



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Μοντελοποίηση Εγκεφαλικού Ανευρύσματος

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΥ ΘΕΟΔΩΡΙΔΗ

Επιβλέπων : Δημήτριος - Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Μοντελοποίηση Εγκεφαλικού Ανευρύσματος

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

του

ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΥ ΘΕΟΔΩΡΙΔΗ

Επιβλέπων : Δημήτριος - Διονύσιος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την .

.....
Δ. Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Π. Τσανάκας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2014

.....

ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ ΘΕΟΔΩΡΙΔΗΣ

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Αλέξανδρος Θεοδωρίδης, 2014.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος - All rights reserved

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό ή κερδοσκοπικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης. Σε αυτή την περίπτωση η αναφορά της πηγής προέλευσης θα ήταν απλά ικανοποίηση για τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν το συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν την επίσημη θέση του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον καθηγητή κ. Δημήτριο Κουτσούρη που μου εμπιστεύτηκε τη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, και τον καθηγητή κ. Δημήτριο Φωτιάδη για την ιώβεια υπομονή που έδειξε κατά τη διάρκεια της εκπόνηση της.

Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον κ. Αντώνη Σακελλάριο, χωρίς τη βοήθεια του οποίου θα ήταν αδύνατη η περαίωση της διπλωματικής εργασίας.

Ευχαριστώ πολύ επίσης τον κ. Διονύση Καρέλα που μου με στήριξε στα πρώτα μου επαγγελματικά βήματα και μου μετέδωσε πολύτιμες γνώσεις για τη κλινική αντιμετώπιση των ανευρυσμάτων.

Τέλος ευχαριστώ τους γονείς μου για την υποστήριξη τους κατά τη διάρκεια εκπόνησης της εργασίας και την Όλγα που ήταν πάντα δίπλα μου.

Περίληψη

Τα τελευταία δέκα χρόνια, η πρόοδος των τεχνολογιών της ιατρικής απεικόνισης εγκεφαλικών ανευρυσμάτων συνέπεσε με εκείνη των τεχνικών υπολογιστικής ρευστοδυναμικής. Η δημιουργία υπολογιστικών μοντέλων με ακριβή γεωμετρικά και μηχανοβιολογικά χαρακτηριστικά είναι μια φθηνή και αποτελεσματική μέθοδος μελέτης των ανευρυσμάτων, με πολλά υποσχόμενες εφαρμογές στην κλινική πράξη. Στη συγκεκριμένη εργασία έγινε μια ανασκόπηση των σύγχρονων μεθόδων μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων που εντοπίζονται στη σύγχρονη βιβλιογραφία. Οι μέθοδοι παρουσιάζονται σε κατηγορίες βάσει του αντικειμένου μελέτης τους και των τεχνικών που χρησιμοποιούνται σε αυτές.

Επιπλέον, εφαρμόστηκαν τεχνικές υπολογιστικής μηχανικής ρευστών για την μοντελοποίηση ενός ανευρύσματος πρόσθιας αναστομωτικής αρτηρίας με σκοπό την ανάδειξη των αιμοδυναμικών χαρακτηριστικών ενός ανευρύσματος στη συγκεκριμένη περιοχή. Έγινε επίσης σύγκριση των αιμοδυναμικών παραμέτρων για δύο τύπους ροής εισόδου: της μεταβαλλόμενης, χρησιμοποιώντας δεδομένα από Διακρανιακό Υπέρηχο στην πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία, και της σταθερής χρησιμοποιώντας τη μέση ταχύτητα για ένα καρδιακό κύκλο. Στη συνέχεια συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα των δύο μεθόδων και διερευνήθηκε η πιθανότητα χρήσης του μοντέλου της σταθερής ροής εισόδου, ως μια πιο απλή και γρήγορη μέθοδο μελέτης των ανευρυσμάτων.

Λέξεις Κλειδιά: «ανεύρυσμα, μηχανική ρευστών, μοντελοποίηση ανευρύσματος, μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων, αιμοδυναμικές παράμετροι»

Abstract

During the last decade, there has been a convergence of the aneurysm imaging technologies and the computational fluid dynamics techniques. The creation of computational models with precise geometrical and biomechanical characteristics has been proven to be a cost effective and efficient method for the study of cerebral aneurysms, having, at the same time, very promising applications in the medical field. A review of the current CFD modeling methods for cerebral aneurysms has been made in this thesis, and presented to the reader in categories, with respect to the techniques applied and the purpose of each method.

Furthermore, a model of an aneurysm of the anterior cerebral artery was created and studied using CFD. The study used two types of inflow boundary condition, a transient flow using data from a transcranial Doppler sonography at the anterior cerebral artery and a steady flow, using the time-averaged value of the previous data, during the cardiac cycle. Then the results of the two studies are compared and the possibility of using the steady flow model as a simpler and faster study method was discussed.

Keywords: «aneurysm, computational flow dynamics, aneurysm modeling, finite element method, haemodynamics»

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή	14
2	Στοιχεία Μηχανικής Ρευστών	17
2.1	Ιδιότητες Ρευστών	17
2.1.1	Δυνάμεις	17
2.1.2	Ορθή Εντατική Κατάσταση	18
2.1.3	Διατμητική Εντατική Κατάσταση	18
2.1.4	Λοιπές Παράμετροι της Διατμητικής Εντατικής Κατάστασης	19
2.2	Πεδίο Ροής	20
2.2.1	Απεικόνιση Πεδίου Ροής	20
2.2.2	ALE Απεικόνιση Πεδίου Ροής	20
2.2.3	Στρωτή και Τυρβώδης Ροή	21
2.2.4	Ο Αριθμός Reynolds	21
2.3	Εξισώσεις Ροής	22
2.3.1	Νόμοι Διατήρησης - Εξίσωση Συνέχειας	22
2.3.2	Διατήρηση της Μάζας	23
2.3.3	Διατήρηση της Ορμής	23
2.3.4	Πίεση	24
2.3.5	Οι Εξισώσεις Navier-Stokes	24
3	Φυσιολογία του Κυκλοφορικού Συστήματος Εγκεφάλου	25
3.1	Το Καρδιαγγειακό Σύστημα	25
3.1.1	Τα Αιμοφόρα Αγγεία	25

3.1.2	Ο Καρδιακός Κύκλος	27
3.1.3	Το Αίμα	28
3.2	Η Ανευρυσματική Νόσος	30
3.2.1	Ανευρύσματα των Εγκεφαλικών Αγγείων	30
3.2.2	Παθοφυσιολογία των Εγκεφαλικών Ανευρυσμάτων	31
3.2.3	Μηχανισμός Ανάπτυξης Ανευρύσματος	32
3.2.4	Αντιμετώπιση των Ανευρυσμάτων	34
3.3	Το Εγκεφαλικό Αρτηριακό Δίκτυο	34
3.3.1	Ο Κύκλος του Willis	36
4	Υπολογιστική Μηχανική Ρευστών στη Μοντελοποίηση Ανευρυσμάτων	37
4.1	Σύντομη Ιστορική Αναδρομή	37
4.1.1	Ιστορική Αναδρομή Στη Μηχανική του Αίματος	37
4.1.2	Ιστορική αναδρομή στις Μεθόδους Μοντελοποίησης Ανευρυσμάτων	40
4.2	Νέες Μέθοδοι και Τεχνικές στη Μοντελοποίηση των Ανευρυσμάτων	43
4.2.1	Εξατομικευμένη Προσομοίωση Ανευρύσματος	43
4.2.2	Μελέτες Εκτίμησης Κινδύνου Ρήξης	45
4.2.3	Αλληλεπίδραση Υγρού - Στερεού	51
4.2.4	Δημιουργία και Ανάπτυξη Ανευρύσματος	54
4.2.5	Μοντελοποίηση και Αξιολόγηση Μεθόδων Αντιμετώπισης Ανευρυσμάτων	55
5	Μοντελοποίηση Ανευρύσματος με χρήση του προγράμματος ANSYS	59
5.1	Σκοπός της Μοντελοποίησης	59
5.2	Εφαρμογές και Υλικά	59
5.3	Η Γεωμετρία του Προβλήματος	60
5.3.1	Αξιολόγηση της Γεωμετρίας	60
5.3.2	Επεξεργασία Γεωμετρίας	61
5.4	Δημιουργία Πλέγματος	62
5.4.1	Εισαγωγή στις Έννοιες των Πεπερασμένων Στοιχείων	62
5.4.2	Τεχνικές Meshing του Ansys	70
5.4.3	Inflation	73

5.4.4	Ποιότητα Στοιχείων	75
5.4.5	Επιλογή Πλέγματος	76
5.5	Ορισμός Οριακών Συνθηκών του Προβλήματος	77
5.6	Επίλυση του Προβλήματος	80
5.7	Αποτελέσματα Προσομοίωσης	81
5.7.1	Αποτελέσματα Μοντέλου Σταθερής Ροής	82
5.7.2	Αποτελέσματα Μοντέλου Μεταβαλλόμενης Ροής.	86
5.8	Προσέγγιση Αιμοδυναμικών Χαρακτηριστικών Ανευρυσμάτων με μοντέλα Σταθερής Ροής	96
6	Συζήτηση	100
6.0.1	Μελλοντική Έρευνα	102

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Έχει υπολογιστεί ότι 2-5%[10] των ανθρώπων του δυτικού κόσμου φέρουν ένα εγκεφαλικό ανεύρυσμα, μια νόσο που ευθύνεται για το μεγαλύτερο ποσοστό των υπαραχνοειδών αιμορραγιών. Η υπαραχνοειδής αιμορραγία εξαιτίας της ρήξης ενός ανευρύσματος συνδέεται με πολύ υψηλά ποσοστά νοσηρότητας και θνησιμότητας. Για να αποφευχθεί ο συγκεκριμένος κίνδυνος, η έγκαιρη διάγνωση και αντιμετώπιση των ανευρυσμάτων είναι ζωτικής σημασίας. Η υπολογιστική μηχανική ρευστών είναι μια μέθοδος προσομοίωσης των φαινομένων της ρευστομηχανικής με εφαρμογές στη μοντελοποίηση των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων. Αν και η υπολογιστική μηχανική ρευστών δεν έχει καθιερωθεί ακόμα στη κλινική πράξη, είναι ένα σημαντικό εργαλείο μελέτης και έρευνας των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων.

Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η ανασκόπηση των σύγχρονων μεθόδων μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων όπως εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία, και η παρουσίαση τους στον αναγνώστη σε κατηγορίες, ανάλογα με το αντικείμενο μελέτης τους και των τεχνικών που χρησιμοποιούνται σε αυτές. Επιπλέον, η εργασία αυτή περιλαμβάνει την μοντελοποίηση ενός ανευρύσματος πρόσθιας αναστομωτικής αρτηρίας με χρήση του προγράμματος Ansys 14.0. Πιο κάτω αναλύεται εκτενώς η δομή της διπλωματικής εργασίας.

Στο **Κεφάλαιο 2** δίνονται οι μαθηματικές βάσεις της μηχανικής ρευστών. Αναλύονται οι εξισώσεις διατήρησης που επιλύονται στην υπολογιστική ρευστομηχανική και επίσης ορίζονται τα φυσικά μεγέθη που θα μας απασχολήσουν στη συνέχεια της εργασίας.

Στη συνέχεια, στο **Κεφάλαιο 3** γίνεται περιγραφή της ανευρυσματικής νόσου των εγκεφαλικών αγγείων, με στοιχεία φυσιολογίας του κυκλοφορικού συστήματος. Επιπλέον δίνεται μια εικόνα της

ανατομίας του κυκλοφορικού συστήματος του εγκεφάλου.

Στο **Κεφάλαιο 4** παρουσιάζονται οι ερευνητικές κατευθύνσεις της μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων με χρήση της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών. Αρχικά γίνεται μια ιστορική αναδρομή στη μελέτη του κυκλοφορικού συστήματος ενώ αναφέρονται επιγραμματικά και οι τεχνικές μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων πριν την χρήση της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών. Στη συνέχεια αναλύονται οι σύγχρονες τεχνικές μοντελοποίησης, κατατάσσοντας τις στις εξής κατηγορίες:

- **Παράγραφος 4.2.1 Εξατομικευμένη Προσομοίωση Ανευρύσματος** Δίνεται μια εικόνα των νέων τεχνολογιών της ιατρικής απεικόνισης που καθιστούν δυνατή την υπολογιστική μηχανική σε πραγματικές γεωμετρίες ανευρυσμάτων ασθενών, με ρεαλιστικές αιμοδυναμικές μεταβλητές εισόδου.
- **Παράγραφος 4.2.2 Μελέτες Εκτίμησης Κινδύνου Ρήξης** Γίνεται αναφορά των μελετών και των ευρημάτων τους αναφορικά με τις αιμοδυναμικές παραμέτρους που επηρεάζουν την πιθανότητα ρήξης ενός ανευρύσματος. Οι περισσότερες μελέτες εστιάζουν στην διατμητική τάση, καθώς πρόκειται για την παράμετρο που αλλάζει σημαντικά μεταξύ ραγέντων και μη ραγέντων ανευρυσμάτων.
- **Παράγραφος 4.2.3 Αλληλεπίδραση Υγρού - Στερεού** Η αλληλεπίδραση Υγρού - Στερεού συμβάλει στην εξέλιξη της μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων, λαμβάνοντας υπόψη την ελαστικότητα του αγγειακού τοιχώματος.
- **Παράγραφος 4.2.4 Δημιουργία και Ανάπτυξη Ανευρύσματος** Οι μελέτες που αναλύονται σε αυτή τη παράγραφο ερευνούν την αποδοτικότητα των μαθηματικών μοντέλων που εξηγούν την ανάπτυξη των ανευρυσμάτων. Η εξέλιξη ενός ανευρύσματος γίνεται μέσω σύνθετων βιολογικών αντιδράσεων στο τοίχωμα υπό την επίδραση των αιμοδυναμικών παραμέτρων. Οι συγκεκριμένες μελέτες στοχεύουν στη ρεαλιστική μοντελοποίηση του αγγειακού τοιχώματος, και στην εφαρμογή σε αυτό μαθηματικών μοντέλων εξέλιξης των ανευρυσμάτων, υπό την επίδραση των αιμοδυναμικών πιέσεων.
- **Παράγραφος 4.2.5 Μοντελοποίηση και Αξιολόγηση Μεθόδων Αντιμετώπισης Ανευρυσμάτων** Η υπολογιστική μηχανική ρευστών προσφέρει τα εργαλεία για τη μελέτη λειτουργίας των συσκευών αντιμετώπισης των ανευρυσμάτων και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την

αξιολόγηση τους.

Στο **Κεφάλαιο 5** γίνεται μοντελοποίηση ενός ανευρύσματος πρόσθιας αναστομωτικής αρτηρίας. Για τη δημιουργία του μοντέλου χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα Ansys 14.0. Στο κεφάλαιο αυτό, παράλληλα με τα βήματα που ακολουθούνται στη σουίτα του Ansys αναλύονται και οι βασικές τεχνικές της υπολογιστικής μηχανικής όπως το meshing και η αξιολόγηση της ποιότητας των στοιχείων του πλέγματος. Οι αιμοδυναμικές παράμετροι του ανευρύσματος εξετάστηκαν για δυο τύπους ροής εισόδου: μιας μεταβαλλόμενης, με δεδομένα που προήλθαν από Διακρανιακό Υπέρηχο Doppler, και μίας σταθερής, με τιμή τη χρονική μέση της μεταβαλλόμενης κατά τη διάρκεια ενός παλμού. Εν συνεχεία εξετάζονται οι διαφορές που προέκυψαν από τα δύο αυτά μοντέλα, και διερευνάται η πιθανότητα χρήσης του μοντέλου της σταθερής ροής εισόδου, ως μια πιο απλή και γρήγορη μέθοδο μελέτης των ανευρυσμάτων.

Κεφάλαιο 2

Στοιχεία Μηχανικής Ρευστών

Μηχανική ρευστών είναι ο κλάδος της μηχανικής που μελετά την συμπεριφορά των ρευστών κατά την ηρεμία και κατά την κίνηση τους. Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται μια συνοπτική επεξήγηση των εννοιών της μηχανικής των ρευστών καθώς και των εξισώσεων που θα χρησιμοποιηθούν στην μοντελοποίηση.

2.1 Ιδιότητες Ρευστών

Ως ρευστό ορίζεται το συνεχές σώμα που χαρακτηρίζεται από εύκολη μεταφορά των στοιχείων του, δηλαδή μια ουσία που ρέει υπό την επίδραση μιας μικρής δύναμης.

2.1.1 Δυνάμεις

Τα ρευστά ως υλικά σώματα υπόκεινται σε δύο τύπων δυνάμεις: τις επιφανειακές που δρουν στην επιφάνεια του σώματος και είναι ανάλογες με το εμβαδόν της επιφάνειας του και τις ογκικές ή μαζικές δυνάμεις που ενεργούν στο στοιχείο του όγκου ή της μάζας και είναι ανάλογες με τον όγκο ή τη μάζα του. Κάθε στοιχείο του ρευστού, είτε σε ηρεμία είτε σε κίνηση, βρίσκεται σε εντατική κατάσταση που δημιουργείται σε αυτό από τα γειτονικά του στοιχεία. Διακρίνουμε την ορθή εντατική κατάσταση και τη διατμητική εντατική κατάσταση.

2.1.2 Ορθή Εντατική Κατάσταση

Την ορθή εντατική κατάσταση την χαρακτηρίζει η πίεση p . Όταν το ρευστό βρίσκεται σε ηρεμία, η εσωτερική του εντατική κατάσταση προέρχεται από τη βαρύτητα. Η τυχαία στοιχειώδης επιφάνεια του ρευστού dE ισορροπεί υπό την δράση δύο ίσων, αντίθετων και κάθετων σε αυτήν στοιχειωδών δυνάμεων $d\vec{P}$. Επομένως, η ορθή εντατική κατάσταση εκφράζεται από την πίεση που αποτελεί μέτρο της δυνάμεις που ενεργεί κάθετα στη μονάδα επιφανείας [1], δηλαδή

$$d\vec{P} = -npdE \quad (2.1)$$

Η έννοια της πίεσης όπως δίνεται στο ρευστό σε ηρεμία, μπορεί να επεκταθεί και στη περίπτωση ρευστού σε κίνηση.

2.1.3 Διατμητική Εντατική Κατάσταση

Τη διατμητική εντατική κατάσταση στα στερεά τη χαρακτηρίζει η συνεκτικότητα, ή αλλιώς ιξώδες, η οποία εκδηλώνεται όταν δύο γειτονικά στοιχεία του στερεού βρίσκονται σε σχετική μεταξύ τους κίνηση. Η διατμητική εντατική κατάσταση εμφανίζεται όταν τα ρευστά βρίσκονται σε κίνηση. Αν θεωρήσουμε δυο γειτονικά στοιχεία που βρίσκονται σε σχετική κίνηση, τότε αναπτύσσεται μεταξύ τους εφραπτόμενη δύναμη η οποία ονομάζεται διατμητική δύναμη. Η διατμητική δύναμη που συμβολίζεται με τ , ανά μονάδα επιφανείας dE λέγεται διατμητική τάση (shear stress) και συμβολίζεται με τ .

$$d\vec{T} = \tau dE \vec{r}_0 \quad (2.2)$$

\vec{r}_0 είναι το μοναδιαίο διάνυσμα με διεύθυνση παράλληλη στο στοιχείο επιφανείας dE .

Η θεμελιακή σχέση του Newton για τη διατμητική τάση που προέρχεται από τη συνεκτικότητα στη περίπτωση ρευστού σε παράλληλη κίνηση είναι:

$$dT = \mu \frac{\partial u}{\partial y} dE \Rightarrow \tau = \frac{dT}{dE} = \mu \frac{\partial u}{\partial y} = \mu \gamma \quad (2.3)$$

Η διατμητική δύναμη είναι ανάλογη της μεταβολής της ταχύτητας κατά την κάθετη στο στοιχείο κατεύθυνση, γνωστή και ως διατμητική παραμόρφωση γ , και ανάλογη του εμβαδού επιφανείας dE [1]. Ο συντελεστής αναλογίας μ είναι το φυσικό μέγεθος που χαρακτηρίζει τη συνεκτικότητα

και ονομάζεται ιξώδες. Η βασική μονάδα της διατμητικής τάσης τ είναι το Pascal (Pa) το οποίο ορίζεται ως $1N/m^2$. Η διατμητική παραμόρφωση $\gamma = \partial u/\partial y$ μετριέται σε sec^{-1} . Το ιξώδες μ εκφράζεται σε $Pa \cdot s$ (Parseuille) και εξαρτάται κυρίως από το είδος του ρευστού, τη φυσική του κατάσταση και τη θερμοκρασία, και δευτερευόντως από την πίεση.

2.1.4 Λοιπές Παράμετροι της Διατμητικής Εντατικής Κατάστασης

Σε δημοσιευμένες εργασίες, επιπλέον παράμετροι βασισμένες στην έννοια της διατμητικής τάσης, μελετώνται ως πιθανές παράμετροι ρήξης ανευρύσματος. Οι βασικότερες είναι οι εξής:

Oscillatory Shear Index ή OSI Είναι αδιάστατο μέγεθος που εκφράζει την κατευθυντική μεταβολή της WSS κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Ορίζεται ως εξής [29]:

$$OSI = \frac{1}{2} \left\{ 1 - \frac{\left| \int_0^T WSS_i dt \right|}{\int_0^T |WSS_i| dt} \right\} \quad (2.4)$$

Relative Residence Time Η παράμετρος αυτή εκφράζει το χρόνο παραμονής του αίματος κοντά στο τοίχωμα και προκύπτει από την διατμητική τάση WSS και την OSI [29].

$$RRT = \frac{1}{(1 - 2xOSI)xWSS} = \frac{1}{\frac{1}{T} \left| \int_0^T WSS_i dt \right|} \quad (2.5)$$

Shear Concentration Index ή SCI Η παράμετρος αυτή εξετάζει το βαθμό συγκέντρωσης της υψηλής WSS στην επιφάνεια του ανευρύσματος. Ως υψηλή WSS ορίζεται η τιμή στην επιφάνεια του σάκου του ανευρύσματος που είναι μεγαλύτερη από τη μέση τιμή του αυχένα του ανευρύσματος κατά ένα βαθμό τυπικής απόκλισης. Αν θεωρήσουμε A_h την επιφάνεια του σάκου του ανευρύσματος υψηλής WSS και A_a η επιφάνεια ολόκληρου του ανευρύσματος τότε έχουμε:

$$SCI = \frac{F_h/F_a}{A_h/A_a} \quad (2.6)$$

όπου F_h η συνολική διατμητική τάση στη περιοχή υψηλής τάσης και F_a η συνολική διατμητική τάση στην επιφάνεια του ανευρύσματος [24].

2.2 Πεδίο Ροής

Ο φυσικός χώρος μέσα στον οποίο κινείται ένα υγρό ονομάζεται πεδίο ροής. Στη κλασσική μηχανική ρευστών η κινηματική και δυναμική κατάσταση περιγράφονται πλήρως με την βοήθεια των εξής μεγεθών: της ταχύτητας \vec{u} , της πίεσης p , της πυκνότητας ρ και της θερμοκρασίας. Τα μεγέθη αυτά χαρακτηρίζουν τις καταστάσεις των στοιχείων του ρευστού και είναι συνεχείς συναρτήσεις του χώρου και του χρόνου. Η μαθηματική απεικόνιση του πεδίου ροής μπορεί να πραγματοποιηθεί με βάση την απεικόνιση κατά Lagrange ή κατά Euler.

2.2.1 Απεικόνιση Πεδίου Ροής

Σύμφωνα με την απεικόνιση Lagrange, παρακολουθείται η κίνηση κάποιου στοιχείου κατά μήκος της τροχιάς του s , επομένως εξετάζεται η κίνηση σαν ο παρατηρητής να μετέχει σε αυτή. Η μέθοδος αυτή είναι κατάλληλη για την απεικόνιση της κίνησης υλικών σημείων ή κλασσικών στερεών την κλασσικής μηχανικής αλλά έχει αποδειχθεί πολύπλοκη και όχι εποπτική στη περίπτωση της μηχανικής των ρευστών, γι' αυτό και χρησιμοποιείται μόνο σε ειδικές περιπτώσεις.

Στην απεικόνιση κατά Euler παρακολουθείται η κινητική κατάσταση σε κάποια θέση του πεδίου χωρίς να μας ενδιαφέρει ποιο στοιχείο του ρευστού κατέχει τη θέση αυτή, την τυχαία χρονική στιγμή t . Η παρακολούθηση της ροής με αυτό το τρόπο απαιτεί τον καθορισμό της συνάρτησης του διανύσματος της ταχύτητας $\vec{u} = \vec{u}(x, y, z, t)$ του κάθε στοιχείου καθώς με την πάροδο του χρόνου τα στοιχεία διέρχονται, το ένα μετά του άλλο, από τη θέση που εξετάζουμε.

2.2.2 ALE Απεικόνιση Πεδίου Ροής

Η ALE απεικόνιση του πεδίου ροής αποτελεί ένα συνδυασμό των περιγραφών κατά Euler και κατά Lagrange, εξ ου και το όνομα της που προέρχεται από τα αρχικά των λέξεων Arbitrary Lagrangian - Eulerian. Η μέθοδος αυτή επιτρέπει να γίνονται υπολογισμοί και στα δύο συστήματα περιγραφής (Euler και Lagrange) χρησιμοποιώντας ένα τρίτο σύστημα συντεταγμένων, το σύστημα αναφοράς. Η μέθοδος ALE χρησιμοποιείται ευρέως για την ανάλυση ειδικών περιπτώσεων ροής με αριθμητικές μεθόδους καθώς προσφέρει το πλεονέκτημα της μεταβολής του πεδίου, σε διαφορετική ταχύτητα από εκείνη του μέσου.

2.2.3 Στρωτή και Τυρβώδης Ροή

Δυο είναι τα βασικά είδη της ροής, στρωτή και τυρβώδης. Ο χαρακτηρισμός αυτός της ροής γίνεται από δυναμική άποψη.

Κατά τη στρωτή ροή οι γειτονικές στρώσεις του ρευστού κινούνται σχηματίζοντας λείες, αλλά όχι απαραίτητα ευθείες, γραμμές ροής, χωρίς να πραγματοποιείται ανάμιξη μακροσκοπικής κλίμακας μεταξύ δυο γειτονικών στρώσεων. Η στρωτή ροή πραγματοποιείται όταν οι δυνάμεις συνεκτικότητας εξαιτίας των διατμητικών τάσεων είναι μεγαλύτερες από τις δυνάμεις αδράνειας. Οι στρωτές ροές αποτελούν θεωρητική περίπτωση και πολύ σπάνια συμβαίνουν στη φύση.

Στην τυρβώδη ροή τα ρευστά σωματίδια έχουν ακανόνιστη, σχεδόν τυχαία, διακυμαινόμενη κίνηση. Η ταχύτητα σε κάθε σημείο του ρευστού μεταβάλλεται με το χρόνο τόσο κατά μέγεθος, όσο και κατά διεύθυνση. Η ροή κατά στρώσεις με λείες γραμμές ροής που παρατηρείται στη στρωτή ροή, διασπάται πλήρως και συμβαίνει έντονη μακροσκοπική ανάμιξη μεταξύ δυο γειτονικών στρώσεων. Η τυρβώδης ροή πραγματοποιείται όταν οι δυνάμεις αδράνειας είναι μεγαλύτερες από τις δυνάμεις συνεκτικότητας.

2.2.4 Ο Αριθμός Reynolds

Ο αριθμός Reynolds είναι ένας αδιάστατος αριθμός που ορίζεται ως ο λόγος των δυνάμεων αδράνειας προς εκείνες της συνεκτικότητας του ρευστού (διάτμησης). Δίνεται από τον εξής τύπο:

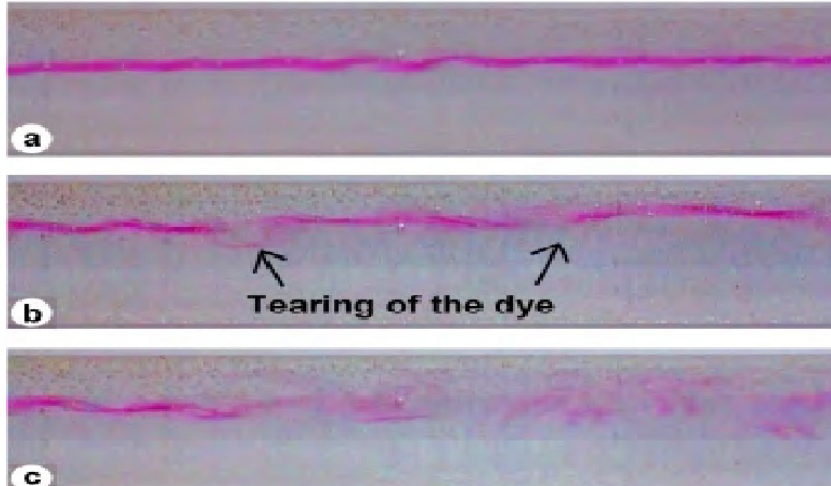
$$Re = \frac{\rho u L}{\mu} \quad (2.7)$$

όπου ρ είναι η πυκνότητα του υγρού, u η μέση ταχύτητα και L το γραμμικό μήκος που ταξίδεψε το υγρό.

Στην ειδική περίπτωση της ροής μέσω σωλήνα το μήκος L αντικαθίσταται από την υδραυλική διάμετρο $D_H = 4A/P$, όπου A η διατομή του σωλήνα και P η περίμετρος του. Τελικά έχουμε:

$$Re = \frac{\rho u D_H}{\mu} = \frac{v D_H}{\nu} = \frac{Q D_H}{\nu} \quad (2.8)$$

Με ν συμβολίζουμε το κινητικό ιξώδες του υγρού, το οποίο ισούται με μ/ρ και Q η κατ' όγκο ροή (m^3/s). Ο αριθμός Reynolds χαρακτηρίζει το είδος της ροής. Όταν $Re > 4000$ η ροή είναι τυρβώδης, όταν $Re < 2300$ η ροή είναι στρωτή και όταν $2300 < Re < 4000$, η ροή είναι μεταβατική τυρβώδης (Εικόνα 2.1).



Σχήμα 2.1: Απεικόνιση Ροής: a) Στρωτή b) Μεταβατική Τυρβώδης c) Τυρβώδης. Πηγή [2]

2.3 Εξισώσεις Ροής

Οι εξισώσεις της μηχανικής ρευστών βασίζονται στην αρχή διατήρησης της μάζας, στην αρχή διατήρησης της ενέργειας και τους νόμους του Newton ως βασικές αρχές για την μαθηματική διατύπωση των θεμελιωδών εξισώσεων ροής, με την προϋπόθεση της παραδοχής ότι το ρευστό είναι συνεχές μέσο. Στην ενότητα αυτή θα παρουσιαστούν και θα εξηγηθούν συνοπτικά οι εξισώσεις Navier-Stokes που χρησιμοποιούνται στην επίλυση προβλημάτων ρευστοδυναμικής με αριθμητικές μεθόδους.

2.3.1 Νόμοι Διατήρησης - Εξίσωση Συνέχειας

Οι νόμοι διατήρησης αναφέρονται σε ένα σύστημα και σε κάποια φυσικά μεγέθη του, τα οποία παραμένουν ποσοτικά αναλλοίωτα καθώς το σύστημα εξελίσσεται στο χώρο και στο χρόνο. Στη γενικότητα τους οι νόμοι διατήρησης μπορούν να γραφούν στην παρακάτω ολοκληρωτική μορφή.

$$\int_{V(t_2)} Q dV - \int_{V(t_1)} Q dV + \int_{t_1}^{t_2} \oint_{S(t)} \vec{n} F dS dt = \int_{t_1}^{t_2} \oint_{S(t)} P dV dt \quad (2.9)$$

Σε αυτή την εξίσωση το Q είναι ο πίνακας που περιέχει τις παραμέτρους που διατηρούνται, για παράδειγμα η μάζα, η ορμή και ενέργεια ανά μονάδα όγκου. Η εξίσωση υποδεικνύει την διατήρηση των μεγεθών που περιέχονται στον πίνακα Q , σε πεπερασμένο όγκο V και σε επιφάνεια S και για πεπερασμένο χρονικό διάστημα $t_2 - t_1$. Το \vec{n} είναι το διάνυσμα κάθετο στην επιφάνεια S , ο F

περιέχει το σύνολο των διανυσμάτων και ταυιστών που περιγράφουν τη ροή του Q ανά μονάδα επιφανείας και ανά μονάδα χρόνου και το P είναι ο ρυθμός παραγωγής του Q ανά μονάδα όγκου και ανά μονάδα όγκου .

Αν όλες οι παράμετροι είναι συνεχείς στο χρόνο προκύπτει η Εξίσωση Συνέχειας:

$$\frac{d}{dt} \int_{V(t)} Q dV + \oint_{S(t)} \vec{n} F dS = \int_{V(t)} P dV \quad (2.10)$$

Οι αριθμητικές μέθοδοι που βρίσκουν μια λύση του Q για διάφορες προσεγγίσεις των εξισώσεων (1.6) και (1.7) ονομάζονται μέθοδοι πεπερασμένου όγκου.

Επιπλέον από την Εξίσωση Συνέχειας μπορεί να προκύψει η μερική παράγωγος αυτής στο πεδίο του χρόνου και τότε έχουμε:

$$\frac{\partial Q}{\partial t} + \nabla \cdot F = P \quad (2.11)$$

Οι μέθοδοι που προκύπτουν από διάφορες αριθμητικές προσεγγίσεις της άνω εξίσωσης ονομάζονται μέθοδοι πεπερασμένων διαφορών.

2.3.2 Διατήρηση της Μάζας

Εφόσον ρ είναι η πυκνότητα του ρευστού, η μάζα του ρευστού που εισέρχεται σε ένα χώρο $\rho \vec{u}$ ισούται με την μεταβολή της πυκνότητας [1].

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (2.12)$$

όπου ο συντελεστής $\frac{D}{Dt}$ ισούται με $\frac{\partial}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla$

2.3.3 Διατήρηση της Ορμής

Η εξίσωση για τη διατήρηση της ορμής, ή εξίσωση κίνησης, περιγράφει την μεταβολή της ορμής σε συγκεκριμένο όγκο ενός ρευστού ως άθροισμα όλων των δυνάμεων που ασκούνται στο συγκεκριμένο όγκο .

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = -\nabla p + \nabla \tau + \rho \vec{f} \quad (2.13)$$

όπου p είναι ο πίνακας που περιέχει τις συνιστώσες της υδροστατικής πίεσης, τ ο πίνακας που περιέχει τις συνιστώσες των διατμητικών τάσεων και \vec{f} το διάνυσμα των πιέσεων που ασκούνται στον όγκο του ρευστού[1].

2.3.4 Πίεση

Ο τανυστής που προκύπτει από το άθροισμα της υδροστατικής και της υδροδυναμικής πίεσης περιγράφεται από τη σχέση :

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\mu \left(e_{ij} - \frac{1}{3}\Delta\delta_{ij} \right) \quad (2.14)$$

όπου $e_{ij} = \frac{1}{2}(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i})$ και $\Delta = e_{ii} = \nabla \vec{u}$. Το πρώτο κομμάτι της εξίσωσης, $-p\delta_{ij}$, είναι ο τανυστής της στατικής πίεσης, όπου p είναι η στατική πίεση, και δ_{ij} η συνάρτηση Kronecker. Το δεύτερο κομμάτι $2\mu(e_{ij} - \frac{1}{3}\Delta\delta_{ij})$ αποτελεί τον τένσορα της υδροδυναμικής πίεσης [1].

2.3.5 Οι Εξισώσεις Navier-Stokes

Οι εξισώσεις Navier Stokes είναι ένα σύστημα μερικών διαφορικών εξισώσεων που περιγράφουν την κίνηση των ρευστών και προκύπτουν από την εφαρμογή νόμων διατήρησης για τη μάζα, την ορμή και την ενέργεια, λαμβάνοντας όμως υπόψη ότι η συνολική πίεση στο ρευστό προκύπτει από την στατική πίεση και από τις διατμητικές τάσεις που υφίστανται λόγω της ιξώδους ροής [1].

Η συνάρτηση

$$\rho \frac{Du_i}{Dt} = \rho F_i - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ 2\mu \left(e_{ij} - \frac{1}{3}\Delta\delta_{ij} \right) \right\} \quad (2.15)$$

αποτελεί τη γενική περίπτωση της εξίσωσης Navier-Stokes. Ο συντελεστής $\frac{D}{Dt}$ ισούται με $\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \vec{u}$ και ο F_i περιέχει το σύνολο των δυνάμεων που ασκούνται στο ρευστό κατ' όγκο.

Στη περίπτωση που θεωρούμε το ιξώδες μ σταθερό σε όλο το χώρο η σχέση γίνεται

$$\rho \frac{D}{Dt} = \rho F_i - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial^2 u_i}{\partial x_i \partial x_j} + \frac{1}{3} \frac{\partial \Delta}{\partial x_i} \right) \quad (2.16)$$

Μια επιπλέον σημαντική περίπτωση είναι για μη συμπιεστά ρευστά:

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = \rho \vec{f} - \nabla p + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (2.17)$$

Σε σύστημα καρτεσιανών συντεταγμένων η άνω εξίσωση αναλύεται ως εξής [1]:

$$\rho \frac{\partial u_x}{\partial t} + \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_x}{\partial z} = \rho f_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \right) \quad (2.18)$$

$$\rho \begin{bmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial t} \\ \frac{\partial u_y}{\partial t} \\ \frac{\partial u_z}{\partial t} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_x}{\partial y} + \frac{\partial u_x}{\partial z} \\ \frac{\partial u_y}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_y}{\partial z} \\ \frac{\partial u_z}{\partial x} + \frac{\partial u_z}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \end{bmatrix} = \rho \begin{bmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \frac{\partial p}{\partial x} \\ \frac{\partial p}{\partial y} \\ \frac{\partial p}{\partial z} \end{bmatrix} + \mu \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \\ \frac{\partial^2 u_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial z^2} \\ \frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

Κεφάλαιο 3

Φυσιολογία του Κυκλοφορικού Συστήματος Εγκεφάλου

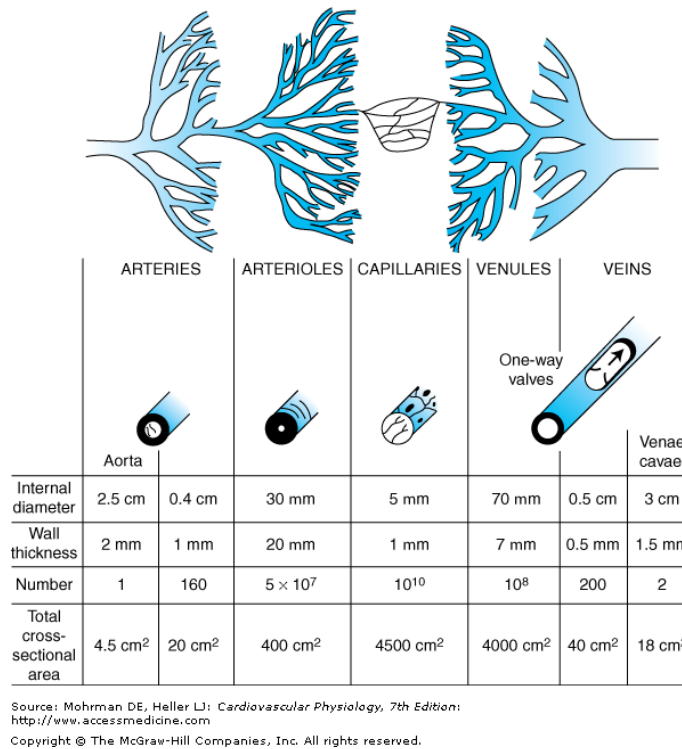
3.1 Το Καρδιαγγειακό Σύστημα

Το καρδιαγγειακό σύστημα είναι ένα δίκτυο οργάνων, το οποίο είναι υπεύθυνο για την παροχή οξυγόνου καθώς και για την μεταφορά και ανταλλαγή ουσιών στα κύτταρα του οργανισμού. Το δίκτυο αυτό αποτελείται από την καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία. Μέσα από τα αγγεία και με τη βοήθεια συσπάσεων της καρδιάς μεταφέρεται το αίμα, το βιολογικό ρευστό που αποτελεί το μέσο για την μεταφορά οξυγόνου και την ανταλλαγή συστατικών σε όλα τα κύτταρα του σώματος.

