

## ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΔΙΕΡΕΥΝΗΣΗ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΑΠΟΦΡΑΓΜΕΝΗΣ ΑΡΤΗΡΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗ

Π. Παρίσσης<sup>1</sup>, Α. Καλαράκης<sup>1</sup>, Α. Ρωμαίος<sup>1</sup>, Α. Γιανναδάκης<sup>1</sup>, Ι.Α. Καλογήρου<sup>1</sup>, Κ. Περράκης<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών ΤΕ, ΤΕΙ Δυτικής Ελλάδας, [a.kalarakis@teiwest.gr](mailto:a.kalarakis@teiwest.gr)

<sup>2</sup>Εργαστήριο Τεχνικής Θερμοδυναμικής, Τμ. Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών Μηχανικών,  
Πανεπιστήμιο Πατρών

### ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα ερευνητική εργασία μελετήθηκε, μέσω υπολογιστικής προσομοίωσης, το αιμοδυναμικό πεδίο αποφραγμένης αρτηρίας με αναστόμωση. Η αναστόμωση ήταν τύπου end to side με γωνία 45°. Για την επίτευξη της υπολογιστικής μελέτης δημιουργήθηκε τρισδιάστατη (3D) γεωμετρία στα πρότυπα πειραματικής διάταξης, με χρήση του σχεδιαστικού προγράμματος SolidWorks. Με βάση την τρισδιάστατη γεωμετρία, δημιουργήθηκε τρισδιάστατο (3D) υπολογιστικό πλέγμα που αποτελούνταν από εξάεδρα και τετράεδρα στοιχεία. Η υπολογιστική μελέτη του ροϊκού πεδίου έγινε με τη χρήση του εμπορικού κώδικα ANSYS Fluent. Μελετήθηκαν τέσσερα ροϊκά μοντέλα, ένα στρωτής ροής (laminar), και τρία τυρβώδους ροής, (k-ε, k-ω και k-ω SST), τα αποτελέσματα των οποίων συγκρίθηκαν ποιοτικά με πειραματικές οπτικοποιήσεις καταλήγοντας έτσι στο ροϊκό μοντέλο k-ω, όπου φαίνεται να ανταποκρίνεται καλύτερα στα ροϊκά χαρακτηριστικά. Τέλος, με βάση τα υπολογιστικά αποτελέσματα των διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα του αγγείου, εξήχθησαν χρήσιμα συμπεράσματα για την ανάπτυξη του ροϊκού πεδίου και την πιθανή επίδρασή του στην μετεγχειρητική πορεία τέτοιων επεμβάσεων.

**Λέξεις Κλειδιά:** Στένωση, Αναστόμωση, Αιμοδυναμική, Υπολογιστικό πλέγμα, ροϊκά μοντέλα, CFD ανάλυση

### 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στην περίπτωση όπου μια αρτηρία υποστεί στένωση, έχουν αναπτυχθεί κάποιες τεχνικές χειρουργικής αντιμετώπισης του εν λόγω προβλήματος. 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 η μη φυσιολογική διαμόρφωση του αιμοδυναμικού πεδίου στην περιοχή της αναστόμωσης (Longest & Kleinstreuer 2000). 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.

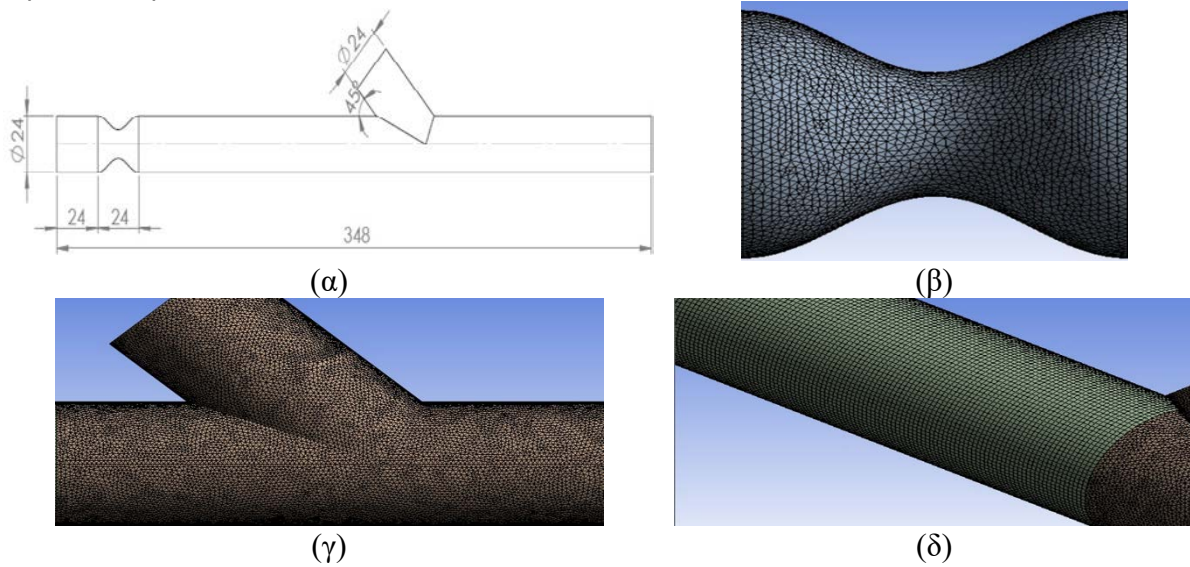
Εστιάζοντας στη μελέτη του αιμοδυναμικού πεδίου, προκύπτουν αρκετές παράμετροι οι οποίες σχετίζονται κυρίως με την επίδραση της γεωμετρίας αναστόμωσης και φαίνεται να παίζουν σημαντικό ρόλο στη μακροχρόνια διαμόρφωση του μοσχεύματος. Οι δυνάμεις που αναπτύσσονται στο αιμοδυναμικό πεδίο επηρεάζουν την αναμόρφωση των αιμοφόρων αγγείων (Ku 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 & Togawa 1980).

