

**ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΓΩΝΙΑΣ ΑΝΑΣΤΟΜΩΣΗΣ ΣΕ ΕΠΕΜΒΑΣΕΙΣ ΑΟΡΤΟΣΤΕΦΑΝΙΑΙΑΣ ΠΑΡΑΚΑΜΨΗΣ**

**Ε. Μπαλαμπογιάννης, Α.Α. Μουζά, Σ.Β. Παράς\***  
Τμήμα Χημικών Μηχανικών, Πολυτεχνική Σχολή, ΑΠΘ, Ελλάδα  
(\*paras@auth.gr)

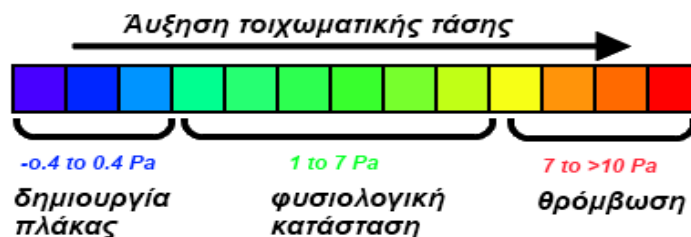
**ΠΕΡΙΛΗΨΗ**

Είναι γνωστό ότι στην αορτοστεφανιαία παράκαμψη, στη περιοχή της αναστόμωσης μεταξύ του μοσχεύματος και της αποφραγμένης αρτηρίας παρατηρείται διαχωρισμός της ροής του αίματος και ζώνες ανακυκλοφορίας. Οι εναποθέσεις στο ενδοθήλιο της περιοχής αυτής ευνοούνται, λόγω των χαμηλών τοιχωματικών διατμητικών τάσεων (*WSS*) που αναπτύσσονται, με αποτέλεσμα την ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας και τη δημιουργία νέας στένωσης. Σκοπός της εργασίας είναι να διερευνηθεί αν κατά την επέμβαση αορτοστεφανιαίας παράκαμψης η γωνία αναστόμωσης των αγγείων παίζει ρόλο στην τάση σχηματισμού αθηρωματικής πλάκας. Γίνεται προσομοίωση της ροής με κώδικα υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (*CFD*) και διερευνάται η επίδραση της γωνίας αναστόμωσης μεταξύ του μοσχεύματος και της αποφραγμένης αρτηρίας, στο μήκος της ζώνης ανακυκλοφορίας και την *WSS*. Οι τιμές των σχεδιαστικών μεταβλητών για τυπική γεωμετρία και παλμική ροή του αίματος επιλέχθηκαν με τη μεθοδολογία σχεδιασμού πειραμάτων (*DOE*) και με τη βοήθεια μεθοδολογίας *RSM* (μεθοδολογία επιφάνειας απόκρισης) ε-ξήχθη συσχετισμός πρόβλεψης του μήκους της ανακυκλοφορίας συναρτήσει των προς μελέτη μεταβλητών. Ως **βέλτιστη** λύση αποδείχτηκε εκείνη όπου η γωνία αναστόμωσης ισούται με 20°, καθώς ικανοποιούνται όλοι οι περιορισμοί και εξαφανίζεται η ζώνη ανακυκλοφορίας.

**ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

Οι παθήσεις του κυκλοφορικού, όπως η αθηροσκλήρωση, είναι γνωστό ότι σχετίζονται άμεσα με τις συνθήκες ροής του αίματος στο ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η μελέτη των διαφόρων χαρακτηριστικών της ροής του αίματος να παρουσιάζει ενδιαφέρον καθώς η ροή επιδρά στα τοιχώματα των αγγείων δηλ. στα ενδοθηλιακά κύτταρα των τοιχωμάτων.

