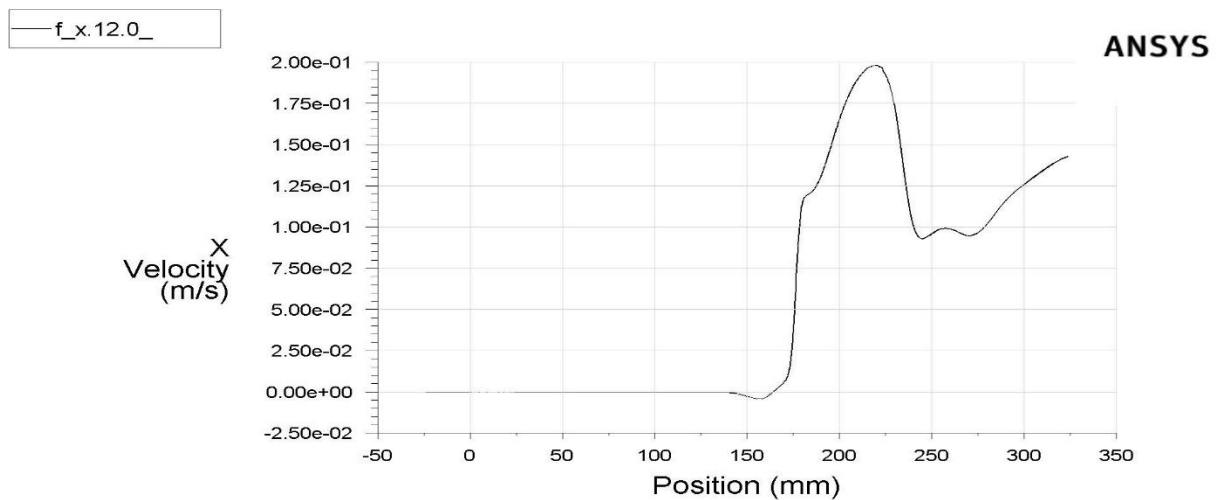
Εικόνα 7.57: Κατανομή στατικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



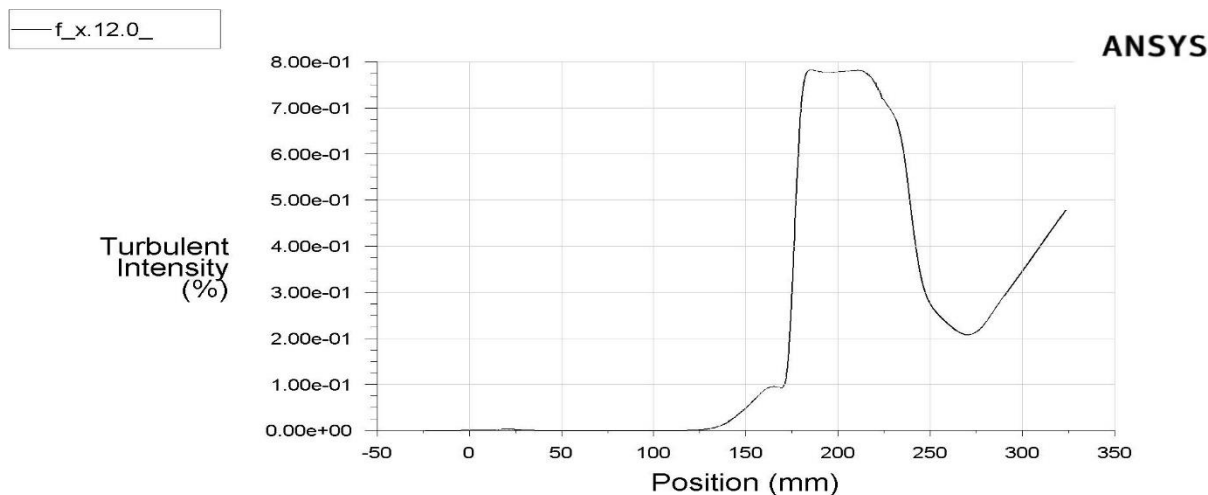
Εικόνα 7.58: Κατανομή δυναμικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



Εικόνα 7.59: Κατανομή ολικής πίεσης στην κεντρική ροϊκή γραμμή



Εικόνα 7.60: Κατανομή x-ταχυτήτων στην κεντρική ροϊκή γραμμή



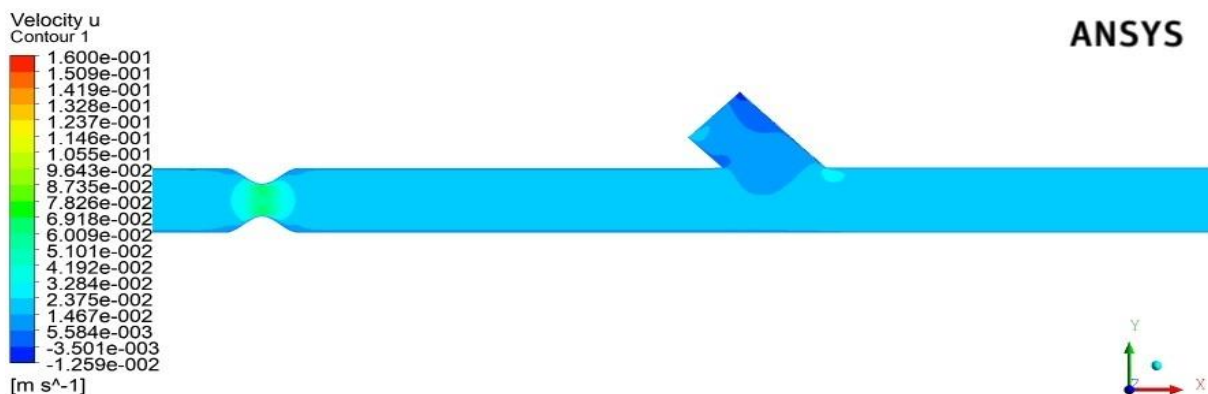
Εικόνα 7.61: Κατανομή έντασης τύρβης στην κεντρική ροϊκή γραμμή

