

**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ
ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ**



ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ. 7501

ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ. 7455

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΤΖΙΡΤΖΙΛΑΚΗΣ Ε.

ΠΑΤΡΑ - ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 2021

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455





Περιεχόμενα

ΕΙΚΟΝΕΣ	vii
ΠΙΝΑΚΕΣ	viii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	viii
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	11
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	13
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	15
1. ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	17
1.1 Ιδιότητες.....	18
1.1.1 Μεταβολή του ιξώδους με τη θερμοκρασία	20
1.2 Ταξινόμηση των ροών	20
1.2.1 Αριθμός Reynolds και ιξώδες ρευστού	21
1.3 Κατηγορίες ρευστών	22
2. ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ.....	25
2.1 Αίμα και ιδιότητες.....	25
2.2 Η σύσταση του αίματος.....	25
2.2.1 Ερυθρά αιμοσφαίρια (RedBloodCells ή RBCs).....	26
2.2.2 Λευκά αιμοσφαίρια (White Blood Cells ή WBCs)	27
2.3 Η λειτουργία του αίματος.....	27
2.4 Ρεολογία του αίματος.....	27
2.4.1 Ιξώδες του αίματος.....	27
2.5 Τοιχωματική διατμητική τάση (Wall Shear Stress,WSS).....	28
2.6 Ο ρόλος της ρεολογίας του αίματος στην αιμοδυναμική	29
2.6.1 Συμπεριφορά της ροής του αίματος σε κυλινδρικούς αγωγούς	30
2.6.2 Συμπεριφορά της ροής του αίματος σε In Vivo	31
2.6.3 Ρόλος της παραμόρφωσης των RBCs – Ο ρόλος διαχωρισμού φάσης.....	31
2.7 Το καρδιαγγειακό σύστημα	31



2.7.1 Καρδιά & καρδιακός κύκλος	32
2.7.2 Αορτή	33
2.7.3 Στεφανιαία νόσος και Αθηροσκλήρυνση.....	34
3. ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	37
3.1 Συμπτώματα.....	39
3.2 Αίτια	39
3.3 Διάγνωση και αντιμετώπιση.....	40
3.3.1 Διάγνωση ΑΚΑ.....	40
3.3.2 Αντιμετώπιση	41
4. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	43
4.1 Υπολογιστική Ρευστοδυναμική και Αλληλεπίδραση Ρευστού -Στερεάς Δομής.....	43
4.1.1 Γενικά στοιχεία	43
4.1.2 Ταξινόμηση προβλημάτων FSI	43
4.1.3 Μοντελοποίηση του προβλήματος	44
4.1.4 Πορεία επίλυσης του προβλήματος.....	45
4.1.5 Συλλογή δεδομένων CT και FSI.....	47
4.1.6 Ιδιότητες Υλικού.....	49
4.1.7 Δείκτης δύναμης τοιχώματος και ρήξης (RPI).....	50
4.1.8 Ροή αίματος μέσω ανευρυσματικών και φυσιολογικών αορτών	50
4.1.9 Κατανομή πίεσης τοιχώματος στον τοίχωμα της αορτής.....	52
4.1.10 Δυνητικός δείκτης ρήξης	54
4.1.11 Μοντέλα πρόβλεψης ρήξης Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής.....	58
4.1.12 Παραμετρικές μελέτες σε ΑΚΑ ασθενών	60
4.1.13 Παρουσίαση και ερμηνεία μετρητικών αποτελεσμάτων	62
5. Πειραματική εγκατάσταση – Πειραματικά αποτελέσματα.	71
5.1 Πειραματική Διάταξη	71
5.2 Διαδικασία Μετρήσεων	73
5.3 Πειραματικά Αποτελέσματα	74
<i>Διάγραμμα A1: Εξέλιξη παροχών κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών υγειούς δοκιμίου.</i>	<i>75</i>
<i>Διάγραμμα A2: Χρονοσειρές κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών ως προς την παροχή για υγιείς δοκίμιο.</i>	<i>75</i>
<i>Διάγραμμα A3: Συγκριτική παρουσίαση χρονοσειρών κοιλιακής αορτής υγειούς.</i>	<i>76</i>
<i>Διάγραμμα A4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Ταχύτητες – Αριθμοί Reynolds) υγειούς δοκιμίου.</i>	<i>77</i>



Διάγραμμα B1: Εξέλιξη παροχών κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών παθολογικού δοκιμίου. ..78	78
Διάγραμμα B2: Χρονοσειρές κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών ως προς την παροχή για παθολογικό δοκίμιο. 78	78
Διάγραμμα B4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Σύγκριση Ταχυτήτων – Αριθμών Reynolds μεταξύ δοκιμών 1,2). 80	80
Διάγραμμα C1: Συγκριτική Εξέλιξη παροχών υγειούς και παθολογικού δοκιμίου. 81	81
Διάγραμμα C2: Εξέλιξη Χρονοσειρών Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμιο-3 υλικό κατασκευής nylon Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Παν/μίου Πατρών). 81	81
Διάγραμμα C3: Εξέλιξη Χρονοσειρών Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμιο-3-παθολογικό υλικό κατασκευής nylon Παν/μιο Πατρών). 82	82
Διάγραμμα C3.1: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Κεντρικής Αρτηρίας Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon). 83	83
Διάγραμμα C3.2: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Λαγόνιας αρτηρίας-1 (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon). 83	83
Διάγραμμα C3.3: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Λαγόνιας αρτηρίας-2 (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon). 83	83
Διάγραμμα C4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Σύγκριση Ταχυτήτων – Αριθμών Reynolds μεταξύ των τριών δοκιμών 1,2 – υγιή, 3 - παθολογικό). 84	84
6. Συμπεράσματα – Ανασκόπηση 87	87
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ..... 89	89



ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1: Αναπαράσταση εμφάνισης διάτμησης.	17
Εικόνα 2: Αναπαράσταση τυρβώδους ροής.	22
Εικόνα 3: Από αριστερά προς τα δεξιά: ερυθροκύτταρο, θρομβοκύτταρο και λευκοκύτταρο. (Maton, 1997).	26
Εικόνα 4: Ερυθρά αιμοσφαίρια (Μακροπούλου, 2008).	26
Εικόνα 5: Διάγραμμα ιξώδους και διατμητικής τάσης.	28
Εικόνα 6: Επίδραση της WSS στη λειτουργία του ενδοθηλίου (Malek et al., 1999).	29
Εικόνα 7: Δομή μυικής αρτηρίας και μεγάλης φλέβας (Μακροπούλου, 2008).	32
Εικόνα 8: Καρδιακές κοιλότητες (Μακροπούλου, 2008).	33
Εικόνα 9: Αναπαράσταση δημιουργίας αθηρωματικής πλάκας σε αρτηρία. (Psallas Z., 2018)	35
Εικόνα 10: Απεικόνιση σακοειδούς ανευρύσματος και ατρακτοειδούς ανευρύσματος (Παπαδοπούλου, 2014).	37
Εικόνα 11: Απεικόνιση φυσιολογικής αορτής και αορτής με ανεύρυσμα (HealthyLiving.gr, 2013).	38
Εικόνα 12: Ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (aggiocheirourgiki.gr, 2018)...	42
Εικόνα 13: Κατηγορίες ανάλυσης FSI.	44
Εικόνα 14: Αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού.	45
Εικόνα 15: Οι κορωνικές (α) και αξονικές (β) όψεις των δεδομένων CT επικαλυπτόμενων από την ανακατασκευασμένη τρισδιάστατη γεωμετρία. (γ) 3D ανακατασκευή ενός ρήγματος ανευρύσματος (rAAA). (Xenos M. et al. (2014))	48
Εικόνα 16: Αντιπροσωπευτικές περιπτώσεις κάθε ομάδας, κανονικές (N3,N4), AKAs (AKA7,AKA8) και rAAAs (rAAA6,rAAA 8). (Xenos M. et al. (2014))	51
Εικόνα 17: Τα γραφήματα δείχνουν τη μέγιστη τάση vonMises και τη μέγιστη RPI έναντι της μέγιστης διαμέτρου αορτής στο αποκορύφωμα συστολής για όλες τις περιπτώσεις (κανονικές αορτές: κίτρινες, ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη: πορτοκαλί, διαρρηγνυόμενες ΑΚΑ: κόκκινο). (Xenos, 2015)	52
Εικόνα 18: ΠροσομοιώσειςFSI τεσσάρων αντιπροσώπων που περιείχαν rAAAs. Τα βέλη υποδεικνύουν την πραγματική θέση ρήξης (γνωστή εκ των προτέρων από τις κλινικές σαρώσεις CT). (Xenos M. et al. (2014)).....	54
Εικόνα 19: ΣχέδιαBox και Whisker για μέγιστη τάση vonMises στο (α) μέγιστη συστολή και (β) μέση αρτηριακή πίεση (MAP) για τις τρεις διαφορετικές ομάδες, n = 24 (8 κανονικές / 8 AKAs / 8 rAAAs) σε ΜΡα. Xenos M. et al. (2015))	57
Εικόνα 20: Μετρήσεις γωνίας: (α) πλευρική γωνία διακλάδωσης όπως μετράται από λογισμικό MMS. (β) Η γωνία κάμψης της αορτής υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας το λογισμικό MMS. (Xenos M. et al. (2010))	61
Εικόνα 21: (α) Ιδεατή ΑΚΑ γεωμετρία και οι γωνίες για την λαγόνια διακλάδωση και το λαιμό της αορτής.(β) Κυματομορφή οριακής στην είσοδο του ΑΚΑ και κυματομορφή πίεσης στην έξοδο των λαγόνων. (c) VonMises τάσεις κατά μέσο όρο σε διατομή. (Xenos M. et al. (2010)).....	62
Εικόνα 22: Πεδίο ταχύτητας στην ανευρυσματική περιοχή για δύο διαφορετικές γωνίες, σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά πλαίσια καρδιακού κύκλου (σε m/s). Οι τέσσερις θέσεις για κάθε λαγόνια γωνία σημειώνονται στην ταχύτητα εισόδου κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. (Xenos, 2010).....	63



Εικόνα 23: Μέγιστη WSS για πέντε διαφορετικές λαγόνιες γωνίες και κατανομή WSS κοντά στις λαγόνιες διακλαδώσεις για αυτές τις γωνίες κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής (μονάδες: Pa). (Xenos M. et al. (2010)).....	64
Εικόνα 24: vonMises κατανομή τάσεων εντός του τοιχώματος ΑΚΑ και λαγόνια για τέσσερις αντιπροσωπευτικές λαγόνιες γωνίες, 40 °, 60 °, 100 ° και 140 ° για τη διαμόρφωση μοντέλου ισοτροπικού υλικού (κορυφή). Xenos M. et al. (2010)).....	65
Εικόνα 25: Πεδίο ταχυτήτων στην περιοχή του ανευρύσματος για γωνίες εισόδου 20° και 40° σε σύγκριση με το πεδίο ροής του σχ. 3 σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά πλαίσια του καρδιακού κύκλου (μονάδες: m / s). (Xenos M. et al. (2010))	66
Εικόνα 26: Επίπεδο διατομής της κατανομής WSS κοντά στο τοίχωμα εισόδου για τέσσερις διαφορετικές γωνίες εισόδου: 0 °, 20 °, 30 ° και 40 ° κατά τη διάρκεια της κορυφαίας συστολής (μονάδες: Pa). (Xenos M. et al. (2010))	67
Εικόνα 27: Μέγιστη τάση vonMises έναντι της γωνίας εισόδου του ΑΚΑ για τη διαμόρφωση μοντέλου ισοτροπικού υλικού (R2 = 0,97). Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση της μέγιστης τάσης για 20 ° και μετά από αυτό μια μείωση σε ελαφρώς μικρότερες κορυφαίες τάσεις. (Xenos M. et al. (2010)).....	68
Εικόνα 28: Κλειστό κύκλωμα με αισθητήρες παροχής.....	72
Εικόνα 29: Γεωμετρία υγειούς δοκιμίου προερχόμενο από αξονική τομογραφία (CTscan).....	72
Εικόνα 30: Ζευγάρια δοκιμίων (υγειούς - παθολογικού) κατασκευασμένα από διαφορετικό υλικό.	73

ΠΙΝΑΚΕΣ

Πίνακας 1: Ιδιότητες υλικού για το κανονικό και παθολογικό τοίχωμα (ισοτροπικό/ανισότροπο) και ασβεστοποίηση που χρησιμοποιούνται στις προσομοιώσεις FSI. (Xenos M. et al. (2015)).....	50
Πίνακας 2: Γεωμετρικές και μηχανικές παράμετροι (μέγιστο vonMises και κύριος άξονας, p1, τάσεις) για τις φυσιολογικές και παθολογικές αορτές (ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη και ΑΚΑ που έχει υποστεί ρήξη) στην κορυφή της συστολής και κατά τη μέση αρτηριακή πίεση (MAP). (Xenos, 2015).....	53
Πίνακας 3: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά φυσιολογικών και παθολογικών αορτών, μέγιστων ισοτροπικών και ανισοτροπικών τάσεων και αναπαραστάσεις τάσεων κοντά στην λαγόνια διακλάδωση. (Xenos M. et al. (2010)).....	68

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

RBCs (RedBloodCells) = Ερυθρά αιμοσφαίρια

WBCs (White Blood Cells) = Λευκά αιμοσφαίρια

WSS (Wall Shear Stress) = Τοιχωματική διατμητική τάση

CFL (Cell Free Layer) = Στρώμα χωρίς κύτταρα

ΑΚΑ = Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής



EVAR (EndoVascular Aortic Repair) = Ενδαγγειακή αποκατάσταση

CTA (Computed Tomography Angiography) = Αξονική αγγειογραφία

FSI (Fluid-StructureInteraction) = Αλληλεπίδραση Ρευστού – Στερεάς Δομής

CFD (ComputationalFluidDynamics) = Υπολογιστική Ρευστοδυναμική

ILT (IntraLuminal Thrombus) = Ενδορινικός θρόμβος

RPI (Rupture Potential Index) = Δείκτης δυναμικού ρήξης

rAAA (ruptured Abdominal Aortic Aneurysm) = ΑΚΑ που έχει υποστεί ρήξη

MAP (Mean Arterial Pressure) = Μέση αρτηριακή πίεση

CT (Computed Tomography) = Αξονική τομογραφία

Ca (Calcifications) = Ασβεστοποιήσεις

ANOVA (AnalysisOfVariance) = Μη παραμετρική ανάλυση μονής κατεύθυνσης διακύμανσης

ALE (Arbitrary Lagrangian–Eulerian) = Η αυθαίρετη προσέγγιση Lagrangian – Eulerian



ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πελοποννήσου. Η μελέτη που ακολουθεί αναφέρεται στην πειραματική μελέτη ροής σε πραγματική γεωμετρία κοιλιακής αορτής υγειούς και παθολογικής (με ανεύρυσμα) με ελαστικά τοιχώματα. Ελέγχθηκαν δύο δοκίμια (υγιές και παθολογικό) τα οποία μορφοποιήθηκαν σε εκτυπωτή 3D με δεδομένα αξονικής τομογραφίας και κατασκευάστηκαν από δύο διαφορετικά υλικά (νάιλον και συνθετικό με ανθρακονήματα). Τα δυο αυτά πρότυπα παρουσιάζουν ελαστικότητα στα τοιχώματά τους, κάτι που παίζει σημαντικό ρόλο στην διαμόρφωση της ροής. Με την έννοια παθολογικό δοκίμιο νοείται εκείνο που φέρει ανεύρισμα και η μορφή του έχει καταγραφεί σε αξονική τομογραφία.

Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι μια ανατομική ανωμαλία της κοιλιακής αορτής του ανθρώπου. η ανωμαλία αυτή είναι εξαιρετικά απειλητική για την ανθρώπινη ζωή και η ρήξη του ανευρύσματος ακόμα και εκτός του νοσοκομείου έχει θνησιμότητα πάνω από 80%. Για αυτόν το λόγο, το ανεύρυσμα όταν διαγνώσκεται θέλει άμεση αντιμετώπιση.

Όπως είναι ευρέως γνωστό το ανεύρυσμα είτε χειρουργείται με ανοιχτή επέμβαση, είτε με κλειστή μέθοδο, δηλαδή, ενδαγγειακή τοποθέτηση stent, κάτι που θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο της εργασίας. Κάθε μία μέθοδος έχει ενδείξεις, αντενδείξεις, πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Ωστόσο, σύμφωνα με το ιατρικό προσωπικό οι ασθενείς με ανεύρυσμα δεν πρέπει πλέον να φοβούνται αφού η αντιμετώπισή του αποτελεί ρουτίνα τις περισσότερες φορές.

Στο πλαίσιο της πτυχιακής εργασίας μελετήθηκε το πεδίο ροής της κοιλιακής αορτής υπό το πρίσμα ταυτόχρονης καταγραφής μετρήσεων παροχής (χρονοσειρών) της κοιλιακής αορτής, στις θέσεις ενδιαφέροντος δηλαδή στην κεντρική αρτηρία και στις δύο λαγόνιες αρτηρίες - απολήξεις. Εδώ θα πρέπει να αναφερθεί ότι στο Τμήμα Μηχανολόγων έχουν γίνει παρόμοιες εργασίες στο παρελθόν από τις οποίες αντλήθηκε υλικό και προσαρτήθηκε στην παρούσα. Οι πηγές σε κάθε περίπτωση αναφέρονται ρητά.

Στο σημείο αυτό, θα θέλαμε να εκφράσουμε τις θερμότερες ευχαριστίες μας στον επιβλέποντα καθηγητή κ. Τζιρτζιλάκη Ε., υπεύθυνο για την εκπόνηση της εργασίας, για τις πολύτιμες συμβουλές του, καθώς και τον κ. Βούρο Α. για την αμέριστη συμπαράστασή του κατά την διεξαγωγή του πειραματικού σκέλους. Τους ευχαριστούμε για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που μας προσέφεραν αλλά και για την πίστη τους στις ικανότητές μας.

Επίσης, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τις οικογένειές μας για την υπομονή και στήριξη που μας παρείχαν κατά τη διάρκεια των σπουδών μας, αλλά και κατά τη διάρκεια εκπόνησης της πτυχιακής εργασίας.



Υπεύθυνη Δήλωση Σπουδαστή: Ο κάτωθι υπογεγραμμένος σπουδαστής έχω επίγνωση των συνεπειών του Νόμου περί λογοκλοπής και δηλώνω υπεύθυνα ότι είμαι συγγραφέας αυτής της Πτυχιακής Εργασίας, έχω δε αναφέρει στην Βιβλιογραφία μου όλες τις πηγές τις οποίες χρησιμοποίησα και έλαβα ιδέες ή δεδομένα. Δηλώνω επίσης ότι, οποιοδήποτε στοιχείο ή κείμενο το οποίο έχω ενσωματώσει στην εργασία μου προερχόμενο από Βιβλία ή άλλες εργασίες ή το διαδίκτυο, γραμμένο ακριβώς ή παραφρασμένο, το έχω πλήρως αναγνωρίσει ως πνευματικό έργο άλλου συγγραφέα και έχω αναφέρει ανελλιπώς το όνομά του και την πηγή προέλευσης

Οι σπουδαστές

Κουτέλου Ευθυμία

Μάκκα Ελένη

.....
(Υπογραφή)

.....
(Υπογραφή)



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αορτή αποτελεί τη μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος και η λειτουργία της έγκειται στο να μεταφέρει το οξυγονωμένο αίμα από τη καρδιά στις υπόλοιπες περιοχές του σώματος. Το τμήμα αορτής που περνάει από το στήθος και το θώρακα ονομάζεται θωρακική αορτή, ενώ το τμήμα που βρίσκεται στην κοιλιά, ονομάζεται κοιλιακή αορτή. Στην κοιλιά, ακριβώς κάτω από το ύψος του ομφαλού, η αορτή διακλαδίζεται στις ονομαζόμενες λαγόνιες αρτηρίες οι οποίες μεταφέρουν το αίμα στα κάτω άκρα. Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ) ονομάζεται η παθολογική διαστολή μιας αδύναμης περιοχής της κοιλιακής αορτής. Η πίεση του αίματος που ρέει μέσα σε αυτή μπορεί να κάνει ένα αποδυναμωμένο τμήμα της αορτής να μεγαλώσει και να προεξέχει. Η κανονική διάμετρος μιας υγιούς κοιλιακής αορτής είναι περίπου 2 εκατοστά, ενώ όταν πάσχει από ανευρυσματική νόσο τότε αυτή διατείνεται σε σημείο που να φτάνει και εδνεχομένως και να ξεπερνά τα 4 εκατοστά.

Τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής αποτελούν σημαντικό κίνδυνο για την υγεία, διότι μπορεί να διαρραγούν, προκαλώντας πολύ σοβαρή εσωτερική αιμορραγία, που αν δεν αντιμετωπιστεί συχνά οδηγεί σε θάνατο. Λιγότερο συχνά, το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής μπορεί να προκαλέσει άλλα σοβαρά προβλήματα υγείας όπως η περιφερική εμβολή και ισχαιμία των κάτω άκρων. Θρόμβος ή αθηρωματικό υλικό από το ανεύρυσμα μπορεί να αποσπαστεί και να μεταφερθεί μέσω του αίματος σε μικρότερα αγγεία των κάτω άκρων αποφράζοντάς τα και εμποδίζοντας το αίμα να μεταφερθεί περιφερικότερα, οδηγώντας σε ισχαιμία των κάτω άκρων, η οποία δύναται να οδηγήσει σε σοβαρά προβλήματα ακόμα και σε απώλεια των κάτω άκρων.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, στην παρούσα παρούσα Διπλωματική Εργασία γίνεται μια προσπάθεια μελέτης αλλά και σύγκρισης του ρευστοδυναμικού πεδίου ροής εντός μιας υγιούς και μιας παθολογικής κοιλιακής αορτής με τη βοήθεια των κατάλληλων χρονοσειρών.

Στο πρώτο κεφάλαιο της εργασίας γίνεται μια συνοπτική εισαγωγή σε κάποιες θεμελιώδεις γνώσεις της Μηχανικής των Ρευστών, όπως ρεολογικά χαρακτηριστικά, ταξινόμηση ροών και κατηγοριοποίηση των ρευστών.

Ακολούθως, στο δεύτερο κεφάλαιο μελετάται το πραγματικό ρευστό αναφοράς, δηλαδή το αίμα, του οποίου αναλύονται τόσο οι ιδιότητες όσο και η σύστασή του. Η ανάλυση αυτή ολοκληρώνεται με μια αναφορά στο καρδιαγγειακό σύστημα θέτοντας τη βάση για την ανάπτυξη του τρίτου κεφαλαίου.

Το τρίτο κεφάλαιο αφορά το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, όπου ξεκινώντας από τα συμπτώματα περνά στα αίτια εμφάνισής και κλείνει με πληροφορίες σχετικά με τη διάγνωση και την αντιμετώπισή του.



Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται εκτενής ανασκόπηση της υπάρχουσας βιβλιογραφίας περί των αναλύσεων υπολογιστικής ρευστοδυναμικής, ενώ παρατίθενται πορίσματα σχετικών ερευνών επάνω στο αντικείμενο του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Στο σημείο αυτό ολοκληρώνεται το θεωρητικό υπόβαθρο της εργασίας και ακολουθεί το πειραματικό της σκέλος.

Στο πέμπτο κεφάλαιο δίνονται η πειραματική εγκατάσταση, η διαδικασία μετρήσεων καθώς και τα πειραματικά αποτελέσματα. Τα αποτελέσματα συνίστανται σε καταγραφές παροχής σε μορφή χρονοσειρών από τα οποία στη συνέχεια εξάγονται τα χαρακτηριστικά της ροής (μέσες ταχύτητες ροής και αριθμοί Reynolds). Τα εν λόγω αποτελέσματα αναφέρονται σε υγιές και παθολογικό δοκίμιο στο οποίο έχει μορφοποιηθεί σημαντικό μέγεθος ανεύρυσμα.

Στο έκτο και τελευταίο κεφάλαιο πραγματοποιείται μια συνοπτική ανασκόπηση των αποτελεσμάτων, όπου και δίνονται προτάσεις για μελλοντικές έρευνες επί του θέματος.



ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Από ετυμολογικής απόψεως, η προέλευση του όρου «ανεύρυσμα» έγκειται στον ελληνικό όρο «ανευρύνειν» που σημαίνει «διευρύνει». Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής λοιπόν δεν είναι άλλο παρά η μόνιμη εντοπισμένη διάταση ή διεύρυνση της κοιλιακής αορτής, η οποία είναι τουλάχιστον το 50% της διαμέτρου της υπόλοιπης φυσιολογικής κοιλιακής αορτής. Σύμφωνα με μια μεγάλη πληθυσμιακή μελέτη που διεξήχθη στις ΗΠΑ ανάμεσα σε άτομα ηλικίας από 50 έως 79 ετών βρέθηκε συγκέντρωση ανευρυσμάτων στην κοιλιακή αορτή στο 5.9% του γενικού πληθυσμού και μάλιστα ήταν συχνό φαινόμενο σε λευκούς άνδρες καπνιστές. Συνήθως, ένα ανεύρυσμα δεν εμφανίζει συμπτώματα και η ύπαρξη του γίνεται αντιληπτή μέσω κάποιας εξέτασης ρουτίνας, αυτό όμως δε σημαίνει ότι η αντιμετώπιση του δεν πρέπει να είναι άμεση.

Η κατανόηση της μορφολογίας του ανευρύσματος κάθε ασθενή είναι υψίστης σημασίας προκειμένου να επιλεγθεί η πλέον κατάλληλη μέθοδος αντιμετώπισης και αποκατάστασης. Η αξονική αγγειογραφία (CTA) αποτελεί την μέθοδο εκλογής προεγχειρητικά παρέχοντας στον θεράποντα ιατρό πολύτιμες πληροφορίες για τα μορφολογικά χαρακτηριστικά του ανευρύσματος και επιτρέποντας του να μετρήσει διάφορες παραμέτρους (sizing) προκειμένου να αντιμετωπιστεί όσο το δυνατόν πιο αποτελεσματικά το ανεύρυσμα. Η μαγνητική αγγειογραφία (MRA) δύναται επίσης να προσφέρει προεγχειρητικά αξιόπιστες εικόνες για την μελέτη της μορφολογίας του ανευρύσματος, δίχως την ιονίζουσα ακτινοβολία της αξονικής αγγειογραφίας και την ανάγκη λήψης ιωδιούχου σκιαγραφικού φαρμάκου. Στην παρούσα ερευνητική εργασία αναλύονται οι διαδικασίες που πρέπει να ακολουθήσει ένας ασθενής για την αντιμετώπιση του ανευρύσματος, ενώ ταυτόχρονα γίνεται πειραματική μελέτη της ροής μέσα σε δοκίμια που αναπαριστούν την κοιλιακή αορτή και τις δυο λαγόνιες αρτηρίες. Το ρευστό που χρησιμοποιείται είναι απιονισμένο νερό το οποίο διαθέτει φυσικές ιδιότητες παραπλήσιες του αίματος.

Το αίμα είναι ένα σύνθετο υγρό αποτελούμενο από διάφορα κύτταρα, πρωτεΐνες και άλλα μακρο-μόρια. Από μηχανικής άποψης ανήκει στην κατηγορία των διφασικών ρευστών, κύριο γνώρισμα των οποίων είναι ότι αποτελούνται από ένα συνεχές ρευστό μέσο εντός του οποίου αιωρούνται σωματίδια, σταγονίδια υγρού, φυσαλίδες αερίου, κύτταρα κ.α. Ωστόσο, το κύριο συστατικό του αίματος είναι το ερυθρό αιμοσφαίριο που αντιπροσωπεύει περίπου το 45% του ρευστού σε κανονικές συνθήκες και αιωρείται μέσα στο πλάσμα (Sherwood Lauralee, 2010, Tortora Gerard J., Grabowski Sandra Reynolds, 2007). Η ροή του αίματος σε συνθήκες χαμηλής διάτμησης ροής κυριαρχείται από τις επιδράσεις του φαινομένου της συσσωμάτωσης των ερυθροκυττάρων, μια αναστρέψιμη ομαδοποίηση των κυττάρων που σε ορισμένες περιπτώσεις έχει ως αποτέλεσμα το σχηματισμό ενός τρισδιάστατου κυτταρικού δικτύου (Baskurt & Meiselman 2003). Η ροή του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα πρόκειται για ένα θέμα το οποίο εξετάζεται εδώ και πολλά χρόνια καθώς τα αλλοιωμένα χαρακτηριστικά της ροής του συνδέονται με διάφορες παθολογικές καταστάσεις όπως ο διαβήτης, το αγγειακό εγκεφαλικό κ.α. (Lima et al. 2008).

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455



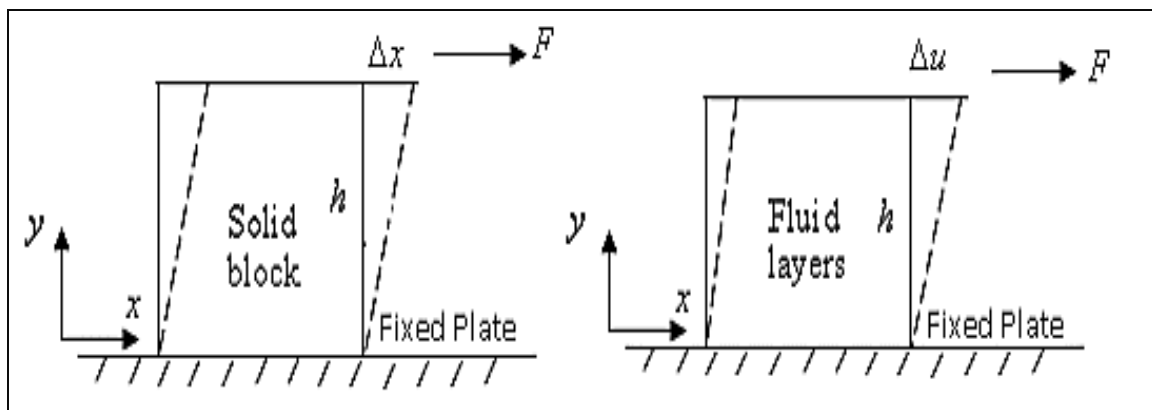
Αρκετές από τις εν λόγω παθήσεις ευθύνονται για αρκετούς θανάτους στην σύγχρονη εποχή, συνεπώς η πλήρης εκτίμηση των θεμελιωδών πτυχών της ροής του αίματος κρίνεται απαραίτητη για την ανάπτυξη στοχευμένων και αποτελεσματικών μεθόδων θεραπείας.



1. ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Η Μηχανική των ρευστών αποτελεί έναν ανεξάρτητο κλάδο της Κλασσικής Μηχανικής και είναι η επιστήμη που μελετά τα ρευστά, δηλαδή τα υγρά και τα αέρια. Η Ρευστομηχανική ασχολείται με την συμπεριφορά των ρευστών όταν αυτά βρίσκονται σε ισορροπία (στατική των ρευστών), όταν ρέουν (δυναμική των ρευστών) αλλά και όταν αλληλοεπιδρούν με άλλα ρευστά ή στερεά. Η στατική των ρευστών ασχολείται με ιδιότητες και φαινόμενα που εμφανίζονται στα ρευστά (πίεση υδροστατική και ατμοσφαιρική, άνωση κλπ.) ενώ η ρευστοδυναμική επικεντρώνεται σε ζητήματα σχετικά με την μεταφορά μάζας. Η κατανόηση της συμπεριφοράς των ρευστών είναι απαραίτητη για την αντιμετώπιση προβλημάτων σχετικά με την ροή τους στους αγωγούς, την χρήση αντλιών, αεροσυμπιεστών και παρόμοιου εξοπλισμού.

Εμπειρικά, ρευστά θεωρούνται τα σώματα με ακανόνιστο σχήμα που έχουν την δυνατότητα να ρέουν. Χαρακτηριστικό παράδειγμα αποτελεί το νερό, ο αέρας και το αίμα. Είναι γνωστό ότι αν τοποθετηθεί μικρή ποσότητα νερού πάνω σε μια επιφάνεια, αυτό θα ισορροπήσει, ενώ αν η επιφάνεια αποκτήσει μια κλίση το νερό θα κινηθεί αλλά όχι ενιαία. Μικρές ποσότητες θα παραμείνουν πάνω στην επιφάνεια και τα εξωτερικά στρωματά μορίων της σταγόνας θα συνεχίσουν να ρέουν. Υπάρχει λοιπόν, μια δύναμη κατά την διεύθυνση της κινήσεως που προκαλεί την έναρξη της ροής. Η δύναμη αυτή ονομάζεται διατμητική τάση και ορίζεται ως το πηλίκο της παράλληλης ή εφαπτομενικής δύναμης που εφαρμόζεται σε μια επιφάνεια ρευστού, προς το εμβαδόν της επιφάνειας αυτής: $\tau = \frac{F}{A}$. Στην περίπτωση στερεού σώματος ωστόσο, δεν θα παρατηρηθεί το ίδιο φαινόμενο αφού στο κεκλιμένο επίπεδο το σώμα θα κινηθεί ενιαία προβάλλοντας αντίσταση στην διάτμηση που του εφαρμόζεται. Κατά αυτόν τον τρόπο γίνεται η διάκριση μεταξύ στερεών και ρευστών σωμάτων.



Εικόνα 1: Αναπαράσταση εμφάνισης διάτμησης.



Σύμφωνα με την εικόνα 1 και τον τύπο διάτμησης που προαναφέρθηκε μπορεί να ορισθεί ο συντελεστής διάτμησης στερεού σώματος (S) και ο συντελεστής που αποδίδει τις εσωτερικές ιδιότητες του ρευστού δηλαδή το ιξώδες (μ) :

$$S = \frac{\text{Διατμητική πίεση}}{\text{Διατμητική παραμόρφωση}} = \frac{\left(\frac{F}{A}\right)}{\left(\frac{\Delta x}{h}\right)} \quad (1.1)$$

$$\mu = \frac{\text{Διατμητική πίεση}}{\text{Διατμητική παραμόρφωση}} = \frac{\left(\frac{F}{A}\right)}{\left(\frac{\Delta u}{h}\right)} \quad (1.2)$$

Εδώ, η δύναμη διατμήσεως (F) επενεργεί επί της ορισμένης περιοχής διατομής (A), η είναι το ύψος του στερεού μπλοκ / ύψους μεταξύ δύο γειτονικών στρωμάτων του ρευστού, Δx είναι η επιμήκυνση του συμπαγούς μπλοκ και Δu είναι η κλίση της ταχύτητας μεταξύ δύο γειτονικών στρωμάτων του ρευστού.

1.1 Ιδιότητες

Ως ιδιότητα ορίζουμε τα διάφορα χαρακτηριστικά ενός συστήματος. Οι ιδιότητες ταξινομούνται σε δύο κατηγορίες: τις εκτατικές ιδιότητες ,που η τιμή τους εξαρτάται από το μέγεθος του συστήματος και τις εντατικές ιδιότητες ,που η τιμή τους είναι ανεξάρτητη από το μέγεθος του συστήματος. Στη μηχανική των ρευστών οι τρεις βασικές θερμοδυναμικές ιδιότητες είναι η θερμοκρασία, η πίεση και η πυκνότητα. Υπάρχουν όμως και άλλες ιδιότητες που πρέπει να ληφθούν υπόψη, κάποιες από τις οποίες αναφέρονται παρακάτω:

- **Θερμοκρασία:** Είναι το μέτρο της εσωτερικής ενέργειας ενός συστήματος και είναι ένα καταστατικό και εντατικό μέγεθος. Επιπλέον, εξαρτάται μόνο από τις ιδιότητες του συστήματος. Στο σύστημα SI εκφράζεται σε βαθμούς Κέλβιν, ενώ συχνά χρησιμοποιούνται βαθμοί Κελσίου. Η θερμοκρασία σε συνδυασμό με την πίεση καθορίζει την φυσική κατάσταση ενός σώματος.
- **Πίεση :** Ως πίεση ενός αερίου υγρού συστήματος ορίζεται το πηλίκο της κάθετης δύναμης που εξασκεί σε μία επιφάνεια, προς το εμβαδόν της επιφάνειας αυτής. Στο Διεθνές Σύστημα μετριέται σε Newton ανά τετραγωνικό μέτρο.
- **Πυκνότητα :** Ως πυκνότητα μιας ουσίας ορίζουμε την ποσότητα της ύλης που περιέχεται στη μονάδα του όγκου της ουσίας. Γενικά η πυκνότητα ισούται με το πηλίκο της μάζας του ρευστού ως προς τον όγκο που καταλαμβάνει. Στο Διεθνές Σύστημα μονάδων μετριέται σε γραμμάρια ανά κυβικό μέτρο.
- **Ιξώδες:** Όταν δύο ρευστά κινούνται παράλληλα το ένα με το άλλο μεταξύ των στρώσεων των ρευστών αυτών εμφανίζονται δυνάμεις εσωτερικής τριβής και σε κάθε σημείο της ροής υπάρχει διατμητική τάση. Αυτές οφείλονται στις εσωτερικές ιδιότητες του ρευστού και ο συντελεστής που αποδίδει αυτές τις ιδιότητες ονομάζεται δυναμικό ιξώδες ή απλά ιξώδες. Με άλλα λόγια το ιξώδες είναι η ιδιότητα που αντιπροσωπεύει την εσωτερική αντίσταση ενός υγρού σε κίνηση. Μετράται σε kg/m.s.



Κάποιες τυπικές τιμές του κινηματικού ιξώδους του αέρα και του νερού σε ατμοσφαιρική θερμοκρασία είναι οι $1,46 \times 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$ και $1,14 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ αντίστοιχα.

Η τάση διάτμησης (τ) εκφράζεται στη συνέχεια ως:

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \quad (1.3)$$

όπου du/dy είναι ο ρυθμός της διατμητικής παραμόρφωσης και το μ είναι το δυναμικό (ή απόλυτο) ιξώδες του υγρού.

Γενικά, το ιξώδες ενός υγρού εξαρτάται κυρίως από τη θερμοκρασία. Για τα υγρά, το ιξώδες μειώνεται με τη θερμοκρασία και για τα αέρια, αυξάνεται με τη θερμοκρασία. Ο συσχετισμός του Sutherland χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό του ιξώδους των αερίων ως συνάρτηση της θερμοκρασίας.

$$\frac{\mu}{\mu_0} = \left(\frac{T}{T_0}\right)^{3/2} \left(\frac{T_0 + S}{T + S}\right) \quad (1.4)$$

Για τον αέρα, η τιμή αναφοράς του ιξώδους $\mu_0 = 1,789 \times 10^{-5} \text{ kg/m}\cdot\text{s}$ στα $T_0 = 288\text{K}$ και $S = 110 \text{ K}$. Στην περίπτωση υγρών, το ιξώδες προσεγγίζεται όπως:

$$\ln\left(\frac{\mu}{\mu_0}\right) = a + b\left(\frac{T}{T_0}\right) + c\left(\frac{T}{T_0}\right) \quad (1.5)$$

Για το νερό, στα $T_0 = 273\text{K}$ και $\mu_0 = 0,001792 \text{ kg/m}\cdot\text{s}$, $a = -1,94$, $b = -4,8$, $c = 6,74$.

Το ιξώδες ενός ρευστού είναι ένα μέτρο της αντίστασης όπου παρουσιάζει μία σταδιακή παραμόρφωσή του μετά από διατμητική ή εντατική τάση. Εκφράζεται επίσης και με την αντίσταση που προβάλλει κατά τη ροή του. Για υγρά, ειδικότερα, αντιστοιχεί στην ιδιότητα της πηκτότητας. Το ιξώδες είναι μια ιδιότητα ενός ρευστού που προκύπτει από τις συγκρούσεις μεταξύ γειτονικών σωματιδίων (δηλαδή μορίων, με την ευρεία έννοια), καθώς τμήματα του ρευστού αυτού κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες. Επιπλέον προκύπτει και από την εφαρμογή των δυνάμεων συνοχής μεταξύ των μορίων αυτών. Όταν ένα ρευστό υποχρεώνεται να ρεύσει μέσα από ένα σωλήνα, τα σωματίδια από τα οποία αποτελείται το ρευστό, κινούνται ταχύτερα κατά μήκος του άξονα του σωλήνα στο εσωτερικό του και βραδύτερα κοντά στα τοιχώματα του σωλήνα. Γι' αυτό χρειάζεται να ασκηθεί κάποια τάση, όπως μια διαφορά πίεσης ανάμεσα στα δυο άκρα του σωλήνα, για να υπερπηδηθεί η τριβή ανάμεσα στα στρώματα του ρευστού που κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες και να συνεχιστεί η ροή του ρευστού. Η τάση που απαιτείται για ένα δεδομένο μοτίβο κίνησης αντιστοιχεί στο ιξώδες του ρευστού αυτού.

Ένα ρευστό που δεν αντιστέκεται καθόλου στην τάση διάτμησης του ονομάζεται ιδανικό ή ιδεατό υγρό. Το μηδενικό ιξώδες, όμως, παρατηρείται μόνο σε πολύ



χαμηλές θερμοκρασίες στα υπερρευστά. Διαφορετικά, σε τεχνική βάση, όλα τα ρευστά έχουν θετικό ιξώδες. Ένα ρευστό με σχετικά υψηλό ιξώδες, όπως η πίσσα, μπορεί να παρουσιάζεται σαν στερεό, και τότε συχνά χαρακτηρίζεται ως ημίρευστο.