3.1.1 Τα Αιμοφόρα Αγγεία

Τα αιμοφόρα αγγεία αποτελούν το μέσο για την κυκλοφορία του αίματος και χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες, ανάλογα με το σκοπό που εξυπηρετούν. Οι αρτηρίες αποτελούν το δίκτυο διανομής του αίματος σε κάθε σημείο του σώματος, με τη βοήθεια συστολών της καρδιάς, τα τριχοειδή αγγεία αποτελούν το σύστημα διάχυσης και διήθησης ουσιών προς τα κύτταρα των ιστών και οι φλέβες ως το δίκτυο συλλογής του αίματος, που προωθείται για εμπλουτισμό και εκ νέου εισαγωγή στις αρτηρίες.

Το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων αποτελείται από τρεις χιτώνες: τον εσωτερικό, που αποτελείται κυρίως από ενδοθηλιακά κύτταρα και συνδετικό ιστό, τον μέσο, που περιέχει κατά βάση



Σχήμα 3.1: Γραφική Αναπαράσταση του Αγγειακού Δικτύου με ενδεικτικές τιμές διαμέτρου αυλού και πάχους τοιχώματος. Οι διαστάσεις των αρτηριδίων και φλεβιδίων είναι σε μικρόμετρα (μm). Πηγή [13]

μυικά κύτταρα, ίνες ελαστικής και συνδετικό ιστό και τον εξωτερικό, που αποτελείται εξ' ολοκλήρου από συνδετικό ιστό. Στο τοίχωμα μεσαίου μεγέθους αρτηριών μπορούμε επιπλέον να διακρίνουμε δυο ελαστικές μεμβράνες, τον έσω ελαστικό χιτώνα, που χωρίζει τον έσω από τον μέσο χιτώνα, και τον έξω ελαστικό χιτώνα που χωρίζει τον μέσο από τον έξω χιτώνα. Εξαιρέση αποτελούν τα τριχοειδή αγγεία που έχουν μόνο μία εσωτερική στιβάδα από ενδοθηλιακά κύτταρα που επικάθονται σε μια βασική μεμβράνη. Ανεξάρτητα από την οργάνωση των χιτώνων μπορεί κανείς να διακρίνει τέσσερα βασικά δομικά συστατικά που συνιστούν το αρτηριακό τοίχωμα: τα ενδοθηλιακά κύτταρα, τις ίνες ελαστικής, τις ίνες κολλαγόνου και τα λεία μυικά κύτταρα. Αυτά τα δομικά στοιχεία κατανέμονται διαφορετικά στο τοίχωμα κάθε αγγείου, ανάλογα με τις απαιτήσεις της κάθε περιοχής του κυκλοφορικού συστήματος, διαμορφώνοντας έτσι και ανάλογες μηχανικές ιδιότητες.

Οι αρτηρίες έχουν παχύ τοίχωμα και περιέχουν, πέρα από λείους μύες, μεγάλη ποσότητα ινών ελαστικής και ινών κολλαγόνου. Η αορτή είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος με διάμετρο εσωτερικού αυλού 25mm. Ξεκινάει από την καρδιά και με διακλαδώσεις της παρέχει με αίμα στο

υπόλοιπο αρτηριακό δίκτυο. Η διάμετρος του αρτηριακού αυλού μειώνεται με κάθε διακλάδωση, με τις μικρότερες αρτηρίες να έχουν διάμετρο 0.1mm, ωστόσο ο αριθμός των αρτηριών αυξάνεται εκθετικά και η συνολική διάμετρος των διατομών των αγγείων, μέσα από την οποία ρέει το αίμα, είναι πολλαπλάσια εκείνης της αορτής. Το τοίχωμα των εγκεφαλικών αγγείων παρουσιάζει ιδιαιτερότητες συγκριτικά με το τοίχωμα των αρτηριών του υπόλοιπου σώματος. Οι εγκεφαλικές αρτηρίες έχουν λεπτό μέσο χιτώνα και σχεδόν καθόλου έξω ελαστικό χιτώνα.

Τα αρτηρίδια ή αρτηριόλες είναι πολύ μικρά αγγεία της τάξης των μm, και αποτελούν την κατάληξη των αρτηριών. Τα αγγεία αυτά έχουν πολύ πιο παχύ τοίχωμα συγκριτικά με τις αρτηρίες, με περισσότερα λεία μυικά κύτταρα και λιγότερο ελαστικό υλικό. Η μεγάλη ποσότητα μυικών κυττάρων εξυπηρετεί στην αλλαγή της διαμέτρου των αυλών τους, ρυθμίζοντας έτσι ενεργητικά την ποσότητα του αίματος που ρέει προς τους περιφερικούς ιστούς του οργανισμού.

Τα τριχοειδή αγγεία είναι τα μικρότερα αγγεία του καρδιαγγειακού συστήματος, και είναι τόσο μικρά που ερυθρά αιμοσφαίρια με διάμετρο της τάξης των 7 μm πρέπει να παραμορφωθούν για να τα διασχίσουν. Το τοίχωμα των τριχοειδών αγγείων αποτελείται από ένα στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων που χωρίζουν το αίμα από το μεσοκυττάριο υγρό και εξυπηρετούν την διάχυση ουσιών από το αίμα προς τα κύτταρα και αντίστροφα.

Όταν το αίμα φύγει από τα τριχοειδή συλλέγεται από τα φλεβίδια ή φλεβόλες, προωθείται στις φλέβες και από εκεί επιστρέφει στην καρδιά. Τα φλεβικά αγγεία έχουν πολύ λεπτά τοιχώματα σε σχέση με τις διαμέτρους τους, με μικρότερη ποσότητα ινών ελαστικής συγκριτικά με τις αρτηρίες αλλά με στρώματα λείων μυικών κυττάρων, που εξυπηρετούν την ενεργητική μεταβολή της διαμέτρου τους. Δεύτερη βασική ανατομική διαφορά μεταξύ αρτηριών και φλεβών είναι οι βαλβίδες που περιέχουν οι φλέβες, οι οποίες αποτρέπουν τη ροή του αίματος προς τα πίσω. Αυτό συμβαίνει γιατί η πίεση του αίματος στις φλέβες είναι πολύ μικρότερη από εκείνη μέσα στις αρτηρίες.

3.1.2 Ο Καρδιακός Κύκλος

Η καρδιά είναι υπεύθυνη για την κυκλοφορία του αίματος στα αγγεία. Διαθέτει τέσσερις χώρους: δύο κόλπους και δύο κοιλίες, μέσα από τους οποίους αποθηκεύεται προσωρινά το αίμα για να προωθηθεί στη πνευμονική κυκλοφορία και κατόπιν στη συστηματική κυκλοφορία. Ο δεξιός κόλπος δέχεται αίμα από την άνω και κάτω κοίλη φλέβα και τον προωθεί στη δεξιά κοιλία. Η δεξιά

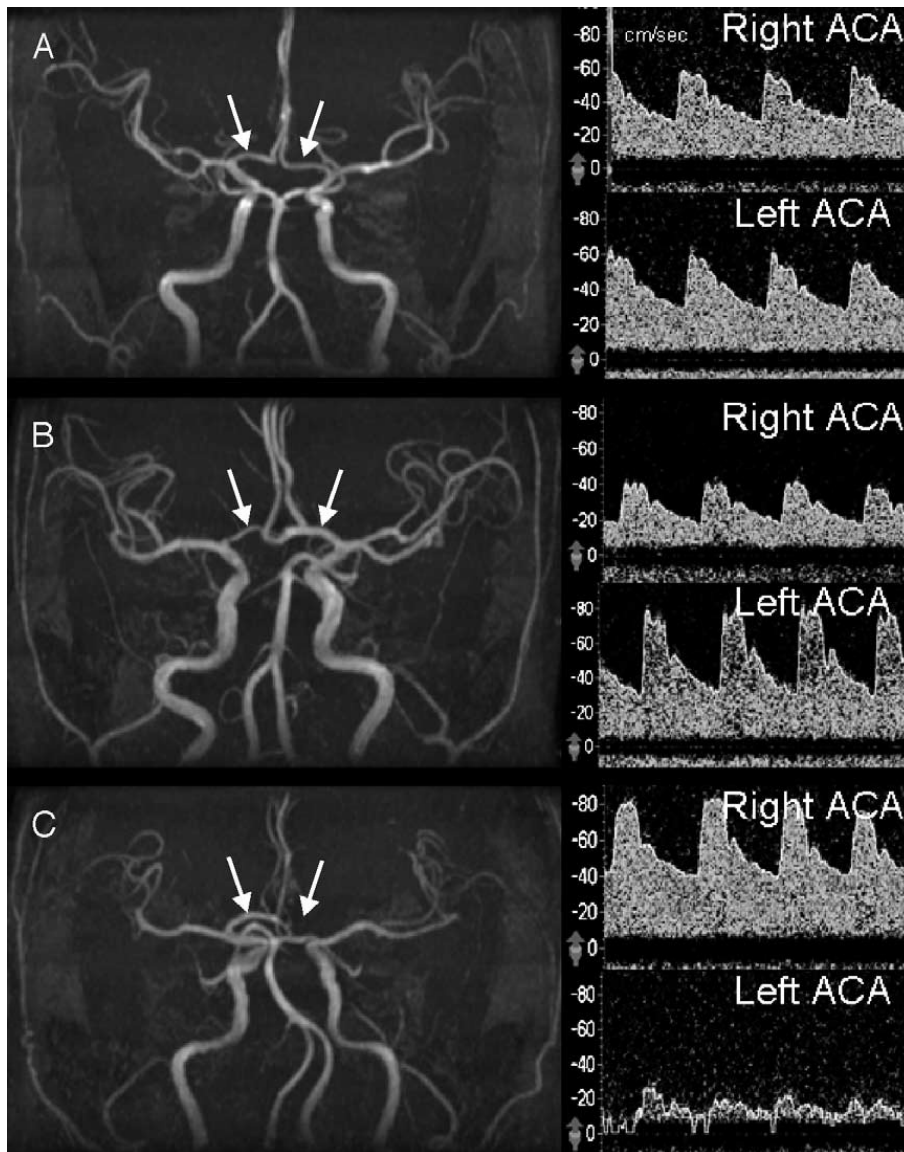
κοιλία συσπάται για να προωθήσει το αίμα στις πνευμονικές φλέβες για την επανοξυγόνωση του. Ο αριστερός κόλπος δέχεται το αίμα από της πνευμονικές αρτηρίες και τον προωθεί στην αριστερή κοιλία και από εκεί, με δυνατές συσπάσεις, το αίμα προωθείται στο αρτηριακό δίκτυο του σώματος. Οι παραπάνω λειτουργίες συμβαίνουν κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, ο οποίος διαρκεί από την αρχή ενός χτύπου της καρδιάς μέχρι την αρχή του επόμενου χτύπου.

Κάθε καρδιακός κύκλος μπορεί να χωριστεί σε δύο φάσεις, τη φάση της διαστολής, όταν οι κόλποι γεμίζουν με αίμα, και τη φάση της συστολής όταν οι κοιλίες συστέλλονται αυξάνοντας την ενδοκοιλιακή πίεση. Όταν η ενδοκοιλιακή πίεση αυξηθεί αρκετά, τότε ανοίγουν οι μυνοειδείς βαλβίδες και το αίμα εξωθείται προς τις αρτηρίες. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα η ροή του αίματος στη αρτηρίες να μην είναι σταθερή αλλά να διαμορφώνεται σε παλμούς και, ως εκ τούτου, το ίδιο μοτίβο ακολουθούν τα μεγέθη της ταχύτητας της ροής του αίματος και της πίεσης. Ένα τέτοιο μοτίβο, απεικονίζεται στην εικόνα 3.2 για την ταχύτητα ροής (cm/sec) στην πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία. Η διακύμανση της ροής του αίματος στην άζυγο πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία θα χρησιμοποιηθεί ως μεταβλητή εισόδου στην προσομοίωση της εργασίας.

3.1.3 Το Αίμα

Το αίμα είναι ένα σύνθετο υγρό που εξυπηρετεί την μεταφορά ουσιών μεταξύ ιστών του σώματος όπως επίσης και ποικίλες άλλες λειτουργίες όπως η θερμορύθμιση ή λειτουργίες του ανοσοποιητικού συστήματος. Συνήθως το 45% του όγκου του αίματος αποτελείται από ερυθρά αιμοσφαίρια, κύτταρα που είναι υπεύθυνα για την μεταφορά οξυγόνου, που περιέχονται ως εναιώρημα στο πλάσμα, το οποίο καταλαμβάνει το υπόλοιπο 55% του όγκου [5]. Επιπλέον, περιέχονται και άλλα κύτταρα, όπως τα λευκά αιμοσφαίρια, και μόρια που συνιστούν τελικά το αίμα.

Η πυκνότητα του αίματος είναι περίπου 1,050 g/ml και, μολονότι είναι ελάχιστα βαρύτερο από το νερό, έχει 3,5 με 5,5 φορές μεγαλύτερο ιξώδες. Όσο μεγαλύτερη συγκέντρωση κυττάρων και μορίων υπάρχει στο αίμα τόσο αυξάνεται το ιξώδες, με αποτέλεσμα να προκύπτει αυτή η διακύμανση. Γενικά μπορούμε να θεωρηθεί ότι το ιξώδες του αίματος είναι $3 \sim 4 \cdot 10^{-3} Pa \cdot s$ [4].



Σχήμα 3.2: Μέτρηση της αιματικής ροής σε τρεις διαφορετικές ανατομικές παραλλαγές της πρόσθιας εγκεφαλικής αρτηρίας. Η μέτρηση έγινε με Διακρανιακό Υπερηχογράφημα Doppler (TCD). Πηγή: [12]

3.2 Η Ανευρυσματική Νόσος

Ανεύρυσμα είναι η διάταση ή διόγκωση ενός αγγείου, συνήθως μιας αρτηρίας, που οφείλεται σε παθολογική αποδυνάμωση του τοιχώματος του και των τοπικών αιμοδυναμικών ροών που δρουν πάνω στο τοίχωμα. Οι δύο συχνότερες μορφές ανευρυσμάτων είναι τα Ανευρύσματα κοιλιακής Αορτής, τα οποία δεν εξετάζονται στη συγκεκριμένη εργασία και τα Ενδοκράνια ή Εγκεφαλικά Ανευρύσματα.

3.2.1 Ανευρύσματα των Εγκεφαλικών Αγγείων

Τα Εγκεφαλικά Ανευρύσματα (ΕΑ) είναι ατρακτοειδούς ή, συνήθως, σακοειδούς σχήματος (Σακοειδή Ενδοκράνια Ανευρύσματα) και εντοπίζονται σε κλάδους και διχασμούς αγγείων κοντά στον Κύκλο του Willis, η ανατομία του οποίου θα αναλυθεί εκτενέστερα σε άλλη παράγραφο. Η διάμετρος του σάκου του ανευρύσματος ποικίλει σε μέγεθος, και σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να φτάσει σε διάμετρο τα 30mm. Εκτός από το μέγεθος παρατηρείται επίσης ποικιλία και στο σχήμα. Το τοίχωμα των ΣΕΑ είναι εξαιρετικά λεπτό και έχει τάση προς ρήξη, που έχει ως συνέπεια την πρόκληση αιμορραγίας με πολύ υψηλά ποσοστά θνησιμότητας και νοσηρότητας. Η συχνότητα εμφάνισης αιμορραγίας εξαιτίας κάποιου ραγέντος ανευρύσματος ανέρχεται 1/10.000 με σχεδόν διπλάσια συχνότητα στην Φιλανδία και την Ιαπωνία [9]. Περίπου 30-40% των ατόμων που παρουσιάζουν αιμορραγία πεθαίνουν ενώ πάνω από τους μισούς επιζώντες παρουσιάζουν κάποιο είδος αναπηρίας. Το 2-5% του δυτικού πληθυσμού παρουσιάζει κάποιο ανεύρυσμα, πολύ συχνά χωρίς να το γνωρίζει καθώς δεν παρουσιάζονται συμπτώματα μέχρι το ανεύρυσμα να φτάσει το 6-15mm σε διάμετρο [9].

Συνολικά στο δυτικό κόσμο, ο κίνδυνος να σπάσει ένα ανεύρυσμα είναι της τάξης του 1,2% ετησίως. Υπάρχουν διάφοροι παράγοντες που συντελούν στην αύξηση αυτού του κινδύνου με τους σημαντικότερους να είναι το κάπνισμα, η υπέρταση και το φύλο, καθώς οι γυναίκες είναι πιο επιρρεπείς στην εμφάνιση ανευρύσματος. Σημαντικό ρόλο παίζουν επίσης τα ανατομικά χαρακτηριστικά του ανευρύσματος, δηλαδή η θέση και το σχήμα του. Μελέτες υποδεικνύουν συχνότερη εμφάνιση ραγέντων και μη ανευρυσμάτων σε αρτηρίες πρόσθιας κυκλοφορίας του εγκεφάλου, δηλαδή σε κλάδους και διχασμούς της πρόσθιας και μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας. Στατιστικά έχει παρατηρηθεί επίσης ότι αιμορραγία εμφανίζεται συχνότερα σε εργαζόμενους ενηλίκους, μέσης

ηλικίας 60 χρονών, δηλαδή νέους ανθρώπους συγκριτικά με τις υπόλοιπες αγγειακές παθήσεις.

3.2.2 Παθοφυσιολογία των Εγκεφαλικών Ανευρυσμάτων

Τα εγκεφαλικά ανευρύσματα δεν εμφανίζονται εκ γενετής, με την εξαίρεση σπάνιων περιπτώσεων, αλλά δημιουργούνται και αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια της ζωής ενός ατόμου, άλλοτε μεμονωμένα και άλλοτε σε πολλαπλά σημεία του αγγειακού δικτύου. Ασθένειες που προκαλούν ΕΑ, ή που συνδέονται με αυξημένο κίνδυνο εμφάνισης και ρήξης ΕΑ είναι η πολυκυστική νόσος των νεφρών, το σύνδρομο Ehler - Danlos και η ινομώδης δυσπλασία. Ωστόσο, αυτές οι ασθένειες, εξηγούν ένα πολύ μικρό ποσοστό των ΕΑ, της τάξης του 1-2% . Επιπλέον, έρευνες που έχουν γίνει σε πληθυσμούς με αυξημένα ποσοστά εμφάνισης ΕΑ προκειμένου να βρεθεί το γενετικό υπόβαθρο της ασθένειας, δείχνουν πως, παρόλο που υπάρχουν περιοχές του γονιδιώματος που σχετίζονται τα ΕΑ, εξωγενείς παράγοντες όπως το κάπνισμα και η υπέρκατανάλωση αλκοόλ αλλά και ενδογενείς όπως η υψηλή αρτηριακή πίεση ή και το φύλο, σχετίζονται ισχυρότερα με την εμφάνιση ΕΑ παρά με οποιοδήποτε γενετικό πολυμορφισμό [9], [10]. Παρόμοια διαπίστωση έχει γίνει και σε έρευνες που αφορούν την κληρονομικότητα. Έχει παρατηρηθεί ότι άτομα με οικογενειακό ιστορικό εμφάνισης ανευρύσματος έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα να εμφανίσουν ΕΑ. Ωστόσο, έρευνα με πληθυσμό 79.664 δίδυμα αδέρφια, έδειξε πως παράγοντες όπως το κάπνισμα και η υψηλή αρτηριακή πίεση συμβάλουν περισσότερο στην εμφάνιση αιμορραγίας εξαιτίας ραγέντος ανευρύσματος από το γενετικό υπόβαθρο του ασθενή [9].

Όπως αναφέρεται παραπάνω, τα περισσότερα ανευρύσματα εμφανίζονται χωρίς την ύπαρξη κάποιας προηγούμενης πάθησης που να εξηγεί την εμφάνιση τους. Ο μηχανισμός γένεσης, ανάπτυξης και ρήξης του ανευρύσματος δεν έχει γίνει ακόμα απόλυτα κατανοητός. Η ανάπτυξη ανευρυσμάτων σε εγκεφαλικές αρτηρίες μπορεί να επιτευχθεί σε πειραματόζωα με ένα συνδυασμό υπέρτασης και διακοπής της σύνθεσης κολλαγόνου. Στα πειράματα αυτά το πρώτο στάδιο φαίνεται να είναι η αποδιοργάνωση του έσω ελαστικού χιτώνα, δηλαδή του χιτώνα που χωρίζει το έσω και τον μέσο χιτώνα, και η νέκρωση των λείων μυικών κυττάρων του μέσου χιτώνα [9]. Ακολουθείται από φλεγμονή και ανευρυσματική διόγκωση του αρτηριακού τοιχώματος, με πολλές μελέτες να υπογραμμίζουν μάλιστα το ρόλο της φλεγμονής στη διαδικασία πρόκλησης ΕΑ σε ποντίκια. Δεδομένα από πειραματικά μοντέλα δείχνουν ότι το ανεύρυσμα προκαλείται από αδυναμία αντα-

πόκρισης του αρτηριακού τοιχώματος στις αιμοδυναμικές πιέσεις που ασκούνται σε αυτό, πράγμα που συμφωνεί με τις έως τώρα παρατηρήσεις σε ασθενείς, ότι το αδύναμο αρτηριακό τοίχωμα (όπως σε ασθενείς με σύνδρομο Ehler - Danlos [9]) προδιαθέτει στην εμφάνιση ΕΑ. Θεωρείται πιθανό ότι όλοι οι παράγοντες που επηρεάζουν είτε την αντοχή του αρτηριακού τοιχώματος είτε τις αιμοδυναμικές πιέσεις στα εγκεφαλικά αγγεία αποτελούν και παράγοντες δημιουργίας ΕΑ. Το κάπνισμα για παράδειγμα, που είναι ένας εξωγενής παράγοντας, είναι γνωστό για την πρόκληση φλεγμονών στα αρτηριακά τοιχώματα, και η φλεγμονή αυτή μπορεί να μειώσει την ανθεκτικότητα και ελαστικότητα του τοιχώματος. Κλειδί στη δημιουργία του ανευρύσματος θεωρείται η διαμητική τάση που ασκείται στο τοίχωμα του αγγείου λόγω των αιμοδυναμικών ροών. Παρατηρήσεις των επιστημόνων σε πειραματόζωα δείχνουν ότι σε περιοχές του αρτηριακού τοιχώματος με αυξημένη διαμητική τάση (WSS) μπορεί να προκληθεί διάσπαση του έσω ελαστικού χιτώνα των αγγείων, καθώς επίσης άλλες βλάβες στο ενδοθήλιο, οδηγώντας κατ' αυτό τρόπο στην εμφάνιση της ασθένειας.

3.2.3 Μηχανισμός Ανάπτυξης Ανευρύσματος

Παρόλο που υπάρχει γενικά συμφωνία για τον μηχανισμό δημιουργίας του ανευρύσματος, ο μηχανισμός διόγκωσης και, τελικά, ρήξης του ανευρύσματος είναι θέμα αμφιλεγόμενο και διχάζει την επιστημονική κοινότητα σε δύο σχολές: τους υποστηρικτές της θεωρίας υψηλής ροής και τους υποστηρικτές της θεωρίας χαμηλής ροής [28]. Και στις δύο θεωρίες, το αιμοδυναμικό περιβάλλον επιδρά στο τοίχωμα του ανευρύσματος προκαλώντας την εξασθένηση του. Από ιστολογικές αναλύσεις, οι ερευνητές κατέληξαν ότι οι μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος σχετίζονται πρωτίτως με το κολλαγόνο. Μετρήσεις που έχουν γίνει σε τοιχώματα ανευρυσμάτων έδειξαν ότι το όριο διαρροής του τοιχώματος στο θόλο του ανευρύσματος ήταν ελάχιστα μεγαλύτερο από την υπολογιζόμενη τάση που δέχεται κατά την συστολή της καρδιάς. Επιπλέον, οι έρευνες έδειξαν ότι οι τάσεις που ανέχονται τα τοιχώματα του ανευρύσματος για παρατεταμένο διάστημα είναι της ίδιας τάξης εκείνων που δέχεται το ανεύρυσμα *in vivo* από την μέση πίεση του αίματος. Εξ αυτού προκύπτει, ότι η διόγκωση του ανευρύσματος μπορεί να ερμηνευτεί ως μια παθητική υποχώρηση του τοιχώματος υπό την πίεση του αίματος, με ταυτόχρονη επούλωση και πάχυνση του τοιχώματος, κάτι που οδηγεί στην αύξηση της διαμέτρου του ανευρύσματος. Η διαφορά μεταξύ των δύο

σχολών έγκειται στους πιθανούς μηχανισμούς που συντελούν στην εξασθένιση του τοιχώματος, και τελικά, στη ρήξη του.

Η θεωρία της υψηλής ροής επικεντρώνεται στις συνέπειες της αυξημένης διατμητικής τάσης. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η υψηλή διατμητική τάση προκαλεί αλλοιώσεις στο ενδοθηλίο, οι οποίες ακολούθως αναγκάζουν το τοίχωμα να εκκινήσει διαδικασίες αναδιαμόρφωσης, που δύναται να προκαλέσουν εκφυλισμό του τοιχώματος. Πιο συγκεκριμένα, μια δυσλειτουργία του ενδοθηλίου υπό αυξημένη διατμητική τάση μπορεί να προκαλέσει υπερπαραγωγή νιτρικών οξειδίων (NO) που προκαλούν χαλάρωση στα λεία μυικά κύτταρα του ενδοθηλίου. Έτσι, δημιουργείται τοπικά μια μη φυσιολογική χαλάρωση του τοιχώματος, μέσω διαδικασιών που συνδέονται με την απόπτωση των μυικών κυττάρων και την αναδιαμόρφωση του αρτηριακού τοιχώματος. Η αλλαγή στη γεωμετρία προσθέτει τάση στο κολλαγόνο και στις ίνες ελαστίνης του τοιχώματος οδηγώντας το τοίχωμα σε απώλεια ελαστικότητας. Τελικά, το σύστημα έρχεται σε ισορροπία, ωστόσο οι ίνες κολλαγόνου που περιέχονται στο τοίχωμα, υπό το συνεχές φορτίο στο οποίο υπόκεινται αναγκάζονται επίσης σε αναδιαμόρφωση. Η παθολογική αναδιαμόρφωση των κυττάρων του τοιχώματος οδηγεί τελικά σε ρήξη του ανευρύσματος όταν οι τάσεις που δέχεται από τις αιμοδυναμικές ροές ξεπερνούν την αντοχή του τοιχώματος.

Η θεωρία της χαμηλής ροής αντίθετα, δίνει έμφαση στις χαμηλές ροές εντός του ανευρύσματος που προκαλούν στατικότητα στο αίμα στην περιοχή του τοιχώματος. Η στατικότητα αυτή προκαλεί δυσλειτουργία στη παραγωγή NO που συνήθως απελευθερώνεται λόγω μηχανικών ερεθισμάτων που προκύπτουν από την αυξημένη διατμητική τάση στο τοίχωμα. Η απελευθέρωση αυτή οδηγεί σε συγκέντρωση ερυθρών αιμοσφαιρίων, καθώς επίσης και στην συγκέντρωση και προσκόλληση στον έσω χιτώνα αιμοπεταλίων και λευκών αιμοσφαιρίων. Αυτή η διαδικασία ενδέχεται να βλάψει τον έσω χιτώνα οδηγώντας στη διείσδυση λευκών αιμοσφαιρίων και φμπρινών στο εσωτερικό του τοιχώματος του ανευρύσματος, προκαλώντας φλεγμονή. Η φλεγμονή οδηγεί σε τοπικό εκφυλισμό του τοιχώματος, το οποίο λεπταίνει υπό την πίεση των αιμοδυναμικών ροών που δρουν πάνω του και που ίσως, τελικά, οδηγήσουν στη ρήξη του.

Μελέτες από τους Sugiyama et al και Sforza et al ωστόσο, έδειξαν ότι και η χαμηλή WSS και η υψηλή WSS παίζουν ρόλο στην ανάπτυξη του ανευρύσματος [29]. Οι Sugiyama et al δημοσίευσαν την εργασία τους που αφορά την εξέλιξη του μεγέθους δύο γειτονικών ανευρυσμάτων σε έναν ασθενή, το κάθε ένα με διαφορετικά αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά και διαφορετικό τρόπο

ανάπτυξης. Ανακάλυψαν ότι το πιο απομακρυσμένο ανεύρυσμα αναπτυσσόταν εξαιτίας χαμηλής και περιοδικής διατμητικής τάσης στο τοίχωμα του ενώ το άλλο ανεύρυσμα παρουσίαζε αυξημένη ροή εισαγωγή στον αναπτυσσόμενο λοβό. Επιπλέον οι Sforza et al παρακολούθησαν αρκετά αναπτυσσόμενα ανευρύσματα. Σε τρία από αυτά συνέδεσαν την αύξηση τους με υψηλή WSS ενώ σε δύο με χαμηλή.

3.2.4 Αντιμετώπιση των Ανευρυσμάτων

Η αντιμετώπιση των ανευρυσμάτων γίνεται είτε με μικροχειρουργικές μεθόδους, μέσω των οποίων επιτυγχάνεται η αποκοπή του αυχένα του ανευρύσματος, δηλαδή του κατώτατου μέρους του ανευρύσματος, από την κυκλοφορία (clipping) είτε με ενδοαρτηριακές μεθόδους, που επιτυγχάνουν το γέμισμα του ανευρυσματικού σάκου εκ των έσω με μικροσπειράματα εμβολισμού προκαλώντας την μείωση των ροών προς το ανεύρυσμα και την τελική θρόμβωση του (coiling). Νέες ενδοαρτηριακές τεχνικές συνιστούν επίσης την τοποθέτηση ενδοπροθέσεων μετατροπής ροής (flow diverters) κάτω από τον αυχένα του ανευρύσματος, που υποκαθιστούν τον φυσικό αυλό του αγγείου, μειώνουν τις ροές προς το ανεύρυσμα και προκαλούν τη σταδιακή θρόμβωση του. Εξαιτίας των καταστροφικών αποτελεσμάτων μιας υπαραχνοειδούς αιμορραγίας, πολλές φορές τα ανευρύσματα αντιμετωπίζονται προληπτικά χωρίς να έχουν ραγεί, μειώνοντας δραστικά τον κίνδυνο μιας αιμορραγίας, υποβάλλοντας ωστόσο τον ασθενή σε επεμβάσεις που ενέχουν σημαντικό κίνδυνο για την υγεία του ή ακόμα και τη ζωή του.

Δεδομένου ότι ένα μικρό ποσοστό των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων αιμορραγεί ετησίως και ενδέχεται να παραμείνουν σταθερά για πολλά χρόνια κρίνεται απαραίτητη η πλήρης κατανόηση όλων των μηχανισμών και αιτιών που συντελούν στη γένεση, ανάπτυξη και ρήξη των ανευρυσμάτων, καθώς επίσης και η δημιουργία μοντέλων που, εξατομικευμένα σε κάθε ασθενή, υπολογίζουν τον κίνδυνο πρόκλησης μιας αιμορραγίας και την αναγκαιότητα δραστηκής αντιμετώπισης ενός ανευρύσματος.

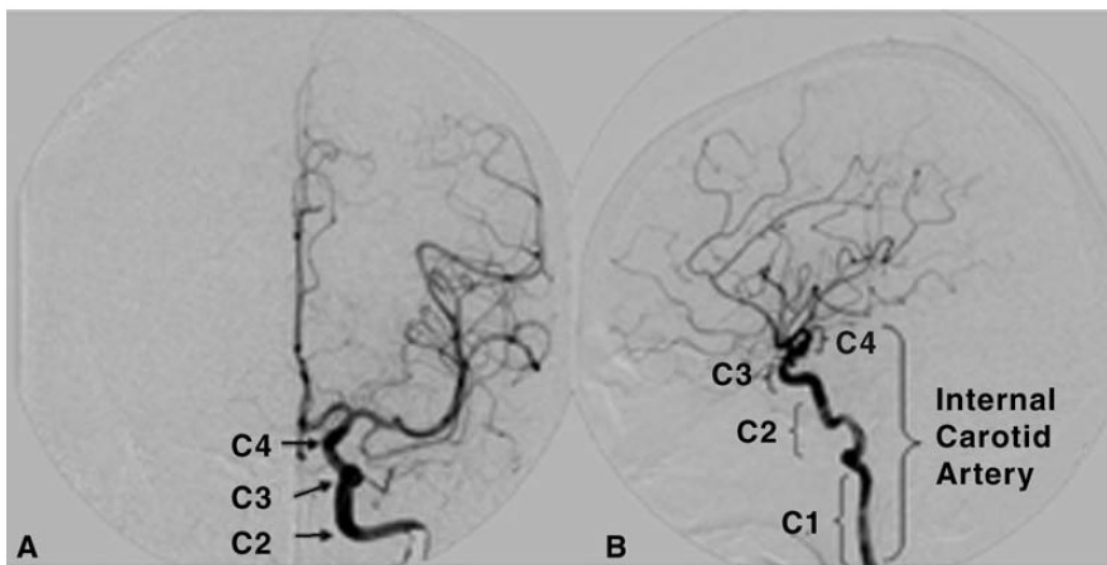
3.3 Το Εγκεφαλικό Αρτηριακό Δίκτυο

Έχει ήδη αναφερθεί ότι στατιστικά εντοπίζονται ανευρύσματα κοντά στον κύκλο του Willis και κυρίως στις αρτηρίες της πρόσθιας κυκλοφορίας. Παρακάτω εξηγείται η ανατομία της συγκε-

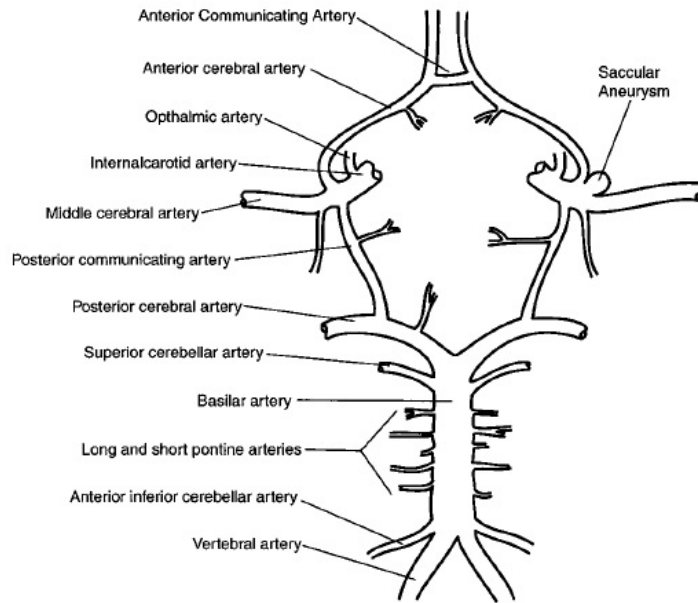
κριμένης περιοχής καθώς η γνώση των διαστάσεων των αγγείων όσο και των διχασμών και των αναστομών κρίνονται απαραίτητες σε μια πιθανή αιμοδυναμική ανάλυση της περιοχής.

Οι αρτηρίες του εγκεφάλου μπορούν να χωριστούν σε δύο κύριες υποκατηγορίες, της πρόσθιας κυκλοφορίας και της οπίσθιας. Ο χωρισμός αυτός σχετίζεται με την ανατομία του εγκεφάλου αλλά και με τις βασικές αρτηρίες που παρέχουν αίμα στον εγκέφαλο. Οι αρτηρίες της πρόσθιας κυκλοφορίας διοχετεύουν το αίμα από την αριστερή και δεξιά έσω καρωτίδα (ICA) στο πρόσθιο και το μέσο τμήμα του εγκεφάλου. Η κάθε έσω καρωτίδα χωρίζεται σε πρόσθια (ACA) και μέση εγκεφαλική αρτηρία (MCA), οι οποίες αιματώνουν και τις ομώνυμες περιοχές του εγκεφάλου. Περαιτέρω ανάλυση στους κλάδους των συγκεκριμένων αρτηριών είναι αρκετά πολύπλοκη και κρίνεται άσκοπη.

Οι αρτηρίες της οπίσθιας κυκλοφορίας διοχετεύουν το αίμα από την αριστερή και δεξιά σπονδυλική αρτηρία (VA) στην παρεγκεφαλίδα και στο οπίσθιο τμήμα του εγκεφάλου. Οι δύο σπονδυλικές αρτηρίες ενώνονται για να σχηματίσουν τη βασική αρτηρία (BA). Από τη βασική αρτηρία εκφύονται οι δύο οπίσθιες κάτω παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες (PICA), οι δύο πρόσθιες κάτω παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες (AICA), οι δύο άνω παρεγκεφαλιδικές αρτηρίες και οι δύο οπίσθιες εγκεφαλικές αρτηρίες (PCA). Η πλάγια αναπαράσταση της εγκεφαλικής κυκλοφορίας 3.3 βοηθάει στην κατανόηση της παραπάνω ανατομίας.



Σχήμα 3.3: Απεικόνιση του Εγκεφαλικού Αγγειακού Δικτύου από πρόσθια και πλάγια όψη, με χρήση ψηφιακής αγγειογραφίας. Οι ενδείξεις C1, C2, C3, C4 είναι τα τμήματα της έσω καρωτίδας. Πηγή: [3]



Σχήμα 3.4: Σχηματική απεικόνιση του Κύκλου του Willis. Πηγή: [16]

3.3.1 Ο Κύκλος του Willis

Κύκλος του Willis είναι ένας κύκλος που σχηματίζουν εγκεφαλικές αρτηρίες, που συνδέει την πρόσθια με την οπίσθια κυκλοφορία και την αριστερή με την δεξιά, έχοντας βασικό ρόλο στην σωστή αιμάτωση του εγκεφάλου. Η πρόσθια αναστομωτική αρτηρία συνδέει τη δεξιά και την αριστερή πρόσθια εγκεφαλική. Οι δύο οπίσθιες αναστομωτικές αρτηρίες την μέση εγκεφαλική αρτηρία με την αντίστοιχη, δεξιά ή αριστερή, οπίσθια εγκεφαλική αρτηρία. Με αυτόν τον τρόπο διασφαλίζεται η απρόσκοπτη αιμάτωση του εγκεφάλου ακόμα και αν η μια καρωτίδα ή μια σπονδυλική αρτηρία είναι κλειστή. Ο κύκλος γίνεται πιο εύκολα κατανοητός με την εικόνα 3.4 .

Σχεδόν πάντα τα ΣΕΑ εμφανίζονται σε περιοχή κοντά ή πάνω στον κύκλο του Willis. Με μεγαλύτερη συχνότητα εμφανίζονται στο τμήμα της πρόσθιας κυκλοφορίας. Σε μελέτες που μνημονεύονται στο βιβλίο *Vascular Mechanics and Pathology* , αναδεικνύεται αυτή η τάση σε πολύ υψηλά ποσοστά, της τάξης του 87%.

