

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΡΕΥΣΤΟΥ/ΣΤΕΡΕΟΥ ΓΙΑ ΤΗΝ ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΕΝΔΟΚΡΑΝΙΑΚΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ

Δ. Σ. Λαμπρόπουλος¹, Ι. Δ. Μπουτόπουλος¹, Γ. Χ. Μπουραντάς², Β. Χ. Λουκόπουλος¹

¹Τμήμα Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών, GR 26500, Ρίο, Ελλάδα, e-mail: dimlab@upatras.gr, mproutopoulos@upatras.gr, vxloukop@physics.upatras.gr

²Εργαστήριο Ευφών Συστημάτων στην Ιατρική, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αυστραλίας, Περθ, WA 6009, Αυστραλία, e-mail: george.bourantas@uwa.edu.au

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η Υπολογιστική Ρευστοδυναμική χρησιμοποιείται εκτενώς για να συμβάλλει στην κατανόηση της ανάπτυξης και ρήξης των ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων και έτσι να υποστηρίζει τους γιατρούς κατά τη διάρκεια του προγραμματισμού της θεραπείας. Παρόλα αυτά, πολυάριθμες μελέτες εστιάζουν μόνο στην αιμοδυναμική εντός του αγγείου, αδυνατώντας να προσδιορίσουν αξιόπιστα κριτήρια για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης. Προκειμένου να βελτιωθούν τα διαθέσιμα μοντέλα προσομοίωσης, η υπόθεση της αλληλεπίδρασης ρευστού-στερεού αναδεικνύεται ως εναλλακτική της υπόθεσης του άκαμπτου τοιχώματος του αγγείου.

Παρόλο που οι πρώτες ενδείξεις για τα εν λόγω μοντέλα ήταν ενθαρρυντικές, τροχοπέδη στην περαιτέρω ανάπτυξη τους, αποτελεί η αδυναμία προσδιορισμού του πάχους του αρτηριακού τοιχώματος. Οι μέχρι τώρα απεικονιστικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση των ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων αδυνατούν να προσδιορίσουν το πάχος του τοιχώματος των εγκεφαλικών αρτηριών και κατά συνέπεια των ανευρυσμάτων. Αποτέλεσμα όλων αυτών, είναι να εγείρονται ερωτήματα για την ορθότητα του πάχους του αρτηριακού τοιχώματος που χρησιμοποιείται στα μοντέλα αλληλεπίδρασης ρευστού στερεού.

Στην παρούσα ερευνητική εργασία αναπτύσσονται μοντέλα στα οποία το αρτηριακό τοίχωμα θεωρείται άκαμπτο και μοντέλα στα οποία θεωρείται ελαστικό με διαφορετικές κατανομές ως προς το πάχος του τοιχώματος, με στόχο την ανάδειξη διαφορών στους παραγόμενους δείκτες πρόβλεψης. Το ενδιαφέρον εστιάζεται στη μελέτη ανευρυσμάτων της μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας μέσω δεδομένων τα οποία αντλήθηκαν από την βιβλιοθήκη *Aneurisk*.

Λέξεις Κλειδιά: Ενδοκρανιακό ανεύρυσμα, υπολογιστική ρευστοδυναμική, αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού, *WSS*, *OSI*, *TAWSS*, *Von Mises Stress*

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Με τον όρο ενδοκρανιακά ανεύρυσματα αναφερόμαστε σε παθολογικές εντοπισμένες διατάσεις ή διογκώσεις στο εγκεφαλοαγγειακό τοίχωμα σε άμεση επικοινωνία με τον αρτηριακό αυλό και ως εκ τούτου με την ροή του αίματος, που προκύπτει από μια επίκτητη ή λιγότερο συχνά μια συγγενή αδυναμία στο αρτηριακό τοίχωμα. Η ανάπτυξη των ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων παραμένει αβέβαιη και αμφιλεγόμενη λόγω της «αόρατης» ως προς τις ενδείξεις τους φύση τους [Shane *et al.* (2013)].

Πληθώρα μελετών και προσομοιώσεων Υπολογιστικής Ρευστομηχανικής έχουν πραγματοποιηθεί τα τελευταία χρόνια για την ανάδειξη αιμοδυναμικών δεικτών που θα μπορούν να χρησιμεύσουν στην κατανόηση της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου. Στην κλινική ρουτίνα, η εκτίμηση της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου πραγματοποιείται κυρίως βάσει των μορφολογικών χαρακτηριστικών τους [Masuda *et al.* (2012), Dahr *et al.* (2008)] αλλά και λαμβάνοντας υπόψη την ίδια στιγμή και το ιστορικό του ασθενή. Ωστόσο, η πρόοδος των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης οδηγεί στον εντοπισμό περισσότερων ανευρυσμάτων, γεγονός που καθιστά επιτακτική την ένταξη των προσομοιώσεων στην κλινική πράξη, ως εργαλείο λήψης αποφάσεων.