Η ιδιότητα του ιξώδους για τα υγρά εξετάζεται ιδιαίτερα από τη Ρευστοδυναμική. Το μέτρο του ιξώδους είναι ο συντελεστής συνεκτικότητας ή συντελεστής εσωτερικής τριβής ή συντελεστής ιξώδους του υγρού. Όσο πιο παχύρρευστο είναι ένα υγρό, τόσο μεγαλύτερο ιξώδες λέμε ότι έχει (π.χ. το μέλι έχει μεγαλύτερο ιξώδες από το λάδι). Το ιξώδες μετριέται με ειδικό όργανο που λέγεται ιξωδόμετρο. Η μέτρηση γίνεται σε βαθμούς Engler, βαθμούς Redwood, βαθμούς Saybolt κλπ., που παρέχονται από το εγχειρίδιο του, κατά την περίπτωση χρήσης του ομώνυμου οργάνου.

1.1.1 Μεταβολή του ιξώδους με τη θερμοκρασία

Το ιξώδες των υγρών εξαρτάται σε μικρό βαθμό από την πίεση και παρουσιάζει έντονες μεταβολές ανάλογα τη θερμοκρασία. Γενικότερα, ισχύει ότι το ιξώδες ελαττώνεται όταν αυξάνεται η θερμοκρασία. Ένα παράδειγμα είναι τα λάδια των μηχανών όπου παρουσιάζουν αυξημένη ιξωδική αντίσταση όταν ο καιρός είναι κρύος και απαιτείται μεγαλύτερη ισχύς ώστε να τεθεί σε λειτουργία η μηχανή. Στα υγρά είναι πολύ πιο δύσκολη η θεωρητική ανάλυση σε σχέση με τα αέρια και αυτό επειδή το φαινόμενο της μετάδοσης της ορμής με σκεδάσεις αλληλοκαλύπτεται από τις συνεχείς αλληλεπιδράσεις μεταξύ των πυκνοδομημένων μορίων του υγρού. Επομένως, η σκέδαση ανά ζεύγη μορίων δεν έχει νόημα. Η αύξηση της θερμοκρασίας αυξάνει τις διακυμάνσεις των μορίων σε κάθε συσσωμάτωμα, έτσι ώστε η ολίσθηση μεταξύ τους να είναι πιο εύκολη. Ως αποτέλεσμα, παρουσιάζεται μια ελάττωση της μεταδιδόμενης ορμής μεταξύ των γειτονικών σημείων του υγρού και άρα, την ελάττωση του ιξώδους.

1.2 Ταξινόμηση των ροών

Η ροή των ρευστών μέσα σε αγωγούς διακρίνεται σε δύο μορφές ροής, την στρωτή και την τυρβώδη. Στρωτή ροή ονομάζεται η ροή όπου τα υγρά σωματίδια κινούνται ομαλά και παράλληλα με το τοίχωμα του σωλήνα κάτω από συνθήκες αργής ροής και με πτώση πίεσης ανάλογη με την ταχύτητα της ροής. Τυρβώδης ροή ονομάζεται η ροή όπου το ρευστό είναι ακανόνιστο και κινείται σε στροβίλους. Σε συνθήκες τυρβώδης ροής η πτώση πίεσης είναι ανάλογη στο τετράγωνο της ταχύτητας της ροής και η αντίσταση στη ροή είναι μεγαλύτερη παρά στην στρωτή ροή (Baskurt & Meiselman 2003).

- Ροή ιξώδους : Η ροή ρευστού στην οποία τα αποτελέσματα της τριβής έχουν σημασία, αντιμετωπίζονται ως ιξώδους ροής. Όταν δύο στρώματα υγρού κινούνται σχετικά το ένα με το άλλο, αναπτύσσεται μεταξύ τους η δύναμη τριβής η οποία ποσοτικοποιείται μέσω του ιξώδους. Οι ροές των στρωμάτων είναι παράδειγμα παχύρρευστης ροής. Παραμερίζοντας τους όρους του ιξώδους από την εξίσωση, η ροή μπορεί να αντιμετωπιστεί ως ογκώδης ροή.
- Εσωτερική και εξωτερική ροή: Η ροή ενός απεριόριστου υγρού πάνω από μια επιφάνεια αντιμετωπίζεται ως «εξωτερική ροή» και εάν το υγρό είναι πλήρως οριοθετημένο από την επιφάνεια, τότε καλείται "εσωτερική ροή". Για



παράδειγμα, η ροή πάνω από μια επίπεδη πλάκα θεωρείται ως εξωτερική ροή και η ροή μέσω ενός σωλήνα ή αγωγού ως εσωτερική ροή. Ωστόσο, σε ειδικές περιπτώσεις, εάν ο αγωγός είναι μερικώς γεμάτος και υπάρχει ελεύθερη επιφάνεια, τότε η ροή ονομάζεται ροή σε ανοιχτό κανάλι. Οι εσωτερικές ροές κυριαρχούνται από το ιξώδες, ενώ τα ιξώδη αποτελέσματα περιορίζονται σε οριακά στρώματα στην επιφάνεια στερεών για εξωτερικές ροές.

- Συμπιεζόμενη και μη συμπιεσμένη ροή: Η ροή λέγεται ότι είναι «ασυμπίεστη» εάν η πυκνότητα παραμένει σχεδόν σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια. Όταν η μεταβολή της πυκνότητας κατά τη διάρκεια μιας ροής είναι περισσότερο από 5%, τότε αντιμετωπίζεται ως συμπιεσμένη.
- Τυρβώδης και στρωτή ροή: Η εξαιρετικά διαταγμένη κίνηση ενός ρευστού όπου χαρακτηρίζεται από απώλεια στρωμάτων υγρού ονομάζεται στρωτή ροή, (π.χ. ροή υψηλού ιξώδους υγρών σε χαμηλές ταχύτητες). Η κίνηση ενός ρευστού που συνήθως κινείται σε υψηλές ταχύτητες είναι αυτή που χαρακτηρίζεται από αρκετές διακυμάνσεις της ταχύτητας και ονομάζεται τυρβώδης. Οι εναλλαγές ανάμεσα στη στρωτή και στην τυρβώδη ροή τη χαρακτηρίζουν ως μεταβατική. Ο αριθμός Reynolds είναι η βασική παράμετρος που καθορίζει αν η ροή είναι τυρβώδης ή στρωτή.
- Ροή σταθερής και ασταθούς ροής: Όταν δεν υπάρχει αλλαγή στην ιδιότητα του υγρού σε σχέση με το χρόνο, τότε συνεπάγεται σταθερή ροή. Ωστόσο, η ιδιότητα ενός υγρού σε ένα σημείο μπορεί επίσης να ποικίλλει ανάλογα με το χρόνο, πράγμα που σημαίνει ότι η ροή είναι ασταθής ή παροδική. Ο όρος «περιοδική ροή» αναφέρεται στο είδος των ασταθών ροών στις οποίες η ροή ταλαντώνεται γύρω από ένα σταθερό μέσο.
- Φυσική και εξαναγκασμένη ροή: Σε μια αναγκαστική ροή, το υγρό αναγκάζεται να ρεώσει πάνω από μια επιφάνεια με εξωτερικά μέσα όπως αντλία ή ανεμιστήρα. Σε κάθε άλλη περίπτωση (φυσική ροή), η διαφορά της πυκνότητας είναι ο συντελεστής κίνησης της ροής του ρευστού. Εδώ, η πλευστότητα παίζει ένα σημαντικό ρόλο. Για παράδειγμα, σε ένα θερμότερο υγρό αυξάνεται η στάθμη του σε ένα δοχείο λόγω της διαφοράς της πυκνότητας.

1.2.1 Αριθμός Reynolds και ιξώδες ρευστού

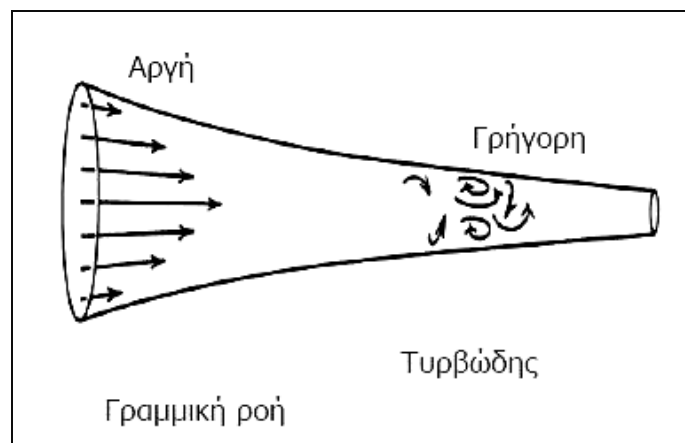
Στη μηχανική ρευστών, ο αριθμός Reynolds (Re) είναι μια σταθερά (καθαρός αριθμός) που χαρακτηρίζει κάθε κινούμενο ρευστό. Χρησιμοποιείται για να προσδιορίσουμε όμοια πρότυπα ροής σε διαφορετικές καταστάσεις ροής ρευστών. Η έννοια του αριθμού Reynolds εισήχθη από τον Stokes G. το 1851, αλλά πήρε το όνομά του από τον Reynolds O. (1842–1912), ο οποίος καθιέρωσε τη χρήση του το 1883. Ο αριθμός Reynolds ορίζεται ως ο λόγος των δυνάμεων αδράνειας προς τις δυνάμεις ιξώδους και συνεπώς ποσοτικοποιεί τη μεταξύ τους σημαντικότητα για μια συγκεκριμένη κατάσταση ροής. Συχνά χρησιμοποιείται κατά τη διάρκεια πειραμάτων μοντελοποίησης, προκειμένου να προσδιορίσουμε τη σχέση μεταξύ δύο



διαφορετικών περιπτώσεων ροής ρευστού. Επίσης χρησιμοποιείται για το χαρακτηρισμό του είδους μια ροής, όπως είναι η στρωτή και η τυρβώδης ροή.

Πιο συγκεκριμένα:

- Η στρωτή ροή προκύπτει για χαμηλούς αριθμούς Reynolds, όπου κυρίαρχες είναι οι δυνάμεις ιξώδους και χαρακτηρίζεται από ομαλή, σταθερή κίνηση του ρευστού.
- Η τυρβώδης ροή προκύπτει για υψηλούς αριθμούς Reynolds, όπου κυρίαρχες είναι οι δυνάμεις αδράνειας, οι οποίες παράγουν χαοτικές δίνες και άλλες αστάθειες στην ροή.



Εικόνα 2: Αναπαράσταση τυρβώδους ροής.

Η σχέση που προσδιορίζει τον αριθμό Reynolds είναι:

$$R_e = \frac{u \cdot d}{\nu} \quad (1.6)$$

Όπου u η ταχύτητα ροής ρευστού, ν το κινηματικό ιξώδες ρευστού, d η διάμετρος σωλήνα. Γενικά για τον αριθμό Reynolds σε σωληνογραμμή ισχύει ότι οι τιμές της στρωτής ροής κυμαίνονται έως 2000 ($Re < 2000$), ενώ για τιμές άνω των 5000 εμφανίζεται ασταθής μετάπτωση της ροής σε τυρβώδη ($Re > 5000$).

1.3 Κατηγορίες ρευστών

Τα ρευστά διακρίνονται στις τρεις ακόλουθες κατηγορίες:

- Ιδανικά ρευστά ή τέλεια ρευστά ή και ιδεώδη ή ιδεατά: Χαρακτηρίζονται υποθετικά ρευστά (συνήθως υγρά) τα οποία είναι τελείως ασυμπίεστα και καμία εσωτερική τριβή των μορίων τους δεν αναπτύσσεται κατά τη ροή τους. Όπως επίσης και καμία δύναμη συνάφειας μεταξύ αυτών και των τοιχωμάτων των



δοχείων ή αγωγών που περιέχονται. Είναι προφανές ότι αυτά αποτελούν υποθετική θεωρητική κατάσταση και μόνο, που λαμβάνεται υπόψη στις έρευνες και μελέτες των Νόμων των ρευστών διευκολύνοντας έτσι κατά πολύ την εξαγωγή συμπερασμάτων με αντίστοιχους υπολογισμούς. Παρά ταύτα ορισμένα φυσικά ρευστά με πολύ χαμηλό ιξώδες και μικρή θερμική αγωγιμότητα είναι δυνατόν ν' αντιμετωπιστούν, βέβαια κατά προσέγγιση, ως ιδανικά ρευστά.

- Φυσικά ρευστά καλούμενα και Νευτώνεια ρευστά: Χαρακτηρίζονται όσα εμφανίζουν τις αποτρεπτικές ιδιότητες των προηγούμενων π.χ. το νερό, υδατικά διαλύματα, ορισμένοι υδατικοί διαλύτες, τα αραιά αιωρήματα και γαλακτώματα, καθώς και όλα τα αέρια.
- Μη νευτώνεια ρευστά: Τέτοια χαρακτηρίζονται συνήθως υγρά που παρουσιάζουν μικρότερη κλίμακας ιδιότητες των φυσικών ρευστών, δηλαδή χαμηλό ιξώδες ιδιαίτερα όταν υποβάλλονται σε ανάδευση και γίνονται περισσότερο λεπτόρρευστα, όπως, για παράδειγμα, το τυπογραφικό μελάνι, οι διάφορες βαφές (ελαιοχρώματα κ.λπ.). Επίσης σ' αυτή τη κατηγορία υπάγονται τα πυκνά αιωρήματα καθώς και τα διάφορα πυκνά γαλακτώματα. Σε αυτήν την κατηγορία συμπεριλαμβάνεται και το αίμα.

Κύρια στοιχεία της διαφορετικότητας των παραπάνω διακρίσεων των ρευστών είναι οι τρεις χαρακτηριστικές ιδιότητές τους: του συμπιεστού, της συνοχής μεταξύ των μορίων τους που ανθίσταται στη διάσπασή τους κατά τη ροή και που εκδηλώνεται ως εσωτερική τριβή καλούμενη συντελεστής τριβής ή συντελεστής ιξώδους ή πιο απλά ιξώδες, και τέλος από τη συνάφεια των υγρών που παρατηρείται μεταξύ αυτών και των τοιχωμάτων των δοχείων ή αγωγών που μεταφέρονται. Η παραπάνω διάκριση των ρευστών προτάθηκε στα τέλη του 18ου αιώνα και ακολουθείται μέχρι σήμερα.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455





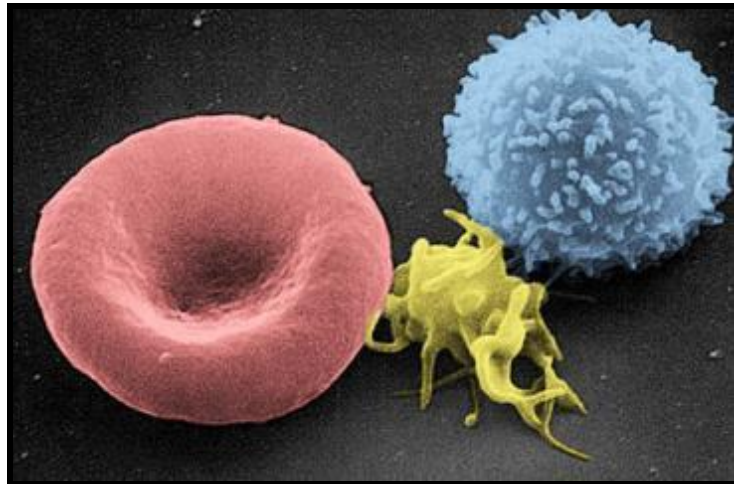
2. ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ

2.1 Αίμα και ιδιότητες

Το αίμα είναι ένα ρευστό που κυκλοφορεί διαμέσου της καρδιάς, των αρτηριών, των φλεβών και των τριχοειδών αγγείων, μεταφέροντας θρεπτικά υλικά, ηλεκτρολύτες, ορμόνες, βιταμίνες, αντισώματα και οξυγόνο στον οργανισμό και απομακρύνει τις άχρηστες ουσίες που παράγονται κατά τον μεταβολισμό, αλλά και το διοξειδίου του άνθρακα. Το αίμα ουσιαστικά είναι ένα πολύπλοκο όργανο το οποίο αποτελείται από ένα υγρό μέρος και διάφορα είδη κυττάρων του αίματος, χωρίς το οποίο το ανθρώπινο σώμα δεν μπορεί να λειτουργήσει. Το αίμα διασχίζει το ανθρώπινο σώμα με μέση ταχύτητα 2 km/h, καλύπτοντας όλο το δίκτυο των αιμοφόρων αγγείων, των οποίων η επιφάνεια υπολογίζεται σε 8000 m². Με κάθε παλμό της η καρδιά διοχετεύει περίπου 70 ml αίματος στις αρτηρίες, που ισοδυναμούν με περίπου 7000 lt ημερησίως δηλαδή περίπου $2,5 \cdot 10^6$ lt το χρόνο. Το αίμα αποτελεί το 7% του βάρους του ανθρώπινου σώματος. Ένας μέσος ενήλικας διαθέτει περίπου τέσσερα με πέντε λίτρα αίματος. Γενικά, το αίμα θεωρείται μη Νευτώνειο ρευστό, ενώ το πλάσμα αποτελεί νευτώνειο ρευστό. Για πολύ μεγάλο αριθμό Reynolds, το αίμα παρουσιάζει νευτώνεια συμπεριφορά, κάτι που παύει να ισχύει όταν είναι σε στασιμότητα.

2.2 Η σύσταση του αίματος

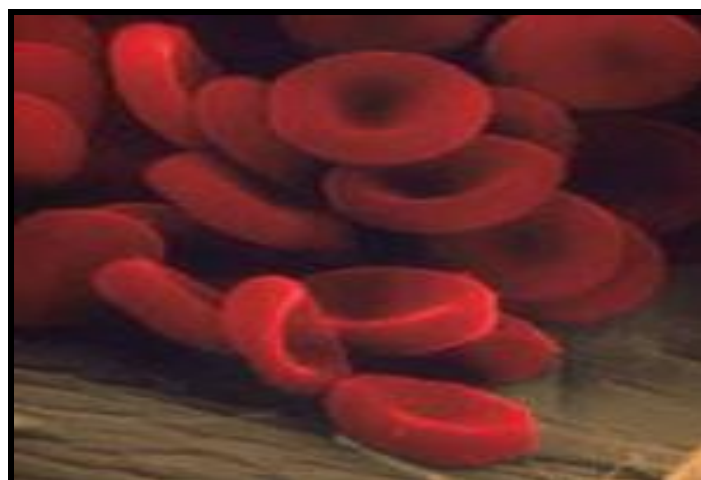
Το αίμα αποτελεί χαρακτηριστική περίπτωση διφασικού ρευστού, καθώς αποτελείται από τη συνεχή υγρή φάση, το πλάσμα, μέσα στο οποίο αιωρούνται τα ερυθρά αιμοσφαίρια ή ερυθροκύτταρα, τα λευκά αιμοσφαίρια ή λευκοκύτταρα και τα αιμοπετάλια. Μέσα στο αίμα εμπεριέχονται, επίσης, αέρια όπως το οξυγόνο, το διοξείδιο του άνθρακα, το άζωτο και μικρές ποσότητες διαλυμένων χημικών ουσιών. Παραδειγματικά, υδατάνθρακες, πρωτεΐνες, ορμόνες, λίπη και αζωτούχες ενώσεις. Το πλάσμα χαρακτηρίζεται ως άμορφο συστατικό και είναι το μεγαλύτερο συστατικό του αίματος αφού αποτελεί το 55% του όγκου του. Τα πραγματικά κύτταρα και τα διάφορα τμήματά τους ονομάζονται έμμορφο συστατικό και αποτελούν το 45%. Κάθε συστατικό συμβάλει στον οργανισμό επιτελώντας την δική του λειτουργία. Συγκεκριμένα, τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι υπεύθυνα για την μεταφορά οξυγόνου καθώς και διοξειδίου του άνθρακα στους ιστούς και στους πνεύμονες. Μάλιστα, το αίμα παίρνει το χαρακτηριστικό κόκκινο χρώμα του μέσω της αιμοσφαιρίνης που τα ερυθροκύτταρα. Τα λευκά αιμοσφαίρια αποτελούν τους αμυντικούς μηχανισμούς του οργανισμού καθώς επιτίθενται και απομακρύνουν ιούς, μικρόβια και νεκρωμένους ιστούς μέσω της φαγοκυττάρωσης. Τέλος, τα αιμοπετάλια είναι υπεύθυνα για την πήξη του αίματος αφού προσκολλώνται σε σημεία διακοπής συνέχειας ενδοθηλίου. Το πλάσμα είναι ένα υγρό διάλυμα που αποτελείται κατά 91,5% από νερό, κατά 7% από πρωτεΐνες, όπως η λευκωματίνη (αλβουμίνη), οι σφαιρίνες και το ινωδογόνο, και κατά 1,5% από άλλες ουσίες, όπως θρεπτικά συστατικά, ορμόνες, ηλεκτρολύτες, βιταμίνες και άχρηστες αζωτούχες ουσίες. Επιπλέον συμμετέχει στην διαδικασία της πήξης του αίματος.



Εικόνα 3: Από αριστερά προς τα δεξιά: ερυθροκύτταρο, θρομβοκύτταρο και λευκοκύτταρο. (Maton, 1997).

2.2.1 Ερυθρά αιμοσφαίρια (RedBloodCells ή RBCs)

Αποτελούν το 99% των έμμορφων συστατικών του αίματος. Τα RBC περιέχουν ένα μεγάλο ποσοστό πρωτεΐνης, η οποία πρωτεΐνη ονομάζεται αιμοσφαιρίνη. Ένας υγιείς ενήλικας άντρας έχει $5.400.000/\text{mm}^3$ ερυθρά αιμοσφαίρια ενώ μια ενήλικη γυναίκα έχει $4.800.000/\text{mm}^3$. Για τη διατήρηση των φυσιολογικών ποσοτήτων ερυθρών αιμοσφαιρίων, νέα ώριμα κύτταρα εισέρχονται στην κυκλοφορία του αίματος με συχνότητα $2.000.000/\text{sec}$. Είναι απύρρηνα κύτταρα που έχουν και στις δύο πλευρές τους κοίλη μορφή. Έτσι αυξάνεται τη συνολική τους επιφάνεια και εξασφαλίζεται η γρήγορη διάχυση του οξυγόνου και του διοξειδίου του άνθρακα προς και από το εσωτερικό του κυττάρου. Τα RBCs ζουν περίπου εκατόν είκοσι ημέρες λόγω της φθοράς των εύθραυστων κυτταρικών τους μεμβρανών καθώς διέρχονται από τα αιμοφόρα τριχοειδή.



Εικόνα 4:Ερυθρά αιμοσφαίρια (Μακροπούλου, 2008).



2.2.2 Λευκά αιμοσφαίρια (White Blood Cells ή WBCs)

Σε αντίθεση με τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια, είναι πάρα πολύ λιγότερα και έχουν πυρήνα. Χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: α) κοκκιώδη λευκοκύτταρα και β) μη κοκκιώδη λευκοκύτταρα. Αν και συνήθως ζουν μόνο λίγες μέρες, είναι πιθανό να ζήσουν για μήνες ή χρόνια σε ένα υγιές σώμα. Η γενική λειτουργία των WBCs είναι να δημιουργήσουν αντισώματα για να καταπολεμήσουν διάφορα μικρόβια και τοξίνες, τα οποία εισβάλλουν στους ιστούς και προκαλούν διάφορα νοσήματα (Sherwood Lauralee, 2010, Tortora Gerard J., Grabowski Sandra Reynolds, 2007).

2.3 Η λειτουργία του αίματος

Όπως προαναφέρθηκε, το αίμα επιτελεί ποικίλες λειτουργίες στον οργανισμό, ρυθμίζοντας και προστατεύοντας τον. Αυτές φαίνονται αναλυτικά παρακάτω :

- Μεταφέρει το οξυγόνο από τους πνεύμονες στα κύτταρα, και το διοξείδιο του άνθρακα από τα κύτταρα στους πνεύμονες. Επίσης μεταφέρει θρεπτικές ουσίες, όπως ορμόνες και βιταμίνες, από το πεπτικό σύστημα προς τα κύτταρα του σώματος και απομακρύνει και μεταφέρει άχρηστες και τοξικές ουσίες από τα κύτταρα σε τμήματα του οργανισμού τα οποία τα αποβάλλουν ή τα καταστρέφουν όπως τα νεφρά ή το ήπαρ.
- Ρυθμίζει το pH και βοηθά στη ρύθμιση της θερμοκρασίας του σώματος έτσι ώστε να υπάρχει ισοκατανομή της. Επιπλέον με τη μεταφορά των ορμονών, των πεπτιδίων, των ιόντων και των φυσιολογικών δραστικών ουσιών από τη θέση σύνθεσης προς τα κύτταρα καθίσταται δυνατή η ρύθμιση της φυσιολογικής λειτουργίας των διαφόρων ιστών και οργάνων του οργανισμού.
- Το αίμα συμβάλλει στην προστασία του οργανισμού από ξένα μικρόβια και τοξίνες με τη μεταφορά των λευκών αιμοσφαιρίων και πρωτεϊνών του πλάσματος. Επίσης με το μηχανισμό της πήξης προστατεύει από την απώλεια αίματος. (Sherwood Lauralee, 2010, Tortora Gerard J., Grabowski Sandra Reynolds, 2007).

2.4 Ρεολογία του αίματος

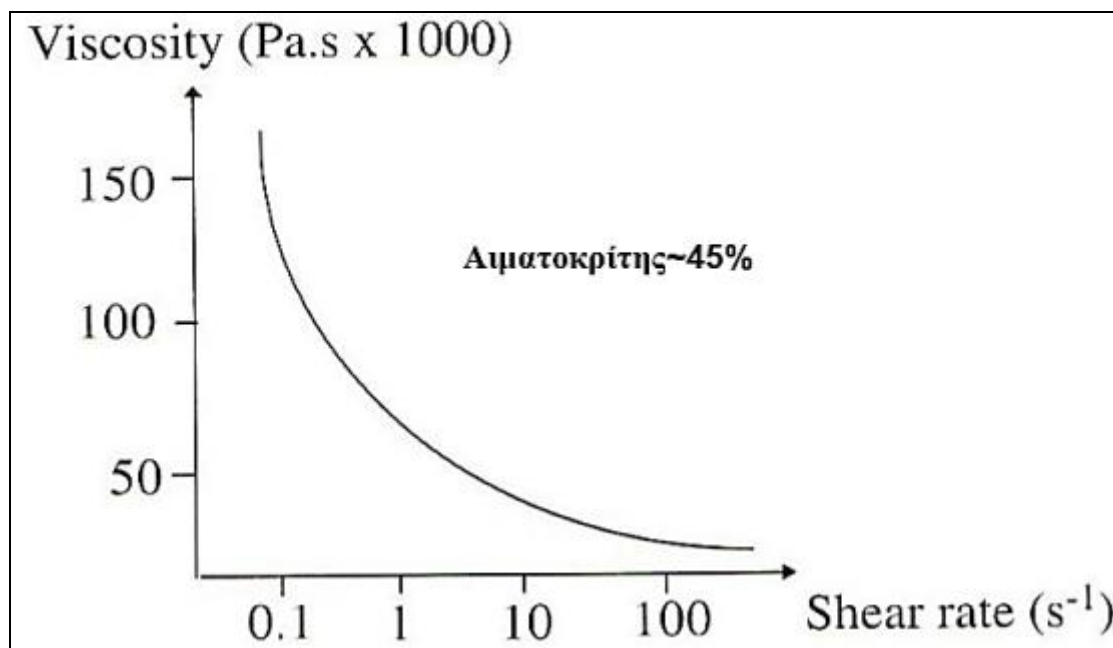
Η ρεολογία είναι μια επιστήμη η οποία ασχολείται με τις παραμορφώσεις και τη ρευστότητα της ύλης. Η ρεολογία του αίματος, συγκεκριμένα, ειδικεύεται στη συμπεριφορά της ροής και της παραμόρφωσης του αίματος και των στοιχείων του.

2.4.1 Ιξώδες του αίματος

Όπως έχει αναφερθεί, το αίμα αποτελείται από εάν Νευτώνειο ρευστό (το πλάσμα) και τρία κύρια συστατικά (ερυθροκύτταρα, λευκοκύτταρα, αιμοπετάλια). Υπό την επίδραση χαμηλών διατμητικών τάσεων τα ερυθρά αιμοσφαίρια σχηματίζουν συσσωματώματα τα οποία διαταράσσουν τις ροϊκές γραμμές και αυξάνουν σημαντικά



το φαινομενικό ιξώδες (μ) του αίματος. Με αύξηση του ρυθμού διάτμησης (γ) τα συσσωματώματα αυτά σταδιακά διαλύονται και το ιξώδες του αίματος μειώνεται τείνοντας ασυμπτωτικά προς μια οριακή τιμή. Επομένως, το αίμα συμπεριφέρεται ως μη Νευτώνειο ρευστό που για αυξανόμενο ρυθμού διάτμησης το ιξώδες του μειώνεται με φθίνοντα ρυθμό μεταβολής. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται ψευδοπλαστική συμπεριφορά (shear thinning behavior). Το μ^∞ αίματος με αιματοκρίτη (Ht) περίπου 45% και σε θερμοκρασία 37°C κυμαίνεται γύρω στα 3.5 mPa·s. Πολλοί ερευνητές θεωρούν το αίμα Νευτώνειο ρευστό, στηριζόμενοι στους υψηλούς ρυθμούς διάτμησης που επικρατούν στις μεγάλες αρτηρίες. Ωστόσο οι Gijsen et al. θεωρούν μία τέτοια παραδοχή επισφαλής σημειώνοντας ότι οι ιξωδοελαστικές ιδιότητες του αίματος επηρεάζουν τη ρευστοδυναμική του συμπεριφορά. Τα αποτελέσματα πρόσφατων μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Τεχνολογίας Χημικών Εγκαταστάσεων έδειξαν ότι η συνήθης παραδοχή πως το αίμα συμπεριφέρεται ως Νευτώνειο ρευστό δεν ισχύει για ροή σε μικρές αρτηρίες.



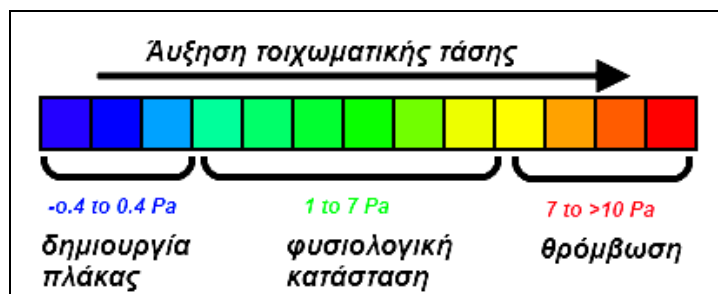
Εικόνα 5: Διάγραμμα ιξώδους και διατμητικής τάσης.

2.5 Τοιχωματική διατμητική τάση (Wall Shear Stress, WSS)

Το ιξώδες του αίματος δεν είναι σταθερό αλλά μεταβάλλεται ανάλογα με το ρυθμό διάτμησης λόγω των συσσωματωμάτων που σχηματίζουν τα ερυθρά αιμοσφαίρια σε χαμηλούς ρυθμούς διάτμησης. Υπό κανονικές συνθήκες και σε κατάσταση ηρεμίας, η ροή μέσα σε μια αρτηρία είναι στρωτή με δευτερεύουσες ροές να δημιουργούνται στις περιοχές μετά από στενώσεις, σε διχασμούς και σε καμπυλότητες. Η τριβή ανάμεσα στο ρευστό και στα ενδοθηλιακά κύτταρα δημιουργεί μία επαπτομενική δύναμη που ασκείται από το ρευστό στην εσωτερική επιφάνεια της αρτηρίας και είναι γνωστή ως τοιχωματική διατμητική τάση (Wall Shear Stress, WSS). Το μέγεθός της εξαρτάται



από το πόσο γρήγορα αυξάνεται η ταχύτητα του ρευστού από το τοίχωμα της αρτηρίας προς το κέντρο της. Αυτή η μεταβολή της ταχύτητας ονομάζεται ρυθμός διάτμησης (shear rate). Πλέον, είναι εδραιωμένη η άποψη ότι οι αιμοδυναμικές συνθήκες στο εσωτερικό της αρτηρίας, συνδέονται άμεσα με την αθηροσκλήρωση και συγκεκριμένα οι χαμηλές τιμές της τοιχωματικής διατμητικής τάσης (WSS), όπως και οι έντονες διακυμάνσεις της. Ειδικότερα, οι πολύ χαμηλές ή και αρνητικές τιμές της WSS ευθύνονται για την δημιουργία πλάκας, ενδιάμεσες τιμές υποδηλώνουν συνθήκες που επικρατούν σε φυσιολογική αρτηρία, ενώ υψηλές τιμές ευνοούν την έναρξη μίας άλλης πάθησης, της θρόμβωσης, η οποία ενδέχεται να προκαλέσει μηχανικές βλάβες του ενδοθηλίου.



Εικόνα 6: Επίδραση της WSS στη λειτουργία του ενδοθηλίου (Malek et al., 1999).

2.6 Ο ρόλος της ρεολογίας του αίματος στην αιμοδυναμική

Οι περισσότερες αναφορές σχετικά με τις μεταβολές της ρεολογία του αίματος σε φυσιολογικές και παθοφυσιολογικές καταστάσεις συμπεριλαμβάνουν εργαστηριακές μελέτες των ρεολογικών παραμέτρων, όπως είναι το ιξώδες, η συσσωμάτωση και η παραμορφωσιμότητα. Λόγω αυτού είναι αβέβαιες οι επιπτώσεις σε μεταβολές της ρεολογίας σε καταστάσεις ροής in vivo και σε αιμάτωση των ιστών. Έτσι υποστηρίζεται πως υπάρχουν διαφορές μεταξύ στο in vivo και τις μετρήσεις που παίρνονται σε δείγματα αίματος έξω από το κυκλοφορικό σύστημα. Αυτό βασίζεται σε διαφορές που έχουν βρεθεί σε μετρήσεις του φαινομενικού ιξώδους με τη χρήση για παράδειγμα ενός γυάλινου σωλήνα ή ιξωδομέτρων τύπου Couette. Τα ιξωδομέτρα τύπου Couette είναι περιστροφικά ιξωδομέτρα όπου το ιξώδες ρευστό βρίσκεται στο χώρο μεταξύ δύο παραλλήλων πλακών, ένας από τους οποίους κινείται σε σχέση με το άλλο. Για την καλύτερη κατανόηση των σχέσεων μεταξύ της ρεολογίας του αίματος και αιμοδυναμικής, πρέπει να γίνονται έρευνες στις σχέσεις πίεσης-ροής σε συστήματα ροής που προσεγγίζουν καλύτερα το κυκλοφορικό σύστημα (Baskurt & Meiselman 2003).



2.6.1 Συμπεριφορά της ροής του αίματος σε κυλινδρικούς αγωγούς

Για την καλύτερη κατανόηση της ρεολογίας του αίματος συνήθως χρησιμοποιούνται κυλινδρικοί γυάλινοι σωλήνες οι οποίοι είναι απλοποιημένα μοντέλα για το αγγειακό σύστημα. Αυτοί οι σωλήνες επιτρέπουν μετρήσεις των σχέσεων πίεσης-ροής και οπτικοποίηση του αίματος κατά τη ροή (Baskurt & Meiselman 2003).

Μελέτες στις αρχές του 20ου αιώνα ανέφεραν πως το φαινομενικό ιξώδες του αίματος όταν ρέει μέσα σε τριχοειδή σωλήνα αλλάζει ανάλογα με την διάμετρο του σωλήνα. Συγκεκριμένα μειώνεται όταν μειώνεται η διάμετρος και φτάνει σε μια ελάχιστη τιμή σε διαμέτρους 6-8μm και μετά αυξάνεται απότομα καθώς η διάμετρος γίνεται ακόμη μικρότερη. Αυτή η ανώμαλη συμπεριφορά του αίματος επηρεάζεται από την παραμορφωσιμότητα των RBCs και είναι λιγότερο έντονη ή σχεδόν αμελητέα για άκαμπτα αιωρήματα ερυθροκυττάρων. Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται Fåhræus–Lindqvist effect. Το φαινόμενο Fåhræus–Lindqvist effect επηρεάζεται από το φαινόμενο Fahraeus, το οποίο είναι το αποτέλεσμα της μέσης συγκέντρωσης RBCs στο ανθρώπινο αίμα καθώς η διάμετρος του υάλινου σωλήνα στον οποίο ρέει μειώνεται. Με άλλα λόγια, όταν τα αιμοφόρα αγγεία έχουν διάμετρο μικρότερη από 500μm, ο αιματοκρίτης μειώνεται όσο μειώνεται και η διάμετρος των τριχοειδή (Baskurt & Meiselman 2003).

Τα RBC δεν κατανέμονται ομοιόμορφα σε όλη την κυκλική διατομή του κυλινδρικού σωλήνα κατά τη ροή αλλά τείνουν να συσσωματώνονται στην κεντρική περιοχή δημιουργώντας έτσι ένα στρώμα χωρίς κύτταρα (cell-free layer ή CFL) κοντά στα τοιχώματα του σωλήνα με τη μέγιστη τιμή αιματοκρίτη στο κέντρο και την ελάχιστη στα τοιχώματα. Ωστόσο στο κέντρο όπου υπάρχει το μέγιστο ποσοστό αιματοκρίτη υπάρχουν αντίστοιχα οι ελάχιστες τιμές διατμητικών τάσεων και έτσι και η υψηλότερη ταχύτητα. Αντίθετα στα τοιχώματα υπάρχουν οι μέγιστες διατμητικές τάσεις και η χαμηλότερη ταχύτητα (Baskurt & Meiselman 2003). Η αντίσταση της τριβής στο τοίχωμα του σωλήνα είναι ευθέως ανάλογη στο ιξώδες του ρευστού και είναι ένα αρκετά σημαντικό στοιχείο της υδροδυναμικής αντίστασης. Επίσης η συσσωμάτωση και η καθίζηση επηρεάζουν την κατανομή των RBCs κατά μήκος της διαμέτρου του σωλήνα, με τις επιδράσεις της αντίστασης της ροής να εξαρτώνται από τον προσανατολισμό της ροής του συστήματος σε σχέση με την βαρύτητα. Συγκεκριμένα η καθίζηση των RBCs τείνει να αυξήσει την αντίσταση της ροής σε οριζόντιους σωλήνες λόγω της συγκέντρωσης των RBCs στην κάτω πλευρά του τοίχου του σωλήνα. Επιπλέον σε κάθετους σωλήνες η ακτινική μετανάστευση των RBCs κυριαρχεί και η αντίσταση της ροής είναι μειωμένη λόγω του σχηματισμού ενός CFL, έτσι κοντά στο τοίχωμα του σωλήνα το ιξώδες είναι μειωμένο. Εντούτοις, σε κάθετους σωλήνες η αυξημένη συσσωμάτωση των RBCs ευνοεί το σχηματισμό ενός CFL κοντά στο τοίχωμα και έτσι μια μείωση της αντίστασης της ροής. Η ροή του αίματος σε κυλινδρικό σωλήνα είναι επομένως τουλάχιστον συνάρτηση της συσσωμάτωσης, της παραμορφωσιμότητας, της διαμέτρου του σωλήνα και τον προσανατολισμό έναντι βαρύτητας (Baskurt & Meiselman 2003). Παράλληλα είναι αναμενόμενο ότι η συμπεριφορά του αίματος στους ιστούς ενδέχεται να είναι σημαντικά διαφορετική από αυτή που προβλέπεται με βάση τις μετρήσεις από τα ιξωδομέτρα.



2.6.2 Συμπεριφορά της ροής του αίματος σε In Vivo

Αρκετοί παράγοντες υποδηλώνουν ότι τα πειραματικά αποτελέσματα σε γυάλινους σωλήνες μπορεί να μην είναι άμεσα εφαρμόσιμα σε in vivo συνθήκες ροής. Αρχικά η γεωμετρία του μικροαγγειακού είναι εξαιρετικά πολύπλοκη με αρκετές διακλαδώσεις, και έτσι ο χρόνος παραμονής του αίματος μέσα σε ένα ενιαίο αγγείο μπορεί να είναι πολύ λίγος για να επιτραπεί ανάπτυξη ενός CFL. Επιπλέον τα αιμοφόρα αγγεία έχουν ελαστικά τοιχώματα και η διάμετρος τους μπορεί να αυξηθεί σημαντικά με την αύξηση της πίεσης του αίματος, τροποποιώντας την αγγειακή γεωμετρία και την αντίσταση της ροής (Baskurt & Meiselman 2003).