Αναφέρεται ότι οι καρδιαγγειακές παθήσεις είναι η κύρια αιτία θανάτου στις ανεπτυγμένες χώρες<sup>[1]</sup>. Η αθηροσκλήρωση είναι μια από τις κύριες αιτίες καρδιαγγειακών νοσημάτων και έχει μεγάλη ποσοστά θνησιμότητας<sup>[1]</sup>. Ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας ανακοίνωσε ότι 17.5 εκατομμύρια άνθρωποι πέθαναν εξαιτίας καρδιαγγειακών νοσημάτων το 2005<sup>[1]</sup>. Η ανακοπή καρδιάς και το εγκεφαλικό προκάλεσαν 7.6 και 5.7 εκατομμύρια θανάτους αντίστοιχα<sup>[1]</sup>. Αναφέρεται επίσης ότι η αθηροσκλήρωση είναι μια πάθηση, η οποία εμφανίζεται με μεγάλη συχνότητα σε περιοχές των αιμοφόρων αγγείων όπου υπάρχει διακλάδωση, μεγάλη καμπυλότητα ή έχει προηγηθεί χειρουργική επέμβαση<sup>[2]</sup>. Το κοινό στοιχείο των περιοχών αυτών είναι οι χαμηλές τιμές τοιχωματικής διατμητικής τάσης (*Wall Shear Stress, WSS*) που με τη σειρά της επιδρά στην αύξηση των εναποθέσεων της χοληστερόλης στα αγγεία<sup>[2]</sup>. Στο **Σχήμα 1** παρουσιάζεται η επίδραση της *WSS* στη λειτουργία του ενδοθηλίου.



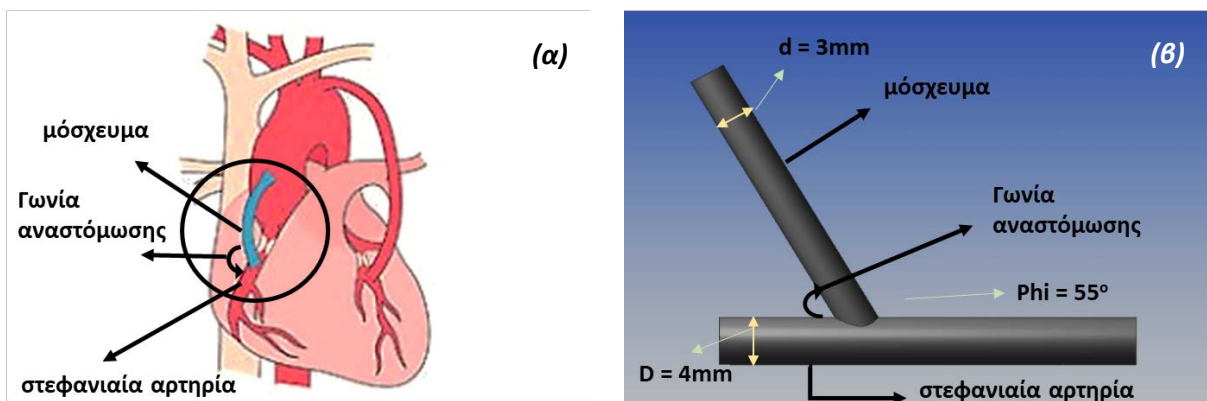
**Σχήμα 1.** Επίδραση της τοιχωματικής διατμητικής τάσης στη λειτουργία του ενδοθηλίου [2].

Η δημιουργία και η πρόοδος της αθηροσκλήρωσης είναι επομένως άμεσα συνδεδεμένη με τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος. Σε παλαιότερες μελέτες αναφέρεται ότι κατά την αορτοστεφανιαία παράκαμψη (*bypass*) σπουδαίο ρόλο παίζει η γωνία αναστόμωσης μεταξύ του μοσχεύματος και της στεφανιαίας αρτηρίας, καθώς η αύξηση της γωνίας αυτής συνεπάγεται τη δημιουργία περιοχών με χαμηλές τοιχωματικές διατμητικές τάσεις, οι οποίες σχετίζονται με το σχηματισμού αθηρωματικής πλάκας [3].

**Στόχος** της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη της επίδρασης της γωνίας αναστόμωσης στα χαρακτηριστικά της ροής σε αορτοστεφανιαία παράκαμψη (*bypass*). Θα διερευνηθούν τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος στην αορτοστεφανιαία παράκαμψη και θα υπολογισθεί η κατανομή της τοιχωματικής διατμητικής τάσης (*WSS*), η οποία ως γνωστόν επηρεάζει τη δημιουργία της αθηρωματικής πλάκας.

### ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Η μελέτη έγινε χρησιμοποιώντας κώδικα υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (**ANSYS CFX 19**). Το μοντέλο που μελετάται (**Σχήμα 2**) περιλαμβάνει ένα τμήμα της πρόσθιας στεφανιαίας αρτηρίας στην οποία συνδέεται ένα υγιές αιμοφόρο αγγείο που μπορεί να έχει ληφθεί από το πόδι του ασθενούς. Σκοπός είναι η μελέτη της επίδρασης της γωνίας αναστόμωσης μεταξύ του υγιούς αγγείου και της ασθενούς αρτηρίας στην τοιχωματική διατμητική τάση (*WSS*) που αναπτύσσεται κατά μήκος της αρτηρίας. Το αίμα θεωρείται μη-Νευτωνικό ρευστό, το ιξώδες του οποίου ακολουθεί το μοντέλο *Casson*, που λαμβάνει υπόψη και την τιμή του αιματοκρίτη ( $H_t$ ), δηλαδή τη συγκέντρωση των ερυθρών αιμοσφαιρίων [2].



**Σχήμα 2.** α) Αορτοστεφανιαία παράκαμψη και β) μοντέλο της αορτοστεφανιαίας παράκαμψης (CFD).

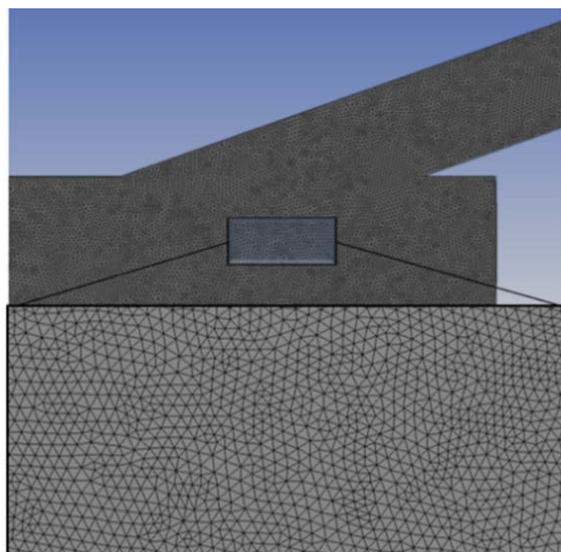
Οι παράμετροι που μελετήθηκαν είναι :

- Η διάμετρος της παθούσας αρτηρίας, ***D***, με εύρος τιμών 3 - 4 mm.
- Η γωνία αναστόμωσης, ***Phi***, με εύρος τιμών 20° – 90°.
- Η ογκομετρική παροχή του αίματος, ***Q***, με εύρος τιμών 3.4 – 5 ml/s.

Για τον περιορισμό του αριθμού των πειραμάτων χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος *Σχεδιασμού Πειραμάτων (DOE) Box – Behnken* με τρία επίπεδα λήψης τιμών. Έτσι τελικά αντί  $27 = 3^3$  απαιτούνται κατ' ελάχιστον 13 πειράματα. Έγιναν επίσης οι εξής παραδοχές:

- Η αρτηρία και το μόσχευμα προσομοιάστηκαν με ευθύγραμμους και άκαμπτους αγωγούς.
- Η παροχή του αίματος θεωρήθηκε παλμική (*1Hz pulsatile flow*).
- Η θερμοκρασία του αίματος θεωρείται σταθερή.
- Η αρτηρία πριν από το σημείο αναστόμωσης θεωρείται **κλειστή**, δηλ. το μόσχευμα αποτελεί τη **νέα δίοδο** άρδευσης του καρδιακού μυός <sup>[4]</sup>.

Το υπολογιστικό πλέγμα αποτελείται από **300,000** τετραεδρικά κελιά (**Σχήμα 3**), το πλήθος των οποίων επιλέχθηκε μετά από μελέτη της εξάρτησης της λύσης από την πυκνότητα του πλέγματος (*grid-dependency study*).

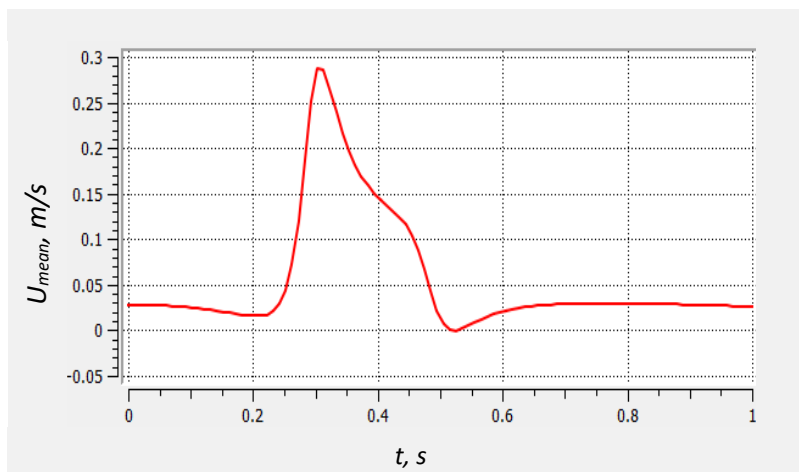


**Σχήμα 3.** Απεικόνιση του πλέγματος.

Οι οριακές συνθήκες, όπως και το μοντέλο προσομοίωσης προσδιορίστηκαν στο τμήμα *Setup* του κώδικα. Οι οριακές συνθήκες είναι οι εξής :