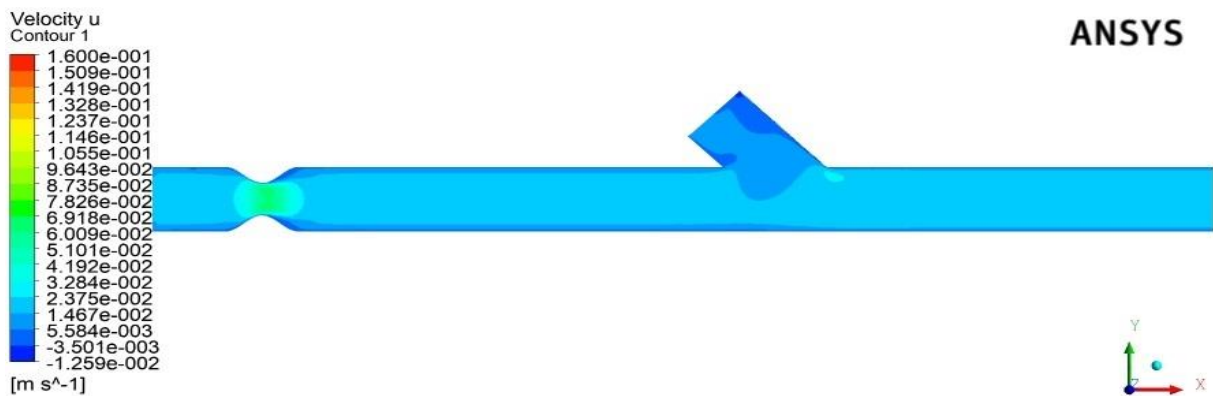
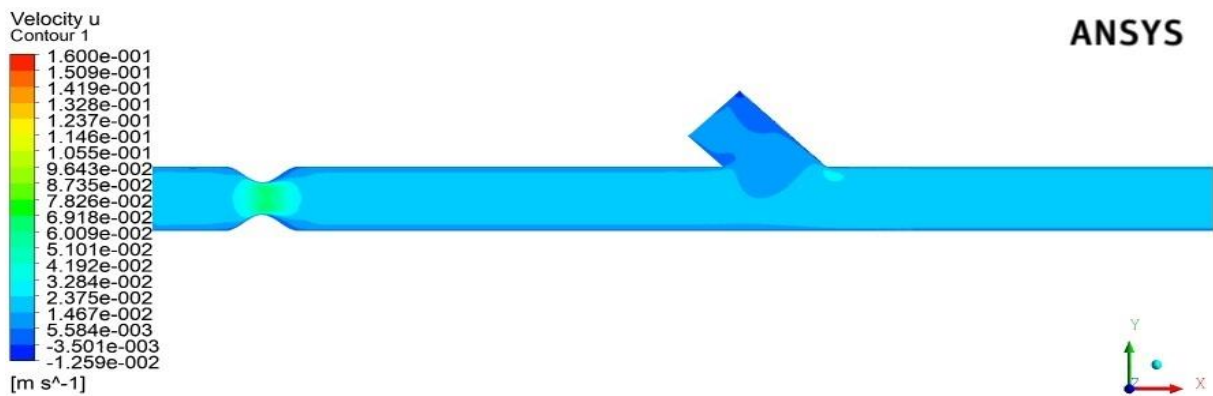
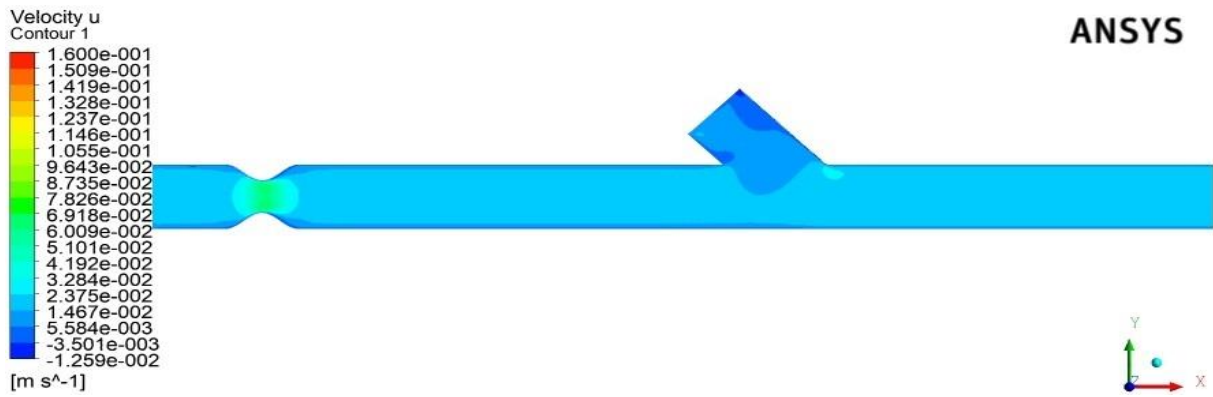
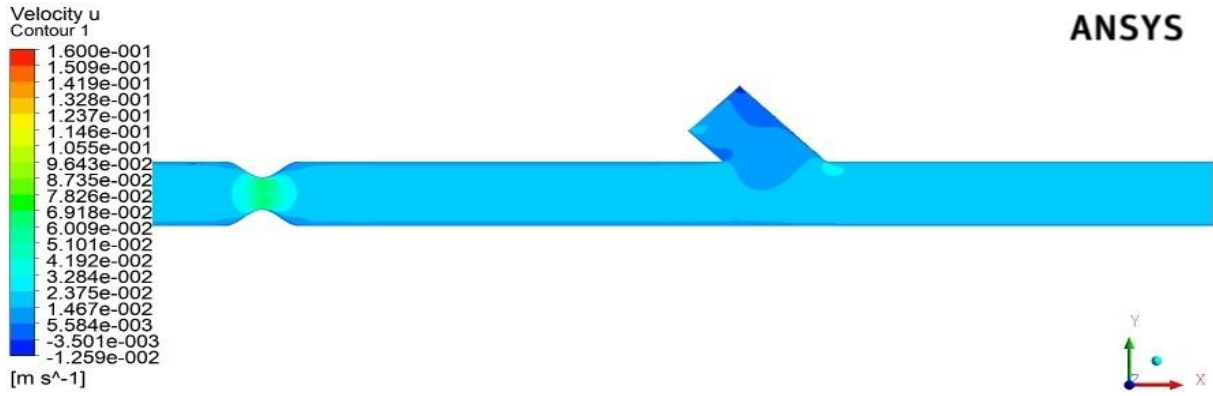
Από τα παραπάνω διαγράμματα μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι στην πρώτη περίπτωση με ποσοστό παροχής στένωσης/αναστόμωσης 47% - 53% η ένταση της τύρβης έχει τιμές μεγαλύτερες του 1% ($I > 1\%$), ενώ στις άλλες τρεις περιπτώσεις η ένταση της τύρβης παίρνει τιμές μικρότερες του 1% ($I < 1\%$). Άρα από εδώ συμπεραίνουμε ότι μόνο στην πρώτη περίπτωση έχουμε σημαντικά ποσοστά έντασης τύρβης, ενώ στις άλλες τρεις περιπτώσεις μπορούμε να πούμε ότι τα ποσοστά αυτά είναι σχεδόν αμελητέα.