2.6.3 Ρόλος της παραμόρφωσης των RBCs – Ο ρόλος διαχωρισμού φάσης

Η παραμορφωσιμότητα των RBCs έχει σημαντικές επιδράσεις στην αντίσταση της ροής σε όλο το αγγειακό σύστημα. Στα μεγάλα αιμοφόρα αγγεία, τα παραμορφώσιμα RBCs προσανατολίζονται εύκολα μέσα στις ροογραμμές και έτσι μειώνεται το ιξώδες του αίματος. Ωστόσο, μια διαταραχή στην παραμορφωσιμότητα των RBCs θα μειώσει των προσανατολισμό τους στη ροή και ως αποτέλεσμα θα αυξηθεί το ιξώδες του αίματος. Αντίθετα στα μικρά αιμοφόρα αγγεία, η εξάρτηση του Fåhræus–Lindqvist effect στην παραμορφωσιμότητα επηρεάζει την παραμορφωσιμότητα και αυτό σχετίζεται με τη μείωση της αντίστασης της ροής. Επιπλέον καθώς το μέγεθος των αιμοφόρων αγγείων μειώνεται η ακτινική μετανάστευση και ο διαχωρισμός φάσης γίνονται σημαντικοί μηχανισμοί οι οποίοι επηρεάζουν την αντίσταση της ροής. Στα πραγματικά τριχοειδή, όπου τα RBCs πρέπει να παραμορφωθούν για να εισέλθουν και να διελεύσουν σε διάμετρο αγγείων μικρότερη από τη διάμετρο των RBCs όταν βρίσκονται σε ηρεμία, η παραμορφωσιμότητα των RBCs είναι ο πιο σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει τη ροή του αίματος (Baskurt & Meiselman 2003).

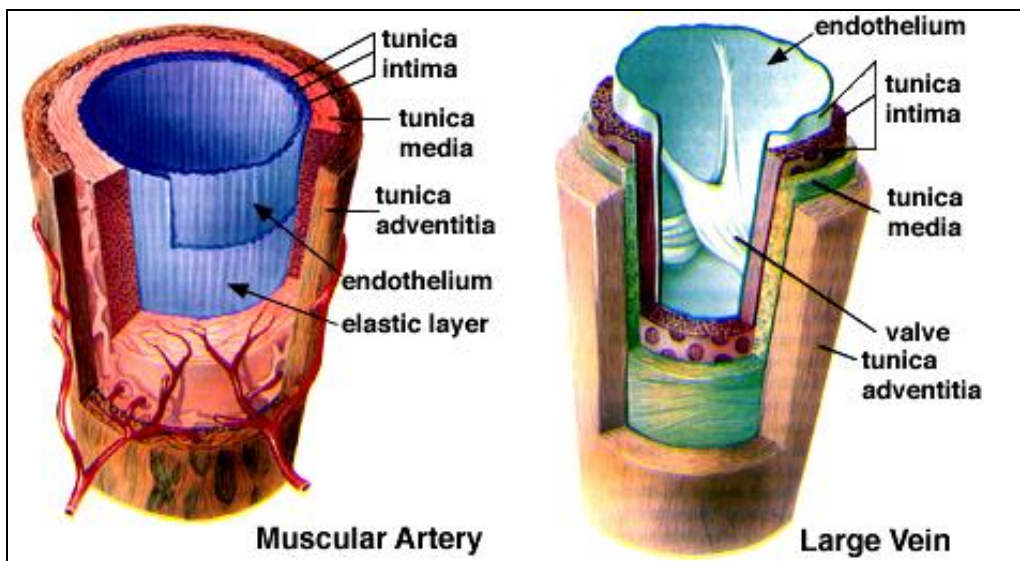
2.7 Το καρδιαγγειακό σύστημα

Το καρδιαγγειακό σύστημα αποτελείται από την καρδιά, η οποία είναι η κινητήρια αντλία, και από ένα κλειστό σύστημα αγωγών, των λεγόμενων αγγείων. Το αίμα κυκλοφορεί κυκλικά μέσα σε αυτά, δηλαδή επανέρχεται περιοδικά στο αρχικό του σημείο από όπου ξεκίνησε. Το καρδιαγγειακό σύστημα διακρίνεται σε δυο μέρη. Το πρώτο μέρος είναι η πνευμονική ή κεντρική κυκλοφορία, κατά την οποία το αίμα μεταφέρεται από την δεξιά κοιλία της καρδιάς μέσω της πνευμονικής αρτηρίας στους πνεύμονες, όπου εκεί τελείται η διαδικασία ανταλλαγής αερίων του αναπνευστικού συστήματος και στη συνέχεια επιστρέφει με τις πνευμονικές φλέβες στον αριστερό κόλπο της καρδιάς. Το δεύτερο μέρος είναι η συστηματική ή περιφερική κυκλοφορία, κατά την οποία το αίμα παρέχεται σε όλους τους ιστούς του σώματος μέσω της αορτής και των κλάδων της. Τέλος το αίμα επιστρέφει στην καρδιά με την άνω και κάτω κοίλη φλέβα, όπως επίσης και με τις καρδιακές φλέβες. Τα δυο αυτά μέρη του καρδιαγγειακού συστήματος αποτελούνται από το αρτηριακό σύστημα, από τα τριχοειδή αγγεία και από το φλεβικό σύστημα. Οι αρτηρίες και τα αρτηρίδια λειτουργούν ως ένα σύστημα διανομής αίματος στους ιστούς, τα τριχοειδή αγγεία εξυπηρετούν στην ανταλλαγή ουσιών και οι φλέβες και τα φλεβίδια λειτουργούν ως ένα σύστημα συλλογής και αποθήκευσης το οποίο επιστρέφει το αίμα στην καρδιά. Η



καρδιά μεταφέρει το αίμα μέσω ενός πολύπλοκου δικτύου αγωγών. Οι αρτηρίες προσαρμόζουν την γεωμετρία τους (διαστελλόμενες ή συστελλόμενες) στις μεταβαλλόμενες συνθήκες ροής και πίεσης προσαρμοζόμενες στις αιμοδυναμικές απαιτήσεις με αποτέλεσμα να μην μπορούν να θεωρηθούν παθητικοί αγωγοί. Η ροή του αίματος τόσο υπό φυσιολογικές συνθήκες όσο και υπό συνθήκες νόσου αποτελούν ένα σημαντικό πεδίο έρευνας και πολλοί ερευνητές έχουν συμβάλει με την μελέτη τους σταπτεδία τόσο της ροής σε αρτηρίες υπό κανονικές συνθήκες όσο και με την παρουσία στενώσεων ή και διακλαδώσεων.

Η ροή του αίματος και η πίεση είναι μη μόνιμες, κυκλικά μεταβαλλόμενες χρονικές συναρτήσεις, λόγω της λειτουργίας του αντλητικού καρδιακού μηχανισμού και έχουν χαρακτηριστικές παλμικές κατανομές που μεταβάλλονται στις διάφορες θέσεις του αρτηριακού συστήματος (Ku et al. 1997). Η ροή που δημιουργεί η καρδιά είναι μεταβαλλόμενη και φτάνει στο μηδέν όταν η αορτική βαλβίδα είναι κλειστή. Σαν αποτέλεσμα αυτής της λειτουργίας η ροή του αίματος στις αρτηρίες φτάνει στο μηδέν ή και αναστρέφεται σε ορισμένες αρτηρίες με μεγάλη αντίσταση στον απόρρο της ροής τους, ενώ η σχετική πίεση παρότι είναι παλμική δεν πέφτει στο μηδέν. Σε άλλες αρτηρίες (εσωτερική καρωτίδα, νεφρική) η ροή είναι πιο ομοιόμορφη.



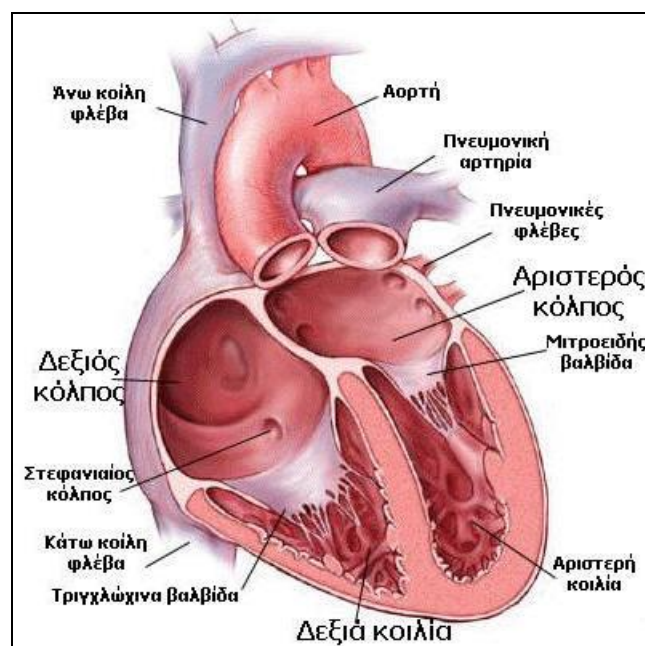
Εικόνα 7: Δομή μυϊκής αρτηρίας και μεγάλης φλέβας (Μακροπούλου, 2008).

2.7.1 Καρδιά & καρδιακός κύκλος

Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που λειτουργεί σαν μια φυσική αντλία η οποία δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες στις οποίες βρίσκεται σε χαμηλή πίεση και το ωθεί προς τις αρτηρίες με υψηλή πίεση. Η καρδιά βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο πνεύμονες. Το σχήμα της καρδιάς παρομοιάζει με το σχήμα κώνου. Η καρδιά περιβάλλεται από ένα υμένα από δύο φύλλα, το περικάρδιο, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια λεπτή μεμβράνη, το ενδοκάρδιο. Ανάμεσα στο



περικάρδιο και ενδοκάρδιο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται μυοκάρδιο και αποτελείται από δυνατές μυϊκές ίνες. Αποτελείται από τέσσερις μυώδεις κοιλότητες, δύο πάνω με λεπτά τοιχώματα τα οποία ονομάζονται κόλποι και δύο κάτω με παχύτερα τοιχώματα που ονομάζονται κοιλίες. Ο δεξιός κόλπος της καρδιάς δέχεται το αίμα από όλα τα μέρη του σώματος μέσω των μεγάλων φλεβών, το προωθεί στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική κυκλοφορία με στόχο την οξυγόνωσή του. Στη συνέχεια, το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα προωθείται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία. Η τελευταία αποτελεί το πιο «δυνατό» και σημαντικό τμήμα του μυοκαρδίου γιατί με τη συστολή της προωθεί το οξυγονωμένο πλέον αίμα σε όλο το σώμα, μέσω της αορτής και των μεγάλων αρτηριών.



Εικόνα 8: Καρδιακές κοιλότητες (Μακροπούλου, 2008).

Η καρδιά διαθέτει τέσσερις βαλβίδες που χρησιμεύουν στο να επιτρέπουν την δίοδο του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση και να εμποδίζουν την παλινδρόμησή του κατά τη διάρκεια της καρδιακής συστολής.

2.7.2 Αορτή

Η αορτή είναι η κυριότερη και μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος. Αρχίζει από την αριστερή κοιλία της καρδιάς και είναι η πρώτη αρτηρία που συναντά το αίμα καθώς εξέρχεται από την καρδιά. Μέσω της αορτής και των διάφορων κλάδων της το αίμα διοχετεύεται σε όλο τον οργανισμό καθώς ακολουθεί την πορεία του σύμφωνα με την συστηματική ή περιφερική κυκλοφορία που προαναφέραμε.

Η αορτή είναι ένας μεγάλος ελαστικός αγωγός με διάμετρο περίπου 25 mm και μήκος 6 cm μέσω της οποίας διοχετεύεται στον οργανισμό όλος ο όγκος του αίματος και μάλιστα με μεγάλη αρχική πίεση ώστε να μπορέσει να φθάσει σε κάθε σημείο του καρδιαγγειακού συστήματος. Από την έκφυσή της η αορτή δημιουργεί τόξο περίπου



180ο και κατευθύνεται στο κάτω μέρος του σώματος, με μέση αρχική πίεση περίπου 100 mmHg και με μεγαλύτερη παροχή όγκου στην εξόδου από την αριστερή κοιλία περίπου 5 lt/min.

Η αορτή χωρίζεται στα εξής τμήματα:

- Την ανιούσα αορτή
- Το αορτικό τόξο
- Την κατιούσα θωρακική αορτή
- Την κοιλιακή αορτή

Μετά την έκφυσή της, η αορτή στρέφεται προς τα άνω. Το τμήμα αυτό λέγεται ανιούσα αορτή. Όταν φτάσει πίσω από το δεύτερο δεξιό πλευρικό χόνδρο, τότε κάμπτεται σε σχήμα τόξου. Το τμήμα αυτό λέγεται αορτικό τόξο. Μετά η αορτή κατέρχεται και σχηματίζει την κατιούσα αορτή. Κατευθύνεται προς τη μπροστινή επιφάνεια των σπονδύλων, οπότε το τμήμα αυτό λέγεται θωρακική αορτή. Τέλος, φτάνει στην κοιλία (κοιλιακή αορτή).

2.7.3 Στεφανιαία νόσος και Αθηροσκλήρυνση

Τα καρδιαγγειακά νοσήματα αποτελούν ένα ευρύ φάσμα διαταραχών, που προσβάλλουν την καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία. Η στεφανιαία νόσος αποτελεί την συχνότερη και ίσως, σπουδαιότερη καρδιαγγειακή νόσο. Οι στεφανιαίες αρτηρίες εκφύονται από την αορτή και διακλαδίζονται στην δεξιά και αριστερή στεφανιαία, στη συνέχεια διακλαδίζονται ακόμη περισσότερο και καταλήγουν σε ένα πυκνό δίκτυο τριχοειδών αγγείων. Οι στεφανιαίες αρτηρίες τροφοδοτούν με αίμα και θρεπτικά συστατικά τον καρδιακό μυ δίνοντας του την απαραίτητη ενέργεια για την σύσπασή του. Σε περίπτωση ανάπτυξης αθηρωματικής πλάκας, ωστόσο, η παροχή του αίματος στον καρδιακό μυ μειώνεται με αποτέλεσμα να προκαλείται στηθάγχη, δηλαδή έντονος θωρακικός πόνος. Αναλυτικότερα, η ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση του πάχους του τοιχώματος του αγγείου, το οποίο είναι προϊόν της αθηροσκλήρυνσης που συμβαίνει κατά την φυσιολογική γήρανση του οργανισμού. Οι αθηρωματικές πλάκες είναι ένα υλικό από λιπαρές ουσίες, χοληστερίνη και άλλα προϊόντα του μεταβολισμού και των κυττάρων που κυκλοφορούν στις αρτηρίες, κολλάνε στα τοιχώματα και με την πάροδο του χρόνου προκαλούν στένωση του αυλού των αγγείων. Συνέπεια της αθηροσκλήρυνσης και κατ' επέκταση των αθηρωματικών πλακών είναι η εξασθένιση του τοιχώματος της αρτηρίας και η πιθανή δημιουργία ανευρύσματος. Η έννοια του ανευρύσματος θα παρουσιαστεί λεπτομερώς σε επόμενο κεφάλαιο.



Εικόνα 9: Αναπαράσταση δημιουργίας αθηρωματικής πλάκας σε αρτηρία. (Psallas Z., 2018)

Μέχρι σήμερα δεν είναι γνωστά με βεβαιότητα τα πραγματικά αίτια της δημιουργίας αθηρωματικών πλακών, αναμφίβολα όμως υπάρχουν ορισμένοι παράγοντες που προδιαθέτουν στην εμφάνισή τους. Κύριο ρόλο παίζουν τα επίπεδα των λιπιδίων στο αίμα, δηλαδή η χοληστερόλη και τα τριγλυκερίδια, η αρτηριακή υπέρταση, ο σακχαρώδης διαβήτης, το κάπνισμα, το βεβαρημένο οικογενειακό ιστορικό όπως π.χ. γονείς με στεφανιαία νόσο σε ηλικία μικρότερη των 60 ετών. Λόγω της σπουδαιότητάς της, έχουν αναπτυχθεί ποικίλες επεμβατικές τεχνικές για την αντιμετώπιση της στεφανιαίας νόσου. Οι τρεις κυριότερες είναι η αθηρεκτομή, η αγγειοπλαστική και η αορτοστεφανιαία παράκαμψη (by pass). Βέβαια υπάρχουν και διάφορες φαρμακευτικές ουσίες όπου χρησιμοποιούνται για την πρόληψη του εμφράγματος του μυοκαρδίου και του καρδιακού θανάτου. Οι κυριότερες ουσίες είναι τα αντιαιμοπεταλιακά που αποτρέπουν την πήξη του αίματος και την δημιουργία θρόμβων, διάφοροι υπολιπιδαιμικοί παράγοντες που οδηγούν σε μείωση των λιπιδικών κλασμάτων και κυρίτερα της χοληστερόλης και οι αναστολείς του μετατρεπτικού ενζύμου της αγγειοτασίνης που έχουν αντιαθηρωματική δράση. Σε κρίσιμες περιπτώσεις όμως η καρδιολογία παρεμβαίνει και αντιμετωπίζει ριζικότερα την στεφανιαία νόσο αποκαθιστώντας δηλαδή τις βλάβες που υπάρχουν μέσα στα στεφανιαία αγγεία.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455



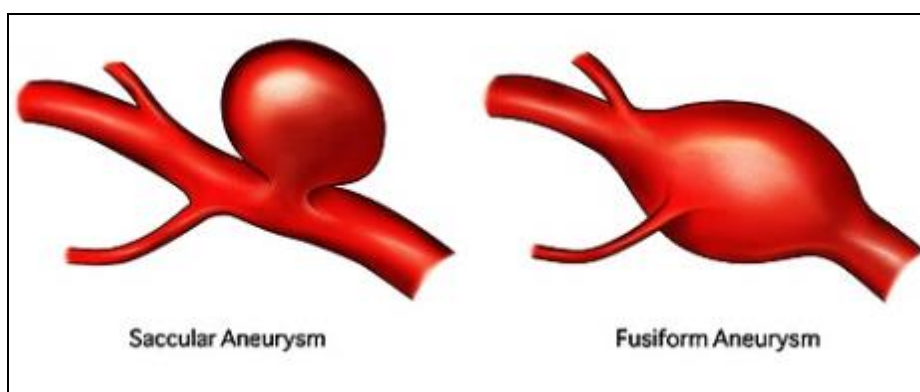


3. ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Ανεύρυσμα (aneurysm) ονομάζεται η παθολογική αύξηση της διαμέτρου ενός αγγείου του κυκλοφορικού συστήματος, τουλάχιστον κατά 50%. Το ανεύρυσμα μπορεί να εμφανιστεί σε οποιοδήποτε αγγείο αλλά σχεδόν πάντα παρουσιάζεται σε αρτηρίες και κυρίως στην κοιλιακή αορτή, τη μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος. Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) είναι μια διεύρυνση σαν εξόγκωμα που δημιουργείται σε μια εξασθενημένη περιοχή της αορτής στην κοιλιά. Η πίεση του αίματος σε κάθε χτύπημα της καρδιάς πιέζει το εξασθενημένο τοίχωμα της αορτής κάνοντας το ανεύρυσμα να διευρύνεται βαθμιαία περισσότερο. Το ΑΚΑ είναι μια σχετικά συχνή και δυνητικά απειλητική για την ζωή, πάθηση. Αφορά κυρίως άντρες ηλικίας άνω των 60 ετών, και οι καπνιστές έχουν τέσσερις φορές πιο αυξημένο κίνδυνο από τους μη καπνιστές. Συνήθως στην περίπτωση αυτή υπάρχει ιστορικό αθηρωματικής νόσου. Το ΑΚΑ τις περισσότερες φορές συνοδεύεται και από άλλες παθήσεις, κυρίως αγγειακές και αναπνευστικές, ενώ κάποιες φορές συνυπάρχει με κάποια κακοήθη νεοπλασία. Σύμφωνα με στατιστικά δεδομένα, στις ΗΠΑ διαγιγνώσκονται 200.000 άτομα με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, ετησίως. Γενικά, τα ανευρύσματα έχουν άμεση σχέση με το οικογενειακό ιστορικό και την κληρονομικότητα σε ποσοστό έως και 20%. Εάν δηλαδή, υπήρχε ένας συγγενής πρώτου βαθμού με ΑΚΑ, υπάρχουν δώδεκα φορές περισσότερες πιθανότητες να αναπτυχθεί ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής σε κάποιο άλλο μέλος της οικογένειας. Μάλιστα, το 15-25% των ασθενών που διαγνώστηκαν με ΑΚΑ, έχει συγγενή πρώτου βαθμού με τον ίδιο ακριβώς τύπο ανευρύσματος.

Τα ανευρύσματα, ανάλογα με την μορφή τους, χωρίζονται σε:

- Ατρακτοειδή: Έχουν ομοιόμορφο σχήμα και εμφανίζονται σε ένα εκτεταμένο συνήθως τμήμα της αορτής.
- Σακοειδή: Αυτά συνδέονται με την αρτηρία μέσω ενός λεπτού στελέχους.
- Πλευρικά: όπου εμφανίζεται ως εξόγκωμα στο τοίχωμα μιας αρτηρίας.



Εικόνα 10: Απεικόνιση σακοειδούς ανευρύσματος και ατρακτοειδούς ανευρύσματος (Παπαδοπούλου, 2014).

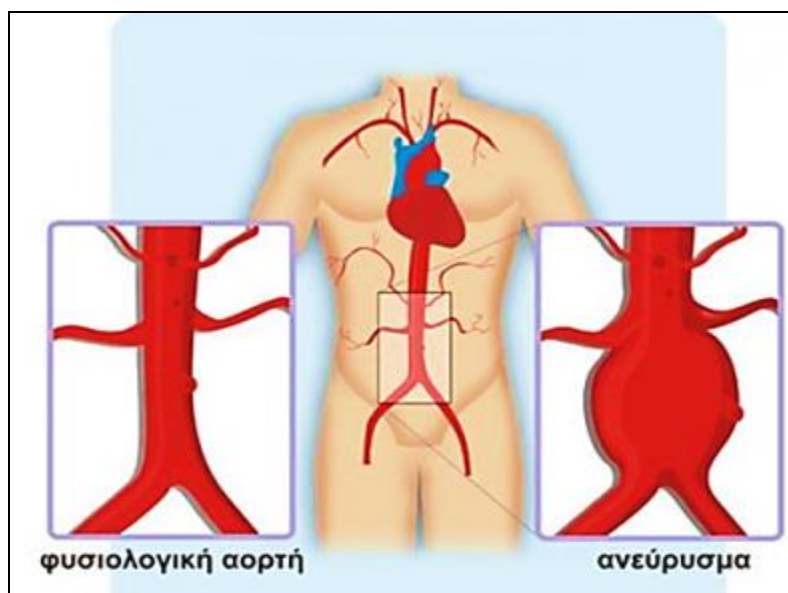


Θεωρητικά, η αύξηση της διαμέτρου του ανeurύσματος είναι σταθερά αυξητική και η τελική κατάληξη είναι η ρήξη του, δηλαδή το σπάσιμο. Η ρήξη αποτελεί επείγουσα κατάσταση που απειλεί τη ζωή του ασθενούς. Εάν οι διαστάσεις της ανeurυσματικής περιοχής αυξηθούν σημαντικά (περισσότερο από 5 cm) τότε υπάρχει μεγάλος κίνδυνος ρήξης του αγγείου. Αναλυτικότερα :

- Για ένα ανeurύσμα με διάμετρο 5-6 cm, ο κίνδυνος ρήξης σε 1 έτος είναι 5-10%.
- Για ένα ανeurύσμα με διάμετρο 6-7 cm, ο κίνδυνος ρήξης σε 1 έτος είναι 10-20%.
- Για ένα ανeurύσμα με διάμετρο πάνω από 7 cm, ο κίνδυνος ρήξης σε 1 έτος είναι 25%.

Σε περίπτωση ρήξεως του ανeurύσματος, η πιθανότητα επιβίωσης του ασθενούς είναι χαμηλή. Το 80-90% των ρήξεων καταλήγουν σε θάνατο λόγω αιμορραγίας, ενώ το 50% των ασθενών με ανeurύσμα κοιλιακής αορτής, που δεν αντιμετωπίζονται, τελικά πεθαίνουν. Ενώ και τα μικρά ανeurύσματα μπορεί να οδηγηθούν σε ρήξη, μεγαλύτερος είναι ο κίνδυνος για τα μεγαλύτερα και γι' αυτόν τον λόγο η πρώιμη και έγκαιρη διάγνωση και η κατάλληλη εκτίμηση των πιθανοτήτων ρήξης αποτελούν τα κλειδιά για την διαχείριση των ΑΚΑ.

Ένα άλλο, λιγότερο συχνό πρόβλημα, που μπορεί να προκαλέσει ένα ΑΚΑ είναι ο εμβολισμός. Ο θρόμβος ή τα συγκρίμματα που σχηματίζονται εντός του ανeurυσματικού σάκκου αποσπώνται και με την αιματική ροή καταλήγουν στα αγγεία που αιματώνουν άλλα όργανα. Όταν, τα αγγεία αυτά αποφραχτούν προκαλείται έντονος πόνος και ισχαιμία του οργάνου. Αν δεν αποκατασταθεί άμεσα η αιμάτωσή του, οδηγεί σε νέκρωση και απώλειά του.



Εικόνα 11: Απεικόνιση φυσιολογικής αορτής και αορτής με ανeurύσμα (HealthyLiving.gr, 2013).



3.1 Συμπτώματα

Τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής είναι συνήθως συμπτωματικά. Ως εκ τούτου η διάγνωση γίνεται συνήθως τυχαία, όταν ο ασθενής υποβάλλεται σε εξετάσεις για άλλη ασθένεια. Η διάγνωση επιβεβαιώνεται με υπερηχογράφημα στην περιοχή του ανευρύσματος. Ένα αυξανόμενο σε διάμετρο ανεύρυσμα με πιθανότητα ρήξης εμφανίζεται με αιφνίδιας έναρξης άλγος (συνεχές ή κωλικοειδές) στην οσφυϊκή ή κοιλιακή χώρα που μπορεί να ακτινοβολεί στους γλουτούς, στις βουβώνες, στο όσχεο κλπ. Οι συχνότερες επιπλοκές εκτός από την ρήξη είναι τα θρομβοεμβολικά επεισόδια και η πίεση των παρακείμενων ιστών. Ο ρυθμός αύξησης του ανευρύσματος καθώς και η διάμετρός του αποτελούν βασικό κριτήριο για τον κίνδυνο ρήξης του ανευρύσματος.

Τρία στα τέσσερα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής δεν εμφανίζουν κανένα σύμπτωμα, μέχρι τη στιγμή που διαγιγνώσκονται. Σε περίπτωση όμως, ύπαρξης συμπτωματολογίας, τότε αυτή περιλαμβάνει τα ακόλουθα:

- Κοιλιακός πόνος (συνεχής ή περιοδικός) και πόνος στην πλάτη, με αντανάκλαση σε πόδια, γλουτούς και βουβωνική περιοχή. Οι πόνοι αυτοί μπορεί να αποτελούν σημάδι ρήξης του ανευρύσματος αλλά ενίοτε εκλαμβάνονται ως πόνοι δυσκοπάθειας.
- Ψηλαφητή διόγκωση και αίσθημα παλμών στην κοιλιακή χώρα.
- Υπέρταση ή υπόταση.
- Σε σπάνιες περιπτώσεις μπορεί να εμφανιστεί πόνος, ωχρότητα (μπλε χρώμα) ή και έλκος στα δάκτυλα ή τον άκρο πόδα, εξαιτίας μικρο-εμβολισμών από τους θρόμβους του ανευρύσματος.

Στην περίπτωση που το ΑΚΑ υποστεί ρήξη, τότε η συμπτωματολογία τροποποιείται ως εξής:

- Έντονος πόνος στην πλάτη ή την κοιλιακή χώρα.
- Ωχρότητα, ξηροστομία και υπερβολική δίψα.
- Εμετός και ναυτία.
- Πυρετός.
- Ίλιγγος, λιποθυμία, εφίδρωση, έντονη ταχυκαρδία, ξαφνική αδυναμία.

3.2 Αίτια

Η δημιουργία ενός ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) είναι στις περισσότερες περιπτώσεις μια εκφυλιστική διεργασία. Το ανεύρυσμα προκαλείται λόγω βλάβης στο τοίχωμα του αγγείου. Τα ακριβή αίτια δεν είναι γνωστά. Θεωρείται ότι οι επιβαρυντικοί παράγοντες είναι η υψηλή αρτηριακή πίεση, η υψηλή χοληστερίνη, η παχυσαρκία, ο διαβήτης, το μεταβολικό σύνδρομο και το κάπνισμα. Έρευνες έχουν δείξει ότι σε ασθενείς με ΑΚΑ υπάρχουν διαταραχές στην περιεκτικότητα του αρτηριακού τοιχώματος στις δομικές πρωτεΐνες ελαστίνη και κολλαγόνο. Δομικές και



αιμοδυναμικές συνθήκες μοναδικές για την υπονεφρική αορτή μπορούν να εξηγήσουν την «προτίμηση» δημιουργίας ΑΚΑ σε αυτήν την ανατομική περιοχή, αλλά η στρατολόγηση των φλεγμονωδών κυττάρων στον έσω ελαστικό και τον έξω χιτώνα της αορτής φαίνεται να αποτελεί πρώιμο και καθοριστικό παθοφυσιολογικό γεγονός για την δημιουργία του ΑΚΑ. Επίσης, η αορτή μπορεί να υποστεί βλάβη λόγω ατυχήματος. Σημαντικό ρολό παίζουν και κάποια σπάνια σύνδρομα όπως το σύνδρομο Marfan, το οποίο αφορά ανθρώπους πολύ ψηλούς, λεπτούς, με πολύ λεπτά δάχτυλα κλπ. Σε σπάνιες περιπτώσεις, ανεύρυσμα αορτής μπορεί να προκληθεί από μόλυνση όπως η σύφιλη και η φυματίωση ή από φλεγμονή. Τέλος, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η κληρονομικότητα παίζει ρόλο στη γένεση του ανευρύσματος σε ποσοστό έως και 20%. Άλλοι παράγοντες κινδύνου για την ανάπτυξη ΑΚΑ είναι:

- Το αντρικό φύλο, και μάλιστα ηλικίας άνω των 60 ετών.
- Θετικό οικογενειακό ιστορικό (συγγενής α΄ βαθμού με ΑΚΑ).
- Η υψηλή αρτηριακή πίεση.
- Το κάπνισμα.

3.3 Διάγνωση και αντιμετώπιση

3.3.1 Διάγνωση ΑΚΑ

Τα περισσότερα ΑΚΑ δεν εμφανίζουν συμπτώματα και συνήθως εντοπίζονται τυχαία, στα πλαίσια της εξέτασης για κάποια άλλη πάθηση. Κατά την ψηλάφηση της κοιλιακής χώρας, ο γιατρός μπορεί να αισθανθεί μία σφύζουσα μάζα, που θέτει την υποψία για ύπαρξη ΑΚΑ. Υπάρχει πληθώρα εξετάσεων που μπορούν να διεξαχθούν, ξεκινώντας από την πιο διαδεδομένη διαγνωστική εξέταση, τον υπέρηχο στην περιοχή του ανευρύσματος. Ένας κοιλιακός υπέρηχος είναι ανώδυνος, οικονομικός, ασφαλής και η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη δοκιμή για τον έλεγχο και τη μέτρηση του μεγέθους ενός ΑΚΑ. Για μια πιο λεπτομερή εξέταση, ο ειδικός μπορεί να προτείνει κάποιες από τις παρακάτω εξετάσεις:

- Έγχρωμο υπερηχογράφημα αορτής ή triplex (εξέταση για την παρακολούθηση μικρών ΑΚΑ).
- Αξονική τομογραφία άνω και κάτω κοιλίας.
- Μαγνητική τομογραφία.
- Αγγειογραφία (μετά τη διάγνωση για καθορισμό τεχνικών λεπτομερειών της επέμβασης όπου απαιτείται).



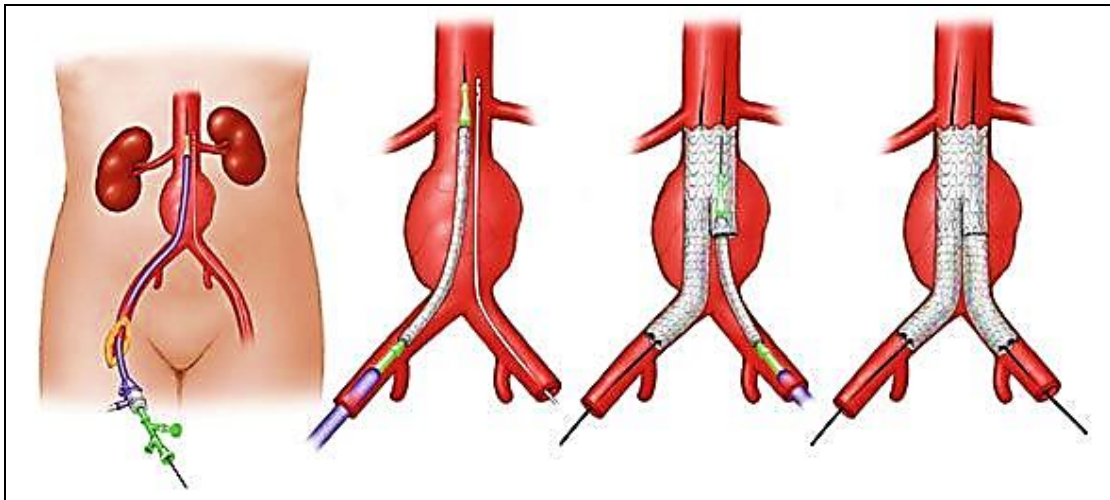
3.3.2 Αντιμετώπιση

Ανάλογα με το μέγεθος και το ρυθμό με τον οποίο το ανεύρυσμα της αορτής αυξάνεται, η θεραπεία μπορεί να ποικίλλει. Αν το ανεύρυσμα είναι μικρότερο από 4 cm, συνήθως συνίσταται παρακολούθηση με υπερηχογράφημα κάθε έξι έως δώδεκα μήνες. Αν το ανεύρυσμα είναι μέτριο (4-5,5 cm) θα χρειαστεί να συζητηθούν τα οφέλη και οι κίνδυνοι της εγχείρησης. Τα μεγάλα ανευρύσματα (5,5 cm και άνω) ή αυτά που αυξάνονται με γρήγορους ρυθμούς (άνω των 5 χιλιοστών σε έξι μήνες) θα χρειαστούν κατά πάσα πιθανότητα χειρουργική επέμβαση. Γενικά, χυπάρχουν δύο κύριες επιλογές να αντιμετωπιστεί το ΑΚΑ: α) ανοικτή χειρουργική επέμβαση και β) ενδαγγειακή αποκατάσταση (EVAR). Και οι δύο επιλογές είναι δυνατό να χρησιμοποιηθούν τόσο στην περίπτωση που το ΑΚΑ έχει υποστεί ρήξη όσο και στην εκλεκτική αντιμετώπιση, αν και η μέχρι σήμερα εμπειρία σε ενδαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος στην περίπτωση της ρήξης είναι περιορισμένη. Η τελική απόφαση για την επιλογή της κατάλληλης για κάθε ασθενή μεθόδου ανήκει στον ειδικό αγγειοχειρουργό, μετά από αναλυτική ενημέρωση του ασθενούς για τα μειονεκτήματα και τα πλεονεκτήματα της κάθε μεθόδου. Αξίζει να σημειωθεί ότι, η οριστική θεραπεία ενός ΑΚΑ είναι η χειρουργική αποκατάστασή του και εφαρμόζεται όταν η διάμετρος του είναι ≥ 5 εκ., όταν υπάρξει μεγάλη αύξηση σε δύο διαδοχικές μετρήσεις ή όταν το ανεύρυσμα προκαλεί συμπτώματα.

Η πιο διαδεδομένη θεραπεία που εφαρμόζεται σε μεγάλα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής που δεν έχουν διαρραγεί, είναι η ανοικτή χειρουργική επέμβαση. Κατά την μέθοδο αυτή, χορηγείται στον ασθενή γενική αναισθησία και έπειτα διενεργείται τομή στην κοιλιακή χώρα. Ο αγγειοχειρουργός αντικαθιστά το ανευρυσματικό τμήμα της αορτής με συνθετικό μόσχευμα ίδιου μεγέθους με τη φυσιολογική αορτή, στην οποία και συρράπτεται. Ο ασθενής παραμένει για 24-48 ώρες στη Μονάδα Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ) ενώ ο χρόνος νοσηλείας στο νοσοκομείο κυμαίνεται από πέντε έως επτά ημέρες. Για την πλήρη ανάρρωση απαιτούνται έξι εβδομάδες με τρεις μήνες. Πρόκειται για μια μεγάλη χειρουργική επέμβαση, την οποία δεν είναι σε θέση να υποστούν όλοι οι ασθενείς. Τα τελευταία 20 χρόνια όμως, αναπτύχθηκε μία νέα μέθοδος, η ενδαγγειακή αποκατάσταση (endovascular aortic repair ή EVAR) η οποία είναι μια ελάχιστα παρεμβατική μέθοδος που συνεχώς κερδίζει έδαφος στην καθημερινή αγγειοχειρουργική πράξη. Κατά την πραγματοποίηση αυτής της επέμβασης, συνήθως χορηγείται ένα μίγμα επισκληριδίου αναισθησίας και τοπικής αναισθησίας. Κατόπιν, υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο, ο Επεμβατικός Ακτινολόγος πραγματοποιεί μια μικρή τομή στο ύψος των μηροβουβωνικών περιοχών άμφω (στην κορυφή κάθε κάτω άκρου) ώστε να γίνεται εισαγωγή και ενδαγγειακή προώθηση της συσκευής που φέρει το ενδομόσχευμα (stent graft). Ειδική σκιαγραφική ουσία εγχύεται στην προς αντιμετώπιση περιοχή ώστε να καταστεί δυνατή η ακριβής χαρτογράφηση του ανευρύσματος απεικονιστικά. Το άνω άκρο του μοσχεύματος τοποθετείται και καθλώνεται στο άνω όριο του ανευρύσματος. Εν συνεχεία απελευθερώνεται σταδιακά το υπόλοιπο τμήμα του ενδομοσχεύματος από τη συσκευή μέχρι τη λαγόνιο αρτηρία αποκαθιστώντας, έτσι τη φυσιολογική ροή του αίματος. Η επέμβαση ολοκληρώνεται με τη διενέργεια διεγχειρητικής αγγειογραφίας όπου επιβεβαιώνεται η ορθή τοποθέτηση του μοσχεύματος καθώς και η μη ύπαρξη ενδοδιαφυγής, (διαφυγή αίματος εντός του ανευρυσματικού σάκου). Μετά την



επέμβαση ο ασθενής παραμένει στο νοσοκομείο για διάστημα τριών ημερών και είναι πιθανό να νιώσει πόνο ή και κάψιμο στις τομές. Ο ασθενής ενθαρρύνεται να αρχίσει να κινητοποιείται από την πρώτη κιάλας μετεγχειρητική ημέρα. Απαραίτητος είναι ο περιοδικός έλεγχος του ενδομοσχεύματος με Αξονική Τομογραφία ή Υπερήχους ώστε να βεβαιωθεί η σωστή λειτουργία του. Μορφολογικά δεν είναι όλα τα ανευρύσματα κατάλληλα για ενδαγγειακή αντιμετώπιση. Η επιλογή της ενδαγγειακής μεθόδου βασίζεται στο ιστορικό του ασθενούς και τα ανατομικά στοιχεία της κοιλιακής αορτής, των λαγονίων και των μηριαίων αρτηριών, κατόπιν προεγχειρητικού ελέγχου με αξονική αγγειογραφία (CTA).



Εικόνα 12: Ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (aggiocheirurgiki.gr, 2018)



4. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Στο παρόν κεφάλαιο παρατίθενται στοιχεία από δύο έρευνες των Xenosetal. που αφορούν την πρόβλεψη κινδύνου ρήξης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Αρχικά δίνεται ένα θεωρητικό υπόβαθρο βασιζόμενοι στο οποίο οι ερευνητές διεξήγαγαν πειράματα προσομοίωσης με τη χρήση προηγμένων πακέτων υπολογιστικής ρευστομηχανικής. Προκειμένου οι προσομοιώσεις να είναι όσο το δυνατόν πιο ακριβείς υιοθετήθηκαν οι ιδιότητες και οι οριακές συνθήκες που αναφέρονται παρακάτω, ενώ τα συμπεράσματα των ερευνών αυτών αποτελούν παρακαταθήκη τόσο για μελλοντικές έρευνες επί του αντικειμένου όσο και για την παρούσα εργασία.

