

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΚΑΙ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΚΑΙΝΟΤΟΜΟΥ ΔΙΑΤΑΞΗΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ
ΣΤΡΟΒΙΛΩΔΟΥΣ ΡΟΗΣ ΣΕ μ -ΑΓΩΓΟ ΜΕ ΣΤΕΝΩΣΗ

Κ. Χατζηαντωνίου, Α.Δ. Πάσσος, Σ.Β. Παράς*

Εργαστήριο Τεχνολογίας Χημικών Εγκαταστάσεων
Τμήμα Χημικών Μηχανικών, ΑΠΘ, Θεσσαλονίκη, Ελλάδα

*paras@auth.gr

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

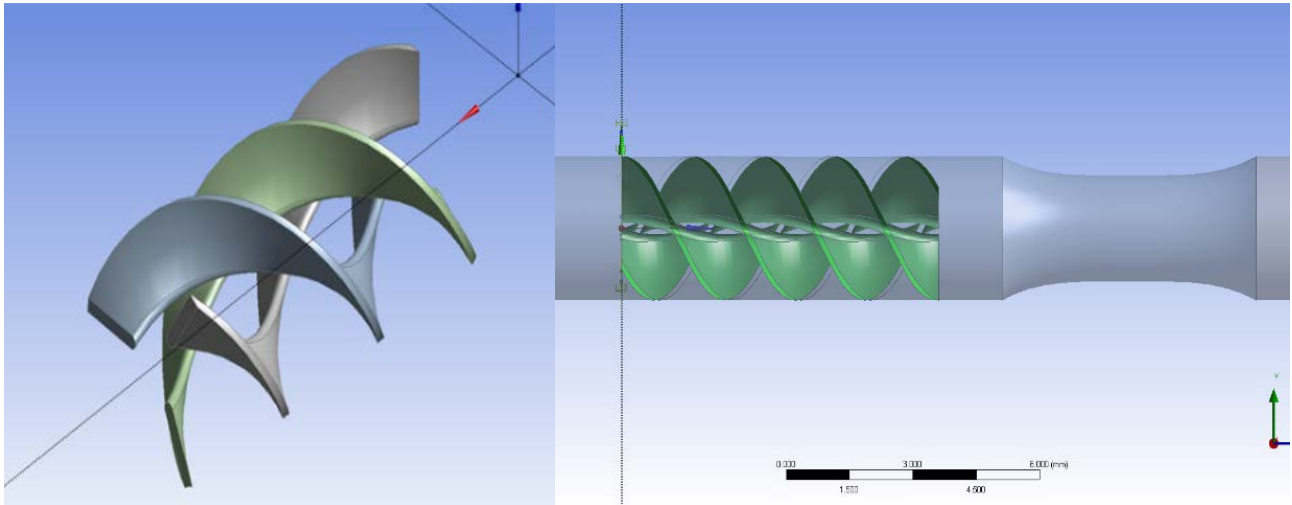
Η ύπαρξη στένωσης σε μια αρτηρία είναι γνωστό ότι προκαλεί στην κατάντη περιοχή της στένωσης διαχωρισμό της ροής (*flow separation*) του αίματος και ζώνες ανακυκλοφορίας. Έτσι, αφενός λόγω των χαμηλών διατμητικών τάσεων και αφετέρου λόγω του μεγαλύτερου χρόνου παραμονής, η περίσσεια χοληστερόλης εναποτίθεται στην εσωτερική επιφάνεια του αγγείου οδηγώντας στην ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας. Η τοποθέτηση πριν από τη στένωση διάταξης δημιουργίας στροβιλώδους ροής (*swirling flow*) ελαττώνει το μήκος της ζώνης ανακυκλοφορίας και κατά συνέπεια την τάση σχηματισμού αθηρωματικής πλάκας. Αρχικά στο Εργαστήριο ΤΧΕ, χρησιμοποιώντας κώδικα υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (*CFD*) και μεθοδολογία *Response Surface Methodology (RSM)*, επιλέχθηκαν οι τιμές των σχεδιαστικών παραμέτρων που αντιστοιχούν στον βέλτιστο σχεδιασμό. Στη συνέχεια με βάση τις τιμές αυτές κατασκευάστηκε σε εκτυπωτή 3D μια καινοτόμος διάταξη δημιουργίας στροβιλώδους ροής η οποία τοποθετήθηκε σε αγωγό που προσομοιάζει αρτηρία με στένωση. Σκοπός της εργασίας είναι η πειραματική μελέτη του πεδίου ροής αναλόγου αίματος (*blood analogue*) με στόχο να αξιολογηθούν τα αποτελέσματά του *CFD*. Έγιναν μετρήσεις της τοπικής ταχύτητας με την πειραματική τεχνική μ -*PIV* και υπολογίσθηκαν οι τιμές της τοιχωματικής διατμητικής τάσης (*WSS*) και της πίεσης μέσα στον αγωγό που επικύρωσαν τα ευρήματα της προηγηθείσας υπολογιστικής μελέτης.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Καρδιαγγειακά νοσήματα (όπως η αθηροσκλήρωση) επηρεάζονται από την ύπαρξη ζωνών ανακυκλοφορίας που προκαλούν διαχωρισμό της ροής του αίματος σε αρτηρία στην περιοχή κατάντη μιας στένωσης^[1,2]. Στις περιοχές αυτές, λόγω αφενός των χαμηλών τιμών της διατμητικής τάσης και αφετέρου του μεγαλύτερου χρόνου παραμονής, η χοληστερόλη εναποτίθεται στο μέσο χιτώνα (*lumen*) του αγγείου οδηγώντας στην ανάπτυξη της αθηρωματικής πλάκας. Ο μηχανισμός δημιουργίας της αθηρωματικής πλάκας έχει εξεταστεί διεξοδικά. Συγκεκριμένα έχει μελετηθεί η συσχέτιση της δημιουργίας της αθηρωματικής πλάκας με ρευστομηχανικούς παράγοντες (τοπικά χαμηλή ταχύτητα ροής και ανάπτυξη μικρών σε ένταση διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα)^[3], ανομοιογένεια και ανωμαλίες της ροής στις αρτηρίες^[4]. Σε διάφορες μελέτες διερευνήθηκε η σχέση μεταξύ της επιτυχίας της αναστόμωσης με τη γωνία που έρχονται σε επαφή τα δύο αγγεία^[5]. Άλλοι ερευνητές χρησιμοποίησαν την υπολογιστική ρευστοδυναμική για τη διερεύνηση του μηχανισμού της αθηροσκλήρωσης και κατέληξαν σε προτάσεις για την επίλυση του προβλήματος^[6,7,8]. Από την πρόσφατη βιβλιογραφία προέκυψε ότι η τοποθέτηση πριν από μια στένωση, διάταξης που δημιουργεί στροβιλώδη ροή, μπορεί να ελαττώσει το μήκος της ζώνης ανακυκλοφορίας και κατά συνέπεια την τάση σχηματισμού αθηρωματικής πλάκας^[4].