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, ζωνών ανακυκλοφορίας καθώς και στάσιμων περιοχών (ζώνες με μεγάλο χρόνο παραμονής σωματιδίων), η αλληλεπίδραση των οποίων σχετίζεται με την ανάπτυξη της υπενδοθηλιακής υπερπλασίας (Kalogirou et al. 2016, Romeos et al. 2015, Giannadakis et al. 2011). 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), 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.

## 2. ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ & ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΟ ΠΛΕΓΜΑ

Στο σχήμα 1 παρουσιάζεται το υπολογιστικό πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε για την προσομοίωση της αποφραγμένης αρτηρίας με αναστόμωση. Στο ίδιο σχήμα παρουσιάζονται λεπτομέρειες των κελιών του πλέγματος το οποίο αποτελείται από τετράεδρα και εξάεδρα στοιχεία. Το μοντέλο της αρτηρίας έχει εσωτερική διάμετρο  $D=24$  mm και απόφραξη 75% (12 mm εσωτερική διάμετρος στένωσης), ενώ η γωνία αναστόμωσης είναι  $45^\circ$ . Το υπολογιστικό πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε αποτελούνταν από 2.453.817 (εξάεδρα και τετράεδρα) στοιχεία και 1.228.433 κόμβους. Για να γίνει η επιλογή του υπολογιστικού πλέγματος δημιουργήθηκαν 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 πίνακα 1. Χαρακτηριστικά αποτελέσματα από τα διαφορετικά πλέγματα που χρησιμοποιήθηκαν, παρουσιάζονται στο σχήμα 2. Στο παραπάνω σχήμα, παρουσιάζονται κατανομές της διαμήκουσ συνιστώσας της ταχύτητας,  $U$ , σε διάφορες αποστάσεις από το κέντρο της στένωσης ( $0.5D$ ,  $8D$ ). Οι κατανομές περνούν από τον κεντρικό κάθετο άξονα της ροής. Τα

αποτελέσματα των διακριτοποιήσεων 3 και 4 (πλέγμα 3 & 4), φαίνεται πως ανταποκρίνονται καλύτερα στην ανάλυση.

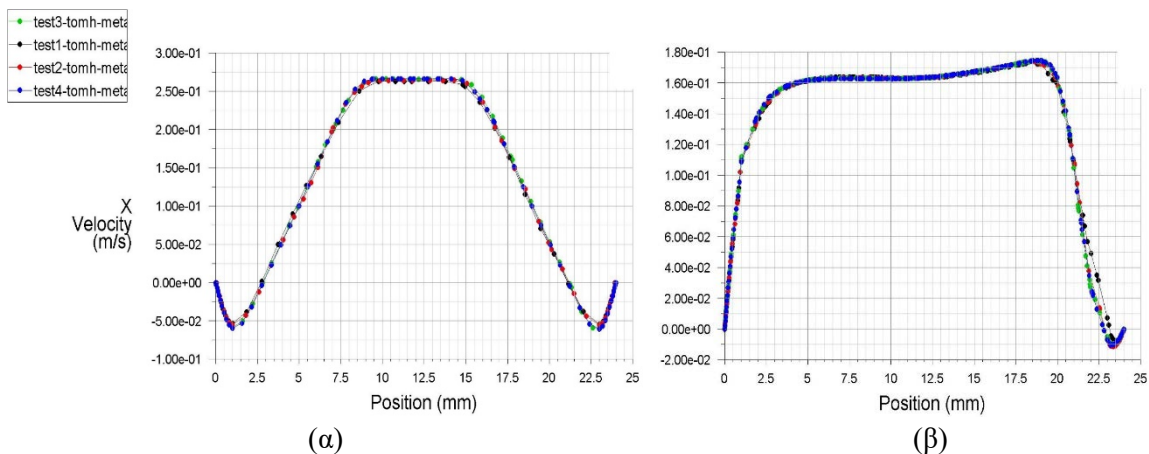


**Σχήμα 1.** (α) σκαρίφημα γεωμετρίας αποφραγμένης αρτηρίας με αναστόμωση, (β) και (γ) τμήματα πλέγματος με τετράεδρα στοιχεία, (δ) τμήμα πλέγματος με εξάεδρα στοιχεία

**Πίνακας 1.** Τα πλέγματα και το μέγεθος των στοιχείων από τα οποία αποτελούνται

Πλέγματα	Αρ. Στοιχείων	Αρ. Κόμβων	Μέγεθος Στοιχείων στην Αρτηρία [mm]	Μέγεθος Στοιχείων στη Στένωση [mm]	Μέγεθος Στοιχείων στην Αναστομωση [mm]
Πλέγμα 1 <sup>ο</sup>	$7,65 \cdot 10^5$	$4,28 \cdot 10^5$	1,0	1,00	1,00
Πλέγμα 2 <sup>ο</sup>	$1,15 \cdot 10^6$	$5,81 \cdot 10^5$	1,0	0,85	0,85
Πλέγμα 3 <sup>ο</sup>	$2,45 \cdot 10^6$	$1,23 \cdot 10^6$	0,7	0,65	0,65
Πλέγμα 4 <sup>ο</sup>	$3,17 \cdot 10^6$	$1,63 \cdot 10^6$	0,6	0,60	0,60

Οι προσομοιώσεις για την σύγκριση των υπολογιστικών πλεγμάτων έγιναν για συνθήκες μόνιμης ροής με παροχή  $Q = 220 \text{ l/h}$  και ποσοστό παροχών Στένωσης/Αναστομωσης (47 - 53)%, ενώ το ροϊκό μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε ήταν το  $k - \epsilon$  RNG. Σε όλες τις αναλύσεις το κριτήριο σύγκλισης των εξισώσεων ήταν μικρότερο του  $10^{-4}$ . Για την τελική υπολογιστική διερεύνηση, επιλέχθηκε το 3<sup>ο</sup> πλέγμα έναντι του 4<sup>ου</sup>, καθώς οδηγεί σε ταχύτερη σύγκλιση και απαιτεί μικρότερη υπολογιστική ισχύ, δίνοντας την ίδια ακρίβεια στα αποτελέσματα.