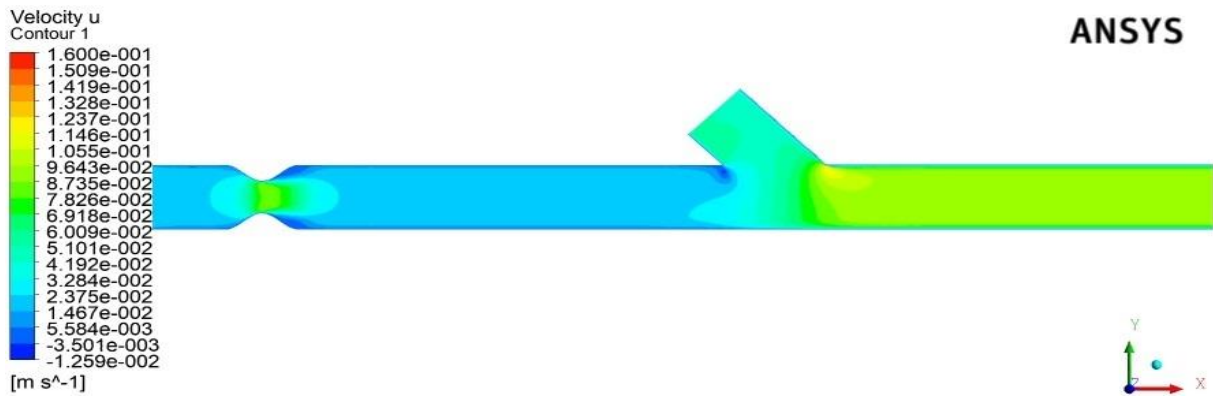
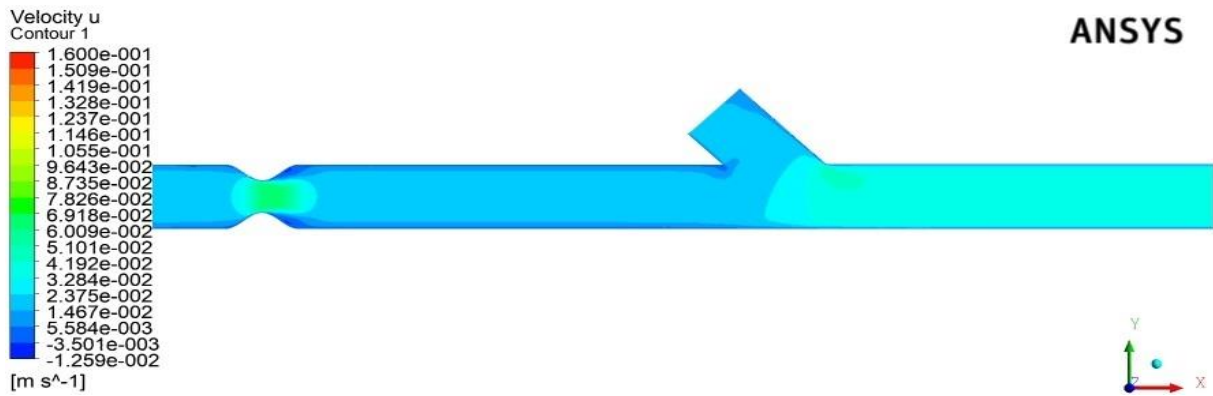
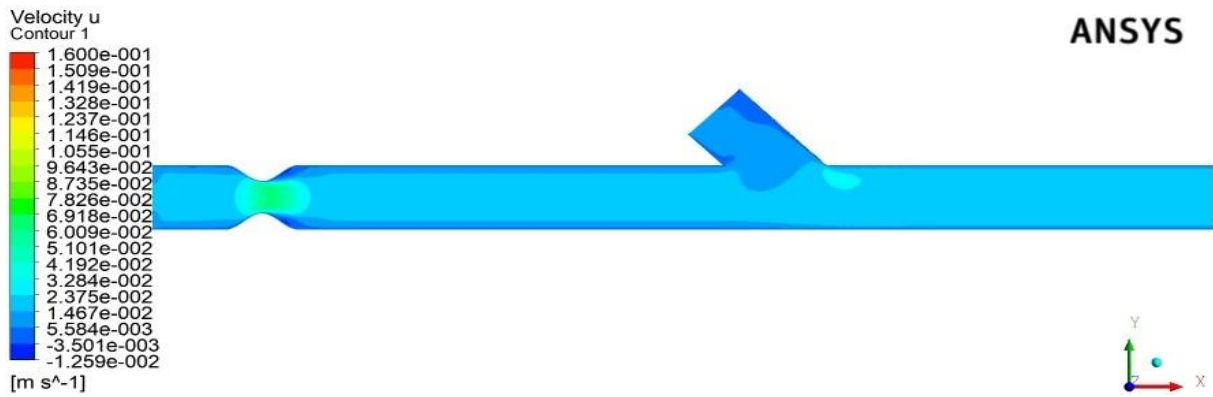
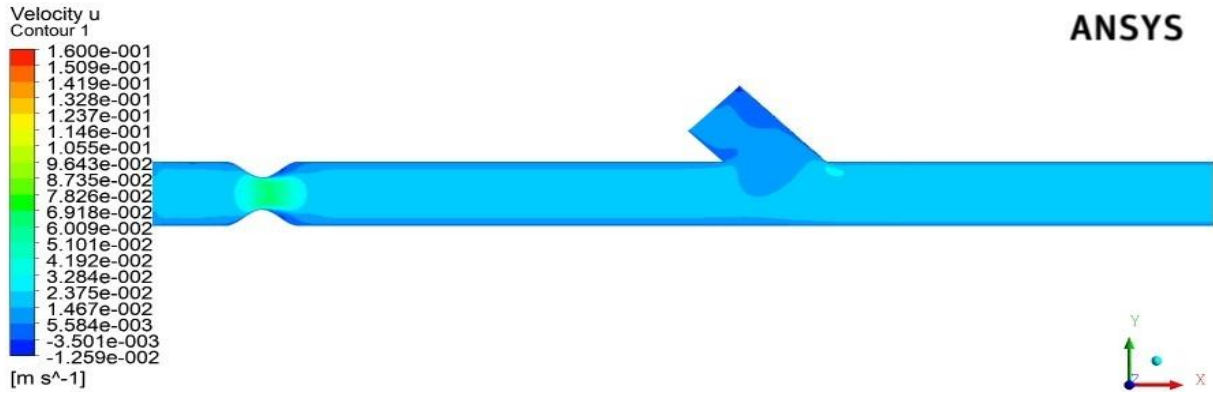
7.2 ΠΑΛΜΙΚΟ ΠΕΔΙΟ ΡΟΗΣ