Σε προηγούμενη μελέτη στο Εργαστήριο ΤΧΕ^[1,2] αξιοποιήθηκε κώδικας *CFD* στο σχεδιασμό μιας καινοτόμου μ -συσσκευής δημιουργίας στροβιλώδους ροής (**Σχήματα 1 & 2**) και διερευνήθηκε η επίδραση των γεωμετρικών παραμέτρων της συσκευής (βήμα έλικας και μήκος πτερυγίων) στην τοιχωματική διατμητική τάση (*WSS*) και στην αναπτυσσόμενη πίεση. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκαν τιμές των σχεδιαστικών μεταβλητών που επιλέχθηκαν με μεθοδολογία σχεδιασμού πειραμάτων (*DOE*). Τελικά, με μεθοδολογία *RSM* προσδιορίστηκε η **βέλτιστη** λύση (**Σχήμα 1**), δηλαδή

αυτή που συνδύαζε το **μικρότερο** μήκος ανακυκλοφορίας (όπου η $WSS < 1 \text{ Pa}$) με τη μέγιστη ανεκτή αύξηση της πίεσης στην αρτηρία ($P < 1.2 \text{ kPa}$)^[2]. Στο **Σχήμα 3** παρουσιάζεται σχηματικά η επίδραση της τοιχωματικής διατμητικής τάσης στη λειτουργία του ενδοθηλίου^[9].



Σχήμα 1. Η βέλτιστη διάταξη που σχεδιάστηκε με CFD.

Σχήμα 2. Αγωγός με στένωση και συσκευή δημιουργίας στροβιλώδους ροής.

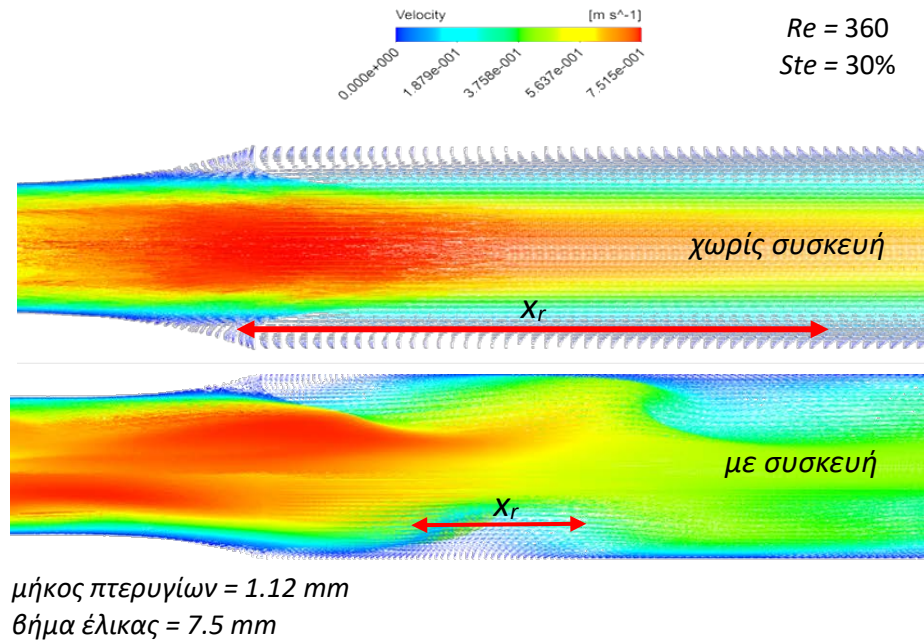


Σχήμα 3. Επίδραση της τοιχωματικής διατμητικής τάσης στη λειτουργία του ενδοθηλίου^[9].

Τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης έδειξαν ότι το βήμα της έλικας (σε σχέση με το μήκος της) έχει τη μεγαλύτερη επίδραση τόσο στο μήκος ανακυκλοφορίας όσο και στην πίεση στα τοιχώματα. Συγκεκριμένα η μείωση του βήματος προκαλεί μείωση του μήκους ανακυκλοφορίας και αύξηση της πίεσης. Αξίζει να σημειωθεί, ότι η μελέτη οδήγησε στη διαμόρφωση σχεδιαστικών σχέσεων, οι οποίες, για δεδομένη παροχή αίματος, διάμετρο αρτηρίας και ποσοστό στένωσης (Ste), μπορούν να προσδιορίσουν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της συσκευής που ελαχιστοποιεί το μήκος της ζώνης ανακυκλοφορίας μετά από μια στένωση, χωρίς να αυξάνει σημαντικά την αναπτυσσόμενη πίεση. Τυπικά αποτελέσματα από την αριθμητική μελέτη^[2] φαίνονται στο **Σχήμα 4**, όπου διακρίνεται η μείωση του μήκους της ζώνης ανακυκλοφορίας, x_r , όταν χρησιμοποιείται η συσκευή δημιουργίας στροβιλώδους ροής.

Σκοπός αυτής της μελέτης είναι η αξιοποίηση την προηγηθείσας αριθμητικής μελέτης στην κατασκευή μιας νέας μ -συσκευής και η διεξαγωγή πειραμάτων τα αποτελέσματα των οποίων θα χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση του κώδικα. Οι κυριότερες απλοποιήσεις και παραδοχές που έγιναν είναι οι εξής:

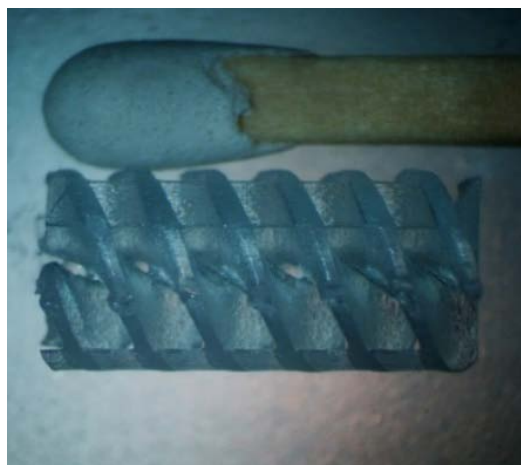
- Η αρτηρία προσομοιάστηκε με ευθύγραμμο αγωγό σταθερής διαμέτρου.
- Τα τοιχώματα της αρτηρίας θεωρήθηκαν μη ελαστικά.
- Η παροχή του αίματος θεωρήθηκε σταθερή.
- Η στένωση έχει ημιτονοειδές σχήμα.



Σχήμα 4. Τυπικά αποτελέσματα από την αριθμητική μελέτη^[2]: Μείωση του x_r με χρήση της συσκευής δημιουργίας στροβιλώδους ροής.

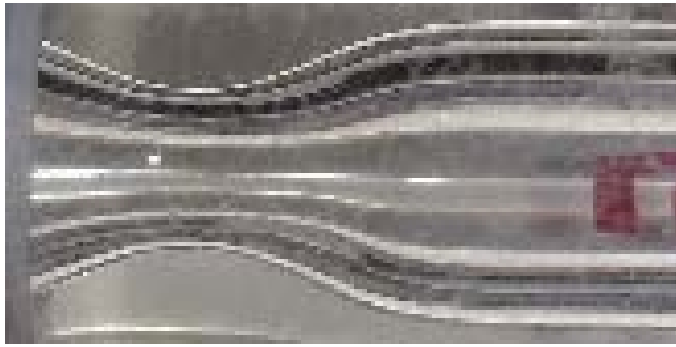
ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Κατασκευάστηκε η πρότυπη συσκευή σε 3D εκτυπωτή (**Σχήμα 5**) με τις εξής διαστάσεις: διάμετρος $D=5$ mm, μήκος συσκευής $L=10.0$ mm, μήκος πτερυγίου έλικας $l=2.0$ mm και βήμα έλικας $b=5$ mm, η οποία στη συνέχεια τοποθετήθηκε μέσα σε γυάλινο αγωγό, ο οποίος προσομοιάζει την αρτηρία με στένωση ($D_{in}=5.5$ mm και $Ste=48\%$ ποσοστό στένωσης) (**Σχήμα 6**). Η συσκευή είναι τοποθετημένη 17 mm πριν από τη στένωση. Η ταχύτητα του ρευστού μετρείται με την τεχνική *micro Particle Image Velocimetry* (μ -PIV), μια μη παρεμβατική τεχνική κατάλληλη για μέτρηση του πεδίου ταχύτητας σε μ -αγωγούς με διαφανή τοιχώματα. Η τοιχωματική διατμητική τάση (WSS) προσδιορίζεται έμμεσα από τις μετρήσεις της ταχύτητας στην περιοχή πολύ κοντά στο τοίχωμα του αγωγού.