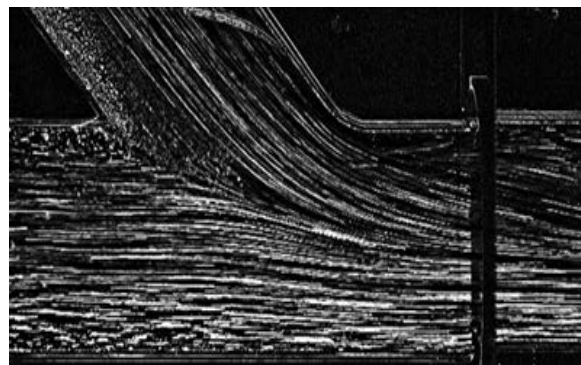
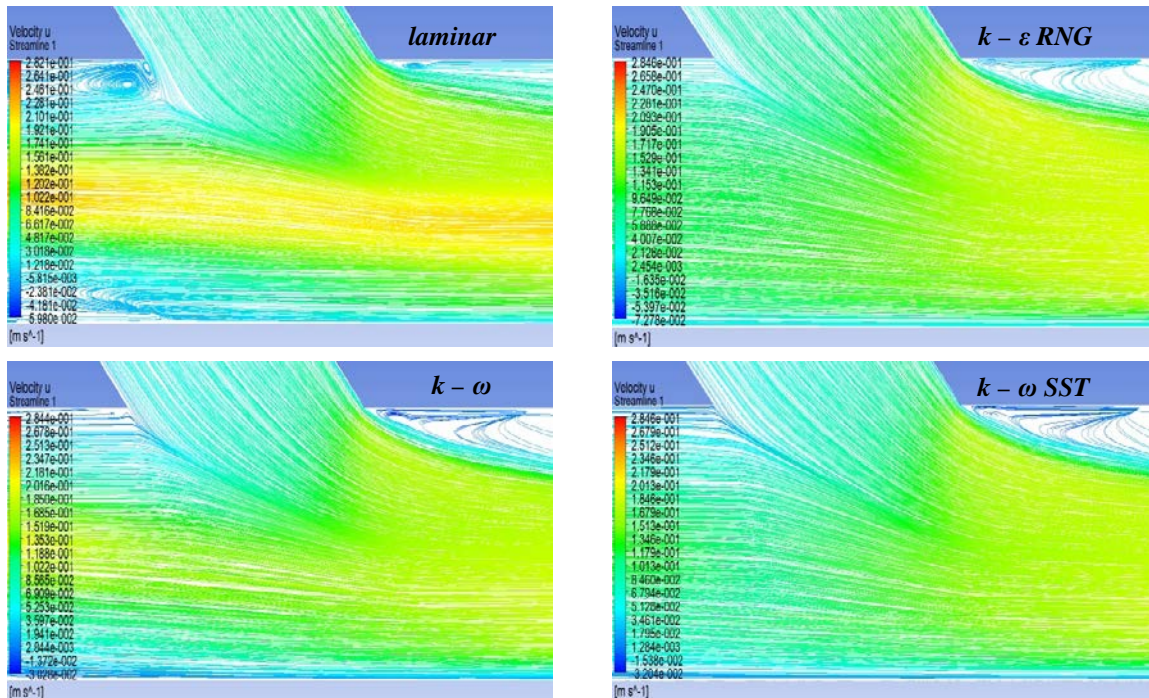
**Σχήμα 2.** Προφίλ x-ταχυτήτων σε τομή (α): 0.5D μετά τη στένωση, (β): 8.0D μετά τη στένωση

### 3. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

#### 3.1 Ποιοτική Σύγκριση Ροϊκών Μοντελών

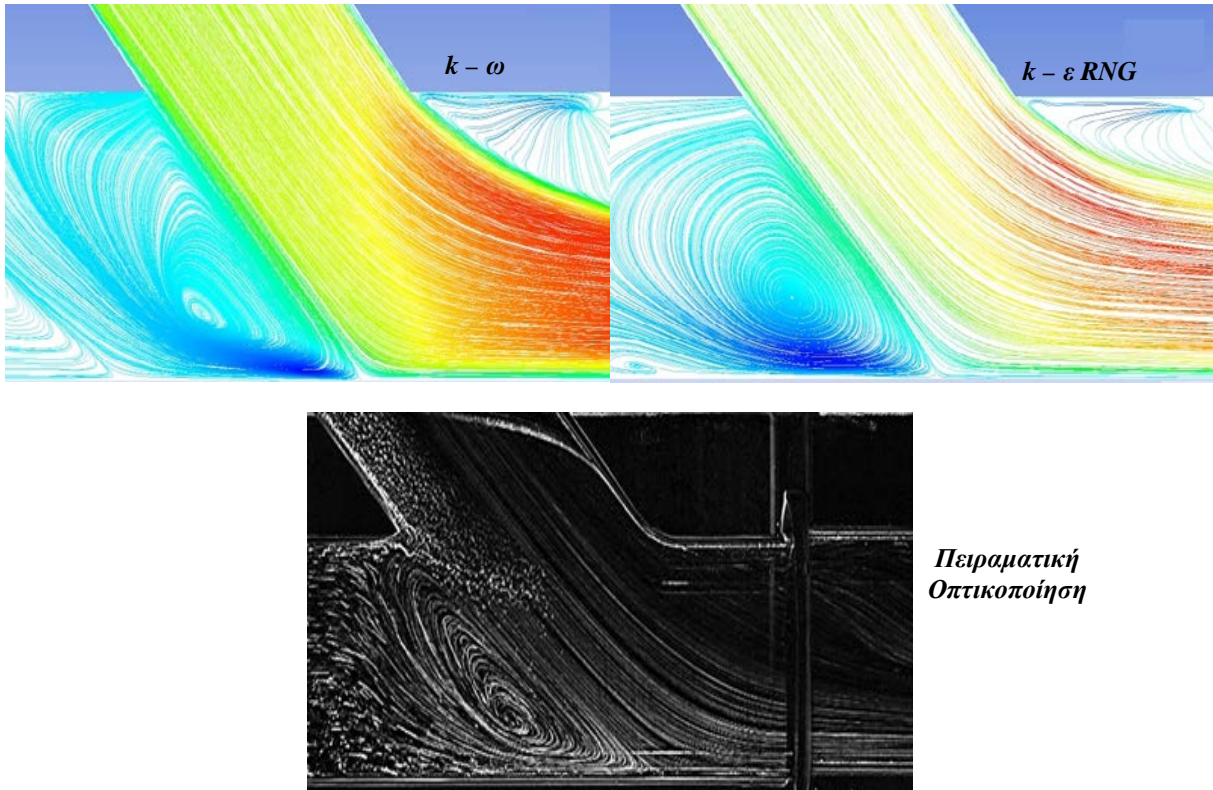
Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας μελετήθηκαν τέσσερις λόγοι παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης και συγκεκριμένα, 47%-53%, 30%-70%, 85%-15% και 0%-100%. Στα παρακάτω σχήματα (Σχήμα 3, 4) παρουσιάζονται, με τη μορφή ισοϋψών κατανομών, η διαμήκης συνιστώσα της ταχύτητας σε συνδυασμό με τις ροϊκές γραμμές του πεδίου, για όλα τα ροϊκά μοντέλα (laminar, k-ε RNG, k-ω και k-ω SST) σε συνθήκες μόνιμης ροής για παροχή  $Q = 220 \text{ lt/h}$  και λόγους παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 47%-53% και 0%-100%. Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης συγκρίνονται με αυτά από πειραματική οπτικοποίηση, η οποία πραγματοποιήθηκε σε αντίστοιχο μοντέλο (Kalogirou et. al. 2016, Romeos et al. 2015).