Στην παρούσα ερευνητική εργασία αναπτύσσονται δύο ξεχωριστές τεχνικές προσέγγισης του αρτηριακού τοιχώματος των ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων. Η πρώτη θεωρεί το αρτηριακό τοίχωμα άκαμπτο και η δεύτερη παραμορφώσιμο και ελαστικό [Torii *et al.* (2010)]. Κατά την δεύτερη τεχνική θεωρούμε δυο διαφορετικές κατανομές στο πάχος του τοιχώματος όπου στην πρώτη έχουμε ομοιογενές πάχος σε όλο τον όγκο τις γεωμετρίας ενώ στην δεύτερη ο θόλος του ανευρύσματος έχει το 15% του πάχους της μητρικής αρτηρίας [Voß *et al.* (2016)]. Σκοπός των δυο παραπάνω τεχνικών είναι η ανάδειξη του κατά πόσο επηρεάζονται οι αιμοδυναμικοί δείκτες, οι οποίοι αξιοποιούνται για την εκτίμηση της έκβασης ενός ενδοκρανιακού ανευρύσματος (ρήξη ή μη) καθώς υπάρχει ο κίνδυνος εξαγωγής παραπλανητικών αποτελεσμάτων. Οι αιμοδυναμικοί δείκτες που χρησιμοποιούνται για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας είναι η διατμητική τάση – *Wall Shear Stress* (WSS), η μέση χρονική διατμητική τάση – *Time Average Wall Shear Stress* (TAWSS), ο δείκτης διατμητικής ταλάντωσης – *Oscillatory Shear Index* (OSI), η παραμόρφωση του τοιχώματος – *Wall Displacement* και οι τάσεις *Von Mises* [Lee *et al.* (2013)].

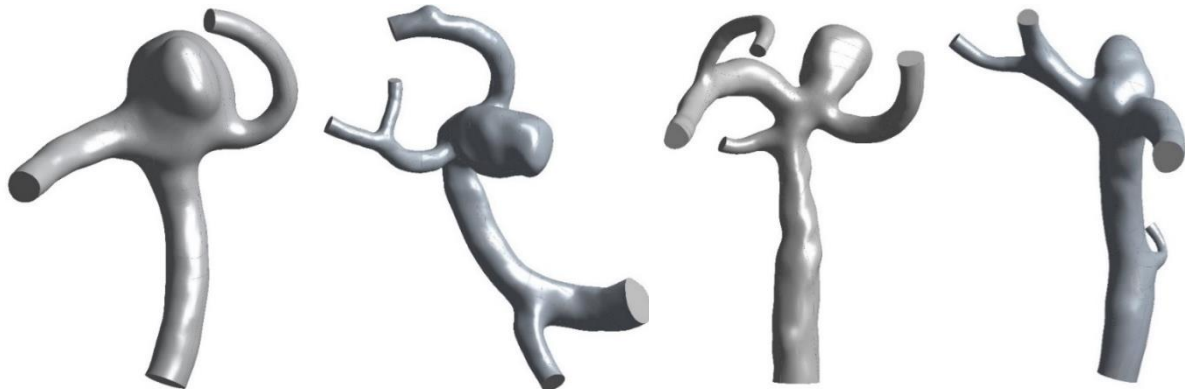
2. ΥΛΙΚΑ, ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ

Επιλέχθηκαν τέσσερις πραγματικές γεωμετρίες σακοειδών εγκεφαλικών ανευρυσμάτων, τα οποία εμφανίστηκαν στην μέση εγκεφαλική αρτηρία. Από τα τέσσερα αυτά ανευρύσματα, τα δύο είχαν υποστεί ρήξη ενώ τα υπόλοιπα όχι. Οι γεωμετρίες των ανευρυσμάτων αντλήθηκαν από την βάση δεδομένων *Aneurisk* (<http://ecm2.mathcs.emory.edu/aneurisk>) του πανεπιστημίου Emory, Η.Π.Α.

Στον Πίνακα 1, παρατίθενται τα βασικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία. Τα χαρακτηριστικά αυτά είναι ο όγκος του ανευρυσματικού θόλου (*Aneurysmal Dome Volume* (mm^3)), η γωνία που σχηματίζει ο λαιμός του ανευρύσματος με την αρτηρία στην οποία εντοπίζεται (*Neck Vessel angle*), ο λόγος μεγέθους (*size ratio*), ο λόγος όψης (*aspect ratio*) ο οποίος ορίζεται ως το πηλίκο του ύψους δια το πλάτος του ανευρυσματικού λαιμού. Επιπροσθέτως, παρουσιάζονται η ηλικία και το φύλο των ασθενών.

<i>Case Id</i>	<i>Aneurysm Status</i>	<i>Age</i>	<i>Sex</i>	<i>Aneurysmal Dome Volume</i> (mm^3)	<i>Neck Vessel angle</i>	<i>Size ratio</i>	<i>Aspect ratio</i> (height/neck width)
C0028	R	77	F	38.27	13.21	2.38	0.78
C0050	R	51	M	16.15	9.73	1.87	1.13
C0045	U	38	M	114.08	21.46	3.26	1.26
C0049	U	41	M	59.66	27.78	2.95	2.12

Πίνακας 1. Γεωμετρικά χαρακτηριστικά των ανευρυσμάτων που χρησιμοποιήθηκαν.