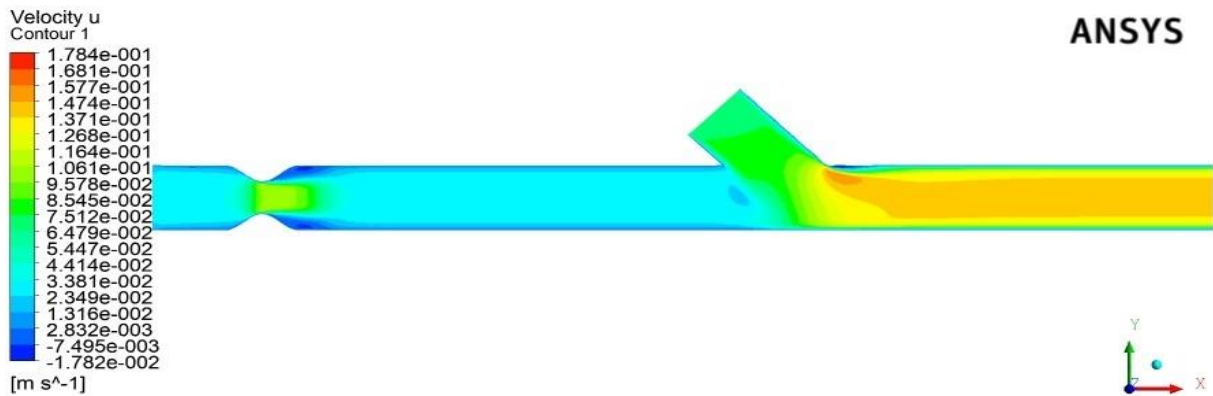
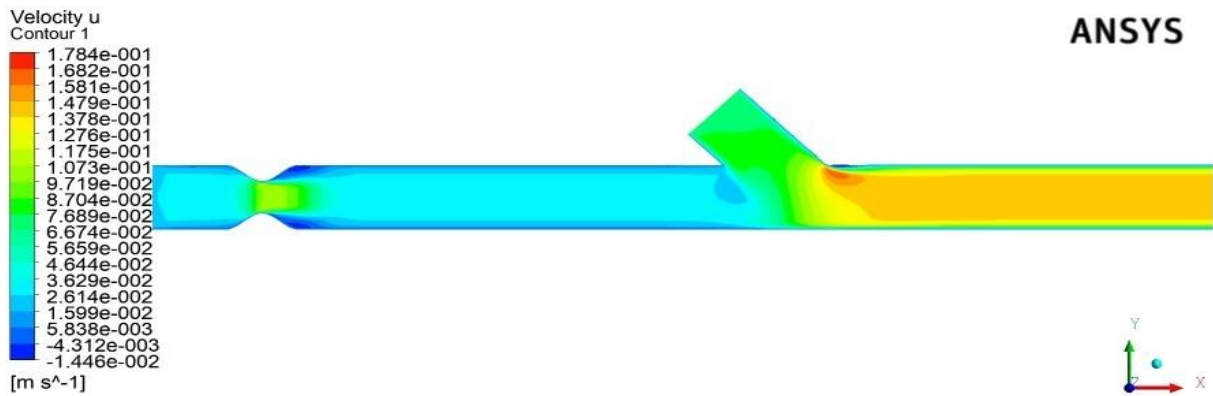
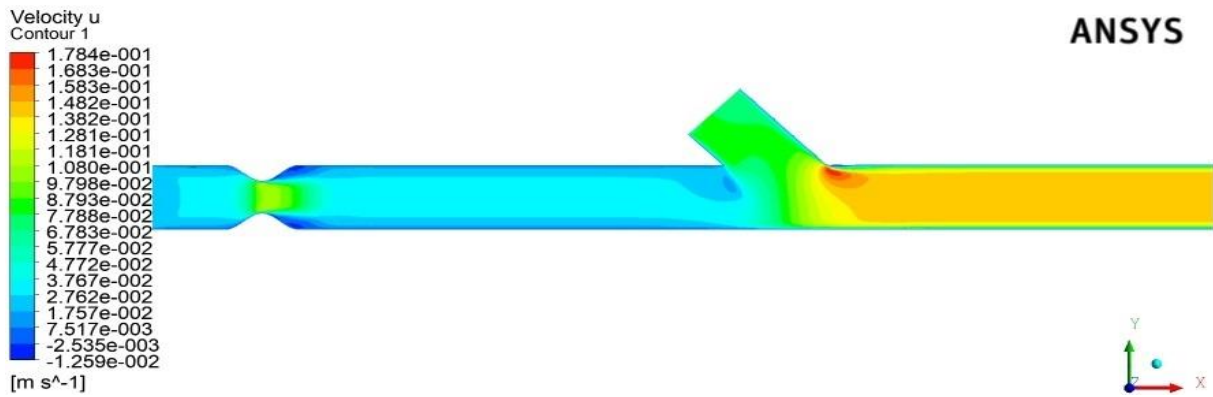
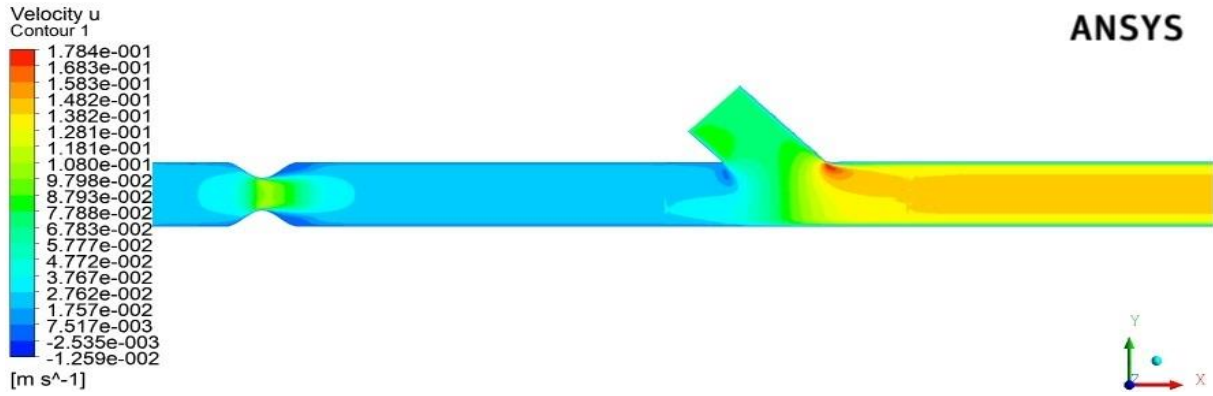
Στην ενότητα αυτή θα παραθέσουμε τα αποτελέσματα της παλμικής ροής για κάθε ένα χρονικό βήμα. Όπως έχουμε αναφέρει το μέγεθος του χρονικού βήματος είναι 0,05 [s] και ο αριθμός των χρονικών βημάτων είναι 20.