Η σύγκριση των υπολογιστικών προσομοιώσεων με την οπτικοποίηση, έδειξε ότι το ροϊκό μοντέλο k-ε RNG δεν ανταποκρίνεται ικανοποιητικά σε καμία εκ των τεσσάρων υπό μελέτη περιπτώσεων, με χαρακτηριστικό παράδειγμα την περίπτωση με ποσοστό παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 0%-100%, όπου η ζώνη ανακυκλοφορίας δεν έχει καμία ποιοτική συμφωνία με την πειραματική οπτικοποίηση. Για το στρωτό ροϊκό μοντέλο (laminar) συμπεραίνεται ότι τα υπολογιστικά αποτελέσματα είναι αποδεκτά κατά περίπτωση. Συγκεκριμένα στον λόγο παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 47%-53% δεν ανταποκρίθηκε ικανοποιητικά, ενώ στους υπόλοιπους λόγους, τα αποτελέσματα ήταν αποδεκτά.



Πειραματική Οπτικοποίηση

Σχήμα 3. Ποιοτική σύγκριση ροϊκών μοντελών για ποσοστό παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 47%-53%



**Σχήμα 4.** Ποιοτική σύγκριση ροϊκών μοντέλων για ποσοστό παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 0%-100%

Τα αποτελέσματα της προσομοίωσης για το ροϊκό μοντέλο  $k - \omega$  φαίνεται να παρουσιάζουν την καλύτερη συσχέτιση με αυτά από την πειραματική οπτικοποίηση για όλες τις περιπτώσεις που μελετήθηκαν. Η επιλογή του συγκεκριμένου ροϊκού μοντέλου υποστηρίζεται και από τη διεθνή βιβλιογραφία (Ghalichi et al. 1998, Frankel & Varghese 2003, Skouras et al. 2015), ως μία αξιόπιστη επιλογή για την επίλυση ροϊκών πεδίων με έντονα φαινόμενα ανακυκλοφορίας.

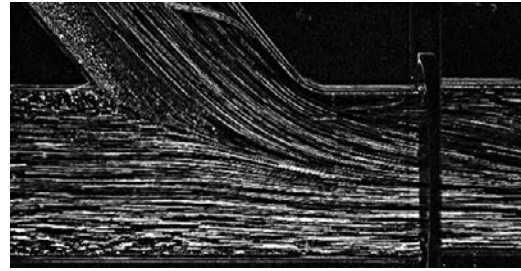
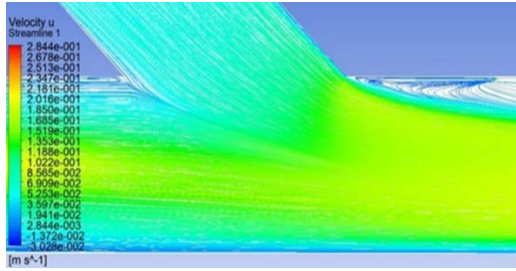
Τέλος, για το ροϊκό μοντέλο  $k-\omega$  SST τα υπολογιστικά αποτελέσματα, στις περιπτώσεις που προσομοιώθηκαν, είναι αποδεκτά και ποιοτικά ταυτίζονται με τις πειραματικές οπτικοποιήσεις. Επιπλέον τα υπολογιστικά αποτελέσματα του συγκεκριμένου ροϊκού μοντέλου είναι ταυτόσημα με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που προέκυψαν με την χρήση του  $k - \omega$  ροϊκού μοντέλου. Κατά συνέπεια και τα δύο ροϊκά  $k-\omega$  μοντέλα κρίνονται αξιόπιστα και κατάλληλα για την προσομοίωση των υπό μελέτη περιπτώσεων ροών.