4.1 Υπολογιστική Ρευστοδυναμική και Αλληλεπίδραση Ρευστού - Στερεάς Δομής

4.1.1 Γενικά στοιχεία

Δεδομένων των τεχνολογικών εξελίξεων και των οικονομικών περιορισμών, κρίνεται αναγκαία η χρήση ενός υπολογιστικού πακέτου του οποίου τα αποτελέσματα είναι αξιόπιστα σε βαθμό όπου αποφεύγεται η σπατάλη πειραματικών πόρων και επιτυγχάνεται η ελάττωση των δοκιμών. Έτσι λοιπόν δημιουργήθηκε η μελέτη της φυσικής που διέπει την Αλληλεπίδραση Ρευστού – Στερεάς Δομής (Fluid- Structure Interaction - FSI) που καλύπτει ένα ευρύ ερευνητικό πεδίο. Κάποιες από τις εφαρμογές όπου αξιοποιείται η μέθοδος FSI είναι για την προσομοίωση της ροής επάνω από ένα όχημα, την κατασκευή και ανάλυση πτερυγίων των αεροσκαφών, σε μελέτες μηχανών εσωτερικής καύσης, σε εναλλάκτες θερμότητας, σε ροές διακριτών σωματιδίων ή ελεύθερης επιφάνειας αλλά και σε προσομοιώσεις του καρδιαγγειακού ή του αναπνευστικού συστήματος.

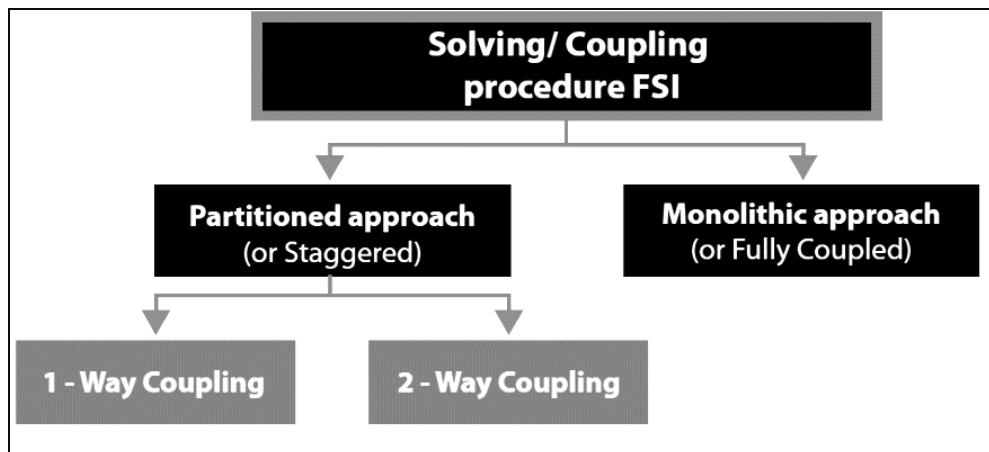
Η ταυτόχρονη ύπαρξη ρευστού και στερεού πεδίου που αλληλοεπιδρούν σε χρονικό και χωρικό επίπεδο αποτελεί κοινό παρονομαστή των παραπάνω παραδειγμάτων. Εφόσον η κλίμακα στην οποία αλληλοεπιδρά το ρευστό με το στερεό πεδίο είναι τέτοια ώστε να μεταβάλλονται οι φυσικές και μηχανικές ιδιότητες του καθενός ανεξάρτητα, τότε λαμβάνεται υπόψη η επίδραση των προβλημάτων FSI, με αποτέλεσμα να απαιτείται μία συζευγμένη (coupling) επίλυση των εξισώσεων που αφορούν κάθε πεδίο.

4.1.2 Ταξινόμηση προβλημάτων FSI

Τα προβλήματα FSI μπορούν να ταξινομηθούν σε διάφορες κατηγορίες και με διαφορετικά κάθε φορά κριτήρια. Ως προς τις αριθμητικές διαδικασίες που ακολουθούνται κατά την επίλυσή τους χωρίζονται σε:



- Μονολιθικής προσέγγισης (Monolithic approach): Η ροή του ρευστού και οι μετατοπίσεις της κατασκευής διέπονται από εξισώσεις οι οποίες επιλύονται ταυτόχρονα με χρήση ενός ενιαίου λύτη.
- Διαχωρισμένης προσέγγισης (Partitioned approach): Η ροή του ρευστού και οι μετατοπίσεις της κατασκευής διέπονται από ξεχωριστές εξισώσεις οι οποίες επιλύονται σε δύο διακριτούς λύτες. Ταξινομούνται περαιτέρω σε προβλήματα μονόδρομης και αμφίδρομης σύζευξης.

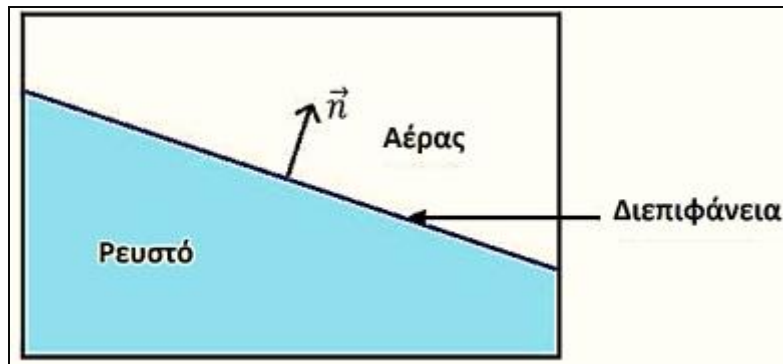


Εικόνα 13: Κατηγορίες ανάλυσης FSI.

Μια ακόμα γενική ταξινόμηση των διαδικασιών επίλυσης των μεθόδων FSI βασίζεται στη μεταχείριση των πλεγμάτων με βάση την οποία διακρίνονται οι σύμμορφες μέθοδοι πλέγματος (conforming mesh methods) και οι μη-σύμμορφες μέθοδοι πλέγματος (non-conforming mesh methods).

4.1.3 Μοντελοποίηση του προβλήματος

Προκειμένου να επιλυθεί ένα σύνθετο πρόβλημα υπολογιστικής ρευστομηχανικής είναι αναγκαία τόσο η κατανόηση της φύσης του, όσο και των συνθηκών που το διέπουν έτσι ώστε να σχεδιαστεί με τον πλέον αντιπροσωπευτικό τρόπο. Για την επίλυση των συγκεκριμένων προβλημάτων που χαρακτηρίζονται ως «Πολλαπλής Φυσικής» υιοθετείται μια προσέγγιση «Πολλαπλών Πεδίων» (Multifield), όπου κάθε διακριτό φυσικό φαινόμενο ερευνάται εντός ανεξάρτητου χωρικού πεδίου με επιμέρους μεταβλητές και εξισώσεις. Η αλληλεπίδραση των διακριτών πεδίων αυτών πραγματοποιείται μέσω των λεγόμενων «διεπιφανειών» που εν τέλει δεν είναι τίποτε άλλο αρά ειδικού τύπου συνοριακές συνθήκες.



Εικόνα 14: Αλληλεπίδραση ρευστού-στερεού.

Η προσέγγιση Αλληλεπίδρασης Ρευστού-Στερεάς Δομής (FSI) προκύπτει κατά την αλληλεπίδραση ενός ρευστού με μια στερεά δομή όπου κατόπιν παραμόρφωσης της αυτή με τη σειρά της μεταβάλλει το ροϊκό πεδίο. Για την επίλυση διάφορων βιοϊατρικών ροών που περιλαμβάνουν τη ροή ενός ή περισσότερων βιολογικών ρευστών εντός της συναφούς ανατομικής δομής (π.χ. αίμα στην αορτή, γαλακτικό οξύ στους μύες) μια τέτοια προσέγγιση είναι συνήθως μονόδρομος για τους λόγους που προαναφέρθηκαν.

Υπολογιστικά συστήματα εντός των οποίων λαμβάνουν χώρα δυναμικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ ετερογενών μηχανικών οντοτήτων καλούνται «συζευγμένα» (coupled) και η FSI προσέγγιση αποσκοπεί στην ερμηνεία της απόκρισης του συστήματος που προκαλούν ενδεχόμενες αλλαγές των συνοριακών συνθηκών. Τα διάφορα όμως φυσικά φαινόμενα σχετικά με κάθε τμήμα του συστήματος παρουσιάζουν μη γραμμική συμπεριφορά, λειτουργώντας σε διαφορετική κλίμακα χώρου και χρόνου, με αποτέλεσμα να χαρακτηρίζονται από δικά τους, ξεχωριστά, χαρακτηριστικά θεωρητικά μοντέλα τα οποία ζητείται να γεφυρωθούν από έναν μηχανισμό σύζευξης (coupling mechanism).

Όπως είναι κατανοητό, η μελέτη του Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής είναι ένα εκ φύσεως ζήτημα FSI και πράγματι, έτσι αντιμετωπίζεται στην παρούσα εργασία και τις πηγές όπου αυτή βασίστηκε. Η ροή του αίματος επηρεάζει τη συμπεριφορά του τοιχώματος του ΑΚΑ το οποίο με την σειρά του ορίζει απόλυτα το πεδίο ροής του αίματος. Έρευνες της προηγούμενης δεκαετίας συσχέτισαν αριθμητικά αποτελέσματα με κλινικά στοιχεία, υποδεικνύοντας την αναγκαιότητα της FSI θεώρησης για τη μελέτη των ΑΚΑ και την εξαγωγή ασφαλών αποτελεσμάτων περί της γενικότερης συμπεριφοράς τους.

4.1.4 Πορεία επίλυσης του προβλήματος

Οι βιολογικές ροές εκφράζονται μαθηματικά από τις Μερικές Διαφορικές Εξισώσεις με πιο γνωστές τις Navier-Stokes. Όταν η γεωμετρία του προβλήματος είναι απλή εφαρμόζονται ορισμένες παραδοχές που διευκολύνουν τη διεξαγωγή των ζητούμενων αποτελεσμάτων. Αντιθέτως, σε πιο σύνθετες γεωμετρίες ή μεταβατικά φαινόμενα επιστρατεύονται αριθμητικές μέθοδοι, όπως ακριβώς στη ροή του αίματος εντός Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ). Σε μια τέτοια περίπτωση με τη χρήση των κατάλληλων προγραμμάτων αλλά και του πειραματικού εξοπλισμού επιλύονται



αριθμητικά τα ροϊκά πεδία και γίνεται κατανοητή η μηχανική του αρτηριακού τοιχώματος, με αποτέλεσμα τη διεξαγωγή σημαντικών για την ιατρική επιστήμη πορισμάτων.

Η πορεία που ακολουθείται από ένα λογισμικό κατάλληλο για την επίλυση τέτοιου είδους προβλημάτων ξεκινά με τη χρήση ενός έτοιμου ή την εκ νέου κατασκευή ενός γεωμετρικού μοντέλου. Το μοντέλο αυτό μπορεί είτε να χαρακτηρίζει τον όγκο του στερεού, είτε το πεδίο ροής του ρευστού όπου στη συνέχεια θα χωριστεί σε πεπερασμένο πλήθος διακριτών όγκων για τους οποίους θα διατυπωθούν οι αλγεβρικές εξισώσεις που διέπουν τα υπό μελέτη φαινόμενα. Όσες Μερικές Διαφορικές Εξισώσεις συμμετέχουν στα φαινόμενα θα μετασχηματιστούν σε ένα σύνολο αλγεβρικών εξισώσεων που θα επιλυθούν με αριθμητικές μεθόδους ούτως ώστε να προκύψει η τελική λύση.

Κατά την μελέτη των Xenos M. et al. (2014) διεξήχθησαν προσομοιώσεις αλληλεπίδρασης δομής (FSI) σε υπολογιστικές τομογραφικές ανιχνεύσεις με βάση τον ασθενή, προκειμένου να παρακολουθηθεί η εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου από κανονικές αορτές έως αορτές με ανεύρυσμα που δεν είχε υποστεί ρήξη και με περιορισμένο ανεύρυσμα και εκτιμήθηκε ο κίνδυνος ρήξης ενός ΑΚΑ. Μελετήθηκαν τρεις ομάδες των 8 ατόμων: 8 με φυσιολογική αορτή και 16 με παθολογική εκ των οποίων οι 8 δεν είχαν υποστεί ρήξη στο ΑΚΑ ενώ οι υπόλοιποι ναι. Οι ανατομικές δομές ΑΚΑ που κατατμήθηκαν περιλάμβαναν τον αυλό του αίματος, τον ενδορινικό θρόμβο (ILT), το τοίχωμα των αγγείων και τις ενσωματωμένες ασβεστοποιήσεις. Το τοίχωμα του αγγείου περιγράφηκε με ένα μοντέλο ανισοτροπικού υλικού που ταιριάζει με πειραματικές μετρήσεις δειγμάτων ιστού ΑΚΑ. Χρησιμοποιήθηκε ένα στατιστικό μοντέλο για την εκτίμηση της τοπικής κατανομής ισχύος του τοιχώματος για τη δημιουργία ενός χάρτη ενός δείκτη δυναμικού ρήξης (RPI), που αντιπροσωπεύει την αναλογία μεταξύ της τοπικής καταπόνησης και της τοπικής κατανομής ισχύος. Οι προσομοιώσεις FSI ακολούθησαν μια σαφή τάση αύξησης των τάσεων στα τοιχώματα από φυσιολογικές σε παθολογικές περιπτώσεις. Οι μέγιστες τάσεις παρατηρήθηκαν στις περιοχές όπου δεν υπήρχε η ILT, υποδεικνύοντας μια πιθανή προστατευτική επίδραση της ILT. Παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφορές μεταξύ της μέγιστης συστολικής πίεσης και της μέγιστης πίεσης στη μέση αρτηριακή πίεση μεταξύ των τριών ομάδων. Για τα ραγέντα ανευρύσματα, όπου η γεωμετρία του ανέπαφου ανευρύσματος ανακατασκευάστηκε, τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων FSI απεικονίζουν σαφώς τη μέγιστη τάση του τοιχώματος σε μια εκ των προτέρων γνωστή θέση ρήξης. Η χαρτογράφηση RPI έδειξε αρκετές διαφορετικές περιοχές υψηλού RPI που συμπίπτουν με την πραγματική θέση της ρήξης. Η μεθοδολογία FSI καταδεικνύει ότι η ανευρυσματική νόσος μπορεί να περιγραφεί με αριθμητικές προσομοιώσεις, όπως υποδεικνύεται από μια σαφή τάση αύξησης των τάσεων του αορτικού τοιχώματος στις ομάδες που μελετήθηκαν (φυσιολογικές αορτές, ΑΚΑ και rAAAs). Για τη συσχέτιση γεωμετρικών παραμέτρων με την κατάσταση επισκευής ΑΚΑ χρησιμοποιήθηκε η εξαγωγή δεδομένων που διευκολύνει τον προσδιορισμό των προτύπων σε σύνολα δεδομένων καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι το μήκος σάκου, ύψος σάκου, όγκος, επιφάνεια, μέγιστη διάμετρος, ύψος διόγκωσης και όγκος ILT μπορεί να προσφέρει χρήσιμες πληροφορίες. Εξετάστηκε επίσης, η ανίχνευση με βάση την εικόνα της κεντρικής γραμμής του αυλού για την ταξινόμηση ΑΚΑ πριν από τις εκτιμήσεις κινδύνου ρήξης.



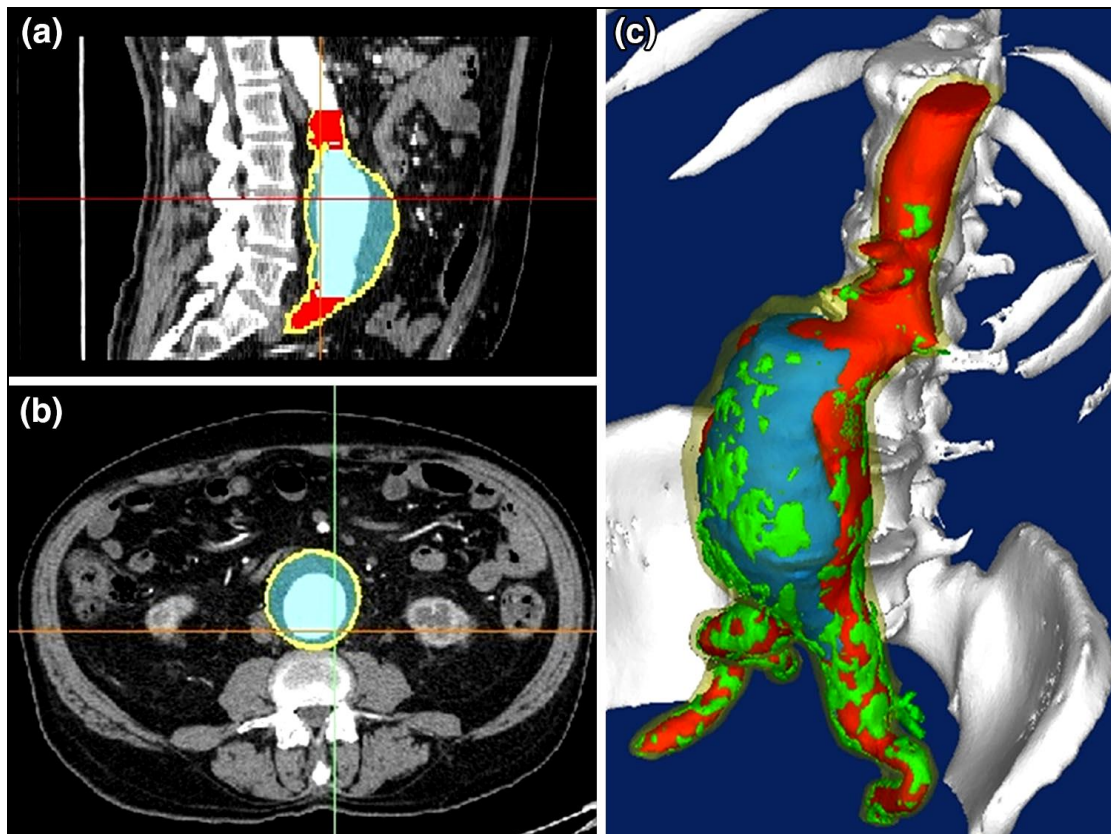
Η καμπυλότητα της επιφάνειας αναλύθηκε ως αποδεδειγμένος ταξινομητής που αποδίδει μεγαλύτερη ακρίβεια στην πρόβλεψη κινδύνου από τη διάμετρο. Η ομάδα των Xenos M. e tal. πραγματοποίησε προσομοιώσεις FSI, στις οποίες διαμορφώνεται μια πλήρως συνδεδεμένη δυναμική αλληλεπίδραση μεταξύ της αιμοδυναμικής ΑΚΑ και των παραμορφώσεων τοίχου. Η προαναφερθείσα ομάδα πραγματοποίησε μελέτες FSI σε συγκεκριμένων ασθενών γεωμετρίες που ανακατασκευάστηκαν από αξονικές τομογραφίες σε ΑΚΑ διαφορετικών διαμορφώσεων, τόσο με, όσο και χωρίς ενδοαυλικό θρόμβο. Πειραματικά δεδομένα μετρήσεων διαξονικών τάσεων προσαρμόστηκαν σε ένα μοντέλο ορθοτροπικού υλικού που προσομοιώνει ιστούς αγγείων ως ενισχυμένο με ίνες σύνθετο υλικό. Έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων τάσεων των ΑΚΑ που είχαν υποστεί ρήξη (rAAA) με περιπτώσεις φυσιολογικών αορτών και περιπτώσεων ΑΚΑ που δεν έσπασαν. Σε αυτήν τη μελέτη επεκτάθηκε η ομάδα των φυσιολογικών και παθολογικών περιπτώσεων για να περιγραφούν αιμοδυναμικές και δομικές αλλαγές τοιχώματος που διαφοροποιούν τα ΑΚΑ κατά την εξέλιξη της νόσου μελετώντας τις προαναφερθείσες τρεις ομάδες. Η ανάλυση, με βάση τη μέγιστη τάση von Mises (μοντέλο ισοτροπικού υλικού) και τη μέγιστη τάση κύριου άξονα (μοντέλο ορθοτροπικού υλικού), στην κορυφή συστολής και στη μέση αρτηριακή πίεση (MAP), σε συνδυασμό με στατιστική δοκιμή για τις τρεις ομάδες παρέχουν μια τάση (νομογράφημα) και απόκριση προσαρμογής της συμπεριφοράς της κοιλιακής αορτής κατά τη διάρκεια αυτών των τριών σταδίων της νόσου. Συζητείται περαιτέρω η πιθανή συμβολή σημαντικών βιομηχανικών χαρακτηριστικών του ΑΚΑ, όπως ο ρόλος της ILT και οι ασβεστοποιήσεις στο παθολογικό τοίχωμα της αορτής.

4.1.5 Συλλογή δεδομένων CT και FSI

Οι σαρώσεις κοιλιακής αξονικής τομογραφίας (CT) αποκτήθηκαν με ενδοφλέβια αντίθεση, η οποία είναι το πρότυπο περιθαλψής για ασθενείς με νόσο ΑΚΑ, από ασθενείς που έφτασαν στο πανεπιστημιακό νοσοκομείο Stony Brook ER ή στο νοσοκομείο Liege University του Βελγίου, με ΑΚΑ που δεν είχαν υποστεί ρήξη. Λήφθηκαν επίσης αξονικές τομογραφίες φυσιολογικών αορτών και χρησιμοποιήθηκαν ως βασικές περιπτώσεις ελέγχου. Ελήφθη συγκατάθεση από τους ασθενείς, ενώ το πρωτόκολλο εγκρίθηκε από τις αρμόδιες επιτροπές που πραγματεύονται έρευνες σχετικές με ανθρώπινα όντα. Συνολικά, αποκτήθηκαν 24 σαρώσεις αορτής CT με ενδοφλέβια αντίθεση, 8 φυσιολογικών αορτών και 16 παθολογικών. Τα σημεία συντεταγμένων και οι διαστάσεις της γεωμετρίας ΑΚΑ ειδικά για τον κάθε ασθενή εξήχθησαν από τις αξονικές τομογραφίες, συμπεριλαμβανομένων ανατομικών λεπτομερειών του τοιχώματος του αγγείου, του αυλού, της ILT και των ασβεστοποιήσεων (Ca). Για τις φυσιολογικές και παθολογικές κοιλιακές αορτές, τα όρια των ανακατασκευών καθορίστηκαν από ακριβώς κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες που διακλαδίζονται έως 4,0 cm μακριά από την λαγόνια διακλάδωση. Άλλες μικρότερες αρτηρίες, όπως οι γοναδικές και οσφυϊκές αρτηρίες, η κατώτερη μεσεντερική αρτηρία και η διάμεση ιερή αρτηρία παραμελήθηκαν λόγω έλλειψης πληροφοριών σχετικά με τη ροή του αίματος που εξέρχεται από αυτές τις αρτηρίες και την οριακή επίδρασή τους στο αιμοδυναμικό ΑΚΑ. Στο τοίχωμα του ΑΚΑ αποδόθηκε ένα ομοιόμορφο πάχος των 2 mm, όπως χρησιμοποιήθηκε σε προηγούμενες μελέτες συγκεκριμένων γεωμετριών ασθενούς. Οι παράλληλες



σαρώσεις επιπέδων μεταφράστηκαν σε τρισδιάστατες εικόνες χρησιμοποιώντας Mimics (Mimics, Materialize, Leuven, Belgium) και MMS (MMS, Medical Metrx Solutions Inc., West Lebanon, NH). Οι 24 αορτικές γεωμετρίες ανακατασκευάστηκαν λεπτομερώς με τη χρήση προηγμένων πακέτων λογισμικού ανακατασκευής εικόνας. Οι λαμβανόμενες τρισδιάστατες γεωμετρίες διαχωρίστηκαν περαιτέρω σε τριγωνικά πλέγματα στοιχείων για προσομοιώσεις αλληλεπίδρασης ρευστής δομής (FSI) (ADINAR&D, Inc., Watertown, MA).



Εικόνα 15: Οι κορωνικές (α) και αξονικές (β) όψεις των δεδομένων CT επικαλυπτόμενες από την ανακατασκευασμένη τρισδιάστατη γεωμετρία. (γ) 3D ανακατασκευή ενός ρήγματος ανευρύσματος (rAAA). (Xenos M. et al. (2014))

Οι εικόνες 14(α) και 14(β) δείχνουν τις στεφανιαίες και αξονικές όψεις των δεδομένων CT που επικαλύπτονται από την ανακατασκευασμένη τρισδιάστατη γεωμετρία. Η εικόνα 14(γ) δείχνει την τρισδιάστατη ανακατασκευή ενός από τα οκτώ περιεχόμενα ρήξη ανευρύσματος (rAAA) που επιλέχθηκε για μελέτη με βάση τη μεθοδολογία FSI που βασίζεται στον ασθενή. Γενικά, τα ληφθέντα δεδομένα εκφράστηκαν με τις τιμές μέσης και τυπικής απόκλισης (μέσος όρος \pm SD). Χρησιμοποιήθηκε μη παραμετρική ανάλυση μονής κατεύθυνσης διακύμανσης (ANOVA) για την εξέταση της σημασίας των επιπέδων πίεσης στη μέγιστη συστολή ή στη μέση αρτηριακή πίεση, $MAP = pd + 0,33$ ($ps \geq 2 pd$), όπου τα ps και pd δηλώνουν συστολική και διαστολική πίεση, για τις τρεις ομάδες (κανονικές, AKA και rAAA). Αυτή η δοκιμή πραγματοποιήθηκε για να διακρίνει τις στατιστικές διαφορές μεταξύ των μέγιστων τιμών τάσεων vonMises από τις προσομοιώσεις FSI. Δεδομένου ότι οι μέγιστες τιμές πίεσης που χρησιμοποιούνται στη στατιστική ανάλυση αντιπροσωπεύουν ανεξάρτητα



πειραματικά τελικά σημεία, το $p < 0,01$ θεωρήθηκε ότι καθορίζει τη στατιστική σημασία. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας το εσωτερικό Matlab script (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

4.1.6 Ιδιότητες Υλικού

Σε αυτή τη μελέτη χρησιμοποιήθηκαν τυποποιήσεις ιστροπικού και ορθοτροπικού υλικού. Η σύνθεση ορθοτροπικού υλικού διαμορφώνει το αρτηριακό τοίχωμα ως σύνθετη παραμορφώσιμη δομή που παρουσιάζει μη γραμμική σχέση τάσης-καταπόνησης με εκθετική σκλήρυνση σε υψηλές τάσεις. Μια τυπική τιμή της γωνίας μεταξύ των δύο οικογενειών ινών που χαρακτηρίζουν τη βιομηχανική τοίχου ΑΚΑ εξήχθη από τη βιβλιογραφία. Σε αυτήν τη μελέτη χρησιμοποιούνται όροι υψηλότερης τάξης στις ιστροπικές λειτουργίες στέλεχος Mooney – Rivlin (M-R) για να ερμηνευτεί η απόκλιση από τη συμπεριφορά νεο-Hookean / Gauss σε μεγάλες εκτάσεις, σε συνδυασμό με τις συνθέσεις ορθοτροπικού υλικού Holzapfel. Η συνδυασμένη σύνθεση ενεργειακής καταπόνησης που χρησιμοποιήθηκε στις προσομοιώσεις FSI παρήγαγε εξαιρετική εφαρμογή σε προηγούμενα δημοσιευμένα διαξονικά πειραματικά δεδομένα tenτώματος με δείγμα ΑΚΑ. Οι παράμετροι που ταιριάζουν καλύτερα στο μοντέλο παρουσιάζονται στον Πίνακα 1 ($R^2 = 0,99$). Αυτή η τιμή r-square είναι πολύ υψηλή και μπορεί να οφείλεται σε μια μικρή προκατάληψη στην αρχική εφαρμογή. Χρησιμοποιώντας το παραπάνω ορθοτροπικό μοντέλο, πραγματοποιήθηκε αριθμητικά μια αναπαραγωγή αυτής της δι-αξονικής εφελκυστικής δοκιμής προκειμένου να επικυρωθούν οι παράμετροι του μοντέλου. Εν συντομία, ένα δείγμα τετραγωνικού 2 cm δημιουργήθηκε εκ νέου στο πακέτο λογισμικού ADINA και η σχέση πίεσης-τάσης στις περιφερειακές και διαμήκεις κατευθύνσεις αντιστοιχίστηκε με τα πειραματικά αποτελέσματα. Η φόρτωση σε κάθε άκρη ξεκίνησε στα 0 N / m, και στη συνέχεια αυξήθηκε στα 120 N / m σε διάστημα 1 δευτερολέπτου. Η σχέση τάσης-τάσης και στις δύο κατευθύνσεις ήταν κατά μέσο όρο σε τέσσερα στοιχεία στις γωνίες ενός τετραγώνου 5 X 9 X 5 mm² κοντά στο κέντρο της πλάκας. Επιτεύχθηκε μια καλή συμφωνία μεταξύ της σχέσης πίεσης-καταπόνησης του προσομοιωμένου δείγματος και των πειραματικών μετρήσεων. Το υλικό ILT διαμορφώθηκε ως γραμμικό ελαστικό με συντελεστή Young 0,11 MPa και αναλογία Poisson 0,45. Οι μικρές ασβεστοποιήσεις (small-Ca) υποτίθεται ότι συμπεριφέρονται ως ένα άκαμπτο ισότροπο υλικό με ιδιότητες που συνοψίζονται στον Πίνακα 1. Στα αποτελέσματα που παρουσιάζονται υπολογίζονται οι τάσεις vonMises για τα μοντέλα ιστροπικού υλικού και οι κύριες τάσεις ρ_1 για το μοντέλο ορθοτροπικού υλικού. Αυτές οι τάσεις παρέχουν μια ποσοτική τιμή της τάσης τοίχου σε κάθε σημείο της εξωτερικής επιφάνειας τοιχώματος, που παρουσιάζεται ως τρισδιάστατη χρωματική χαρτογράφηση που αντιστοιχεί στο επίπεδο τάσης.



Πίνακας 1: Ιδιότητες υλικού για το κανονικό και παθολογικό τοίχωμα (ισοτροπικό/ανισότροπο) και ασβεστοποίηση που χρησιμοποιούνται στις προσομοιώσεις FSI. (Xenos M. et al. (2015))

Material coefficients	Isotropic coefficients				Anisotropic coefficients			
	C_1 (Pa)	C_2 (Pa)	D_1 (Pa)	D_2	k_1 (Pa)	k_2	α_a°	β_a°
Physiological Wall (isotropic)	4444	90,695	26,785	29,48	-	-	-	-
Pathological Wall (isotropic)	8888	164,900	48,7	53,46	-	-	-	-
Pathological Wall (anisotropic)	8888	164,900	48,7	53,46	1886	94,75	5 ⁰	265 ⁰
Calcification	92,000	-	36,000	2,0	-	-	-	-

4.1.7 Δείκτης δύναμης τοιχώματος και ρήξης (RPI)

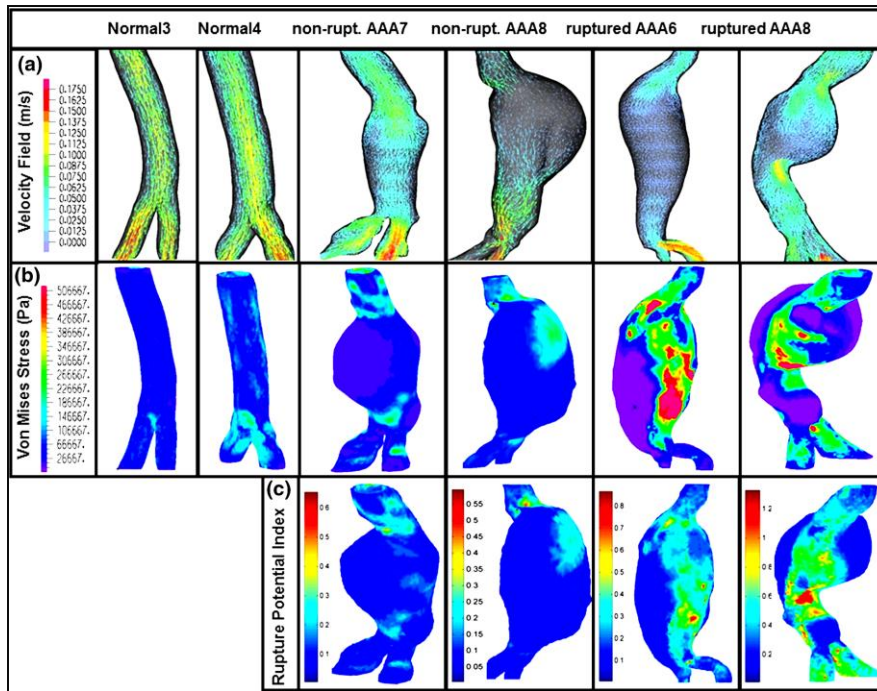
Χρησιμοποιήθηκε ένα στατιστικό μοντέλο μη επεμβατικών μέσων για τον υπολογισμό της \ln νόμο κατανομής αντοχής τοίχου. Συγκεντρώθηκαν σημαντικοί κλινικοί και γεωμετρικοί προγνωστικοί δείκτες για να αποδοθεί μια τοπική τιμή της αντοχής του τοιχώματος, όπως το τοπικό πάχος ILT σε cm, η τοπική διάμετρος ομαλοποιήθηκε στη διάμετρο της μη νευροευρυϊκής αορτής (υπέρυθρος) που εκτιμάται από την ηλικία και το φύλο του ασθενούς, την οικογένεια ιστορικό ($1/2$ με ιστορικό, $2 1/2$ χωρίς ιστορικό) και φύλο ασθενούς ($1/2$ αρσενικό, $2 1/2$ γυναίκα). Αυτό το μοντέλο χρησιμοποιείται για τη δημιουργία τρισδιάστατης χαρτογράφησης της αντοχής του τοιχώματος που συγκρίνεται στη συνέχεια με την τοπική κατανομή τάσης, για τη δημιουργία χάρτη ενός δείκτη δυναμικού ρήξης (RPI), που ορίζεται ως η αναλογία μεταξύ της τοπικής τάσης τοίχου (υπολογίζεται με FSI) και την τοπική δύναμη του τοίχου. Κάθε παγκόσμια μεταβλητή πρόβλεψης, π.χ., οικογενειακό ιστορικό και μέγεθος ΑΚΑ, ελήφθησαν από το διάγραμμα νοσοκομείου κάθε ασθενούς, ενώ οι χωρικά ποικίλες μεταβλητές πρόβλεψης, η τοπική διάμετρος και το πάχος της ILT, μετρήθηκαν από εικόνες CT.

4.1.8 Ροή αίματος μέσω ανευρυσματικών και φυσιολογικών αορών

Η προσέγγιση FSI μπορεί να παρέχει μια λεπτομερή αναπαράσταση του πεδίου ροής κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου για τους φυσιολογικούς και τους παθολογικούς αορτικούς αυλούς. Για όλες τις ανευρυσματικές περιπτώσεις, τα πρότυπα ροής κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής αλλάζουν σημαντικά σε σύγκριση με τις υγιείς αορτές. Η απότομη επέκταση από το λαιμό του ανευρύσματος στον διασταλμένο αυλό ΑΚΑ προκαλεί ταχεία μείωση των ταχυτήτων που ακολουθείται από το σχηματισμό πολύπλοκων σχεδίων ροής και ζωνών ανακυκλοφορίας. Η εικόνα 15(a) δείχνει το πεδίο ροής στον ανευρυσματικό σάκο για έξι αντιπροσωπευτικές περιπτώσεις 0,15 δευτερόλεπτα μετά τη μέγιστη συστολή. Παρατηρείται ότι ενώ το πεδίο ροής είναι απλουστευμένο στις δύο κανονικές αορτές, η ροή καθίσταται σαφώς διαταραγμένη για τα δύο ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη. Οι διαταραχές εντείνονται για τις δύο τελευταίες παθολογικές περιπτώσεις ρήξης (rAAAs) όπου απεικονίζεται σαφώς ο σχηματισμός ζωνών ανακυκλοφορίας. Κατά τη



διάρκεια της διαστολής, οι μεγάλες και διάχυτες ζώνες ανακυκλοφορίας σχηματίζονται σε μοντέλα ΑΚΑ και ΑΚΑ που έχουν υποστεί ρήξη (rAAAs). Αυτά είναι πιο έντονα καθώς ο ανευρυσματικός σάκος διευρύνεται και εκτείνεται σχεδόν σε ολόκληρη τη διάμετρο του ανευρυσματικού εξογκώματος.



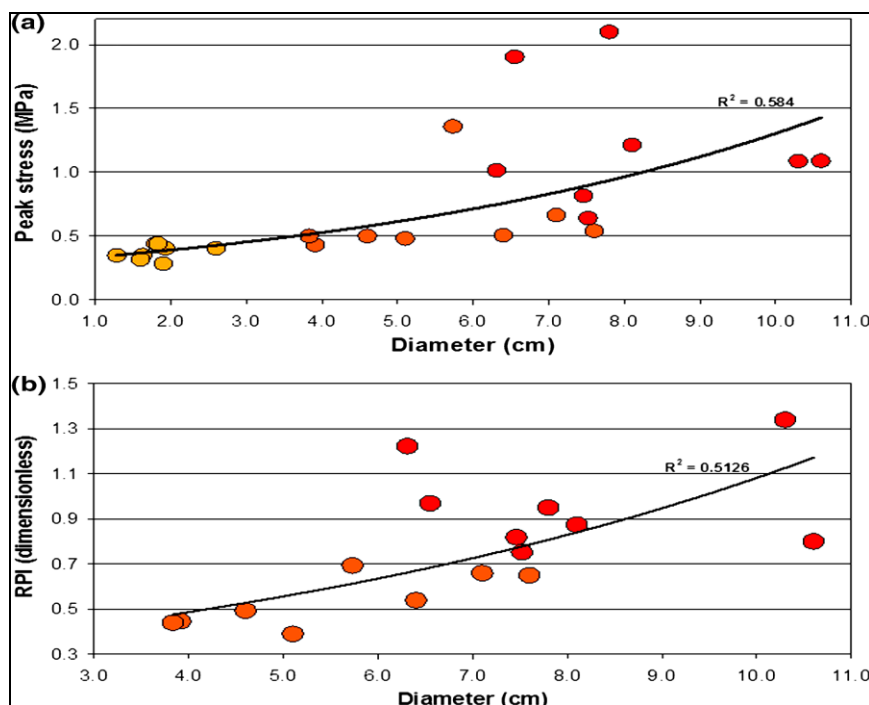
Εικόνα 16: Αντιπροσωπευτικές περιπτώσεις κάθε ομάδας, κανονικές (N3,N4), ΑΚΑs (ΑΚΑ7,ΑΚΑ8) και rAAAs (rAAA6,rAAA 8). (Xenos M. et al. (2014))

Και στις δύο παθολογικές περιπτώσεις, παρατηρούνται μικρότερες ζώνες ανακυκλοφορίας στο πεδίο ροής, που συμβαίνει είτε στην είσοδο του ανευρύσματος είτε κοντά στην περιοχή στασιμότητας της λαγόνιας διακλάδωσης κατά τη διάρκεια της διαστολής, δημιουργώντας πολύ περίπλοκα διαταραγμένα πρότυπα ροής. Οι αλλαγές στο πεδίο της ταχύτητας και στα πρότυπα ροής έχουν ως αποτέλεσμα σημαντικές αλλαγές στην κατανομή της πίεσης του αυλού σε σύγκριση με τις κανονικές αορτές. Στην κορυφή της συστολής, η τυπική αρτηριακή πίεση που ενεργούσε στον τοίχο στις φυσιολογικές αορτές 1 cm πάνω από τους λαγόνους ήταν περίπου 120 mmHg, ενώ στις παθολογικές περιπτώσεις (ομάδα rAAAs) ήταν, 2–3% υψηλότερη (122,4–123,6 mmHg). Η αρτηριακή πίεση κατά τη διάρκεια της διαστολής ήταν επίσης υψηλότερη στις παθολογικές περιπτώσεις (ομάδα rAAAs) σε σύγκριση με τις φυσιολογικές περιπτώσεις. Για παράδειγμα, στο 60% του καρδιακού κύκλου (πρώιμη διαστολή), η πίεση στην κανονική αορτή 1 cm πάνω από τους λαγόνους ήταν 104,5 mmHg ενώ η πίεση στην ίδια θέση ήταν 0,4-0,6% υψηλότερη για τα rAAAs που παραμένουν σχεδόν σταθερά ανεύρυσμα και έπεσε απότομα στις λαγόνιες αρτηρίες. Αυτό δείχνει ότι, σε ΑΚΑ, υπάρχει μια αύξηση της πίεσης που δρα στο αορτικό τοίχωμα, η οποία δεν αντισταθμίζεται από την αναμενόμενη πτώση πίεσης κατάντη.