- Στην **είσοδο (inlet)**: Θεωρείται μη μόνιμη κατάσταση με την ταχύτητα  $U_{mean}$  να ακολουθεί παλμική μεταβολή (**Σχήμα 4**) συναρτήσει της ογκομετρικής παροχής η οποία λαμβάνει τιμές από 3.4 – 5 ml/s <sup>[5]</sup>.
- στα **τοιχώματα (wall)**: συνθήκη μη ολίσθησης (*no-slip*).
- Στην **έξοδο (outlet)**: Απόλυτη πίεση 120 mmHg.
- Τέλος ορίστηκε **συμμετρία** στον άξονα YZ.

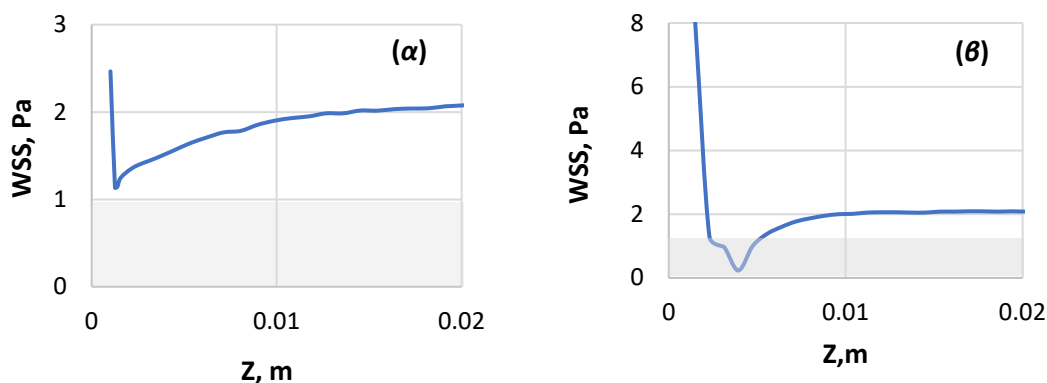
Η πυκνότητα του αίματος είναι  $1060 \text{ kg/m}^3$  και επειδή η ροή είναι στρωτή επιλέχθηκε για την επίλυση το μοντέλο "Laminar".



Σχήμα 4. Μεταβολή της ταχύτητας [ $Q= 4.2 \text{ ml/s}$ ].

#### ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Κατά την αξονική διεύθυνση του αγωγού η  $WSS$  παρουσιάζει μεγάλες διακυμάνσεις στην περιοχή της αναστόμωσης. Η περιοχή αυτή χαρακτηρίζεται ως κρίσιμη, διότι οι τιμές της  $WSS$  είναι συχνά μικρότερες της μονάδας γεγονός που συμβάλει στο σχηματισμό της αθηρωματικής πλάκας (Σχήμα 1). Αποδεικνύεται (Σχήμα 5) ότι η γωνία αναστόμωσης επηρεάζει την  $WSS$ . Συγκεκριμένα για γωνία  $20^\circ$  η  $WSS$  μετά από το σημείο της αναστόμωσης είναι πάντα μεγαλύτερη από  $1 \text{ Pa}$ , τιμή που δεν ευνοεί τον σχηματισμό αθηρωματικής πλάκας. Αυτό όμως δεν συμβαίνει για γωνία  $90^\circ$ .