### 3.2 Αποτελέσματα Υπολογιστικής Προσομοίωσης – Πεδίο Ταχυτήτων

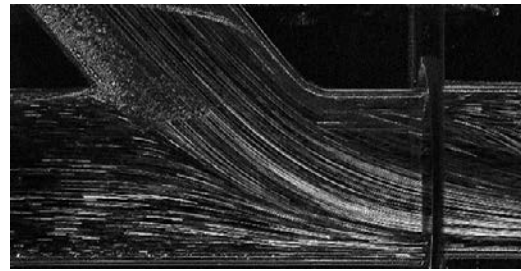
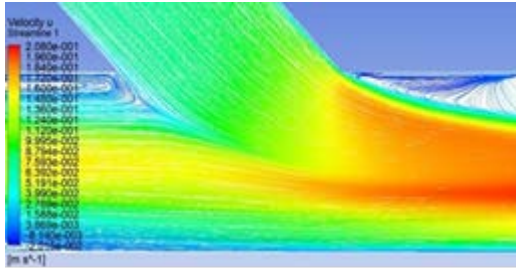
Στο σχήμα 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της διαμήκουσ συνιστώσας της ταχύτητας, ( $u$ ), από την υπολογιστική μελέτη για το ροϊκό μοντέλο  $k-\omega$ . Σε όλες τις προσομοιώσεις το κριτήριο σύγκλισης των εξισώσεων επιλέχθηκε να έχει ακρίβεια κατ' ελάχιστο  $10^{-6}$ .

Στα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρείται ότι μετά την αναστόμωση δημιουργείται μια ζώνη αποκόλλησης της ροής η οποία φαίνεται να μεγαλώνει όσο αυξάνεται η ροή από το αγγείο αναστόμωσης. Επίσης στην περίπτωση με ποσοστό παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης 0% - 100% παρατηρείται μια μεγάλη ζώνη ανακυκλοφορίας πριν την αναστόμωση.

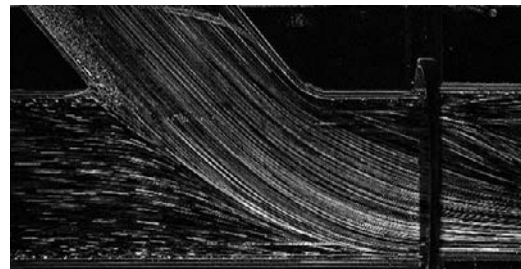
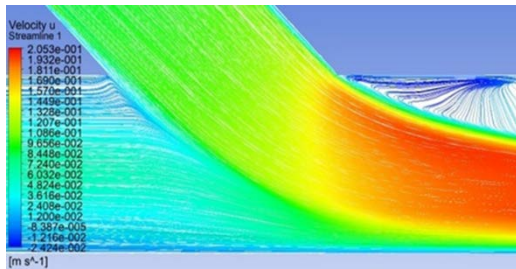
47% - 53%



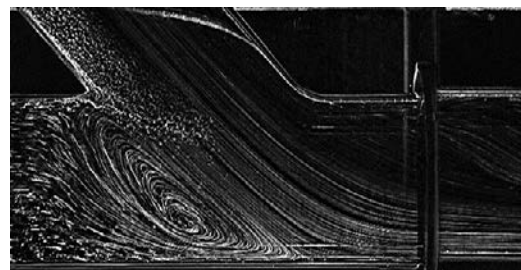
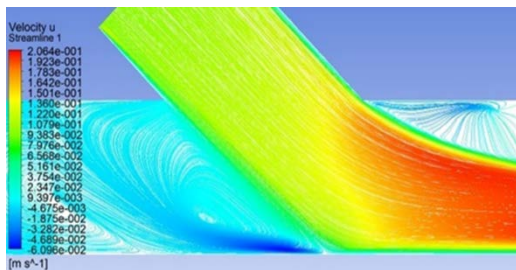
30% - 70%



15% - 85%



0% - 100%

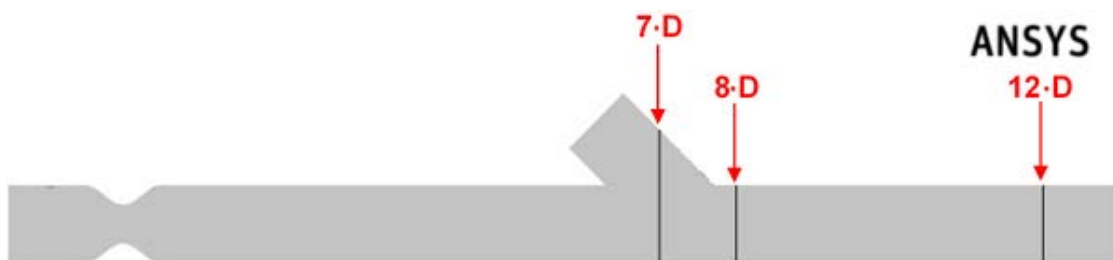


(α)

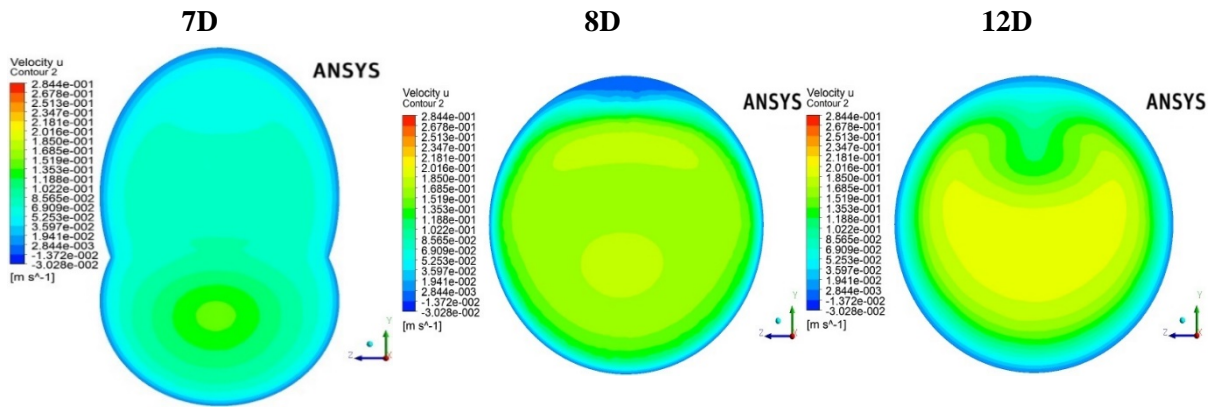
(β)