4.1.9 Κατανομή πίεσης τοιχώματος στον τοίχωμα της αορτής

Τα αποτελέσματα κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής και της μέσης αρτηριακής πίεσης (MAP) με ισοτροπικά και ανισοτροπικά σκευάσματα τοιχώματος παρουσιάζονται στον Πίνακα 2, με τις τάσεις vonMises να αναφέρθηκαν για τις ισοτροπικές προσομοιώσεις και τις τάσεις του κύριου άξονα (ρ_1) για τις ανισοτροπικές προσομοιώσεις (αντίστοιχα Ηλεκτρονικό προσάρτημα για πρόσθετες πληροφορίες σχετικά με την προσομοίωση FSI). Η εικόνα 15(b) δείχνει τις μέγιστες τάσεις vonMises για έξι αντιπροσωπευτικές περιπτώσεις. Υπάρχει μια γενική τάση αύξησης των τάσεων τοίχου από κανονικές αορτές σε μη σπασμένα και σπασμένα ΑΚΑ όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 16(α). Σε αυτή την εικόνα, προβάλεται η διατομή στεφανιαίων πεδίων φορέα ταχύτητας 0,15s μετά την κορυφή συστολή. Στην Εικόνα 16(b) παρουσιάζεται η τάση VonMises στο τοίχωμα της αορτής για τη διαμόρφωση μοντέλου ισοτροπικού υλικού ενώ η Εικόνα 16 (c) απεικονίζει RPI για παθολογικές περιπτώσεις. Η μέγιστη συστολική τάση vonMises απεικονίζεται στη μέγιστη διάμετρο της αορτής για κάθε περίπτωση. Προχωρώντας στις παθολογικές περιπτώσεις, από φυσιολογικά άτομα σε μη ρήξη ΑΚΑ και στη συνέχεια σε rAAA, η μέγιστη διάμετρος αυξήθηκε και η μέγιστη τάση αυξήθηκε επίσης, μετά από μια μη γραμμική καμπύλη. Τα μοντέλα φυσιολογικού θέματος έχουν μέση τιμή μέγιστης τάσης vonMises 0,37 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,057$ MPa. Οι ισοτροπικές προσομοιώσεις για ατέλειωτες αορτές φτάνουν στη μέση μέγιστη συστολική vonMises τάση 0,62 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,3$ MPa.



Εικόνα 17: Τα γραφήματα δείχνουν τη μέγιστη τάση vonMises και τη μέγιστη RPI έναντι της μέγιστης διαμέτρου αορτής στο αποκορύφωμα συστολής για όλες τις περιπτώσεις (κανονικές αορτές: κίτρινες, ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη: πορτοκαλί, διαρρηγνυόμενες ΑΚΑ: κόκκινο). (Xenos, 2015)



Οι περιπτώσεις ΑΚΑ που έχουν υποστεί ρήξη, παράγουν πολύ υψηλότερες τάσεις τοιχώματος, με μέση μέγιστη πίεση συστολικού vonMises να φτάνει τα 1,23 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,51$ MPa, (Πίνακας 2.) Ομοίως, τα κανονικά υποκείμενα μοντέλα έχουν μέση τάση MAP von Mises 0,29 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,043$ MPa. Οι ιστροπικές προσομοιώσεις για μη διαρρηγμένες αορτές φθάνουν σε μέση τάση MAP von Mises 0,44 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,22$ MPa. Οι περιπτώσεις ρηγμένων ΑΚΑ παράγουν υψηλότερες τάσεις τοίχου, με μέση τάση MAP von Mises 0,91 MPa με τυπική απόκλιση $\pm 0,47$ MPa, Πίνακας 2. Οι προσομοιώσεις ανισοτροπικού υλικού FSI ακολουθούν την ίδια τάση με τις ιστροπικές προσομοιώσεις. Η τάση στον κύριο άξονα, p_1 , αυξάνεται σημαντικά από φυσιολογικές σε παθολογικές περιπτώσεις όπως φαίνεται στον Πίνακα 2.

Πίνακας 2: Γεωμετρικές και μηχανικές παράμετροι (μέγιστο vonMises και κύριος άξονας, p_1 , τάσεις) για τις φυσιολογικές και παθολογικές αορτές (ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη και ΑΚΑ που έχει υποστεί ρήξη) στην κορυφή της συστολής και κατά τη μέση αρτηριακή πίεση (MAP). (Xenos, 2015)

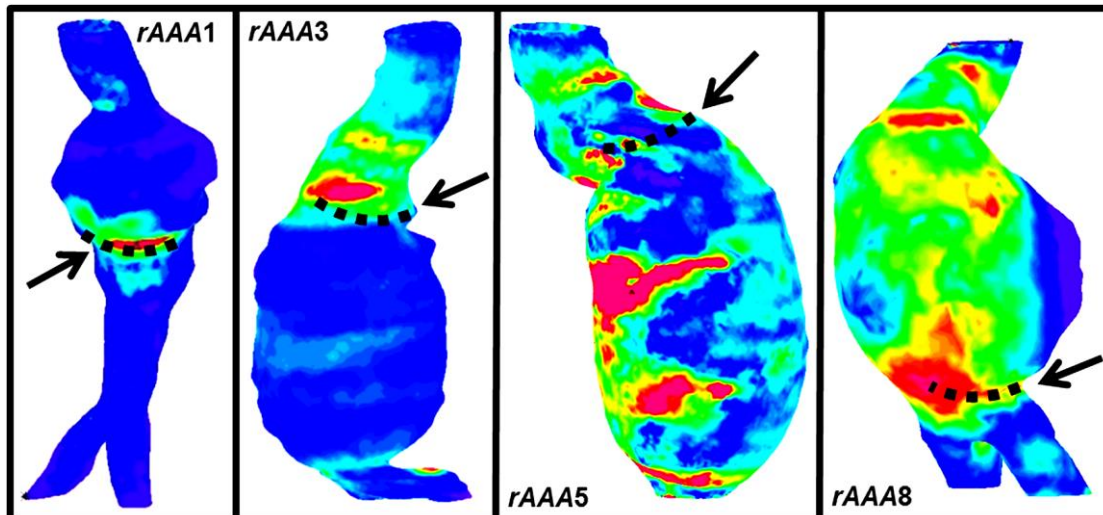
Subject	Sex	Max diam. (cm)	ILT max thickness (cm)	Peak max. systolic wall stress		Peak max. wall stress at MAP	Peak max. systolic wall stress	RPI
				(isotropic, von Mises, MPa)	(isotropic, von Mises, MPa)	(anisotropic, p_1 stress, MPa)		
N1	Female	1.63	-	0.350	0.338	0.370	-	
N2	Female	1.80	-	0.440	0.297	0.540	-	
N3	Male	1.97	-	0.283	0.207	-	-	
N4	Male	2.60	-	0.403	0.331	-	-	
N5	Female	1.93	-	0.404	0.314	-	-	
N6	Female	1.60	-	0.317	0.260	-	-	
N7	Male	1.29	-	0.348	0.264	-	-	
N8	Male	1.83	-	0.440	0.292	-	-	
AAA1	Male	3.88	2.19	0.430	0.331	-	0.446	
AAA2	Male	3.83	3.51	0.500	0.234	-	0.440	
AAA3	Male	4.60	2.01	0.500	0.423	0.650	0.493	
AAA4	Male	5.10	2.17	0.480	0.368	-	0.390	
AAA5	Male	5.73	-	1.300	0.961	-	0.693	
AAA6	Male	6.40	1.99	0.506	0.354	-	0.539	
AAA7	Male	7.10	2.76	0.664	0.472	-	0.660	
AAA8	Male	7.60	3.45	0.540	0.412	-	0.650	
rAAA1	Male	6.31	1.49	1.014	0.683	-	1.222	
rAAA2	Male	6.55	2.36	1.905	0.920	-	0.969	
rAAA3	Male	7.46	2.35	0.815	0.526	-	0.818	
rAAA4	Male	7.52	2.38	0.640	0.528	-	0.752	
rAAA5	Male	7.80	2.64	2.100	1.990	2.170	0.950	
rAAA6	Male	8.10	3.29	1.214	0.931	-	0.874	
rAAA7	Male	10.30	4.02	1.088	0.862	-	1.339	
rAAA8	Male	10.60	2.79	1.090	0.850	1.370	0.800	

The maximum value of RPI is reported for the pathological cases. (see Online Appendix for more details).

Όλες οι ανισοτροπικές προσομοιώσεις έδειξαν υψηλότερες τάσεις τοιχώματος κορυφής σε σύγκριση με τη διαμόρφωση μοντέλου ιστροπικού υλικού. Για τις περιπτώσεις rAAA η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ μοντέλων ιστροπικού και ορθοτροπικού υλικού ήταν 3,3% (rAAA5) και 25% (rAAA8) για τις δύο περιπτώσεις που αναφέρθηκαν. Τόσο η κατανομή vonMises για τη σύνθεση ιστροπικού υλικού όσο και ο κύριος άξονας τονίζει την κατανομή για το σκεύασμα ανισοτροπικού υλικού έγινε εξαιρετικά μη ομοιόμορφη καθώς το τοίχωμα του αγγείου εξελίχθηκε από φυσιολογική σε ανευρυσματική παθολογία. Οι προσομοιώσεις FSI που πραγματοποιήθηκαν σε όλους τους ασθενείς με ρήξη ΑΚΑ έδειξαν υψηλότερες τάσεις κατά μήκος και γύρω από την πραγματική γραμμή ρήξης, με μια καλή συμφωνία όπως φαίνεται στην Εικόνα 17. Σε αυτό το σχήμα οι συγκεντρώσεις τάσης τεσσάρων



αντιπροσωπευτικών περιείχαν rAAAs (ένας από κάθε ομάδα διαμέτρου που μελετήθηκε) παρουσιάζονται. Τα βέλη στην Εικόνα 17 υποδεικνύουν την πραγματική θέση ρήξης (γνωστή εκ των προτέρων από τις σαρώσεις ERCT). Το αποτέλεσμα έχει επιβεβαιωθεί σε προηγούμενη μελέτη.



Εικόνα 18: ΠροσομοιώσειςFSI τεσσάρων αντιπροσώπων που περιείχαν rAAAs. Τα βέλη υποδεικνύουν την πραγματική θέση ρήξης (γνωστή εκ των προτέρων από τις κλινικές σαρώσεις CT). (Xenos M. et al. (2014))

4.1.10 Δυνητικός δείκτης ρήξης

Ο προκύπτων δείκτης πιθανής ρήξης (RPI - ο λόγος μεταξύ της τοπικής τάσης τοιχώματος από τις προσομοιώσεις FSI και της τοπικής αντοχής τοιχώματος) για τέσσερις αντιπροσωπευτικές παθολογικές περιπτώσεις (δύο μη ραγέντα ΑΚΑ και δύο rAAA) φαίνονται στην Εικόνα 15(c). Οι υπολογισμοί του δείκτη δυναμικού ρήξης (RPI) βασίζονται στην κατανομή τάσης που προέρχεται από προσομοιώσεις FSI χωρίς την επίδραση των ασβεστοποιήσεων. Η χαρτογράφηση του RPI έδειξε αρκετές διαφορετικές περιοχές υψηλού RPI, με τουλάχιστον μία να συμπίπτει με την πραγματική θέση ρήξης για τις περιπτώσεις rAAA. Το μέγιστο RPI για όλες τις περιπτώσεις rAAA είναι κοντά ή υψηλότερα στην ενότητα, που κυμαίνεται από 0,8 έως 1,333, με μέση τιμή RPI $0,965 \pm 0,22$, υποδεικνύοντας έναν πολύ υψηλό κίνδυνο ρήξης και για τα 8 rAAA (Πίνακας 2). Το μέγιστο RPI για το μη διαρρηγμένο ΑΚΑ έχει μικρότερες τιμές, που κυμαίνονται από 0,39 έως 0,693, με μέση τιμή RPI $0,54 \pm 0,1515$, υποδηλώνοντας έναν ηπιότερο κίνδυνο ρήξης για το ΑΚΑ μη ρήξης (Πίνακας 2). Παρόμοια με τη γενική τάση αύξησης τάσεων τοίχου από κανονικές αορτές σε μη σπασμένα και σπασμένα ΑΚΑ είναι η τάση για το RPI, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 16(b). Σε αυτή την Εικόνα το μέγιστο RPI απεικονίζεται στη μέγιστη διάμετρο των παθολογικών αορτών (ΑΚΑ και rAAA). Μετάβαση από ΑΚΑ που δεν έχει υποστεί ρήξη σε ΑΚΑ που έχει υποστεί ρήξη, η μέγιστη παθολογική διάμετρος αυξάνεται και η μέγιστη RPI αυξάνεται επίσης, μετά από μια μη γραμμική καμπύλη.



Στην μελέτη αυτή, ακολουθώντας προηγούμενες μελέτες, επεκτείνεται η ομάδα των φυσιολογικών και παθολογικών περιπτώσεων για να περιγραφεί η αιμοδυναμική και δομική εξέλιξη της νόσου ΑΚΑ μελετώντας τρεις ομάδες (φυσιολογικές αορτές, ΑΚΑ μη ρήξεων και ΑΚΑ που έχουν υποστεί ρήξη). Μελετήθηκαν οι διαφορές μεταξύ φυσιολογικών αορτών και ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής (στατιστικά αναλυθεί). Μελετήθηκαν συγκεκριμένα οκτώ περιστατικά περιορισμένων ανευρυσμάτων που έχουν υποστεί ρήξη προκειμένου να ελεγχθεί η ικανότητα της μεθοδολογίας να προβλέψει την πραγματική θέση ρήξης. Συγκεκριμένα, η Εικόνα 17 δείχνει τις συγκεντρώσεις τάσεων τεσσάρων αντιπροσωπευτικών που περιείχαν rAAAs (μία από κάθε ομάδα διαμέτρου που μελετήθηκε). Τα βέλη που δείχνουν την πραγματική θέση ρήξης (γνωστό εκ των προτέρων από τις σαρώσεις ERCT) αλληλεπικαλύπτονται στενά με τις περιοχές που αντιστοιχούν στην υψηλότερη αντιστοιχισμένη τάση τοιχώματος, με εμφανείς συγκεντρώσεις τάσεων σε αυτές τις περιοχές. Αν και υπάρχουν μεγαλύτερες περιοχές που μπορεί να εμφανιστούν με υψηλές τάσεις, αυτές οι μικρότερες εντοπισμένες περιοχές συγκεντρώσεων τάσης που χαρακτηρίζονται από τις τιμές μέγιστης τάσης που βρίσκονται στο συγκεκριμένο rAAA, φαίνεται να είναι εκείνες που δείχνουν ένα ΑΚΑ επιρρεπές σε ρήξη. Προφανώς χρησιμεύουν ως καλύτεροι προγνωστικοί παράγοντες για τον κίνδυνο ρήξης του ΑΚΑ. Αυτές οι συγκεντρώσεις φαίνεται να εμφανίζονται σε περιοχές ξαφνικών γεωμετρικών αλλαγών (π.χ., από την ανερχόμενη αορτή έως τον ανευρυσματικό σάκο, μεταξύ του ΑΚΑ και του λαγόνου διακλάδωσης, κ.λπ.), και στις περισσότερες περιπτώσεις έχουν άλλους παράγοντες που συμβάλλουν όπως οι μικρο-ασβεστοποιήσεις ενσωματωμένο στο αορτικό τοίχωμα σε αυτές τις περιοχές, οι οποίες είναι γνωστό ότι δημιουργούν εντοπισμένες συγκεντρώσεις τάσης. Είναι σαφές ότι οι χειρουργοί θα πρέπει να γνωρίζουν περισσότερο τη σημασία τέτοιων χαρακτηριστικών ΑΚΑ κατά τη διάγνωση του κινδύνου ρήξης ΑΚΑ ενός συγκεκριμένου ασθενούς, με μεγαλύτερη προσοχή σε αυτούς τους παράγοντες πάνω από το μέγεθος του ανευρύσματος.

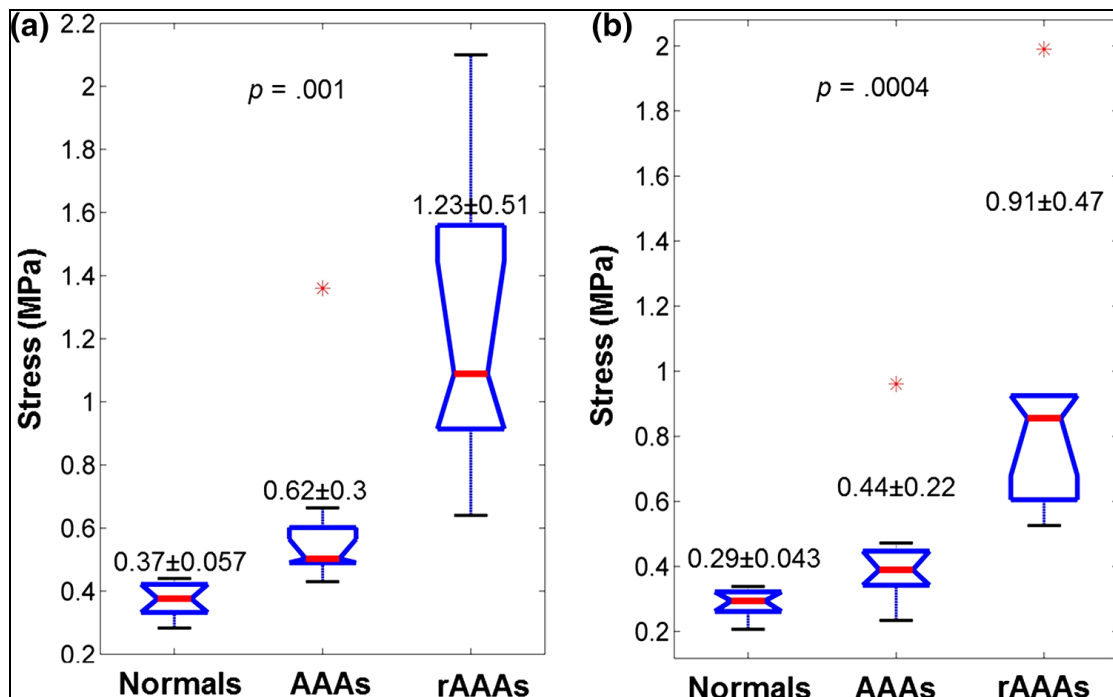
Πρόσθετες λεπτομέρειες σχετικά με αυτές τις δομές, π.χ., μέγιστη τάση συστολικού τοιχώματος (τάση vonMises), μέγιστη τάση τοιχώματος κορυφής (τάση vonMises) σε MAP, μέγιστη διάμετρος κ.λπ., παρουσιάζονται στον Πίνακα 2. Χρησιμοποιήθηκαν τυποποιήσεις ισοτροπικού και ανισοτροπικού μοντέλου υλικού για τον χαρακτηρισμό της βιομηχανικής απόκρισης του αορτικού τοιχώματος και πραγματοποιήθηκαν προσομοιώσεις FSI χρησιμοποιώντας φυσιολογικές συνθήκες ροής αίματος. Η ανάλυση που βασίστηκε στην τάση του τοιχώματος κορυφής (στη μέγιστη συστολή και στο MAP) σε συνδυασμό με μια στατιστική δοκιμή για τις τρεις ομάδες παρέχουν μια τάση (νομογράφημα) της αορτικής συμπεριφοράς κατά τη διάρκεια των τριών σταδίων της νόσου. Η ροή του αίματος στις ανευρυσματικές αορτές εμφανίζει πολύπλοκα μοτίβα δυναμικής ροής που αποκλίνουν εντελώς από αυτά των φυσιολογικών αορτών, επισημαίνοντας τη σημασία της ανάλυσης της αιμοδυναμικής ΑΚΑ και της αλληλεπίδρασής τους με το τοίχωμα της αορτής κατά τη μελέτη του κινδύνου ρήξης ΑΚΑ. Οι μέγιστες ταχύτητες κατά τη διάρκεια της συστολής είναι χαμηλότερες σε παθολογικές αορτές σε σύγκριση με τις κανονικές αορτές, ένα σαφές αποτέλεσμα μεγάλων και δευτερογενών μικρότερων ζωνών ανακυκλοφορίας που χαρακτηρίζουν πεδία ροής ΑΚΑ, κυρίως κατά τη διαστολική φάση, που με τη σειρά τους αλλάζουν την πίεση και την τάση διάτμησης τοίχου (WSS) κατανομές κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Σε όλες τις προσομοιώσεις FSI, το πεδίο πίεσης των



παθολογικών αορτών αυξήθηκε κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, σε σύγκριση με τις κανονικές περιπτώσεις. Αυτό δείχνει ξεκάθαρα ότι στα ΑΚΑ υπάρχει μια αύξηση της πίεσης που ενεργεί στο αορτικό τοίχωμα, η οποία δεν αντισταθμίζεται από την αναμενόμενη πτώση πίεσης κατάντη. Αυτό το αποτέλεσμα αγνοείται εγγενώς από μια προσέγγιση μοντελοποίησης που χρησιμοποιεί μόνο δομική ανάλυση, εφαρμόζοντας στατική πίεση. Μπορεί να υποτεθεί ότι αυτή η αύξηση της παθολογικής δυναμικής πίεσης (2-3% κατά τη διάρκεια της συστολικής φάσης) θα μπορούσε να είναι η κινητήρια δύναμη για την ανώμαλη επέκταση της αορτής κατά τη διάρκεια της επέκτασης του ανευρύσματος, σε συνδυασμό με επιπρόσθετους βιομηχανικούς παράγοντες. Προσομοιώσεις με σκευάσματα μοντέλου ισοτροπικού και ανισοτροπικού υλικού έδειξαν ένα σταθερό μοτίβο αύξησης των τάσεων κορυφής τοιχώματος από κανονικές αορτές σε ΑΚΑ που δεν έχουν υποστεί ρήξη και ρήξη. Αυτή η τάση αύξησης τάσεων τοιχώματος καταδεικνύει την ικανότητα της μεθοδολογίας να χαρακτηρίζει βιομηχανικούς καθοριστικούς παράγοντες σε διαφορετικά στάδια του αορτικού τοιχώματος (κανονική αορτή, ΑΚΑ που δεν έχει υποστεί ρήξη, ρήξη ΑΚΑ). Οι τιμές των τάσεων τοιχωμάτων που προβλέφθηκαν συμφωνούν με προηγούμενες δημοσιευμένες μελέτες ΑΚΑ που έχουν υποστεί ή όχι ρήξη. Οι προσομοιώσεις FSI με ανακατασκευασμένο ρήγμα ΑΚΑ δείχνουν ότι η θέση των μέγιστων τάσεων τοιχώματος επικαλύπτει την πραγματική περιοχή ρήξης. Αυτά τα αποτελέσματα υποδηλώνουν ότι η συγκεκριμένη μεθοδολογία μπορεί να προβλέψει την πιθανή θέση της ρήξης, απεικονίζοντας και ποσοτικοποιώντας περιοχές με υψηλές τάσεις τοίχων. Ιδιαίτερη προσοχή δόθηκε στην ανάπτυξη μοντέλου ορθοτροπικού υλικού. Η σύνθεση ορθοτροπικού υλικού διαμορφώνει το αρτηριακό τοίχωμα ως σύνθετη παραμορφώσιμη δομή που παρουσιάζει μη γραμμική τάση - σχέση καταπόνησης με εκθετική σκλήρυνση σε υψηλές τάσεις. Αυτό το ενισχυτικό αποτέλεσμα προκύπτει από την προσομοίωση ενός ενσωματωμένου πλέγματος δύο οικογενειών ινών κολλαγόνου που οδηγούν στη χαρακτηριστική ανισοτροπική μηχανική συμπεριφορά των αρτηριών. Πολλές μελέτες έχουν εντοπίσει τον σημαντικό ρόλο της ανισοτροπίας του υλικού του αορτικού τοιχώματος καθώς και της διαδικασίας ενίσχυσης και πάχυνσης του αορτικού τοιχώματος λόγω γήρανσης και παθολογίας. Η πρόσφατη βιβλιογραφία δείχνει ότι η μορφολογία του τοιχώματος δεν έχει ακόμη περιγραφεί ή κατανοηθεί καλά και απαιτείται πρόσθετη έρευνα. Η χαρτογράφηση RPI απεικονίζει διαφορετικές τοποθεσίες πιο επιρρεπείς σε ρήξη (Εικ. 2γ) Οι υπολογισμοί ισχύος και RPI πραγματοποιήθηκαν χωρίς Ca για όλες τις περιπτώσεις που μελετήθηκαν, ενώ παράλληλα υπάρχει μια συζήτηση στην πρόσφατη βιβλιογραφία εάν η παρουσία της ILT παίζει προστατευτικό ρόλο στο αορτικό τοίχωμα. Οι DiMartino et al. έχουν δείξει ότι η παρουσία ILT μπορεί να μειώσει σημαντικά τις καταπονήσεις στο τοίχωμα. Σε αυτή τη μελέτη, οι προσομοιώσεις αποκαλύπτουν ότι το ILT παίζει έναν απορροφητικό ρόλο με μειωμένες πιέσεις στην περιοχή του. Αυτό το αποτέλεσμα βασίζεται αποκλειστικά σε μηχανική άποψη και όχι σε κανένα βιοχημικό αποτέλεσμα όπως η αποικοδόμηση των τοιχωμάτων που μπορεί να προκαλέσει η ILT στο τοίχωμα της αορτής. Στη μελέτη αυτή φαίνεται πως μια προσέγγιση που βασίζεται ποσοτικά σε κατανομές τάσεων και RPI λαμβάνοντας υπόψη τη σύζευξη του αρτηριακού τοιχώματος με τις αιμοδυναμικές ιδιότητες μπορεί να προσφέρει μια εκλεπτυσμένη εναλλακτική λύση της τρέχουσας απόφασης για τη θεραπεία ΑΚΑ. Είναι σαφές ότι απαιτείται τουλάχιστον ένας μέτριος αριθμός συγκριτικών περιπτώσεων για ομάδα ασθενών μικρού και μεγάλου μεγέθους ΑΚΑ για να προσδιοριστεί περαιτέρω η κλινική



εγκυρότητα αυτής της προσέγγισης. Επιπλέον, επεκτείνεται ουσιαστικά η σειρά των φυσιολογικών και παθολογικών περιπτώσεων σε σύγκριση με προηγούμενες. Αυτή η επέκταση παρέχει στατιστική σημασία μεταξύ των τριών ομάδων που μελετήθηκαν και καθορίζει την εγκυρότητα της προσέγγισης FSI. Η μεθοδολογία FSI με βάση τον ασθενή που αναπτύχθηκε μπορεί να διακρίνει σαφώς τις τρεις διαφορετικές ομάδες μελέτης (φυσιολογικές αρτηρίες, ΑΚΑ και rAAA που δεν έχουν υποστεί ρήξη), όπως φαίνεται στην Εικόνα 16, και παρέχει επίσης ένα νομόγραμμα της αρτηρικής συμπεριφοράς κατά τη διάρκεια των τριών σταδίων της νόσου. Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η χαρτογράφηση τάσης τοίχου FSI και το RPI μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εργαλείο για τη συμπλήρωση της τρέχουσας κλινικής πρακτικής. Η προτεινόμενη μεθοδολογία μπορεί να παρέχει στους κλινικούς ιατρούς και τους χειρουργούς ένα εξευγενισμένο διαγνωστικό και αποφασιστικό εργαλείο για τον προσδιορισμό της ανάγκης για μια επικίνδυνη χειρουργική επέμβαση, παρέχοντας μια πλήρως δυναμική και ποσοτική απεικόνιση της βιομηχανικής ΑΚΑ υπό αιμοδυναμικές συνθήκες και προβλέποντας τον κίνδυνο ρήξης.



Εικόνα 19: Σχέδια Box και Whisker για μέγιστη τάση vonMises στο (a) μέγιστη συστολή και (b) μέση αρτηριακή πίεση (MAP) για τις τρεις διαφορετικές ομάδες, $n = 24$ (8 κανονικές / 8 ΑΚΑ / 8 rAAAs) σε MPa. Xenos M. et al. (2015))

Σε προγενέστερη έρευνά τους, οι Xenos M. et al. (2010) διεξήγαγαν μια παραμετρική μελέτη αλληλεπίδρασης ρευστού - στερεάς δομής (FSI) για την αξιολόγηση της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου και των πιθανών επιπτώσεων της στον κίνδυνο ρήξης. Πραγματοποιήθηκαν δύο παραμετρικές μελέτες με τη βοήθεια ιδανικών γεωμετριών ΑΚΑ χρησιμοποιώντας τη λαγόνια γωνία διακλάδωσης και τη γωνία λαιμού του ΑΚΑ. Στις προσομοιώσεις αυτές αξιοποιήθηκαν μοντέλα τόσο ισότροπων όσο και ανισότροπων υλικών τοιχώματος, ενώ οι παράμετροι βασίστηκαν σε μετρήσεις αξονικής τομογραφίας που ελήφθησαν από συγκεκριμένο πλήθος ασθενών.



Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι η αύξηση των τοιχωματικών τάσεων είναι ανάλογη της αύξησης των λαγονίων γωνιών και γονιών λαιμού. Η Τοιχωματική Διατμητική Τάση (WSS) και η πίεση υγρού αναλύθηκαν και συσχετίστηκαν με τις τοιχωματικές τάσεις και για τα δύο σύνολα μελετών. Η προσαρμοστική απόκριση που παρατηρήθηκε κατά την προσωρινή μείωση των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων φαίνεται να συσχετίζεται σε κάποιο βαθμό με τις αυξανόμενες λαγόνιες γωνίες. Για τις μελέτες γωνίωσης του αυχένα φαίνεται ότι η διάσπαση από συμμετρικές στροφές στην είσοδο ΑΚΑ σε έναν μοναδικό μεγαλύτερο στρόβιλο αυξάνει σημαντικά την τάση στο τοίχωμα.

Η παραμετρική μελέτη FSI καταδεικνύει την προσαρμοστική απόκριση κατά την εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου και τις πιθανές επιπτώσεις της στον κίνδυνο ρήξης αυτού. Αυτή η εξάρτηση από τις γεωμετρικές παραμέτρους του ΑΚΑ μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως ένα πρόσθετο διαγνωστικό εργαλείο για να βοηθήσει τους κλινικούς ιατρούς να λάβουν τεκμηριωμένες αποφάσεις σχετικά με το αν κρίνεται απαραίτητη μια επικίνδυνη χειρουργική επέμβαση που ενδεχομένως μπορεί να αποφευχθεί.

4.1.11 Μοντέλα πρόβλεψης ρήξης Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής

Η ρήξη Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ) είναι επί του παρόντος η 13^η κύρια αιτία θανάτου στις Ηνωμένες Πολιτείες φτάνοντας περίπου τα 15.000 θύματα ετησίως. Η ανευρυσματική διαστολή της αορτής εμφανίζεται σε ένα ποσοστό 2-4% των ανδρών άνω των 65 ετών στο δυτικό κόσμο και ο κίνδυνος της νόσου αυξάνεται σε ασθενείς που έχουν ενδείξεις στεφανιαίας, καρωτιδικής ή περιφερικής αγγειακής νόσου, υπέρτασης αλλά και έχοντες ιστορικό καπνίσματος ή οικογενειακό ιστορικό ανευρυσματικής νόσου. Η φυσιολογική και βιομηχανική εκδήλωση της ρήξης του ΑΚΑ είναι αυξημένη ακαμψία τοιχώματος λόγω απώλειας ελαστικής, αυξημένης τοιχωματικής τάσης, δραστικών διαφορών στην Τοιχωματική Διατμητική Τάση (WSS) σε διαφορετικές περιοχές του ανευρύσματος, τα οποία αποδυναμώνουν την ανευρυσματική περιοχή της αορτής, με αποτέλεσμα τη ρήξη. Για ασθενείς με υψηλό κίνδυνο ρήξης, συνιστάται χειρουργική επέμβαση υπό μορφή ανοικτής χειρουργικής επέμβασης ή ενδοαγγειακής επιδιόρθωσης εάν η διάμετρος του ανευρύσματος είναι μεγαλύτερη ή ίση με 5 cm και έχει ρυθμό ανάπτυξης 0,8 cm / έτος, με βάση την παρακολούθηση των ασθενών κάθε 6 μήνες ή κάθε χρόνο. Ωστόσο, αυτό το κριτήριο με βάση τη διάμετρο δεν εντοπίζει μικρά ανευρύσματα που μπορεί να σπάσουν. Σε μια προσπάθεια βελτίωσης των προβλέψεων για ρήξη του ΑΚΑ αρκετοί ερευνητές ανέπτυξαν μοντέλα με βάση σχετικές βιομηχανικές και ιατρικές παραμέτρους.

Οι Kleinstreuer et al. έχουν αναπτύξει ένα μοντέλο που λαμβάνει υπόψη οκτώ διαφορετικούς δείκτες. Αυτό το μοντέλο εξάγει μια παράμετρο ανευρυσματικής σοβαρότητας μεταξύ 0 και 1 η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τους χειρουργούς στην απόφασή τους εάν θα αντιμετωπίσουν χειρουργικά το ΑΚΑ. Οι Wattonetal.(2004) ανέπτυξαν ένα προηγμένο μαθηματικό μοντέλο που συνδυάζει μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες λαμβάνοντας υπόψη τις ιδιότητες του αγγειακού τοιχώματος κατά την ανάπτυξη του ανευρύσματος. Οι Antiga et al. έχουν αναπτύξει



ένα πλαίσιο μοντελοποίησης (Vascular Modeling Tool kit) για υπολογιστική αιμοδυναμική. Οι Breeuwer et al. διερεύνησαν τη σκοπιμότητα μιας αιμοδυναμικής μοντελοποίησης του ΑΚΑ με βάση τον ασθενή. Η ακριβής εκτίμηση του δυναμικού ρήξης των μεμονωμένων ΑΚΑ απαιτεί να ληφθεί υπόψη η κατανομή της αντοχής του τοιχώματος.

Ένα στατιστικό μοντέλο μη επεμβατικών παραμέτρων για τον in vivo υπολογισμό της κατανομής αντοχής τοίχου αναπτύχθηκε πρόσφατα από την ομάδα Vorop(2006). Αυτό συγκεντρώνει σημαντικούς προγνωστικούς παράγοντες της τοπικής αντοχής ΑΚΑ, τόσο κλινικής όσο και γεωμετρικής, για να αποδώσει μια τοπική τιμή της αντοχής του τοιχώματος. Αυτό το μοντέλο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία τρισδιάστατης χαρτογράφησης της αντοχής του τοιχώματος που μπορεί να συγκριθεί με την τοπική κατανομή τάσης, για τη δημιουργία ενός δείκτη δυναμικού ρήξης, RPI, ο οποίος ορίζεται ως η τοπική ενεργή τάση προς την τοπική τοιχωματική αντοχή. Έχουν γίνει σημαντικές εργασίες στο ΑΚΑ για προσομοιώσεις SS και τη συμπεριφορά μηχανικού ιστού από τη Vorop και τους συνεργάτες της.

Οι Helderman et al (2008) έδειξαν με τη χρήση της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων (FEM), την εκθετική επέκταση του ανευρύσματος και αποκάλυψαν ότι η θέση των μέγιστων τοιχωματικών τάσεων μετατοπίζεται με την πάροδο του χρόνου. Πρόσφατα, αρκετοί ερευνητές έχουν πραγματοποιήσει προσομοιώσεις FSI σε ρεαλιστικές γεωμετρίες της κοιλιακής αορτής. Οι Scotti και Finol (2007) έδειξαν ότι η μεταβατική ροή FSI και η δυναμική του τοιχώματος οδήγησαν σε μέγιστη τοιχωματική τάση 21% υψηλότερη από τις προσομοιώσεις SS. Επιπλέον, απέδειξαν ότι η ασυμμετρία και το ανομοιόμορφο πάχος τοιχώματος της παθολογικής αορτής διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην εκτίμηση του κινδύνου ρήξης. Οι DiMartino et al.(2001) απέδειξαν ότι η ύπαρξη ενδορινοικού θρόμβου (ILT) μπορεί να μειώσει σημαντικά τις τοιχωματικές τάσεις. Η ομάδα μελετητών της συγκεκριμένης μελέτης, ασχολήθηκε με το ρόλο του ILT εφαρμόζοντας τη μεθοδολογία FSI με συγκεκριμένες για τον ασθενή ανακατασκευασμένες γεωμετρίες.

Οι μεμονωμένοι παράγοντες κινδύνου ασθενών που παραβλέφθηκαν κυρίως στο παρελθόν, μπορεί να συμβάλλουν σημαντικά στον κίνδυνο ρήξης ΑΚΑ. Αυτοί περιλαμβάνουν ανατομικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά, όπως η γωνία λαιμού ΑΚΑ και η γωνία διακλαδώσεως των λαγόνιων αρτηριών που επηρεάζουν την αιμοδυναμική του ΑΚΑ και αναμφίβολα συμβάλλουν στις τάσεις των τοιχωμάτων. Υπήρξαν αρκετές μελέτες που έλαβαν υπόψη τη συμβολή τέτοιων παραγόντων στην ανευρυσματική νόσο, ορισμένες από τις οποίες επικεντρώνονται σε θέματα για ενδοαγγειακή επιδιόρθωση με μοσχεύματα αορτής. Άλλες αναλύουν ανατομικά χαρακτηριστικά ασθενών με ΑΚΑ, όπως η διάμετρος, το μήκος και ο όγκος της ανευρυσματικής περιοχής και των λαγόνων, για τον προσδιορισμό του ενδεχόμενου για αυξημένο κίνδυνο ρήξης. Λίγες μελέτες αναφέρουν τη λαγόνια διακλάδωση και την αορτική γωνία λαιμού με την έλλειψη έρευνας προς αυτή την κατεύθυνση να τονίζει την ανάγκη μια παραμετρική μελέτη της επίδρασης που μπορεί να έχει η γωνίωση του λαγόνιου και του λαιμού στην εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου και τον κίνδυνο ρήξης της. Κάτι τέτοιο θα διευκόλυνε την παροχή καλύτερων προγνωστικών δυνατοτήτων στους κλινικούς ιατρούς ως προς την εξέλιξη του ΑΚΑ για κάθε περίπτωση ασθενούς ξεχωριστά.



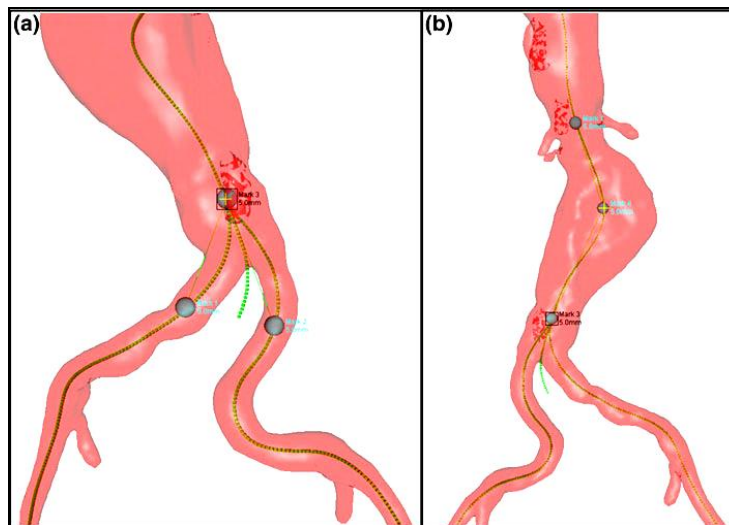
4.1.12 Παραμετρικές μελέτες σε ΑΚΑ ασθενών

Για να προσδιοριστεί το εύρος των γωνιών που εφαρμόστηκαν στα αριθμητικά μοντέλα, οι μετρήσεις των γεωμετρικών παραμέτρων έγιναν σε μια ομάδα είκοσι έξι ασθενών με ΑΚΑ που υποβλήθηκαν σε αξονικές τομογραφίες οι οποίες ανακατασκευάστηκαν σε τρεις διαστάσεις χρησιμοποιώντας λογισμικό MMS (MMS, Medical Metrx Solutions Inc., West Lebanon, NH). Πραγματοποιήθηκαν διάφορες μετρήσεις στις ανακατασκευασμένες γεωμετρίες. Μετρήθηκαν δύο τύποι γωνιών λαγόνιας διακλάδωσης: η πλευρική γωνία διακλάδωσης και η γωνία πρόσθιας-οπίσθιας διακλάδωσης σε σχέση με το ορατό επίπεδο.

Η πλευρική γωνία διακλάδωσης μετρήθηκε χρησιμοποιώντας την κεντρική γραμμή για να σημειώσει δύο σημεία σε καθένα από τα λαγόνια και ένα τρίτο σημείο αμέσως πριν από τη διακλάδωση, σχηματίζοντας έτσι ένα τρίγωνο. Για τη γωνία πρόσθιας-οπίσθιας διακλάδωσης, ελήφθη αξονική κατώτερη όψη και σημειώθηκαν δύο σημεία σε καθεμία από τις κεντρικές γραμμές του λαγόνιου και ένα άλλο σημείο στην κεντρική γραμμή της αορτής. Μετρήθηκαν δύο γωνίες για το αριστερό και το δεξιό λαγόνιο, αντίστοιχα, χρησιμοποιώντας το οβελιαίο επίπεδο που διέρχεται από το αορτικό κεντρικό σημείο ως γραμμή αναφοράς. Χρησιμοποιώντας την αξονική κατώτερη όψη, οι λαγόνιες γωνίες πάνω από τη γραμμή αναφοράς θεωρήθηκαν θετικές και αυτές κάτω από τη γραμμή αναφοράς θεωρήθηκαν αρνητικές, για να ληφθεί υπόψη ο αορτικός προσανατολισμός.