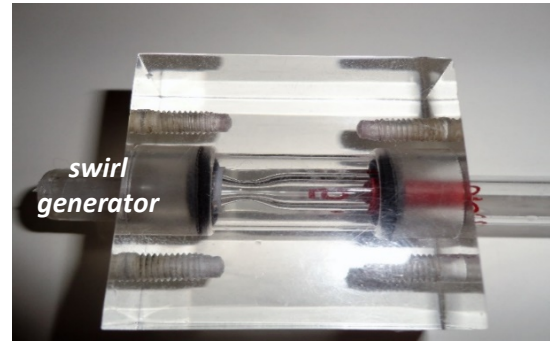


Σχήμα 5. Διάταξη παραγωγής στροβιλώδους ροής (swirl generator).

Για να ελαχιστοποιηθεί η οπτική παραμόρφωση, λόγω της καμπυλότητας του αγωγού και του φαινομένου της διάθλασης, ο γυάλινος αγωγός με τη στένωση και τη διάταξη δημιουργίας στροβιλώδους ροής τοποθετήθηκε μέσα σε δοχείο ορθογωνικής διατομής, διαστάσεων 40x40x20 mm, το οποίο είναι γεμάτο με το ρευστό που ρέει στον αγωγό (**Σχήμα 7**).



Σχήμα 6. Αγωγός με στένωση.



Σχήμα 7. Η πειραματική διάταξη.

Η μέθοδος μ -PIV

Η μέθοδος μ -PIV δίνει αποτελέσματα με χωρική και χρονική ανάλυση πολύ υψηλότερες από τις υπόλοιπες διαθέσιμες πειραματικές τεχνικές^[10]. Με την τεχνική αυτή προσδιορίζεται η ταχύτητα με μέτρηση της μετατόπισης διεσπαρμένων σωματιδίων (ιχνηθετών) ανάμεσα σε δύο φωτογραφίες, οι οποίες έχουν ληφθεί με γνωστή χρονική διαφορά.

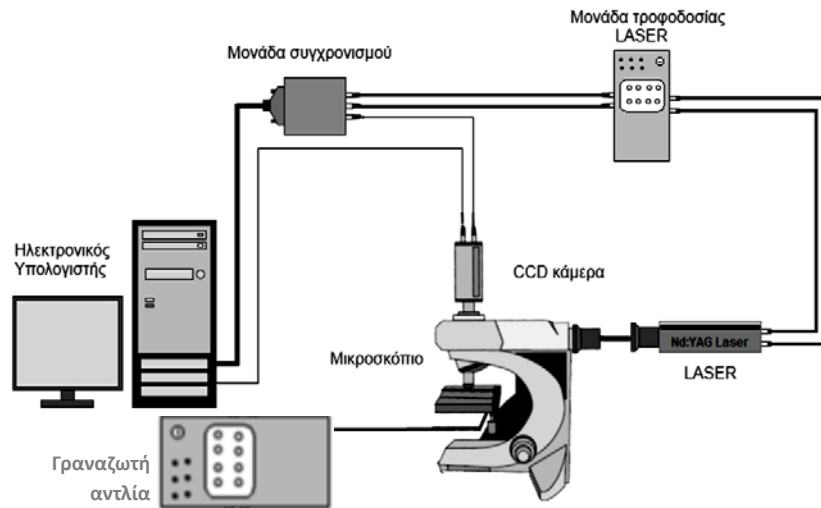
Το υπό μελέτη τμήμα της ροής φωτίζεται κατά τη διάρκεια των πειραμάτων από LASER διπλής κοιλότητας, που εκπέμπει στα 532 nm, η δε καταγραφή της ροής γίνεται με CCD κάμερα Hisense MKII, η οποία είναι προσαρμοσμένη σε μικροσκόπιο Nikon Eclipse LV100. Για τη λήψη μεγεθυμένων εικόνων των σωματιδίων, τοποθετούνται στο μικροσκόπιο αντικειμενικοί φακοί μεγέθυνσης 2X και 5X, εμβαπτισμένοι σε αέρα με αριθμητικό άνοιγμα (numerical aperture, NA) 0.06 και 0.15 αντίστοιχα, τα οποία αντιστοιχούν σε χωρική ευκρίνεια (spatial resolution) 200 μ m και 30 μ m. Λόγω της μεγάλης διαμέτρου του αγωγού χρησιμοποιείται ο φακός 2X για τη μέτρηση του x_r , ενώ ο φακός 5X για τη μέτρηση της ταχύτητας και τον υπολογισμό της WSS πολύ κοντά στο τοίχωμα. Η χρονική καθυστέρηση μεταξύ δύο στιγμιότυπων μιας μέτρησης κυμαίνεται από 450-950 μ s, ανάλογα με την ογκομετρική παροχή του ρευστού, ενώ η συχνότητα δειγματοληψίας ορίστηκε στα 5 Hz. Για κάθε σημείο ενδιαφέροντος ελήφθησαν 30 διπλές εικόνες. Η επεξεργασία των εικόνων και ο υπολογισμός της ταχύτητας έγιναν με το λογισμικό Flow Manager (Dantec Dynamics). Στα Σχήματα 8 & 9 παρουσιάζεται η πειραματική διάταξη, η οποία περιλαμβάνει γραναζωτή αντλία (Cole Parmer) και το μ -PIV.



Σχήμα 8. Η πειραματική διάταξη του μ -PIV.