**Σχήμα 5.** (α) Υπολογιστικά αποτελέσματα της διαμήκουσ συνιστώσας της ταχύτητας, (β) πειραματικά αποτελέσματα οπτικοποίησης της ροής

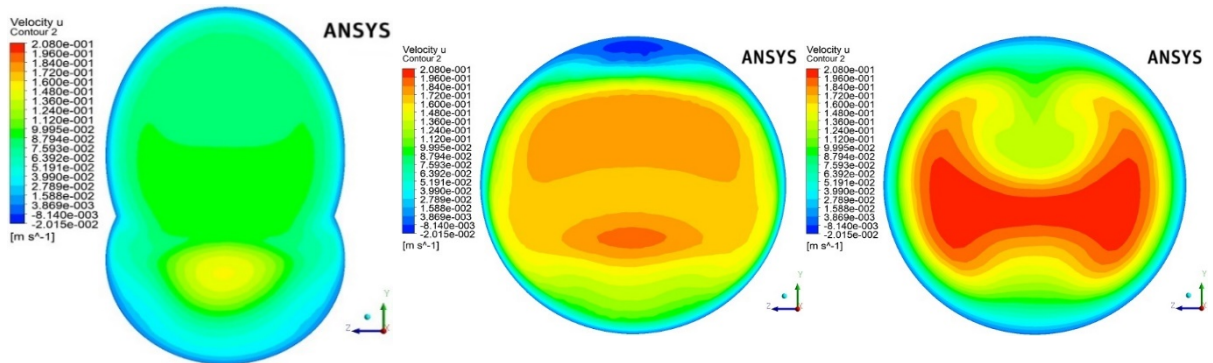
Στο σχήμα 7 παρουσιάζονται τα υπολογιστικά αποτελέσματα των κατανομών της διαμήκουσ συνιστώσας της ταχύτητας σε εγκάρσιες τομές κατά μήκος της διεύθυνσης της ροής (7D, 8D και 12D) για όλες τις περιπτώσεις με διαφορετικούς λόγους παροχών Στένωσης/Αναστόμωσης. Στο σχήμα 6 φαίνονται οι θέσεις παρουσίασης των αποτελεσμάτων σε σχέση με τη διάσταση του αγγείου.



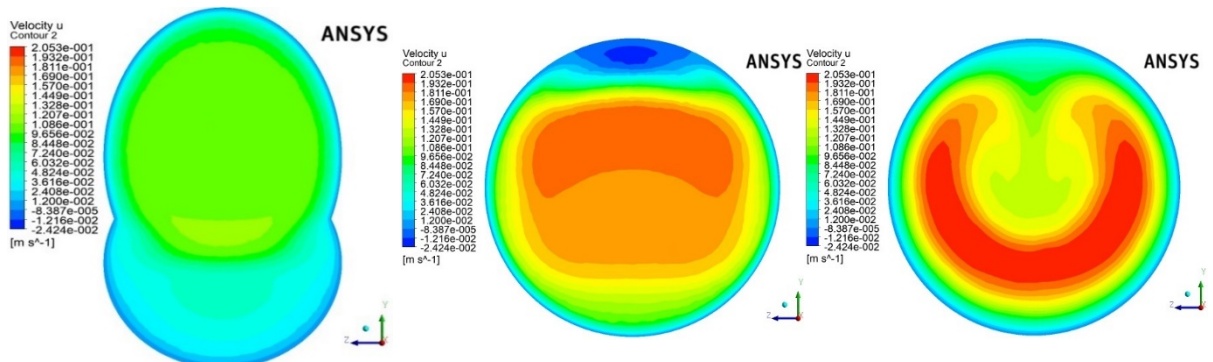
**Σχήμα 6.** Μοντέλο προσομοίωσης με τις χαρακτηριστικές θέσεις παρουσίασης των αποτελεσμάτων



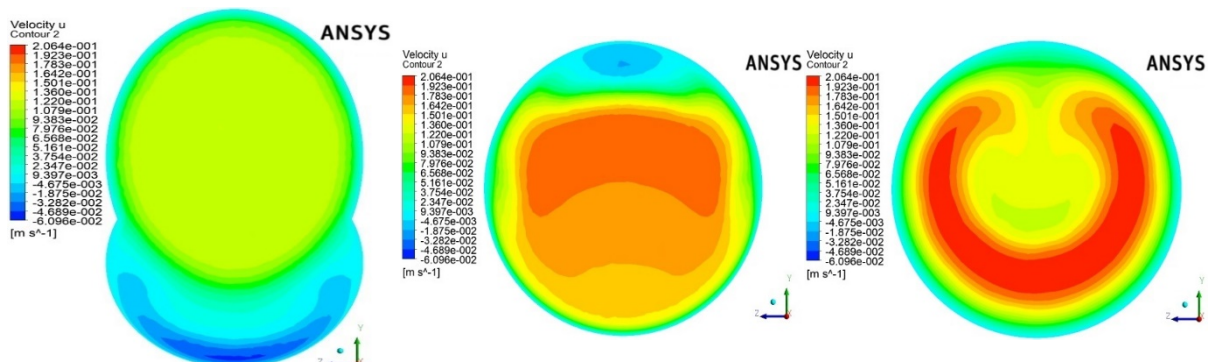
Αναλογία παροχών Στένωσης/Αναστομωσης 47% - 53%