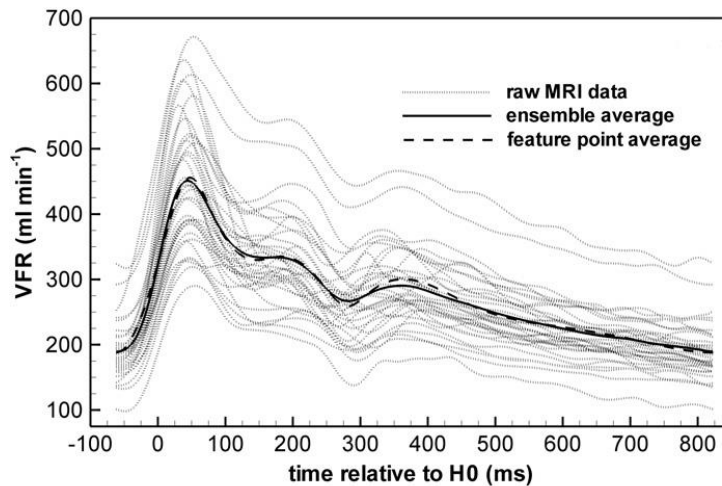
Εικόνα 2. Γεωμετρίες ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων. Περιπτώσεις ασθενών από αριστερά προς τα δεξιά σύμφωνα με τον Πίνακα 1: C0028, C0045, C0049 και C0050.

3. Μοντελοποίηση

3.1 Συνοριακές συνθήκες ρευστού

Όλες οι παραπάνω γεωμετρίες εισήχθησαν στο λογισμικό εμπορικού κώδικα ANSYS CFX™ (ANSYS Inc., Pittsburg, PA), όπου κι αναπτύχθηκαν τα υπολογιστικά μοντέλα ρευστομηχανικής.

Ως συνοριακές συνθήκες, εφαρμόστηκαν οι φυσιολογικές κυματομορφές ροής του αίματος της Εικ.2. Στην Εικ. 2 παρουσιάζεται η προσαρμογή της καμπύλης δεδομένων από *MRI*, από τη μέση εγκεφαλική αρτηρία, θεωρώντας ως μέση διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου τα 0.885 sec , χρόνος που αντιστοιχεί σε περίπου 75 σφυγμούς το λεπτό. Όλες οι γεωμετρίες προσομοιώθηκαν σε τέσσερις καρδιακούς κύκλους, με στόχο τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια και ελαχιστοποιώντας το σφάλμα στον υπολογισμό των αιμοδυναμικών δεικτών.



Εικόνα 2. Απεικόνιση χρονομεταβαλλόμενης ροής του αίματος συναρτήσει του καρδιακού κύκλου από εξέταση *MRI* [Ford *et al.* (2005)]

Οι συνοριακές συνθήκες της πίεσης που εξαρτάται από το χρόνο δίνεται από την εξίσωση

$$P = P_0 + QR \quad (1)$$

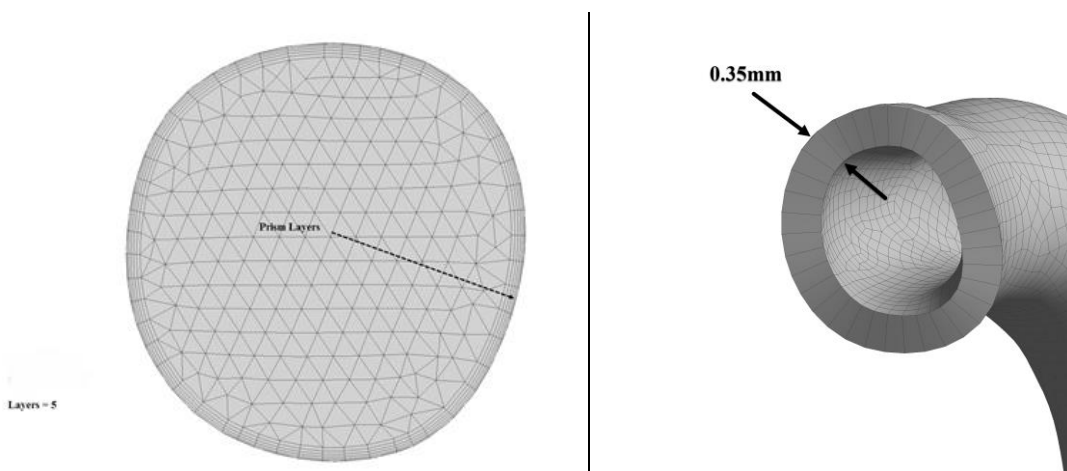
όπου Q είναι η ολική εκροή (= εισροή). Το P_0 είναι μία πίεση αναφοράς και το R παριστάνει την αντίσταση που οφείλεται στο μήκος του αγγειακού δένδρου. Οι παραπάνω τιμές προσδιορίστηκαν ώστε να αποκτήσουν την κλίμακα φυσιολογικής πίεσης 80-120 mm Hg ενός μέσου ενήλικα. Ως εκ τούτου τα P_0 και R στην εξίσωση (5) ρυθμίζονται στα 899.25 Pa και $5.45 \text{ Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-3}$