Κατά τη διάρκεια των πειραματικών μετρήσεων για την ιχνηθέτηση της ροής προστίθενται στο ρευστό φθορίζοντα σωματίδια πολυστυρενίου με πυκνότητα 1.05 g/mL και διάμετρο 1 μ m, τα οποία διεγείρονται σε μήκος κύματος 537 nm (μήκος κύματος του LASER) και εκπέμπουν σε 574 nm. Η επιλογή των σωματιδίων έγινε με τα εξής κριτήρια:

- Να είναι αρκετά μεγάλα, ώστε να διασκορπίζουν επαρκές φως για την καταγραφή.
- Να είναι επαρκώς μικρά ώστε να ακολουθούν πιστά την κίνηση του ρευστού αλλά και να μην έχουν ανεξάρτητη κίνηση (κίνηση Brown)^[11].



Σχήμα 9. Σχεδιάγραμμα πειραματικής διάταξης μ-PIV.

Κάθε εικόνα διαιρείται σε ένα ορισμένο αριθμό κελιών κάθε ένα από τα οποία περιέχει συγκεκριμένο αριθμό σωματιδίων. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία^[13], οι συνήθεις αλγόριθμοι συσχέτισης απαιτούν τουλάχιστον πέντε σωματίδια σε κάθε περιοχή ενδιαφέροντος. Στη συγκεκριμένη ανάλυση, οι περιοχές ενδιαφέροντος έχουν διαστάσεις 64x64 pixels. Η μέση μετατόπιση των σωματιδίων, που εμπεριέχονται σε κάθε περιοχή ενδιαφέροντος, προσδιορίζεται μέσω της διαδικασίας ετεροσυσχέτισης δύο εικόνων. Η αρχική εικόνα πρέπει να υποστεί περαιτέρω επεξεργασία, για να ολοκληρωθεί η ανάλυση. Η επεξεργασία περιλαμβάνει απομάκρυνση των σταθερών σημείων (τοιχώματα του αγωγού) και ενίσχυση του σήματος. Αρχικά διορθώνονται οι ανομοιομορφίες της φωτεινότητας και έπειτα ελαττώνεται ο “θόρυβος”, ώστε να παραμένει ορατή μόνο η περιοχή κίνησης των σωματιδίων.

Το ρευστό (ανάλογο του αίματος)

Είναι γνωστό ότι το αίμα είναι ένα μη-Νευτωνικό υγρό^[9]. Συγκεκριμένα είναι ένα πολυφασικό μίγμα ενός Νευτωνικού ρευστού, του πλάσματος, και τριών κύριων κυτταρικών ειδών: των ερυθρών αιμοσφαιρίων (95% επί του συνόλου των κυτταρικών ειδών), των αιμοπεταλίων (4.9%) και των λευκών αιμοσφαιρίων (0.1%). Για τον υπολογισμό του ιξώδους του αίματος έχουν προταθεί διάφορες εξισώσεις-μοντέλα.

Στα πειράματά μας ως ρευστό (ανάλογο αίματος) χρησιμοποιείται υδατικό διάλυμα γλυκερίνης (21.0% v/v) που περιέχει μικρή ποσότητα κόμμεως ξανθάνης (0.021% w/v), το οποίο είναι γνωστό ότι προσδίδει στο ρευστό ιξωδοελαστικές ιδιότητες παρόμοιες με αυτές του αίματος (μη-Νευτωνική συμπεριφορά)^[13]. Το ιξώδες ακολουθεί το μοντέλο *Hershel-Bulkley* (Εξ. 1) (Σχήμα 10):

$$\mu = 0.00348/\dot{\gamma} + 0.0149 \dot{\gamma}^{-0.25} \quad [1]$$

Για μεγάλες τιμές του ρυθμού διάτμησης, $\dot{\gamma}$, η τιμή του ιξώδους, μ , τείνει στο $\mu_{\infty} = 2.63 \text{ mPa}\cdot\text{s}$.