Κεφάλαιο 4

Υπολογιστική Μηχανική Ρευστών στη Μοντελοποίηση Ανευρυσμάτων

4.1 Σύντομη Ιστορική Αναδρομή

4.1.1 Ιστορική Αναδρομή Στη Μηχανική του Αίματος

Ήδη από τα αρχαία χρόνια, Ινδοί, Κινέζοι και Έλληνες ιατροί μελετούσαν τον καρδιακό παλμό για να πραγματοποιήσουν διάγνωση. Ο Γαληνός (129–210 μ.χ.) έγραψε το βιβλίο *Περί πρόγνωσης εκ του παλμού* στο οποίο περιγράφει 27 τύπους παλμών και τη σημασία τους. Ωστόσο, ο πρώτος που μελέτησε την κυκλοφορία του αίματος από μηχανική άποψη ήταν ο Giovanni Borelli (1608–1679), ο κατά πολλούς και πατέρας της εμβιομηχανικής. Ο Borelli μελέτησε τις συσπάσεις της καρδιάς και την αλληλεπίδραση τους με τις αρτηρίες, κατανοώντας μάλιστα το ενεργό ρόλο του ελαστικού αρτηριακού τοιχώματος στην κυκλοφορία του αίματος. Σημαντική είναι επίσης και η μελέτη του αιδεσιμότατου Stephan Hales (1677–1746), που ήταν ο πρώτος που πραγματοποίησε in vivo μέτρηση της πίεσης του αίματος σε αορτή αλόγου [14].

Η πρώτη προσπάθεια αριθμητικής μελέτης της κίνησης του αίματος έγινε από τον διάσημο μαθηματικό και φυσικό Leonhard Euler (1707–1783), ο οποίος στην εργασία του *Principia pro motu sanguinis per arterias determinando* (*Περί ροής του αίματος στις αρτηρίες*) 1755 κατέστρωσε μονοδιάστατες εξισώσεις διατήρησης της μάζας και της ορμής υγρού σε σωλήνα με ελαστικά τοιχώματα. Ο Euler προσπάθησε να απλοποιήσει το σύστημα εξισώσεων που προέκυπτε από τους

νόμους διατήρησης και στη συνέχεια να επιλύσει τη διαφορική εξίσωση με απλή ολοκλήρωση χωρίς όμως επιτυχία. Μάλιστα, στον επίλογο της μελέτης του δήλωσε με στωικό τρόπο πως ο νους του ανθρώπου είναι λίγος για να καταλάβει το έργο του Δημιουργού του. Δυστυχώς η μελέτη αυτή χάθηκε για σχεδόν έναν αιώνα και οι εξισώσεις διατήρησης που διέπουν την κίνηση του αίματος έπρεπε να ανακαλυφθούν ξανά, αυτή τη φορά στη γραμμική τους μορφή, από τον Wilhelm Weber.

Μέχρι εκείνο το χρονικό σημείο μεσολάβησαν σημαντικά επιτεύγματα που οδήγησαν την επιστήμη ένα βήμα πιο κοντά κάθε φορά στην κατανόηση της κίνησης του αίματος στις αρτηρίες. Το 1808 ο Thomas Young έθεσε τη σωστή εξίσωση περιγραφής της ταχύτητας ενός κύματος στις αρτηρίες, χωρίς ωστόσο να κάνει αποδοτική αναγωγή της συγκεκριμένης εξίσωσης. Ορόσημο θεωρείται, επίσης, η ανάπτυξη του νόμου της κίνησης των ρευστών σε σωλήνα από τον Jean Louis Poiseuille (1799–1869). Ο νόμος του Poiseuille, εξαιτίας της απλότητας του, καθιερώθηκε ως ο τύπος που περιγράφει κάθε κίνηση ρευστού σε σωλήνα, συμπεριλαμβανομένης και της κίνησης του αίματος στα αγγεία, μολονότι είναι αρκετά πιο σύνθετη και περίπλοκη. Τα πειράματα του Poiseuille έδειξαν ότι ταχύτητα ροής Q του ρευστού περιγράφεται από τον τύπο [14]:

$$Q = \frac{KPD^4}{L} \quad (4.1)$$

όπου P είναι η πτώση της πίεσης κατά μήκος του σωλήνα και, D και L η διάμετρος και το μήκος του σωλήνα αντίστοιχα και K μια σταθερά που εξαρτάται από το υγρό και τη θερμοκρασία του υγρού. Την ίδια περίοδο ένας Γερμανός μηχανικός ονόματι Bernand Hagen πρότεινε την εξής σχέση για την κίνηση των ρευστών σε σωλήνα [14]:

$$P = \frac{ALQ + BQ^2}{D^4} \quad (4.2)$$

όπου A και B σταθερές εξαρτώμενες από τη θερμοκρασία του υγρού. Για πολύ μικρό Q οι σχέσεις του Poiseuille και του Hagen είναι ταυτόσημες. Ωστόσο, παρόλο που η έννοια του ιξώδους είχε εισαχθεί πολλά χρόνια πριν από τον Νεύτωνα, κανείς από τους δύο φυσικούς δεν το συμπεριέλαβε στις εξισώσεις που προέκυψαν από τα πειράματά τους. Η πρώτη αναγωγή του νόμου του Poiseuille που περιλαμβάνει τη σταθερά του ιξώδους αποδίδεται στον Hagenbach, ο οποίος κατέληξε στην παρακάτω εξίσωση [14]:

$$Q = \frac{\pi PD^4}{128\mu L} \quad (4.3)$$

όπου μ η σταθερά του ιξώδους.



Σχήμα 4.1: Από αριστερά προς τα δεξιά: Leonard Euler, Thomas Young, Jean Louis Poiseuille, Otto Frank.
 Πηγή: A brief history of arterial wave mechanics (2009)

Το θέμα της ταχύτητας των κυμάτων εντός ελαστικών σωλήνων μελετήθηκε σε θεωρητικό επίπεδο από τον Eduard Wilhelm Weber και σε πειραματικό από τον αδερφό του Ernst Heinrich Weber, και τα ευρήματα τους δημοσιεύθηκαν το 1866. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ο Wilhelm Weber κατέληξε στη γραμμική μορφή των εξισώσεων διατήρησης του Euler, και σε μια σταθερά ελαστικότητας του τοιχώματος του σωλήνα $k = dr/dp$ (όπου dr είναι αύξηση της διαμέτρου και dp η διαφορά της πίεσης) δίνοντας την παρακάτω σχέση για την ταχύτητα [14]:

$$c = \sqrt{\frac{R}{2k\rho}} \quad (4.4)$$

Την πιο πάνω σχέση εξέλιξε ο Korteweg το 1877 ο οποίος απέδειξε ότι η ταχύτητα διάδοσης ενός κύματος σε ελαστικό σωλήνα εξαρτάται από την ελαστικότητα του τοιχώματος και από τη συμπιεστότητα του υγρού. Στη προκειμένη περίπτωση, που το αίμα θεωρείται ασυμπίεστο και οι αρτηρίες λεπτού τοιχώματος, η σχέση που προκύπτει είναι

$$c = \sqrt{\frac{h}{2\rho R}} \quad (4.5)$$

όπου E είναι η σταθερά του Young για το τοίχωμα της αρτηρίας.

Εξαιρετικά σημαντική θεωρείται και η συμβολή του Otto Frank (1865-1944) στη μελέτη της μηχανικής της κυκλοφορίας. Αρχικά, θεώρησε τις αρτηρίες ως ένα ενιαίο διατατό διαμέρισμα και χρησιμοποίησε την αρχή διατήρησης της μάζας για να αναλύσει την αλλαγή του όγκου τους κατά τη διάρκεια της διαστολής, καταλήγοντας στις παρακάτω σχέσεις [14]:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{P}{w} \quad (4.6)$$

$$\frac{dP}{dV} = c \quad (4.7)$$

όπου V είναι ο όγκος του τμήματος της αρτηρίας, P η πίεση, w η αντίσταση της ροής προς τη μικροκυκλοφορία και c μια σταθερά που ισούται με την αντίστροφη τιμή της ενδοτικότητας. Το 1905 εισάγει σε δημοσίευση του τη θεωρία των κυμάτων στις αρτηρίες και το 1920 δίνει τον σωστό τύπο για την ταχύτητα των σφυγμικών κυμάτων, σε όρους ελαστικότητας [14]:

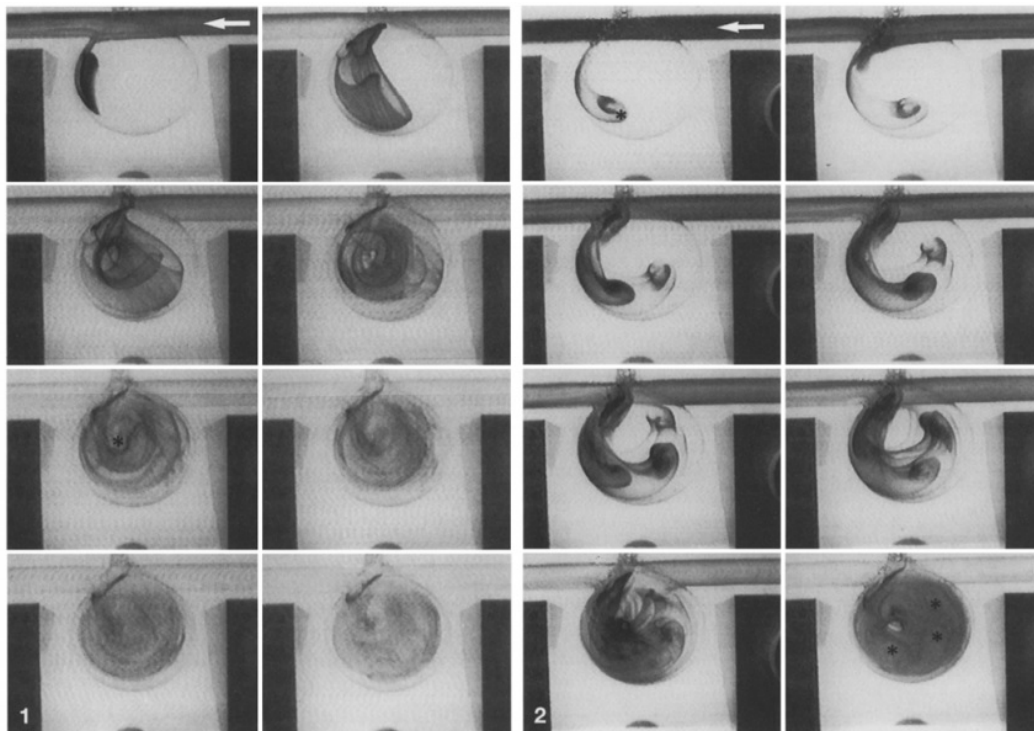
$$c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho}} \quad (4.8)$$

όπου $\kappa = \frac{dP}{dA}A$ όπου κ η αντίστροφη ενδοτικότητα του αγγείου και A το εμβαδόν της διατομής του. Σε δημοσίευση του το 1926 αναλύει τις επιπτώσεις του ιξώδους στη κίνηση του αίματος, τη κίνηση του τοιχώματος και την ενέργεια του κύματος μες στην αρτηρία, καταλήγοντας στην επίλυση παραδειγμάτων που άπτονται ειδικών περιπτώσεων. Αυτά τα παραδείγματα περιλαμβάνουν χρήση ανάλυσης Fourier και πιθανότητα τη πρώτη ανάλυση της συμπεριφοράς των σφυγμικών κυμάτων σε διχασμούς αρτηριών. Το 1954 οι Morgan και Kiely και το 1958 ο Womersley κατέληξαν ανεξάρτητα στις εξισώσεις που διέπουν την κίνηση των κυμάτων μέσα σε ελαστικό σωλήνα.

Πολύ σημαντική στη μοντελοποίηση του κυκλοφορικού συστήματος θεωρείται και η μέθοδος των ηλεκτρικών ανάλογων που αναπτύχθηκε περί τα μέσα του 20ου αιώνα. Η μέθοδος αυτή υποθέτει μια γραμμική σχέση μεταξύ της πίεσης και της ροής, που δίδεται από τον ανάλογο τύπο του Ohm, $\vec{P} = \vec{Z}\vec{Q}$, όπου η πίεση \vec{P} είναι ανάλογη της τάσης V , η ροή \vec{Q} ανάλογη του ρεύματος I και \vec{Z} η ηλεκτρική εμπέδηση.

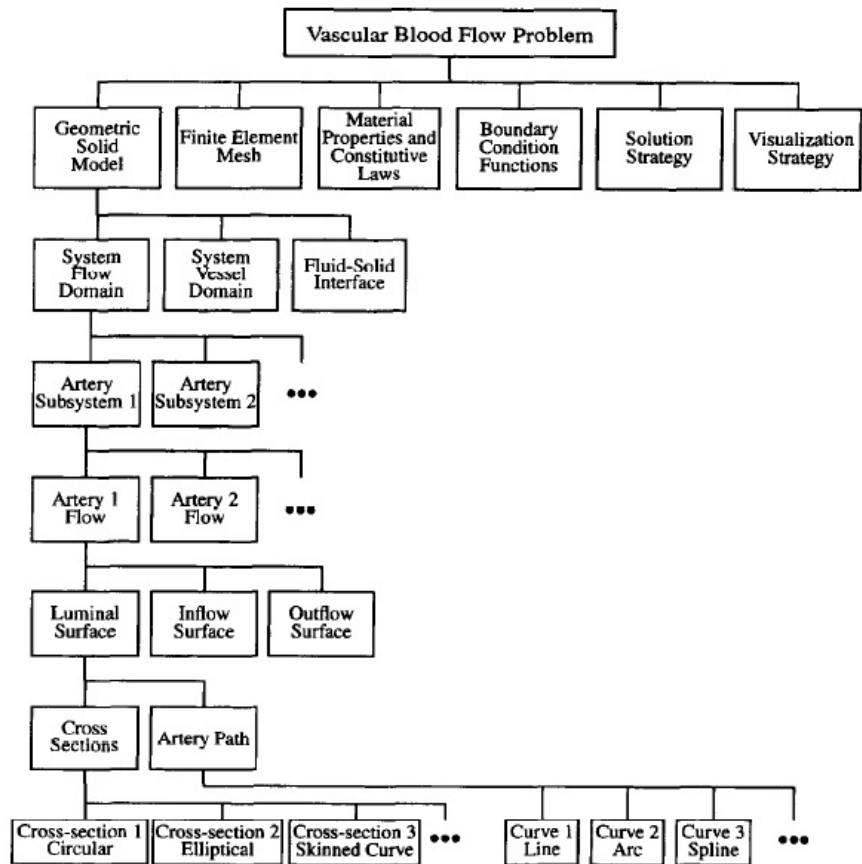
4.1.2 Ιστορική αναδρομή στις Μεθόδους Μοντελοποίησης Ανευρυσμάτων

Πολλές μελέτες έχουν γίνει στο πρόσφατο παρελθόν με στόχο την διερεύνηση των αιμοδυναμικών ροών στην περιοχή των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων. Οι πρώτες δημοσιεύσεις στη πλειοψηφία τους αφορούσαν *in vitro* μελέτη κυκλοφορίας στη περιοχή του ανευρύσματος. Για παράδειγμα, οι Gobin et al. το 1994 [42] δημιούργησαν ένα ιδανικό μοντέλο γιγαντιαίου ανευρύσματος από διαφανή σιλικόνη (βλ. εικόνα 4.2). Η διάταξη περιελάμβανε επίσης μια αντλία παλμικής ροής και ένα μικροκαθετήρα με αισθητήρες πίεσης για την μέτρηση της πίεσης στο εσωτερικό της αρτηρίας και του ανευρύσματος. Στη συνέχεια του πειράματος τους έγινε επίσης αξιολόγηση της μεθόδου εμβολισμού με μικροσπειράματα με την αναδίπλωση ενός οδηγού σύρματος μέσα στο ανεύρυσμα.



Σχήμα 4.2: Μελέτη αιμοδυναμικών ροών σε μοντέλο ανευρύσματος από σιλικόνη. Πηγή [42].

Παρόμοιες δημοσιεύσεις έχουν γίνει και από τους Lieber et. al το 1999 και από τους Tateshmina et al. το 2003. Η πρώτη δημοσίευση σχετικά με τη χρήση αριθμητικών μεθόδων για την μοντελοποίηση ανευρυσμάτων φαίνεται να είναι των Gonzalez et al. το 1992. Στη εργασία τους περιγράφουν την μοντελοποίηση των αιμοδυναμικών ροών σε ανεύρυσμα της μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας με χρήση πεπερασμένων στοιχείων, λαμβάνοντας μάλιστα υπόψη το ιξώδες του αίματος. Η εργασία με τη μεγαλύτερη επίδραση στο χώρο της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών στην ιατρική δημοσιεύτηκε το 1998 από τους Taylor CA, Hughes TJR και Zarins CK και είχε τον τίτλο *Finite element modeling of blood flow in arteries*. . Στην εργασία αυτή αρχικά κατασκευάστηκε στερεά μοντέλα του διχασμού της καρωτίδας, και της αορτής, με κύκλους κάθετα προσανατολισμένους κατά μήκος γραμμών που αντιπροσωπεύουν το αρτηριακό τοίχωμα. Μετά την δημιουργία της γεωμετρίας οι Taylor, Hughes και Zarins προχώρησαν στην επεξεργασία της και στη δημιουργία mesh με τη μέθοδο octree. Εφάρμοσαν, στη συνέχεια, πραγματικές καμπύλες ροής εισόδου ή σταθερή ροή στην είσοδο και εξέτασαν τα πειραματικά αποτελέσματα της μεθόδου με πειραματικά δεδομένα και δεδομένα in vivo. Η μεθοδολογία που εφαρμόστηκε στη συγκεκριμένη δημοσίευση για τη μο-



Σχήμα 4.3: Διάγραμμα της μεθοδολογίας που χρησιμοποιήθηκε στην εργασία Finite element modeling of blood flow in arteries [41].

ντελοποίηση αρτηριών εφαρμόζεται, σε γενικές γραμμές, μέχρι και σήμερα (βλ. εικόνα 4.3

Ακολούθησαν πολλές δημοσιεύσεις που εφαρμόζαν την συγκεκριμένη μέθοδο σε ένα μικρό αριθμό ανευρυσμάτων κάθε φορά, με κυριότερες εκείνες από τους Cebraal et al και από τους Shijima et al το 2004 (βλ παράγραφο 4.2.2).

4.2 Νέες Μέθοδοι και Τεχνικές στη Μοντελοποίηση των Ανευρυσμάτων

Τα τελευταία δέκα χρόνια υπήρξε πολύ μεγάλη ανάπτυξη στις τεχνικές και τις μεθόδους μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων, και των αγγειακών παθήσεων γενικότερα, που οφείλεται στην εξέλιξη των ιατρικών τεχνικών απεικόνισης αλλά και στην ανάπτυξη υλικού και λογισμικού υπολογιστών. Οι σύγχρονες τεχνικές ιατρικής απεικόνισης δίνουν λεπτομερή ανάλυση δομών του κυκλοφορικού συστήματος του ασθενή που μπορούν να χρησιμοποιηθούν με τη σειρά τους για τη δημιουργία εξατομικευμένων ρεαλιστικών μοντέλων (patient specific CFD). Το πεδίο έρευνας που δημιουργείται από τη σύζευξη της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών και των ιατρικών απεικονιστικών μεθόδων στοχεύει α) στη βαθύτερη κατανόηση των ασθενειών, β) στην αξιολόγηση του κινδύνου που διατρέχει ο ασθενής, γ) στο σχεδιασμό ιατρικής αντιμετώπισης της ασθένειας και δ) στη σχεδίαση, βελτίωση και αξιολόγηση ιατρικών υλικών και συσκευών. Ωστόσο οι αγγειακές παθήσεις είναι σύνθετα προβλήματα και πρέπει να ληφθούν πολλοί παράγοντες υπόψη κατά τη μοντελοποίηση τους, συμπεριλαμβανομένων και των αντιδράσεων των ιστών και των κυττάρων του οργανισμού στις μηχανικές συνιστώσες που δρουν πάνω τους. Ως εκ τούτου, ένα μεγάλο πεδίο της σύγχρονης έρευνας στρέφεται στη δημιουργία μοντέλων για την ανάπτυξη των ανευρυσμάτων, την δημιουργία θρόμβου και τον εκφυλισμό του αρτηριακού τοιχώματος.

4.2.1 Εξατομικευμένη Προσομοίωση Ανευρύσματος

Μολονότι δεν έχει άμεση σχέση με την υπολογιστική μηχανική, αξίζει να γίνει μια μικρή αναφορά στο σύνολο των τεχνολογιών που κατέστησαν δυνατή την μοντελοποίηση ανευρυσμάτων ξεχωριστά για κάθε ασθενή μέσω των εξελιγμένων τεχνικών απεικόνισης (Patient Specific CFD). Οι τεχνικές αυτές μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες: σε εκείνες που δίνουν πληροφορία

για τη δομή και τη γεωμετρία και σε εκείνες που δίνουν πληροφορία για την λειτουργικότητα.

Η αξονική τομογραφία ή Computational Tomography είναι η τεχνολογία με την οποία συλλέγονται δεδομένα με διαδοχικές αξονικές λήψεις. Η αξονική τομογραφία είναι η αρχική διαγνωστική διαδικασία για την επιβεβαίωση πιθανής ρήξης ανευρύσματος. Η εξέλιξη που αφορά την μοντελοποίηση των ανευρυσμάτων, είναι η υψηλής ανάλυσης Αξονική Αγγειογραφία, η οποία γίνεται με την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού παράγοντα που καθιστά δυνατή την απεικόνιση των αγγείων του σώματος. Στη συνέχεια, μέσω του λογισμικού του μηχανήματος, γίνεται ανασύνταξη των διαδοχικών ακτινογραφικών λήψεων σε τρισδιάστατες απεικονίσεις των αγγείων που εξετάζονται. Η αξονική αγγειογραφία με την εφαρμογή τρισδιάστατων ανακατασκευών μπορεί να δώσει ακριβείς πληροφορίες σχετικά με τα αγγεία που εξετάζονται, την ανατομία και τα χαρακτηριστικά του ανευρύσματος γρήγορα και με σχετικά ανώδυνα για τον ασθενή. Ωστόσο δεν δείχνει την πορεία της ροής και γι' αυτό το λόγο δεν μπορεί να αντικαταστήσει την ψηφιακή αγγειογραφία.

Η Ψηφιακή Αγγειογραφία (Digital Subtraction Angiography) είναι η καθιερωμένη διαδικασία πριν την θεραπεία και για την καθοριστική διάγνωση ανευρύσματος. Είναι μια επεμβατική διαδικασία κατά τη διάρκεια της οποίας, μέσω μιας οπής στην μηριαία αρτηρία, ο γιατρός με τη βοήθεια ακτινοσκόπησης και ενδοαυλικά τοποθετεί ένα αγγειογραφικό καθετήρα σε μια κύρια αρτηρία του εγκεφάλου και από εκεί εγχύει σκιαγραφική ουσία. Η έγχυση γίνεται υπό ακτινοσκόπηση και δίνει μια δισδιάστατη απεικόνιση των αγγείων της περιοχής ενδιαφέροντος, όπου τα αγγεία διαγράφονται μαύρα σε αντίθεση με τον μαλακό περιβάλλον ιστό που τα περιβάλλει (εικόνα 4.4 Β). Ανάλογα με την περιοχή που πρέπει να αγγειογραφηθεί κάθε φορά επιλέγεται το αγγείο που θα φτάσει ο καθετήρας, που είτε είναι μια από τις δύο έσω καρωτίδες είτε κάποια από τις σπονδυλικές. Εξαιτίας αυτού, αν και θεωρείται μια σχετικά ασφαλής διαδικασία, υπάρχουν σοβαροί κίνδυνοι για την υγεία του ασθενούς συγκριτικά με τις υπόλοιπες μεθόδους απεικόνισης ανευρυσμάτων. Ωστόσο, δίνει περισσότερες πληροφορίες για την λειτουργία της κυκλοφορίας στη περιοχή και περισσότερες ανατομικές λεπτομέρειες που δεν αποδίδονται ανάλογα στην Αξονική Αγγειογραφία ή στη Μαγνητική Αγγειογραφία. Οι σύγχρονοι Ψηφιακοί Αγγειογράφοι έχουν τη δυνατότητα να κάνουν Τρισδιάστατη Αγγειογραφία, με διαδικασία παρόμοια με εκείνη της Αξονικής Αγγειογραφίας μόνο που στη συγκεκριμένη περίπτωση το σκιαγραφικό εγχέεται απευθείας στη αρτηρία μέσω του αγγειογραφικού καθετήρα. Η τρισδιάστατη ανακατασκευή που προκύπτει από τη συγκεκριμένη διαδικασία δίνει πολύ λεπτομερή εικόνα των αγγείων και του ανευρύσματος. Στην εικόνα 4.4 φαίνεται

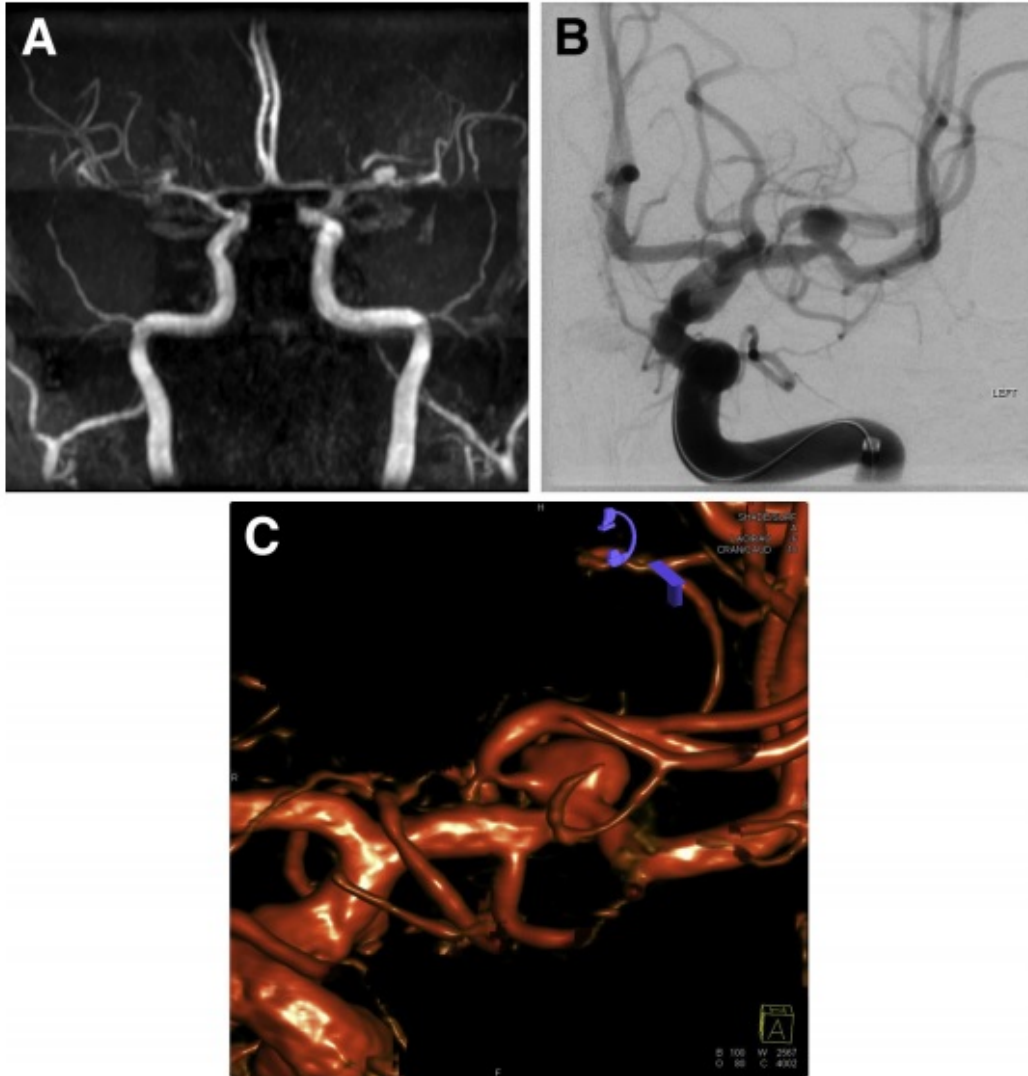
η υπεροχή της συγκεκριμένης μεθόδου έναντι της μαγνητικής αγγειογραφίας.

Η Μαγνητική Αγγειογραφία (Magnetic Resonance Angiography) είναι το σύνολο των τεχνολογιών που βασίζονται στη μαγνητική τομογραφία για την απεικόνιση αγγείων το σώματος, με σκοπό τη διάγνωση παθήσεων του αγγειακού συστήματος (ανευρύσματα, αθηρωματικές στενώσεις κ.ο.κ.). Για καλύτερη απεικόνιση των αγγείων χορηγείται στον ασθενή σκιαγραφική ουσία με με βάση το γαδολίνιο. Σε αντίθεση με την ψηφιακή αγγειογραφία, δεν απαιτείται επέμβαση και είναι μια ανώδυνη και ασφαλής διαδικασία για τον ασθενή. Επιγραμματικά αναφέρουμε πως δύο τεχνικές χρησιμοποιούνται συχνότερα στην μαγνητική αγγειογραφία, η time-of-flight και η in-flow. Και στις δύο τεχνικές, αποκτούνται πολλές εικόνες κάθετα στον άξονα του ασθενή, και στις συνέχεια χρησιμοποιούνται για την τρισδιάστατη ανακατασκευή. Επίσης ένα πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό της μαγνητικής αγγειογραφίας είναι η δυνατότητα μέτρησης της ταχύτητας της ροής του αίματος στις αρτηρίες ενδιαφέροντος, χρησιμοποιώντας την phase-contrast MR τεχνική (PC-MR). Η τρισδιάστατη απεικόνιση της ταχύτητας ροής σε ένα αγγείο απαιτεί μεγάλους χρόνους λήψης και ,ως εκ τούτου, μεγάλο βαθμό δυσφορίας από τον εξεταζόμενο. Αντίθετα πιο λογικούς χρόνους λήψης απαιτεί η μέτρηση ενός διανύσματος της ταχύτητας σε ένα δισδιάστατο επίπεδο κάθετο στην αρτηρία.

Μια άλλη τεχνική που συναντάται συχνά στις δημοσιεύσεις για μέτρηση της ταχύτητας του αίματος στα εγκεφαλικά αγγεία είναι ο ενδοκράνιος υπέρηχος Doppler. Οι μετρήσεις γίνονται με την τοποθέτηση ενός ηχοβολέα στη περιοχή των κροταφικών οστών. Για τον υπολογισμό της ταχύτητας της αιματικής ροής μετράται η διαφορά της συχνότητας μεταξύ των εκπεμπόμενων ηχητικών κυμάτων και της ανάκλασης των υπερήχων στα ερυθρά αιμοσφαίρια. Στη συνέχεια, με χρήση μετασχηματισμού Fourier, αφαιρούνται οι συνιστώσες του θορύβου και προκύπτει η κυματομορφή της ταχύτητας της ροής όπως φαίνεται στην εικόνα 3.2.

4.2.2 Μελέτες Εκτίμησης Κινδύνου Ρήξης

Πλήθος μελετών έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια για την ανάδειξη εκείνων των αιμοδυναμικών παραμέτρων που θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως κριτήριο εκτίμησης του κινδύνου ρήξης των ανευρυσμάτων. Στη κλινική πράξη σήμερα, η εκτίμηση του κινδύνου ρήξης των μη ραγέντων γίνεται βάσει μορφολογικών χαρακτηριστικών του ανευρύσματος [26], [27] λαμβάνοντας ταυτό-



Σχήμα 4.4: Α. Απεικόνιση ανευρύσματος μέσης εγκεφαλικής αρτηρίας με Μαγνητική Αγγειογραφία Β. Απεικόνιση του ίδιου ανευρύσματος με Ψηφιακή Αγγειογραφία Γ. Τρισδιάστατη ανακατασκευή της περιοχής του ανευρύσματος από Ψηφιακή Αγγειογραφία. Πηγή: *Current Utility of Diagnostic Catheter Cerebral Angiography*, Nader Sawiris et al.

χρονα υπόψη το ιστορικό του ασθενή. Ωστόσο, με τις νέες εξελίξεις στις τεχνολογίες ιατρικής απεικόνισης και τον εντοπισμό όλου και περισσότερων μη ραγέντων ανευρυσμάτων, καθίσταται επιτακτική η χρήση της τεχνολογίας προσομοίωσης στη κλινική πράξη, ως ουσιαστικό εργαλείο λήψης αποφάσεων.

Οι περισσότερες μελέτες επικεντρώνονται στη διατμητική τάση στο τοίχωμα του ανευρύσματος καθώς φαίνεται να παίζει καθοριστικό ρόλο στη παθοφυσιολογία της νόσου (βλ Πίνακα 4.1). Άλλες παράμετροι όπως η πολυπλοκότητα της ροής, το σημείο κρούσης του jet στο τοίχωμα ή η πίεση ερευνώνται επίσης. Τα αποτελέσματα των ερευνών ωστόσο, σχετικά με την υπόθεση ότι η WSS διαφοροποιείται σημαντικά μεταξύ ραγέντων και μη ραγέντων ανευρυσμάτων, ποικίλουν και, πολλές φορές, είναι αντικρουόμενα. Τα αποτελέσματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε τέσσερις κατηγορίες [29]: 1) Υψηλή μέση χωρική WSS συνδέεται με υψηλό κίνδυνο ρήξης, 2) χαμηλή μέση χωρική WSS συνδέεται με υψηλό κίνδυνο ρήξης, 3) υψηλή μέγιστη τιμή WSS συνδέεται με υψηλό κίνδυνο ρήξης, 4) η WSS δεν συνδέεται με κίνδυνο ρήξης. Απαιτείται προσοχή στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων γιατί πολλές μελέτες εξετάζουν πολύ μικρό αριθμό ανευρυσμάτων και υπάρχει μια σύμφυτη μεροληψία επιλογής των δειγμάτων προς ανάλυση.