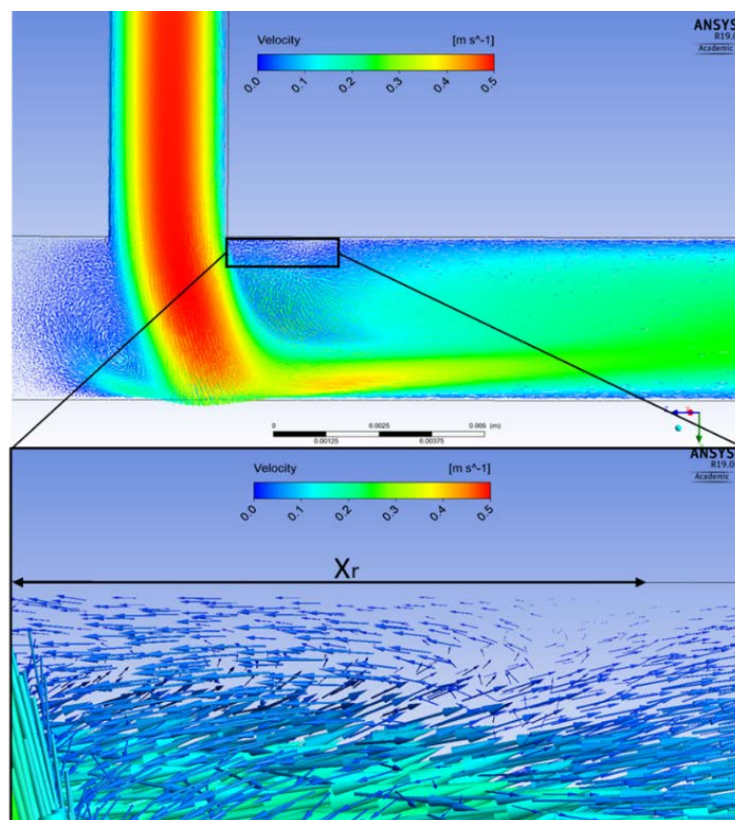
Σχήμα 5: Επίδραση της γωνίας στην κατανομή της  $WSS$ : a)  $\Phi = 20^\circ$ , b)  $\Phi = 90^\circ$  ( $D= 4\text{mm}$ ,  $Q= 4.2 \text{ ml/s}$ ).

Στην περιοχή όπου η ταχύτητα παίρνει αρνητικές τιμές, δημιουργείται ζώνη ανακυκλοφορίας μήκους  $X_r$  (Σχήμα 6). Χρησιμοποιώντας τη μεθοδολογία επιφάνειας απόκρισης ( $RSM$ ), επιχειρήθηκε να εξαχθεί σχέση που δίνει την εξάρτηση του μήκους ανακυκλοφορίας,  $X_r$ , από τις τρεις μεταβλητές που μελετήθηκαν ( $\Phi$ ,  $D$ ,  $Q$ ). Προηγήθηκε αδιαστατοποίηση των παραμέτρων:

$$D^* = \frac{D}{D_{max}} \quad Q^* = \frac{Q}{Q_{max}} \quad X_r^* = \frac{X_r}{L}$$

όπου  $D$  είναι η διάμετρος της αρτηρίας και  $D_{max}$  η μέγιστη διάμετρος που έχει μελετηθεί,  $Q$  είναι η παροχή του αίματος σε κάθε πείραμα και  $Q_{max}$  η μέγιστη παροχή που έχει μελετηθεί,  $X_r$  είναι το μήκος ανακυκλοφορίας και  $L$  το μήκος της στεφανιαίας αρτηρίας. Τελικά η σχέση πρόβλεψης του  $Xr^*$  δίνεται με αβεβαιότητα  $\pm 10\%$  από την **Εξ.1**:

$$Xr^* = A_0 + A_1 * \Phi + A_2 * D^* + A_3 * Q^* + A_{11} * \Phi^2 + A_{22} * D^{*2} + A_{33} * Q^{*2} + A_{12} * \Phi * D^* + A_{13} * \Phi * Q^* + A_{23} * D^* * Q^* \quad (1)$$