Το αίμα θεωρήθηκε μη-νευτώνειο ρευστό βασιζόμενοι στο μοντέλο του Cross [Khan *et al.* (2017)], όπου $\mu_\infty = 3,690 \text{ mPa}\cdot\text{s}$, $\mu_0 = 56 \text{ mPa}\cdot\text{s}$, $\lambda = 3,736\text{s}$, $m = 2,406$, $a = 0,254$.

$$\mu(\dot{\gamma}) = \frac{\mu_0 - \mu_\infty}{(1 + (\lambda\dot{\gamma})^m)^a} + \mu_\infty \quad (2)$$

Για τις υπό εξέταση γεωμετρίες, επιλέχθηκε η δημιουργία πλέγματος με τετράεδρα στοιχεία [Cebal *et al.* (2007)] ενώ για την βελτιστοποίηση του υπολογισμού των εξεταζόμενων μεγεθών στο ανευρυσματικό τοίχωμα πραγματοποιήθηκε η προσθήκη πύκνωσης μέσω στρωμάτων (*inflation*) των στοιχείων στην περιοχή όλου τοιχώματος του ανευρύσματος (Εικ. 3). Το πλέγμα και στις τέσσερις περιπτώσεις εξετάστηκε για την ανεξαρτησία της λύσης από τον αριθμό των στοιχείων με τον τελικό αριθμό των στοιχείων να κυμαίνεται από 800.000 έως 1.000.000.

Καθώς στην παρούσα εργασία μελετάται η αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού, όπου το ρευστό είναι το αίμα και το στερεό το αρτηριακό τοίχωμα, πρέπει να κατασκευαστεί πλέγμα και για τις γεωμετρίες του αρτηριακού τοιχώματος. Το πλέγμα για τις υπό εξέταση γεωμετρίες, αποτελείται από εξάεδρα στοιχεία με τον αριθμό των στοιχείων του εκάστοτε πλέγματος να κυμαίνεται από 10.000 έως 13.000.



Εικόνα 3. Τομή του πλέγματος σε περιοχή του ανευρύσματος (Αριστερά). Απεικόνιση πάχους του αρτηριακού τοιχώματος (Δεξιά).

3.2 Συνοριακές συνθήκες μοντελοποίησης αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού

Η μοντελοποίηση του αρτηριακού τοιχώματος πραγματοποιείται με δυο διαφορετικές προσεγγίσεις. Αρχικά, υποθέτουμε πως το τοίχωμα έχει τις ίδιες ελαστικές ιδιότητες αλλά και το ίδιο πάχος τόσο στην μητρική αρτηρία όσο και στον ανευρυσματικό θόλο, με την τιμή του πάχους στα 0.35 mm . Στην δεύτερη προσέγγιση υποθέτουμε πως τοίχωμα συνεχίζει να διατηρεί τις ίδιες ελαστικές ιδιότητες σε όλο τον όγκο τις υπό εξέταση γεωμετρίας, με το πάχος να διαφοροποιείται και να παίρνει την τιμή των 0.15 mm για την περιοχή του ανευρυσματικού θόλου, σύμφωνα με τους Torri *et al.* (2010) [Torri *et al.* (2011)].

Το αρτηριακό τοίχωμα και στις δυο περιπτώσεις θεωρείται ως υπερελαστικό υλικό κατά *Mooney Rivlin* καθώς έτσι επιτυγχάνεται ρεαλιστικότερη θεώρηση [Sanchez *et al.* (2013)]. Η πυκνότητα ορίζεται στα 1100 kg/m^{-3} [Costalat *et al.* (2011)]. Η εξίσωση ενέργειας-παραμόρφωσης για το υλικό είναι:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (3)$$

όπου C_{10} , C_{01} και C_{11} οι σταθερές του υλικού και

$$I_1 = \text{tr}(C), \quad I_2 = \frac{1}{2}(\text{tr}^2(C) - \text{tr}(C^2)) \quad (4)$$