Μια συνοπτική εικόνα των εξελίξεων σε αυτόν τον τομέα δίνουν δύο σημαντικές μελέτες με αντικρουόμενα αποτελέσματα που ερεύνησαν μεγάλο αριθμό ανευρυσμάτων. Οι Xiang et al [29] δημοσίευσαν την πρώτη μελέτη που ερευνούσε εκτενώς πολλαπλούς αιμοδυναμικούς και μορφολογικούς παράγοντες σε ένα ευρύ σύνολο δειγμάτων. Οι συγγραφείς ανέλυσαν 119 ανευρύσματα και ανακάλυψαν ότι μεταξύ των 7 αιμοδυναμικών παραμέτρων που εξετάστηκαν, οι 6 ήταν συνδεδεμένες με ραγέντα ανευρύσματα. Οι παράγοντες αυτοί ήταν η χαμηλή WSS, η χαμηλή μέγιστη WSS, η υψηλός σχετικός χρόνος παραμονής (relative residence time)(βλ. παράγραφο 2.1.4), υψηλή OSI (βλ. παράγραφο 2.1.4), υψηλή περιοχή χαμηλής τάσης (Low Shear Area) και μεγαλύτερος αριθμός δινών. Μόνο μια παράμετρος δεν εμφάνιζε καμία στατιστική σημασία, ο ρυθμός μεταβολής της WSS. Περαιτέρω στατιστική ανάλυση έδειξε δύο ανεξάρτητες παραμέτρους που διαφοροποιούνται σημαντικά μεταξύ ραγέντων και μη ανευρυσμάτων: τη WSS και την OSI. Οι πιθανότητες ενός ανευρύσματος να ραγεί μπορούν να υπολογιστούν με τη χρήση ενός μοντέλου που είναι μια εκθετική εξίσωση με την WSS ως βάση και και την OSI στον εκθέτη. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της έρευνας, ανευρύσματα με χαμηλή WSS και υψηλή OSI έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα να ραγούν. Η διαπίστωση ότι η χαμηλή WSS και η υψηλή OSI συνδέονται με

Πίνακας 4.1: Χρονολογική ταξινόμηση των μελετών για την έρευνα παραμέτρων ρήξης. Πηγή [28]

First Author	Year	No. of Aneurysms (Total: Ruptured + Unruptured)	Inlet Boundary Condition	Location	Parameters	Statistical Methods	Main Findings
Shojima	2004	20: 3 17	Pulsatile, same mean flow velocity 0.6 m/s	MCA	MWSS and mean WSS at peak systole	t Test	Maximum WSS at neck region higher than vessel value. Mean aneurysmal WSS significantly lower than vessel value. Mean WSS at peak: significantly higher for ruptured IAs. Tip of ruptured IAs with recirculating flow and markedly low WSS (0.5 Pa) compared with unruptured tip (1.7 Pa)
Shojima	2005	29: 14 15	Pulsatile, same mean flow velocity		Pressure at peak systole	t Test, ANOVA	Pressure elevation at the area of flow impact constituted 12% of systolic pressure. Pressure: No significant difference between ruptured and unruptured IAs, also for different locations. Pressure elevation has less contribution to rupture
Cebal	2005	62: 25 34	Pulsatile, same mean flow rate	ICA, MCA, ACA	Flow complexity, stability, inflow concentration, impingement	multiple logistic regression	Rupture IAs found with complex, unstable, small impingement, and small jet. Only impingement size achieved significance
Hassan	2005	68: 45 23	Pulsatile	MCA, ACA, AcomA	WSS at peak systole		Wide-neck IAs: high flow, narrow-neck sidewall IAs: high pressure and flow stasis
Valencia	2008	34: 15 14	Pulsatile, same mean flow velocity: 0.37 m/s	Not specified	Vortex, pressure, spatial mean, WSS over peak systole,		Highest WSS occurred at neck Very low WSS, found in the ruptured IAs, WSS correlated with aneurysm-inlet vessel area ratio in both ruptured and unruptured,
Jou	2008	26: 8 18	Pulsatile, same inlet flow rate (diastole 2.6 mL/s)	ICA	Normalized WSS, MWSS, low WSS area% (10% vessel WSS) at the end of diastole	Rank sum test	Similar MWSS (26, versus 23 Pa) for ruptured and unruptured. Ruptured IAs have larger low WSS area (27% versus 11%, P = .03). Low WSS found at dome, high WSS found at distal neck. Small mean WSS in ruptured IAs, not significant
Chien	2008	6: 2 4	Pulsatile, same WSS inlet BC	Small ICA	Normalized WSS, absolute WSS at peak systole	Significant test	Low WSS in aneurysm compared with parent artery Highest WSS at neck region Absolute aneurysmal WSS value not significant, parent vessel WSS not significant, normalized WSS significant for ruptured and unruptured IAs
Castro	2009	26: 8 18	Pulsatile, same inlet WSS (1.5, Pa)	AcomA	MWSS at systolic peak	Wilcoxon rank sum test	Higher MWSS in ruptured IAs, P = .1 High WSS found in dome
Castro	2009	42: 25 17	Pulsatile, same inlet WSS (1.5 Pa)	AcomA, MCA, BA tip, ICA terminus, ACA	MWSS at systolic peak	t Test	MWSS significant in ruptured IAs, with P = .04
Chien	2009	8: 4 4	Pulsatile, same inlet WSS (1.5 Pa for ICA inlet and 1 Pa for BA inlet)	Small ICA	WSS in aneurysmal neck, body and dome circumference at peak systole	Significant test	WSS in aneurysmal sac lower than parent artery WSS Higher WSS in ruptured IAs, compared with unruptured IAs
Chien	2009	24	Pulsatile, same WSS inlet BC	MCA, ICA, BA, AcomA	WSS at peak systole	Spearman rank correlation	Lower WSS in aneurysm sac than parent vessel Different aneurysm locations with different WSS
Cebal	2010	20	Pulsatile, same inlet WSS (1.5 Pa)	MCA, AcomA, PcomA, ICA, BA	WSS	z Test	80% Blebs occurred at highest WSS regions Once blebs were formed, 90% progressed to low WSS 77% Blebs located at inflow jet
Xiang	2011	119: 38 81	Pulsatile, same flow rate 4.6 mL/s for ICA, aneurysmal WSS normalized by parent vessel WSS	ICA, MCA, PcomA, PCA, AcomA, ACA, BA, PICA, VA	Time and spatial receiver operating mean WSS characteristic, and further multivariate logistic normalized by regression parent vessel WSS, MWSS, LSA, WSSG, OSI, RRT, NV	t Test,	Most ruptured IAs had complex flow and multiple vortices Significantly smaller WSS, MWSS and larger OSI, RRT, LSA, NV in ruptured IAs Normalized TAWSS and OSI were the only independently significant variables in the hemodynamics rupture risk model

First Author	Year	No. of Aneurysms (Total: Ruptured + Unruptured)	Location	Inlet Boundary Condition	Parameters	Statistical Methods	Main Findings
Lu	2011	18: 9 9	ICA, MCA, ACA	Pulsatile, same mean velocity	WSS at peak systole, low WSS area % (1.5 Pa), OSI	Wilcoxon test	Larger low WSS area in ruptured IAs (P = .012) Lower WSS in ruptured IAs Higher OSI in ruptured IAs (P = .008) No difference between parent vessel WSS in both groups
Zhang	2011	54:43 11	ICA, PcomA, AcomA, MCA, BA	Pulsatile	WSS, OSI at peak systole	χ^2 significant test	Daughter blebs have significantly lower WSS and higher OSI than primary aneurysms Ruptured IAs had lower WSS
Cebal	2011	210	Not specified	Pulsatile, same inlet WSS (1.5 Pa)	Flow complexity, significant test stability, inflow concentration, impingement	χ^2 significant test	Rupture IAs were more likely to have complex flow patterns (P = .001), stable flow patterns (P = .0018), concentrated inflow (P = .0001), and small impingement regions (P = .0006)
Cebal	2011	210	Not specified	Pulsatile and steady, same inlet WSS, 1.5 Pa with different heart rates	Time-averaged MWSS, SCI, VDR, LSA	Student t test	Significant: higher MWSS, ICI, and SCI and lower VDR Not significant: LSA, KER, LSI
Goubergrits	2012	22: 7 15	MCA	Pulsatile, same flow rate 3.7 mL/s	Time and spatial mean WSS low WSS% (0.4 Pa), Statistical WSS map	Mann-Whitney U test	WSS: no significant difference statistical WSS map: larger continuous area of higher WSS in the dome; larger areas of low WSS; overall significant low WSS with ruptured IAs
Qian	2011	30: 4 26	ICA-PcomA	Pulsatile, same inlet flow rate 4.23 mL/s	EL, WSS at peak systole	significant test	Significantly higher EL in ruptured IAs Mean WSS: no significant difference
Tako	2012	100: 13 87	ICA, MCA	Pulsatile, same inlet flow rate	Time mean WSS, MWSS, minimum WSS, EL, PLc, OSTIMAX, OSI/AVE	t Test or rank sum test, Bonferroni method	ICA: minimum WSS significantly lower in ruptured IAs. Higher EL in ruptured IAs, not significant PLc significant in both ICA and MCA IAs
Omodaka	2012	6: 6 0	MCA	Pulsatile, same inlet flow rate 3.08 mL/s	Time-averaged WSS, OSI	Wilcoxon t test	TAWSS at rupture point was significantly lower than that at the aneurysm wall without rupture point (P = .031) OSI at rupture point was lower than that at the aneurysm wall without rupture point (P = .156)
Kawaguchi	2012	150: 13 137	MCA, ICA, AcomA, ACA, VA, BA	Pulsatile	Time-averaged WSS, OSI	Student t test	Aneurysm blebs in both ruptured and unruptured aneurysm manifested low WSS and high OSI WSS was significantly lower in ruptured than in unruptured blebs
Miura	2013	106: 43 63	MCA	Pulsatile	WSS, Normalized WSS, OSI, WSSG, GON	Wilcoxon t test, multivariate logistic regression	Significant parameters: WSS, Normalized WSS, OSI, WSSG WSS is the only independently significant parameter
Xu	2013	16: 8 8	Mirrored PcomA	Pulsatile	Normalized WSS, OSI	Wilcoxon test	Significant parameters: normalized WSS

τη ρήξη του ανευρύσματος συμφωνεί με τα αποτελέσματα της μελέτης από τους Omodaka et al. [30]. Στη μελέτη αυτή ανιχνεύτηκαν αρχικά τα σημεία ρήξης των ανευρυσμάτων και στη συνέχεια οι γεωμετρικές αναλύθηκαν με μεθόδους υπολογιστικής ρευστομηχανικής. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι τα σημεία ρήξης, που εμφανίζονται ως μικρά εξογκώματα στην επιφάνεια του ανευρύσματος, βρίσκονταν σε περιοχές χαμηλής WSS και υψηλής OSI συγκριτικά με τις υπόλοιπες περιοχές. Ωστόσο, αφαιρώντας με υπολογιστικό τρόπο τα σημεία ρήξης, διαπιστώθηκε ότι τα σημεία δημιουργίας τους, ήταν περιοχές με υψηλή WSS και περιοχές πρόσκρουσης της ροής εισόδου στο ανεύρυσμα.

Μια άλλη μεγάλη μελέτη, ωστόσο, κατέληξε σε διαφορετικά αποτελέσματα. Οι Cebtral et al. [24] ανέλυσαν 210 ανευρύσματα και ερεύνησαν 7 αιμοδυναμικούς παράγοντες. Από στατιστική ανάλυση προέκυψε ότι 4 από τις 7 παραμέτρους ήταν σημαντικές, δηλαδή η μέγιστη WSS, η μεγάλη συγκέντρωση ροής εισόδου, η μεγάλη SCI (shear concentration index, βλ παράγραφο 2.1.4) και το χαμηλό viscous dissipation ratio (το οποίο ορίζεται ως ∇U όπου U το διάνυσμα της ταχύτητας). Επιπλέον, με τη χρήση διαφορετικών οριακών συνθηκών εισόδου (δύο διαφορετικές μεταβαλλόμενες ροές και τρεις διαφορετικές σταθερές ροές) οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι, μολονότι άλλαζαν οι τιμές των εξεταζόμενων αιμοδυναμικών παραμέτρων, οι στατιστικές διαφορές και οι αναλογίες μεταξύ ραγέντων και μη ραγέντων ανευρυσμάτων παρέμεναν αμετάβλητες.

Στις δύο αυτές μελέτες [29], [24], τα ευρήματα αναφορικά με την LSA (Low Shear stress Area) και την Maximum WSS, τις δύο ουσιαστικά κοινές παραμέτρους ήταν αντιφατικά. Η μεγάλη περιοχή χαμηλής WSS (LSA) ήταν κατεξοχήν ιδιότητα των ραγέντων ανευρυσμάτων στη μελέτη των Xiang et al. [29], όχι όμως και στη μελέτη των Cebtral et al. [24]. Η διαφορά αυτή μπορεί εν μέρει να εξηγηθεί από τον διαφορετικό ορισμό που έδωσαν οι δυο συγγραφικές ομάδες στην LSA με τους πρώτους να θεωρούν χαμηλή WSS την τιμή εκείνη που αντιστοιχεί στο 10% της τιμής του αγγείου ή και μικρότερο. Οι Cebtral et al. από την άλλη, θεώρησαν στην εργασία τους ως χαμηλή WSS εκείνη που έχει κανονική απόκλιση κατά 1 βαθμό από εκείνη του αγγείου. Συμπερασματικά, δεν είναι δυνατόν να συγκριθούν τα αποτελέσματα τους σχετικά με αυτή τη παράμετρο.

Η δεύτερη παράμετρος και επίσης αμφιλεγόμενη μεταξύ των δύο μελετών είναι εκείνη της μέγιστης WSS. Οι ορισμοί της MaxWSS ήταν κοινή και στις δύο μελέτες, ωστόσο οι Xiang et al. [29] διαπίστωσαν ότι τα ραγέντα ανευρύσματα εμφάνιζαν σημαντικά χαμηλότερη μέγιστη WSS όπως επίσης και χαμηλότερη μέση μέγιστη WSS. Επιπλέον παρατήρησαν ότι στη πλειονότητα των

υπό εξέταση εγκεφαλικών ανευρυσμάτων, η μέγιστη WSS μπορούσε να βρεθεί κοντά στον αυχένα του ανευρύσματος. Αντίθετα, οι Cebtral et al. διαπίστωσαν ότι η μεγάλες τιμές της μέγιστης WSS σχετίζονται με ραγέντα ανευρύσματα, και μάλιστα, η περιοχή MaxWSS εντοπίζεται στο θόλο και όχι στον αυχένα του ανευρύσματος. Το ερώτημα λοιπόν που εγείρεται, είναι το εάν οι δύο αυτές μελέτες εξέτασαν πολύ διαφορετικά σύνολα ανευρυσμάτων, και παρά το μεγάλο αριθμό δειγμάτων τους, δεν είχαν καλά στατιστικά δείγματα.

Η ανάλυση των δύο αυτών εργασιών υποδεικνύει την πολύπλοκη φύση των ανευρυσμάτων, και τη δυσκολία εύρεσης αξιόπιστων παραμέτρων ελέγχου της επικινδυνότητας ρήξης του ανευρύσματος. Ήδη από την παράγραφο 3.2.3 έχει αναφερθεί ότι, σύμφωνα με τις πιο πρόσφατες εργασίες, τόσο η χαμηλή όσο και η υψηλή WSS θεωρούνται ότι συνεισφέρουν με διαφορετικούς τρόπους στην εξέλιξη της νόσου. Αναλογιζόμενος, κανείς, ότι η υψηλή θετική WSS αποδεδειγμένα συμβάλλει στην ανάπτυξη του ανευρύσματος τα αποτελέσματα των Cebtral et al. φαντάζουν αναμενόμενα, ειδικά για μικρά ανευρύσματα, στο στάδιο της ανάπτυξης τους. Ωστόσο, με την ανάπτυξη του ανευρύσματος, η φυσική πορεία της τιμής της WSS στο σάκο του ανευρύσματος είναι καθοδική και μπορεί κανείς να συγκλίνει στην άποψη των Xiang et al. Η διττή αυτή φύση των ανευρυσμάτων δεν αποκλείει τη χρήση της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών από τη κλινική χρήση, καθώς ακόμα δεν έχουν εξαντληθεί οι δυνατότητες της, αλλά και γιατί η κατανόηση μας για τους μηχανισμούς της ασθένειας είναι ακόμα περιορισμένη.

4.2.3 Αλληλεπίδραση Υγρού - Στερεού

Στην αιχμή των εξελίξεων στη μοντελοποίηση του καρδιαγγειακού συστήματος βρίσκονται και οι προσομοιώσεις που περιλαμβάνουν μοντελοποίηση της αλληλεπίδρασης μεταξύ της αιμοδυναμικής ροής και του αγγειακού τοιχώματος. Η απλούστερη μηχανική μοντελοποίηση του αρτηριακού τοιχώματος γίνεται με τη θεώρηση του ως γραμμικά ελαστικό υλικό [17], [18]. Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι το μικρό υπολογιστικό κόστος, ενώ η σχέση που συνδέει πίεση - ακτίνα μετατόπισης είναι ακριβής με αυτή τη προσέγγιση σε ένα ευθύ τμήμα αγγείου [15] και για φυσιολογικές τιμές πίεσης. Η μοντελοποίηση του τοιχώματος ως υπερελαστικό υλικό χρησιμοποιείται επίσης συχνά και έχει ένα αποδεκτό υπολογιστικό κόστος, λόγω σχετικά περιορισμένου αριθμού παραμέτρων. Επίσης μπορεί επιτυχώς να περιγράψει το περιορισμό της

ελαστικότητας που τοιχώματος όταν αυτό υφίσταται μεγάλες παραμορφώσεις. Ωστόσο πιο εξελιγμένα μοντέλα του αρτηριακού τοιχώματος έχουν αναπτυχθεί, περιγράφοντας το με ιξωδοελαστικά, ανομοιογενή και ανισοτροπικά χαρακτηριστικά, προσεγγίζοντας με αυτό τον τρόπο καλύτερα τις ιδιότητες του ανευρυσματικού τοιχώματος και λαμβάνοντας υπόψη τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του, από μηχανικής άποψης. Το δεύτερο ζήτημα που εξετάζεται σε αυτές τις μοντελοποιήσεις είναι η αλληλεπίδραση υγρού-στερεού που γίνεται με χρήση διαφορικών εξισώσεων διατήρησης. Για το χώρο του υγρού, το αίμα περιγράφεται συνήθως ως μη συμπιεστό υγρό.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το μοντέλο του ελαστικού τοιχώματος έχει το πλεονέκτημα του μικρού υπολογιστικού κόστους, ενώ διαπιστώνεται ότι μπορεί επίσης να περιγράψει επιτυχώς τη μετακίνηση και την διατμητική τάση που δέχεται το αγγείο για φυσιολογικές τιμές πίεσης [15], [19]. Το πεδίο του τοιχώματος δύναται να περιγραφεί ως ομοιογενές και με ίσο πάχος 0,3mm και για την περιοχή της αρτηρίας και για τη περιοχή του τοιχώματος [17], [18], [19], ή με διαφοροποίηση των δύο περιοχών τόσο ως προς το πάχος όσο και ως προς τα χαρακτηριστικά [20]. Για την πρώτη περίπτωση, η ελαστική σταθερά του Young που διέπει το τοίχωμα είναι 1-2 MPa, η πυκνότητα 1000-1100 kg/m³ και η αναλογία του Poisson 0,45-0,49. Στη δεύτερη το τοίχωμα του ανευρύσματος θεωρείται πάχους 0,11mm ή 0,086mm και με μια υψηλή σταθερά ελαστικότητας 2MPa. Η εξίσωση που διέπει το τοίχωμα είναι εκείνη της διατήρησης της ορμής σε απεικόνιση πεδίου κατά Langrange:

$$\nabla \cdot \sigma_s = \rho_s \dot{u}_g \quad (4.9)$$

όπου σ_s είναι ο τανυστής του στερεού, ρ_s η πυκνότητα και \dot{u}_g η τοπική επιτάχυνση. Για να περιγραφεί η αλληλεπίδραση υγρού στερεού πρέπει να ικανοποιούνται οι εξής συνθήκες: (i) οι εκτοπίσεις 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. Αυτές οι αρχές μεταφράζονται στις εξής εξισώσεις:

$$d_s = d_f \quad (4.10)$$

$$\sigma_s \cdot \hat{n}_s = \sigma_f \cdot \hat{n}_f \quad (4.11)$$

$$u = u_g \quad (4.12)$$

όπου d_f, d_s η εκτοπισμός του υγρού και του στερεού αντίστοιχα, σ_s, σ_f οι τανυστές τάσης του στερεού και του υγρού, με τα μοναδιαία διανύσματα n_s, n_f .

Μια πιο εξελιγμένη μέθοδος για την μοντελοποίηση του τοιχώματος του αγγείου και του ανευρύσματος είναι η ρεαλιστικότερη θεώρηση του ως υπερελαστικό υλικό. Στην έρευνα μας, εντοπίστηκαν εργασίες που περιγράφουν το τοίχωμα του αγγείου κατά Fung [43],[44], Mooney Rivlin [45], [46], ως Neo -Hookean[47] ή ως ισοτροπικό, μη συμπιεστό υπερελαστικό υλικό [48]. Οι εξισώσεις που περιγράφουν το υπερελαστικό υλικό είναι η εξίσωση ενέργειας - παραμόρφωσης W , ο δεύτερος τανυστής τάσεων Piola - Kirchoff(εξ. 4.13) και ο τανυστής παραμόρφωσης Cauchy - Green (εξ. 4.14).

$$S = \frac{2\partial\psi}{\partial C} \quad (4.13)$$

$$C = F^T F \quad (4.14)$$

Mooney-Rivlin Material Η εξίσωση ενέργειας -παραμόρφωσης για το υλικό Mooney - Rivlin είναι η εξής:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) \quad (4.15)$$

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

$$I_1 = tr(C) \quad \text{and} \quad I_2 = \frac{1}{2} (tr^2(C) - tr(C^2)) \quad (4.16)$$

Fung Material

$$W = \frac{a}{b} \left[\exp \left(\frac{b}{2} (I_1 - 3) \right) - 1 \right] \quad (4.17)$$

όπου I_1 το άθροισμα της διαγωνίου του C και a, b σταθερές του υλικού.

Neo-Hookean Material

$$W = C_1(\bar{I}_1 - 3) + D_1(J - 1)^2 \quad J = det(F) = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 \quad (4.18)$$

όπου $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ οι αρχικές παραμορφώσεις και F η κλίση της παραμόρφωσης. Επίσης $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$.

Η μοντελοποίηση με τη χρήση των συγκεκριμένων εξισώσεων έδειξε ότι το τοίχωμα των ανευρυσμάτων υπόκειται σε μια παραμορφώσεις που εντείνονται στη συστολική φάση. Όλες οι δημοσιεύσεις που μελετήθηκαν για τη συγκεκριμένη εργασία παρουσιάζουν μια μέγιστη μετατόπιση του mesh της τάξης των 0.3mm που όμως κάθε φορά συντελούν σε ένα πολύ μικρό ποσοστό αύξησης του όγκου του ανευρύσματος, περίπου 1%.

4.2.4 Δημιουργία και Ανάπτυξη Ανευρύσματος

Μολονότι η φυσική ιστορία των ανευρυσμάτων εξαρτάται πρωτίστως από πολύπλοκες κυτταρικές διαδικασίες μέσα στους ιστούς που συνθέτουν το αρτηριακό τοίχωμα, η υπολογιστική μηχανική μπορεί να βοηθήσει στη κατανόηση των μηχανισμών που συμβάλλουν στη διόγκωση και, τελικά, στη ρήξη του ανευρύσματος.

Μαθηματικά μοντέλα της εξέλιξης των εγκεφαλικών ανευρυσμάτων αναπτυχθηκαν μόλις πρόσφατα. Οι Baek et al. [51] το 2006 πρότειναν το πρώτο μοντέλο εξέλιξης ατρακτοειδούς ανευρύσματος. Το 2007 οι Kroon και Holzapfel [52] ήταν οι πρώτοι που μοντελοποίησαν την εξέλιξη ενός συμμετρικού σακοειδούς ανευρύσματος, και το 2008 την ανάπτυξη ενός σακοειδούς ανευρύσματος στη μέση εγκεφαλική αρτηρία. Οι Erikson et al. [53] το 2009 διερεύνησαν την επιρροή της αρχικής έκτασης του αγγείου, συμμετρικά με τον άξονα αυτού, στη γένεση του ανευρύσματος ενώ επίσης το μοντέλο που ανέπτυξαν ήταν αρκετά εξελιγμένο για να συμπεριλάβει το αποτέλεσμα της κυκλικής παραμόρφωσης της αρτηρίας στους ινοβλάστες. Η κριτική που ασκήθηκε στα άνω μοντέλα είναι ότι δεν συνέδεαν την εξέλιξη στη δομή και στη σύσταση των ανευρυσμάτων με τα αιμοδυναμικά ερεθίσματα.

Οι Feng et al. στις δημοσιεύσεις τους το 2004 [54] και το 2008 [55] φαίνεται να είναι οι πρώτοι που συνέδεσαν την εξέλιξη του ανευρύσματος με τα μηχανικά ερεθίσματα που δέχεται το τοίχωμα από τη ροή του αίματος. Οι Chatziprodromou et al. [56] επίσης στην εργασία τους το 2007 συμπεριέλαβαν την WSS ως ουσιαστική επίδραση στην ανάπτυξη του ανευρύσματος. Ωστόσο, τα δύο αυτά μοντέλα δέχθηκαν κριτική για την απλουστευτική θεώρηση του ανευρυσματικού τοιχώματος ως μεμβράνη, μη λαμβάνοντας υπόψη τους τις διαδικασίες ανάπτυξης και αναδιαμόρφωσης των ελαστικών ιστών και των ιστών κολλαγόνου στο τοίχωμα του ανευρύσματος (Growth and Remodelling ή G & R). Οι Humphrey & Taylor το 2008 τόνισαν την ανάγκη δημιουργίας μιας

νέας κλάσης μοντέλων για την ανάπτυξη του ανευρύσματος, μοντέλων που θα συνδυάζουν σύνθετες αλληλεπιδράσεις υγρού-στερεού σε λεπτομερή ανάλυση του στερεού πεδίου του τοιχώματος του ανευρύσματος, με περιγραφή της βιολογικής αναδιαμόρφωσης και ανάπτυξης του τοιχώματος. Οι Figueroa et al. το 2009 [57] πρότειναν ένα υπολογιστικό μοντέλο τέτοιου τύπου για την εξέλιξη ενός αξονοσυμμετρικού ανευρύσματος σε ένα κυλινδρικό τμήμα της αρτηρίας, συνδέοντας το G & R με τα αιμοδυναμικά ερεθίσματα.

4.2.5 Μοντελοποίηση και Αξιολόγηση Μεθόδων Αντιμετώπισης Ανευρυσμάτων

Η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας των μεθόδων αντιμετώπισης ανευρυσμάτων με χρήση ενδοαγγειακών συσκευών, όπως τα μικροσπειράματα εμβολισμού (embolization coils) ή τους τροποποιητές ροής (flow diverters) είναι μια πρόκληση για τους επιστήμονες και τους ερευνητές τα τελευταία χρόνια. Η επιτυχία των ενδοαυλικών συστημάτων στον εμβολισμό των ανευρυσμάτων εξαρτάται από διάφορες διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα στο σημείο που εκτύσσονται τα συστήματα και είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης των συστημάτων με το αίμα και το τοίχωμα του αγγείου.

Το 2004, οι Stuhne και Steinman παρουσίασαν τη μεθοδολογία τους για τη μοντελοποίηση της ροής μέσα από ένα τροποποιητή ροής που έχει τοποθετηθεί σε ένα ιδανικό ανεύρυσμα. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιούσε ένα "body-conforming" πλέγμα, δηλαδή ένα πλέγμα στο οποίο που οι εξωτερικές επιφάνειες (faces) του ταιριάζουν με εκείνες της επιφάνειας προς μελέτη(που συνίσταται από τα τοιχώματα του αγγείου και την επιφάνεια των συσκευών). Το 2005, οι Cebtral και Loehner [33] πρότειναν τη δική τους μέθοδο, που, αντί να δημιουργούν ένα body-conforming πλέγμα, χρησιμοποίησαν ένα ενσωματωμένο πλέγμα (embedded method) όπου η επιφάνεια της συσκευής τοποθετείται μέσα σε ένα μεγάλο πλέγμα. Η μεθοδολογία του ενσωματωμένου πλέγματος φάνηκε να είναι απλή και γρήγορη, σε αντίθεση με την body-conforming μέθοδο. Το μειονέκτημα της είναι η μικρή διακριτική ικανότητα στις περιοχές κοντά στην επιφάνεια της συσκευής, που όμως οι συγγραφείς έδειξαν ότι μπορεί να ξεπεραστεί με προσεκτικό meshing σε αυτές τις περιοχές. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν μειωμένη WSS και ταχύτητα εισόδου στο ανεύρυσμα. Στη δημοσίευσή τους, οι Cebtral και Loehner [33] μοντελοποίησαν τόσο stent όσο και coils.

Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης έρευνας χρησιμοποίησαν οι Cebal et al. για την διερεύνηση των αιμοδυναμικών παραμέτρων σε ανευρύσματα που έσπασαν μετά την τοποθέτηση stent [34]. Τα αποτελέσματα τους έδειξαν ότι σε ορισμένες περιπτώσεις, η τοποθέτηση του flow diverter αύξησε την πίεση εντός του ανευρύσματος. Ωστόσο, τα αποτελέσματα της εργασίας τους έτυχαν κριτικής και αντιμετωπίστηκαν με σκεπτικισμό [35].

Μια άλλη ενδιαφέρουσα μελέτη έγινε από τους Augsburger et al. το 2010 [36], στην οποία ο τροποποιητής ροής θεωρήθηκε ως πορώδης υλικό που τοποθετήθηκε κατά μήκος του αυχένα του ανευρύσματος. Για τη μοντελοποίηση του υλικού προστέθηκε μια επιπλέον εξίσωση του φαινομένου της καταβόθρας ορμής (momentum sink) που είναι

$$S_i = - \left(\frac{\mu}{\alpha} u_i + C_2 \frac{1}{2} \rho |u| u_i \right) \quad (4.19)$$

όπου i είναι η εκάστοτε συνιστώσα (x, y, z), $|u|$ το μέγεθος της ταχύτητας, α η επιτρεπτότητα, C_2 είναι η σταθερά της αντίστασης, μ το ιξώδες και ρ η πυκνότητα. Την ίδια μέθοδο χρησιμοποίησαν και οι Levitt et al. [37] το 2013 για την μοντελοποίηση τεσσάρων μη ραγέντων ανευρυσμάτων.

Για την μοντελοποίηση του εμβολισμού των ανευρυσμάτων με μικροσπειράματα υπάρχουν αρκετές μέθοδοι. Η πιο απλή, θεωρεί την μάζα των μικροσπειραμάτων ως ένα ενιαίο όγκο εντός του ανευρύσματος και αυτόν πραγματεύεται η δημοσίευση από τους Hong και Kyehan [38]. Στη μελέτη τους τοποθέτησαν αυτόν τον όγκο σε ένα ιδεατό ανεύρυσμα, σε διάφορες θέσεις σχετικά με τον αυχένα, και μελέτησαν τις ροές σε κάθε περίπτωση.

Οι Shirmer και Malek [39] μελέτησαν την επίδραση του προσανατολισμού του μικροσπειράματος μέσα στο ανεύρυσμα. Στην εργασία τους χρησιμοποίησαν ένα ιδεατό σφαιρικό ανεύρυσμα που πληρώθηκε με ελικοειδείς στερεούς σχηματισμούς σαν ελατήρια, με πάχος σύρματος 0.2mm. Η αλλαγή προσανατολισμού του ελατηρίου έδωσε και διαφορετικά αιμοδυναμικά αποτελέσματα.

Μια άλλη απλή μέθοδος για την μοντελοποίηση των coils είναι η θεώρηση τους ως πορώδες υλικό. Η μέθοδος αυτή εξετάστηκε και στην εργασία των Kakalis et al. το 2008 [32], [31], όπου η πορότητα ϕ καθορίζεται από την εξίσωση

$$\phi = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{NC} V_{c,i}}{V_{an}} \quad (4.20)$$

όπου NC ο αριθμός των coils, $V_{c,i}$ ο όγκος του i -οστού coil και V_{an} ο όγκος του ανευρύσματος. Η

επιτρεπτότητα k υπολογίζεται από τη σχέση

$$k = \frac{\phi^3}{cS^2} \quad (4.21)$$

όπου c είναι η σταθερά του Kozeny, που βασίζεται στη διάμετρο των τριχοειδών αγγείων και για κυλίνδρους έχει την τιμή 2 και S είναι η έσω επιφάνεια των πόρων.

Ενδιαφέρον παρουσιάζει η πρόταση από τους Cebraal και Loehner [33] που θεώρησαν τα μικροσπειράματα ως μια ένωση από σφαιρικές επιφάνειες, παρόμοια με εκείνη των χαντρών σε μια κλωστή. Όσο αυξάνοταν το μήκος της κλωστής, τόσο προσέγγιζε το σύνολο των σφαιρών τον όγκο και την επιφάνεια ενός πραγματικού μικροσπειράματος. Χρησιμοποιήθηκε η τεχνική του προελαύοντος μετώπου (βλ παράγραφο 5.4.2) για το γέμισμα του ανευρύσματος με τον εξής αλγόριθμο:

- Δημιούργησε coil που έχει την αρχή του στη συγκεκριμένη τοποθεσία
- Εάν το coil διασταυρωθεί με άλλο coil: απορρίπτεται.
- Εάν το coil ξεπεράσει τα σύνορα: απορρίπτεται.
- Εισήγαγε coil στη λίστα με τα δημιουργηθέντα coils
- Πρόσθεσε τα σημεία με τα άκρα του coil στη λίστα με τα πιθανά σημεία εισαγωγής coil.

Μέχρι 20 προσπάθειες θεωρούνται αποδεκτές για την εισαγωγή coil και εφόσον αποτύχει τότε το επόμενο πιθανό σημείο εισαγωγής coil φορτώνεται από τη λίστα. Η διαδικασία σταματά όταν τα μικροσπειράματα φτάσουν στο επιθυμητό μήκος ή όταν πληρωθεί ο επιθυμητός όγκος του ανευρύσματος. Στην εργασία [33] έγιναν δοκιμές για διάφορα ποσοστά πλήρωσης στο κάθε ανευρύσμα.

Οι Morales et al. πρότειναν αντίστοιχα την πιο εξελιγμένη τεχνική του virtual coiling [40] για την ρεαλιστική μοντελοποίηση της πλήρωσης ενός ανευρύσματος με coil. Η συγκεκριμένη μέθοδος εφαρμόζεται σε ήδη εμβολισμένα ανευρύσματα καθώς χρειάζεται η γνώση του τύπου (μήκος, διάμετρος σπείρας, διάμετρος σύρματος) του μικροσπειράματος καθώς και του αριθμού που χρησιμοποιήθηκαν. Κάθε coil χαρακτηρίζεται από το μήκος και τη διάμετρο του, και ο αλγόριθμος δημιουργεί την γραμμή του coil με σημεία που χωρίζονται από πεπερασμένες αποστάσεις. Σε κάθε επανάληψη του αλγορίθμου, η άκρη του coil προελαύνει προς τη θέση με τη μικρότερη ενέργεια.

Η ενέργεια αυτή καθορίζεται από το πεδίο του coil (τα όρια), το σώμα του coil και φυσικούς περιορισμούς ως εξής:

$$E_{i,j} = E_{bd} + E_{coil} + E_{ph} + E_{re} \quad (4.22)$$

όπου τα i και j αντιπροσωπεύουν την άκρη του coil και τον αριθμό του coil αντίστοιχα, E_{bd} είναι η ενέργεια που προσδιορίζεται από το χώρο του coil και είναι μηδενική μόνο όταν το coil βρίσκεται εντός των ορίων του ανευρύσματος, E_{coil} είναι η ενέργεια που ελευθερώνεται από τα σώματα των coil. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, για να αποφευχθεί η αλληλοεπικάλυψη των coil ο όρος αυτός ορίζεται ως εξής:

$$E_{coil} = E_c \cdot \left(\sum_{k=1}^{j-1} \sum_{h=1}^{H_k} \frac{1}{r_{h,k}^2} + \sum_{h=1}^{i-1} \frac{1}{r_{h,i}^2} \right) \quad (4.23)$$

ο πρώτος όρος του αθροίσματος αντιπροσωπεύει την ενέργεια των ήδη εκπτυγμένων coil ($j-1$) και ο δεύτερος αντιπροσωπεύει την ενέργεια του ήδη εκπτυσσόμενου coil (j). Η απόσταση $r_{n,m}$ υπολογίζεται μεταξύ του άκρου του εκπτυσσόμενου coil i και του σημείου n στο σώμα του coil m . H_k είναι ο αριθμός των σημείων του k -οστού coil. Οι δείκτες h και k κινούνται στο εύρος των σημείων και των coil αντίστοιχα. Τέλος, η E_c είναι μη μηδενική όταν το r είναι μικρότερο από τη διάμετρο του coil.

Ο όρος E_{ph} αναγκάζει την άκρη του μικροσπειράματος να κινείται μόνο μεταξύ γωνίας θ_0 με το κόστος ενέργειας E_{dp} . Η γωνία θ είναι εκείνη μεταξύ της τωρινής και της προηγούμενης κατεύθυνσης του άκρου του μικροσπειράματος. Η μέγιστη γωνία θ_m εμποδίζει τις αλληλοεπικαλύψεις των coil και καθορίζεται από τις ιδιότητες του υλικού. Προκύπτει η εξίσωση:

$$E_{ph} = \frac{E_{dp}}{\theta_m^2} (\theta - \theta_0)^2 \quad (4.24)$$

Τέλος, η E_{re} επιτρέπει το μεγάλο ποσοστό πλήρωσης (high packing volume). Όταν τα επίπεδα της ενέργειας είναι υψηλά σε όλες τις πιθανές κατευθύνσεις τότε ο αλγόριθμος επιστρέφει πίσω μερικά βήματα και να συνεχίσει σε διαφορετική κατεύθυνση.

Κεφάλαιο 5

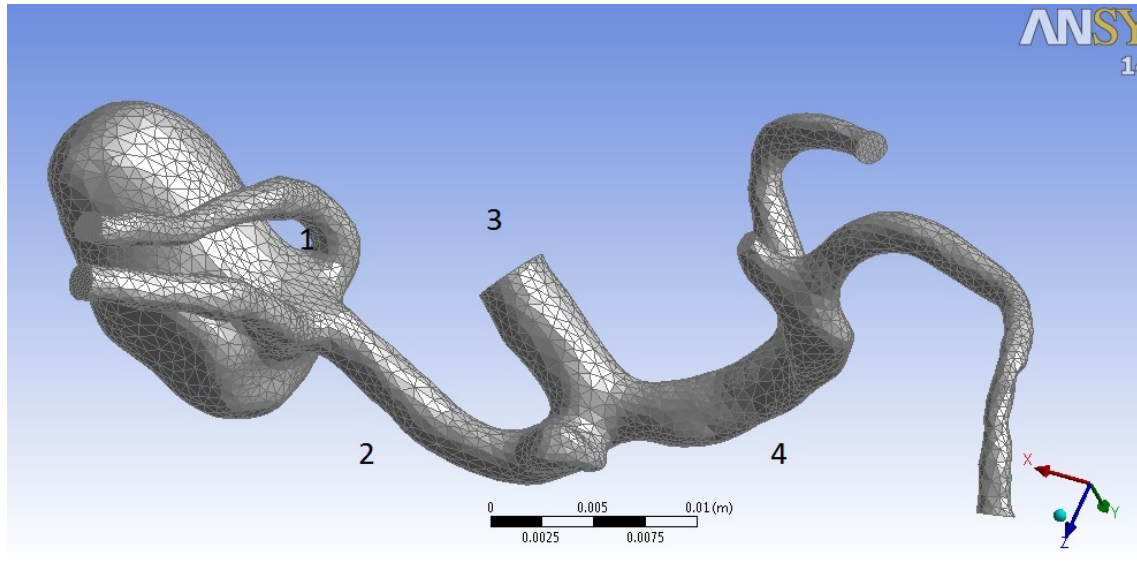
Μοντελοποίηση Ανευρύσματος με χρήση του προγράμματος ANSYS

5.1 Σκοπός της Μοντελοποίησης

Στόχος είναι η μοντελοποίηση των αιμοδυναμικών ροών σε μια πραγματική γεωμετρία ανευρύσματος και η μελέτη των παραμέτρων που καθορίζονται ως σημαντικές στη ρήξη του ανευρύσματος, δηλαδή η διατμητική τάση (WSS), η πίεση και η αιμοδυναμικές γραμμές. Επίσης γίνεται σύγκριση δύο μοντέλων, ένα για σταθερή ροή (steady flow) και ένα για μεταβαλλόμενη ροή (transient flow). Στα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν έχουν γίνει απλουστεύσεις, που όμως εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία και θεωρούνται αποδεκτές.

5.2 Εφαρμογές και Υλικά

Για την μοντελοποίηση χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή ανάλυσης με χρήση πεπερασμένων στοιχείων ANSYS 14.0, εγκατεστημένη σε υπολογιστή με επεξεργαστή Intel Core i5, μνήμη RAM 6 GigaByte και με λειτουργικό Windows 7. Επίσης κατά τη διάρκεια της διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκαν και οι εφαρμογές CAD Solidworks και Geomagic.



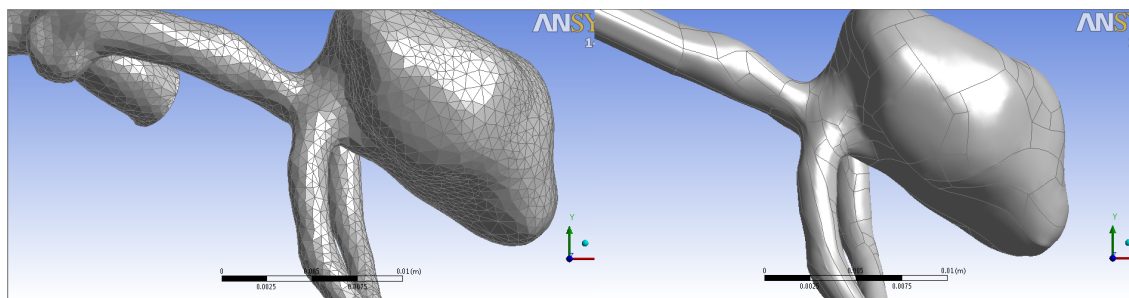
Σχήμα 5.1: Η γεωμετρία πριν την επεξεργασία της. Διακρίνουμε τα εξής: Το ανεύρυσμα (1), το αρχικό τμήμα της πρόσθιας εγκεφαλικής αρτηρίας (2), το τελικό κομμάτι της έσω καρωτίδας (3), τη μέση εγκεφαλική αρτηρία με τους κλάδους της (4).

5.3 Η Γεωμετρία του Προβλήματος

Για την μοντελοποίηση επιλέχθηκε μια πραγματική γεωμετρία ενός σακοειδούς εγκεφαλικού ανευρύσματος, στην πρόσθια αναστομωτική εγκεφαλική αρτηρία. Η γεωμετρία περιελάμβανε τους βασικούς κλάδους της πρόσθιας κυκλοφορίας, δηλαδή το πάνω μέρος της έσω καρωτίδας, μέρος της μέσης εγκεφαλικής και της πρόσθιας εγκεφαλικής αρτηρίας (Εικόνα 5.1).

5.3.1 Αξιολόγηση της Γεωμετρίας

Παρατηρώντας τη γεωμετρία διαπιστώνεται ότι πρόκειται για ανατομική παραλλαγή με απλαστική τη μια πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία, δηλαδή το πρόσθιο άνω μέρος του εγκεφάλου αιματώ-νεται μονομερώς από την μια πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία. Η παρατήρηση αυτή είναι σημαντική για την αξιολόγηση των αιμοδυναμικών ροών στη περιοχή του ανευρύσματος.