Αναλογία παροχών Στένωσης/Αναστομωσης 30% - 70%



Αναλογία παροχών Στένωσης/Αναστομωσης 15% - 75%



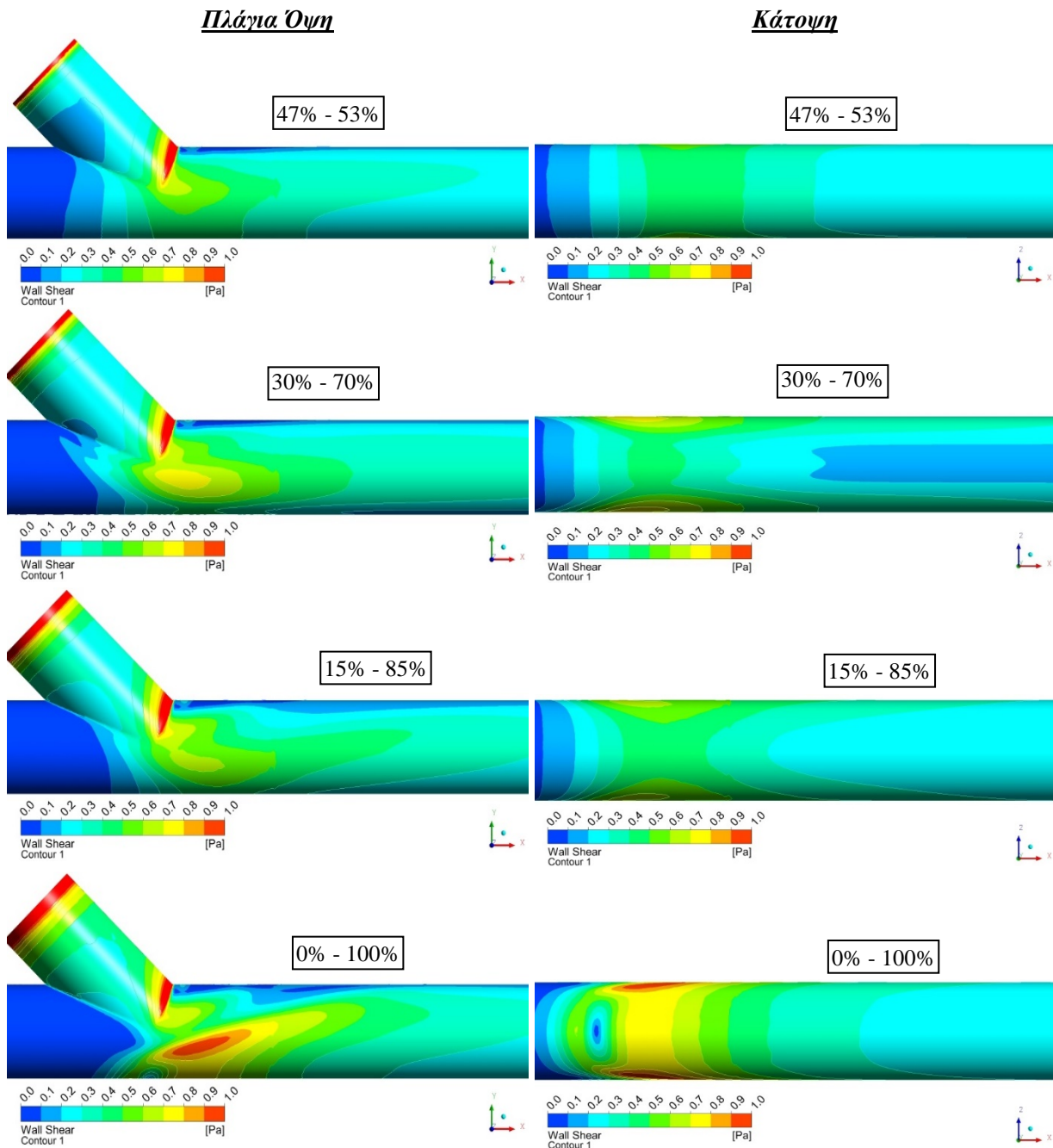
Αναλογία παροχών Στένωσης/Αναστομωσης 0% - 100%

Σχήμα 7. Κατανομή ταχύτητας u σε τρεις εγκάρσιες τομές με διαφορετικές αναλογίες παροχών Στένωσης/Αναστομωσης

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

### 3.4 Αποτελέσματα Υπολογιστικής Προσομοίωσης – Διατμητικές Τάσεις (WSS)

Στο σχήμα 8 που ακολουθεί, παρουσιάζονται τα υπολογιστικά αποτελέσματα των διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα του αγγείου (WSS). Από τα παραπάνω αποτελέσματα παρατηρείται ότι σε όλες τις περιπτώσεις παρουσιάζονται χαμηλά επίπεδα διατμητικών τάσεων ( $WSS < 1$  [Pa]). Επίσης, 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 αυξάνονται.



Σχήμα 8. Υπολογιστικά αποτελέσματα διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα του αγγείου (WSS)



#### 4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η σύγκριση των υπολογιστικών και πειραματικών αποτελεσμάτων έδειξε αρκετά καλή σύγκλιση και συνέβαλε σημαντικά στην αξιολόγηση των υπολογιστικών μοντέλων τόσο στον προσδιορισμό των οριακών συνθηκών όσο και στη κατασκευή του βέλτιστου πλέγματος. Επίσης από τα υπολογιστικά αποτελέσματα των (u) ταχυτήτων και των διατμητικών τάσεων (WSS) ταυτοποιήθηκαν οι περιοχές όπου παρουσιάζονται ζώνες ανακυκλοφορίας και αποκόλλησης ροής, όπως επίσης και οι περιοχές όπου παρουσιάζουν χαμηλά επίπεδα διατμητικών τάσεων τοιχώματος, οι οποίες είναι περισσότερο επιρρεπείς σε μετεγχειρητική υποβάθμιση της επέμβασης με κίνδυνο την ανάπτυξη της υπενδοθηλιακής υπερπλασίας. Τέλος μια ποιο ολοκληρωμένη εικόνα του δημιουργούμενου αιμοδυναμικού πεδίου δίνουν τα αποτελέσματα των εγκάρσιων κατανομών διανυσμάτων ταχύτητας (u), στα οποία φαίνεται η συστροφή της ροής μετά την αναστόμωση και συμπεραίνεται ότι όσο μεγαλύτερη είναι η παροχή που προέρχεται από το αγγείο αναστόμωσης τόσο εντονότερη είναι η συστροφή της ροής που δημιουργείται.