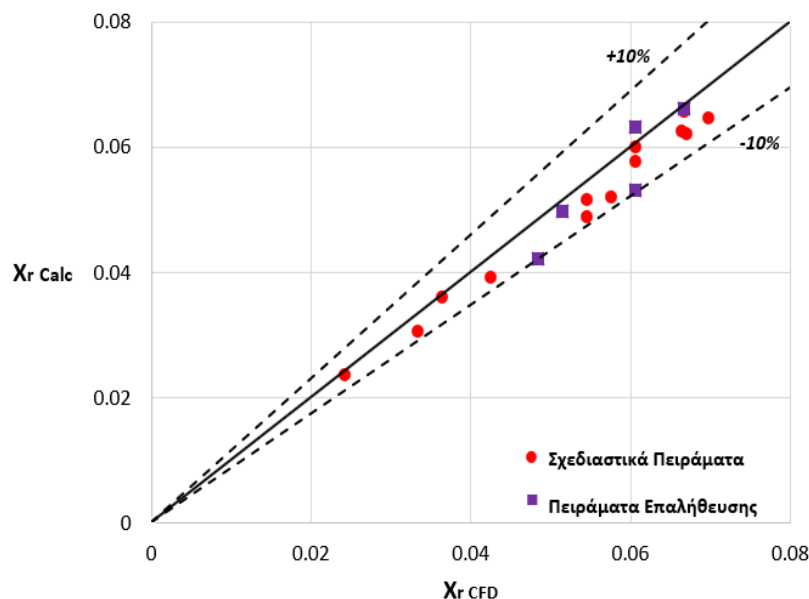
**Σχήμα 6.** Αντιστροφή της ροής μετά την αναστόμωση.  $\Phi = 90^\circ$ ,  $D = 4 \text{ mm}$ ,  $Q = 4.2 \text{ ml/s}$ .

Οι συντελεστές της **Εξ. 1** δίνονται στον **Πίνακα 1**.

**Πίνακας 1.** Τιμές των συντελεστών της εξίσωσης πρόβλεψης του  $Xr^*$

Συντελεστές	Τιμές	Συντελεστές	Τιμές
$A_0$	-0.5010	$A_{22}$	-0.1540
$A_1$	0.0078	$A_{33}$	-0.2209
$A_2$	0.2800	$A_{12}$	-0.0176
$A_3$	0.2250	$A_{13}$	0.00025
$A_{11}$	-0.00004	$A_{23}$	0.1980

Για την επαλήθευση της εξίσωσης συσχετισμού έγιναν πέντε επιπλέον προσομοιώσεις (πειράματα επαλήθευσης, *verification points*). Όπως φαίνεται στο **Σχήμα 7** η προτεινόμενη εξίσωση προβλέπει με ικανοποιητική ακρίβεια ( $\pm 10\%$ ) το μήκος της ανακυκλοφορίας  $X_r$ .



**Σχήμα 7:** Σύγκριση μεταξύ των υπολογισμένων και των προβλεπόμενων τιμών.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από τις μεταβλητές που μελετήθηκαν, η γωνία αναστόμωσης είναι αυτή που φαίνεται να έχει τη μεγαλύτερη επίδραση στο μήκος της περιοχής ανακυκλοφορίας. Αποδείχθηκε ότι όταν η γωνία αναστόμωσης είναι  $20^\circ$  δεν εμφανίζεται περιοχή ανακυκλοφορίας, η οποία όπως αναφέρθηκε ευνοεί την ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας. Το φαινόμενο της ανακυκλοφορίας εμφανίζεται για πρώτη φορά στα πειράματα με γωνία αναστόμωσης μεγαλύτερη των  $55^\circ$ . Μεταξύ των  $20^\circ$  και  $55^\circ$  φαίνεται από τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων ότι ενώ δεν υπάρχει ανακυκλοφορία παρατηρήθηκαν τιμές της  $WSS$  μικρότερες των φυσιολογικών ορίων ( $WSS < 1$ ). Έτσι, στην περιοχή αυτή είναι πιθανή η εμφάνιση αθηρωματικής πλάκας παρά την απουσία ανακυκλοφορίας. Τα ευρήματα αυτά είναι σε συμφωνία με τη βιβλιογραφία [4].

Η σχέση πρόβλεψης του μήκους ανακυκλοφορίας δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα, ενώ τέλος βέλτιστη θεωρήθηκε η λύση, όπου η γωνία αναστόμωσης είναι στην περιοχή των  $20^\circ$ .

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Manosh, P. C., Larman, A. *Med Eng Phys* 31 (2009) 1195–1203.
- [2] Αναστασίου, Α. Δ., Βάρκα, Α. Γ., Παράς, Σ. Β. 9<sup>ο</sup> ΠΕΣΧΜ (2013).
- [3] Totorean, A. F., Bernad, S. I., Hudrea, I. C. Susan-Resiga, R. F. *AIP Conference Proceedings* (2017).
- [4] Ghista, N.D., Kabinejadian, F. *BioMedical Engineering Online* 12 (2013) 129.
- [5] Ramanathan, T., Skinner, H. *Critical Care and Pain* 5(2) (2005) 61-64.