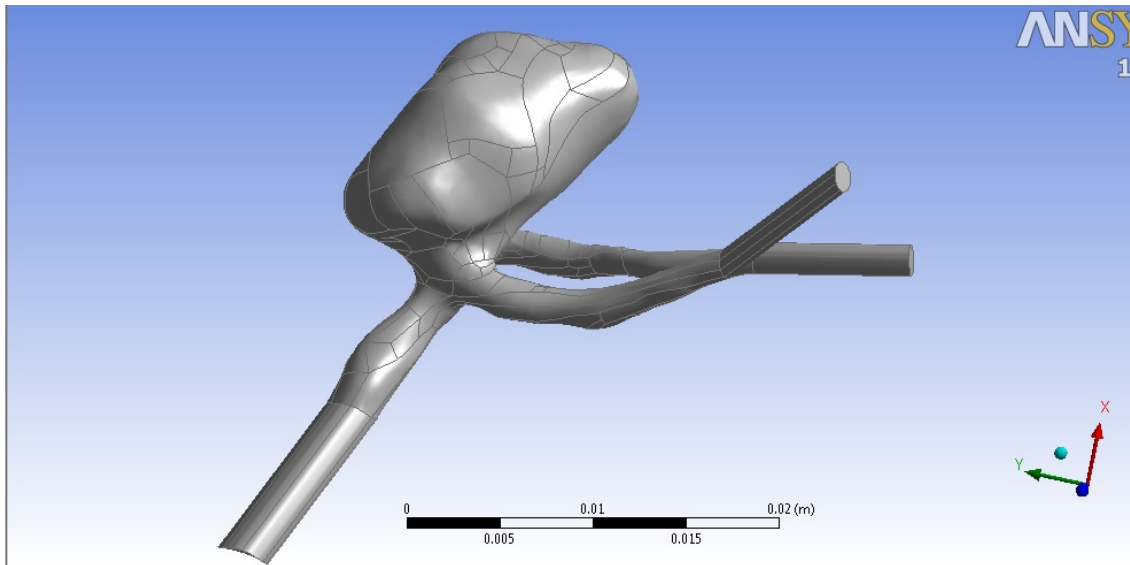
Σχήμα 5.2: Επιφάνεια της γεωμετρίας χωρίς και με patches.

5.3.2 Επεξεργασία Γεωμετρίας

Λόγω της παρουσίας, στη δοθείσα γεωμετρία, αρτηριών που δεν μας ενδιέφεραν στη προσομοίωση, και για λόγους απλοποίησης του προβλήματος, η γεωμετρία περιορίστηκε στη περιοχή κοντά στο ανεύρυσμα, που μας ενδιέφερε για να μελετήσουμε. Αυτό έγινε με τη χρήση των προγραμμάτων Geomagic και Solidworks. Με τη χρήση του Geomagic απομονώθηκε από την υπόλοιπη γεωμετρία μια περιοχή περίπου $1,5\text{cm}$ πριν και μετά το ανεύρυσμα. Επιπλέον, ομοειδείς επιφάνειες στη γεωμετρία, δηλαδή επιφάνειες με κοινές ακμές και συναφή προσανατολισμό ομαδοποιήθηκαν, δημιουργώντας τα λεγόμενα patches. Το τελικό αποτέλεσμα όπως φαίνεται και στην εικόνα 5.2, είναι μια πιο ρεαλιστική, λεία επιφάνεια, χωρίς ακμές και γωνίες. Τελικά με το Solidworks σχεδιάστηκαν εκ νέου οι εισοδοί ή εξοδοί των αγγείων ώστε να γίνουν επίπεδες επιφάνειες.

Στη συνέχεια, στην εφαρμογή Designmodeler που αποτελεί component του Ansys, με τη χρήση της λειτουργίας extrude, έγινε μια ευθεία επιμήκυνση 1cm των αγγείων, κατα τη κατεύθυνση που είναι κάθετη στην είσοδο ή εξοδο τους. Η επιμήκυνση αυτή έγινε για την εξομάλυνση της ροής στην είσοδο, ώστε η ταχύτητα να αποκτήσει παραβολικό μοτίβο κοντά στη περιοχή ανευρύσματος, αλλά και για την εξομάλυνση της ροής στην έξοδο, ώστε οι συνθήκες εξόδου το αίματος από τη γεωμετρία να μην επηρεάζουν την περιοχή ενδιαφέροντος. Το τελικό αποτέλεσμα φαίνεται στο σχήμα 5.3.

Πριν συνεχίσουμε με την προσομοίωση και για δική μας διευκόλυνση, ορίσαμε το σύνολο των επιφανειών που θα μας απασχολήσουν συνέχεια στη μελέτη μας. Αυτές είναι η επιφάνεια εισόδου, οι δύο επιφάνειες εξόδου καθώς και η περιοχή του σάκου του ανευρύσματος.



Σχήμα 5.3: Το τελικό αποτέλεσμα μετά την επεξεργασία της γεωμετρίας.

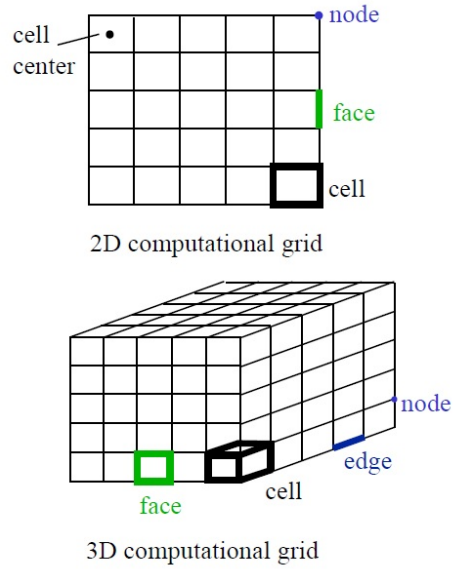
5.4 Δημιουργία Πλέγματος

5.4.1 Εισαγωγή στις Έννοιες των Πεπερασμένων Στοιχείων

Οι μερικές διαφορικές εξισώσεις που περιγράφουν τη ροή ρευστών δεν επιλύονται πάντα, παρά μόνο σε απλές περιπτώσεις. Έτσι, για να γίνει ανάλυση των ροών, το πεδίο ροής χωρίζεται σε στοιχειώδεις όγκους που έχουν το σχήμα τετράεδρου ή εξάεδρου (3D) και σε στοιχειώδεις επιφάνειες σχήματος τραπεζιού ή τριγώνου για τις δισδιάστατες επιφάνειες (2D). Οι εξισώσεις στη συνέχεια λύνονται για τον κάθε στοιχειώδη χώρο, με την απαίτηση της συνέχειας των λύσεων στις κοινές ακμές ή επιφάνειες τους. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων, και το σύνολο των στοιχείων στο οποίο εφαρμόζεται συγκροτούν το πλέγμα ή αλλιώς mesh. Η επιλογή του mesh έχει σημαντικό ρόλο στη προσομοίωση καθώς μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια της λύσης, ακόμα και το βαθμό σύγκλισης της, ενώ καθορίζει ενεργητικά τον υπολογιστικό χρόνο της επίλυσης (CPU time).

Κάθε στοιχείο του mesh αποκαλείται κελί ή cell. Οι επιφάνειες του κάθε cell αποκαλούνται faces, τα ορια του κάθε face αποκαλούνται ακμές ή edges και τα σημεία που ορίζουν μια ακμή nodes ή κόμβοι.

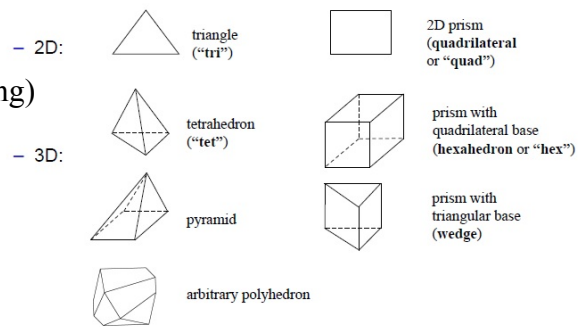
Το πλέγμα της προσομοίωσης καθορίζεται συνήθως από τη γεωμετρία του προβλήματος. Για απλές γεωμετρίες, η πιο συνηθισμένη τμηματοποίηση του χώρου γίνεται με δομημένο πλέγμα (structured grid), στο οποίο οι γραμμές του πλέγματος διατρέχουν ολόκληρη τη γεωμετρία. Σε πιο πολύπλοκες γεωμετρίες εφαρμόζεται το μη δομημένο πλέγμα (unstructured grid) που δεν διαθέτει κάποια συγκεκριμένη δομή. Τα στοιχεία του τρισδιάστατου mesh μπορούν να είναι τετράεδρα, εξαέδρα, πυραμίδες, πρίσματα ή πολύεδρα. Για τη γένεση δομημένων υπολογιστικών πλεγμάτων που είναι προσαρμοσμένα στα όρια ενός



Σχήμα 5.4: Σχηματική επεξήγηση των εννοιών του πλέγματος.

δισδιάστατου ή τρισδιάστατου χωρίου (οριόδετα δομημένα πλέγματα) χρησιμοποιούνται αριθμητικές μέθοδοι, οι περισσότερες από τις οποίες μπορούν να καταταχθούν σε τρεις κατηγορίες: (α) Μέθοδοι που στηρίζονται στο Σύμμορφο Μετασχηματισμό, (β) Αλγεβρικές Μέθοδοι και (γ) Μέθοδοι που στηρίζονται στην επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων

Δομημένα Πλέγματα Η γένεση διδιάστατων οριόδετων πλεγμάτων με τη Μέθοδο του Σύμμορφου Μετασχηματισμού (Conformal Mapping) αποτελεί ενδεδειγμένη λύση για εκείνες τις περιπτώσεις που δεν επιβάλλεται αυστηρά η διατήρηση μιάς δεδομένης κατανομής οριακών σημείων, αλλά διατηρείται η δυνατότητα να τοποθετηθούν σχετικά αυθαίρετα πάνω στο όριο. Μαθηματικά η μέθοδος συνίσταται στην



Σχήμα 5.5: Απεικόνιση 2D και 3D στοιχείων

εύρεση εκείνης της μιγαδικής συνάρτησης που απεικονίζει σύμμορφο το όριό του πραγματικού χωρίου στο ευθύγραμμο όριο ενός ορθογωνικού πολυγώνου. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας τη

συνάρτηση της απεικόνισης που υπολογίστηκε, υπολογίζονται τα εσωτερικά σημεία του πραγματικού χωρίου που αντιστοιχούν στους κόμβους του ορθογωνικού πλέγματος. Οι πολύπλοκες διδιάστατες γεωμετρίες συνηθίζεται να αντιμετωπίζονται με την αλληλουχία απλών σύμμορφων μετασχηματισμών. Επιλεκτική συγκέντρωση πλεγματικών γραμμών σε κάποιες περιοχές του πεδίου ροής επιτυγχάνεται με τη διαδοχή του σύμμορφου μετασχηματισμού από έναν παραμορφωτικό (stretching) μηχανισμό που διατηρεί την ορθογωνιότητα του πλέγματος, όχι όμως το σύμμορφο της απεικόνισης.

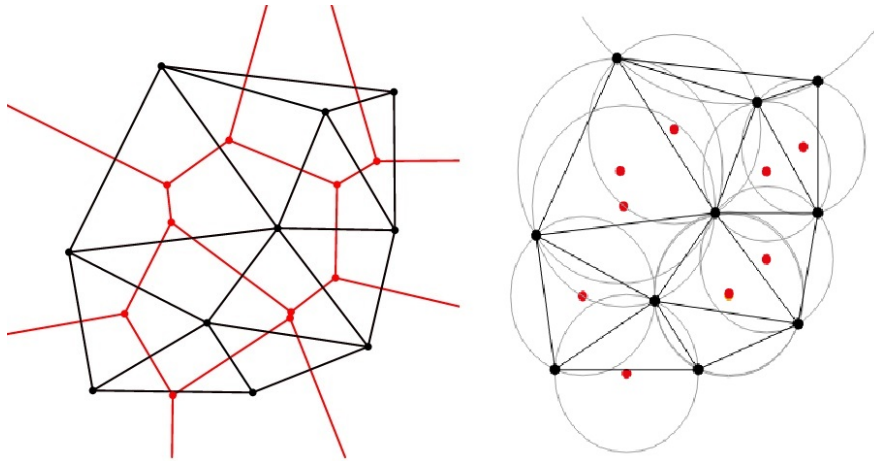
Η γένεση οριόδετων αριθμητικών πλεγμάτων με χρήση Αλγεβρικών Μεθόδων στηρίζεται ουσιαστικά στην παρεμβολή σημείων στο εσωτερικό του χωρίου με βάση μία δεδομένη κατανομή σημείων στην οριακή γραμμή. Πλεονέκτημα είναι η μεγάλη ταχύτητα με την οποία δημιουργείται το πλέγμα. Μειονέκτημα αποτελεί η έλλειψη εξομαλυντικών μηχανισμών για να εμποδίσουν τη μεταφορά στο εσωτερικό του χωρίου ενδεχόμενων ανωμαλιών της οριακής κατανομής σημείων. Συχνά, απλές αλγεβρικές μέθοδοι, όπως για παράδειγμα η γραμμική παρεμβολή, χρησιμοποιούνται για την κατασκευή του εναρκτήριου πλέγματος από το οποίο ξεκινά η λύση των μερικών διαφορικών εξισώσεων που θα υπολογίσουν την τελική μορφή του πλέγματος.

Η γένεση δισδιάστατων ή τρισδιάστατων οριόδετων πλεγμάτων με την επίλυση ενός συστήματος διαφορικών εξισώσεων ελλειπτικού τύπου είναι σήμερα η περισσότερο δημοφιλής μέθοδος. Στηρίζεται στην κατασκευή ενός πλέγματος καμπυλόγραμμων συντεταγμένων από την επίλυση ελλειπτικών διαφορικών εξισώσεων οι οποίες συνοδεύονται συνήθως από οριακές, συνθήκες τύπου Dirichlet που καθορίζουν τη θέση των σημείων στο όριο. Τα κριτήρια για την εκλογή του τύπου της διαφορικής εξίσωσης που θα διέπει τη γένεση του πλέγματος καθορίζονται από τις απαιτήσεις που ο χρήστης ή προγραμματιστής θέτει τα πλέγματα που θα μπορεί να δημιουργήσει. Γενικά, τέτοιες απαιτήσεις αφορούν τη λειότητα των πλεγματικών γραμμών, την ορθογωνιότητα τους (όσο τουλάχιστον το επιτρέπει η μορφή του περιγράμματος), πυκνώσεις ή αραιώσεις κατά περιοχές των πλεγματικών γραμμών, κλπ. Συνήθως οι εξισώσεις είναι τύπου Laplace ή Poisson (δηλ. με μηδενικό ή μη-μηδενικό δεξί μέλος, που όπως θα γίνει αργότερα κατανοητό αποτελεί το μηχανισμό ελέγχου των ιδιοτήτων των πλεγματικών γραμμών που θα σχηματισθούν) στις οποίες αναγνωρίζουμε την ιδιότητα του να μη μεταφέρουν στο εσωτερικό του χωρίου ασυνέχειες ή ανωμαλίες του ορίου. Ένα πρόσθετο πλεονέκτημά τους είναι το ότι με την προσθήκη κατάλληλων όρων πηγής (το μη-μηδενικό δεξί μέλος που προαναφέραμε) μπορεί κανείς να αυξήσει τη συγκέντρωση

των πλεγματικών γραμμών σε προεπιλεγμένες περιοχές ή να κανονίσει την ορθογωνιότητα των πλεγματικών γραμμών.

Μη Δομημένα Πλέγματα Η γένεση μη-δομημένων πλεγμάτων μπορεί να υλοποιηθεί με διάφορους τρόπους με αφετηρία διαφορετικά αρχικά δεδομένα. Για παράδειγμα, η δημιουργία ενός τέτοιου πλέγματος που περιλαμβάνει λ.χ. τριγωνικά στοιχεία μπορεί να γίνει με αρχικό δεδομένο μόνο το περίγραμμα του ορίου (διακριτοποιημένο σημείο-προς-σημείο). Εναλλακτική κατάσταση αφετηρίας θα μπορούσε να είναι όχι μόνο το διακριτοποιημένο όριο αλλά και ένα νέφος σημείων στο εσωτερικό του. Στην περίπτωση αυτή, το πλέγμα που θα δημιουργηθεί μπορεί να περιέχει όλα ή μέρος από τα σημεία αυτά ή και ενδεχόμενα θα χρειαστεί να προστεθούν ορισμένα νέα σημεία. Οι περισσότερες από τις υπάρχουσες μεθόδους γένεσης μη-δομημένων πλεγμάτων τριγωνικών στοιχείων ανήκουν σε μια από τις δύο παρακάτω κατηγορίες: την τριγωνοποίηση κατά Delaunay (Delaunay triangulation) και τη Μέθοδο του Προελαύνοντος Μετώπου (Advancing Front Method).

Η δημιουργία τριγώνων κατά Delaunay βασίζεται σε απλές γεωμετρικές θεωρήσεις. Αν προηγούμενα έχει (με κάποιο τρόπο) δημιουργηθεί ένα νέφος σημείων διάσπαρτων στο χώρο μας, η τριγωνοποίηση κατά Delaunay στοχεύει αρχικά στη δημιουργία ψηφίδων (tiles). Κάθε ψηφίδα αποτελεί ένα υποσύνολο των σημείων του επιπέδου, αυτών που βρίσκονται γύρω από κάθε σημείο του νέφους με την ιδιότητα να βρίσκονται πλησιέστερα προς τον "κεντρικό" κόμβο της ψηφίδας, από ότι σε οποιοδήποτε άλλο σημείο του αρχικού νέφους. Τα όρια μιας τέτοιας ψηφίδας πρέπει να σχηματίζονται από τις μεσοκάθετες στα τμήματα που ενώνουν τον "κεντρικό" κόμβο της ψηφίδας με τους πλησιέστερους κόμβους του αρχικού νέφους. Τον ορισμό των ψηφίδων που θα σκεπάσουν όλο το χωρίο ακολουθεί η δημιουργία των τριγώνων. Κάθε ζεύγος κόμβων του αρχικού νέφους που οι ψηφίδες τους εφάπτονται έχοντας κοινή πλευρά ενώνονται με μια ακμή του πλέγματος. Οι ακμές σχηματίζουν τα τρίγωνα της τριγωνοποίησης κατά Delaunay. Η προηγηθείσα δημιουργία των ψηφίδων φέρεται ως ψηφιδοποίηση κατά Dirichlet (Dirichlet tessellation) ή, στη γεωμετρία, ως σχεδιασμός του διαγράμματος Voronoi (βλέπε εικόνα 5.6). Η τριγωνοποίηση κατά Delaunay έχει ορισμένες πολύ ενδιαφέρουσες ιδιότητες. Κάθε τρίγωνο της αντιστοιχεί σε έναν κόμβο του διαγράμματος Voronoi και ότι αυτός ο κόμβος είναι το κέντρο του περιγεγραμμένου κύκλου του τριγώνου και κανένας άλλος κόμβος - κορυφή τριγώνου δεν περιέχεται στο εσωτερικό αυτού του κύκλου.



Σχήμα 5.6: Αριστερά: σχεδιάγραμμα του διαγράμματος νοροποι. Δεξιά, τα τρίγωνα Delaunay με γεωμετρική απόδειξη των ιδιοτήτων τους. Πηγή: [6].

Η τριγωνοποίηση Delaunay μπορεί να επεκταθεί για ένα σύνολο P σημείων σε n -διάστατο ευκλείδιο χώρο. Ο κανόνας της τριγωνοποίησης $DT(P)$ που εφαρμόζεται είναι τέτοιος ώστε κανένα σημείο P_i από το σύνολο P να μην βρίσκεται εντός σφαίρας που έχει εγγεγραμμένο τετράεδρο της $DT(P)$. Είναι γνωστό ότι υπάρχει μοναδική τριγωνοποίηση κατά Delaunay για το P , εφόσον το P είναι ένα σύνολο σημείων σε γενική θέση (general position)· δηλαδή δεν υπάρχει κάποιο k -επίπεδο που περιλαμβάνει $k+2$ σημεία ή μια k -σφαίρα που περιλαμβάνει $k+3$ σημεία, όπου $1 \leq k \leq d-1$. Για παράδειγμα, για τρισδιάστατο χώρο, δεν υπάρχουν 3 σημεία σε γραμμή, 4 σε επίπεδο, 4 σε κύκλο και 5 σε επιφάνεια σφαίρας.

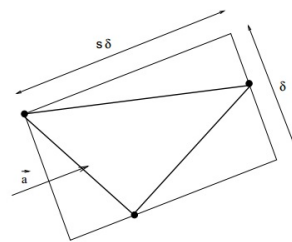
Συνοπτικά, τριγωνοποίηση κατά Delaunay στις 3 διαστάσεις διέπεται από τις εξής ιδιότητες:

- Δεν υπάρχει κάποιο k -επίπεδο που περιλαμβάνει $k+2$ σημεία ή μια k -σφαίρα που περιλαμβάνει $k+3$ σημεία, όπου $1 \leq k \leq d-1$.
- Η $DT(P)$ περιλαμβάνει το πολύ $(n^{\lfloor d/2 \rfloor})$ τετράεδρα.
- Η περιγεγραμμένη γύρω από τετράεδρο σφαίρα είναι η μικρότερη δυνατή.
- Η κάθε επιφάνεια της DT έχει οπτικό βάθος από οποιαδήποτε γωνία.
- Οι ακμές της DT σχηματίζουν τον γράφο DT .

Η τεχνική του Προελαύνοντος Μετώπου (Advancing Front Method, AFM) αναπτύχθηκε από τον Peraire (1987) και σήμερα χρησιμοποιείται ευρύτατα για τη γένεση διδιάστατων πλεγμάτων τριγωνικών στοιχείων ή τριδιάστατων πλεγμάτων τετραεδρικών στοιχείων. Ξεκινά με το διακριτοποιημένο όριο ενός (2-Δ ή 3-Δ) χωρίου και εφαρμόζει ευριστικές τεχνικές για να καθοριστούν το που θα τοποθετηθούν στο επίπεδο ή στο χώρο κομβικά σημεία, αλλά και για τον τρόπο που θα συνδεθούν ώστε να δώσουν ομαλά και κανονικά πλέγματα. Με περαιτέρω επεξεργασία, μέσω της AFM μπορούν να σχηματισθούν πλέγματα με τριγωνικά ή τετραεδρικά στοιχεία τα οποία να συμμορφώνονται με απαιτήσεις πύκνωσης κατά κάποια κατεύθυνση ή σε κάποιες περιοχές που επιλέγει ο χρήστης. Σημειώνεται ότι το τελευταίο σημείο είναι εκεί όπου η γένεση τριγωνικών ή τετραεδρικών στοιχείων κατά Delaunay συναντά ιδιαίτερες δυσκολίες.

Το προελαύνον μέτωπο είναι μια αλληλουχία από πλεγματικές ακμές (αναφερόμαστε εδώ, σε 2-Δ πλέγματα) οι οποίες δεν τέμνονται αλλά το κοινό σημείο μεταξύ δυο διαδοχικών από αυτές είναι η ενδιάμεση κορυφή τους. Οι ακμές αυτές, περιβάλλουν το χωρίο (απλής ή πολλαπλής συνοχής) μέσα στο θα οποίο θα σχηματισθεί το μη-δομημένο πλέγμα. Το μέτωπο θεωρείται προελαύνον εκφράζοντας, με αυτόν τον τρόπο, τη δυναμική του. Έτσι, κάθε φορά που ένα νέο τριγωνικό στοιχείο συμπληρώνεται στο χωρίο-πλέγμα, αυτό είναι πάντα σε επαφή με το μέτωπο και το τροποποιεί ώστε το μέτωπο να περιβάλει το τμήμα του χωρίου όπου ακόμα δεν έχει δημιουργηθεί πλέγμα.

Πριν παρουσιασθεί ο αλγόριθμος που διέπει την AFM, καθορίζονται οι επιθυμητές ιδιότητες των τριγωνικών στοιχείων που πρόκειται να σχηματισθούν. Για 2-Δ προβλήματα, αυτό προτείνεται να γίνει καθορίζοντας τρία γεωμετρικά χαρακτηριστικά, όπως φαίνονται στο Σχήμα 5.7 . Ορίζεται έτσι ένα μήκος δ , ένας λόγος επιμήκους s και μια κατεύθυνση πύκνωσης ή παραμόρφωσης \vec{a} . Τα τρίγωνα που θα σχηματισθούν καθορίζονται από το περιγεγραμμένο τους παραλληλόγραμμο διάστασης $(\delta, s\delta)$, όπου η πρώτη διάσταση λαμβάνεται εγκάρσια και η δεύτερη παράλληλα στην κατεύθυνση που ορίζει το διάνυσμα \vec{a} . Γίνεται κατανοητό ότι, με ενιαίες τιμές των δ , s , \vec{a} σε ολόκληρο το χωρίο, αναμένεται να δημιουργηθεί ένα ομαλό πλέ-



Σχήμα 5.7: : Επιθυμητό τρίγωνο με το περιγεγραμμένο του παραλληλόγραμμο διάστασης $(\delta, s\delta)$, όπου η πρώτη διάσταση λαμβάνεται εγκάρσια και η δεύτερη παράλληλα στην κατεύθυνση που ορίζει το διάνυσμα \vec{a} .

γμα με περίπου ίδια τρίγωνα σε όλη την έκταση του, αν βέβαια το επιτρέψουν οι οριακές συνθήκες (ο τρόπος που το αρχικό περίγραμμα έχει χωριστεί σε ευθύγραμμο τμήματα, δηλαδή η αρχική μορφή του μετώπου). Με σκοπό να αποκτήσει ο χρήστης τη δυνατότητα να δημιουργεί τρίγωνα διαφορετικού μεγέθους και προσανατολισμού κατά περιοχές, μια εύλογη εξέλιξη της AFM είναι να μπορούν να καθορίζονται τοπικά οι τιμές των δ , s , \vec{a} . Αυτό θα μπορούσε λ.χ. να γίνει επιθέτοντας αρχικά ένα βασικό, αραιότατο πλέγμα (background grid), σε κάθε στοιχείο του οποίου τα δ , s , \vec{a} θα καθορίζονται διαφορετικά και κατά βούληση από το χρήστη. Οι τεχνικές λεπτομέρειες σε μια τέτοια περίπτωση είναι δευτερεύουσας σημασίας σε ένα κείμενο που παρουσιάζει τις αρχές της AFM. Έτσι, στη συνέχεια, θα θεωρούμε ότι τα δ , s , \vec{a} έχουν σταθερές και δεδομένες τιμές σε κάθε σημείο του μετώπου.

Ο καθορισμός του αρχικού μετώπου γίνεται διαγράφοντας τα όρια του χωρίου σε τρόπο ώστε το χωρίο να βρίσκεται πάντοτε στα αριστερά του διαγραφόμενου ορίου. Πρακτικά, αυτό ισοδυναμεί με διαγραφή αντίθετη των δεικτών του ρολογιού για το εξωτερικό όριο και διαγραφή κατά τους δείκτες του ρολογιού για τα ενδεχόμενα εσωτερικά όρια του χωρίου. Για χωρία απλής συνοχής, θα σχηματισθεί ένας κλειστός βρόχος ακμών. Για χωρία πολλαπλής συνοχής, ο αριθμός των κλειστών βρόχων θα είναι μεγαλύτερος. Στο σημείο αυτό, ας δεχθούμε ότι η διαμέριση του ορίου σε ευθύγραμμο τμήματα, είναι σύμφωνη με τα δ , s , \vec{a} . Στην αντίθετη περίπτωση, απαιτείται προεπεξεργασία του ορίου με τη διάσπαση των αρχικών ακμών σε μικρότερες και την εισαγωγή νέων κόμβων.

Κατά τη διαδικασία γένεσης του πλέγματος, κάθε ευθύγραμμο τμήμα του μετώπου θεωρείται ενεργό, ενώ τα ευθύγραμμο τμήματα που δεν είναι πλέον ενεργά έχουν απαλειφθεί από το διαρκώς ανανεούμενο μέτωπο. Η διαδικασία γένεσης τριγωνικών στοιχείων και η σύγχρονη διαδικασία ανανέωσης του προελαύνοντος μετώπου περιγράφονται βήμα προς βήμα στον παρακάτω αλγόριθμο. Ξεχνώντας προς το παρόν τον τρόπο με τον οποίο βρίσκονται νέα τρίγωνα που σιγά-σιγά εμπλουτίζουν και διαμορφώνουν το πλέγμα, ο αναγνώστης μπορεί να συμβουλευτεί το παράδειγμα του Σχήματος ΠΜ.2 για την κατανόηση των διαδοχικών μορφών που παίρνει το μέτωπο. Τα Σχήματα ΠΜ.3, 4 και 5 δείχνουν αντίστοιχες φάσεις του σχηματισμού μη-δομημένου πλέγματος με την AFM. Περιγράφεται βήμα-προς-βήμα ο αλγόριθμος της AFM:

ΒΗΜΑ 1: Επιλέγεται ένα ενεργό ευθύγραμμο τμήμα του μετώπου. Στην περίπτωση που παρουσιάζονται σημαντικές μεταβολές στην τιμή της βοηθητικής ποσότητας δ , από περιοχή σε περιοχή

του πλέγματος το τμήμα που θα επιλεγεί συμφέρει να είναι αυτό με το μικρότερο μήκος.

ΒΗΜΑ2: Έστω ότι το ευθύγραμμο τμήμα που επιλέχθηκε έχει άκρα τους κόμβους A και B. Το επόμενο στάδιο είναι ο υπολογισμός των δ, s, \vec{a} στο μέσο M του AB. Για τον υπολογισμό θα χρειαστεί το βοηθητικό («βασικό», background) πλέγμα ή, βέβαια, θα παραληφθεί ο υπολογισμός αν τα δ, s, \vec{a} είναι σταθερά. Για πρακτικούς λόγους πραγματοποιείται στροφή του τοπικού συστήματος συντεταγμένων ώστε το \vec{a}_M να συμπίπτει με τον άξονα των τετμημένων (x), ενώ συγχρόνως πολλαπλασιάζονται οι κατά x συντεταγμένες με s_M . Στο νέο τοπικό σύστημα, πρόκειται να δημιουργεί ένα τρίγωνο, όσο περισσότερο ομαλό γίνεται.

ΒΗΜΑ3: Υπολογίζεται η απόσταση δ_1 σύμφωνα με τις εκφράσεις

$$\delta_1 = \begin{cases} 0.55AB, & \text{if } \delta_M < 0.55AB \\ \delta_M, & \text{if } 0.55AB < \delta_M < 2AB \\ 2AB, & \text{if } 2AB < \delta_M \end{cases}$$

Οι ανισότητες που περιγράφονται παραπάνω εξασφαλίζουν ότι δεν πρόκειται να δημιουργηθούν τρίγωνα με ιδιαίτερη παραμόρφωση στη μία κατεύθυνση (πολύ αμβλυγώνια ή πολύ οξυγώνια τρίγωνα). Οι σχέσεις (5.7) μπορούν να αντικατασταθούν με άλλες αντίστοιχες σχέσεις, αν και φαίνεται ότι λειτουργούν πολύ καλά σε ευρύ αριθμό περιπτώσεων. Ονομάζουμε C το σημείο που απέχει απόσταση δ_1 από τα A και B, με υπολογισμούς που πάντα γίνονται στο νέο σύστημα συντεταγμένων.

ΒΗΜΑ 4: Εντοπίζονται όλοι οι ενεργοί κόμβοι του μετώπου οι οποίοι βρίσκονται μέσα στον κύκλο που σχεδιάζεται με κέντρο το σημείο C και ακτίνα ίση με το γινόμενο $n \cdot AB$. Η επιλογή της παραμέτρου n είναι ελεύθερη. Οι κόμβοι που έτσι εντοπίζονται κατατάσσονται ανάλογα με την απόστασή τους από το C, με πρώτο στη σειρά τον κόμβο που απέχει τη μικρότερη απόσταση από το C. Έστω ότι η διαδικασία αυτή κατέγραψε και ταξινόμησε p κόμβους, τους $N_1, N_2 \dots N_p$.

ΒΗΜΑ 5: Τοποθετείται ο κόμβος C στην κορυφή της λίστας των κόμβων που δημιουργήθηκε στο προηγούμενο βήμα (οπότε όλοι οι κόμβοι της λίστας μετατοπίζονται κατά μία θέση προς τα πίσω), εκτός εάν ικανοποιούνται ταυτόχρονα οι σχέσεις $N_1 < 1, 5\delta_1$ και $BN_1 < 1, 5\delta_1$.

Στην τελευταία περίπτωση, η λίστα του βήματος 4 διατηρείται ως είχε.

ΒΗΜΑ 6: Το απαιτούμενο σημείο N_j με το οποίο θα σχηματισθεί το νέο τρίγωνο ABN_j ορίζεται ως ο πρώτος κόμβος από τους καταγραμμένους στη λίστα για τον οποίο το τρίγωνο ABN_j

δεν περιέχει κανένα άλλο κόμβο N_i της λίστας (εξαιρουμένου του C, αν υπάρχει στην κορυφή της λίστας) και συγχρόνως το ευθύγραμμο τμήμα MN_j δεν τέμνεται με καμιά πλευρά του μετώπου. Από τη στιγμή που το σημείο N_j που ικανοποιεί τις προηγούμενες απαιτήσεις εντοπιστεί, κατασκευάζεται και καταγράφεται το νέο τρίγωνο ABN_j , οι συντεταγμένες του νέου κόμβου μετασχηματίζονται ξανά στο «πραγματικό» καρτεσιανό επίπεδο και τροποποιείται το μέτωπο. Η τροποποίηση του μετώπου συνίσταται στη διαγραφή των ακμών εκείνων που χρησιμοποιήθηκαν στο νέο τρίγωνο και την προσθήκη νέων ακμών που ενδεχόμενα σχηματίστηκαν. Το Σχήμα 5.8 δίνει παραστατικά την ανανέωση του μετώπου σε ένα απλό παράδειγμα γένεσης μη-δομημένου πλέγματος.

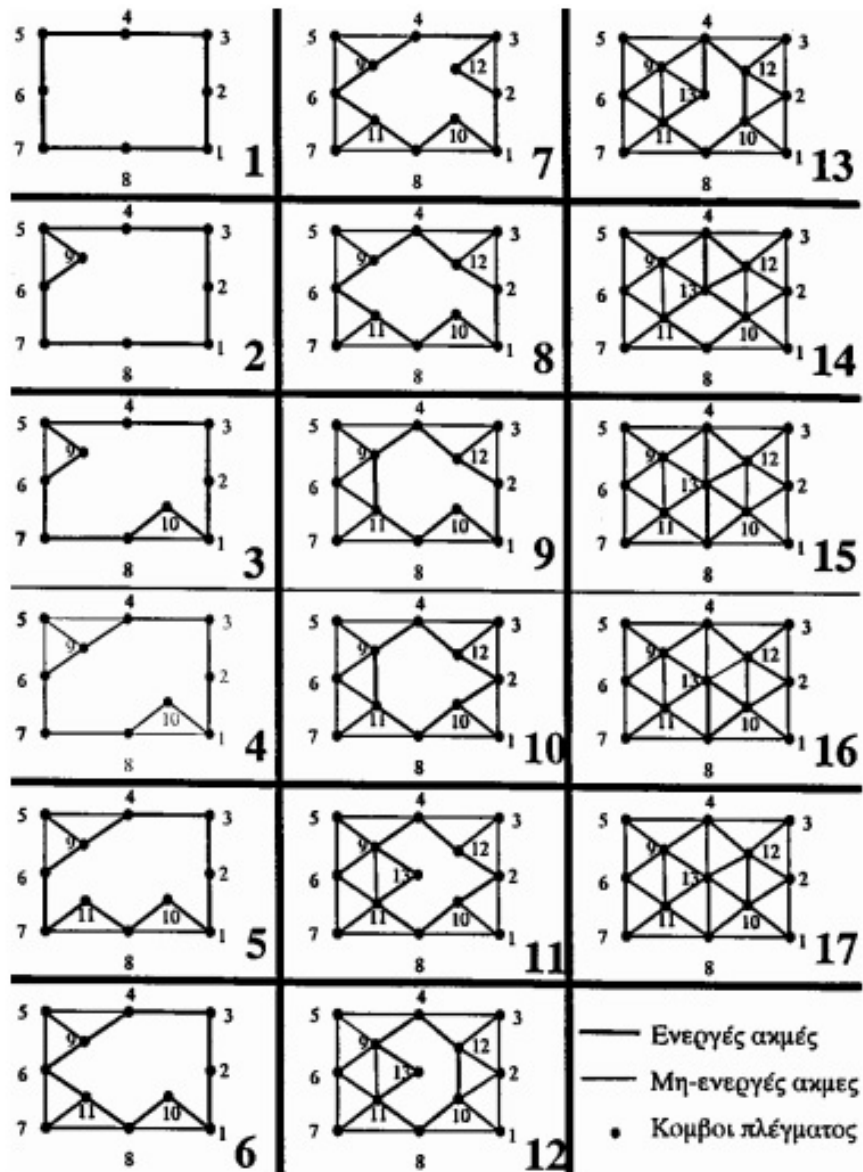
ΒΗΜΑ 7: Επιστροφή στο Βήμα 1, εκτός αν ο αριθμός των ενεργών ακμών του μετώπου γίνει μηδενικός.

5.4.2 Τεχνικές Meshing του Ansys

Το Ansys παρέχει αρκετές επιλογές Meshing [7], ώστε ο χρήστης να διαλέξει την ιδανικότερη επιλογή. Πιο κάτω αναφέρονται οι μέθοδοι για 3D mesh ανάλογα με τα στοιχεία που δημιουργούν :

Tet Meshing Η επιλογή Tet Meshing δημιουργεί grid με τετράεδρα και χρησιμοποιούνται οι εξής αλγόριθμοι για την επίτευξη του:

- **Tetrahedrons Patch Conforming:** Η επιλογή Tetrahedrons Patch Conforming χρησιμοποιεί αλγόριθμο 3D τριγωνοποίησης κατά Delaunay, με τη χρήση τεχνικής προελαύνοντος μετώπου για την εισαγωγή σημείων για βελτιστοποίηση (refinement) του mesh. Υποστηρίζει διάφορες τεχνικές ελέγχου, όπως inflation (πληθωρισμός στοιχείων σε προκαθορισμένη επιφάνεια) και growth and smoothness control, κατα τον οποίο ο χρήστης έχει την δυνατότητα να ελέγχει την ομαλή μετάβαση του μεγέθους των στοιχείων. Χαρακτηριστικό της συγκεκριμένης μεθόδου είναι η πύκνωση των σημείων κατα μήκος των patches.
- **Tetrahedrons Patch Independent:** Το πλεονέκτημα του συγκεκριμένου αλγορίθμου είναι ότι μπορεί να διατηρεί μεγαλύτερα στοιχεία, όπου είναι δυνατόν, ενώ βελτιστοποιεί το πλέγμα στα σημεία που απαιτείται, μειώνοντας το χρόνο υπολογισμού. Ο αλγόριθμος αρχικά δη-



Σχήμα 5.8: Τα βήματα εκτέλεσης του Αλγορίθμου του Προελαύνοντος μετώπου. Πηγή: [6].

μιουργεί ένα βασικό (root) τετράεδρο που περικλείει ολόκληρη τη γεωμετρία, και στη συνέχεια το υποδιαιρεί, έως ότου όλες οι γεωμετρικές απαιτήσεις ικανοποιούνται. Σε κάθε στάδιο υποδιαίρεσης, το μήκος ακμής του τετραέδρου (παράμετρος size στον mesher) υποδιπλασιάζεται. Αυτό σημαίνει ότι όλα τα sizes των στοιχείων διαφέρουν κατά ακέραιο παράγοντα του 2. Το size του root είναι το μικρότερο δοθέν size πολλαπλασιασμένο με 2^n . Η μέθοδος Tetrahedrons Patch Independent παρέχει πλήθος ρυθμίσεων που επιτρέπουν στο χρήστη να επέμβει δραστικά πάνω στο mesh. Επιγραμματικά είναι οι εξής:

Element Midside Nodes - Επιτρέπει στο χρήστη να επιλέξει αν θα εξαλειφθούν οι ενδιάμεσοι κόμβοι, δηλαδή οι κόμβοι στη μέση ακμών ή θα διατηρηθούν. Η διατήρηση αυτών των στοιχείων αυξάνει σημαντικά το υπολογιστικό κόστος ωστόσο είναι χρήσιμη σε περιπτώσεις που η τιμή των υπό μελέτη μεγεθών έχει μεγάλη κύμανση εντός του στοιχείου.