Οι σταθερές του υλικού σύμφωνα με τους Costalat et al. (2011) παίρνουν τις τιμές

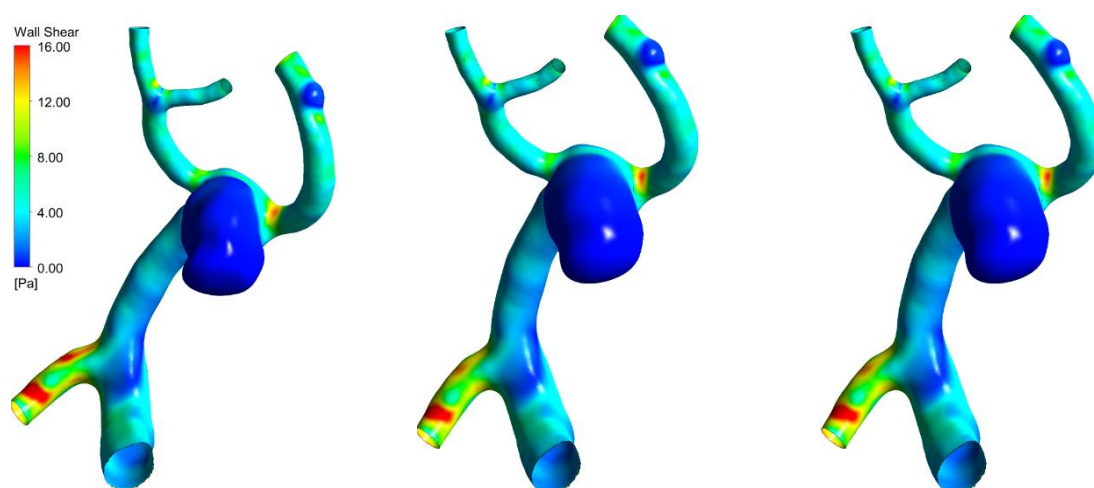
- $C_{10} = 0.222\text{MPa}$
- $C_{10} = 0.0071\text{MPa}$
- $C_{10} = 11.76\text{MPa}$

Αξίζει να αναφερθεί πως για να πραγματοποιηθεί ορθώς η αλληλεπίδραση υγρού στερεού πρέπει να ικανοποιούνται οι παρακάτω συνθήκες: (i) οι μετατοπίσεις του πεδίου του υγρού και του στερεού πρέπει να συμπίπτουν. (ii) οι δυνάμεις που ασκούν μεταξύ τους τα δύο πεδία πρέπει να είναι σε ισορροπία, (iii) το υγρό να υπακούει στη συνθήκη μη ολίσθησης, δηλαδή μηδενική ταχύτητα σχετικά με τη ταχύτητα του στερεού στην περιοχή κοντά στην επιφάνεια του στερεού [Valencia et al. (2006)].

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΣΥΖΗΤΗΣΗ

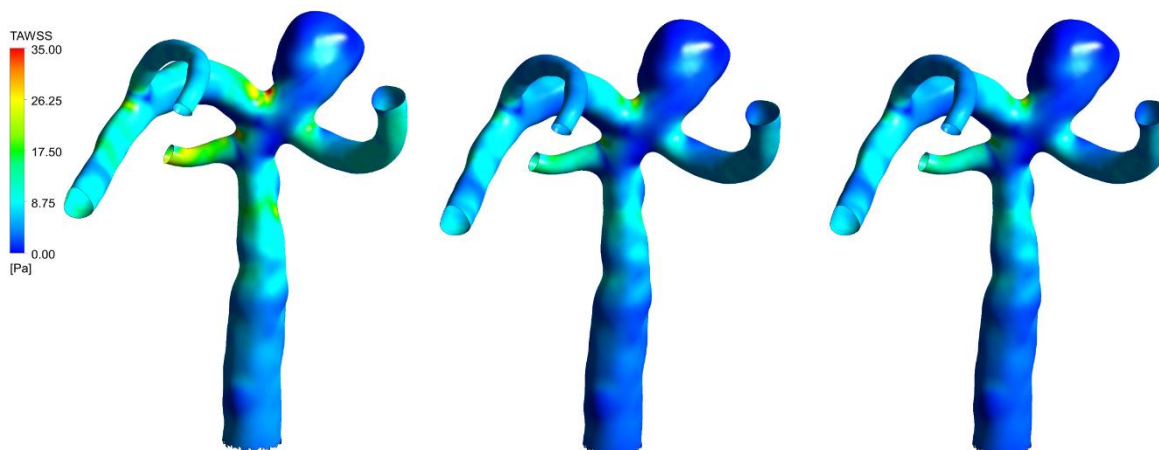
Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων, όπως προέκυψαν για τις περιπτώσεις των δυο διερρηγμένων ανευρυσμάτων (*Ruptured Aneurysms*) και των δυο μη διερρηγμένων (*Un-ruptured Aneurysms*). Για κάθε περίπτωση θα εξετάσουμε την διατμητική τάση – *Wall Shear Stress* (WSS), τη μέση χρονική διατμητική τάση – *Time Average Wall Shear Stress* (TAWSS), το δείκτης διατμητικής ταλάντωσης – *Oscillatory Shear Index* (OSI) [Li et al. (2014)], την παραμόρφωση του τοιχώματος – *Wall Displacement* και τις τάσεις *Von Mises*. Όλες οι προαναφερθείσες παράμετροι μετρήθηκαν τη χρονική στιγμή της διαστολής, με εξαίρεση τη μέση χρονική διατμητική τάση και το δείκτης διατμητικής ταλάντωσης.

Συγκρίνοντας την διατμητική τάση (WSS), όπως φαίνεται και στην παρακάτω Εικ. 4, παρατηρούμε ότι η διαφορά στην μέγιστη τιμή ανάμεσα στις δυο προσεγγίσεις (άκαμπτο και ελαστικό αγγειακό τοίχωμα) είναι μικρότερη του 7%. Αυτό όμως που πρέπει να τονίσουμε είναι η ομοιότητα στην κατανομή των τιμών του κάθε δείκτη. Παρατηρώντας και πάλι την διατμητική τάση στην παρακάτω εικόνα, είναι εύκολο να παρατηρήσει κανείς ότι και τα δύο μοντέλα προσδιορίζουν τις ίδιες περιοχές του αγγειακού τοιχώματος όπου έχουμε τις μέγιστες και ελάχιστες τιμές του αντίστοιχου δείκτη.