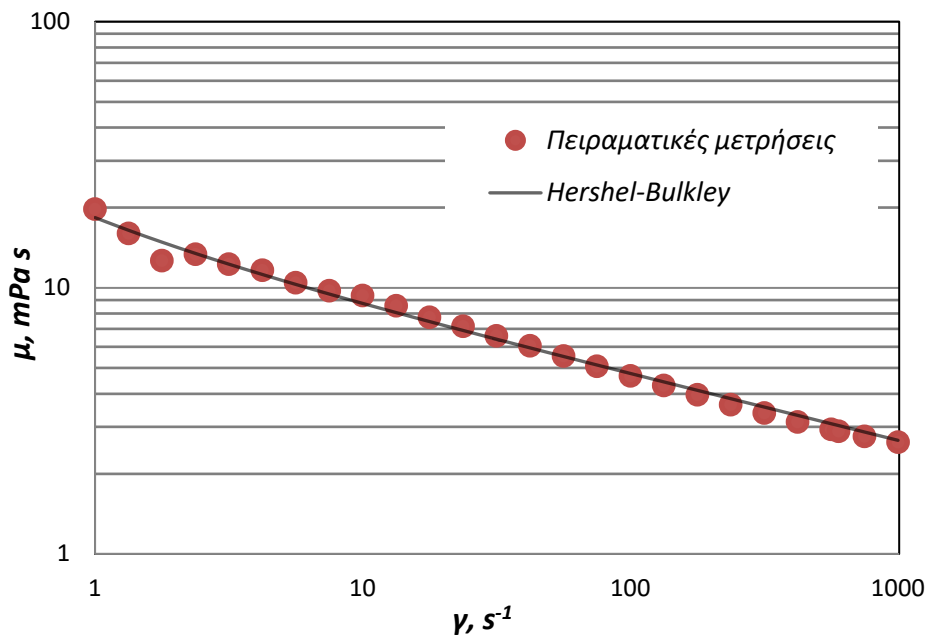
Μέτρηση WSS

Είναι κοινή πρακτική η εκτίμηση της τοιχωματικής διατμητικής τάσης να γίνεται έμμεσα από τις πειραματικές μετρήσεις του πεδίου ταχύτητας^[13]. Για το σκοπό αυτό απαιτείται αφενός να υπάρχουν μετρήσεις ταχύτητας κοντά στο τοίχωμα και αφετέρου να χρησιμοποιηθεί μια μη παρεμβατική μέθοδος μέτρησης της ταχύτητας, όπως η μέθοδος μ-PIV, ώστε να μη προκαλούνται διαταραχές στη ροή. Η εκτίμηση της τοιχωματικής διατμητικής τάσης, τ_w (WSS), γίνεται με τον υπολογισμό του ρυθμού διάτμησης, $\dot{\gamma}_w$, κοντά στο τοίχωμα και την αντικατάσταση της τιμής αυτής στην Εξ. 2:

$$\tau_w = \mu(\dot{\gamma}_w) \cdot \dot{\gamma}_w$$

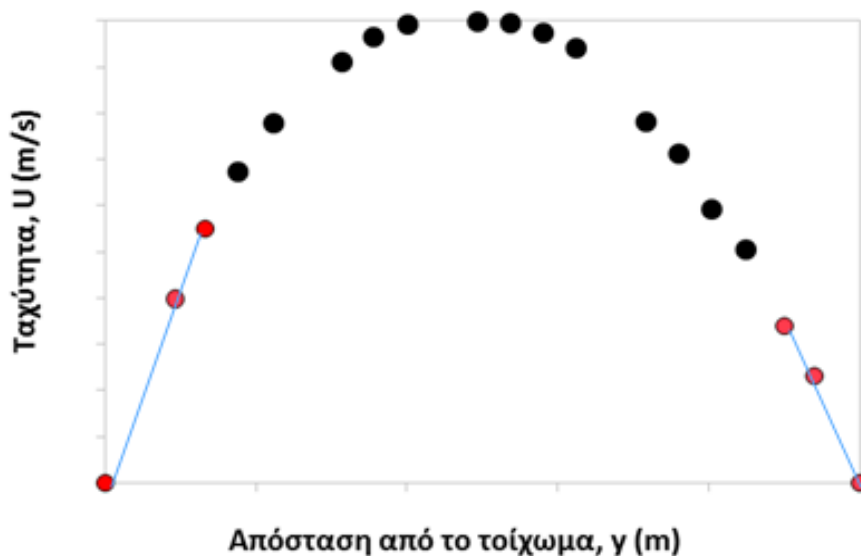
[2]

όπου $\mu(\dot{\gamma}_w)$ η τιμή του ιξώδους για το ρυθμό διάτμησης κοντά στο τοίχωμα του αγωγού, $\dot{\gamma}_w$.



Σχήμα 10. Σύγκριση ιξώδους του αναλόγου του αίματος με το μοντέλο Hershel-Bulkley.

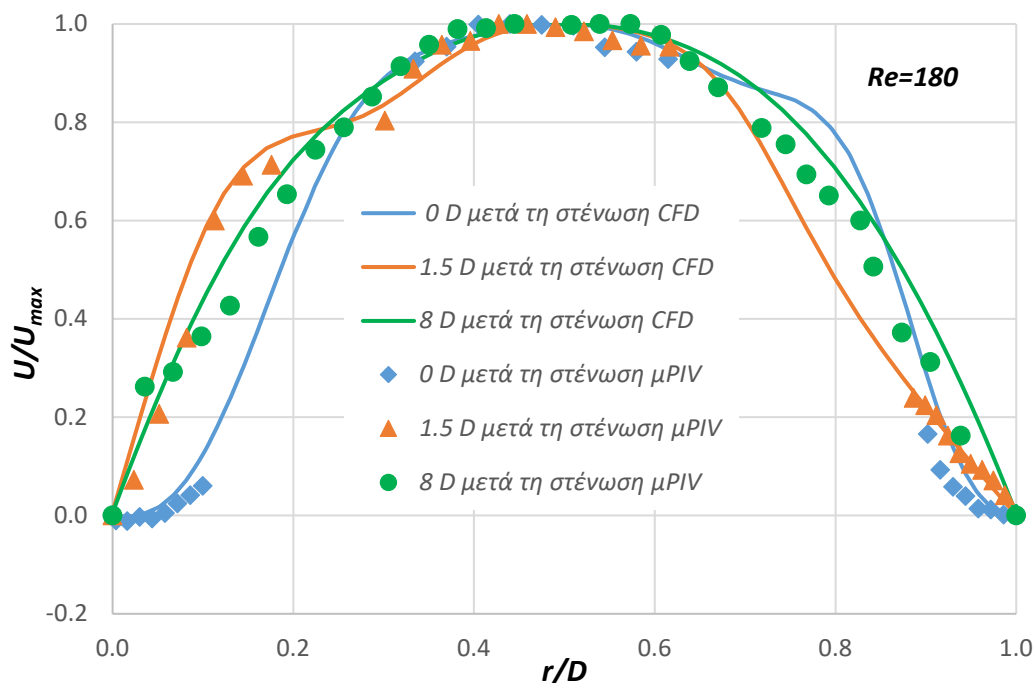
Στην παρούσα εργασία με την παραδοχή ότι η κατανομή της ταχύτητας κοντά στο τοίχωμα είναι γραμμική, χρησιμοποιούνται δύο μετρήσεις της ταχύτητας πολύ κοντά στο τοίχωμα και μία τρίτη, που είναι η μηδενική ταχύτητα στην επιφάνεια του τοιχώματος (συνθήκη μη ολίσθησης). Από αυτά τα τρία σημεία σχεδιάζεται η ευθεία που προσαρμόζεται σε αυτά με τη μεγαλύτερη ακρίβεια (**Σχήμα 11**), η κλίση της οποίας ισούται με τον ρυθμό διάτμησης κοντά στο τοίχωμα, $\dot{\gamma}_w$. Αντικαθιστώντας την τιμή αυτή στην **Εξ. 2**, λαμβάνεται μία καλή εκτίμηση για την τιμή της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα.