Defined By - Ο χρήστης επιλέγει ως παράμετρο δημιουργίας του mesh τον μέγιστο αριθμό των στοιχείων (**Approx Number of Elements**) ή το μέγιστο size (**Max Element Size**).

Feature Angle - Μπορεί να ρυθμιστεί η ελάχιστη γωνία της γεωμετρίας που μπορεί να ενσωματωθεί στο mesh.

Mesh Based Defeaturing - Αγνοεί ακμές βάσει μεγέθους.

Curvature and Proximity Refinement - Min Size Limit Αυτόματα γίνεται βελτιστοποίηση του mesh στα σημεία με έντονη καμπυλότητα, ώστε να καλυφθεί καλύτερα η γεωμετρία. Με την επιλογή αυτής της ρύθμισης ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να επιλέξει και το μικρότερο δυνατό size.

Smooth Transition - Επιλέγεται από τον χρήστη αν θα διατηρηθεί το Octree volume mesh που δημιουργήθηκε με την Patch Independent method ή θα αντικατασταθεί με ένα Delaunay mesh που έχει ως αφετηρία την επιφάνεια που δημιουργήθηκε από Patch Independent mesh.

Growth Rate - Είναι μια παράμετρος που καθορίζει την αύξηση του μεγέθους των elements σε κάθε διαδοχικό στρώμα. Για παράδειγμα, θέτοντας αυτή τη παράμετρο στο 1.2, αντιπροσωπεύει μια αύξηση 20% στο μήκος της ακμής του επόμενου στρώματος στοιχείων.

Hex Meshing Η επιλογή αυτή δημιουργεί ένα mesh που αποτελείται κυρίως από εξάεδρα στοιχεία. Τα εξάεδρα στοιχεία μπορούν να περιγραφούν ως συνένωση πέντε τετράεδρων, και το προ-

φανές πλεονέκτημα είναι η ύπαρξη λιγότερων στοιχείων στο mesh άρα και μικρότερος υπολογιστικός χρόνος. Δύο αλγόριθμοι, που απασχολούν τη μοντελοποίηση μας, δημιουργούν τέτοιου τύπου mesh.

- **Sweep Method Control** : Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται σε sweepable bodies, δηλαδή σώματα που πληρούν τις παρακάτω προϋποθέσεις:
 1. Δεν έχουν κάποιο κενό στο εσωτερικό τους.
 2. Μπορεί να βρεθεί μια τουλάχιστον διαδρομή μεταξύ της επιφάνειας αναφοράς (source surface) και της επιφάνειας προορισμού (target surface).
 3. Αν έχει ενεργοποιηθεί η παράμετρος επιλογής του size σε μια γεωμετρία με σκληρές ακμές και εφόσον οι επιφάνειες source και target περιέχουν ακμές, τότε το size πρέπει να συμφωνεί με τις αντίστοιχες σκληρές ακμές των επιφανειών. Το πρόγραμμα αυτόματα θα ελέγξει αν ένα σώμα ικανοποιεί τα κριτήρια του sweeping. Στη συνέχεια θα επιλέξει τις source και target επιφάνειες και θα σχηματίσει mesh στη source με τριγωνικά ή τετράπλευρα στοιχεία. Στη συνέχεια, θα αντιγράψει αυτό το mesh στη target. Τέλος θα σχηματίσει mesh με εξάεδρα ή τριγωνικά πρίσματα ακολουθώντας την εξωτερική επιφάνεια της γεωμετρίας. Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιείται είναι ο Patch Conforming.
- **Hex Dominant Method Control** : Η συγκεκριμένη μέθοδος δημιουργεί ένα ελεύθερο mesh, δηλαδή ένα mesh που η δημιουργία του δεν βασίζεται στην ένωση σημείων δεδομένων στο πεδίο της προσομοίωσης, αποτελούμενο κυρίως από εξάεδρα. Η συγκεκριμένη μέθοδος συνίσταται για σώματα μεγάλου όγκου, στα οποία δεν μπορεί να εφαρμοστεί η μέθοδος sweep. Δεν ενδείκνυται για πολύπλοκες γεωμετρίες και για γεωμετρίες που έχει εφαρμογή η sweep μέθοδος.

Το Ansys παρέχει επιπλέον επιλογές όπως το thin solid mesher, ή assembly meshing και multizone τα οποία όμως δεν άπτονται της γεωμετρίας του προβλήματος και γι' αυτό δεν εξετάζονται.

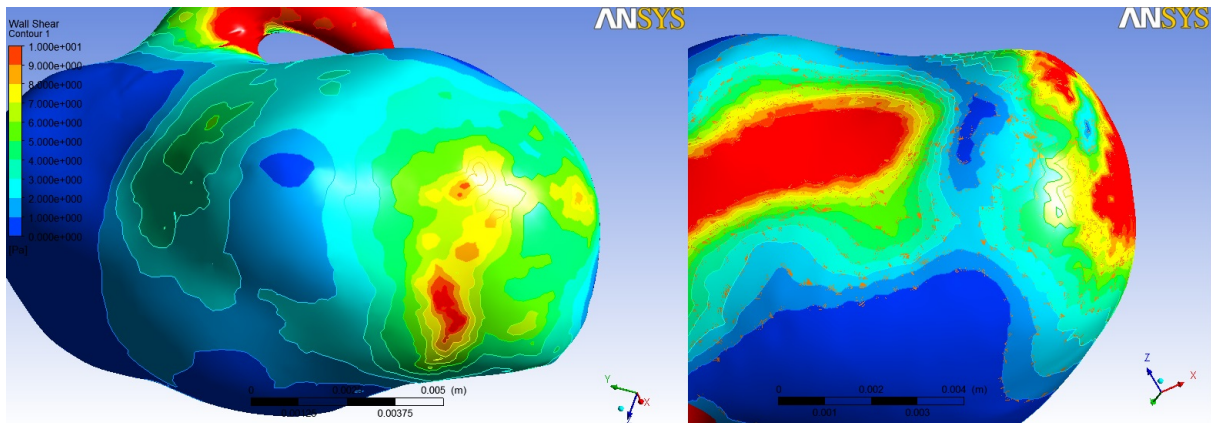
5.4.3 Inflation

Το inflation ή πληθωρισμός είναι μια ιδιότητα του Mesher του Ansys που αξίζει μια ξεχωριστή αναφορά, και είναι διαθέσιμο για τις μεθόδους tetra patch conforming, tetra patch independent και sweep. Η επιλογή inflation δημιουργεί στρώσεις (layers) στοιχείων σε επιλεγμένες επιφάνειες, με

σκοπό την καλύτερη μελέτη των εξεταζόμενων μεγεθών σε αυτές τις επιφάνειες. Και σε αυτή τη περίπτωση, το Ansys Mesh δίνει πλήθος παραμέτρων για τη δημιουργία του inflation, δηλαδή:

- **Transition Ratio:** Η επιλογή αυτή είναι διαθέσιμη μόνο όταν η επιλογή smooth transition για τη περιοχή του inflation είναι ενεργοποιημένη. Έχει τιμές από 0 έως 1 και καθορίζει το ρυθμό με τον οποίο μεγαλώνουν τα γειτονικά στοιχεία του πρώτου inflation layer με την περιοχή των τετραέδρων ή εξάεδρων.
- **Maximum Layers:** Η παράμετρος αυτή καθορίζει το μέγιστο αριθμό layers, σε περίπτωση αυτόματης δημιουργίας αυτών. Διαθέσιμη επιλογή μόνο όταν είναι ενεργοποιημένο το smooth transition.
- **Growth Rate:** Ομοίως με το Growth rate του αλγορίθμου tetra patch independent μόνο που αυτή τη φορά αφορά τα στοιχεία μέσα στα layers του inflation.
- **Number of Layers:** Ο χρήστης καθορίζει τον ακριβή αριθμό των layers που δημιουργούνται.
- **Maximum Thickness:** Καθορίζει το επιθυμητό μέγιστο πάχος του layer.
- **First Layer Height:** Καθορίζει το πάχος του πρώτου layer. Το πρώτο layer είναι εκείνο που άπτεται του γεωμετρικού ορίου του inflation.
- **First Aspect Ratio:** Η επιλογή αυτή δίνει τη δυνατότητα στο χρήστη να ελέγξει το ύψος των inflation layers ρυθμίζοντας το λόγο του ύψους του πρώτου layer με την βάση του.
- **Aspect Ratio (Base/Height):** Ομοίως με την προηγούμενη παράμετρο μόνο που αυτή τη φορά ελέγχεται η αναλογία του layer που εξάγεται απευθείας από τη βάση του inflation.

Στην εικόνα 5.9 αποδεικνύεται η σημασία του inflation ως παράμετρος δημιουργίας του mesh. Σε μια αρχική προσομοίωση χωρίς inflation, η παράμετρος της WSS στο τοίχωμα του ανευρύσματος παρουσίαζε έντονες τοπικές διακυμάνσεις που δεν ήταν σύμφωνες με τις αναμενόμενες τιμές. Η αιτία αυτών των διακυμάνσεων οφείλεται στην άνιση κατανομή των στοιχείων στην επιφάνεια του σάκου του ανευρύσματος, που συνέβαλε στην ύπαρξη στοιχείων που το μέγεθος τους δεν συμβάδιζε με εκείνο των γειτονικών. Ως αποτέλεσμα, οι λύσεις των εξισώσεων παρουσίαζαν μεγάλη διακύμανση.



Σχήμα 5.9: Απεικόνιση της WSS σε τμήμα του σάκου του ανευρύσματος με προσθήκη *inflation layers* (αριστερά) και χωρίς (δεξιά). Οι ερυθρές κουκίδες υποδεικνύουν τοπικά έντονες, μη φυσιολογικές διακυμάνσεις.

5.4.4 Ποιότητα Στοιχείων

Υπάρχουν αρκετές παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της ποιότητας του πλέγματος μας [7]. Αναφέρονται οι πιο σημαντικές:

- **Element Quality:** Η παράμετρος της ποιότητας του στοιχείου υπολογίζεται για κάθε στοιχείο ενός μοντέλου, και παρέχει μια σύνθετη πληροφορία σχετικά με την ποιότητα του mesh. Βασίζεται στο λόγο του όγκου του στοιχείου, προς το μήκος των ακμών του. Παίρνει τιμές από το 0 έως το 1, με το 1 να αντιπροσωπεύει ένα τέλειο κύβο και το 0 ένα στοιχείο με 0 ή αρνητικό όγκο.
- **Aspect Ratio Calculation for Quadrilaterals:** Η παράμετρος αυτή υπολογίζεται κατά τον ακόλουθο τρόπο χρησιμοποιώντας μόνο τους γωνιακούς κόμβους του τετραπλεύρου. Αν το στοιχείο δεν είναι επίπεδο, δημιουργείται επίπεδο πάνω στο οποίο προβάλλονται οι κόμβοι. Στη συνέχεια δημιουργούνται ορθογώνια παραλληλόγραμμα που δύο από τις απέναντι πλευρές τους διέρχονται από το κέντρο των ακμών του στοιχείου. Ο μεγαλύτερος λόγος πλευρών παραλληλογράμμου λογίζεται ως το aspect ratio του στοιχείου. Το ιδανικότερο στοιχείο, που είναι τετράγωνο, έχει λόγο 1.
- **Jacobian Ratio :** Υπολογίζει την απόκλιση του στοιχείου από το ιδανικότερο στοιχείο χρησιμοποιώντας την Ιακωβιανή ορίζουσα του στοιχείου. Η Ιακωβιανή ορίζουσα ενός στοιχείου

συνδέει τις παραμέτρους του στοιχείου στις φυσικές συντεταγμένες με τις πραγματικές συντεταγμένες. Ουσιαστικά σημαίνει ότι ένα έντονα στρεβλωμένο στοιχείο θα εισάγει σφάλματα στις μετατροπές από τον φυσικό στο πραγματικό χώρο.

- **Maximum Corner Angle:** Υπολογίζει τη μέγιστη γωνία των στοιχείων, με βάση τη θεωρία ότι οι μεγάλες γωνίες, μειώνουν την απόδοση των στοιχείων.
- **Skewness:** Αποτελεί μια από τις βασικότερες παραμέτρους ποιότητας των στοιχείων του mesh. Ουσιαστικά πρόκειται για μια παράμετρο που υποδεικνύει πόσο απέχει το στοιχείο από το ιδανικό. Παίρνει τιμές από 0 (βέλτιστο) έως 1 (χειρίστο). Υπάρχουν δύο τρόποι υπολογισμού, βάσει της απόκλισης από τον όγκο ενός κανονικού τετραέδρου ή βάσει της απόκλισης από τις γωνίες ενός ισόπλευρου τριγώνου. Δηλαδή:

$$Skewness = \frac{OptimalCellSize - CellSize}{OptimalCellSize} \quad (5.1)$$

$$Skewness = \max \left[\frac{\theta_{max} - \theta_e}{180 - \theta_e}, \frac{\theta_e - \theta_{min}}{\theta_e} \right] \quad (5.2)$$

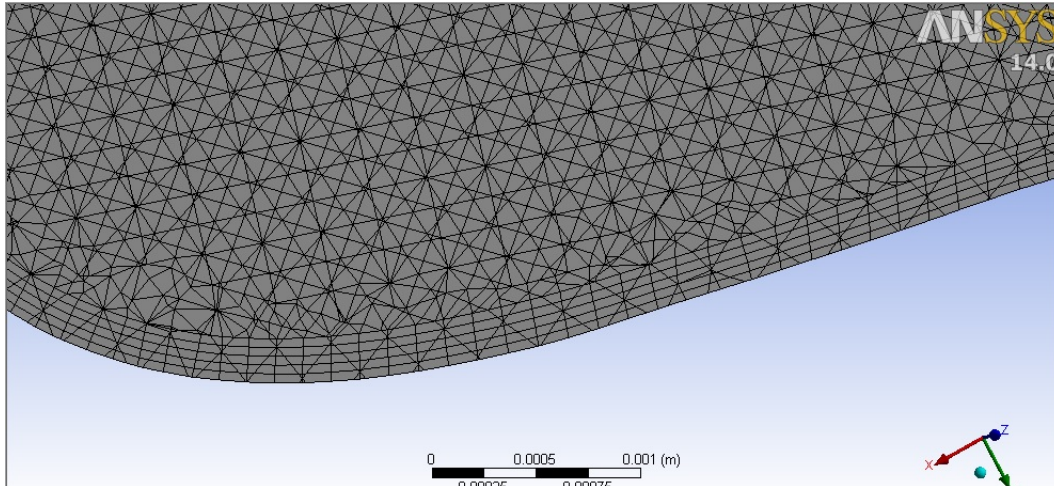
όπου θ_{max} είναι η μεγαλύτερη γωνία στην επιφάνεια ή στο στοιχείο, θ_{min} η μικρότερη γωνία στην επιφάνεια ή στο στοιχείο και θ_e η γωνία στο κανονικό τρίγωνο (60) ή στο τετράγωνο (90).

Κατά τη διάρκεια της επιλογής του πλέγματος, εξετάστηκαν πρωτίστως οι παράμετροι skewness και element quality.

5.4.5 Επιλογή Πλέγματος

Για την εξεταζόμενη γεωμετρία, επιλέχθηκε η δημιουργία πλέγματος με τετράεδρα στοιχεία [21], [22], [23] με τη μέθοδο tetra patch independent. Η επιλογή Smooth transition θεωρήθηκε ανενεργή, τα element midside nodes κρατήθηκαν (kept) και το growth rate θεωρήθηκε default (τιμή 1.2) Για τον καλύτερο υπολογισμό των εξεταζόμενων μεγεθών στο τοίχωμα του ανευρύσματος επιλέχθηκε inflation των στοιχείων στη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος. Ως παράμετροι του inflation θεωρήθηκαν 5 layers, χωρίς growth rate (τιμή 1) (βλ. Εικόνα 5.10).

Το πλέγμα εξετάστηκε για την ανεξαρτησία της λύσης από τον αριθμό των στοιχείων. Επιλέχθηκε το πλέγμα με τον αριθμό στοιχείων για τον οποίο συνέκλινε η παράμετρος WSS (βλέπε πίνακα 5.1), δηλαδή εκείνο των 2,75 εκατομμυρίων στοιχείων.



Σχήμα 5.10: Τομή του mesh σε περιοχή του ανευρύσματος. Διακρίνονται τα 5 layers του inflation.

5.5 Ορισμός Οριακών Συνθηκών του Προβλήματος

Τα επόμενα βήματα της εργασίας έγιναν στο CFX-Pre, το component του Ansys στο οποίο ορίζονται οι παράμετροι του προβλήματος. Αρχικά ορίστηκαν οι επιφάνειες εισόδου και εξόδου της γεωμετρίας.

Ακολουθήθηκαν δύο μέθοδοι ανάλυσης των αιμοδυναμικών ροών στη περιοχή του ανευρύσματος. Η πρώτη μέθοδος αφορά μεταβαλλόμενη ροή εισόδου, στα πρότυπα ενός καρδιακού κύκλου (transient flow). Η δεύτερη αφορά σταθερή ροή στο χρόνο (steady flow), το μέγεθος της οποίας επιλέχθηκε να αντιστοιχεί στο μέσο όρο της ροής εισόδου κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού.

Και για τις δύο περιπτώσεις, θεωρήθηκε στρωτή ροή (laminar flow) και όχι τυρβώδης για λόγους απλοποίησης του μοντέλου. Επιπλέον ως υλικό της προσομοίωσης ορίστηκε το αίμα. Το αίμα ως υλικό θεωρήθηκε νευτώνειο, με πυκνότητα 1060 kg/m^3 και δυναμικό ιξώδες $0,0035 \text{ Pas}$ [58]. Τα τοιχώματα που περιέχουν το υγρό θεωρούνται σταθερά (no slip boundary condition). Το πρόβλημα θεωρήθηκε ισόθερμο και η παράμετρος της θερμοκρασίας αγνοήθηκε. Στην είσοδο ορίστηκε σταθερή ή μεταβαλλόμενη ταχύτητα ροής και στην έξοδο μηδενική πίεση [21].

Στη μοντελοποίηση σταθερής ροής θεωρήθηκε ως ροή εισόδου ο μέσος όρος ταχύτητας, που παρατηρείται σε ένα καρδιακό κύκλο στη περιοχή της μιας άζυγου πρόσθιας εγκεφαλικής αρτηρίας (βλ εικόνα 5.12) δηλαδή $0,578 \text{ m/s}$. Το συγκεκριμένο μοντέλο χρησιμοποιήθηκε για την εξέταση

	N. of Elements	N. of Nodes	average element quality (Volume/edge length)	average skewness	average wall shear stress [Pa]	Σύγκλιση	average pressure [Pa]	Σύγκλιση
1	759563	175470	0.764951969	0.267285573	2.72225		1829.8	
2	954206	217379	0.777274409	0.244513791	3.10558	0.38333	1853.71	23.91
3	1101965	247124	0.792560597	0.218310325	3.28068	0.1751	1844.56	-9.15
4	1289147	284900	0.803673864	0.201259156	3.2315	-0.04918	1830.82	-13.74
5	1475079	321195	0.813124358	0.187494613	3.34659	0.11509	1826.93	-3.89
6	1646177	355002	0.820553941	0.175994827	3.48136	0.13477	1823.67	-3.26
7	1829847	390690	0.827290048	0.166427985	3.50677	0.02541	1825.52	1.85
8	2005874	424968	0.832531546	0.158632291	3.51748	0.01071	1817.19	-8.33
9	2193625	461291	0.83710822	0.152441536	3.54869	0.03121	1820.13	2.94
10	2379747	496969	0.841499714	0.146683402	3.62236	0.07367	1820.33	0.2
11	2573752	534420	0.844717909	0.142737742	3.60024	-0.02212	1822.88	2.55
12	2752118	568725	0.847877727	0.138273576	3.59097	-0.00927	1821.8	-1.08

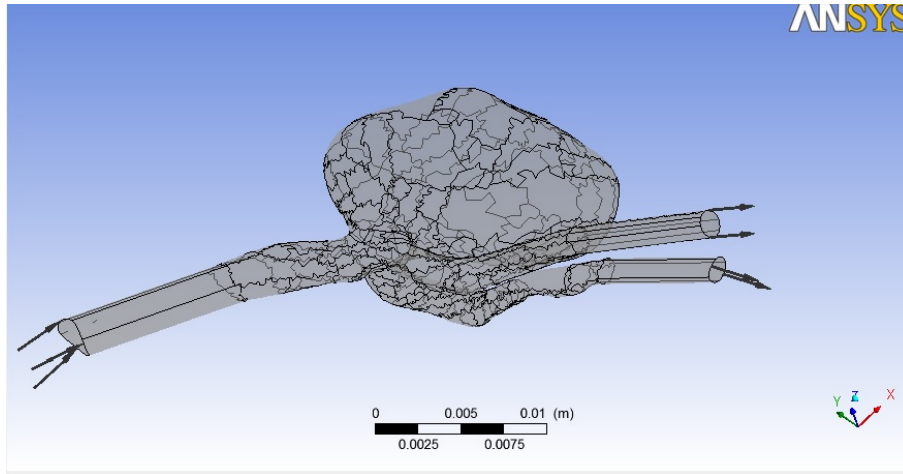
Πίνακας 5.1: Πίνακας σύγκλισης για τη μέθοδο Tetrahedral Patch Independent

του πλέγματος για την ανεξαρτησία της λύσης (πίνακας 5.1).

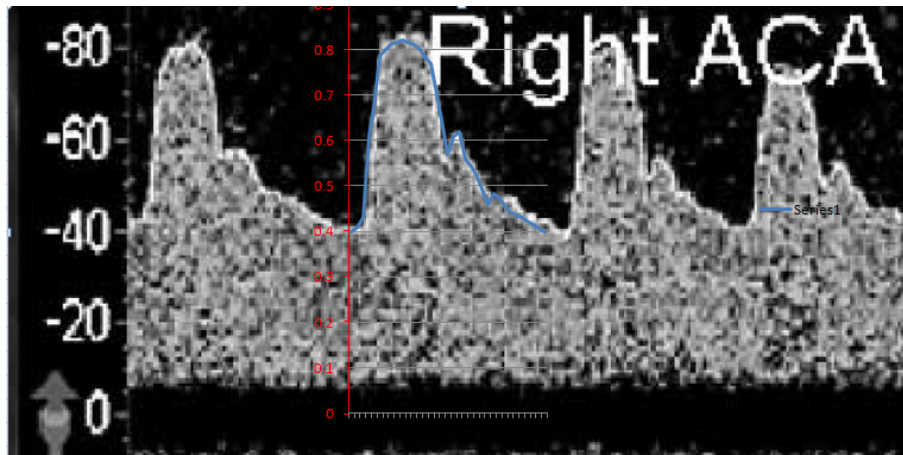
Για το μοντέλο της χρονικά μεταβαλλόμενης ροής, θεωρήθηκε ως ταχύτητα εισόδου η ταχύτητα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Όπως έχει αναφερθεί στη παράγραφο 5.3.1, το αγγείο που παρέχει αίμα στο ανεύρυσμα είναι μια άζυγος πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία. Χρησιμοποιώντας την εικόνα 3.2 μπορέσαμε να εξάγουμε πως μεταβάλλεται η ροή του αίματος σε αυτήν και να χρησιμοποιήσουμε τα δεδομένα στη προσομοίωση. Στο σχήμα 5.12 φαίνεται η προσαρμογή της καμπύλης δεδομένων στο υπερηχογράφημα του σχήματος 3.2, θεωρώντας ως μέση διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου τα 0,8 sec, χρόνος που αντιστοιχεί σε 75 σφυγμούς το λεπτό.

Τα δεδομένα που προέκυψαν επεκτάθηκαν για τρεις καρδιακούς κύκλους και χρησιμοποιήθηκε ο τρίτος για την μελέτη των αποτελεσμάτων. Η transient προσομοίωση απαιτεί αρχικές συνθήκες οι οποίες δόθηκαν από μια steady flow προσομοίωση, με ταχύτητα $0,4m/s$ όσο και η αρχική τιμή της ταχύτητας του αίματος σε ένα καρδιακό κύκλο. Για τις εξόδους ορίστηκε μηδενική πίεση, καθώς δεν έχουμε εικόνα για την ταχύτητα ή την πίεση εκεί. Τα επιμηκυνμένα άκρα των εξόδων διασφαλίζουν ότι η μηδενική πίεση στις εξόδους δεν θα επηρεάσει σημαντικά την αιμοδυναμική ανάλυση στη περιοχή του ανευρύσματος.

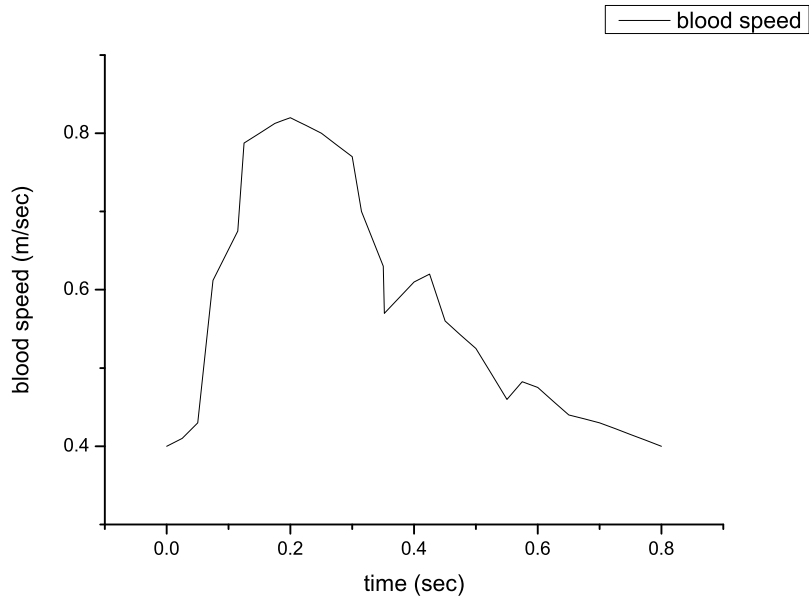
Για την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων ορίστηκε μια δειγματοληψία με βήμα $0,025sec$.



Σχήμα 5.11: Ορισμός επιφανειών εισόδου και εξόδου στη γεωμετρία. Τα βέλη υποδεικνύουν τις αντίστοιχες επιφάνειες.



Σχήμα 5.12: Προσαρμογή της καμπύλης ροής εισόδου σε δεδομένα από transcranial doppler sonography σε άζυγο πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία.



Σχήμα 5.13: Καμπύλη ταχύτητας εισόδου αιμοδυναμικής ροής.

5.6 Επίλυση του Προβλήματος

Αναλυτικές λύσεις στις εξισώσεις Navier-Stokes (βλ. παράγραφο 2.3.5), που διέπουν το πρόβλημα της ρευστομηχανικής στη συγκεκριμένη γεωμετρία, υπάρχουν μόνο για απλές ροές σε ιδανικές συνθήκες. Για την επίλυση τους σε πραγματικές συνθήκες οι εξισώσεις αντικαθίστανται από αλγεβρικές προσεγγίσεις, που με τη σειρά τους επιλύονται με αριθμητικές μεθόδους.

Το Ansys CFX χρησιμοποιεί μια μέθοδο πεπερασμένο όγκου, που βασίζεται στη διακριτοποίηση του χώρου με ένα πλέγμα. Το πλέγμα χρησιμοποιείται για τη δημιουργία πεπερασμένων όγκων, που στη συνέχεια χρησιμοποιούνται για την επίλυση των εξισώσεων διατήρησης για μεγέθη όπως η μάζα, η ορμή και η ενέργεια. Οι εξισώσεις διατήρησης έχουν αναλυθεί εκτενώς στο κεφάλαιο 2.3.

Κατά τη διάρκεια της επίλυσης παρακολουθείται η σύγκλιση της λύσης για τα μεγέθη της ορμής σε τρεις διαστάσεις και της μάζας. Για κάθε τρέξιμο του μοντέλου (run) εμφανίζεται στην οθόνη ένα διάγραμμα με ποσοστιαία απόκλιση (εικόνα 5.14). Το Ansys προσπαθεί σε κάθε run να επιτύχει λύση του προβλήματος με την μικρότερη δυνατή απόκλιση από τις οριακές τιμές και σταματά όταν συγκλίνει η λύση, δηλαδή η απόκλιση όλων των μεγεθών φτάσει στο δοθέν όριο. Για το πρόβλημα μας, η λύση θεωρείται αποδεκτή για απόκλιση μικρότερη του $1 \cdot 10^{-4}$. Στη περίπτωση της transient



Σχήμα 5.14: Καμπύλη σύγκλισης του Ansys Solver. Με κόκκινο χρώμα είναι η RMS τιμή της μάζας και οι υπόλοιπες είναι οι RMS τιμές των συνιστωσών της ταχύτητας. Στον κάθετο άξονα φαίνεται η παράμετρος της απόκλισης και στον οριζόντιο τα run που απαιτήθηκαν για τη σύγκλιση.

ροής το πρόγραμμα για κάθε χρονικό σημείο, τρέχει και ένα αριθμό κύκλων (loops) για τον έλεγχο της σύγκλισης της λύσης, αποτυπώνοντας στο διάγραμμα όλα τα χρονικά σημεία μαζί με τα loops.

5.7 Αποτελέσματα Προσομοίωσης

Οι παράμετροι που εξετάζονται στο κεφάλαιο των αποτελεσμάτων, είναι η ταχύτητα ροής, η διαμητική τάση WSS και η πίεση. Στη συνέχεια θα συζητηθούν οι διαφορές και οι ομοιότητες μεταξύ της σταθερής και της μεταβαλλόμενης ροής και το κατά πόσο μπορούν να εφαρμοστούν για την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης του ανευρύσματος, σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία.

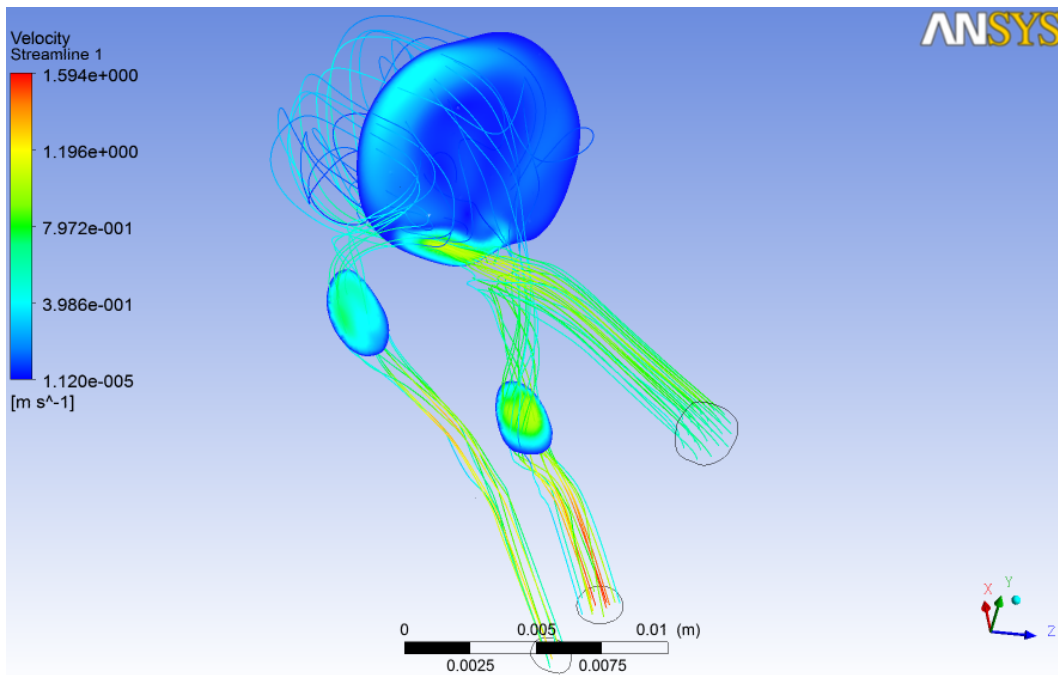
Η μελέτη των ροών εισόδου στο ανευρύσμα έγινε με σκοπό την κατηγοριοποίηση τους σε τέσσερις κατηγορίες, κατά τους Cebra et al. [24]. Οι κατηγορίες αυτές είναι: τύπου I, (μια γραμμική ροής (jet) εισόδου, χωρίς αλλαγή στη φορά και με μοναδική δίνη που σχετίζεται με τη ροή εισόδου), τύπου II (ένα jet χωρίς αλλαγή στη φορά, αλλά με πολλαπλές δίνες που όμως ο αριθμός τους δεν αλλάζει κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου), τύπου III (αλλαγή στη φορά του jet, με δημιουργία μοναδικής δίνης) και τύπου IV (αλλαγή στη φορά του jet, με δημιουργία ή καταστροφή πολλαπλών δινών). Με βάση αυτή τη κατηγοριοποίηση έγινε η παρατήρηση, ότι ανευρύσματα με ροές τύπου II-IV είχαν είχαν μια ελαφρώς μεγαλύτερη πιθανότητα να είχαν ραγεί.

Όπως αναφέρθηκε στη παράγραφο 3.2.3 ο ρόλος της παραμέτρου της WSS είναι αμφιλεγόμενος καθώς οι θεωρίες για την επίδραση της στην ανάπτυξη και τη ρήξη του ανευρύσματος αναφέρονται τόσο στην υψηλή τιμή της όσο και στην χαμηλή. Ωστόσο, αν και πολλές αιμοδυναμικές παράμετροι προτάθηκαν και αναλύθηκαν στις δημοσιευμένες μελέτες, με σκοπό την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης του ανευρύσματος, οι περισσότερες από αυτές εστίασαν στη διατμητική τάση (WSS). Στη συγκεκριμένη εργασία θα εξετάσουμε τις παραμέτρους που μέγιστης και ελάχιστης τιμής της WSS και της μέσης τιμής WSS στην επιφάνεια του ανευρύσματος (MWSS). Για το μοντέλο της μεταβαλλόμενης ροής θα εξεταστούν οι συγκεκριμένες παράμετροι για ένα εύρος χρονικών στιγμών που περικλείουν τα ακρότατα της καμπύλης ροής εισόδου, καθώς επίσης και η MWSS στο τοίχωμα του ανευρύσματος κατά τη διάρκεια αυτών των στιγμών και κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. ενός καρδιακού παλμού .

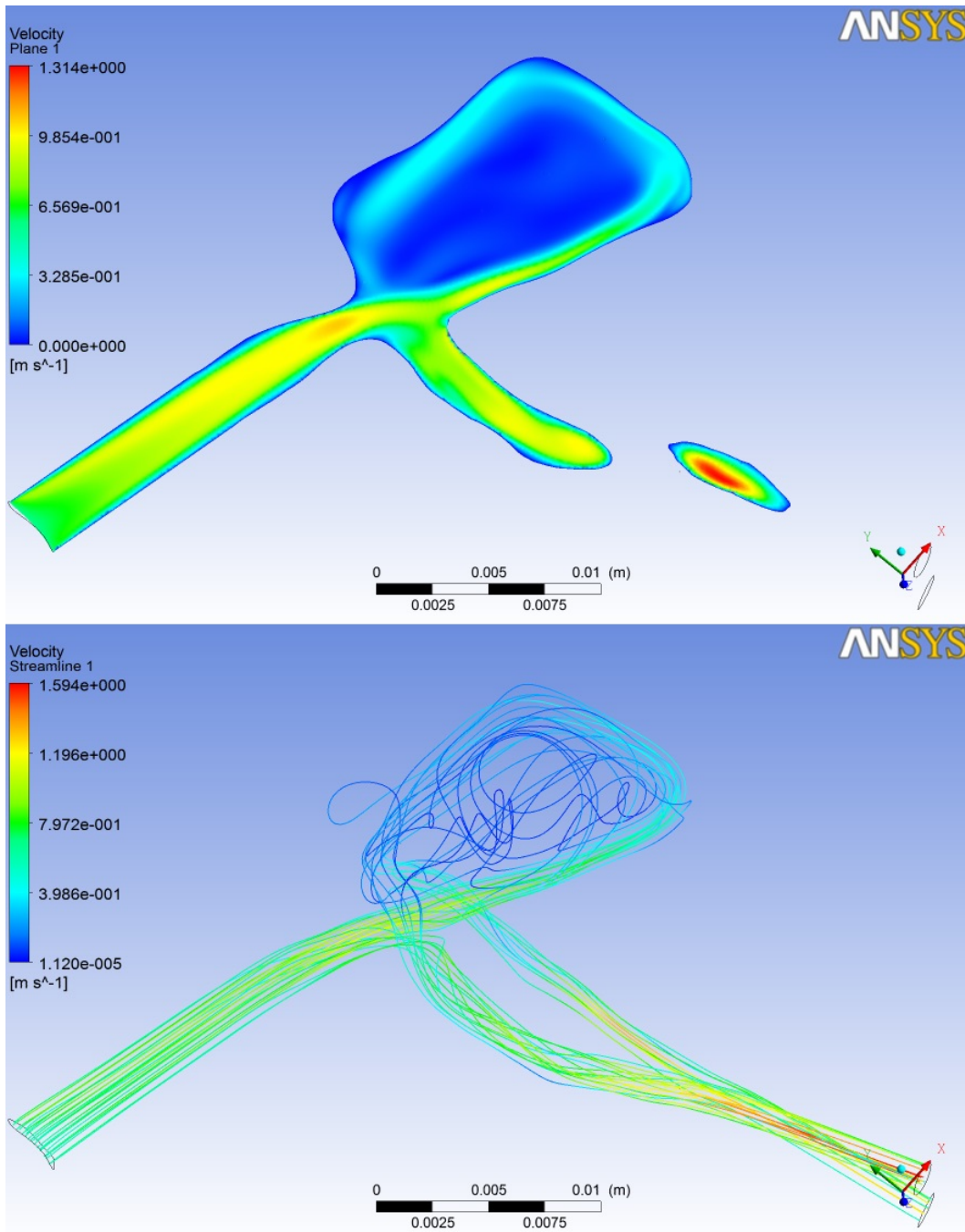
5.7.1 Αποτελέσματα Μοντέλου Σταθερής Ροής

Ταχύτητα Εισόδου στο Σάκο του Ανευρύσματος σε Σταθερή Ροή Οι ρές εισόδου στο σάκο του ανευρύσματος στη σταθερή ροή ήταν σχετικά απλές. Δεν μπορεί να γίνει κατηγοριοποίηση της ροής σε αυτή τη περίπτωση. Στην εικόνα 5.16 έγινε απεικόνιση της ροής με γραμμές και με προβολή σε επιφάνεια κάθετη στο ανεύρυσμα για αντιπαραβολή. Η πρώτη παρατήρηση που γίνεται αφορά την αυξημένη ταχύτητα της ροής του αίματος λίγο πριν την περιοχή του ανευρύσματος, που οφείλεται στη στένωση του αγγείου σε εκείνο το σημείο. Στη συνέχεια η ροή διχάζεται και μέρος της διοχετεύεται μέσα στο ανεύρυσμα, ενώ το υπόλοιπο τη ροής προχωρά προς τη δεξιά A2 πρόσθια εγκεφαλική αρτηρία. Το jet που εισέρχεται στο ανεύρυσμα προσκρούει στο θόλο του και στη συνέχεια δημιουργείται δίνη που στην έξοδο της τροφοδοτεί την αριστερή A2 (βλ εικόνα 5.15). Επίσης στην 5.15 απεικονίζεται η έκταση της περιδίνησης στο θόλο του ανευρύσματος, καθώς το jet "σπάει" και η ροή εκτείνεται κατά μήκος της επιφάνειας του θόλου.