Εικόνα 4. Διατμητική Τάση – *Wall Shear Stress* (WSS) για άκαμπτο τοίχωμα (αριστερά) και ελαστικό (κέντρο & δεξιά)

Το ίδιο μοτίβο παρατηρείτε και στο δείκτη της μέσης χρονικής διατμητικής τάσης (TAWSS) όπως φαίνεται και στην Εικ. 5.

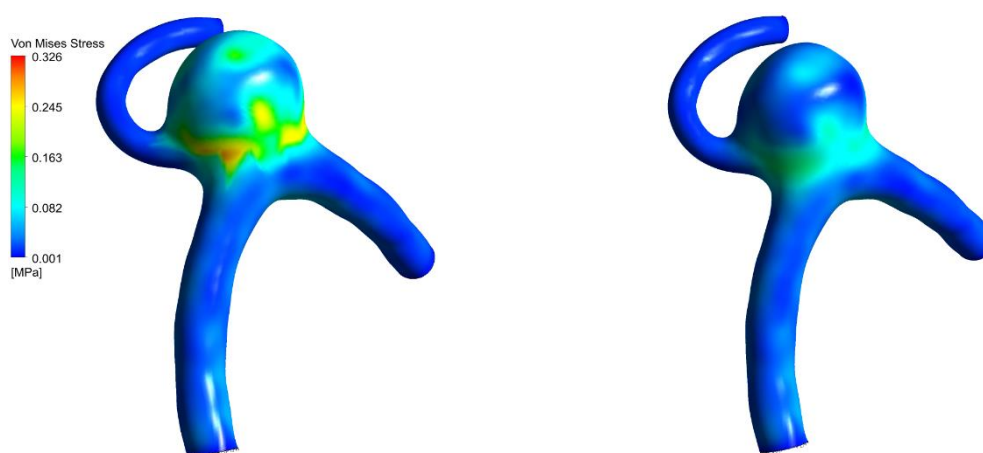


Εικόνα 5. Μέση χρονική διατμητική Τάση – *Wall Shear Stress* (TAWSS) για άκαμπτο τοίχωμα (αριστερά) και ελαστικό (κέντρο & δεξιά)

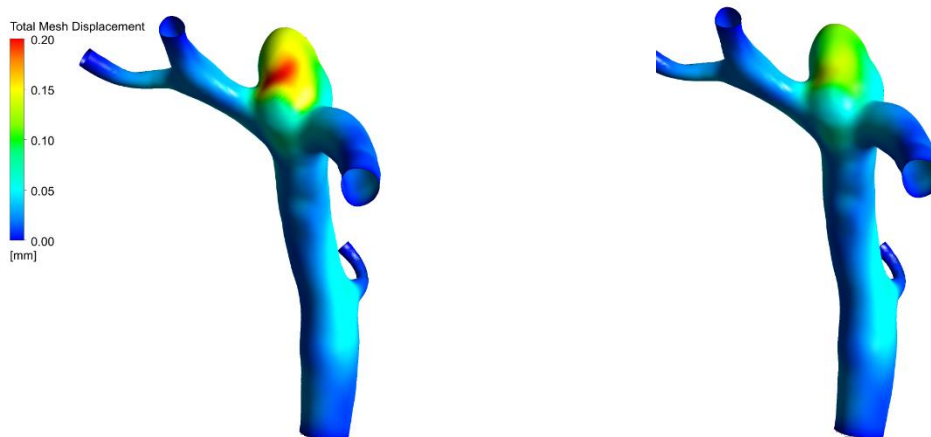
Η κύρια και ουσιαστική διαφορά ανάμεσα στις δυο προσεγγίσεις είναι οι επιπλέον δείκτες που σχετίζονται με τις ιδιότητες του τοιχώματος (η παραμόρφωση του τοιχώματος (*Wall Displacement*) και οι τάσεις *Von Mises*) που μας προσφέρει η προσέγγιση του ελαστικού τοιχώματος.

Συγκρίνοντας τις περιπτώσεις όπου το αρτηριακό τοίχωμα έχει ομοιογενή και μη-ομοιογενή κατανομή του πάχους παρατηρούμε πως οι δείκτες που σχετίζονται με τις δυνάμεις και τις παραμορφώσεις που δέχεται το αρτηριακό τοίχωμα, παρουσιάζουν σημαντικές διαφοροποιήσεις. Οι διαφορές αυτές εντοπίζονται και ως προς τις μέγιστες τιμές των δεικτών αλλά και ως προς την κατανομή αυτών, όπως φαίνεται και στην Εικ. 6 και στην Εικ.7.