Για την απόκτηση της τελικής γωνίας πρόσθιας-οπίσθιας διακλάδωσης, προστέθηκαν οι απόλυτες τιμές της δεξιάς και της αριστερής γωνίας. Η γωνία κάμψης της αορτής υπολογίστηκε επίσης χρησιμοποιώντας το λογισμικό MMS. Τρία σημεία σημειώθηκαν στην κεντρική γραμμή. Επιλέχθηκε ένα σημείο στη μέγιστη κάμψη της αορτής και τα άλλα δύο βρίσκονται περίπου πάνω και κάτω στην κεντρική γραμμή όπου η μορφολογία της αορτής επιστρέφει στο φυσιολογικό, όπως φαίνεται στην Εικόνα 19(b). Η τελική γωνία κάμψης της αορτής υπολογίστηκε αφαιρώντας την ληφθείσα γωνία από 180 °. Η μέγιστη διάμετρος ανευρύσματος μετρήθηκε στην περιοχή της μέγιστης έκτασης της ορθογωνικής διαστολής για 25 ασθενείς. Το μήκος του ανευρύσματος μετρήθηκε αξονικά από την αρχή έως το τέλος της αορτικής διαστολής (η περιοχή όπου βρίσκεται το ανεύρυσμα).

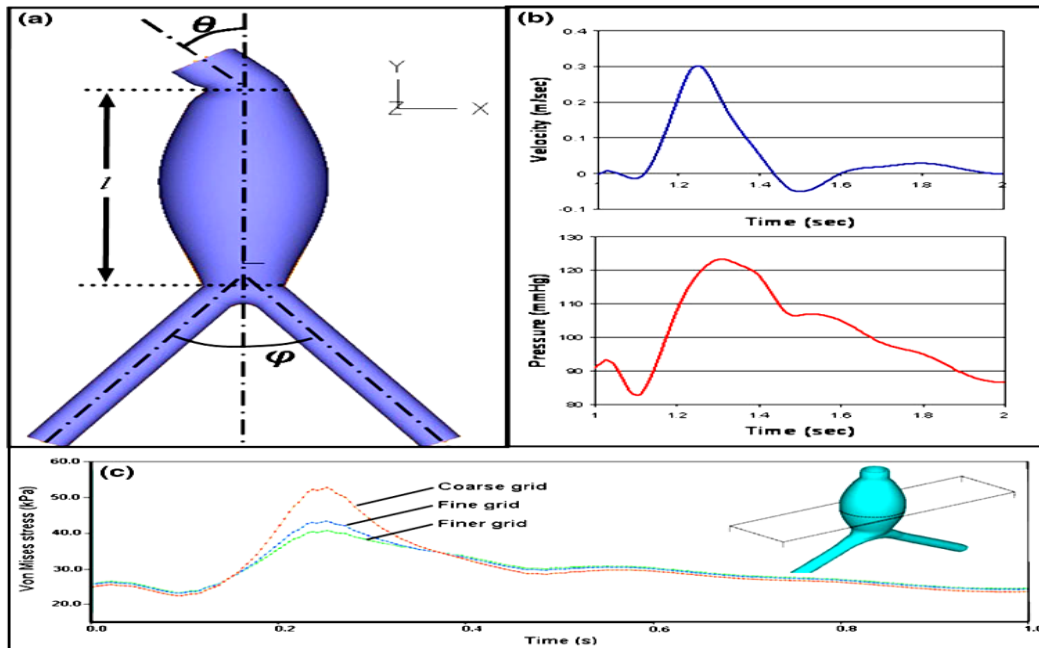
Σε αυτήν τη μελέτη χρησιμοποιούνται όροι υψηλότερης τάξης στην ισοτροπική λειτουργία ενεργού στελέχους Mooney – Rivlin (M – R) για να εξηγηθεί η απόκλιση από τη συμπεριφορά neo-Hookean / Gauss σε μεγάλες εκτάσεις, σε συνδυασμό με τις συνθέσεις ορθοτροπικού υλικού Holzapfel. Η συνάρτηση ενέργειας καταπόνησης Holzapfel διαμορφώνει το τοίχωμα του αγγείου ως -ενισχυμένο με ίνες- σύνθετο υλικό με τις ίνες να αντιστοιχούν στο κολλαγόνο συστατικό του υλικού. Το ρευστό πεδίο διέπεται από τις εξισώσεις Navier – Stokes και τη συνέχεια. Η αυθαίρετη προσέγγιση Lagrangian – Eulerian (ALE) χρησιμοποιήθηκε για την επανασύνδεση της περιοχής ρευστού σε κάθε χρονικό βήμα. Οι αριθμητικές προσομοιώσεις χρησιμοποίησαν άμεση σύζευξη μεταξύ του υγρού (αίματος) και του στερεού (τοιχώματος αγγείων) τομέα, ενώ εξετάστηκαν μεγάλα στελέχη και μεγάλες παραμορφώσεις.



Εικόνα 20: Μετρήσεις γωνίας: (a) πλευρική γωνία διακλάδωσης όπως μετράται από λογισμικό MMS. (b) Η γωνία κάμψης της αορτής υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας το λογισμικό MMS. (Xenos M. et al. (2010))

Για την περιοχή του ρευστού, οι κυματομορφές πίεσης και ταχύτητας καθορίστηκαν στην έξοδο και την είσοδο της γεωμετρίας ΑΚΑ, αντίστοιχα. Στην είσοδο, η κυματομορφή ταχύτητας εκτείνεται σε ολόκληρο τον καρδιακό κύκλο με εύρος ταχύτητας από 0,3 έως - 0,05 m / s και κατάσταση οριακής πίεσης εξόδου με εύρος μεταξύ 123 και 83 mmHg, όπως φαίνεται στην Εικόνα 20(b). Το αίμα μοντελοποιήθηκε ως νευτώνειο υγρό. Οι κυματομορφές ροής και πίεσης που εφαρμόστηκαν διεξήχθησαν από τους Olufsen et al.. Εφαρμόστηκε συνθήκη μη-ολίσθησης στα όρια του τοιχώματος. Λόγω της πολυπλοκότητας των γεωμετριών, το υπολειπόμενο πεδίο τάσης στις μη φορτωμένες διαμορφώσεις δεν εξετάστηκε. Αντίθετα, όλα τα μοντέλα θεωρήθηκαν αρχικά σε κατάσταση μηδενικής τάσης, ακολουθούμενη από αρχική φόρτιση τάσης που επιτεύχθηκε με πίεση του ΑΚΑ από 0 έως 90 mmHg με μηδενική ροή για 1 δευτερόλεπτο, προτού εφαρμοστούν οι κυματομορφές FSI στην είσοδο και την έξοδο. Αν και αυτό μπορεί να οδηγήσει σε μικρό βαθμό γεωμετρικής υπερβολής, είναι ένας αποτελεσματικός τρόπος επιβολής φυσιολογικών συνθηκών πίεσης υγρού.

Όλες οι προσομοιώσεις FSI πραγματοποιήθηκαν σε ένα σύμπλεγμα υπολογιστών υψηλής απόδοσης που αποτελείται από τέσσερις τετραπύρηνους επεξεργαστές Xeon με κοινή μνήμη 64 GB RAM. Ο χρόνος CPU για κάθε προσομοίωση ήταν περίπου 1,6 ημέρες για το λεπτό υπολογιστικό πλέγμα, που αυξήθηκαν σε 4,1 ημέρες για το λεπτότερο πλέγμα, ενώ το χονδροειδές πλέγμα απαιτούσε μόνο 4,0 ώρες χρόνου CPU. Χρησιμοποιήθηκε μια άμεση αριθμητική προσέγγιση για την ενσωμάτωση του εξαιρετικά μη γραμμικού συζευγμένου συστήματος εξισώσεων.



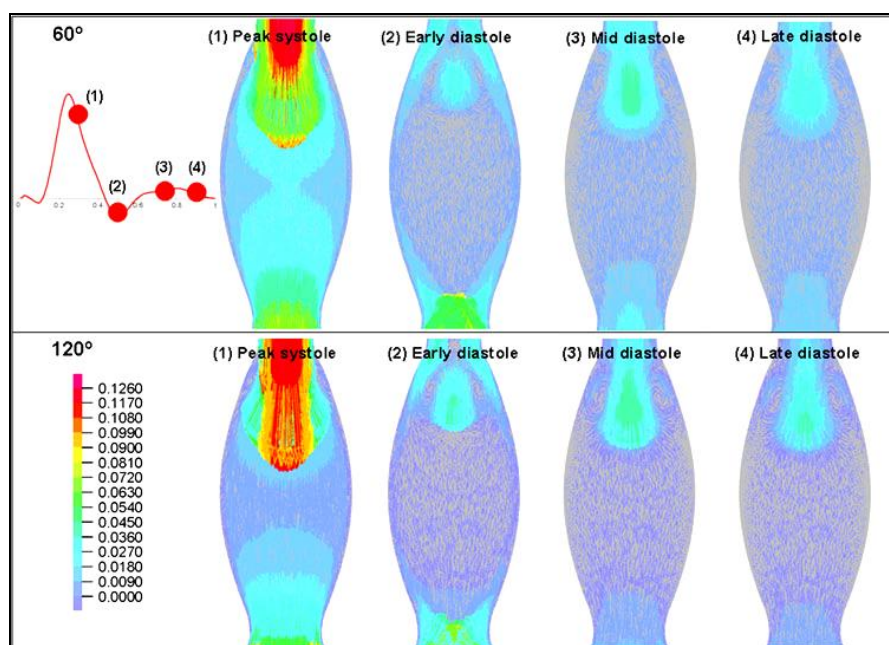
Εικόνα 21: (α) Ιδεατή ΑΚΑ γεωμετρία και οι γωνίες για την λαγόνια διακλάδωση και το λαιμό της αορτής. (β) Κυματομορφή οριακής στην είσοδο του ΑΚΑ και κυματομορφή πίεσης στην έξοδο των λαγόνων. (γ) VonMises τάσεις κατά μέσο όρο σε διατομή. (Xenos M. et al. (2010))

4.1.13 Παρουσίαση και ερμηνεία μετρητικών αποτελεσμάτων

Μετρήθηκαν δύο τύποι λαγόνιων γωνιών διακλάδωσης: η πλευρική γωνία διακλάδωσης (μέσος όρος: $41,7^\circ \pm 9,7^\circ$) και η γωνία πρόσθιας-οπίσθιας διακλάδωσης (μέση τιμή: $42,5^\circ \pm 21,8^\circ$) σε σχέση με το ορατό επίπεδο. Επιπλέον, μετρήθηκε η γωνία αορτικής κάμψης (μέσος όρος: $40,1^\circ \pm 16,3^\circ$). Η μέγιστη διάμετρος ανευρύσματος μετρήθηκε στην περιοχή της μέγιστης έκτασης ορθογωνικής διαστολής για 25 ασθενείς. Η μέση διάμετρος του αυλού των ανακατασκευασμένων ανευρυσματικών γεωμετριών ήταν $38,37 \pm 7,99$ mm και $53,97 \pm 12,09$ mm συμπεριλαμβανομένου του τοιχώματος και του ILT. Το μήκος του ανευρύσματος μετρήθηκε αξονικά από την αρχή έως το τέλος της ανευρυσματικής διαστολής. Το μέσο μήκος ήταν 80,74 mm με τυπική απόκλιση $\pm 24,43$ mm. Οι μετρήσεις δείχνουν μια μέγιστη μετρούμενη γωνία πλευρικής διακλάδωσης $65,2^\circ$ και τη μέγιστη μετρούμενη γωνία πρόσθιας-οπίσθιας διακλάδωσης $84,8^\circ$. Ωστόσο, πρόσθετες μελέτες αναφέρουν μεγαλύτερες γωνίες λαγόνιας διακλάδωσης. Με βάση τις παραπάνω μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν δύο σειρές παραμετρικών μελετών για την εξέταση πιθανών κρίσιμων δεικτών για ευπάθεια ΑΚΑ. Στην πρώτη ομάδα παραμετρικών μελετών ερευνήθηκαν τα αποτελέσματα της λαγόνιας γωνίας στην αιμοδυναμική του αυλού ΑΚΑ και οι προκύπτουσες τάσεις τοιχώματος. Στη δεύτερη σειρά μελετήθηκε ο ρόλος της γωνιακής διακλάδωσης λαγόνιου ενός ΑΚΑ και το αποτέλεσμα της γωνίας του ανευρύσματος. Σε αυτήν την παραμετρική μελέτη, διερευνήθηκε η συμβολή της γωνιακής διακλάδωσης λαγόνιου ΑΚΑ στις τάσεις των τοιχωμάτων. Αναλύθηκαν το πεδίο ταχύτητας, η WSS καθώς επίσης και η κατανομή πίεσης εντός του ανευρύσματος κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου.



Το πεδίο ταχύτητας παρουσιάζεται σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά διαστήματα του καρδιακού κύκλου για δύο λαγόνιες γωνίες (60° και 120° , Εικ. 21). Τα τέσσερα χρονικά πλαίσια είναι: (1) μετά την μέγιστη συστολή, 0,33 s, (2) πρώιμη διαστολή, 0,55 s, (3) μεσαία διαστολή, 0,78 s, και (4) όψιμη διαστολή, 0,9 s. Τα πεδία ταχύτητας ήταν παρόμοια και για τις δύο γωνίες στην μέγιστη συστολή. Ωστόσο, το μέγιστο μέγεθος ταχύτητας για τη γεωμετρία γωνίας 120° ήταν 3% χαμηλότερο από το μέγιστο μέγεθος ταχύτητας για τη γωνία 60° . Καθώς ο καρδιακός κύκλος βρισκόταν σε εξέλιξη, το πεδίο ροής αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια της διαστολής σε αρκετές ζώνες ανακυκλοφορίας.

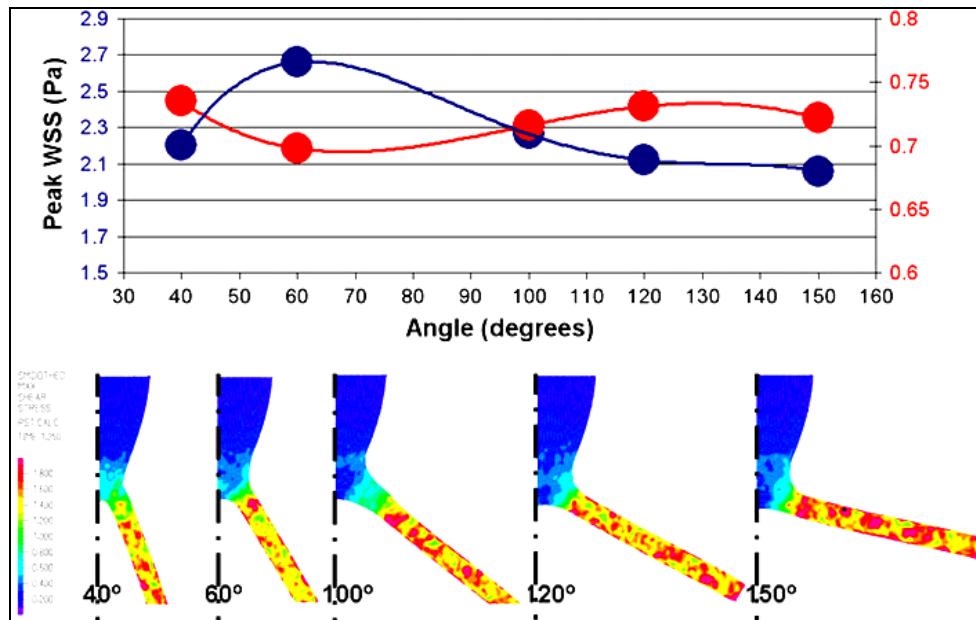


Εικόνα 22: Πεδίο ταχύτητας στην ανευρυσματική περιοχή για δύο διαφορετικές γωνίες, σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά πλαίσια καρδιακού κύκλου (σε m/s). Οι τέσσερις θέσεις για κάθε λαγόνια γωνία σημειώνονται στην ταχύτητα εισόδου κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. (Xenos, 2010)

Η ασυνήθιστα υψηλή ή χαμηλή WSS ή ειδικά μοτίβα υψηλής WSS ακολουθούμενης από χαμηλή WSS, είναι γνωστοί αιτιολογικοί παράγοντες αγγειοσυστολής, πήξης, συσσώρευσης και εναπόθεσης αιμοπεταλίων κάτι που είναι πιθανό να προάγει το σχηματισμό ILT. Η μέγιστη WSS αναλύθηκε για αρκετές λαγόνιες γωνίες και η κατανομή WSS κοντά στους λαγόνιους κλάδους παρουσιάζεται για αρκετές γωνίες 40° , 60° , 100° , 120° και 150° , αντίστοιχα (Εικ. 22, μπλε κουκκίδες). Η μέγιστη WSS του ανευρύσματος σχεδιάστηκε επίσης για αυτές τις πέντε γωνίες και συγκρίθηκε με τη μέγιστη WSS ολόκληρης της δομής. Η μέγιστη WSS εμφανίστηκε σε λαγόνια γωνία 60° για ολόκληρη τη δομή (ανεύρυσμα, λαγόνια και περιοχή στασιμότητας), με τη μέγιστη WSS να μειώνεται για μεγαλύτερη λαγόνια γωνία, φτάνοντας στη χαμηλότερη τιμή στα 150° . Η μέγιστη WSS επηρέασε επίσης την κατανομή WSS στους κλάδους για αυτές τις πέντε γωνίες, και με αυξανόμενες λαγόνιες γωνίες μεγαλύτερα τμήματα των λαγόνιων κλαδιών εκτέθηκαν σε υψηλότερα επίπεδα WSS. Από την άλλη πλευρά, η WSS του ανευρύσματος, εξαιρουμένων των λαγόνων και



της περιοχής στασιμότητας, μειώθηκε σε λαγόνια γωνία 60° σε σύγκριση με τις άλλες τέσσερις γωνίες (Εικ. 22, κόκκινες κουκίδες)



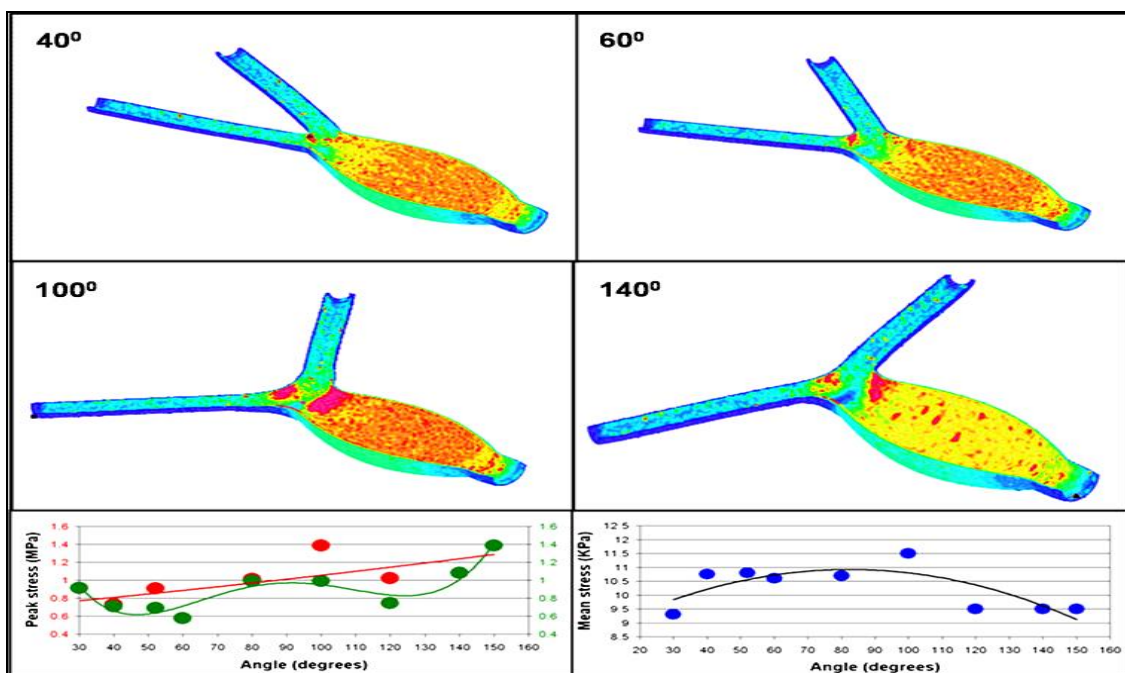
Εικόνα 23: Μέγιστη WSS για πέντε διαφορετικές λαγόνιες γωνίες και κατανομή WSS κοντά στις λαγόνιες διακλάδωσεις για αυτές τις γωνίες κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής (μονάδες: Pa). (Xenos M. et al. (2010))

Η κατανομή πιέσεων που δημιουργείται από τα δυναμικά πρότυπα ροής του αίματος κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου εντός του ανευρυσματικού αυλού είναι ένας ακόμη σημαντικός μηχανισμός για την αύξηση των τάσεων στο τοίχωμα και την επιδείνωση του κινδύνου ρήξης. Τα αποτελέσματα δείχνουν την υψηλότερη πίεση, p και την υψηλότερη πτώση πίεσης, Dp , κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής. Καθώς η λαγόνια γωνία αυξήθηκε, η πίεση μέσα στον αυλό άλλαξε σημαντικά και έφτασε στην μέγιστη τιμή της κατά τη διάρκεια της μέγιστης συστολής σε δύο ξεχωριστές γωνίες διακλάδωσης των 40° και 100° , αντίστοιχα. Στην Εικόνα 21(c) φαίνονται οι τάσεις VonMises κατά μέσο όρο στο κέντρο του ισοτροπικού ανευρυσματικού συμπαγούς τοιχώματος για τρία διαφορετικά υπολογιστικά πλέγματα και για την περίπτωση λαγόνιας γωνίας 100° . Ήταν ελαφρώς χαμηλότερη για τις γωνίες 60° και 80° . Καθώς η γωνία αυξήθηκε, η μέγιστη πίεση μειώθηκε (π.χ., για 120° , 140° και 150° η μέγιστη πίεση ήταν περίπου 133 mmHg). Η πτώση πίεσης Dp , που ορίζεται ως η διαφορά πίεσης μεταξύ της πίεσης εισόδου και της πίεσης λαγόνιας διακλάδωσης στην μέγιστη συστολή, μειώθηκε ενώ η λαγόνια γωνία αυξήθηκε. Η κατανομή της πίεσης παρέμεινε σχεδόν σταθερή σε όλη την περιοχή του ανευρυσμού και έπεσε δραστικά στους λαγόνιους στην μέγιστη συστολή και για λαγόνια γωνία 60° .

Διεξήχθη ανάλυση για την μέγιστη και τη μέση τάση vonMises εντός του ανευρυσματικού τοιχώματος για τη διαμόρφωση μοντέλου ισοτροπικού υλικού - παρουσιάζεται για τέσσερις αντιπροσωπευτικές λαγόνιες γωνίες (Εικ. 23, που



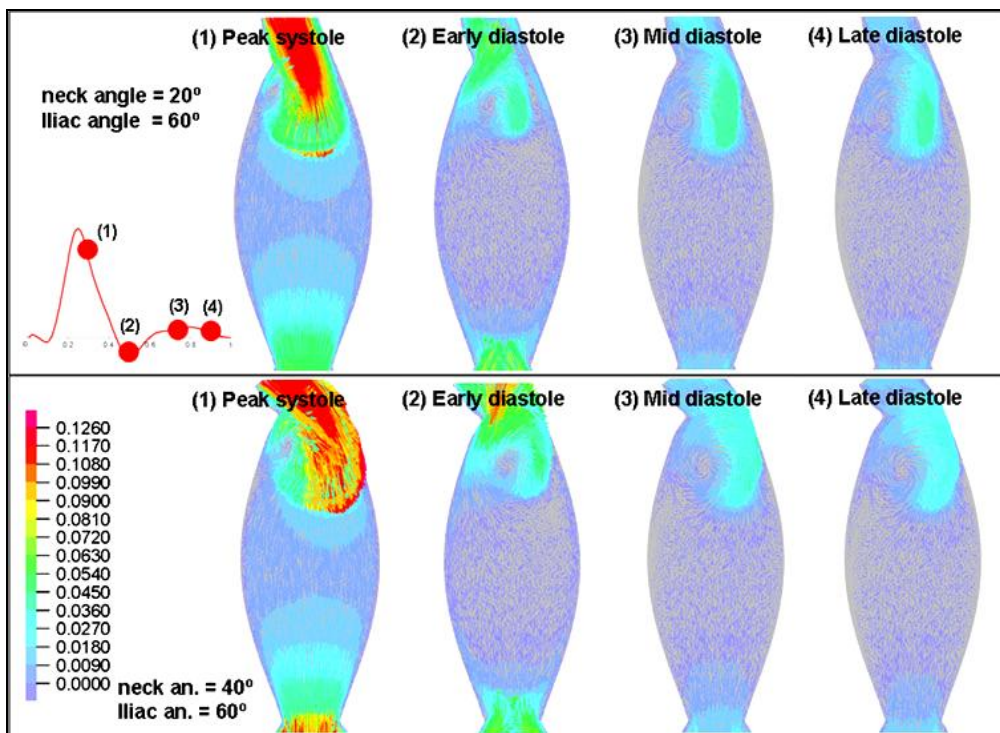
κυμαίνονται από 40° έως 140°). Αναλύθηκε επίσης η σύνθεση ορθοτροπικού μοντέλου για τρεις λαγόνιες γωνίες (40°, 60° και 100°) και αναφέρθηκαν οι τάσεις του κύριου άξονα. Η διαμόρφωση του μοντέλου ανισοτροπικού υλικού προέβλεπε υψηλότερες τάσεις κύριου άξονα από την ισοτροπική σύνθεση. Η κατανομή τάσεων vonMises για αυτές τις τέσσερις αντιπροσωπευτικές λαγόνιες γωνίες δείχνει ότι καθώς η γωνία αυξανόταν υπήρχε μια συνολική μείωση των τάσεων στο ανευρυσματικό τοίχωμα. Η μέγιστη τιμή vonMises τάσης αυξήθηκε με την αύξηση της λαγόνιας γωνίας (Εικ. 23, κόκκινες κουκκίδες). Σε χαμηλή λαγόνια γωνία, η μέγιστη τάση παρέμεινε κάτω από 1,0 MPa με τη χαμηλότερη τιμή που παρατηρήθηκε σε γωνία 60° (0,57 MPa). Ωστόσο, ο αποκλεισμός των τιμών υψηλής πίεσης που χαρακτηρίζουν τα σημεία στασιμότητας των διακλαδώσεων των λαγόνων αρτηριών (όπου είναι απίθανο να συμβεί ρήξη) αποκάλυψε ένα διαφορετικό μοτίβο κατανομής μέγιστης πίεσης ως συνάρτηση της λαγόνιας γωνίας (Εικ. 23, πράσινες κουκκίδες), με δύο ελάχιστα στις 60° και 120°. Οι μέγιστες τάσεις στις γωνίες 50°, 100° και 120° μειώθηκαν, αλλά παρέμεινε η τάση αύξησης της μέγιστης τάσης με αυξανόμενη γωνία. Η μέση τάση τοιχώματος σε ολόκληρο το πεδίο έδειξε ένα διαφορετικό μοτίβο, με μια συνολική μείωση της μέσης τάσης με την αύξηση της λαγόνιας γωνίας όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 23 (μπλε κουκκίδες). Αυτή η μείωση στη μέση τάση μπορεί να αποδοθεί στην μεταβαλλόμενη αιμοδυναμική εντός του αυλού ΑΚΑ καθώς αυξάνεται η λαγόνια γωνία, οδηγώντας σε σχηματισμό μιας εκτεταμένης περιοχής στασιμότητας και διαφορετικής κατανομής WSS στους κλάδους του λαγόνιου.



Εικόνα 24: vonMises κατανομή τάσεων εντός του τοιχώματος ΑΚΑ και λαγόνια για τέσσερις αντιπροσωπευτικές λαγόνιες γωνίες, 40°, 60°, 100° και 140° για τη διαμόρφωση μοντέλου ισοτροπικού υλικού (κορυφή). Xenos M. et al. (2010))



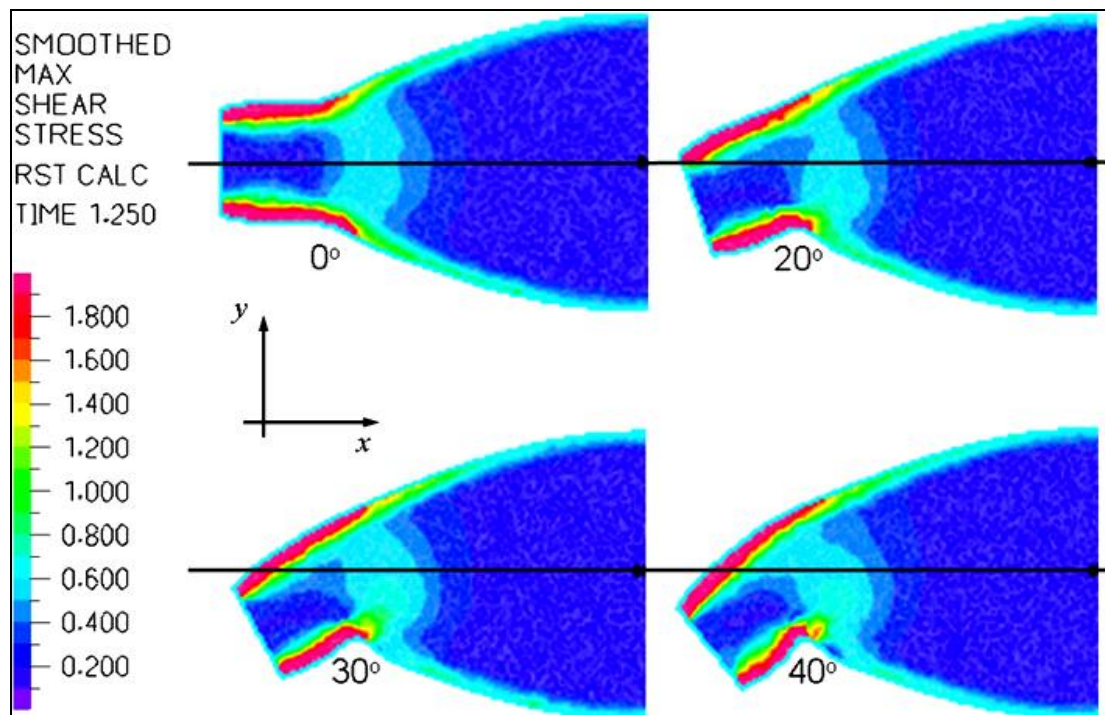
Μελετήθηκε ακόμα, η συμβολή της γωνίας εισόδου ΑΚΑ στις τάσεις που αναπτύσσονται εντός του ανευρυσματικού τοιχώματος. Οι προσομοιώσεις FSI προβλέπουν μια ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της γωνίας εισόδου και της μέγιστης πίεσης στο ανευρυσματικό τοίχωμα, δείχνοντας μια αύξηση στις τάσεις των τοιχωμάτων καθώς αυξάνεται η γωνία του λαιμού. Αναλύθηκαν επίσης το πεδίο ταχύτητας, η WSS και η πίεση υγρού κατά τον καρδιακό κύκλο. Το πεδίο ταχύτητας παρουσιάζεται σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά διαστήματα του καρδιακού κύκλου για γωνίες εισόδου 20° και 40° , με γωνία διακλάδωσης λαγόνιου 60° (που αντιστοιχεί στη γωνία εισόδου 0° στην Εικόνα 21, πάνω). Η κύρια επίδραση της γωνίας λαιμού εισόδου είναι ότι ενώ για τη γωνία εισόδου 0° σχηματίζεται ένα ζεύγος αντιδραστικών στροβίλων (Εικ. 21, κορυφή), η γωνία λαιμού σπάει αυτήν τη συμμετρική δομή και οι στροφές συγχωνεύονται σε μια ισχυρότερη απλή δίνη. Το πεδίο ροής για γωνία εισόδου 40° ήταν επομένως διαφορετικό από αυτό των 20° και 0° . Κατά τη διάρκεια της συστολής παρατηρήθηκε ένα ισχυρότερο τζετ που εισέρχεται στη δομή και για τις δύο γωνίες του λαιμού (Εικ. 24). Αυτό το τζετ ήταν ισχυρότερο και η μέγιστη ταχύτητά του ήταν 7% υψηλότερη από εκείνη του 0° . Κατά τη διάρκεια της διαστολής, η ζώνη ανακυκλοφορίας εισόδου έγινε πιο έντονη και κυρίαρχη. Η δίνη διατηρήθηκε καθ' όλη τη διάρκεια της διαστολής, αλλά έχασε την ενέργειά της έναντι της πρώιμης συστολής (Εικ. 24). Η ζώνη ανακυκλοφορίας ήταν μικρότερη για τη γωνία 20° του λαιμού. Κατά τη διάρκεια της πρώιμης και μέσης διαστολής παρατηρήθηκε μια επιπλέον μικρότερη ζώνη ανακυκλοφορίας μακριά από την είσοδο για τη γωνία 20° του λαιμού.



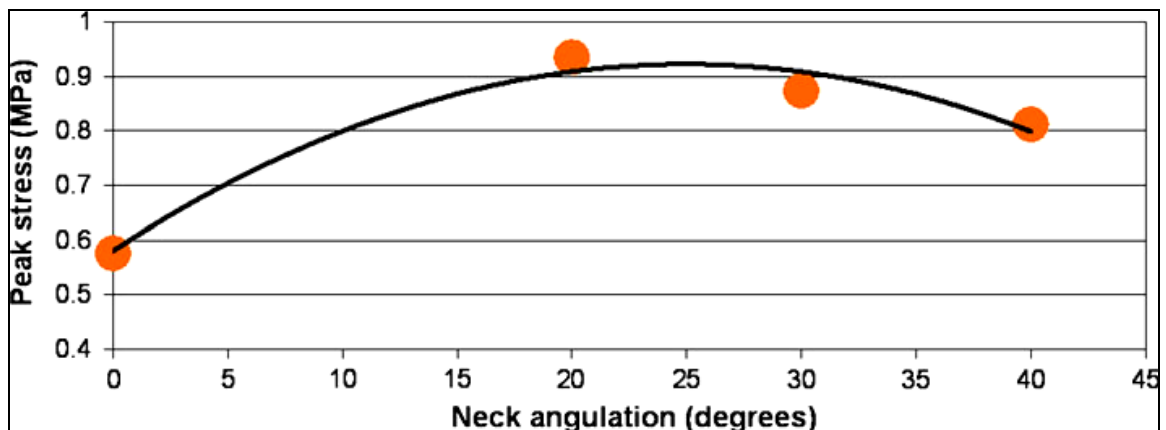
Εικόνα 25: Πεδίο ταχυτήτων στην περιοχή του ανευρύσματος για γωνίες εισόδου 20° και 40° σε σύγκριση με το πεδίο ροής του σχ. 3 σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά πλαίσια του καρδιακού κύκλου (μονάδες: m/s). (Xenos M. et al. (2010))



Καθώς η γωνία εισόδου αυξήθηκε, η πίεση στην μέγιστη συστολή εντός του αυλού (1 cm πάνω από τη λαγόνια διακλάδωση) μειώθηκε. Ήταν η υψηλότερη για τη γωνία μηδενικού λαιμού (ήταν περίπου 147 mmHg) και μειώθηκε σε περίπου 133 mmHg για γωνία λαιμού 20° και 30°, φθάνοντας στο ελάχιστο για 40° (περίπου 132,7 mmHg). Η πτώση πίεσης, D_p (η διαφορά πίεσης μεταξύ της πίεσης εισόδου και της πίεσης λαγόνιας διακλάδωσης στην μέγιστη συστολή), επίσης μειώθηκε καθώς η γωνία εισόδου αυξήθηκε. Ήταν το υψηλότερο στη μέγιστη συστολής για μηδενική γωνία εισόδου (περίπου 1,0 mmHg) και μειώθηκε για 20° και 30° γωνίες εισόδου (στα 0,84 mmHg), φθάνοντας στο ελάχιστο για 40° γωνία εισόδου (0,76 mmHg). Η μέγιστη τάση έναντι της λαγόνιας γωνίας για ολόκληρη την περιοχή του τοιχώματος (κόκκινες - πάνω κουκκίδες, $R_2 = 0,5$) και μόνο για την ανευρυσματική περιοχή (πράσινες - χαμηλότερες κουκκίδες, $R_2 = 0,84$) για τη διαμόρφωση του μοντέλου ιστροπικού υλικού εμφανίζονται στο κάτω μέρος αριστερό γράφημα της Εικόνας 24. Η μέση τιμή von Mises για τη διαμόρφωση μοντέλου ιστροπικού υλικού έναντι της λαγόνιας γωνίας φαίνεται στο κάτω δεξί γράφημα ($R_2 = 0,58$) της ίδιας εικόνας. Η κατανομή της πίεσης παρέμεινε σχεδόν σταθερή σε όλη την περιοχή του ανευρύσματος για όλες τις γωνίες εισόδου και μειώθηκε δραστικά στους λαγόνιους, όπως επίσης αναφέρθηκε στην παραμετρική μελέτη της λαγόνιας Η μέση τάση μειώθηκε καθώς η γωνία των λαγόνων αυξήθηκε.



Εικόνα 26: Επίπεδο διατομής της κατανομής WSS κοντά στο τοίχωμα εισόδου για τέσσερις διαφορετικές γωνίες εισόδου: 0°, 20°, 30° και 40° κατά τη διάρκεια της κορυφιαίας συστολής (μονάδες: Pa). (Xenos M. et al. (2010))



Εικόνα 27: Μέγιστη τάση vonMises έναντι της γωνίας εισόδου του ΑΚΑ για τη διαμόρφωση μοντέλου ιστροπικού υλικού ($R^2 = 0,97$). Παρατηρήθηκε σημαντική αύξηση της μέγιστης τάσης για 20° και μετά από αυτό μια μείωση σε ελαφρώς μικρότερες κορυφαίες τάσεις. (Xenos M. et al. (2010))

Πίνακας 3: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά φυσιολογικών και παθολογικών αορτών, μέγιστων ιστροπικών και ανισοτροπικών τάσεων και αναπαραστάσεις τάσεων κοντά στην λαγόνια διακλάδωση. (Xenos M. et al. (2010)).

Subject	Subject representation	Age	Max diam. (cm)	Inlet diam. (cm)	AAA length (cm)	Iliac angle (degrees)	Isotropic peak stress (MPa)	ρ_1 peak stress, ILT no Ca (MPa)
Normal		66	1.80	1.80	--	38.8	0.44	0.54
non-rAAA		--	5.73	2.15	6.98	35.8	1.36	--
rAAA 1		62	10.60	2.35	10.0	50.9	1.09	1.37
rAAA 2		56	7.80	2.58	11.3	84.0	2.10	2.17

Η μεθοδολογία FSI που παρουσιάζεται σε αυτή τη μελέτη αντιπροσωπεύει τη δυναμική της πίεσης υγρού που επηρεάζει άμεσα τις τάσεις που αναπτύσσονται εντός του ανευρυσματικού τοιχώματος, καθώς και τις WSS που δρουν στο τοίχωμα ως αποτέλεσμα των δυναμικά εξελισσόμενων προτύπων ροής εντός του ανευρυσματικού αυλού. Αυτά εξαρτώνται επίσης έντονα από τα συγκεκριμένα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που χαρακτηρίζουν την εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου και την απόκριση προσαρμογής. Η μελέτη επικεντρώθηκε σε συγκεκριμένες γεωμετρικές παραμέτρους που χαρακτηρίζουν την εξέλιξη και την απόκριση προσαρμογής κατά την εξέλιξη της ανευρυσματικής νόσου, όπως σημαντικές αλλαγές στη γωνία της λαγόνιας διακλάδωσης και αλλαγές στην αορτική γωνία



λαιμού στην είσοδο του ΑΚΑ. Προτιμήθηκαν εξιδανικευμένες γεωμετρίες ΑΚΑ, προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν οι επιδράσεις της γεωμετρικής μεταβλητότητας του ασθενούς. Οι παραμετρικές μελέτες σε αυτές τις απλουστευμένες γεωμετρίες δείχνουν ότι σε συγκεκριμένες γεωμετρίες ασθενών, τα φυσιολογικά χαρακτηριστικά που σχετίζονται με αυτές τις παραμέτρους είναι πιθανό να ενισχύσουν τη συνδυασμένη συμβολή ροής και πίεσης, ενεργώντας συλλογικά για την αύξηση των τάσεων των τοιχωμάτων που προκύπτουν από αυτές τις συγκεντρώσεις τάσεων που εξαρτώνται από τη γεωμετρία. Η ροή του αίματος επηρεάζεται έντονα από την λαγόνια γωνία. Καθώς η γωνία αύξησε τα σχήματα ροής εντός του αυλού ΑΚΑ, άλλαξαν δραστικά, επηρεάζοντας την πίεση υγρού και τη WSS. Το ανισοτροπικό μοντέλο προέβλεπε αυξημένες τάσεις εντός του τοιχώματος σε σύγκριση με τη λειτουργία ισοτροπικού υλικού, διατηρώντας παράλληλα την ίδια συσχέτιση μεταξύ της λαγόνιας γωνίας και των μέγιστων τάσεων όπως με τη διαμόρφωση του ισοτροπικού υλικού. Είναι σαφώς πιο ρεαλιστικό να μοντελοποιείται το τοίχωμα της αορτής ως ενισχυμένο υλικό που αποτελείται από δύο ομάδες ινών κολλαγόνου από ένα ισοτροπικό μέσο. Η μετατόπιση της αορτής στον κύριο άξονα ροής αυξήθηκε όταν και η λαγόνια γωνία αυξήθηκε και αυτό θα μπορούσε περαιτέρω να οδηγήσει σε αορτικές αλλαγές. Το σκεύασμα μοντέλου ανισοτροπικού υλικού που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή τη μελέτη έδειξε παρόμοια μείωση της καταπόνησης όπως και με το ισότροπο μοντέλο για λαγόνια γωνία 60°.