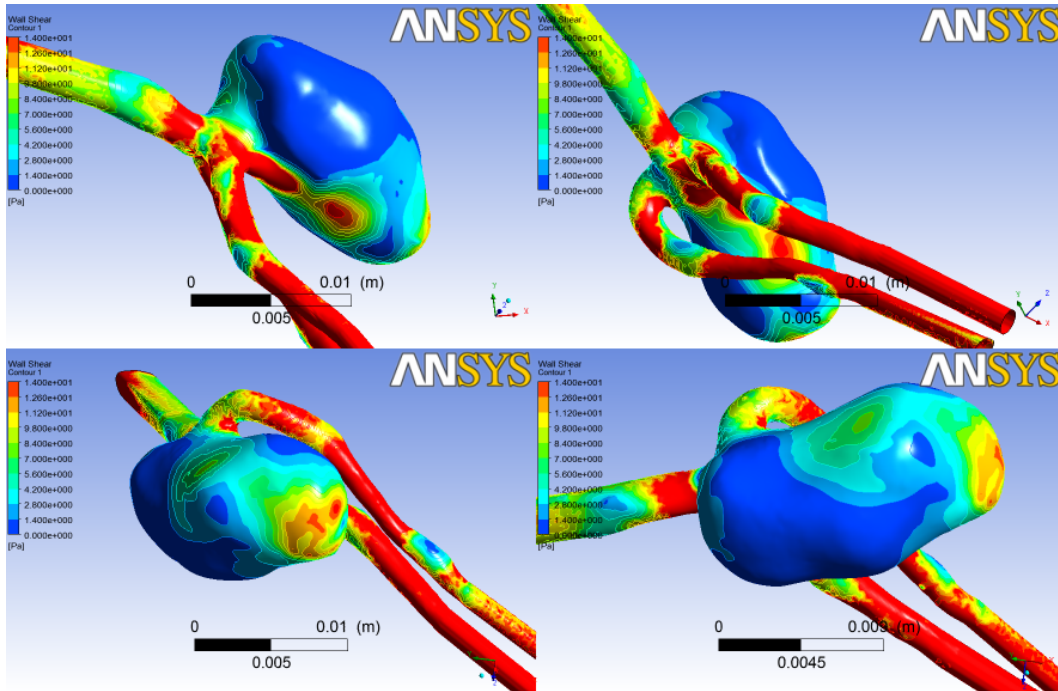
WSS σε Steady Flow Simulation Στην εικόνα 5.17 φαίνεται η κατανομή της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα του ανευρύσματος. Η πρώτη παρατήρηση που γίνεται αφορά τις περιοχές αυξημένης WSS που βρίσκονται στη βάση του ανευρύσματος και στο σημείο πρόσκρουσης του jet στο θόλο του ανευρύσματος. Οι χαμηλότερες τιμές βρίσκονται στις περιοχές του θόλου του ανευρύσματος. Όπως έχει αναφερθεί στη παράγραφο 3.2.3 και οι δύο περιοχές, υψηλών και χαμηλών τιμών, παί-



Σχήμα 5.15: Απεικόνιση της ταχύτητας στη γεωμετρία του ανευρύσματος υπό γωνία. Διακρίνεται η ροή του αίματος από το ανεύρυσμα προς την αριστερή Α2. Απεικονίζεται επίσης και η προβολή της ροής σε επίπεδο που τέμνει το ανεύρυσμα κάθετα με τον άξονα της αρτηρίας.



Σχήμα 5.16: Απεικόνιση της ταχύτητας στη γεωμετρία του ανευρύσματος. Στην άνω εικόνα παρουσιάζεται η προβολή της ταχύτητας σε επίπεδο που διχοτομεί το ανεύρυσμα συμμετρικά με τον άξονα της αρτηρίας. Στην κάτω εικόνα οι γραμμές ροής υπό την ίδια οπτική γωνία.



Σχήμα 5.17: Απεικόνιση της κατανομής της WSS στη γεωμετρία υπό 4 διαφορετικές γωνίες.

ζουν σημαντικό ρόλο στην ανάπτυξη του ανευρύσματος και αποτελούν παραμέτρους μελέτης όλων των δημοσιεύσεων.

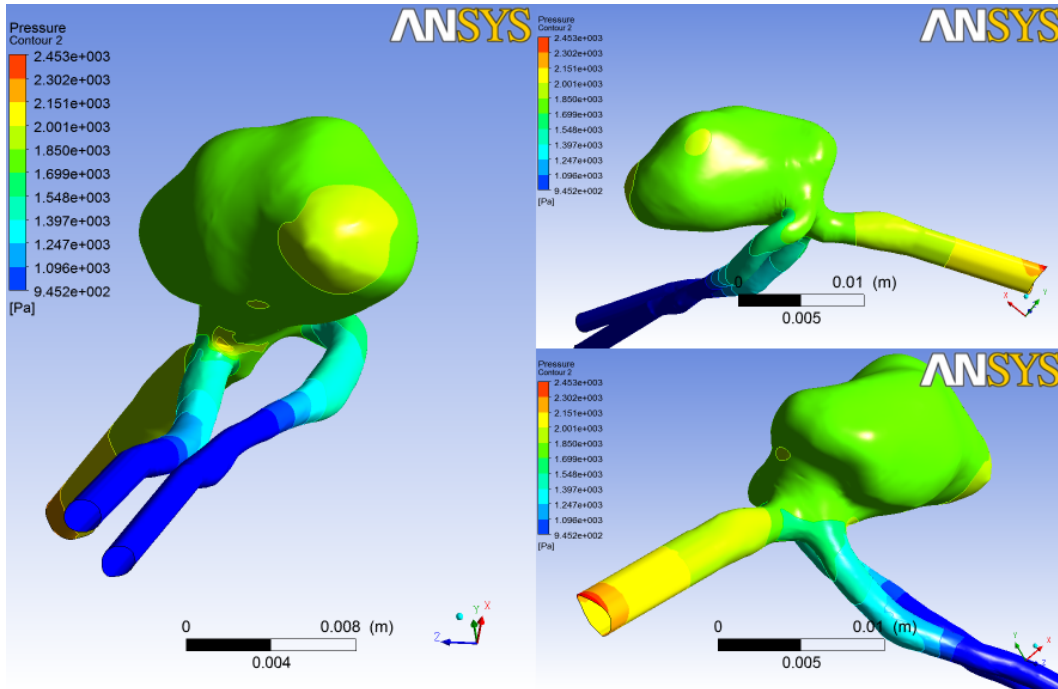
Για το πρόβλημα σταθερής ροής εξάγουμε τα εξής αποτελέσματα για την επιφάνεια του σάκου του ανευρύσματος:

- Μέγιστη τιμή WSS : 83.1032 [Pa]
- Ελάχιστη τιμή WSS : 0.00210253 [Pa]
- Μέση τιμή WSS : 3.5957 [Pa]

Πίεση σε Steady Flow Simulation Η πίεση στη προσομοίωση σταθερής ροής δεν μεταβάλλεται σημαντικά στη περιοχή του ανευρύσματος. Ελαφρώς αυξημένες τιμές εντοπίζονται στη περιοχή πρόσκρουσης του jet (εικόνα 5.18).

Για τις τιμές πίεσης στο σάκο του ανευρύσματος παίρνουμε τα εξής αποτελέσματα:

- Μέγιστη τιμή πίεσης : 2096.14 [Pa]
- Ελάχιστη τιμή πίεσης : 1522.1 [Pa]



Σχήμα 5.18: Απεικόνιση της κατανομής της πίεσης.

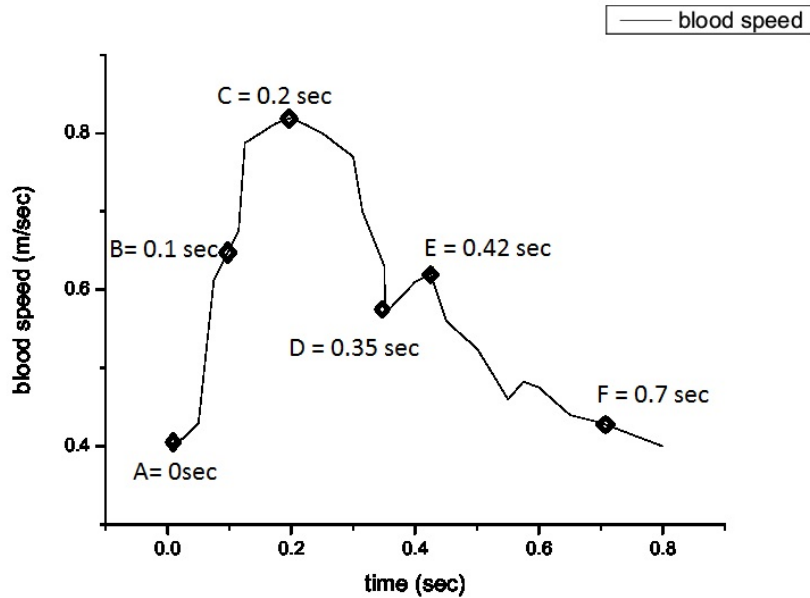
- Μέση τιμή πίεσης : 1887.38 [Pa]

5.7.2 Αποτελέσματα Μοντέλου Μεταβαλλόμενης Ροής.

Για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων του συγκεκριμένου μοντέλου θα επικεντρωθούμε σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές που αντιπροσωπεύουν κάποια κύρια σημεία στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Αυτά τα σημεία φαίνονται στο γράφημα 5.19 και η επιλογή τους έγινε με σκοπό την απεικόνιση των τάσεων και των πιέσεων που δέχεται το ανεύρυσμα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

Ταχύτητα σε Transient Flow Simulation Σε αυτή τη παράγραφο τίθεται προς μελέτη η ροή στην είσοδο του ανευρύσματος και η ροή κρούσης του jet στο θόλο του ανευρύσματος κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου καθώς και τα μοτίβα ροής στα επιλεγμένα χρονικά σημεία A-F.

Στην εικόνα 5.20 παραθέτονται οι συγκεκριμένες ταχύτητες προς σύγκριση. Όπως είναι αναμενόμενο, ακολουθείται το προφίλ της ταχύτητας εισόδου. Η ταχύτητα εισόδου στο ανεύρυσμα είναι υψηλότερη λόγω του στένωσης του αγγείου στο συγκεκριμένο σημείο. Η ταχύτητα πρόσκρουσης



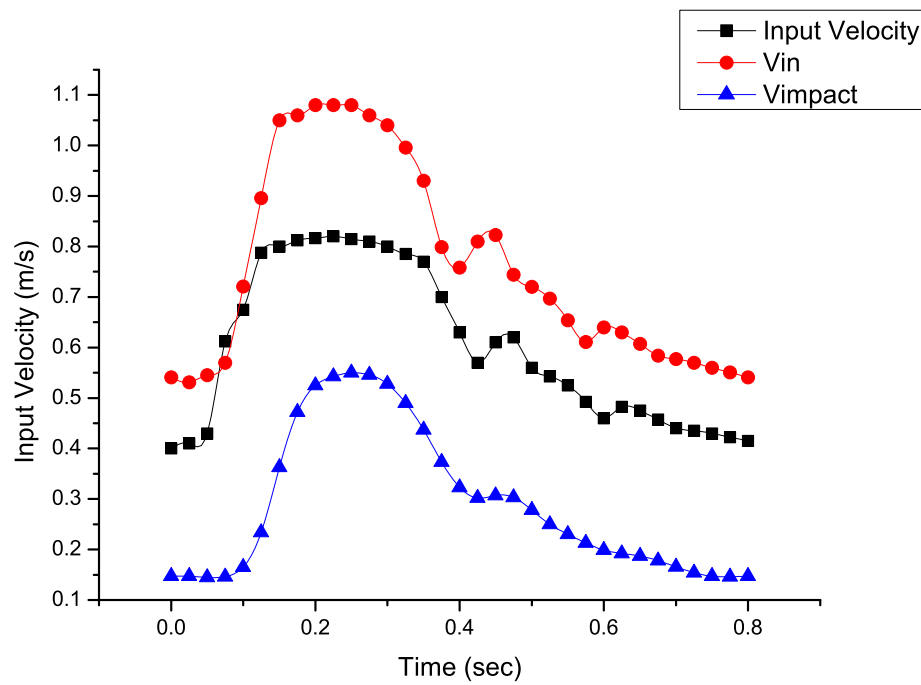
Σχήμα 5.19: Απεικόνιση των χρονικών στιγμών προς μελέτη πάνω στο διάγραμμα της ταχύτητας ροής εισόδου συναρτήσει του χρόνου.

στο ανεύρυσμα είναι σημαντικά χαμηλότερη.

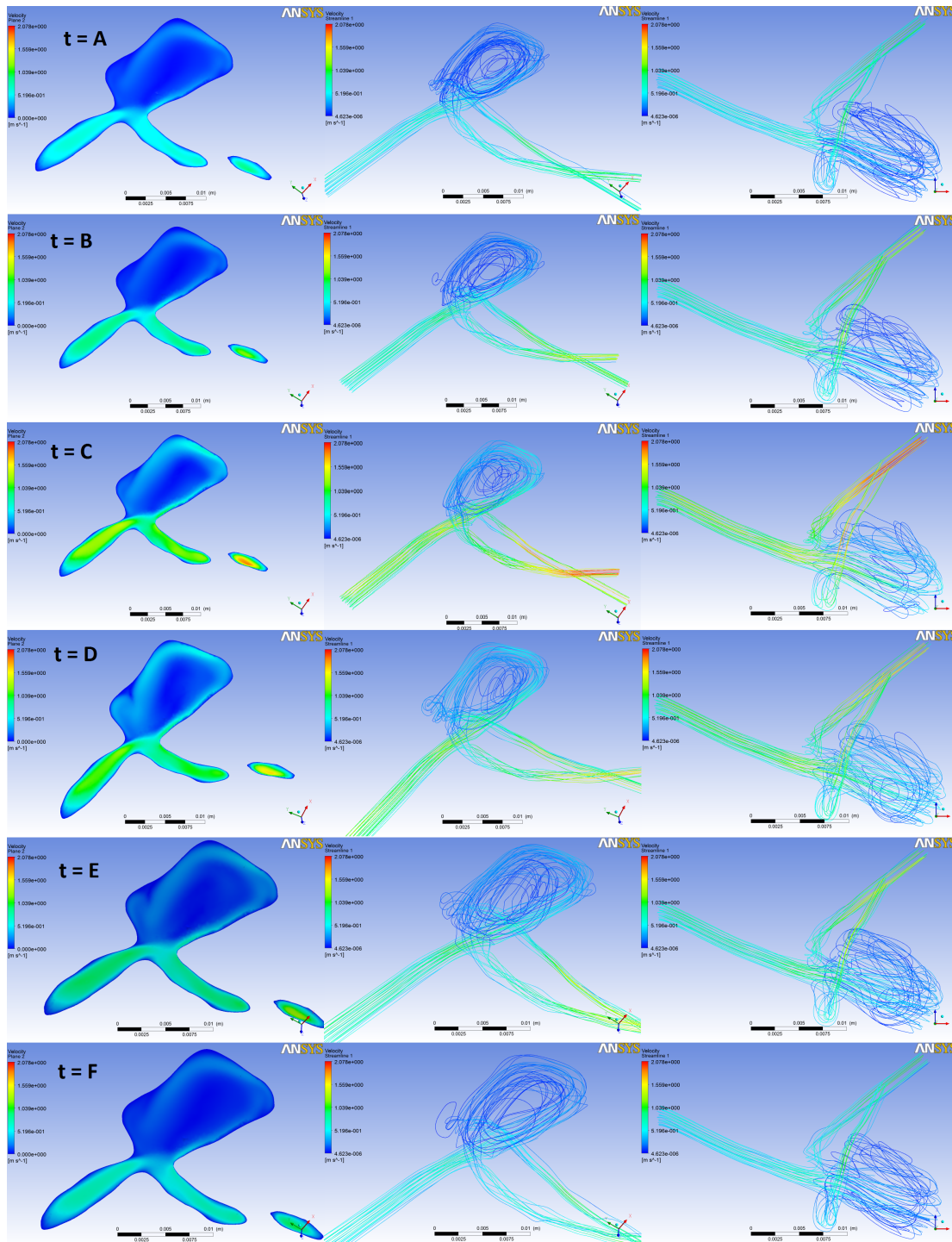
Από τη μελέτη των γραμμών ροής κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου παρατηρείται το φαινόμενο της δημιουργίας μιας επιπλέον δίνης, τη στιγμή που η ροή υποχωρεί από το μέγιστο της και φτάνει στο τοπικό ελάχιστο πριν το τοπικό μέγιστο της διαστολής (εικόνα 5.21 για $T = D$).

Πίεση και WSS σε Transient Flow Simulation Η μεταβολή της διατμητικής τάσης στις χρονικές στιγμές A έως F φαίνεται στις παρακάτω εικόνες. Προς σύγκριση, ακριβώς από δίπλα φαίνεται και η διακύμανση της πίεσης εντός του ανευρύσματος. Οι απόψεις του ανευρύσματος που επιλέχθηκαν είναι εκείνες που προσφέρουν καλύτερη απεικόνιση του αυχένα του ανευρύσματος, ως το σημείο που δέχεται τις μεγαλύτερες τάσεις καθώς επίσης και του θόλου, στο σημείο πρόσκρουσης της ροής εισόδου, που επίσης δέχεται μεγάλες τάσεις.

Στην εικόνα 5.22 παρατηρούμε την διατμητική τάση για την αρχή του παλμού, για τη χρονική στιγμή A. Η ταχύτητα στη συγκεκριμένη χρονική στιγμή είναι μικρή, της τάξης των 0.4 m/s. Αναμενόμενα, η διατμητική τάση στο ανεύρυσμα είναι μικρή, καθώς και η πίεση. Τα σημεία που αναμένεται αν υπάρξει μεγάλη αύξηση της διατμητικής τάσης στις επόμενες χρονικές στιγμές είναι



Σχήμα 5.20: Απεικόνιση της ταχύτητας ροής εισόδου, της ταχύτητας ροής εισόδου στο ανεύρυσμα και στη ταχύτητα πρόσκρουσης συναρτήσει του χρόνου.



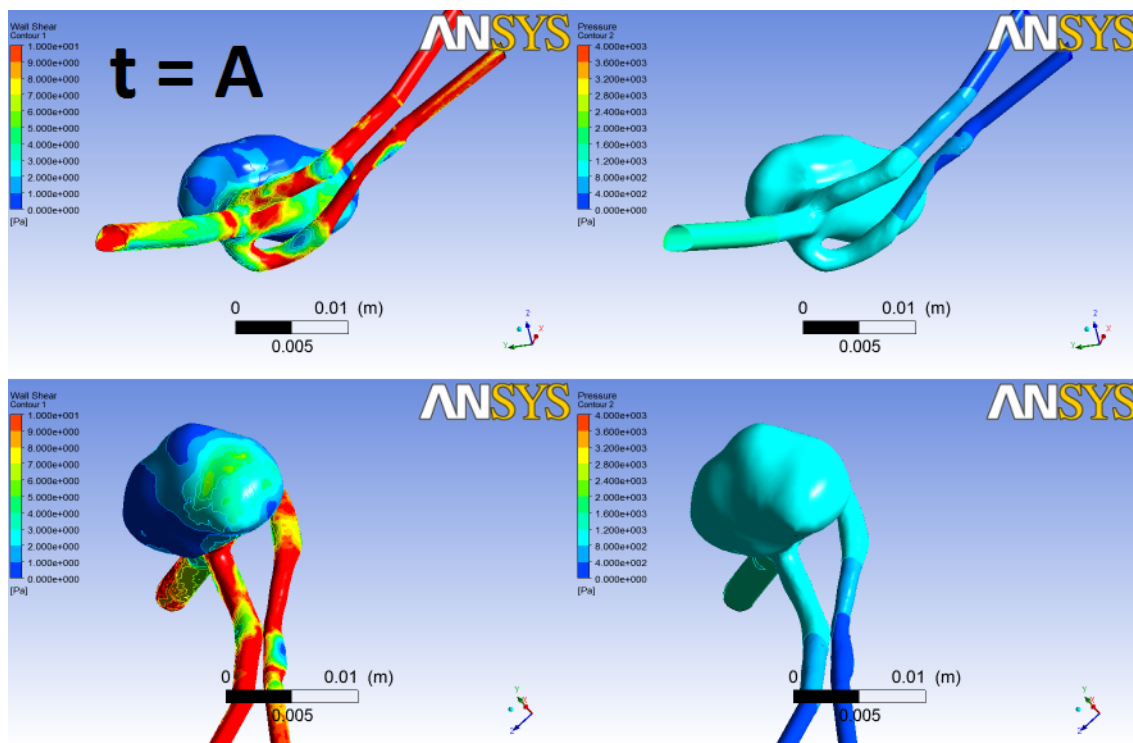
Σχήμα 5.21: Απεικόνιση της ταχύτητας ροής εισόδου, της ταχύτητας ροής εισόδου στο ανεύρυσμα και στη ταχύτητα πρόσκρουσης συναρτήσει του χρόνου.

ορατά από τώρα.

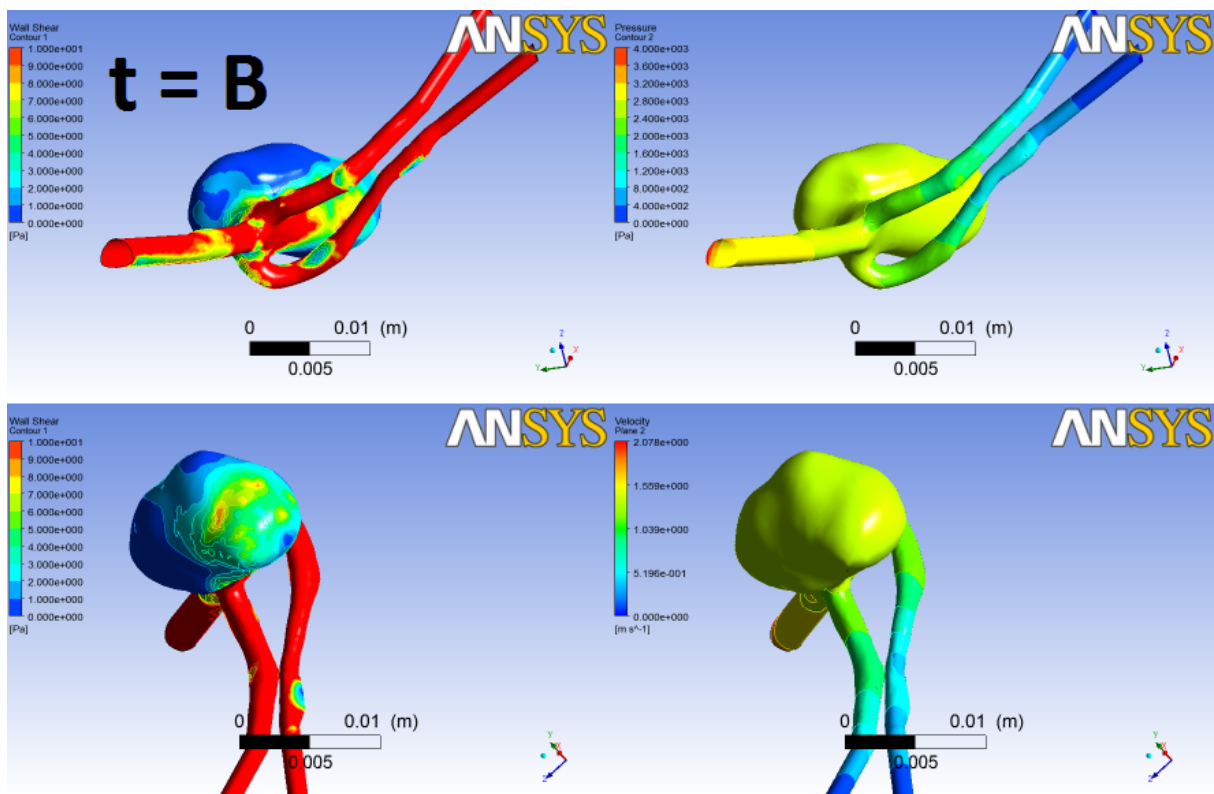
Στη χρονική στιγμή $t = B$ (εικόνα 5.23) παρατηρούμε ότι οι περιοχές αυξημένης διατμητικής τάσης, δηλαδή εκείνες κοντά στον αυχένα του ανευρύσματος, έχουν μεγαλώσει, όπως επίσης και η πίεση έχει αυξηθεί. Στο θόλο του ανευρύσματος, στο σημείο πρόσκρουσης της ροής εισόδου παρατηρούνται οι πρώτες έντονα κόκκινες περιοχές, που συνάδουν με ύπαρξη υψηλής διατμητικής τάσης.

Η χρονική στιγμή $T = C$ είναι και η χρονική στιγμή που η ροή εισόδου φτάνει τη μεγαλύτερη της ταχύτητα. Όπως παρατηρούμε στην εικόνα 5.24 οι περιοχές υψηλής διατμητικής τάσης φτάνουν στη μέγιστη τιμή τους και της έκτασης τους. Επιπλέον υπάρχουν διαφοροποιήσεις της πίεσης μέσα στον ανευρυσματικό σάκο. Αυξημένη πίεση συγκριτικά με το υπόλοιπο σάκο εμφανίζουν η περιοχή πρόσκρουσης της ροής, η περιοχή ψηλά στο θόλο και κοντά στον αυχένα. Επίσης παρατηρούμε ότι η περιοχή στο πίσω μέρος του ανευρύσματος παραμένει με σχετικά χαμηλή WSS, καθώς περιλαμβάνει ως επί το πλείστον περιοχές μπλε και γαλάζιες.

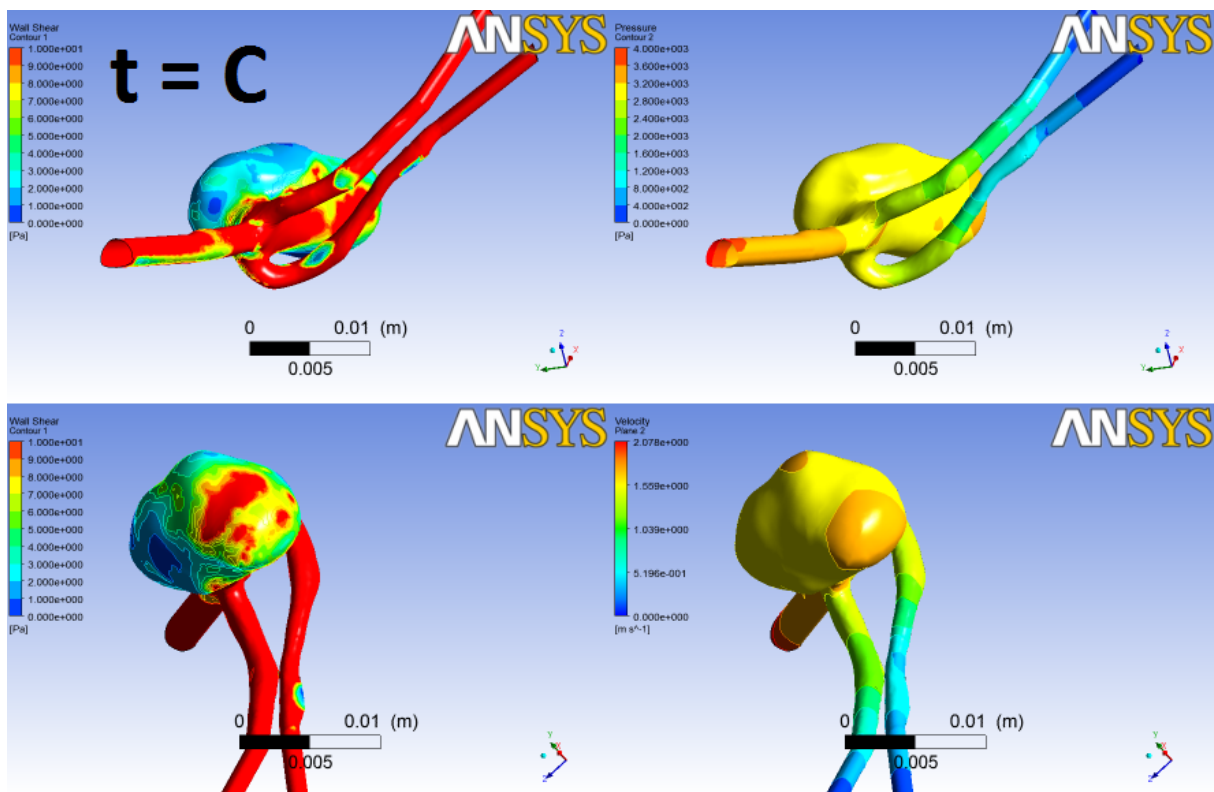
Όταν $T = D$ η ταχύτητα εισόδου είναι σε πτώση, και μάλιστα για τη συγκεκριμένη χρονική



Σχήμα 5.22: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = A$

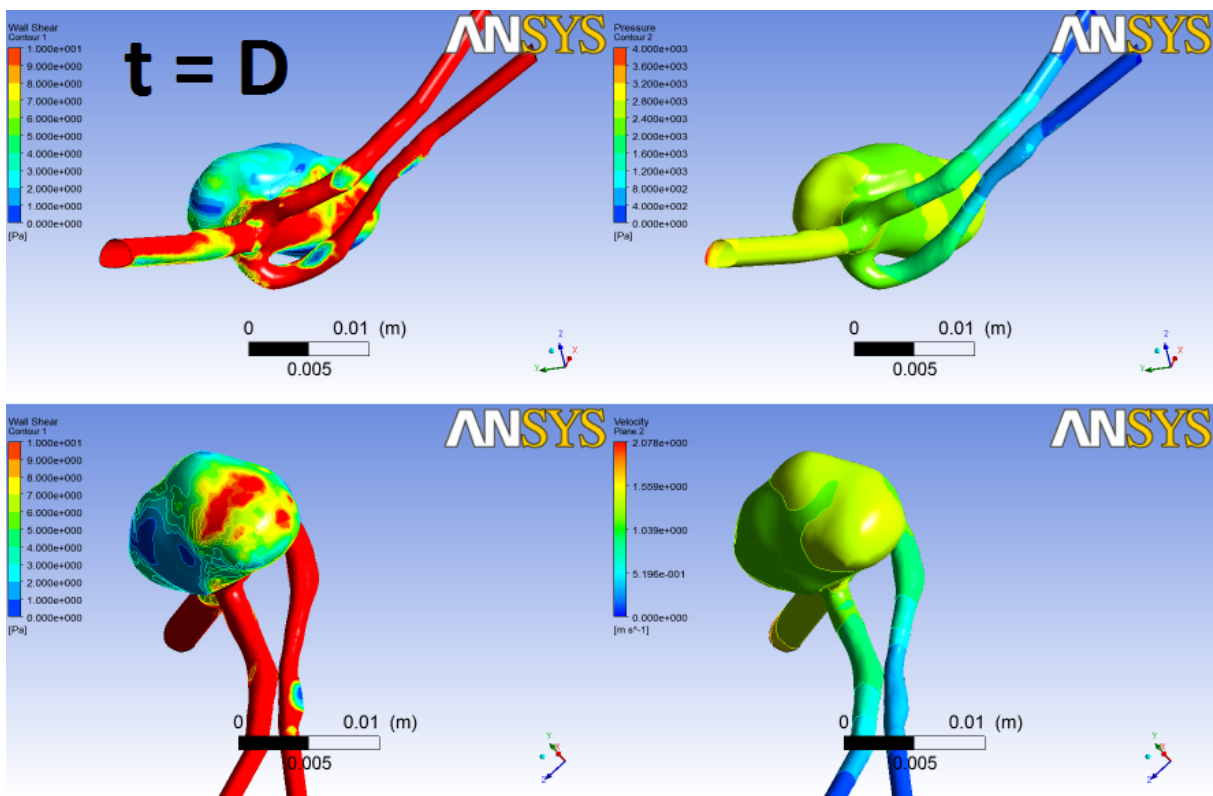


Σχήμα 5.23: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = B$



Σχήμα 5.24: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = C$

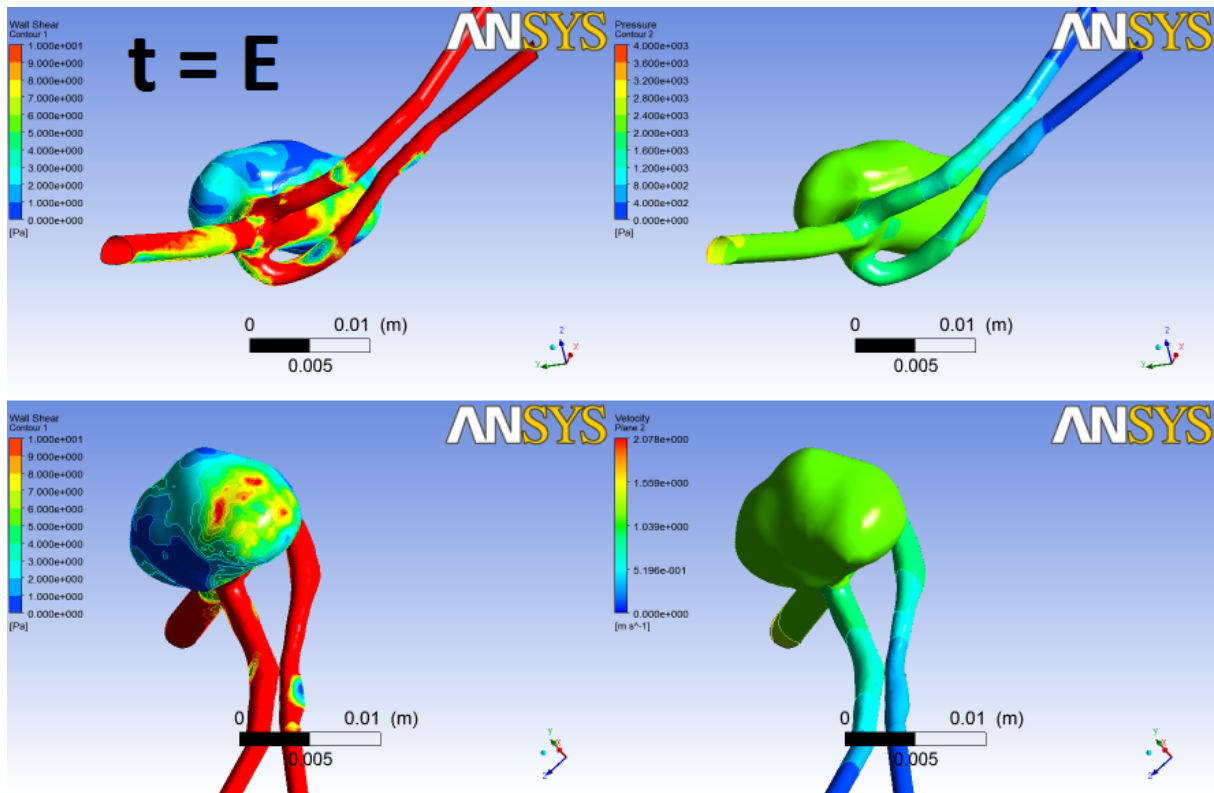
στιγμή είναι μικρότερη απ'ότι για $T = B$. Παρατηρούμε ωστόσο πως, αν και αισθητά μειωμένες από ότι για $T = C$, η διατμητική τάση και η πίεση παραμένουν σε υψηλές τιμές (εικόνα 5.25). Παρατηρούμε λοιπόν μια τάση που έχουν αυτά τα δυο μεγέθη να "μένουν" στο τοίχωμα του αγγείου για κάποιο χρονικό διάστημα και να μην εξαρτώνται απόλυτα από τη ροή εισόδου στο ανεύρυσμα. Επιπλέον παρατηρούμε μια αύξηση της διατμητική τάσης στο κομμάτι του θόλου στο πίσω μέρος του ανευρύσματος. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από την περιδίνηση της ροής για $T = C$ που είχαμε διαπιστώσει στο προηγούμενο κεφάλαιο καθώς επίσης και από την ύπαρξη της επιπλέον δίνης που ασκεί πιέσεις στο τοίχωμα.



Σχήμα 5.25: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = D$

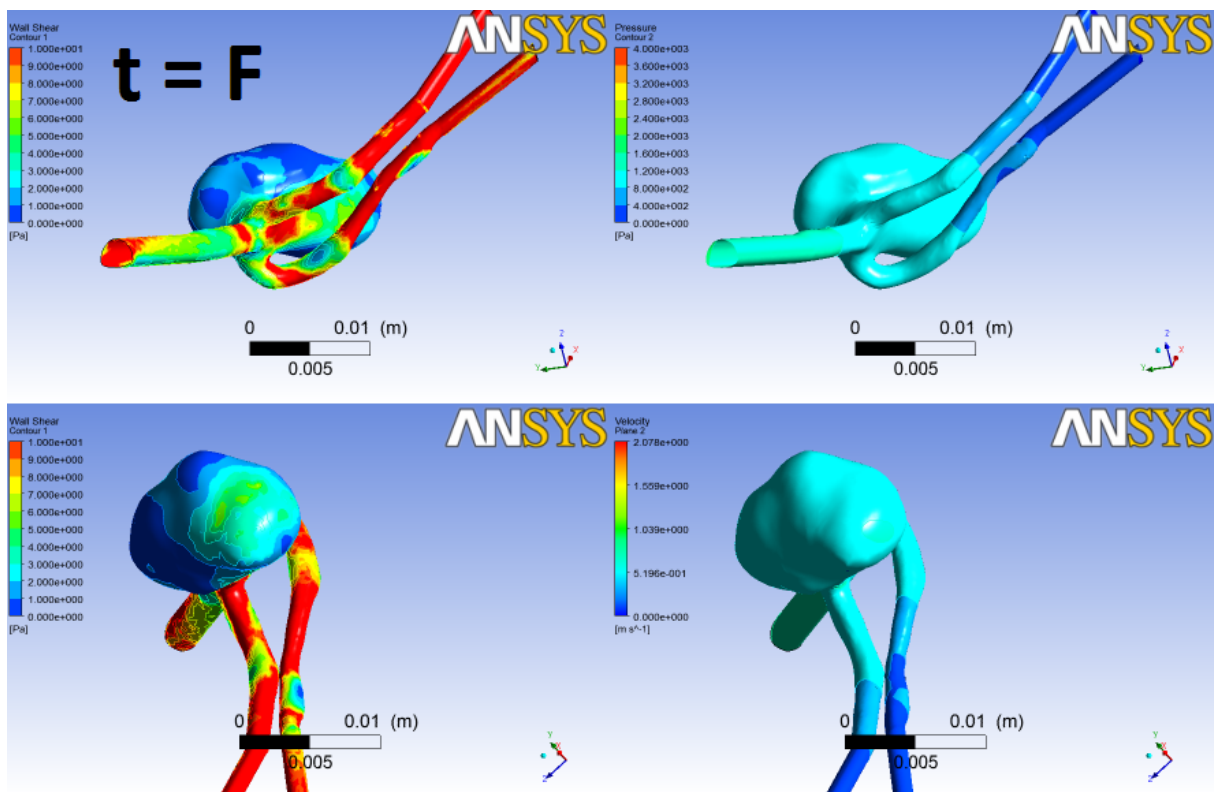
Για $T = E$ (εικόνα 5.26) διαπιστώνεται με σαφήνεια η πτώση των τιμών των μελετώμενων μεγεθών, μολονότι έχουμε αύξηση της ταχύτητας εισόδου. Η μικρή αυτή αύξηση, θα δείξει τα αποτελέσματα της στην επόμενη χρονική στιγμή $T = F$ (εικόνα 5.27) όπου η τάση θα "μεινει" πάνω στο τοίχωμα για ένα μικρό χρονικό διάστημα.