Στους πίνακες 2, 3 και 4 ακολουθούν τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα όλων το περιπτώσεων για όλα τα μοντέλα Υπολογιστικής Ρευστομηχανικής που αναπτύχθηκαν στην παρούσα εργασία



Εικόνα 6. Τάσεις *Von Mises* για μη-ομοιόμορφο πάχος τοιχώματος (αριστερά) και ομοιόμορφο (δεξιά)



Εικόνα 7. Παραμόρφωση του τοιχώματος – *Wall Displacement* για μη-ομοιόμορφο πάχος τοιχώματος (αριστερά) και ομοιόμορφο (δεξιά)

Περίπτωση C0049	Άκαμπτά τοιχώματα	FSI με ομοιογενές πάχος	FSI με διαφορετικό πάχος στο θόλο
Oscillatory Shear Index	0.1483	0.1405	0.1436
Time Averaged Wall Shear Stress (Pa)	6.69725	6.2548	6.2978
Area-average WSS (Pa)	7.3114	6.8254	6.7523
Maximum WSS (Pa)	41.4988	39.544	38.9568
Maximum Mesh Displacement (mm)	-	0.2489	0.3489
Average Von Misses Stress (MPa)	-	0.0375	0.0435

Πίνακας 2. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα περίπτωσης C0049

Περίπτωση C0050	Άκαμπτά τοιχώματα	FSI με ομοιογενές πάχος	FSI με διαφορετικό πάχος στο θόλο
Oscillatory Shear Index	0.1943	0.1969	0.1975
Time Averaged Wall Shear Stress (Pa)	13.4283	6.7081	6.7097
Area-average WSS (Pa)	14.4721	13.7922	13.7435
Maximum WSS (Pa)	64.1768	62.1043	62.0956
Maximum Mesh Displacement (mm)	-	0.1404	0.2010
Average Von Misses Stress (MPa)	-	0.0290	0.0345

Πίνακας 2. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα περίπτωσης C0050

Περίπτωση C0045	Άκαμπτά τοιχώματα	FSI με ομοιογενές πάχος	FSI με διαφορετικό πάχος στο θόλο
Oscillatory Shear Index	0.2079	0.2041	0.1975
Time Averaged Wall Shear Stress (Pa)	3.7767	2.0068	6.7097
Area-average WSS (Pa)	3.7452	3.4892	3.7435
Maximum WSS (Pa)	19.5722	18.5273	19.0956
Maximum Mesh Displacement (mm)	-	0.23062	0.3259
Average Von Misses Stress (MPa)	-	0.0550	0.0624

Πίνακας 3. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα περίπτωσης C0045

Περίπτωση C0028	Άκαμπτά τοιχώματα	FSI με ομοιογενές πάχος	FSI με διαφορετικό πάχος στο θόλο
Oscillatory Shear Index	0.24205	0.2393	0.2412
Time Averaged Wall Shear Stress (Pa)	14.5178	13.1404	13.2715
Area-average WSS (Pa)	29.9326	29.1214	29.3645
Maximum WSS (Pa)	85.3168	81.6596	81.4573
Maximum Mesh Displacement (mm)	-	0.19762	0.2937
Average Von Misses Stress (MPa)	-	0.03566	0.0536

Πίνακας 4. Συγκεντρωτικά αποτελέσματα περίπτωσης C0028

5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Μελετήσαμε την παλμική αιματική ροή σε τέσσερα συνολικά ανευρύσματα της μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας, εκ των οποίων τα δυο είχαν υποστεί ρήξη. Το αίμα θεωρήθηκε μη-νευτώνειο ρευστό και η ροή στρωτή, για δύο διαφορετικές προσεγγίσεις του αγγειακού τοιχώματος (άκαμπτο και ελαστικό τοίχωμα). Αποδείχθηκε πως η χρήση του ελαστικού τοιχώματος επιφέρει μικρές μεταβολές στους αιμοδυναμικούς δείκτες πρόγνωσης της ρήξης. Ομοίως, η μεταβολή της κατανομής στο πάχος του αρτηριακού τοιχώματος επηρεάζει κυρίως τους δείκτες που σχετίζονται με το τοίχωμα και όχι τους δείκτες που σχετίζονται με την ροή του αίματος. Τα αποτελέσματα αυτά υποδεικνύουν ότι για μια πιο ρεαλιστική προσέγγιση της ροής του αίματος εντός του εγκεφαλικού αρτηριακού αγγείου, με σκοπό την πρόβλεψη της ρήξης ενός ανευρύσματος απαιτείται βελτίωση των απεικονιστικών μεθόδων και μια πιο ακριβής ανακατασκευή της γεωμετρίας. Με βάση όλα τα παραπάνω η χρήση μοντέλων αλληλεπίδρασης ρευστού-στερεού μπορεί να προσφέρει μια ελπιδοφόρα προοπτική στη πρόβλεψη της