Οι παραμετρικές μελέτες της αορτικής γωνίας λαιμού αποκάλυψαν αύξηση της μέγιστης τάσης στο ανευρυσματικό τοίχωμα καθώς η γωνία εισόδου αυξήθηκε. Ωστόσο, υπήρξε σημαντική μείωση στη μέση τάση καθώς αυξανόταν η γωνία εισόδου. Η ζώνη ανακυκλοφορίας υπήρχε κατά τη διάρκεια της συστολής και ήταν πιο έντονη κατά τη διάρκεια της διαστολής. Η ζώνη ανακυκλοφορίας μείωσε την περιοχή διατομής που διατίθεται για την εισερχόμενη ροή μέσω της εισόδου, παράγοντας έτσι ισχυρότερο πίδακα εισόδου. Η πτώση πίεσης, Δp, του αίματος μέσα στον αυλό μειώθηκε καθώς η γωνία εισόδου αυξήθηκε, παρόμοια με αυτό που παρατηρήθηκε στις προηγούμενες παραμετρικές μελέτες της λαγόνιας γωνίας. Στην αιχμή της συστολής, οι μη μηδενικές γωνίες εισαγωγής παρήγαγαν χαμηλότερες τιμές μέγιστης WSS. Τα παραπάνω αποτελέσματα ενδέχεται να υποδηλώνουν έναν μηχανισμό αναδιαμόρφωσης της αορτής, πιθανότατα προοριζόμενος να αποκαταστήσει πιο κοντά σε φυσιολογικές συνθήκες φυσιολογικής ροής. Οι αλλαγές στη γωνία εισόδου μείωσαν την μέγιστη πίεση υγρού, την πτώση πίεσης και άλλαξαν το πεδίο ροής. Η αυξημένη γωνία λαιμού μείωσε τις μέσες τάσεις ενώ αύξησε τις μέγιστες τάσεις. Τέλος, η συνολική μείωση της μέγιστης τάσης δεν ήταν πιθανώς τόσο σημαντική σε σύγκριση με την αυξημένη τοιχωματική τάση που οδήγησε σε αυξημένο κίνδυνο ρήξης.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455





5. Πειραματική εγκατάσταση – Πειραματικά αποτελέσματα.

5.1 Πειραματική Διάταξη

Σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε πειραματική διάταξη προσομοίωσης κοιλιακής αορτής. Με τον όρο αορτή στη συνέχεια θα χαρακτηρίζεται το δοκίμιο με είσοδο την κεντρική αρτηρία και εξόδους – απολήξεις τις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Τα δοκίμια που κατασκευάστηκαν έχουν ελαστικά – εύκαμπτα τοιχώματα σε αντιδιαστολή με προηγούμενη εργασία (Διπλωματική Λένη Μαυρομιχάλη) στην οποία τα τοιχώματα των δοκιμίων που μελετήθηκαν ήταν άκαμπτα. Ειδικότερα η αορτή απαρτίζεται από μια είσοδο κυκλοφορίας του αίματος (κεντρική αρτηρία) διαμέτρου 8mm που απολήγει σε δύο αρτηρίες (λαγόνιες) διαμέτρου 3mm.

Στην παρούσα εργασία ελέγχθηκαν δύο δοκίμια ένα υγιές και ένα παθολογικό. Στην περίπτωση του υγιούς οι δύο λαγόνιες αρτηρίες έχουν ίδια μορφή και διάμετρο, ενώ στην περίπτωση του παθολογικού η κατασκευή διαφοροποιήθηκε με την παρουσία κοιλότητας σε μία εκ των δύο λαγόνιων αρτηριών που συνιστά το ανεύρυσμα. Στην πειραματική μελέτη που ακολουθεί τα χαρακτηριστικά μορφολογικά στοιχεία του παθολογικού αλλά και του υγιούς δοκιμίου έχουν ληφθεί από αξονική τομογραφία (CTscan) και έχουν κατασκευαστεί από εύκαμπτο πλαστικό.

Η παραμετρική μελέτη που περιγράφεται στην παρούσα εργασία αποτελεί το δεύτερο στάδιο μιας συνολικότερης διερεύνησης του προβλήματος που συνίσταται στη συγκριτική μελέτη υγιούς και παθολογικής αορτής κατασκευασμένων από δύο διαφορετικά υλικά (νάιλον και συνθετικό με ανθρακονήματα) σε εύρος παροχών. Το ρευστό που χρησιμοποιείται είναι απιονισμένο νερό το οποίο διαθέτει φυσικές ιδιότητες παραπλήσιες του αίματος (πυκνότητα, ιξώδες). Ειδικότερα στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται αποτελέσματα για δύο δοκίμια (υγιές και παθολογικό) κατασκευασμένα από συνθετικό υλικό με προσθήκη ανθρακονημάτων και καταγράφονται παροχές με μικρομυλίσκους στα τρία σημεία ενδιαφέροντος, δηλ. στην κεντρική αρτηρία (είσοδος ρευστού) και στις δύο λαγόνιες αρτηρίες (έξοδοι του ρευστού).

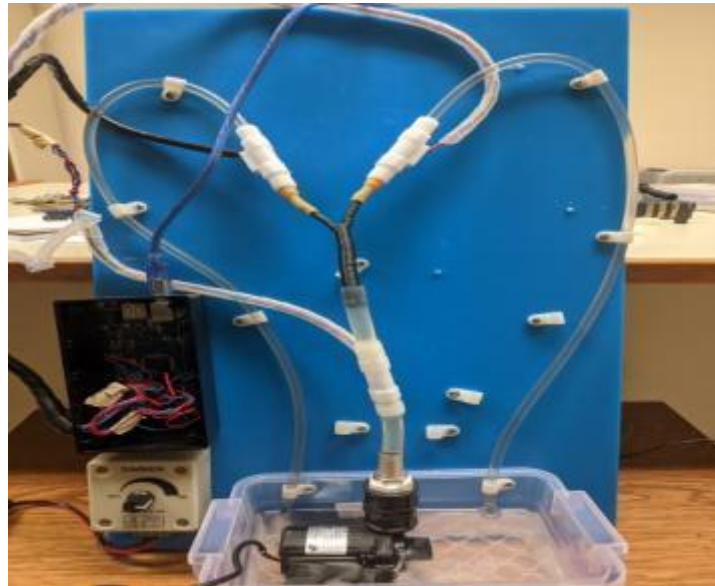
Το σύστημα που κατασκευάστηκε είναι ένα κλειστό κύκλωμα ανακυκλοφορίας ρευστού (νερού) η οποία συντηρείται με μια αντλία τύπου Solar Water Pump JT - 800 IP 68 ROHS με χαρακτηριστικά λειτουργίας H_{max} (80 – 800) cm και Q_{max} (45 – 1100) lt/h. Η αντλία ελέγχεται ως προς την ταχύτητα (rpm) με τη βοήθεια ρυθμιστή (dimmer) που παρέχει τη δυνατότητα αυξομείωσης της παροχής που διαπερνά την αορτή – εκάστοτε δοκίμιο. Οι αγωγοί μεταφοράς που αναπαριστούν τα αγγεία μεταφοράς είναι από εύκαμπτο λάστιχο ενώ στο κύκλωμα παρεμβάλλονται και 3 μετρητικές διατάξεις παροχής τύπου μυλίσκου. Μια δεξαμενή νερού συμπεριλαμβάνεται στο κύκλωμα από την οποία αντλείται ποσότητα νερού από τον αγωγό εισόδου διαμέτρου 8mm (κεντρική αρτηρία) και στην οποία το νερό επιστρέφει εξερχόμενο των λαγόνιων αρτηριών διαμέτρων 3mm. Οι παροχές καταγράφονται με



τη βοήθεια μικροελεγκτή σε επικοινωνία με λογισμικό σε περιβάλλον LabView σε μορφή χρονοσειρών σήματος για μετέπειτα επεξεργασία.

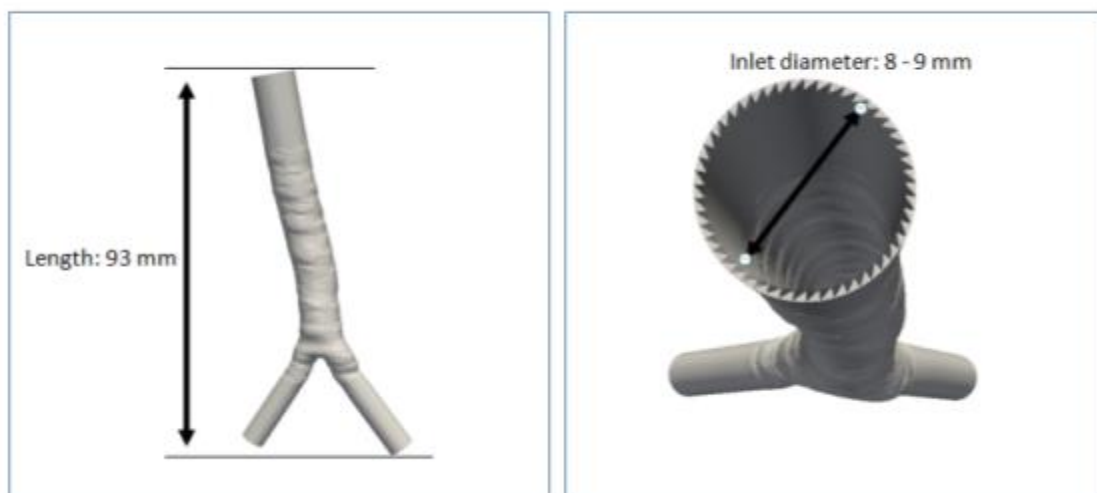
Στην Εικ.27 δίνεται το κλειστό κύκλωμα ανακυκλοφορίας του εργαζόμενου μέσου (απιονισμένο νερό) με δοκίμιο υγείας (συνθετικό με προσθήκη ανθρακωνημάτων).

Στην Εικ.28 δίνονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των δοκιμίων τα οποία μελετήθηκαν στην παρούσα εργασία και αποτελέσματα της μελέτης δίνονται στην παρούσα εργασία ακολούθως.



Εικόνα 28: Κλειστό κύκλωμα με αισθητήρες παροχής.

Normal Aorta Model



Εικόνα 29: Γεωμετρία υγείου δοκιμίου προερχόμενο από αξονική τομογραφία (CTscan).

Στην Εικ. 29 δίνονται και τα 4 δοκίμια που δοκιμάζονται στο πλαίσιο μιας μεγαλύτερης συγκριτικής μελέτης μεταξύ δοκιμίων σταθερών τοιχωμάτων από υλικό



nylon (λευκού χρώματος) με δοκίμια κατασκευασμένα από εύκαμπτο υλικό (μαύρου χρώματος).



Εικόνα 30: Ζευγάρια δοκιμών (υγείους - παθολογικού) κατασκευασμένα από διαφορετικό υλικό.

5.2 Διαδικασία Μετρήσεων

Η διαδικασία μετρήσεων περιλαμβάνει την ταυτόχρονη καταγραφή παροχών της κοιλιακής αορτής, στις θέσεις ενδιαφέροντος δηλ. στις θέσεις της κεντρικής αρτηρίας και στις δύο λαγόνιες αρτηρίες - απολήξεις. Τα δοκίμια που ελέγχθηκαν ήταν 2, ένα υγιές και ένα παθολογικό με εμφανή την εικόνα ανευρίσματος όπως φαίνεται στο σχήμα. Τα δοκίμια έχουν κατασκευαστεί από συνθετικό υλικό σε εκτυπωτή 3D ενώ η μορφολογία τους απόδίδει την εικόνα όπως αυτή έχει καταγραφεί από αξονική τομογραφία (CTscan) πραγματικών αγγείων. Τα δοκίμια έχουν κατασκευαστεί στο Τμήμα Μηχανολόγων & Αεροναυπηγών του Παν/μίου Πατρών.

Η ταυτόχρονη καταγραφή των παροχών γίνεται σε μορφή χρονοσειρών σημάτων κατά τη διέλευση του ρευστού από μικρομιλίσκους, οι οποίοι παρεμβάλλονται στη ροή των 3 κλάδων της αορτής. Το σήμα διαβιβάζεται μέσω μικροελεγκτή σε κάρτα δειγματοληψίας και με τη βοήθεια προγράμματος οδήγησης σε περιβάλλον Lab view εξάγονται οι χρονοσειρές των σημάτων παροχής δίνοντας τη δυνατότητα στατιστικής ανάλυσης και επεξεργασίας (postprocessing).

Η διαδικασία που ακολουθείται είναι ταυτόχρονη καταγραφή σημάτων παροχής για ίση διάρκεια πειράματος. Το σύστημα ανακυκλοφορίας συντηρείται με τη λειτουργία της αντλίας. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων σε κάθε παροχή δοκιμής αναμένεται αρχικά η ροή φθάσει σε μόνιμη κατάσταση και στη συνέχεια αρχίζει η καταγραφή των σημάτων που έχει διάρκεια ~5 λεπτών. Η συχνότητα δειγματοληψίας έχει καθοριστεί για όλα τα πειράματα στα 10Hz.



Η μελέτη γίνεται παραμετρικά με την έννοια ότι δοκιμάζονται παροχές σε ένα εύρος (0.8 – 2.4) ml/s όπως καταγράφονται από την κεντρική αρτηρία. Οι μεταβολές παροχής γίνονται με τη βοήθεια ρυθμιστή (dimmer) που ελέγχει τις στροφές της αντλίας του δικτύου κατά την ανακυκλοφορία του ρευστού (νερού). Το εύρος των δοκιμαζόμενων παροχών καθορίζεται από τη δυνατότητα της αντλίας που παρεμβάλλεται στο κύκλωμα.

5.3 Πειραματικά Αποτελέσματα

Στη συνέχεια παρατίθενται τα πειραματικά αποτελέσματα των μετρήσεων παροχής που ελήφθησαν σε μορφή χρονοσειρών σημάτων. Τα αποτελέσματα που δίνονται στο Διάγραμμα A1 αφορούν τη συμπεριφορά του υγιούς δοκιμίου. Στο διάγραμμα αποδίδονται οι μέσες τιμές παροχής για την είσοδο της αορτής (κεντρική αρτηρία) και τις δύο λαγόνιες απολήξεις αυτής. Στην κεντρική αρτηρία με τη βοήθεια του ρυθμιστή ελέγχου στροφών της αντλίας (dimmer) έχουν τεθεί παροχές στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s με βήμα 0.2 ml/s. Στο διάγραμμα δίνεται η απόκριση του συστήματος τόσο για την ίδια την κεντρική αρτηρία όσο και για τις λαγόνιες αρτηρίες - αγγεία.

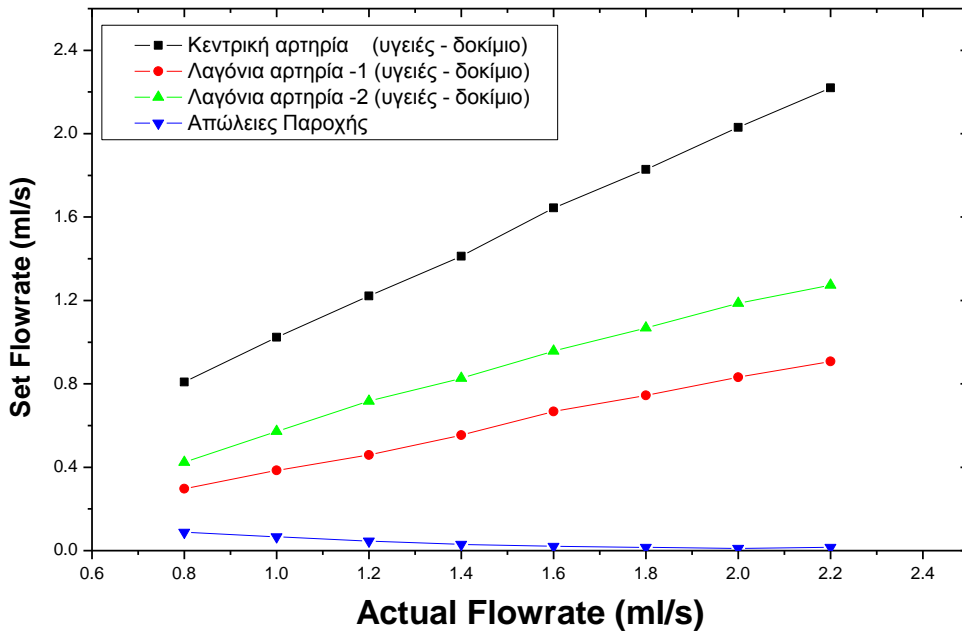
Ειδικότερα αυξανόμενης της παροχής φαίνεται ότι η τάση που ακολουθείται είναι περίπου γραμμική για όλες τις αρτηρίες αν και στις λαγόνιες είναι εμφανής μια κόπωση αυξανόμενης της παροχής. Στο διάγραμμα επίσης δίνεται η διαφορά κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών με στόχο την ανίχνευση απωλειών της ροής οι οποίες προφανώς δεν σχετίζονται με απώλεια ρευστού του κυκλώματος αλλά με τους συντελεστές παροχής των αγωγών διέλευσης (αρτηρίες). Επίσης η εικόνα μπορεί να αποτελεί ασθενή ένδειξη ανακυκλοφορίας του ρευστού στο χώρο μεταξύ κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών.

Προφανώς οι μέσες τιμές παροχής της κεντρικής αρτηρίας ακολουθούν με συνέπεια εκείνες που έχουν τεθεί αντίστοιχα στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s ενώ διαφοροποιήσεις αναγνωρίζονται για τη συμπεριφορά των λαγόνιων αρτηριών. Έτσι το λαγόνιο αγγείο-1 λαμβάνει τιμές στο εύρος (0.3 – 0.8) ml/s ενώ το λαγόνιο αγγείο-2 λαμβάνει τιμές στο εύρος (0.4 – 1.3) ml/s. Η διαφοροποίηση αυτή σχετίζεται με τη κατασκευαστική γεωμετρία των λαγόνιων αγγείων. Η σχηματιζόμενη γωνία μεταξύ κεντρικής αρτηρίας και λαγόνιου αγγείου-2 είναι μικρότερη από τη αντίστοιχη που σχηματίζεται με το λαγόνιο αγγείο-1. Έτσι το οδηγούμενο ρευστό παρεκκλίνει λιγότερο της αρχικής του πορείας περνώντας από το λαγόνιο αγγείο-2 επομένως προτιμά αυτή τη διαδρομή σε μεγαλύτερο βαθμό από το λαγόνιο αγγείο-1. Το αποτέλεσμα της γεωμετρίας λοιπόν των δύο αγγείων απολήξεων απεικονίζεται με την εμφάνιση υψηλότερης στάθμης παροχών στο λαγόνιο αγγείο-2 για όλες τις παροχές που δοκιμάστηκαν.

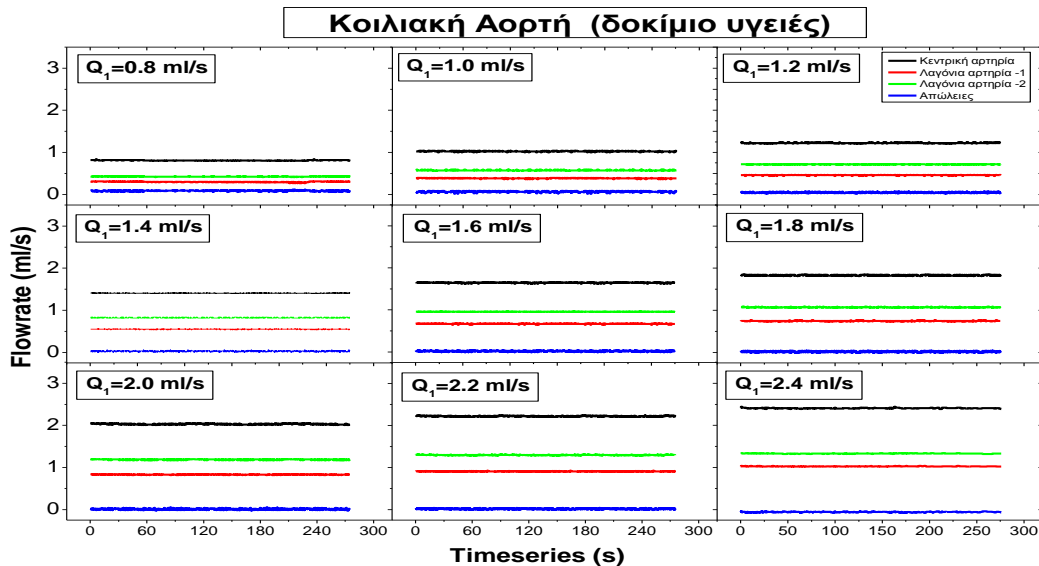
Στο Διάγραμμα A2 δίνεται η εξέλιξη των χρονοσειρών κεντρικής αρτηρίας και λαγόνιων αρτηριών (αγγείων) για όλες τις παροχές που δοκιμάστηκαν στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s της κεντρικής που χρησιμοποιείται πάντα ως αναφορά. Οι παροχές της κεντρικής αρτηρίας (μαύρη γραμμή) διατηρούν την υψηλότερη στάθμη όπως και αναμένεται. Οι παροχές στο λαγόνιο αγγείο-3 (πράσινη γραμμή) διατηρούνται σταθερά σε υψηλότερες στάθμες ως προς τις αντίστοιχες του λαγόνιου αγγείου-2 κάτι



που αναγνωρίστηκε και στο Διάγραμμα A1 και η συμπεριφορά αυτή πιστεύεται ότι σχετίζεται με τη γεωμετρία του δοκιμίου. Διακρίνεται επίσης μια ασθενής τάση διεύρυνσης της απόστασης των σταθμών μεταξύ των λαγόνιων αγγείων, αυξανομένης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας.



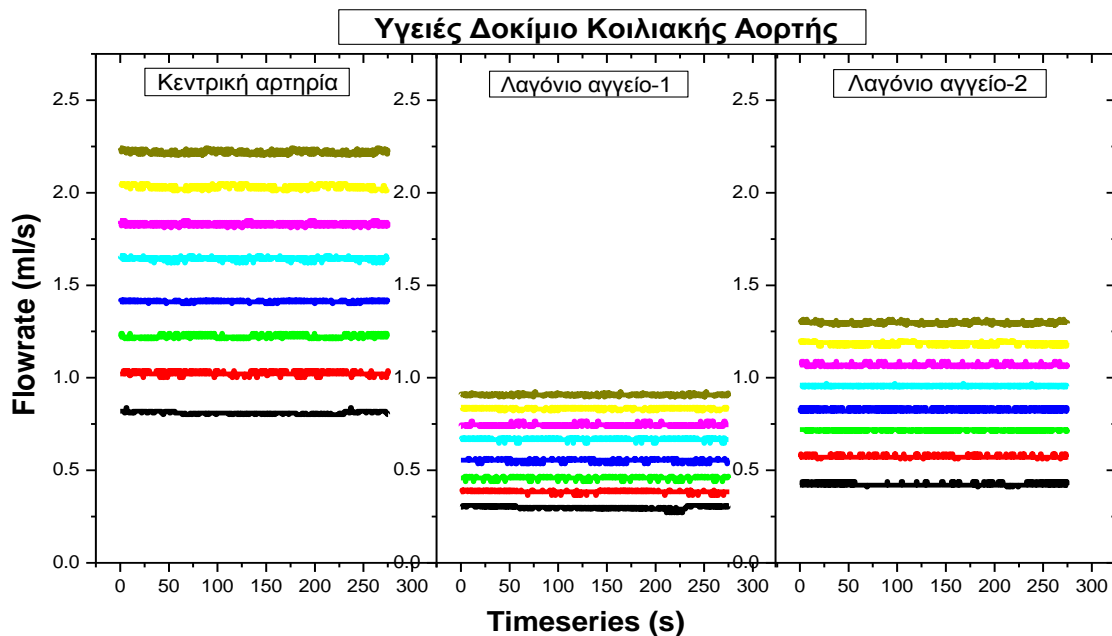
Διάγραμμα A1: Εξέλιξη παροχών κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών υγείους δοκιμίου.



Διάγραμμα A2: Χρονοσειρές κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών ως προς την παροχή για υγείες δοκίμιο.



Στο Διάγραμμα A3 δίνονται πάλι συγκριτικά οι χρονοσειρές παροχής στην κεντρική αρτηρία (κοιλιακής αορτής) και των λαγόνιων αρτηριών κατά τρόπο που να επιβεβαιώνονται τα συμπεράσματα που καταγράφησαν νωρίτερα. Δηλ. είναι πλέον καταφανέστατη η διαφοροποίηση της συμπεριφοράς των επιπέδων παροχής των λαγόνιων αγγείων με το λαγόνιο αγγείο-2 να διατηρείται σταθερά σε υψηλότερες στάθμες παροχής διευρύνοντας την απόσταση από τις αντίστοιχες του λαγόνιου αγγείου-1 με την αύξηση της παροχής της κεντρικής αρτηρίας.



Διάγραμμα A3: Συγκριτική παρουσίαση χρονοσειρών κοιλιακής αορτής υγειούς.

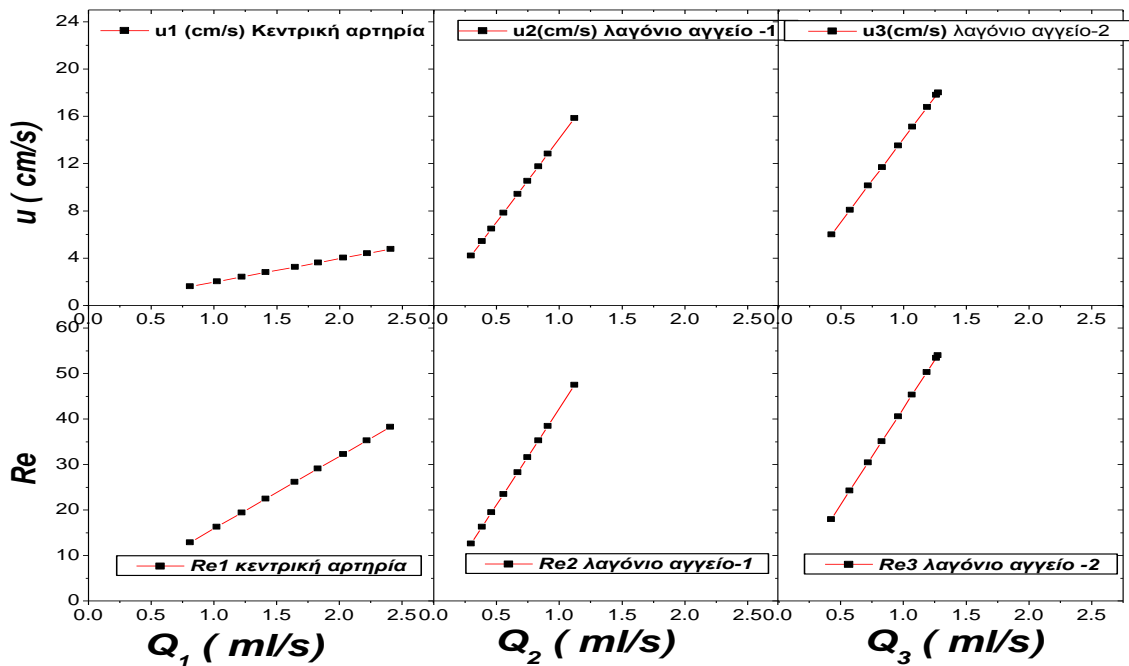
Στο Διάγραμμα A4 δίνονται χαρακτηριστικά του ροικού πεδίου, δηλ. οι ταχύτητες του μέσου (νερού) όπως αυτές προκύπτουν από τις καταγραφόμενες μέσες τιμές παροχής. Τόσο οι ταχύτητες όσο και οι αντίστοιχοι αριθμοί Reynolds ακολουθούν γραμμική συμπεριφορά όπως και αναμένεται λόγω της σχέσης αναλογίας της ταχύτητας με την παροχή.

Η ταχύτητα της κεντρικής αρτηρίας λόγω και της μεγαλύτερης διατομής (8mm) διατηρεί μικρότερο εύρος τιμών αυξανόμενης της παροχής. Προκύπτει ότι στη μεγαλύτερη παροχή των 2.4ml/s αντιστοιχεί ταχύτητα περίπου 5cm/s.

Αντίθετα λόγω του ότι η ταχύτητα έχει αντίστροφα ανάλογη σχέση με τη διάμετρο ή και τη διατομή του αγωγού προκύπτει ότι οι λαγόνιες αρτηρίες που έχουν μικρότερη διάμετρο (3mm) ακολουθούν την ίδια πιο οξεία γραμμική συμπεριφορά ως προς την κεντρική αρτηρία κάτι που φαίνεται από τη μεγαλύτερη κλίση των ευθειών.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί το εύρος παροχών που δοκιμάστηκαν για την κεντρική αρτηρία ήταν στην περιοχή (0.8 – 2.4) ml/s που αντιστοιχεί σε ταχύτητες στο εύρος (2 – 5) cm/s και αριθμούς Reynolds (12 – 40).

Ακόμα για το λαγόνιο αγγείο-1 οι παροχές διατηρούνται στο εύρος (0.25 – 1.00) ml/s με το εύρος ταχυτήτων να βρίσκεται στο εύρος (2 – 14) cm/s και αντίστοιχα οι αριθμοί Reynolds καλύπτουν μια περιοχή (11 – 45).



Διάγραμμα A4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Ταχύτητες – Αριθμοί Reynolds) υγειούς δοκιμίου.

Επίσης για το λαγόνιο αγγείο-2 οι παροχές διατηρούνται στο εύρος (0.25 – 1.00) ml/s με το εύρος ταχυτήτων να βρίσκεται στο εύρος (2 – 14) cm/s και αντίστοιχα οι αριθμοί Reynolds καλύπτουν μια περιοχή (12 – 55).

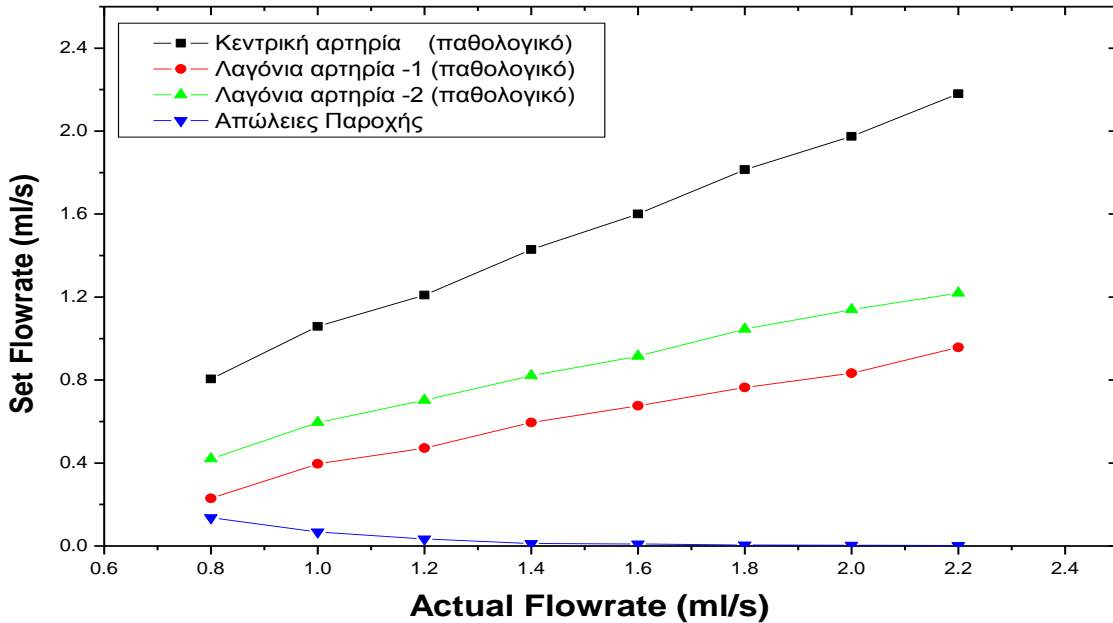
Αναφορικά με το Διάγραμμα B1 καταγράφονται συγκριτικά οι μέσες τιμές παροχής για την είσοδο της αορτής (κοιλιακή αρτηρία) και τις δύο λαγόνιες απολήξεις αυτής για τα υγιή δοκίμια κατασκευασμένα από nylon. Στην κοιλιακή αρτηρία με τη βοήθεια του ρυθμιστή ελέγχου στροφών της αντίλιας έχουν τεθεί παροχές στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s με βήμα 0.2 ml/s. Στο διάγραμμα δίνεται η απόκριση του συστήματος τόσο για την ίδια την κοιλιακή αρτηρία όσο και για τις λαγόνιες αρτηρίες (λαγόνια αγγεία).

Ειδικότερα αυξανόμενης της παροχής φαίνεται ότι η τάση που ακολουθείται είναι περίπου γραμμική για όλες τις αρτηρίες και για τα δύο δοκίμια που ελέγχονται. Φαίνεται ότι το υλικό κατασκευής nylon δεν επηρεάζει τη συμπεριφορά στις λαγόνιες αρτηρίες, κάτι που δείχνει ότι τουλάχιστον η εσωτερική κατασκευή των δοκιμίων είναι πολύ παρόμοια, μη επιφέροντας αξιοσημείωτες διαφορές στα αποτελέσματα.

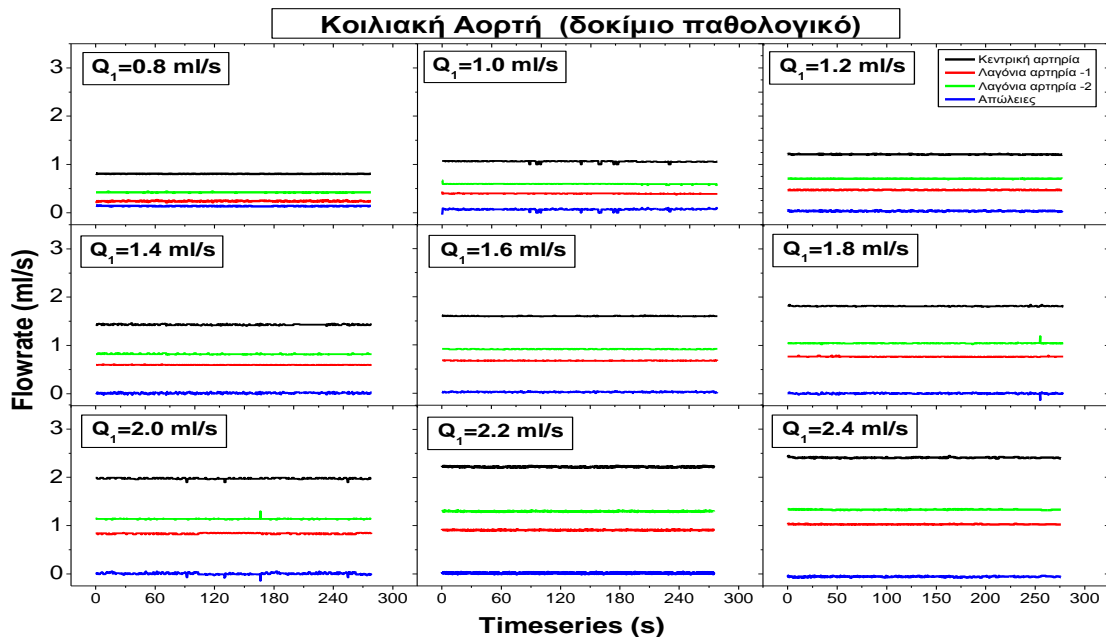
Επιβεβαιώνονται οι παροχές του δοκιμίου-1 (υγειούς) στις λαγόνιες αρτηρίες με τη διαφοροποίηση στις παροχές να σχετίζονται με τη μορφολογία των λαγόνιων αγγείων και ειδικότερα τη σχηματιζόμενη γωνία μεταξύ κεντρικής αρτηρίας και των δύο λαγόνιων. Επιβεβαιώνεται ότι το οδηγούμενο ρευστό παρεκκλίνει λιγότερο της αρχικής του πορείας περνώντας από το λαγόνιο αγγείο-3 προτιμώντας αυτή τη διαδρομή σε μεγαλύτερο βαθμό από το λαγόνιο αγγείο-2. Το αποτέλεσμα της γεωμετρίας λοιπόν



των δύο αγγείων απολήξεων είναι η εμφάνιση υψηλότερης στάθμης παροχών στο λαγόνιο αγγείο-3 για όλες τις παροχές που δοκιμάστηκαν.



Διάγραμμα B1: Εξέλιξη παροχών κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών παθολογικού δοκιμίου.



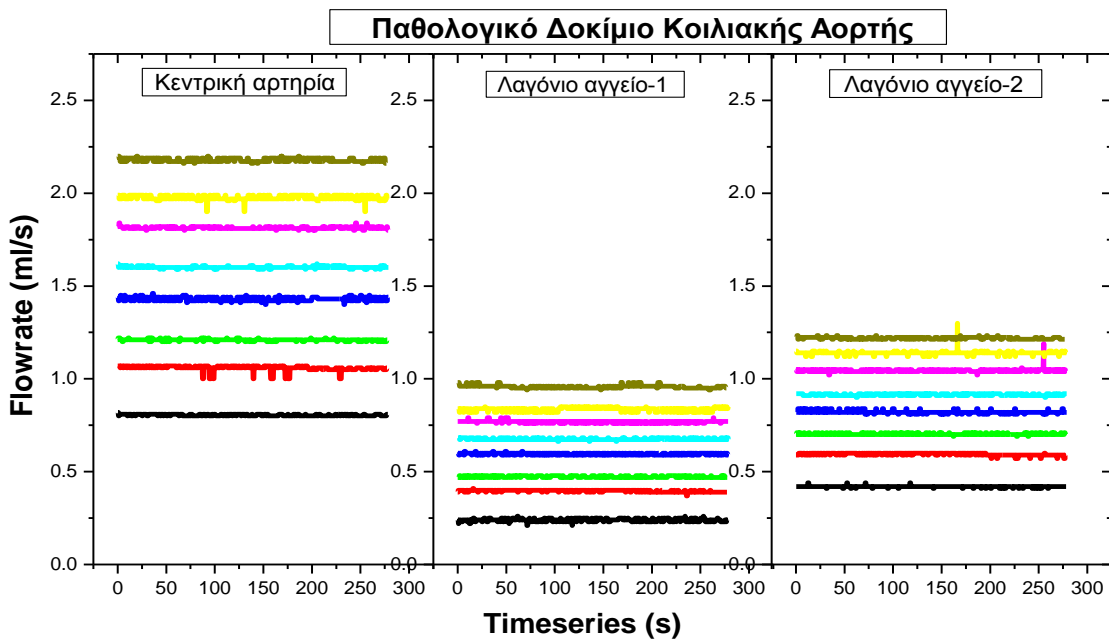
Διάγραμμα B2: Χρονοσειρές κεντρικής και λαγόνιων αρτηριών ως προς την παροχή για παθολογικό δοκίμιο.

Στο Διάγραμμα B2 περιγράφεται η συμπεριφορά του δοκιμίου-2 (υγειούς κατασκευής Παν/μίου Πατρών). Δίνεται η εξέλιξη των χρονοσειρών κεντρικής αρτηρίας και λαγόνιων αρτηριών (αγγείων) για όλες τις παροχές που δοκιμάστηκαν στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s) της κεντρικής που χρησιμοποιείται πάντα ως αναφορά. Προκύπτουν



ανάλογα συμπεράσματα με το δοκίμιο-1 κάτι που δείχνει ότι δεν υπάρχουν σφάλματα κατασκευής μεταξύ των διαφορετικών κατασκευαστών.

Στο Διάγραμμα Β3 δίνονται πάλι συγκριτικά οι χρονοσειρές παροχής στην κεντρική αρτηρία (κοιλιακής αορτής) για το υγιές δοκίμιο-2. Επιβεβαιώνεται και σε αυτό το δοκίμιο η διαφοροποίηση της συμπεριφοράς των επιπέδων παροχής των λαγόνιων αγγείων με το λαγόνιο αγγείο-2 να διατηρείται σταθερά σε υψηλότερες στάθμες παροχής διευρύνοντας την απόσταση από τις αντίστοιχες του λαγόνιου αγγείου-1 με την αύξηση της παροχής της κεντρικής αρτηρίας.