Το διάγραμμα 5.28 δείχνει την διακύμανση των μεγεθών της μέσης WSS στην επιφάνεια του



Σχήμα 5.26: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = E$

ανευρύσματος, της μέγιστης WSS, της μέσης πίεσης και της ταχύτητας κρούσης της ροής στο τοίχωμα του ανευρύσματος σε σύγκριση με τη ροή εισόδου. Παρατηρούμε ότι όλα τα μεγέθη ακολουθούν το μοτίβο της ροής εισόδου, με μια μικρή χρονική διαφορά φάσης. Η πιο έντονη διαφορά φάσης φαίνεται να υπάρχει για τη μέση τιμή της WSS, καθώς, όπως φαίνεται, αργεί να φτάσει σε υψηλές τιμές αλλά τις διατηρεί στη συνέχεια για ένα ικανό χρονικό διάστημα. Μάλιστα, ενώ η καμπύλη της μέγιστης WSS ακολουθεί ακριβώς το μοτίβο της καμπύλης ροής εισόδου με τα δύο τοπικά μέγιστα, η καμπύλη της μέσης WSS φαίνεται να τα αγνοεί.



Σχήμα 5.27: Κατανομή WSS και Πίεσης για $T = F$

5.8 Προσέγγιση Αιμοδυναμικών Χαρακτηριστικών Ανευρυσμάτων με μοντέλα Σταθερής Ροής

Στο κεφάλαιο αυτό εξετάζεται η προοπτική προσέγγισης των αιμοδυναμικών χαρακτηριστικών ενός ανευρύσματος όπως προτάθηκε από τους Geers et al. το 2013 [25]. Για το λόγο αυτό δημιουργήθηκε ο πίνακας 5.2 όπου παραθέτονται οι τιμές δειγματοληψίας ανά 0.025sec. Σε αυτόν τον πίνακα παρακολουθούμε την εξέλιξη της μέγιστης WSS, της ελάχιστης και της μέσης σε όλη την επιφάνεια του ανευρύσματος, τη μέγιστη, την ελάχιστη και τη μέση πίεση καθώς και τη ταχύτητα πρόσκρουσης του jet στο θόλο του ανευρύσματος. Στη συνέχεια υπολογίζουμε τις μέσες τιμές των παραπάνω μεγεθών για τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου και τις συγκρίνουμε με τις αντίστοιχες της σταθερής ροής.

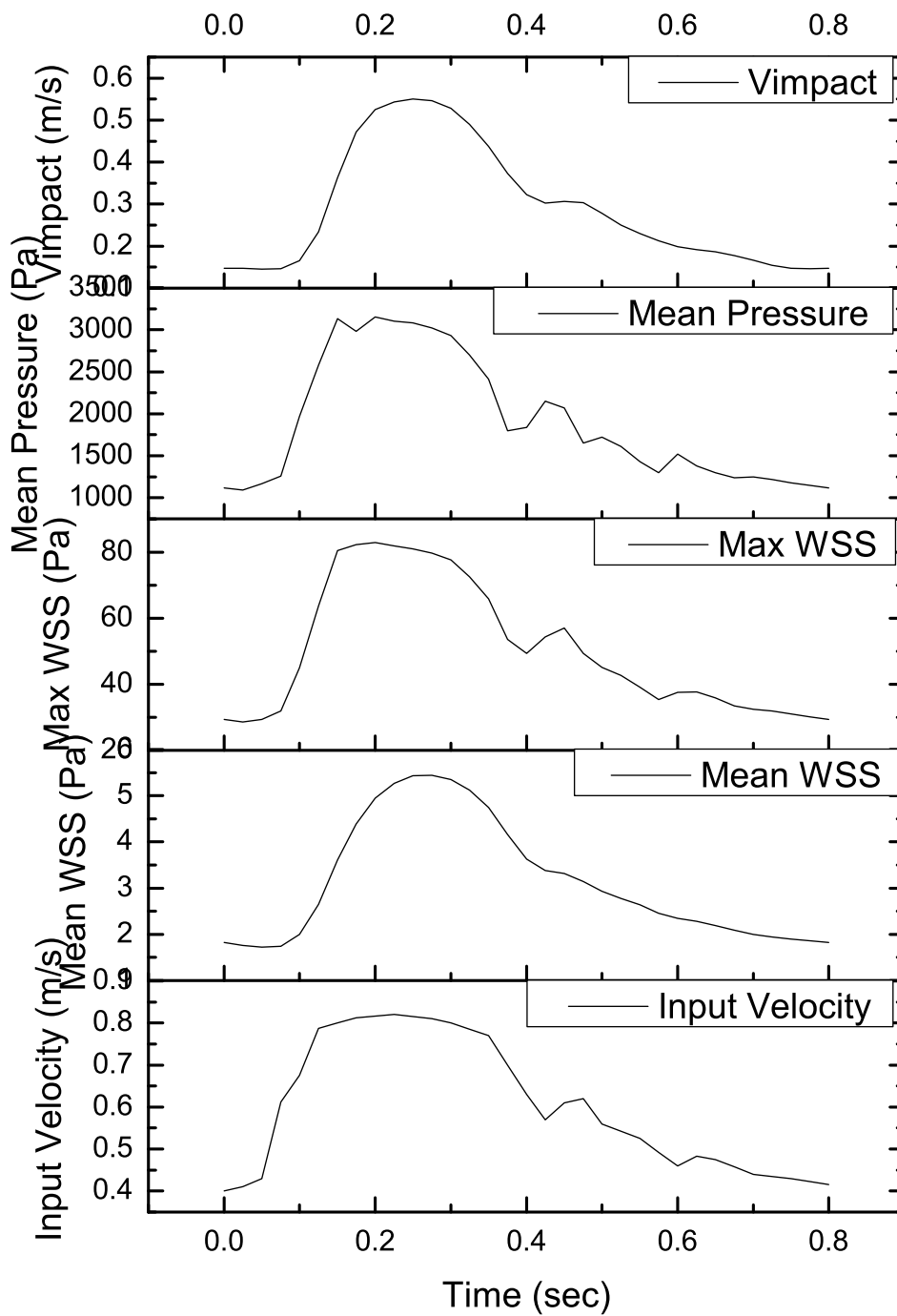
Τα εξεταζόμενα μεγέθη της μέσης πίεσης, της μέσης μέγιστης μέσης και της μέσης ελάχιστης πίεσης παραμένουν πρακτικά αμετάβλητα για το μοντέλο της σταθερής και της μεταβαλλόμενης ροής. Αυτό το συμπέρασμα ήταν αναμενόμενο καθώς το μέγεθος της πίεσης δεν κυμαίνεται σημαντικά μες στο σάκο του ανευρύσματος για δεδομένη χρονική στιγμή. Άρα μια προσομοίωση σταθερής ροής μπορεί με επιτυχία να περιγράψει την μέση πίεση που δέχεται το ανεύρυσμα κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού.

Αντίθετα, τα μεγέθη της διατμητικής τάσης WSS παρουσιάζουν αποκλίσεις. Η μέση (mean) WSS του μοντέλου μεταβαλλόμενης ροής έχει σχετικά μικρή απόκλιση από τη μέση WSS της σταθερής ροής, της τάξης του 15%. Ωστόσο παρατηρούνται πολύ μεγάλες αποκλίσεις στα μεγέθη της μέσης μέγιστης WSS και της μέσης ελάχιστης WSS από τα αντίστοιχα μεγέθη του μοντέλου σταθερής ροής. Αυτό συμβαίνει γιατί, όπως είδαμε στη προηγούμενη παράγραφο, η WSS έχει την τάση να "μένει" πάνω στο ανεύρυσμα όταν αποκτήσει της υψηλότερες τιμές της. Ο δεύτερος λόγος είναι η καλύτερη απεικόνιση των περιδινήσεων που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της μεταβαλλόμενης ροής, που προσθέτουν φορτίο στο ανεύρυσμα, σε αντίθεση με το μοντέλο σταθερής ροής που εξετάζει μια παγιωμένη κατάσταση.

Επιπλέον το μοντέλο σταθερής ροής, ακριβώς επειδή πρόκειται για παγιωμένη κατάσταση ροής, δεν μπορεί να αποδώσει σωστά το φαινόμενο κρούσης του jet εισόδου στο τοίχωμα, ένα σημαντικό αιμοδυναμικό χαρακτηριστικό που εξετάζεται από τις περισσότερες εργασίες σε αυτό το αντικείμενο. Η ταχύτητα κρούσης στη σταθερή ροή είναι μηδενική για όλη την επιφάνεια της

γεωμετρίας.

Στην εργασία των Geers et al. [25] δεν εξέτασαν συνολικά πολλές αιμοδυναμικές παραμέτρους παρά μόνο την $TAWSS$ (time-averaged WSS). Τα αποτελέσματα της συγκεκριμένης εργασίας συμφωνούν με την εργασία μας καθώς το σφάλμα του 15% θεωρείται αποδεκτό. Ωστόσο, οι μελέτες των παραμέτρων ρήξης εστιάζουν όχι μόνο στη μέση WSS που δέχεται ένα ανεύρυσμα αλλά και τα σημεία χαμηλής και υψηλής WSS, που δεν αντικατοπτρίζονται σωστά από τα μοντέλα σταθερής ροής.



Σχήμα 5.28: Διάγραμμα διακύμανσης αιμοδυναμικών παραμέτρων του ανευρύσματος στη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

Πίνακας 5.2: Πίνακας Αιμοδυναμικών Παραμέτρων στο Μοντέλο Μεταβαλλόμενης Ροής

time [sec]	Mean WSS [Pa]	Max WSS [Pa]	Min WSS [Pa]	Mean Pressure [Pa]	Max Pressure [Pa]	Min Pressure [Pa]	Vimp [m/s]
1.6	1.82E+00	2.94E+01	9.12E-03	1.12E+03	1.20E+03	9.39E+02	1.47E-01
1.625	1.76E+00	2.87E+01	7.18E-03	1.09E+03	1.17E+03	9.16E+02	1.47E-01
1.65	1.72E+00	2.94E+01	2.02E-02	1.17E+03	1.25E+03	9.84E+02	1.45E-01
1.675	1.74E+00	3.19E+01	9.00E-03	1.26E+03	1.34E+03	1.05E+03	1.46E-01
1.7	2.00E+00	4.50E+01	9.77E-03	1.97E+03	2.10E+03	1.63E+03	1.65E-01
1.725	2.65E+00	6.37E+01	1.07E-02	2.58E+03	2.79E+03	2.07E+03	2.34E-01
1.75	3.61E+00	8.05E+01	3.09E-02	3.13E+03	3.44E+03	2.45E+03	3.63E-01
1.775	4.39E+00	8.24E+01	5.62E-02	2.98E+03	3.34E+03	2.30E+03	4.72E-01
1.8	4.95E+00	8.30E+01	4.77E-02	3.15E+03	3.53E+03	2.44E+03	5.25E-01
1.825	5.27E+00	8.19E+01	1.62E-02	3.10E+03	3.49E+03	2.40E+03	5.43E-01
1.85	5.43E+00	8.10E+01	4.54E-02	3.08E+03	3.47E+03	2.39E+03	5.50E-01
1.875	5.44E+00	7.97E+01	6.49E-02	3.02E+03	3.40E+03	2.35E+03	5.46E-01
1.9	5.35E+00	7.76E+01	4.00E-02	2.93E+03	3.30E+03	2.28E+03	5.28E-01
1.925	5.12E+00	7.26E+01	5.66E-02	2.70E+03	3.02E+03	2.10E+03	4.90E-01
1.95	4.75E+00	6.59E+01	4.03E-02	2.41E+03	2.67E+03	1.87E+03	4.37E-01
1.975	4.16E+00	5.36E+01	7.22E-02	1.80E+03	1.97E+03	1.40E+03	3.73E-01
2	3.63E+00	4.94E+01	5.76E-03	1.84E+03	1.97E+03	1.48E+03	3.23E-01
2.025	3.38E+00	5.44E+01	1.37E-02	2.15E+03	2.29E+03	1.73E+03	3.02E-01
2.05	3.32E+00	5.70E+01	8.29E-03	2.07E+03	2.24E+03	1.65E+03	3.07E-01
2.075	3.14E+00	4.94E+01	1.57E-02	1.65E+03	1.82E+03	1.31E+03	3.03E-01
2.1	2.93E+00	4.52E+01	1.94E-02	1.72E+03	1.88E+03	1.40E+03	2.78E-01
2.125	2.78E+00	4.27E+01	1.84E-03	1.61E+03	1.75E+03	1.31E+03	2.50E-01
2.15	2.64E+00	3.91E+01	1.30E-03	1.43E+03	1.55E+03	1.16E+03	2.30E-01
2.175	2.46E+00	3.54E+01	7.40E-03	1.30E+03	1.40E+03	1.06E+03	2.13E-01
2.2	2.35E+00	3.76E+01	1.84E-02	1.52E+03	1.62E+03	1.26E+03	1.99E-01
2.225	2.28E+00	3.77E+01	5.96E-03	1.38E+03	1.48E+03	1.13E+03	1.92E-01
2.25	2.19E+00	3.59E+01	1.38E-02	1.30E+03	1.41E+03	1.07E+03	1.87E-01
2.275	2.09E+00	3.35E+01	9.71E-03	1.24E+03	1.34E+03	1.03E+03	1.78E-01
2.3	2.00E+00	3.25E+01	2.84E-03	1.25E+03	1.34E+03	1.04E+03	1.66E-01
2.325	1.94E+00	3.19E+01	2.02E-02	1.22E+03	1.31E+03	1.01E+03	1.54E-01
2.35	1.90E+00	3.10E+01	1.97E-02	1.18E+03	1.27E+03	9.83E+02	1.47E-01
2.375	1.86E+00	3.02E+01	4.31E-03	1.15E+03	1.23E+03	9.62E+02	1.46E-01
2.4	1.82E+00	2.94E+01	8.88E-03	1.12E+03	1.20E+03	9.39E+02	1.47E-01
MEAN VALUE	3.12	50.24	0.02	1897.36	2076.82	1517.99	0.29
TA Steady Flow Model	3.5957	83.1032	0.0021	1887.38	2096.14	1522.1	
Divergence	-0.48	-32.86	0.02	9.98	-19.32	-4.11	
Divergence %	15.38%	65.40%	90.29%	0.53%	0.93%	0.27%	

Κεφάλαιο 6

Συζήτηση

Στην εργασία αυτή έγινε μια προσπάθεια συνολικής μελέτης των σύγχρονων τεχνικών μοντελοποίησης των ανευρυσμάτων και ανάδειξης των προκλήσεων που αντιμετωπίζουν οι ερευνητές λόγω της πολυπλοκότητας της φυσιολογίας της νόσου.

Οι προκλήσεις αυτές, που συναντήσαμε και στη μοντελοποίηση που έγινε στην εργασία, συνεπάγονται σε συγκεκριμένους τεχνικούς περιορισμούς που χρήζουν περαιτέρω έρευνας και μελέτης. Πιο συγκεκριμένα, μπορούμε να κατατάξουμε αυτούς τους περιορισμούς στις κάτωθι κατηγορίες:

Εξιδανικεύσεις των Βιολογικών Παραμέτρων Στη μοντελοποίηση του ανευρύσματος που εφαρμόστηκε στην εργασία μας, διαπιστώνει κανείς πλήθος εξιδανικεύσεων και απλουστεύσεων. Το τοίχωμα των αγγείων και του ανευρύσματος θεωρήθηκε στατικό, το αίμα θεωρήθηκε νευτώνιο υγρό και ως συνοριακή συνθήκη στην έξοδο θεωρήθηκε μηδενική πίεση. Επιπλέον χρησιμοποιήσαμε εξατομικευμένη γεωμετρία ανευρύσματος αλλά όχι και εξατομικευμένα δεδομένα της ροής εισόδου.

Όλες αυτές οι απλοποιήσεις των μοντέλων συναντώνται και στη διεθνή βιβλιογραφία και αποτελούν συχνά πηγή σφαλμάτων και τροχοπέδη για την εφαρμογή των υπολογιστικών μοντέλων σε κλινικά πρωτόκολλα. Πολλές φορές ο λόγος των απλοποιήσεων είναι η απουσία των τεχνικών για τον ακριβή προσδιορισμό των βιολογικών παραμέτρων ειδικά για τον κάθε ασθενή. Για παράδειγμα, ο λόγος που χρησιμοποιήσαμε γενικές οριακές συνθήκες στις επιφάνειες εισόδου και εξόδου είναι η απουσία των εξατομικευμένων ροών εισόδου και εξόδου για τον ασθενή, του οποίου την εγκεφαλική ανατομία εξετάζουμε.

Επιπλέον, μολονότι τα απεικονιστικά μέσα για την εξαγωγή των προς μελέτη γεωμετριών θεωρούνται επαρκή, πολλές φορές αδυνατούν να απεικονίσουν απόλυτα χαρακτηριστικά όπως η θρόμβωση. Η προσπάθεια που γίνεται από πολλές προσομοιώσεις για τη μελέτη ραγέντων ανευρυσμάτων αγνοούν τη δραστική, πολλές φορές, αλλαγή του σχήματος του ανευρύσματος μετά τη ρήξη του. Αυτό αποδεικνύει ότι η ρεαλιστική γεωμετρία δεν άρει όλους τους περιορισμούς που υφίστανται για τη δημιουργία ρεαλιστικών μοντέλων.

Στις μελέτες που εφαρμόζουν μοντέλα που περιγράφουν την κίνηση του τοιχώματος του ανευρύσματος πρέπει είτε να υφίσταται η πληροφορία της κίνησης του τοιχώματος του ανευρύσματος κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, είτε να υπάρχει λεπτομερής εικόνα του πάχους και της σύστασης του αρτηριακού τοιχώματος του ανευρύσματος ώστε να μπορεί να προβλεφθεί με ακρίβεια. Τέτοιου είδους πληροφορίες είναι σπάνια διαθέσιμες στους ερευνητές.

Ορισμός WSS Ο παράγοντας της διατμητικής τάσης είναι εκείνος που συναντάται στις περισσότερες μελέτες των ανευρυσμάτων καθώς πιθανολογείται πως πρόκειται για την πιο σημαντική παράμετρο στην εξέλιξη και στη ρήξη των ανευρυσμάτων. Ωστόσο παρουσιάζει ιδιαιτερότητες. Όπως το πεδίο της ταχύτητας ροής μέσα στο ανεύρυσμα δεν μπορεί να περιγραφεί απλώς υπολογίζοντας τον αριθμό Reynolds, έτσι δεν είναι δυνατόν να υπάρξει μια μοναδική μεταβλητή διατμητικής τάσης που να περιγράφει το εξαρτώμενο από το χώρο και το χρόνο "τράβηγμα" του αγγειακού τοιχώματος από την ροή του αίματος. Η σωστή έννοια είναι εκείνη του διανύσματος διατμητικής τάσης (βλ. εξίσωση 2.2). Επειδή το διάνυσμα της διατμητικής τάσης αλλάζει τόσο κατά μέτρο τόσο και κατά κατεύθυνση στα διάφορα σημεία του ανευρύσματος και κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, δεν μπορεί να περιγραφεί αυτό το μέγεθος με τη χρήση απλώς μιας τιμής. Για την αντικατάσταση του διανύσματος έχουν προταθεί άλλες παράμετροι όπως η μέση διατμητική τάση (time averaged WSS) και η Oscillatory Shear Index (βλ. παράγραφο 2.1.4) χωρίς ωστόσο να υπάρχει απόλυτη σαφήνεια μεταξύ των μελετών για την αποτελεσματικότητα αυτών των παραμέτρων στη πρόβλεψη ρήξης του ανευρύσματος.

Σύνδεση της Ρήξης των Ανευρυσμάτων με Αιμοδυναμικές Παραμέτρους Η έλλειψη κατανόησης των μηχανοβιολογικών διαδικασιών που λαμβάνουν χώρα στο κυτταρικό τοίχωμα του ανευρύσματος και που οδηγούν τελικά στη ρήξη του, είναι ο πιο σημαντικός παράγοντας για την έλ-

λειψη καθοριστικών αιμοδυναμικών παραμέτρων για τη πρόβλεψη ρήξης του ανευρύσματος. Η θεώρηση ότι η διατμητική τάση παίζει σημαντικό ρόλο στην αναδιάταξη των κυττάρων του τοιχώματος, που οδηγεί τελικά στον εκφυλισμό τους, προβάλλει ως, εν μέρει, μια επιτυχής θεωρία για το πως οι αιμοδυναμικές παράμετροι οδηγούν στην διόγκωση και στη ρήξη του ανευρύσματος. Το γεγονός όμως ότι τα ανευρύσματα μπορούν να διατηρούν σταθερό μέγεθος για μια δεκαετία ή και παραπάνω, δείχνει πως δεν υπάρχει πάντα μια ευθεία σχέση με την ανάπτυξη ή και ρήξη του ανευρύσματος με τις αιμοδυναμικές παραμέτρους, ή τουλάχιστον, ότι οι αιμοδυναμικές παράμετροι δεν επηρεάζουν πάντα με τον ίδιο τρόπο της κυτταρικές διαδικασίες στο τοίχωμα.

Όλα τα παραπάνω δεν αναιρούν ωστόσο τη σημαντική, έως τώρα, συνεισφορά της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών στην κατανόηση των ανευρυσμάτων. Όπως εκτενώς αναφέρουν στο σημείωμα έκδοσης οι Cebrai και Meng [50] οποιαδήποτε εξιδανίκευση ενός περίπλοκου συστήματος αποτελεί ένα εργαλείο για τη εξέταση υποθέσεων, που μπορεί να οδηγήσει στον περιορισμό των εξεταζόμενων παραμέτρων στα μοντέλα στις απολύτως ουσιώδεις. Η έρευνα στα ανευρύσματα με χρήση υπολογιστικής μηχανικής ρευστών επέκτεινε τις γνώσεις μας σχετικά με τη μεταβλητότητα της ροής εντός του σάκου του ανευρύσματος, ενώ ανέδειξε τη πολυπλοκότητα της παθοφυσιολογίας της νόσου σε όλα τα στάδια της, από τη γένεση του ανευρύσματος έως τη διόγκωση και τη ρήξη. Επιπλέον αποτελεί σήμερα τη καλύτερη μέθοδο για την *in vivo* εκτίμηση της διατμητικής τάσης σε ανευρύσματα. Γι' αυτό το λόγο έχει πλέον καθιερωθεί ως βασικό εργαλείο στη προσπάθεια μας να κατανοήσουμε την επιρροή των τοπικών αιμοδυναμικών ροών στη βιολογική δομή και σύσταση του αρτηριακού τοιχώματος.

6.0.1 Μελλοντική Έρευνα

Οι μελλοντικές κατευθύνσεις της έρευνας στα ανευρύσματα με χρήση υπολογιστικής μηχανικής ρευστών προκύπτουν μέσα από τις ίδιες τις ατέλειες τις μεθόδου.

Η έρευνα για τις αιμοδυναμικές παραμέτρους που καθορίζουν την ανάπτυξη και, κυρίως, τη ρήξη ενός ανευρύσματος αποτελεί ίσως το πιο καθοριστικό σημείο για τη σύνδεση της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών με τη κλινική πράξη. Η συγκομιδή δεδομένων ροής από μεγάλο αριθμό ανευρυσμάτων και στη συνέχεια η στατιστική επεξεργασία τους για την εξαγωγή συμπερασμάτων δεν είναι επαρκής. Ο ρόλος των αιμοδυναμικών ροών αλλάζει στα διάφορα στάδια της νόσου και

υπάρχει ανάγκη ενσωμάτωσης επιπλέον βιολογικών δεδομένων στα υπολογιστικά μοντέλα, πιο συγκεκριμένα δεδομένων που σχετίζονται με την ανάπτυξη των ανευρυσμάτων στο χρόνο.

Η διατμητική τάση δεν είναι το μοναδικό μηχανικό ερέθισμα που συντελεί στις μηχανοβιολογικές διαδικασίες του τοιχώματος. Οι κυκλικές παραμορφώσεις επίσης επηρεάζουν την λειτουργικότητα του τοιχώματος και τη δομική διάταξη του ενδοθηλίου, των λείων κυττάρων και των ινοβλαστών [49]. Οι διαφορετική διάταξη των κυττάρων στο τοίχωμα επηρεάζει την ελαστικότητα του, που εν συνεχεία, επηρεάζει τις κυκλικές παραμορφώσεις στο οποίο υπόκειται. Το αποτέλεσμα αυτών των διαδικασιών στη διόγκωση και στη ρήξη του ανευρύσματος παραμένει ανεξερεύνητο.

Επίσης υπογραμμίζεται η ανάγκη δημιουργίας υπολογιστικών μοντέλων για την ανάπτυξη του ανευρύσματος, που περιγράφουν αποτελεσματικά τη κινητική της βιολογικής ανάπτυξης και αναδιαμόρφωσης των ιστών. Σκοπός αυτών των μοντέλων είναι η ύπαρξή ενός γενικού πλαισίου στο οποίο θα κινούνται οι έρευνες σχετικά με τη γένεση, και τη ρήξη των ανευρυσμάτων.

Τέλος, μεγάλο κομμάτι της έρευνας πρέπει να γίνει στην αξιολόγηση των μοντέλων που εφαρμόζονται, με χρήση πραγματικών βιομετρικών δεδομένων. Λίγες μελέτες έχουν γίνει μέχρι στιγμής σε αυτό το κομμάτι, που κρίνεται βασικό για την εξέλιξη της χρήσης της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών στη μελέτη των ανευρυσμάτων.

Βιβλιογραφία

- [1] Δ. Κουτσούρης *Ηλεκτρομηχανική των Βιολογικών Ρευστών* 2004: Εκδόσεις Τζιόλα.
- [2] Αναστάσιος Ι. Στάμου *Βασικά Στοιχεία Μηχανικής Ρευστών*
- [3] R.W. Hurst, R.H. Rosenwasser *Interventional Neuroradiology* 2008: Informa Healthcare
- [4] Alfio Quarteroni, Luca Formaggia *Mathematical Modelling and Numerical Simulation of the Cardiovascular System* 2004, Computational Models for the Human Body
- [5] Kara Rogers *Blood Physiology and Circulation* 2011, Britannica Educational Publishing
- [6] Γιαννάκογλου Κ. *Γένεση και Προσαρμογή Αριθμητικών Πλεγμάτων* 1999, Εκδόσεις ΕΜΠ, Αθήνα
- [7] *ANSYS CFX-Solver Theory Guide*, Release 14.0 November 2011
- [8] Dr. Mano J. Thubrikar *Intracranial Aneurysms 2007, Vascular Mechanics and Pathology, Pages 403-425*
- [9] J. Frosen et al. *Saccular intracranial aneurysm: pathology and mechanisms* Acta Neuropathol. 2012, 123(6) pp. 773-86.
- [10] J.D. Humphrey, C.A. Taylor *Intracranial and Abdominal Aortic Aneurysms: Similarities, Differences, and Need for a New Class of Computational Models* Annu Rev Biomed Eng. 2008, 10 pp. 221–246.
- [11] D. Krex, H. K. Schackert, G. Schackert *Genesis of the Cerebral Aneurysms: an update* Acta Neurochir, 2001, 143(5) pp 429-48

- [12] Hyung-Min Kwon, Yong-Seok Lee *Transcranial Doppler sonography evaluation of anterior cerebral artery hypoplasia or aplasia* J Neurol Sci. 2005, 231(1-2) pp 67-70.
- [13] David E. Mohrman, Lois Jane Heller *Cardiovascular Physiology, Seventh Edition*
- [14] Kim H. Parker *A brief history of arterial wave mechanics* Med Biol Eng Comput. Feb 2009; 47(2): 111–118.
corresponding author
- [15] Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar TE *Influence of wall elasticity in patient-specific hemodynamic simulations*. Computers & Fluids Volume 36, Issue 1, January 2007, Pages 160–168
- [16] J.D. Humphrey , P.B. Canhas *Structure, Mechanical Properties, and Mechanics of Intracranial Saccular Aneurysms*. Journal of elasticity and the physical science of solids 07-2000, Volume 61, Issue 1-3, pp 49-81
- [17] C.J. Lee, Y. Zhang, H. Takao, Y. Murayama, Y. Qian *A fluid–structure interaction study using patient-specific ruptured and unruptured aneurysm: The effect of aneurysm morphology, hypertension and elasticity* J Biomech. 2013 , 46(14) pp 2402-10
- [18] Ryo Torii , Marie Oshima , Toshio Kobayashi , Kiyoshi Takagi , Tayfun E. Tezduyar *Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes*. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering Volume 198, Issues 45–46, 15 September 2009, Pages 3613–3621
- [19] Ryo Torii , Marie Oshima , Toshio Kobayashi, Kiyoshi Takagi, Tayfun E. Tezduyar *Fluid–structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: influence of structural modeling* Computational Mechanics December 2008, Volume 43, Issue 1, pp 151-159
- [20] Alvaro Valencia, Darren Ledermann, Rodrigo Rivera, Eduardo Bravo, Marcelo Galvez *Blood flow dynamics and fluid–structure interaction in patient-specific bifurcating cerebral aneurysms* International Journal for Numerical Methods in Fluids Volume 58, Issue 10, pages 1081–1100, 10 December 2008

- [21] Jinyu Xu , Ying Yu , Xi Wu, Yongfa Wu, Che Jiang, Shengzhang Wang, Qinghai Huang , Jianmin Liu *Morphological and Hemodynamic Analysis of Mirror Posterior Communicating Artery Aneurysms* PLoS ONE, 2013, 8(1) Pages: e55413
- [22] Juan R. Cebral, PhD, Richard S. Pergolizzi, Jr., MD, Christopher M. Putman, MD *Computational Fluid Dynamics Modeling of Intracranial Aneurysms: Qualitative Comparison with Cerebral Angiography* Acad Radiol, 2007 Jul, 14(7) Pages 804-13.
- [23] 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
- [24] Juan R. Cebral, Marcelo A. Castro, James E. Burgess, Richard S. Pergolizzi, Michael J. Sheridan, Christopher M. Putman *Characterization of cerebral aneurysms for assessing risk of rupture by using patient-specific computational hemodynamics models.* AJNR 2005 Nov-Dec, 26(10), Pages 2550-9.
- [25] A.J.Geers, I.Larrabide, H.G.Morales, A.F.Frangi *Approximating hemodynamics of cerebral aneurysms with steady flow simulations* Journal of Biomechanics Volume 47, Issue 1, Pages 178–185, 2014
- [26] 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.
- [27] Ujiie Hiroshi M.D., Tachibana Hiroyuki C.E., Hiramatsu Osamu C.E., Hazel Andrew L. Ph.D., Matsumoto Takeshi Ph.D., Ogasawara Yasuo Ph.D., Nakajima Hiroshi M.D., Hori Tomokatsu M.D., Takakura Kintomo M.D., Kajiya Fumihiko M.D., Ph.D. *Effects of Size and Shape (Aspect Ratio) on the Hemodynamics of Saccular Aneurysms: A Possible Index for Surgical Treatment of Intracranial Aneurysms* Neurosurgery, 1999 Jul;45(1):119-29

- [28] J. Xiang, V.M. Tutino, K.V. Snyder, H. Meng *CFD: Computational Fluid Dynamics or Confounding Factor Dissemination? The Role of Hemodynamics in Intracranial Aneurysm Rupture Risk Assessment* American journal of neuroradiology (2013)
- [29] Xiang J, Natarajan SK, Tremmel M, Ma D, Mocco J, Hopkins LN, Siddiqui AH, Levy EI, Meng H. *Hemodynamic-morphologic discriminants for intracranial aneurysm rupture* Stroke. 2011 Jan;42(1):144-52.
- [30] S. Omodaka , S. Sugiyama ,T. Inoue ,K. Funamoto , M. Fujimura , H. Shimizu , T. Hayase , A. Takahashi , T. Tominaga *Local hemodynamics at the rupture point of cerebral aneurysms determined by computational fluid dynamics analysis.* Cerebrovasc Dis. 2012;34(2):121-9.
- [31] Aristotelis P. Mitsos, Nikolaos M. P. Kakalis, Yiannis P. Ventikos, James V. Byrne *Haemodynamic simulation of aneurysm coiling in an anatomically accurate computational fluid dynamics model: technical note* Neuroradiology. 2008 Apr; 50(4): 341-7
- [32] Nikolaos M. P. Kakalis, Aristotelis P. Mitsos, James V. Byrne, Yiannis Ventikos *The Haemodynamics of Endovascular Aneurysm Treatment: A Computational Modelling Approach for Estimating the Influence of Multiple Coil Deployment* . Medical Imaging, IEEE Transactions on (Volume:27) 2008 814 – 824
- [33] Juan R. Cebral and Rainald Löhner *Efficient Simulation of Blood Flow Past Complex Endovascular Devices Using an Adaptive Embedding Technique* Medical Imaging, IEEE Transactions on (Volume:24 , Issue: 4) (2008) 468 – 476
- [34] J.R. Cebral, F. Mut, M. Raschi, E. Scrivano, R. Ceratto, P. Lylyk, C.M. Putman *Aneurysm Rupture Following Treatment with Flow-Diverting Stents: Computational Hemodynamics Analysis of Treatment* AJNR 2011 Jan; 32(1):27-33
- [35] D. Fiorella, C. Sadasivana, H. H. Wooa and B. Liebera *Regarding “Aneurysm Rupture Following Treatment with Flow-Diverting Stents: Computational Hemodynamics Analysis of Treatment”* AJNR 2011 May; 32(5):E95-7

- [36] L. Augsburger, P. Reymond, D. A. Rufenacht, N. Stergiopoulos *Intracranial Stents Being Modeled as a Porous Medium: Flow Simulation in Stented Cerebral Aneurysms* Ann Biomed Eng. 2011 Feb; 39(2):850-63
- [37] M.R. Levitt, P.M. McGah, A. Aliseda, P.D. Mourad, J.D. Nerva, S.S. Vaidya, R.P. Morton, B.V. Ghodke, and L.J. Kim *Cerebral Aneurysms Treated with Flow-Diverting Stents: Computational Models with Intravascular Blood Flow Measurements* AJNR 2014 Jan; 35(1):143-8
- [38] Hong Sik Byuna, Kyehan Rhee *CFD modeling of blood flow following coil embolization of aneurysms*. Med Eng Phys. 2004 Nov, 26(9):755-61
- [39] Clemens M. Schirmer, Adel M. Malek *Critical Influence of Framing Coil Orientation on Intra-Aneurysmal and Neck Region Hemodynamics in a Sidewall Aneurysm Model* Neurosurgery, 2010 Dec. 67(6):1692-702
- [40] Hernán G. Morales, Minsuok Kim, María-Cruz Villa-Uriol1, Elio V. Diaz, Alejandro F. Frangi *Influence of Coil Packing Rate and Configuration on Intracranial Aneurysm Hemodynamics* IFMBE Proceedings Volume 25/4, 2010, pp 2291-2294
- [41] Charles Taylor, Thomas Hughes, Christopher Zarins *Finite element modelling of blood flow in arteries* . Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering Volume 158, Issues 1–2, 25 May 1998, Pages 155–196
- [42] Gobin YP, Counard JL, Flaud P. *In vitro study of haemodynamics in a giant saccular aneurysm model: influence of flow dynamics in the parent vessel and effects of coil embolization* Fluid Mech. Jan 1, 2009; 41: 91–107
- [43] Jørgen Gjernes Isaksen, Yuri Bazilevs, Trond Kvamsdal, Yongjie Zhang, Jon H. Kaspersen, Knut Waterloo, Bertil Romner and Tor Ingebrigtsen *Determination of Wall Tension in Cerebral Artery Aneurysms by Numerical Simulation* . Stroke, 2008, 39: 3172-3178
- [44] Ryo Torii , Marie Oshima, Toshio Kobayashi, Kiyoshi Takagi , Tayfun E. Tezduyar *Fluid–structure interaction modeling of a patient-specific cerebral aneurysm: influence of*

structural modeling Computational Mechanics December 2008, Volume 43, Issue 1, pp 151-159

- [45] M. Sanchez, D. Ambard, V. Costalat, S. Mendez, F. Jourdan, and F. Nicoud *Biomechanical Assessment of the Individual Risk of Rupture of Cerebral Aneurysms: A Proof of Concept*. Ann Biomed Eng. 2013 Jan;41(1):28-40
- [46] Alvaro Valencia, Francisco Solis *Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery*Computers & Structures Volume 84, Issue 21, August 2006, Pages 1326–1337
- [47] Y. Bazilevs , M.C. Hsu, Y. Zhang, W. Wang, X. Liang, T. Kvamsdal, R. Brekken, J. G. Isaksen *A fully-coupled fluid-structure interaction simulation of cerebral aneurysms* Comput Mech (2010) 46:3–16
- [48] Xu Bai-Nan, Wang Fu-Yu, Liu Lei, Zhang Xiao-Jun, Ju Hai-Yue *Hemodynamics model of fluid–solid interaction in internal carotid artery aneurysms* Neurosurg Rev. Jan 2011; 34(1): 39–47
- [49] A.M. Robertson, P.N. Watton *Computational Fluid Dynamics in Aneurysm Research: Critical Reflections, Future Directions* AJNR 2012 33: 992-995
- [50] J. Cebral, H. Meng *Counterpoint: realizing the clinical utility of computational fluid dynamics—closing the gap* AJNR 2012 33, pp 396-398
- [51] Baek S, Rajagopal KR, Humphrey JD *Competition between radial expansion and thickening in the enlargement of an intracranial saccular aneurysm*. J Elastic 2006 80:13–31
- [52] Kroon M, Holzapfel GA *A model for saccular cerebral aneurysm growth by collagen fibre remodelling*. J Theor Biol 2007, 247:775–787
- [53] Eriksson T, Kroon M, Holzapfel G *Influence of medial collagen organization and axial in situ stretch on saccular cerebral aneurysm growth*. ASME J Biomech Eng 2009, 131(10):101010 (7 pages)

- [54] Feng Y, Wada S, Tsubota K, Yamaguchi T (2004) *Growth of intracranial aneurysms arising from curved vessels under the influence of elevated wall shear stress—a computer simulation study*. Japan Soc Mech Eng (JSME) Int J Series C 47:1035–1042
- [55] Feng Y, Wada S, Ishikawa T, Tsubota K, Yamaguchi T (2008) *A rulebased computational study on the early progression of intracranial aneurysms using fluid-structure interaction: comparison between straight model and curved model*. J Biomech Sci Eng 3:124–137
- [56] Chatziprodromou I, Tricoli A, Poulidakos D, Ventikos Y (2007) *Haemodynamics and wall remodelling of a growing cerebral aneurysm: a computational model*. J Biomech 40:412–426
- [57] Figueroa CA, Baek S, Taylor CA, Humphrey JD (2009) *A computational framework for coupled solid-fluid-growth mechanics in cardiovascular simulations*. Comput Methods Appl Mech Eng 198:3583–3602
- [58] Panagiotis K. Siogkas, Antonis I. Sakellarios, Kostas A. Stefanou, Themis P. Exarchos, Vasilis D. Tsakanikas, Lampros K. Michalis, Katerina K. Naka, Michael I. Papafaklis, Christos V. Bourantas, Dimitrios I. Fotiadis *Blood Flow in coronary arteries with deformable walls*
- [59] Sawiris N, Venizelos A, Ouyang B, Lopes D, Chen M. *Current utility of diagnostic catheter cerebral angiography*. J Stroke Cerebrovasc Dis. 2014 Mar; 23(3)