Σχήμα 11. Εκτίμηση του ρυθμού διάτμησης από δεδομένα ταχύτητας, με την παραδοχή γραμμικής κατανομής της ταχύτητας κοντά στο τοίχωμα.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

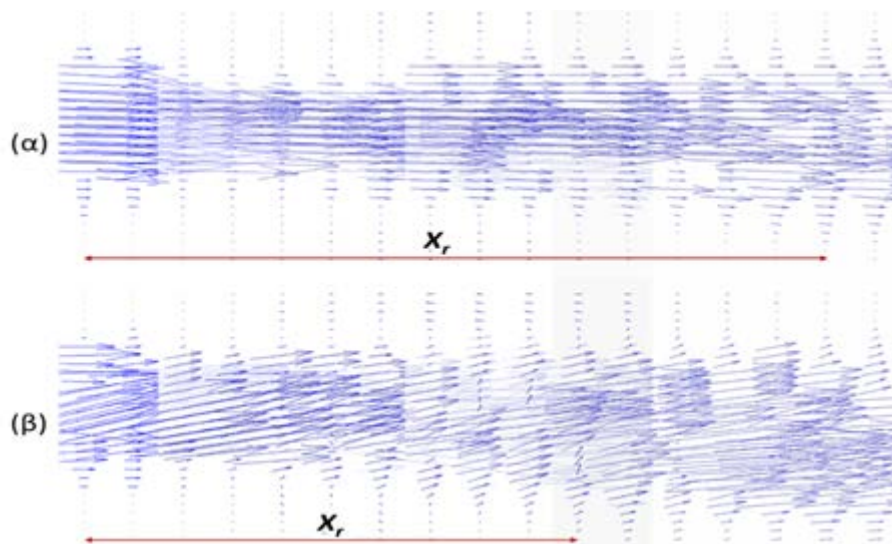
Πειράματα έγιναν για δυο τυπικές παροχές ρευστού (140 και 280 mL/min) που αντιστοιχούν στη ροή αίματος σε αγγεία αυτού του μεγέθους. Για τον αγωγό που εξετάστηκε αυτές οι ογκομετρικές παροχές αντιστοιχούν σε αριθμούς *Reynolds*, $Re = \frac{UD\rho}{\mu}$, 180 και 360, όπου U η μέση ταχύτητα του ρευστού, D η εσ. διάμετρος του αγωγού, ρ η πυκνότητα του ρευστού και μ το ασυμπυκτικό ιξώδες του ρευστού μ_∞ (για $\dot{\gamma} > 1000 \text{ s}^{-1}$). Στο **Σχήμα 12** παρουσιάζεται για αγωγό με στένωση και γεννήτρια στροβίλων η κατανομή της τοπικής ταχύτητας, ανηγμένη ως προς τη μέγιστη ταχύτητα, ως συνάρτηση της ανηγμένης απόστασης r/D , πάνω στην οριζόντια διάμετρο. Είναι προφανές ότι υπάρχει καλή συμφωνία των πειραματικών μετρήσεων με τα αποτελέσματα του *CFD*. Η ασυμμετρία που παρουσιάζουν οι καμπύλες κατανομής ταχύτητας οφείλεται στην ύπαρξη της στροβιλώδους ροής, η οποία τείνει να αποσβεσθεί μόλις απομακρυνθούμε από τη στένωση (μετά από $1.5D$). Οι μικρές αρνητικές τιμές της ταχύτητας αμέσως μετά τη στένωση υποδηλώνουν την ύπαρξη της ζώνης ανακυκλοφορίας. Στην περιοχή αυτή οι τιμές της τοιχωματικής διατμητικής τάσης (*WSS*) αφενός είναι μικρές και αφετέρου έχουν αρνητικό πρόσημο με αποτέλεσμα να μεγαλώνει η τάση δημιουργίας αθηρωματικής πλάκας.



Σχήμα 12. Σύγκριση αποτελεσμάτων *CFD* και μ -*PIV*: Τυπικό διάγραμμα κατανομής της αξονικής ταχύτητας κατά τη διεύθυνση μιας διαμέτρου για $Re=180$.