Διάγραμμα Β3: Συγκριτική παρουσίαση χρονοσειρών κοιλιακής αορτής παθολογικού.

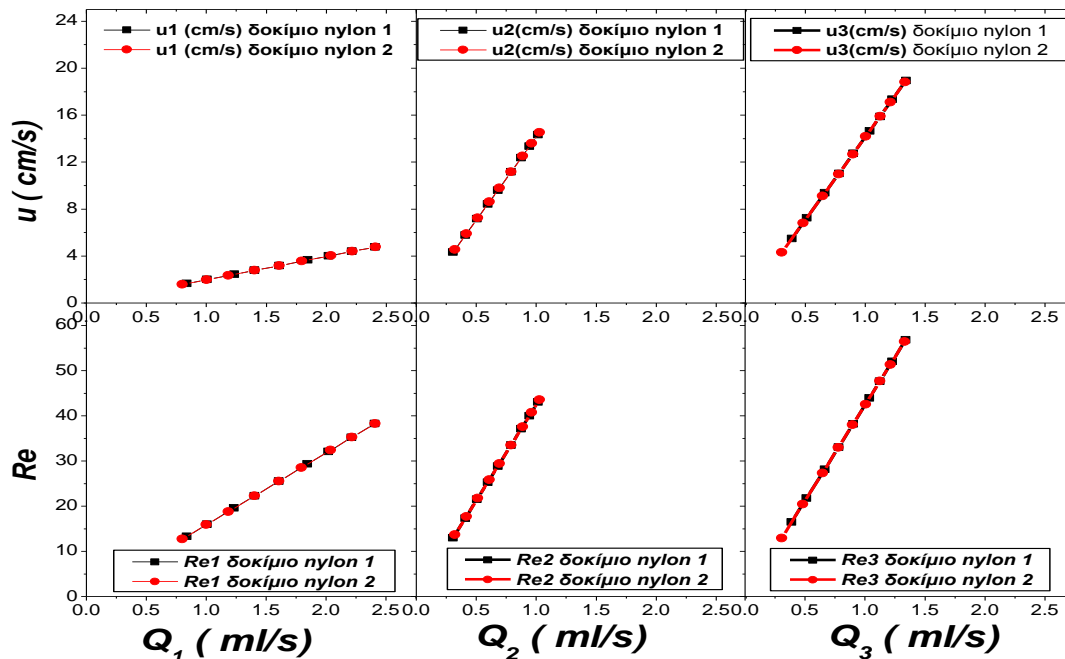
Στο σημείο αυτό είναι εφικτή η σύγκριση μεταξύ των δύο υγείων δοκιμίων (1,2) τα οποία διαφέρουν ως προς τον κατασκευαστή. Στο διάγραμμα Β3.1 δίνονται οι χρονοσειρές της κεντρικής αρτηρίας που χρησιμοποιούνται ως αναφορά για τα πειράματα όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα.

Στο διάγραμμα Β3.2 συγκρίνοντας τις χρονοσειρές παροχών του λαγόνιου αγγείου-1 για τα δύο υγιή δοκίμια που μελετήθηκαν, φαίνεται γενικά ότι επιτυγχάνονται παρόμοιες στάθμες παροχών αν και αυξανόμενης της παροχής αναφοράς της κεντρικής αρτηρίας πάνω από 1.2ml/soi χρονοσειρές του δοκιμίου-2 ασθενώς τείνουν προς ελαφρά υψηλότερες.

Στο διάγραμμα Β3.3 συγκρίνοντας τις χρονοσειρές παροχών του λαγόνιου αγγείου-2 για τα δύο υγιή δοκίμια που μελετήθηκαν φαίνεται γενικά ότι επιτυγχάνονται παρόμοιες στάθμες παροχών αν και στις χαμηλότερες παροχές αναφοράς της κεντρικής αρτηρίας οι χρονοσειρές του δοκιμίου-2 ασθενώς τείνουν προς ελαφρά χαμηλότερες.



Υγειή Δοκίμια 1,2



Διάγραμμα B4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Σύγκριση Ταχυτήτων – Αριθμών Reynolds μεταξύ δοκιμίων 1,2).

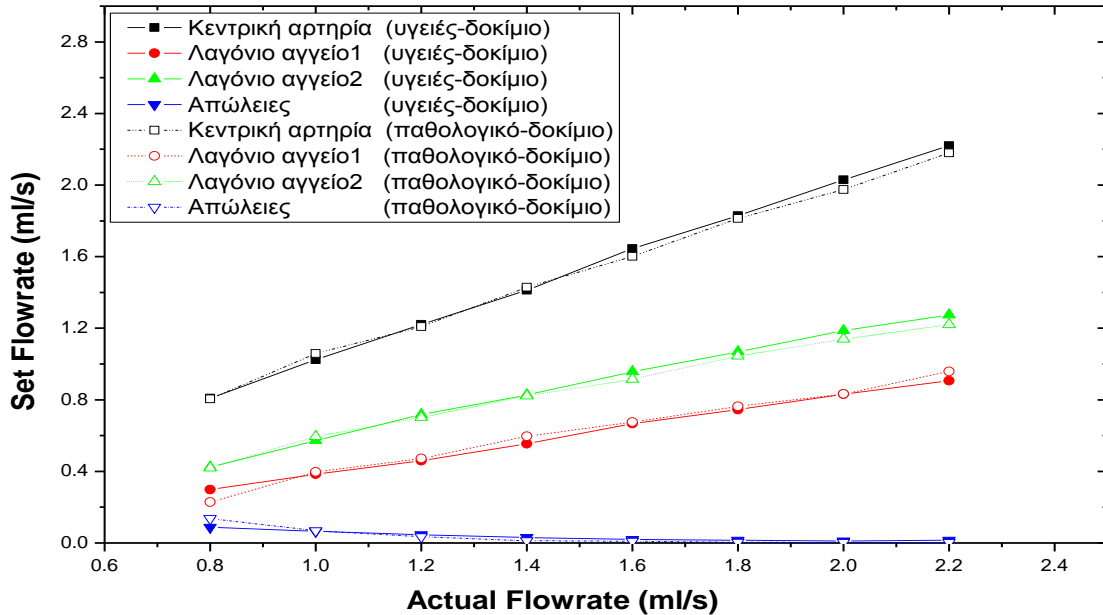
Στο Διάγραμμα B4 δίνονται οι ταχύτητες του μέσου (νερού) και οι αντίστοιχοι αριθμοί Reynolds για τα δύο υγειή δοκίμια. Τόσο οι ταχύτητες όσο και οι αντίστοιχοι αριθμοί Reynolds ακολουθούν γραμμική συμπεριφορά όπως και αναμένεται λόγω της σχέσης αναλογίας της ταχύτητας με την παροχή. Προκύπτουν παρόμοιες συμπεριφορές με εκείνες που αναφέρθηκαν στο διάγραμμα A4 και επιβεβαιώνονται τα ίδια συμπεράσματα.

Στο διάγραμμα C1 δίνονται οι μετρούμενες παροχές των υγείων δοκιμίων ως προς και το παθολογικό δοκίμιο-3. Προκύπτει διαφοροποίηση στη συμπεριφορά του παθολογικού δοκιμίου που φέρει ανεύρυσμα πριν τα λαγόνια αγγεία. Ειδικότερα σε σχέση με τα υγειή δοκίμια, φαίνεται ότι στα λαγόνια αγγεία σε χαμηλές τιμές παροχής κεντρικής αρτηρίας η παροχή ισομοιράζεται περίπου μέχρι και την τιμή 1.4 ml/s. Καλύτερη ανάγνωση θα φανεί στο επόμενο διάγραμμα. Σε μεγαλύτερες παροχές κεντρικής αρτηρίας το λαγόνιο αγγείο-1 του παθολογικού δοκιμίου διατηρεί σταθερά υψηλότερες τιμές παροχής ως προς τα αντίστοιχα υγειή, ενώ αντίθετα το λαγόνιο αγγείο-2 καταγράφει χαμηλότερες τιμές παροχής ως προς τα υγειή επίσης.

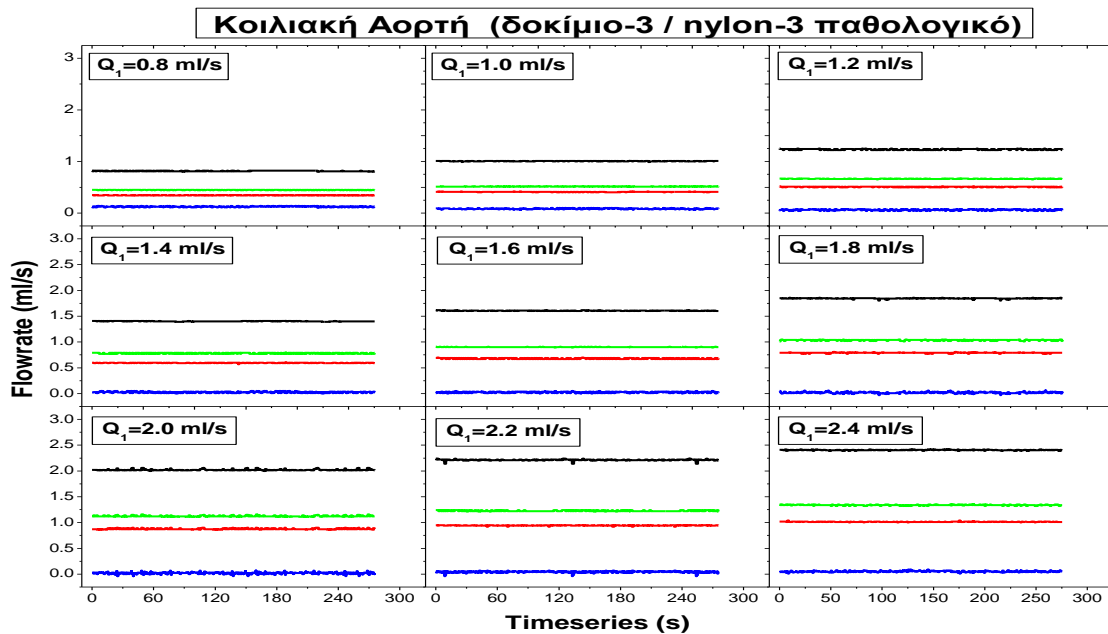
Στο Διάγραμμα C2 δίνεται η εξέλιξη των χρονοσειρών κεντρικής αρτηρίας και λαγόνιων αρτηριών (αγγείων) για όλες τις παροχές που δοκιμάστηκαν στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s της κεντρικής που χρησιμοποιείται πάντα ως αναφορά για το παθολογικό δοκίμιο που φέρει το ανεύρισμα. Οι παροχές της κεντρικής αρτηρίας (μαύρη γραμμή) διατηρούν την υψηλότερη στάθμη όπως και αναμένεται. Οι παροχές στο λαγόνιο αγγείο-3 (πράσινη γραμμή) διατηρούνται σταθερά σε υψηλότερες στάθμες ως προς τις αντίστοιχες του λαγόνιου αγγείου-2 και η συμπεριφορά αυτή σχετίζεται με τη



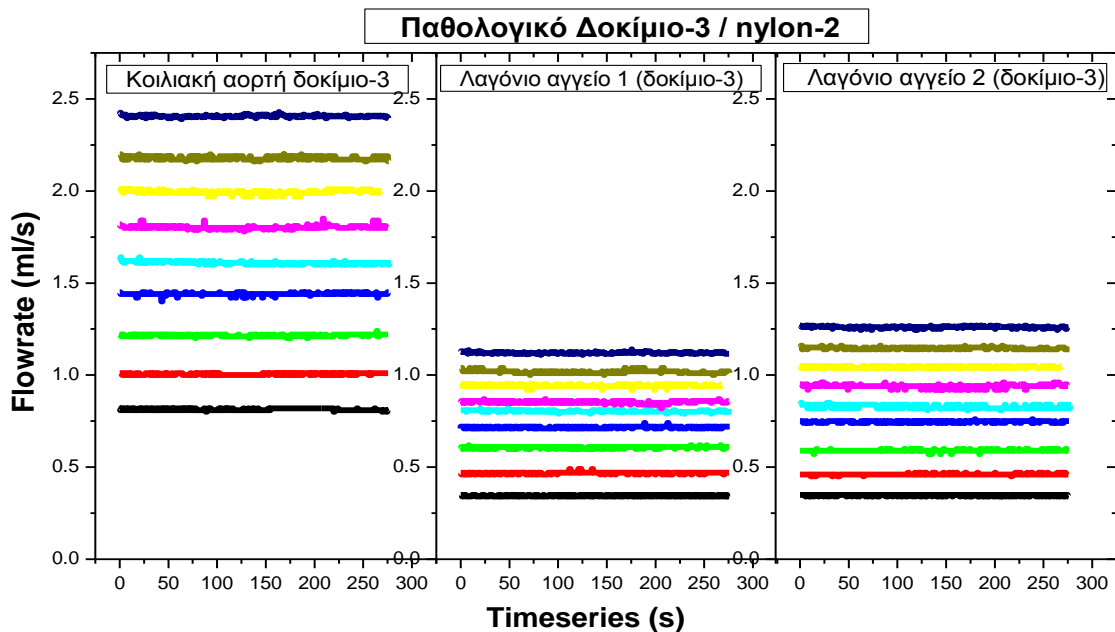
γεωμετρία του δοκιμίου. Διακρίνεται επίσης μια ελαφρά τάση διεύρυνσης της απόστασης των σταθμών μεταξύ των λαγόνιων αγγείων, αυξανομένης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας. Η συμπεριφορά αυτή αναγνωρίστηκε και στην περίπτωση των υγείων αγγείων.



Διάγραμμα C1: Συγκριτική Εξέλιξη παροχών υγείους και παθολογικού δοκιμίου.



Διάγραμμα C2: Εξέλιξη Χρονοσειρών Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμιο-3 υλικό κατασκευής nylon Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Παν/μίου Πατρών).



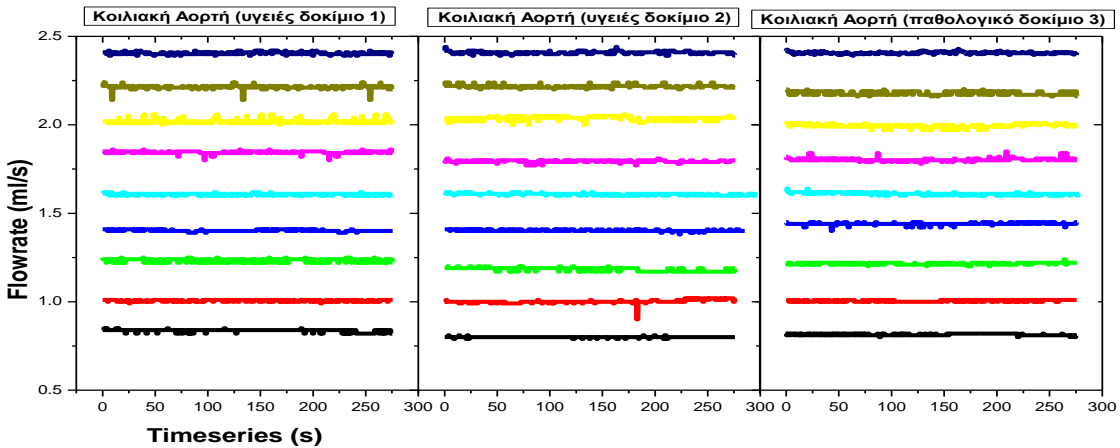
Διάγραμμα C3: Εξέλιξη Χρονοσειρών Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμιο-3-παθολογικό υλικό κατασκευής nylon Παν/μιο Πατρών).

Στο Διάγραμμα C3 δίνονται πάλι συγκριτικά οι χρονοσειρές παροχής στην κεντρική αρτηρία (κοιλιακής αορτής) για το παθολογικό δοκίμιο-3. Επιβεβαιώνεται και σε αυτό το δοκίμιο η διαφοροποίηση της συμπεριφοράς των επιπέδων παροχής των λαγόνιων αγγείων με το λαγόνιο αγγείο-2 να διατηρείται προοδευτικά σε υψηλότερες στάθμες παροχής διευρύνοντας την απόσταση από τις αντίστοιχες του λαγόνιου αγγείου-1 με την αύξηση της παροχής της κεντρικής αρτηρίας. Συγκρίνοντας το διάγραμμα C3 με τα αντίστοιχα διαγράμματα A3, B3 των υγείων δοκιμίων φαίνεται ότι τα επίπεδα διαφορών παροχής μεταξύ των λαγόνιων αγγείων 1,2 έχουν συρρικνωθεί στην περίπτωση του παθολογικού.

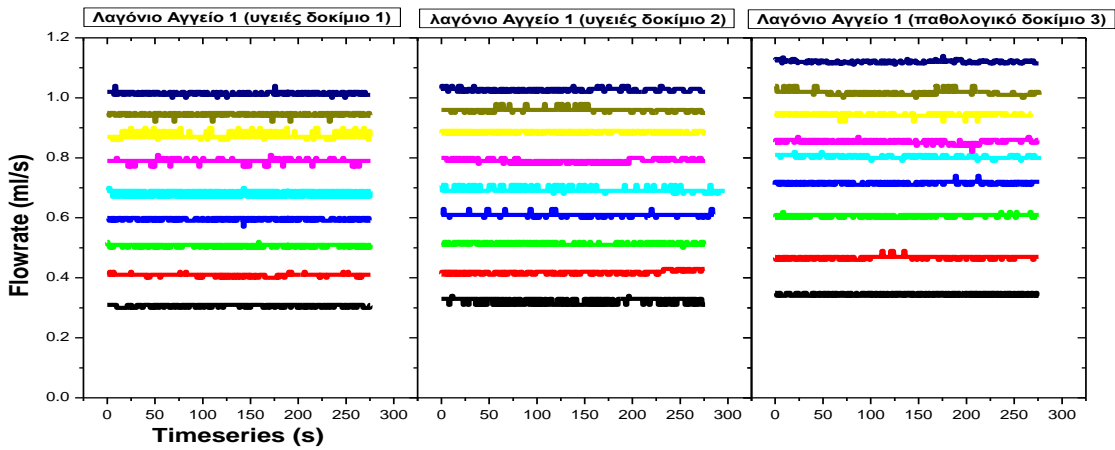
Στο σημείο αυτό είναι εφικτή η σύγκριση μεταξύ των δύο υγείων δοκιμίων (1,2) τα οποία διαφέρουν ως προς τον κατασκευαστή και μόνο με το παθολογικό. Υπενθυμίζεται ακόμα ότι το υλικό κατασκευής είναι το ίδιο (nylon).

Στο διάγραμμα C3.1 δίνονται οι χρονοσειρές της κεντρικής αρτηρίας που χρησιμοποιούνται ως αναφορά για τα πειράματα όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα. Δεν παρατηρούνται ιδιαίτερες διαφοροποιήσεις στις στάθμες παροχής για τα υγιή όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα κάτι που δείχνει ότι η επιδιωκόμενη τιμή παροχής επιτυγχάνεται εύκολα αντίθετα οι καταγραφόμενες παροχές του παθολογικού ως προς αυτές που έχουν τεθεί δείχνουν μεγαλύτερη ευαισθησία σε μεταβολές.

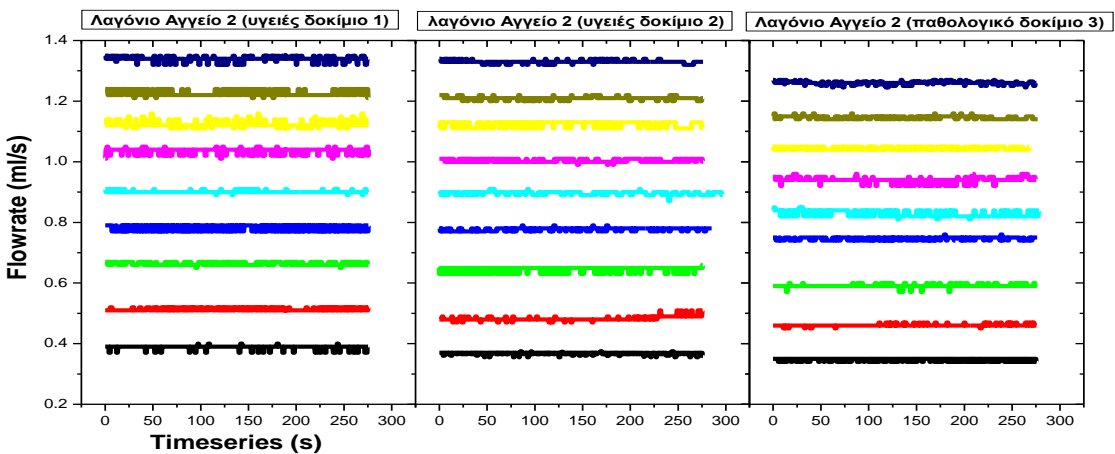
Στο διάγραμμα C3.2 συγκρίνονται οι χρονοσειρές παροχών του λαγόνιου αγγείου-1 των δύο υγείων δοκιμίων με την αντίστοιχη του παθολογικού. Είναι προφανές ότι το λαγόνιο αγγείο-1 διατηρεί υψηλότερα επίπεδα παροχής σε όλες τις δοκιμαζόμενες παροχές της κεντρικής και μάλιστα αυξανόμενης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας διευρύνεται αυξητικά η διαφορά των επιπέδων.



Διάγραμμα C3.1: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Κεντρικής Αρτηρίας Κοιλιακής Αορτής. (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon).



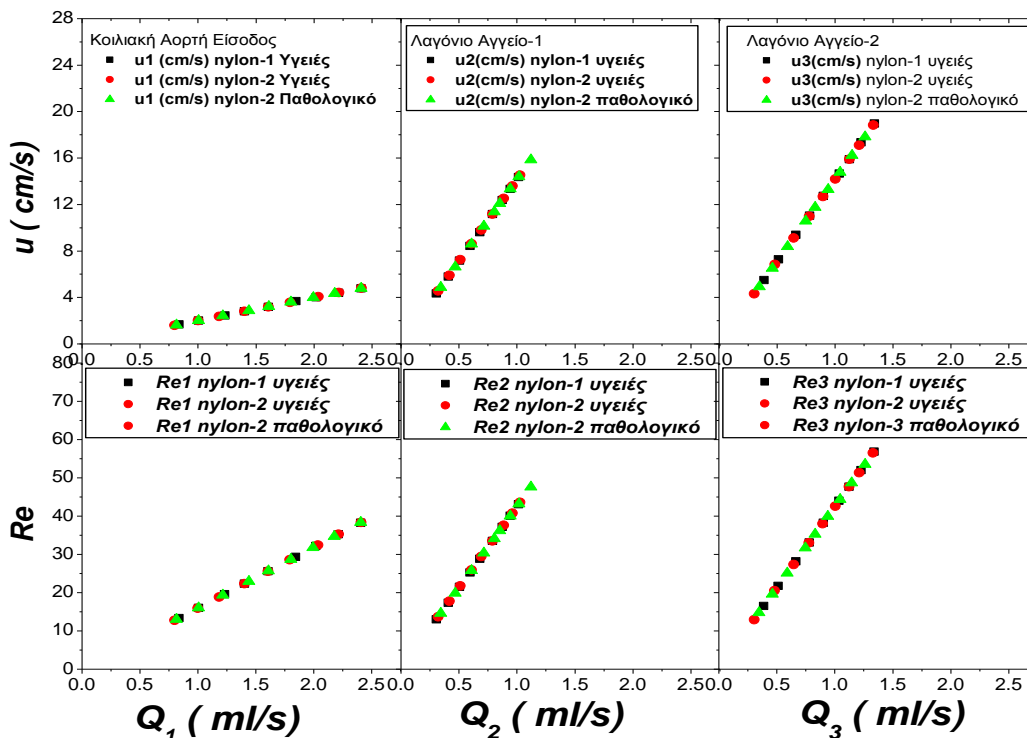
Διάγραμμα C3.2: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Λαγόνιας αρτηρίας-1 (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon).



Διάγραμμα C3.3: Συγκριτική Εξέλιξη Χρονοσειρών Λαγόνιας αρτηρίας-2 (δοκίμια-1,2,3 υλικό κατασκευής nylon).



Στο διάγραμμα C3.3 συγκρίνονται οι χρονοσειρές παροχών του λαγόνιου αγγείου-2 των δύο υγείων δοκιμών με την αντίστοιχη του παθολογικού. Είναι προφανές ότι το λαγόνιο αγγείο-2 διατηρεί χαμηλότερα επίπεδα παροχής σε όλες τις δοκιμαζόμενες παροχές της κεντρικής και μάλιστα αυξανόμενης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας το λαγόνιο αγγείο-2 του παθολογικού δοκιμίου τείνει να λαμβάνει χαμηλότερες τιμές παροχής συμπεράσμα που είναι σε συνέπεια με τη συμπεριφορά του λαγόνιου αγγείου-1.



ΔιάγραμμαC4: Χαρακτηριστικά του ρευστού κατά τη διέλευση από τα σημεία ενδιαφέροντος (Σύγκριση Ταχυτήτων – Αριθμών Reynolds μεταξύ των τριών δοκιμών 1,2 – υγεία, 3 - παθολογικό).

Στο Διάγραμμα C4 δίνονται χαρακτηριστικά του ροικού πεδίου, δηλ. οι ταχύτητες του μέσου (νερού) όπως αυτές προκύπτουν από τις καταγραφόμενες μέσες τιμές παροχής. Τόσο οι ταχύτητες όσο και οι αντίστοιχοι αριθμοί Reynolds ακολουθούν γραμμική συμπεριφορά όπως και αναμένεται λόγω της σχέσης αναλογίας της ταχύτητας με την παροχή.

Η ταχύτητα της κεντρικής αρτηρίας λόγω και της μεγαλύτερης διατομής (8mm) διατηρεί μικρότερο εύρος τιμών αυξανόμενης της παροχής. Προκύπτει ότι στη μεγαλύτερη παροχή των 2.4ml/s αντιστοιχεί ταχύτητα περίπου 5cm/s.

Αντίθετα λόγω του ότι η ταχύτητα έχει αντίστροφα ανάλογη σχέση με τη διάμετρο ή και τη διατομή του αγωγού προκύπτει ότι οι λαγόνιες αρτηρίες που έχουν μικρότερη



διάμετρο (3mm) ακολουθούν την ίδια πιο οξεία γραμμική συμπεριφορά ως προς την κεντρική αρτηρία κάτι που φαίνεται από τη μεγαλύτερη κλίση των ευθειών.

Όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα στο λαγόνιο αγγείο-1 οι παροχές των υγείων δοκιμίων-1,2 διατηρούνται στο εύρος (0.25 – 1.00)ml/s με το εύρος ταχυτήτων να βρίσκεται στο εύρος (1 – 14)cm/s και αντίστοιχα οι αριθμοί Reynolds καλύπτουν μια περιοχή (11 – 45). Αντίθετα για το λαγόνιο αγγείο του παθολογικού δοκιμίου διακρίνονται μικρές διαφοροποιήσεις κατά μονότονο τρόπο. Πιο αναλυτικά οι παροχές είναι μετατοπισμένες προς ελαφρά μεγαλύτερες τιμές στο εύρος (0.35 – 1.10) ml/s με το εύρος ταχυτήτων να ακολουθεί παρόμοια συμπεριφορά στο εύρος (4 – 16)cm/s ενώ και οι αριθμοί Reynolds κυμαίνονται στο εύρος (14 – 50).

Αντίθετη συμπεριφορά φαίνεται να ακολουθεί το λαγόνιο αγγείο-2 του παθολογικού με τάσεις «επιστροφής» σε χαμηλότερες τιμές. Όπως έχει περιγραφεί νωρίτερα στο λαγόνιο αγγείο-2 των υγείων οι παροχές διατηρούνται στο εύρος (0.25 – 1.35) ml/s με το εύρος ταχυτήτων να βρίσκεται στο εύρος (4 – 18) cm/s και αντίστοιχα οι αριθμοί Reynolds καλύπτουν μια περιοχή (12 – 55). Οι τιμές στο παθολογικό δοκίμιο διαφοροποιούνται ελαφρά με τις παροχές να βρίσκονται στο εύρος (0.35 – 1.20) οι αντίστοιχες ταχύτητες κυμαίνονται στο εύρος (4 – 18) cm/s και αντίστοιχα οι αριθμοί Reynolds καλύπτουν μια περιοχή (15 – 50).

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΡΟΗΣ ΣΕ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΥΓΕΙΟΥΣ ΚΑΙ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΗΣ (ΜΕ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ) ΜΕ ΕΛΑΣΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΚΟΥΤΕΛΟΥ ΕΥΘΥΜΙΑ Α.Μ 7501 ΜΑΚΚΑ ΕΛΕΝΗ Α.Μ 7455





6. Συμπεράσματα – Ανασκόπηση

Στην παρούσα διπλωματική εργασία σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε πειραματική διάταξη προσομοίωσης κοιλιακής αορτής υγείους και παθολογικής. Ειδικότερα η αορτή απαρτίζεται από μια είσοδο κυκλοφορίας του αίματος (κεντρική αρτηρία της καρδιάς) διαμέτρου 8mm που απολήγει σε δύο αρτηρίες μικρότερης διαμέτρου 3mm. Στην περίπτωση του υγείου δοκιμίου οι δύο αρτηρίες είχαν ίδια μορφή και διάμετρο, ενώ στην περίπτωση του παθολογικού κατασκευάστηκε κοιλότητα που συνιστά το ανεύρυσμα. Τα χαρακτηριστικά μορφολογικά στοιχεία του παθολογικού αλλά και του υγείου δοκιμίου ελήφθησαν από αξονική τομογραφία (CT scan) και κατασκευάστηκαν από εύκαμπτο πλαστικό.

Η παραμετρική μελέτη που περιγράφηκε αποτελεί το δεύτερο στάδιο μιας συνολικότερης διερεύνησης του προβλήματος που συνίσταται στη συγκριτική μελέτη υγείου και παθολογικής αορτής κατασκευασμένων από δύο διαφορετικά υλικά (νάιλον και συνθετικό με ανθρακονήματα) σε εύρος παροχών. Το ρευστό που χρησιμοποιήθηκε ήταν απιονισμένο νερό το οποίο διαθέτει φυσικές ιδιότητες παραπλήσιες του αίματος (πυκνότητα, ιξώδες). Στο προηγούμενο κεφάλαιο του εκπονήματος αυτού παρουσιάστηκαν αποτελέσματα που αφορούσαν τα δύο δοκίμια (υγείας και παθολογικό) κατασκευασμένα από συνθετικό υλικό με προσθήκη ανθρακονημάτων, ενώ καταγράφηκαν παροχές με μικρομυλίσκους στα τρία σημεία ενδιαφέροντος, ήτοι στην κεντρική αρτηρία (είσοδος ρευστού) και στις δύο λαγόνιες αρτηρίες (έξοδοι του ρευστού).

Η διαδικασία λήψης των μετρήσεων περιλάμβανε την ταυτόχρονη καταγραφή παροχών της κοιλιακής αορτής στις προαναφερθείσες θέσεις ενδιαφέροντος και έγινε σε μορφή χρονοσειρών σημάτων κατά τη διέλευση του ρευστού από μικρομυλίσκους, οι οποίοι παρεμβάλλονταν στη ροή των 3 κλάδων της αορτής. Κατόπιν καθορισμένης διαδικασίας και με τη χρήση του κατάλληλου εξοπλισμού εξήχθησαν οι χρονοσειρές των σημάτων παροχής δίνοντας τη δυνατότητα στατιστικής ανάλυσης και επεξεργασίας (postprocessing). Υπενθυμίζεται ότι η μελέτη έγινε παραμετρικά, με την έννοια ότι δοκιμάστηκαν παροχές σε ένα εύρος (0.8 – 2.4) ml/s όπως καταγράφηκαν από την κεντρική αρτηρία, με τη βοήθεια ρυθμιστή, ενώ έγινε ταυτόχρονη καταγραφή σημάτων παροχής για ίση διάρκεια πειράματος.

Όσον αφορά τα συμπεράσματα που προέκυψαν, αρχικά φαίνεται πως αυξανόμενης της παροχής η τάση που ακολουθείται είναι περίπου γραμμική για όλες τις αρτηρίες αν και στις λαγόνιες είναι εμφανής μια κόπωση αυξανόμενης της παροχής. Επιπλέον, οι μέσες τιμές παροχής της κεντρικής αρτηρίας ακολουθούν με συνέπεια εκείνες που έχουν τεθεί αντίστοιχα στο εύρος (0.8 – 2.4) ml/s ενώ διαφοροποιήσεις αναγνωρίζονται για τη συμπεριφορά των λαγόνιων αρτηριών, οι οποίες σχετίζονται με την κατασκευαστική γεωμετρία των αγγείων αυτών. Όπως αναμένεται, οι παροχές της κεντρικής αρτηρίας διατηρούν την υψηλότερη στάθμη και παράλληλα διακρίνεται μια ασθενής τάση διεύρυνσης της απόστασης των σταθμών μεταξύ των λαγόνιων αγγείων, αυξανόμενης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας.



Τόσο οι ταχύτητες όσο και οι αντίστοιχοι αριθμοί Reynolds ακολουθούν γραμμική συμπεριφορά όπως και αναμένεται λόγω της σχέσης αναλογίας ταχύτητας – παροχής. Η ταχύτητα της κεντρικής αρτηρίας λόγω και της μεγαλύτερης διατομής (8mm) διατηρεί μικρότερο εύρος τιμών αυξανόμενης της παροχής. Αντιθέτως, λόγω της αντίστροφης αναλογίας μεταξύ της ταχύτητας και της διαμέτρου ή της διατομής του αγωγού, προκύπτει ότι οι λαγόνιες αρτηρίες που έχουν μικρότερη διάμετρο (3mm) ακολουθούν την ίδια πιο οξεία γραμμική συμπεριφορά ως προς την κεντρική αρτηρία κάτι που φαίνεται από τη μεγαλύτερη κλίση των ευθειών.

Διακρίνεται μια ελαφρά τάση διεύρυνσης της απόστασης των σταθμών μεταξύ των λαγόνιων αγγείων, αυξανόμενης της παροχής της κεντρικής αρτηρίας, συμπεριφορά που αναγνωρίστηκε και στην περίπτωση των υγείων αγγείων. Φαίνεται ότι το υλικό κατασκευής των δοκιμών δεν επηρεάζει τη συμπεριφορά στις λαγόνιες αρτηρίες, κάτι που δείχνει ότι τουλάχιστον η εσωτερική κατασκευή των δοκιμών είναι πολύ παρόμοια, μη επιφέροντας αξιοσημείωτες διαφορές στα αποτελέσματα.



ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Armitstead J.P. και Bertram C.D. (1996). A study of the bifurcation behaviour of a model of flow through a collapsible tube, *Bulletin of Mathematical Biology*, Volume 58, Issue 4, pp 611–641
2. Assael Marc J.; Trusler J.P. Martin; Tsolakis Thomas F. (1996), *Thermophysical Properties of Fluids*, Imperial College Press
3. Chu, Steven. *Critical Materials Strategy United States Department of Energy*, December 2011. Accessed: 23 December 2011.
4. Cornell R. M. & Schwertmann U. 2003, *The Iron Oxides: Structure, Properties, Reactions, Occurrences and Uses* (second ed.), *Wiley-VCH, Weinheim*
5. Davis E. James, Gill William N, The effects of axial conduction in the wall on heat transfer with laminar flow, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Volume 13, Issue 3, 1970, Pages 459-470, ISSN 0017-9310, [https://doi.org/10.1016/0017-9310\(70\)90143-2](https://doi.org/10.1016/0017-9310(70)90143-2).
6. Fraden, Jacob (2010). *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications, 4th Ed.*. USA: Springer, σελ. 73. ISBN 1441964657.
7. Aminfar H., Mohammadpourfard M., Maroofiazar R. (2013). Eulerian simulation of subcooled boiling flow in straight and curved annuli, *Journal of Mechanical Science and Technology*
8. Ichioka, S., Iwasaka, M., Shibata, M. et al. *Med. Biol. Eng. Comput.* Kluwer Academic Publishers, (1998) 36: 91. <https://doi.org/10.1007/BF02522863>
9. Juha Pyrhönen, Tapani Jokinen, Valéria Hrabovcová (2009). *Design of Rotating Electrical Machines*. John Wiley and Sons, σελ. 232. ISBN 0-470-69516-1
10. Kinouchi Y, Yamaguchi H, Tenforde TS (1996) Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics* 17: 21–32
11. Kinouchi Y, Yamaguchi H, Tenforde TS (1996) Theoretical analysis of magnetic field interactions with aortic blood flow. *Bioelectromagnetics* 17: 21–32
12. Κουφόπουλος Μ., Χατζάκης Ν., (2019), *Υπολογιστική Διερεύνηση Αλληλεπίδρασης Ρευστού – Κατασκευής σε Δυναμική Φόρτιση (Μεταπτυχιακή εργασία)*, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα



13. Lin, T., & Kandlikar, S.G. (2011). A Theoretical Model for Axial Heat Conduction Effects During Single-Phase Flow in Microchannels.
14. Lou X.Y. & Pedley T.J., (1996). Steady and unsteady flows in collapsible channels, *Advances in Biomechanics*
15. Lou X.Y. & Pedley T.J. (1993). The effects of wall inertia on flow in a 2-D collapsible channel, *Journal of Fluid Mechanics* 363:253-280, DOI: 10.1017/S0022112098001062
16. Maranzana, Gaël & Perry, Isabelle & Maillet, Denis. (2004). Mini- and micro-channels: Influence of axial conduction in the walls. *International Journal of Heat and Mass Transfer - INT J HEAT MASS TRANSFER.* 47. 3993-4004. 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2004.04.016.
17. Nakayama Y., Boucher R. F., Introduction to Fluid Mechanics, Butterworth-Heinemann, Pages xi-xii, 1998, ISBN 9780340676493, <https://doi.org/10.1016/B978-034067649-3/50002-6>.
18. Neuringer, Joseph L., Rosensweig, Ronald E., Ferrohydrodynamics, The Physics of Fluids, American Institute of Physics, doi: 10.1063/1.1711103, 1964
19. Παπαδοπούλου Ε., (2014), ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΕΝΟΣ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΡΕΥΣΤΟΥ-ΣΤΕΡΕΟΥ (FSI) ΓΙΑ ΤΟΝ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΠΟΥ ΜΠΟΡΟΥΝ ΝΑ ΠΡΟΒΛΕΨΟΥΝ ΤΗ ΡΗΞΗ ΕΝΔΟΚΡΑΝΙΑΚΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ, ΑΞΙΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΤΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ (Μεταπτυχιακή εργασία), Πανεπιστήμιο Πατρών, Πάτρα
20. Ruenraroengsak P., Cook JM, Florence AT., (2009). Nanosystem drug targeting: Facing up to complex realities, *J Control Release.* 15;141(3):265-76. doi: 10.1016/j.jconrel.2009.10.032.
21. Reynolds, O. (1883), *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 174, 935-982, <http://www.royalsocietypublishing.org/content/174/935>
22. Stokes, G.G. (1851) On the Effect of the Internal Friction of Fluids on the Motion of Pendulums. *Transactions of the Cambridge Philosophical Society, Part II, 9, 8-106.*
23. Στεργίου Γ., (2019), ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΜΕΘΟΔΟΥ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΡΕΥΣΤΟΥ ΣΤΕΡΕΑΣ ΔΟΜΗΣ (FSI) ΣΤΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΚΡΙΤΗ ΣΕ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (Διπλωματική εργασία), Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης, Θεσσαλονίκη



24. Tiselj I., Hetsroni G., Mavko B., Mosyak A., Pogrebnyak E., Segal Z., (2004). Effect of axial conduction on the heat transfer in micro-channels. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 47. 2551-2565. 10.1016/j.ijheatmasstransfer.2004.01.008.
25. US Patent # 3215572 filed Oct 9, 1963 <https://www.google.com/patents/US3215572>
26. Xenos M., Alemu Y., Zamfir D., Einav S., Ricotta J.J., Labropoulos N., et al. (2015), The effect of angulation in abdominal aortic aneurysms: fluid–structure interaction simulations of idealized geometries, *Med Biol Eng Comput* (2010) 48:1175–1190, DOI 10.1007/s11517-010-0714-y
27. Xenos M., Labropoulos N., Rambhia S., Alemu Y., Einav S., Tassiopoulos A., et al. (2014), Progression of Abdominal Aortic Aneurysm Towards Rupture: Refining Clinical Risk Assessment Using a Fully Coupled Fluid–Structure Interaction Method, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 43, No. 1, January 2015, pp. 139–153, DOI: 10.1007/s10439-014-1224-0
28. Xenos M., Rambhia S.H., Alemu Y., Einav S., Labropoulos N., Tassiopoulos A., et al. (2010), Patient-Based Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Prediction with Fluid Structure Interaction Modeling, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 11, November 2010, pp. 3323–3337, DOI: 10.1007/s10439-010-0094-3