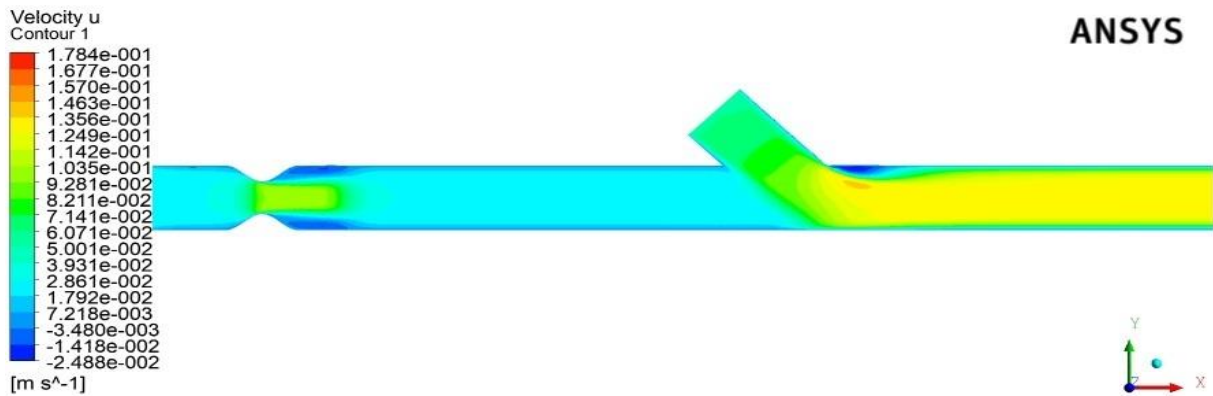
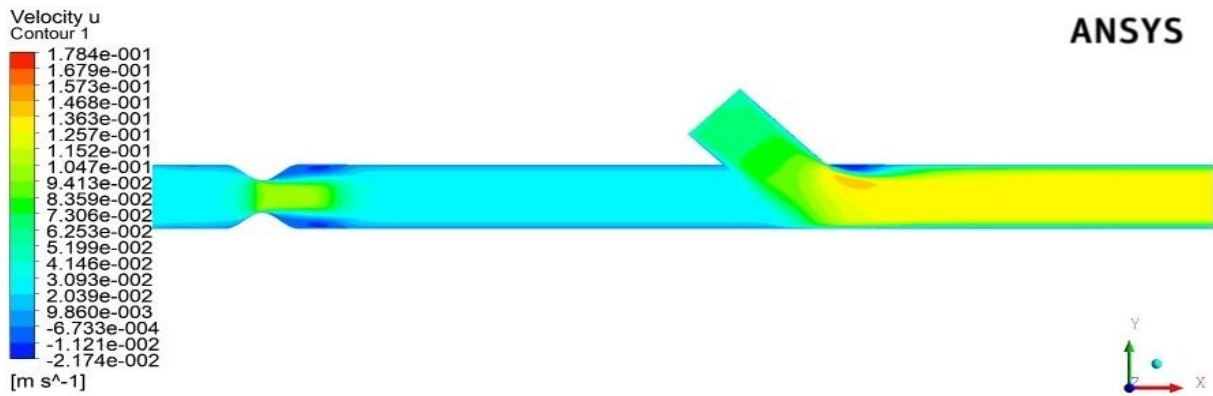
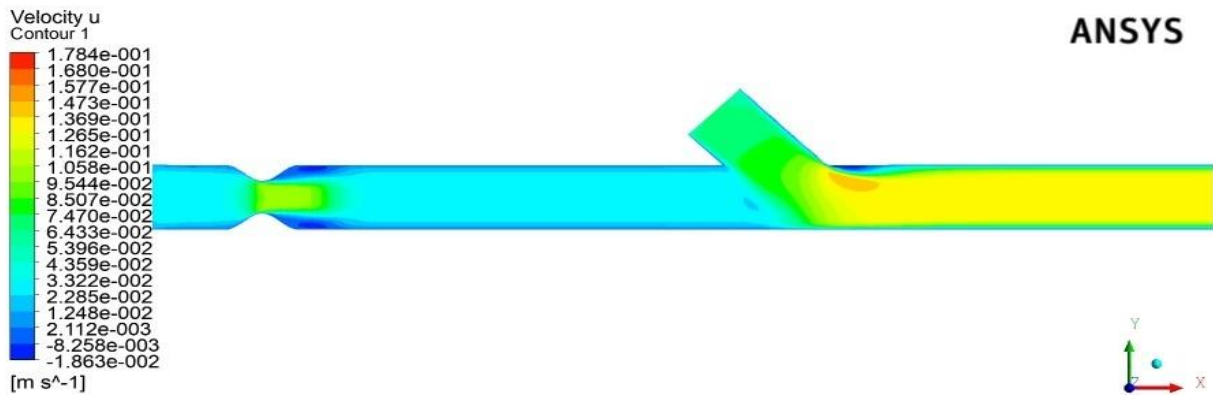
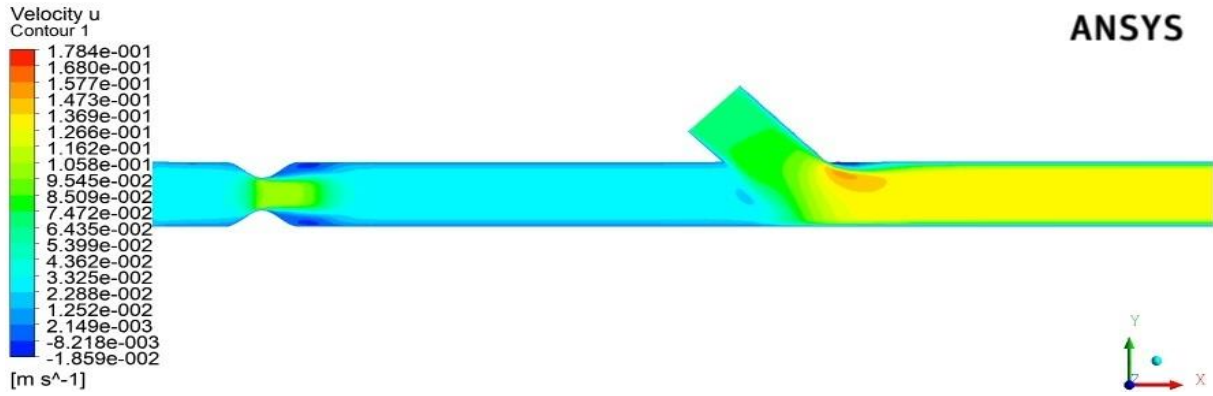
Στις παρακάτω εικόνες θα δούμε τα υπολογιστικά αποτελέσματα των διανυσμάτων ταχύτητας u για κάθε ένα χρονικό βήμα, αρχίζοντας από το 0,05 [s] και τελειώνοντας στο 1 [s].