#### 5. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Banks, J., Bressloff, N.W. (2007) "Turbulence Modeling in Three-Dimensional Stenosed Arterial Bifurcations", *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 129:40–50
- Bassiouny H.S., White S., Glagov S., Choi E., Giddens D.P., Zarins C.K. (1992), "Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced", *J. Vasc. Surg.*, Vol. 15:708–16
- Bertolotti C., Deplano V. (1999), "Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass", *Journal of Biomechanics*, Vol. 33:1011–1022
- Farzan Ghalichi, Xiaoyan Deng, Alain De Champlain, Yvan Douville, Martin King and Robert Guidoin (1998), "Low Reynolds number turbulence modeling of blood flow in arterial stenosis", *Biorheology*, Vol. 35:281–294
- Fillinger, M. F., Reinitz, E. R., Schwartz, R. A., Resutarits, D. E., Paskanik, A. M. (1990), "Graft geometry and venous intimal-medial hyperplasia in arteriovenous loop grafts", *J. Vasc. Surg.*, Vol. 11:556–566
- Giannadakis A., Perrakis K., Panidis T., Romeos A., "Experimental investigation of the Hemodynamic Field of Occluded Arteries with Double Stenosis", 10th IEEE International Workshop of Biomedical Engineering, BioEng 2011, Kios Island, October 2011.
- Giordana S, Sherwin S.J, Peiro J, Doorly D.J, Crane J.S, et al. (2005), "Local and global geometric influence on steady flow in distal anastomoses of peripheral bypass grafts". *J. Biomech. Eng.*, Vol. 127:1087–9
- Kalogirou, I. D., Romeos, A., Giannadakis, A., Perrakis, K., Panidis, Th. (2016), "Flow patterns in an occluded artery with an end to side anastomosis model. A visualization study", *NAUN, International Journal of Biology and Biomedical Engineering*, Vol. 10, pp. 159-167, ISSN: 1998-45, p.257.
- Kamiya, A., Togawa, T. (1980), "Adaptive regulation of wall shear stress to flow change in the canine carotid artery", *Am. J. Physiol.*, Vol. 239:H14–H21
- Keynton RS, Evancho M.M, Sims R.L, Rodway N.V, Gobin A, Rittgers S.E. (2001), "Intimal hyperplasia and wall shear in arterial bypass graft distal anastomoses: an in vivo model study", *J. Biomech. Eng.*, Vol. 123:464–7
- Keynton, R.S., Rittgers, S. E., Shu, M. C. S. (1991), "The effect of angle and flow rate upon hemodynamics in distal vascular graft anastomoses: an in vitro model study", *J. Biomech. Eng.*, Vol. 113:458–463
- Ku, N. David, "Blood Flow in Arteries", *Annu. Rev. Fluid Mech.* (1997), Vol.29, pp. 399–434
- Longest, P. W., Kleinstreuer, C. (2000), "Computational hemodynamics analysis and comparison study of arterio-venous grafts", *J. Med. Eng. Technol.*, Vol. 24:102–110

- Loth F., Fischer P.F., Bassiouny H.S. (2008), “Blood Flow in End to Side Anastomosis”, *Annu. Rev. Fluid Mech.*, Vol.40: 367-393
- Loth F., Jones, S.A., Zarins, C.K., Giddens, D.P., Nassar, R.F., Glagov, S. and Bassiouny, H.S. (2002), “Relative Contribution of Wall Shear Stress and Injury in Experimental Intimal Thickening at PTFE End-to-Side Arterial Anastomoses”, *J. Biomech. Eng.*, Vol.124: 44–51
- Politis A.K., Stavropoulos G.P., Christolis M.N., Panagopoulos P.G., Vlachos N.S., Markatos N.C. (2007), “Numerical modeling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Steady state simulations”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40(5):1125-1136
- Politis A.K., Stavropoulos G.P., Christolis M.N., Panagopoulos P.G., Vlachos N.S., Markatos N.C. (2008), “Numerical modelling of simulated blood flow in idealized composite arterial coronary grafts: Transient flow”, *Journal of Biomechanics*, Vol.41(1): 25-39
- Rittgers, S. E., Karayannacos, P. E., Guy, J. F., Nerem, R. M., Shaw, G. M. (1978), “Velocity distribution and intimal proliferation in autologous vein graft in dogs”, *Circulation*, Vol. 42:792–801
- Romeos A., Giannadakis A., Kalogirou I., Perrakis K., Panidis Th. (2015), “Visualization study of an occluded artery with an end-to-side anastomosis”, *INASE, 19th International Conference on Circuits, Systems, Communications and Computers – Continuum Mechanics*, Zakynthos Island Greece, July 16-20, 2015.
- Skouras E. D., Paraskeva C. A., Valavanides M. S., Kalarakis A. N., Kalogirou I., and Mavridis C., “Computational Investigation of Flow Field in Biological Liquids at Clinically Significant Conditions using Meshless Methods”, *10th Panhellenic Sci. Congr. Chem. Eng.*, Patras, Greece, Jun 2015.
- Sottiurai, V. S., Yao, J. S., Batson, R. C., Sue, S. L., Jones, R., Nakamura, Y. A., (1989), “Distal anastomotic intimal hyperplasia: histopathologic character and biogenesis”, *Ann. Vasc. Surg.*
- Steven H. Frankel, Sonu S. Varghese (2003), “Numerical Modeling of Pulsatile Turbulent Flow in Stenotic Vessels”, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125:445–460
- Sui, Y., Ma B. and Qiao, A., “Optimization of Anastomotic Configuration in CABG Surgery”, *7th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering*, 2008