ρήξης των ενδοκρανιακών ανευρυσμάτων μόνο όταν συνδυαστεί με τις αληθείς ιδιότητες του αρτηριακού τοιχώματος.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Cebal, J. R., Pergolizzi Jr, R. S., & Putman, C. M. (2007). Computational Fluid Dynamics Modeling of Intracranial Aneurysms:: Qualitative Comparison with Cerebral Angiography. *Academic radiology*, 14(7), 804-813.
- Costalat, V., Sanchez, M., Ambard, D., Thines, L., Lonjon, N., Nicoud, F., ... & Lhaldky, J. P. (2011). Biomechanical wall properties of human intracranial aneurysms resected following surgical clipping (IRRA's Project). *Journal of biomechanics*, 44(15), 2685-2691.
- Ford, M. D., Alperin, N., Lee, S. H., Holdsworth, D. W., & Steinman, D. A. (2005). Characterization of volumetric flow rate waveforms in the normal internal carotid and vertebral arteries. *Physiological measurement*, 26(4), 477.
- Khan, M. O., Steinman, D. A., & Valen-Sendstad, K. (2017). Non-Newtonian versus numerical rheology: Practical impact of shear-thinning on the prediction of stable and unstable flows in intracranial aneurysms. *Int. J. Numer. Methods Biomedical Eng.* 33(7), e2836.
- Lee, C. J., Zhang, Y., Takao, H., Murayama, Y., & Qian, Y. (2013). A fluid–structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: The effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity. *J. Biomechanics*, 46 (14), 2402-2410.
- Li, M. L., Wang, Y. C., Liou, T. M., & Lin, C. A. (2014). The hemodynamics in intracranial aneurysm ruptured region with active contrast leakage during computed tomography angiography. *Computational Mechanics*, 54(4), 987-997.
- Masuda, Makoto Yamamoto and Toshiaki Abe Hiroyuki Takao, Yuichi Murayama, Shinobu Otsuka, Yi Qian, Ashraf Mohamed, Shunsuke During Observation Hemodynamic Differences Between Unruptured and Ruptured Intracranial Aneurysms Stroke, 2012 May, 43(5), Pages 1436-9
- Sanchez, M., Ambard, D., Costalat, V., Mendez, S., Jourdan, F., & Nicoud, F. (2013). Biomechanical assessment of the individual risk of rupture of cerebral aneurysms: a proof of concept. *Annals of biomedical engineering*, 41(1), 28-40.
- Shane R., Circle of Willis Anatomy, Updated: Jun 3, 2013 [Internet] available from: <http://emedicine.medscape.com/article/1877617-overview>
- Sujan Dhar, Markus Tremmel, J Mocco, Minsuok Kim, Junichi Yamamoto, Adnan H. Siddiqui, L. Nelson Hopkins Morphology Parameters for Intracranial Aneurysm Rupture Risk Assessment Neurosurgery. Aug 2008; 63(2): 185–197.
- Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T., Takagi, K., & Tezduyar, T. E. (2010). Influence of wall thickness on fluid–structure interaction computations of cerebral aneurysms. *Int. J. Numer. Methods Biomedical Eng.* 26 (3-4), 336-347.
- Torii, R., Oshima, M., Kobayashi, T., Takagi, K., & Tezduyar, T. E. (2011). Influencing factors in image-based fluid–structure interaction computation of cerebral aneurysms. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 65(1-3), 324-340.
- Valencia, Alvaro, and Francisco Solis. "Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery." *Computers & structures* 84.21 (2006): 1326-1337.
- Voß, S., Glaßer, S., Hoffmann, T., Beuing, O., Weigand, S., Jachau, K. & Berg, P. (2016). Fluid-structure simulations of a ruptured intracranial aneurysm: constant versus patient-specific wall thickness. *Comput. Math. Methods Medicine*.

DEVELOPMENT AND COMPARISON OF FLUID STRUCTURE INTERACTION HEMODYNAMIC MODELS FOR THE STUDY OF INTRACRANIAL ANEURYSMS

D.S. Lampropoulos¹, I.D. Boutopoulos¹, G.C. Bourantas², V. C. Loukopoulos¹

¹*Department of Physics, University of Patras, Patras, 26500, Rion, Greece*

²*Intelligent Systems for Medicine Laboratory, The University of Western Australia, 35 Stirling Highway, Perth, WA 6009, Australia*

ABSTRACT

Computational Fluid Dynamics is extensively used to help understand the development of intracranial aneurysms and thus to support doctors during treatment planning. However, numerous studies that only examine hemodynamics within the vessel, have not yet given satisfactory criteria for assessing the risk of rupture. In order to improve the available simulation models, the hypothesis of fluid-solid interaction comes as an alternative to the case of the rigid vessel wall.

Although the first indications for these models were encouraging, they kept having difficulties in their application, mainly due to the difficulty to determine the thickness of the arterial wall. The imaging methods used to detect intracranial aneurysms have been unable to determine the wall thickness of the cerebral arteries and consequently the aneurysms. As a result, many questions arise on the validity of the arterial wall thickness used on fluid structure interaction models.

In the present study, models are developed in which the arterial wall is considered rigid and models in which is considered as elastic, with different wall thickness distributions, with the aim of revealing differences in the prediction indicators produced. Four Middle Cerebral Artery sidewall aneurysms were considered and obtained from the *Aneurisk* repository.