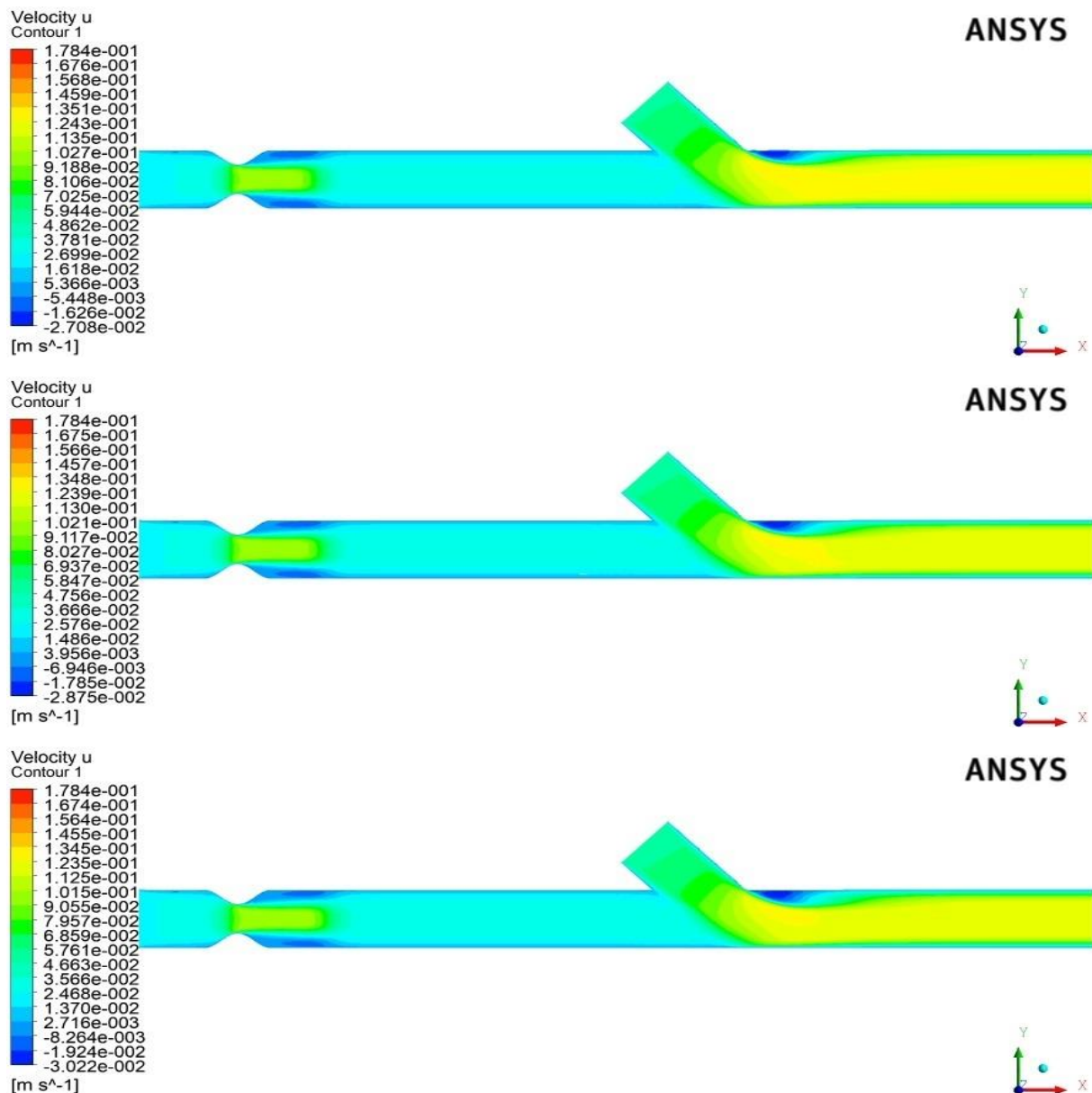












Εικόνα 7.62: Κατανομή διανυσμάτων ταχύτητας u από το $k - \omega$ ροϊκό μοντέλο με κριτήριο σύγκλισης 10^{-4} και αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 50% - 50% για τα 20 χρονικά βήματα

Από τα παραπάνω αποτελέσματα μπορούμε να δούμε πως αναπτύσσεται το ροϊκό πεδίο στη στένωση και στην αναστόμωση κατά την διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Επίσης, μπορούμε να παρατηρήσουμε ότι για έναν καρδιακό παλμό δεν έχουμε μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας μετά την στένωση και μεγάλη ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση. Αρά χρειάζονται αποτελέσματα από περισσότερους καρδιακούς παλμούς για να μπορούμε να διακρίνουμε αυτά τα φαινόμενα.

7.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τα αποτελέσματα που αναφέραμε πιο πάνω συμπεράναμε ότι το βέλτιστο ροϊκό μοντέλο είναι το $k - \omega$, ενώ είδαμε ότι το laminaρ ροϊκό μοντέλο δίνει ποιοτικά υπολογιστικά αποτελέσματα κατά περίπτωση. Αντίθετα με το $k - \epsilon$ RNG ροϊκό μοντέλο ο εξομοιωτής δεν μπόρεσε να αναπαράγει τις πειραματικές οπτικοποιήσεις, όπως αναμενόταν και θεωρητικά.

Υπάρχει ποιοτική συμφωνία μεταξύ υπολογιστικών αποτελεσμάτων και πειραματικών οπτικοποιήσεων.

Παρατηρήσαμε ότι όσο μεγαλύτερη είναι η παροχή που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης τόσο εντονότερη είναι η συστροφή της ροής που δημιουργείται μετά την αναστόμωση.

Εξαγάγαμε χρήσιμα συμπεράσματα για την πιθανή ύπαρξη κίνδυνου ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας με βάση τα αποτελέσματα των διατμητικών τάσεων για κάθε μια από τις τέσσερις περιπτώσεις και συμπεράναμε ότι όσο μειώνεται η ροή του αίματος από την αρτηρία και αυξάνεται από το αγγειακό μόσχευμα, τα επίπεδα διατμητικής τάσης που αναπτύσσονται στο κάτω μέρος της αρτηρίας τείνουν στα φυσιολογικά επίπεδα. Σε όλες τις περιπτώσεις παρατηρήσαμε μη φυσιολογικά επίπεδα διατμητικών τάσεων στο κάτω μέρος της αρτηρίας ($WSS < 1$ [Pa]) που πιθανόν θα οδηγήσουν σε ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας, ενώ μόνο στην τέταρτη περίπτωση με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 0% - 100% παρατηρούμε μια περιοχή στο κάτω μέρος της αρτηρίας με φυσιολογικά επίπεδα διατμητικών τάσεων ($WSS > 1$ [Pa]). Όπως είδαμε και από τα παραπάνω συμπεράσματα, μπορούμε να πούμε ότι η εξομοίωση μπορεί να αποτελέσει έναν οδηγό για τον ιατρό ώστε γνωρίζει τους κινδύνους ανάλογα και με το ιατρικό ιστορικό του εκάστοτε ασθενούς.

Είδαμε πως αναπτύσσεται το ροϊκό πεδίο στην περιοχή της στένωσης και της αναστόμωσης κατά την διάρκεια ενός καρδιακού παλμού με αναλογία παροχών στένωσης/αναστόμωσης 50% - 50% και συμπεράναμε ότι χρειάζονται αποτελέσματα από περισσότερους καρδιακούς παλμούς για να μπορέσουμε να διακρίνουμε τις μεγάλες ζώνες ανακυκλοφορίας μετά την στένωση και την μεγάλη ζώνη αποκόλλησης της ροής μετά την αναστόμωση.

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΒΕΛΤΙΩΣΗ

Στην παρούσα εργασία, υπάρχουν κάποια σημεία που θα μπορούσαν να μελετηθούν σε επόμενες πτυχιακές.

Μια πολύ ενδιαφέρουσα πρόταση είναι να συγκριθούν ποσοτικά τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων για το εκάστοτε ροϊκό μοντέλο που χρησιμοποιήσαμε με τα τις πειραματικές οπτικοποιήσεις.

Επίσης θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί προσομοίωση και των άλλων σεναρίων αναλογιών παροχών στένωσης/αναστόμωσης για την παλμική ροή.

Ακόμα θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί προσομοίωση για την παλμική ροή με περισσότερους καρδιακούς κύκλους.

Τέλος θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί προσομοίωση χρησιμοποιώντας ελαστικά τοιχώματα στην αρτηρία.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- ΕΒ-1. Α. Κατσαμούρης, «Αιμοδυναμική των αγγειακών παθήσεων»
- ΕΒ-2. Δημήτρης Γ. Παπανίκας, Εφαρμοσμένη Ρευστομηχανική, 4^η Έκδοση, Εκδόσεις Media Guru, Πάτρα - Αθήνα 2010
- ΕΒ-3. Daugherty/Franzini/Finnemore, Μηχανική Ρευστών Με Τεχνικές Εφαρμογές, 1^η Έκδοση, Εκδόσεις Fountas, Αθήνα 2007
- ΕΒ-4. Ευάγγελος Πολλάκης, «ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗΣ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ», Πτυχιακή Εργασία, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε., Πάτρα 2016
- ΕΒ-5. Νικόλαος Σακελλαρίδης, «ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ», Διπλωματική Εργασία, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών, Πάτρα 2016
- ΕΒ-6. Εμμανουήλ Αγγελίδης, «Υπολογιστική προσομοίωση της ροής στα στεφανιαία αγγεία βασισμένη σε πραγματικά ανατομικά δεδομένα», Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Αθήνα 2012
- ΕΒ-7. Γεωργιος - Νικολαος Β. Στεργιόπουλος, «Αιμοδυναμική της αρτηριοφλεβικής αναστόμωσης Υπολογιστική προσομοίωση», Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Αθήνα 2007
- ΕΒ-8. Πανωρέα Γ. Μπάκα, «Μοντελοποίηση της ροής του αίματος σε στένωση προκαλούμενη από περιδερση της πνευμονικής αρτηρία», Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Αθήνα 2010