Από την κατανομή της ταχύτητας κατά τη διεύθυνση της ροής υπολογίσθηκε το μήκος της περιοχής ανακυκλοφορίας, x_r , και συγκρίθηκε με τα αποτελέσματα της υπολογιστικής μελέτης^[2]. Στο **Σχήμα 13** φαίνεται ένα τυπικό αποτέλεσμα κατανομής της ταχύτητας (για $Re=180$) τόσο χωρίς όσο και με τη συσκευή παραγωγής στροβιλώδους ροής. Το ποσοστό μείωσης του x_r είναι 40%, τιμή που βρίσκεται σε πολύ καλή συμφωνία με τα αποτελέσματα της μελέτης με το *CFD*^[2] (απόκλιση 5%).

Οι τιμές της *WSS* υπολογίσθηκαν από την κατανομή της ταχύτητας (**Σχήμα 11**). Βρέθηκε ότι μέσα στην περιοχή ανακυκλοφορίας είναι $WSS < 0.4 \text{ Pa}$, ενώ μετά την αποκατάσταση της ροής (δηλαδή για $x > x_r$) βρίσκεται στο διάστημα $1 \text{ Pa} < WSS < 10 \text{ Pa}$, δηλαδή στην περιοχή τιμών που δεν ευνοούν τις εναποθέσεις (**Σχήμα 3**). Όσον αφορά την πίεση, λόγω της παρουσίας της διάταξης πριν την στένωση, αυτή μετρήθηκε 0.95 kPa (για $Re=180$) τιμή που αφενός συμφωνεί με τα αποτελέσματα της αριθμητικής επίλυσης^[2] και αφετέρου είναι μικρότερη από το όριο των 1.2 kPa.



Σχήμα 13. Τυπικό αποτέλεσμα μείωσης του μήκους ανακυκλοφορίας για το ανάλογο αίματος ρευστού: (α) χωρίς συσκευή, (β) με συσκευή.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα πειραματικά αποτελέσματα αυτής της εργασίας (για $Re=180$ και 360), τα οποία αφορούν το μήκος της ζώνης ανακυκλοφορίας, την κατανομή της τοιχωματικής διατμητικής τάσης και της αναπτυσσόμενης πίεσης, βρέθηκε ότι είναι σε πολύ καλή συμφωνία ($\pm 10\%$) με τα αποτελέσματα του *CFD*. Κατά συνέπεια οι σχέσεις που διατυπώθηκαν με βάση τα αποτελέσματα του *CFD*^[2] μπορούν να αξιοποιηθούν στο σχεδιασμό και την κατασκευή τέτοιων καινοτόμων διατάξεων.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Οι συγγραφείς θα ήθελαν να ευχαριστήσουν θερμά τους τεχνικούς κ.κ. Α. Λέκκα και Φ. Λαμπρόπουλο για την κατασκευή της πειραματικής διάταξης και την τεχνική υποστήριξη, τον Καθηγητή κ. Μ. Ασσαέλ για την παραχώρηση του ρεομέτρου και την Αν. Καθηγήτρια κ. Α.Α. Μουζά για τις χρήσιμες παρατηρήσεις και συμβουλές της.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Πάσσοσ, Α.Δ., Tashi, R., Κανάρης, Α.Γ., Παράς, Σ.Β. (2016) *26^ο Ιατρικό Συνέδριο Ενόπλων Δυνάμεων, Θεσσαλονίκη*.
- [2] Tashi, R. (2016) *Διπλωματική εργασία. Τμήμα Χημικών Μηχανικών ΑΠΘ*.
- [3] Asakura, T., Karino, T. (1990) *Circulation Research*, 66:1045-1066.
- [4] Feldman, C. (1993) *Arteriosclerosis and Thrombosis*, 13:310-315.
- [5] Bonert, M., Myers, J., Fremes, S. (2002) *Annals of Biomedical Engineering*, 30:599-611.
- [6] Fan, Z., Yubo, F., Xiaoyan, D., Zaipin, X. (2010) *ASAIO*, 172-179.
- [7] Kanaris, A.G., Anastasiou, A.D., Paras, S.V. (2011) *Chemical Engineering Science*, 71: 202-211.
- [8] Manosh, P. C., Larman, A. (2009) *Medical Engineering & Physics*, 31: 1195–1203.
- [9] Αναστασίου, Α.Δ., Σπυρογιάννη, Α.Σ., Γιαννόγλου Γ.Δ., Παράς, Σ.Β., (2011). *8^ο Πανελλήνιο Επιστημ. Συνέδριο Χημ. Μηχανικής, Θεσσαλονίκη*.
- [10] Sinton, D. (2004) *Microfluid Nanofluid*, 1: 2–21.
- [11] Meinhart, C., Wereley, S., Santiago, J. (1999) *Experiments in Fluids*, 27: 414–419.
- [12] Anastasiou, A.D., Makatsoris, C., Gavriilidis, A., Mouza, A.A. (2013) *Exp. Thermal and Fluid Science*, 44: 90–99.
- [13] Anastasiou, A.D., Spyrogianni, A.S., Koskinas, K.C., Giannoglou, G.D., Paras, S.V (2012) *Med Eng Phys*, 34: 211-218.