- EB-9. Γεώργιος Μπορονικολός, «ΜΕΛΕΤΗ ΠΑΛΜΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΠΡΟΤΥΠΗ ΑΡΤΗΡΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟΥ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ FLUENT», Πτυχιακή Εργασία, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε., Πάτρα 2015
- EB-10. Ιωάννης Δρούμπαλης, «ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΤΗΣ ΓΩΝΙΑΣ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗΣ ΣΤΟ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟ ΠΕΔΙΟ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ», Πτυχιακή Εργασία, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε., Πάτρα 2018
- EB-11. Γεώργιος Χ. Μπουραντάς, «Επίλυση προβλημάτων Υπολογιστικής Ρευστομηχανικής σε αιμοφόρα αγγεία με ταύτιση λύσεων σε κατανομημένα σημεία (κόμβους) στο πεδίο ροής του με τη μέθοδο της μη πλεγματικής διαμόρφωσης (meshless method)», Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Ιατρικής, Πάτρα 2010
- EB-12. Μιχαήλ Η. Παπαφακλής, «Τρισδιάστατη απεικόνιση αγγείων και αιματικής ροής», Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Τμήμα Ιατρικής, Ιωάννινα 2008
- EB-13. Σημειώσεις Εργαστηρίου Μηχανικής Ρευστών II, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.
- EB-14. Σημειώσεις Θεωρίας Μηχανικής Ρευστών II, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.
- EB-15. Σημειώσεις Εργαστηρίου Εξομοίωσης Ενεργειακών Συστημάτων, Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα Δυτικής Ελλάδας, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε.
- EB-16. Σημειώσεις Εργαστηρίου Φυσιολογίας, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Ιατρικής
- EB-17. Σημειώσεις Εργαστηρίου Μηχανικής Των Ρευστών Και Εφαρμογών Αυτής, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών

ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- ΞB-1. David C. Wilcox, Turbulence Modeling for CFD, 3rd edition, DCW Industries, California 2006
- ΞB-2. Stephen B. Pope, Turbulent Flows, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 2000

- ΞB-3. Ansys Fluent 16.0 Theory Guide
- ΞB-4. Farzan Ghalichi, Xiaoyan Deng, Alain De Champlain, Yvan Douville, Martin King and Robert Guidoin, «Low Reynolds number turbulence modeling of blood flow in arterial stenosis», *Biorheology*, 1998
- ΞB-5. Danny Bluestein, Carlos Gutierrez, Mateo Londono and Richard T. Schoepfoerster, «Vortex Shedding in Steady Flow Through a Model of an Arterial Stenosis and Its Relevance to Mural Platelet Deposition», *Annals of Biomedical Engineering*, 1999
- ΞB-6. C. Bertolotti, V. Deplano, «Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass», *Journal of Biomechanics*, 1999
- ΞB-7. C. Bertolotti, V. Deplano, J. Fuseri, P. Dupouy, «Numerical and experimental models of post-operative realistic flows in stenosed coronary bypasses», *Journal of Biomechanics*, 2001
- ΞB-8. Sonu S. Varghese, Steven H. Frankel, «Numerical Modeling of Pulsatile Turbulent Flow in Stenotic Vessels», *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003
- ΞB-9. Leok Poh Chua, Junmei Zhang, Tongming Zhou, «Numerical study of a complete anastomosis model for the coronary artery bypass», *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 2005
- ΞB-10. J. Banks, N. W. Bressloff, «Turbulence Modeling in Three-Dimensional Stenosed Arterial Bifurcations», *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007
- ΞB-11. Francis Loth, Paul F. Fischer and Hisham S. Bassiouny, «Blood Flow in End-to-Side Anastomoses», *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2008
- ΞB-12. Jan Vimmr, Alena Jonášová, Ondřej Bublík, «Effects of three geometrical parameters on pulsatile blood flow in complete idealised coronary bypasses», 2012
- ΞB-13. Guiying Liu, Jianhuang Wu, Dhanjoo N. Ghista, Wenhua Huang, Kelvin K. L. Wong, «Hemodynamic characterization of transient blood flow in right coronary arteries with varying curvature and side-branch bifurcation angles», *Computers in Biology and Medicine*, 2015
- ΞB-14. Koji Kawahito, Naoyuki Kimura, Kenji Komiya, Masanori Nakamura and Yoshio Misawa, «Blood flow competition after aortic valve bypass an evaluation using computational fluid dynamics», Oxford University Press, 2016

- ΞB-15. F. Loth, S. A. Jones, C. K. Zarins, D. P. Giddens, R. F. Nassar, S. Glagov and H. S. Bassiouny, «Relative Contribution of Wall Shear Stress and Injury in Experimental Intimal Thickening at PTFE End-to-Side Arterial Anastomoses», *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002
- ΞB-16. H. S. Bassiouny, S. White, S. Glagov, E. Choi, D. P. Giddens, C. K. Zarins, «Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced», *J Vasc Surg*, 1992
- ΞB-17. P. W. Longest, C. Kleinstreuer, «Computational hemodynamics analysis and comparison study of arterio-venous grafts», *J Med Eng Technol*, 2000
- ΞB-18. J. R. Buchanan, C. Kleinstreuer, S. Hyun and G. A. Truskey, «Hemodynamics simulation and identification of susceptible sites of atherosclerotic lesion formation in a model abdominal aorta», *J Biomech*, 2003
- ΞB-19. V. Echave, A. R. Koornick, M. Haimov, J. H. Jacobson, «Intimal hyperplasia as a complication of the use of the polytetrafluoroethylene graft for femoral-popliteal bypass», *Surgery*, 1979
- ΞB-20. T. R. Kohler, T. R. Kirkman, L. W. Kraiss, B. K. Zierler, A. W. Clowes, «Increased blood flow inhibits neointimal hyperplasia in endothelialized vascular grafts», *Circ. Res.*, 1991
- ΞB-21. F. W. LoGerfo, W. C. Quist, M. D. Nowak, H. M. Crawshaw, C. C. Haudenschild, «Downstream anastomotic hyperplasia. A mechanism of failure in dacron arterial grafts», *Ann. Surg.*, 1983
- ΞB-22. M. F. Fillinger, E. R. Reinitz, R. A. Schwartz, D. E. Resetarits, A. M. Paskanik, «Graft geometry and venous intimal-medial hyperplasia in arteriovenous loop grafts», *J. Vasc. Surg.*, 1990
- ΞB-23. S. Giordana, S. J. Sherwin, J. Peiro, D. J. Doorly, G. S. Crane, «Local and global geometric influence on steady flow in distal anastomoses of peripheral bypass grafts», *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005
- ΞB-24. R. S. Keynton, M. M. Evancho, R. L. Sims, N. V. Rodway, A. Gobin, S. E. Rittgers, «Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study», *J. Biomech. Eng.*, 2001
- ΞB-25. S. E. Rittgers, P. E. Karayannacos, J. F. Guy, R. M. Nerem, G. M. Shaw, «Velocity distribution and intimal proliferation in autologous vein graft in dogs» *Circulation*, 1978

- ΞB-26. V. S. Sottiurai, J. S. Yao, R. C. Batson, S. L. Sue, R. Jones, Y. A. Nakamura, «Distal anastomotic intimal hyperplasia: histopathologic character and biogenesis», *Ann. Vasc. Surg.*, 1989
- ΞB-27. A. Kamiya, T. Togawa, «Adaptive regulation of wall shear stress to flow change in the canine carotid artery», *Am. J. Physiol.*, 1980
- ΞB-28. R. S. Keynton, S. E. Rittgers, M. C. S. Shu, «The effect of angle and flow rate upon hemodynamics in distal vascular graft anastomoses: an in vitro model study», *J. Biomech. Eng.*, 1991
- ΞB-29. A. K. Politis, G. P. Stavropoulos, M. N. Christolis, P. G. Panagopoulos, N. S. Vlachos, N. C. Markatos, «Numerical modeling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Steady state simulations», *Journal of Biomechanics*, 2007
- ΞB-30. Y. Sui, B. Ma and Alike Qiao, «Optimization of Anastomotic Configuration in CABG Surgery», 7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, 2008
- ΞB-31. A. K. Politis, G. P. Stavropoulos, M. N. Christolis, P. G. Panagopoulos, N. S. Vlachos, N. C. Markatos, «Numerical modelling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Transient flow», *Journal of Biomechanics*, 2008
- ΞB-32. E. Shaik, K. A. Hoffmann, J. F. Dietiker, «Numerical simulations of pulsatile non-Newtonian flow in an end-to-side anastomosis model», *Simulation Modelling Practice and Theory*, 2008
- ΞB-33. T. Asakura and T. Karino, «Flow patterns and spatial distribution of atherosclerotic lesions in human coronary arteries», *Circulation Research*, 1990
- ΞB-34. M. Friedman, G. Hutchins, C. Barger, O. Deters and F. Mark, «Correlation between intimal thickness and fluid shear in human arteries», *Atherosclerosis*, 1981
- ΞB-35. C. Zarins, D. Giddens, B. Bharadvaj, V. Sottiurai, R. Mabon and S. Glagov, «Carotid bifurcation atherosclerosis. quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress», *Circulation Research*, 1983
- ΞB-36. M. DeBakey, G. Lawrie and D. Glaeser, «Patterns of atherosclerosis and their surgical significance», *Annals of Surgery*, 1985
- ΞB-37. M. A. Gimbrone, J. Topper, T. Nagel, K. Anderson and G. Garcia-Cardena, «Endothelial dysfunction, hemodynamic forces, and atherogenesis» *Ann. NY. Acad. Sci.*, 2000

- ΞB-38. D. N. Ku, D. P. Giddens, C. K. Zarins and S. Glagov, «Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress», *Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology*, 1985
- ΞB-39. M. H. Friedman, O. J. Deters, F. F. Mark, C. Brent Barger and G. M. Hutchins, «Arterial geometry affects hemodynamics : A potential risk factor for atherosclerosis», *Atherosclerosis*, 1983
- ΞB-40. J. B. Thomas, L. Antiga, S. L. Che, J. S. Milner, D. A. Hangan Steinman, J. D. Spence, B. K. Rutt and D. A. Steinman, «Variation in the carotid bifurcation geometry of young versus older adults: Implications for geometric risk of atherosclerosis», *Stroke*, 2005
- ΞB-41. A. M. Malek, S. L. Alper and S. Izumo, «Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis», *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 1999
- ΞB-42. O. Traub and B. C. Berk, «Laminar shear stress: Mechanisms by which endothelial cells transduce an atheroprotective force», *Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology*, 1998
- ΞB-43. X. M. Li, S. E. Rittgers, «Hemodynamic factors at the distal end-to-side anastomosis of a bypass graft with different POS:DOS flow ratios», *J. Biomech. Eng.*, 2001
- ΞB-44. C. J. Bates, D. M. O'Doherty, D. Williams, «Flow instabilities in a graft anastomosis: a study of the instantaneous velocity fields», *Proc. Inst. Mech. Eng. H. J. Eng. Med.*, 2001
- ΞB-45. N. DePaola, Jr. M. A. Gimbrone, P. F. Davies, Jr. C. F. Dewey, «Vascular endothelium responds to fluid shear stress gradients», *Arterioscler Thromb*, 1992
- ΞB-46. M. Lei, C. Kleinstreuer, G. A. Truskey, «Numerical investigation and prediction of atherogenic sites in branching arteries», *J. Biomech. Eng.*, 1995
- ΞB-47. M. Lei, C. Kleinstreuer, G. A. Truskey, «A focal stress gradient-dependent mass transfer mechanism for atherogenesis in branching arteries», *Med. Eng. Phys.*, 1996
- ΞB-48. W. D. Lakin, S. A. Stevens, W. Goetz, «A Differentiable, Periodic Function for Pulsatile Cardiac Output Based on Heart Rate and Stroke Volume», *Mathematical Biosciences*, 2002

ΞB-49. N. A. Buchmann, «Development of Particle Image Velocimetry for In Vitro Studies of Arterial Hemodynamics», PhD. Thesis, University of Canterbury, Department of Mechanical Engineering, New Zealand 2010

ΙΣΤΟΣΕΛΙΔΕΣ

- I-1. <http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.html>
- I-2. <http://www.incardiology.gr/kardia/aggeia.html>
- I-3. www.el.wikipedia.org
- I-4. <http://blogs.sch.gr/chelseafc/2016/02/22/>
- I-5. <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9A%CE%B1%CF%81%CE%B4%CE%B9%CE%AC>
- I-6. https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%91%CE%AF%CE%BC%CE%B1,_P._Vasiliadis
- I-7. <http://www.bestrong.org.gr/el/health/healthinfo/cardiovasculardeases/>
- I-8. <http://www.iatronet.gr/ygeia/kardiologia/article/10420/artirosklirynsi-kai-athirosklirwsi-poia-einai-i-diafora.html>
- I-9. <https://el.wikipedia.org/wiki/Ανεύρυσμα>
- I-10. http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/athirektomi.html
- I-11. <http://www.hcs.gr/stefaniaia-nosos.aspx>
- I-12. http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/pc_ptca.html
- I-13. http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/pc_cabg.html
- I-14. <http://www.chemeng.ntua.gr/courses/fueltech/files/Kinematic%20Viscosity.pdf>
- I-15. <https://www.cfd-online.com/>
- I-16. http://www.pinsdaddy.com/vascular-anastomosis-technique_cGNLQR0UviXlowOghDjEmOm4z5EKbC6UT1P32HIEHZ4/
- I-17. <http://www.onmed.gr/images/lanouarios/athe1.jpg>

- I-18. <http://www.dr-tsekouras.gr/aneyryσμα-thorakikis-aortis>
- I-19. http://www.incardiology.gr/pathiseis_stefaniaia/pc_stent.html
- I-20. <http://aerospaceengineeringblog.com>
- I-21. <https://opencourses.uoc.gr/courses/course/view.php?id=241>
- I-22. https://en.wikipedia.org/wiki/Types_of_mesh